# УНИВЕРЗИТЕТ СВ. "КИРИЛ И МЕТОДИЈ" СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ- СКОПЈЕ Катедра по Стоматолошка Протетика

# ВЛИЈАНИЕТО НА ВИСИНАТА НА СУПРАСТРУКТУРАТА ВРЗ СТАБИЛНОСТА НА ИМПЛАНТИТЕ - МЕТОД НА КОНЕЧНИ ЕЛЕМЕНТИ - ДОКТОРСКА ДИСЕРТАЦИЈА -

КАНДИДАТ: Д-р ТАЊА ДЕЈАНОСКА **MEHTOP:** 

ПРОФ. д-р БИЛЈАНА КАПУШЕВСКА

Скопје, 2022

## АПСТРАКТ

**Вовед:** Имплантолошките третмани се се́ повеќе преферирани третмани за орална рехабилитација кај беззабни пациенти.

Имплантолошките концепти All-on-4 и All-on-6 се алтернативно решение кои нудат добра прогноза, но не ја решаваат состојбата на зголемениот простор за висината на супраструктурата настанат со поизразена ресорпција на коскеното ткиво.

Односот на висината на супраструктурата и имплантот може да биде една од причините за прекумерно оптоварување на имплантите.

Во достапната литература постојат различни и често спротивставени мислења за влијанието на соодносот на висината на супраструктурата и имплантот врз стабилноста на имплантите.

**Цел:** Целта на ова истражување е да се испита влијанието на висината на супраструктурата врз стабилноста на имплантите.

**Материјал и метод:** Испитувања се направени на тридимензионален (3D) модел, базиран на методот на конечни елементи направен врз основа на слики од компјутерска томографија(CT).

Направени се единаесет (11) нумерички модели на беззабна мандибула. Два ја чинат контролната група од кои еден е според концептот All-on-4, а другиот е според концептот All-on-6 со сооднос коронка/имплант 1:1. Испитуваната група ја чинат по четири модели од двата концепти со различни соодноси на коронката/имплантот 1.25:1, 1.5:1, 1.75:1 и 2:1. Имплантите кај сите модели се со исти димензии.

**Резултати и дискусија:** Резултатите од истражувањето за влијанието на супраструктурата врз стабилноста на имплантите кај моделите од контролната и испитуваната група покажуваат дека поголеми на напрегањата по von Mises се јавуваат на страната на оптоварувањето, а тие имаат највисоки вредности во имплантите, потоа во кортикалната коска а најмали вредности во спонгиозната коска. Локацијата на напрегањата по von Mises се со линеарна корелација со

јачината на силата. Повисоки вредности на напрегањата по von Mises има при делување на коси сили во однос на вертикални сили (p<0.5).

Постои разлика помеѓу моделите од контролната група и моделите од испитуваната група(p<0.5). Според тоа соодносот на висината на супрастиктурата/имплантот има влијание врз вредностите на напрегањата по von Mises, а со тоа може да има влијание и на стабилноста на имплантите. Најдена е значајна разлика (p<0.5) помеѓу моделите според концептот All-on-4 и според концептот All-on-6, за сите испитувани структури (имплантите, кортикалната и спонгиозната коска).

Вредностите на поместувањата на имплантите се во рамките на познатите вредности за поместување на имплантите во литератутата. Тие се поизразени кај поголемиот сооднос C/I и се зависни и правецот на делување на силата, поизразени се за коси сили.

Вертикалните поместувања на имплантите не се под влијание на C/I.

#### Заклучок:

1. Кај двата концепти, All-on-4 и All-on-6, повисоки вредности на напрегањата за von Misess и поместување на имплантите има на страната на оптоварувањето, со значајни разлики за вертикални и коси сили.

2. Соодносот коронка/имплант, односно супраструктура/ имплант, има влијание на вредноста и локализацијата на напрегањата по v.Mises во трите испитувани структури, на поместувањето на имплантите.

3. Постои статистички значајна ралика помеѓу вредностите на напрегањата по von Misess помеѓу двата концепт. Порамномерна распределба има кај All on 6 .

4. Двата концепти можат со голема сигурност да се применуваат за терапија на тоталната беззабност, при содветни индикации но се преферира, кога е можно да се применува All on 6.

**Клучни зборови:** Мандибула, Имплант, Напрегање, Кортикална коска, Спонгиозна коска, Џвакална сила, Супраструктура, Анализа на конечни елементи

## ABSTRACT

**Introduction:** Implant treatments are increasingly preferred treatments for oral rehabilitation of edentulous patients.

The implant treatment concepts The All-on-4 and All-on-6, as an alternative solution, offer a good prognosis, but do not resolve the problem of increased suprastructure height space created by more pronounced resorption of bone tissue.

The superstructure height and implant ratio could be one of the reasons for implant overload.

In the available literature there are different and often conflicting opinions regarding the impact of the suprastructure height on implants stability.

**Aim:** The aim of this study is to research the the impact of suprastructure height on implant stability.

**Material and method:** Research was performed on a three-dimensional (3D) model, based on computerized tomography (CT) images, by finite elements method analysis. Eleven (11) numerical models of edentulous mandible are made. Two models are used as control group, one for All-on-4 concept C/I ratio 1:1, and the other is for All-on-6 concept with C/I ratio 1: 1. The test models consists of four models from both concepts with different C/I ratios: C/I of 1.25: 1, C/I of 1.5: 1, C/I of 1.75: 1 and C/I of 2: 1. In all models the implants have same dimensions.

**Results and discussion:** The results of the research on the impact of the suprastructure on implants stability, on control and tested models, shows that higher strain values for maximum v.Mises stress occur on the loading side, the values are highest in implants, then in cortical bone and the lowest are in trabecular bone.

The location of on Mises stress is linearly correlated with the strength of the force. Higher von Mises stress values occur on oblique loads than on vertical loads (p <0.5).

There is a difference between the control models and tested models (p < 0.5). Consequently, the suprastructure height / implant ratio has impact on an effect on von Mises stress strains, and thus may have an impact on implant stability. A significant difference (p <0.5) was found between the All-on-4 and All-on-6 models for all examined structures (implants, cortical and trabecular bone).

Implant displacement values are within the known implant displacement values in the literature. Displacements are pronounced at higher C/I ratio and oblique loads. The vertical displacements of the implants are not affected by C/I ratio.

# **Conclusion:**

1. In both, All-on-4 and All-on-6 concepts, there are higher values of von Misess stress strains and implant displacement on loading side, with significant differences in vertical and oblique forces.

2. The crown / implant ratio, ie. suprastructure / implant ratio, has an impact on implant displacement and the v.Mises stress values and their location in all three examined structures.

3. There is a statistically significant difference between von Mises stress strains in both concepts. All-on-6 concept has more even distribution.

4. Both concepts can be used in complete edentulous treatments when indicated, with great certainty, but whenever possible All-on-6 is preferred concept.

**Keywords:** mandibula, implant, strain, cortical bone, trabecular bone, masticatory force, suprastructure, Finite element method

# содржина:

**1. ВОВЕД** 

## 2. ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРАТА

2.1.Кратка историја на дентална имплантологија

#### 2.2. Периимплантни ткива

2.2.1.Меки периимплантни ткива

### 2.2.2.Коскено ткиво

- 2.2.2.1.Коскено ткиво структура
- 2.2.2.Коскено ткиво карактеристики (дали физичка)
- 2.2.2.3. Биомеханика на коскеното ткиво
- 2.2.2.4. Густина на коска
  - 2.2.2.4.1. Методи за одредување на квалитетот на коска

## 2.2.2.5. Дебелината на кортикалната коска

- 2.2.3. Остеоинтеграција
- 2.2.4. Сили во џвакалниот систем
  - 2.2.4.1. Биомеханика на импланти

## 2.2.4.2. Микромукцијата

- 2.2.5. Сооднос коронка/имплант и простор висина за на коронка
- 2.2.6. All-on-4 и All-on-6 имплантолошки концепти

2.2.6.1. Историја на концептот All-on-4

2.2.6.2. Навалени импланти и конзоли

2.2.7. Методот на конечни елементи (МКЕ)

2.2.7.1.Развој и примената на Методот на конечни елементи (МКЕ) во областа на стоматологија 2.2.7.2.Изработка на компјутерски модел на конечни елементи

2.2.7.2.1.Моделирање
2.2.7.2.2.Геометрија
2.2.7.2.3.Степени на слобода
2.2.7.2.4.Особини на материјали
2.2.7.2.5.Оптоварување
2.2.7.2.6.Нумеричка анализа
2.2.7.2.7. Анализа на резултатите

### 2.2.8. Вредности на напрегањата по Von Mises

#### 3. ЦЕЛИ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО

#### 3.1.Специфични цели на истражувањето:

3.2. Образложение на работните хипотези и тези

#### 4.МАТЕРИЈАЛ И МЕТОД

4.1. Материјал

4.2. Метод на истражување

4.2.1.Изработка на нумеричкиот модел

4.2.1.1. Моделирање на долна вилица

4.2.1.2. Моделирање на импланти

4.2.1.1Моделирање на коронките на забите во супраструктурата

4.2.1.2. Моделирање на мостовните конструкции

**4.2.2.Материјални карактеристики на елементите вградени** во нумеричките модели

4.2.3. Оптоварување

4.2.4. Калибрирање

#### 4.2.5. Нумеричка анализа

#### 5. РЕЗУЛТАТИ И ДИСКУСИЈА

5.1. Резултати и дискусија од истражувањето на All-on-4

5.1.1. Вредности по von Mises за вертикални и коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1

5.1.1.1. Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1

5.1.1.1.1. Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили во сектор на имплант 15 кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1

5.1.1.1.2. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 25 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1

5.1.1.1.3. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 16 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос С/I 1:1

5.1.1.1.4. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 26 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1

5.1.1.1.5. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1

5.1.1.2. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1

5.1.1.2.1. Вредности на напрегањата по von Mises за коси во сектор на имплант 15 кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1

5.1.1.2.2. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 25 кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1

5.1.1.2.3. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 16 кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1

5.1.1.2.4. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 26 кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1

5.1.1.2.5. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1

5.1.1.3. Споредување на вредностите на напрегањата по v.Mises за вертикални и коси кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1

5.1.2. Вредности по von Mises за вертикални и коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.25:1

5.1.2.1. Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.25:1

5.1.2.1.1. Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили во сектор на имплант 15 кај All-on-4 со сооднос C/I 1.25:1

5.1.2.1.2. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 25 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.25:1

5.1.2.1.3. Вредности на напрегањата по von Mises во зона на имплант 16 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.25:1

5.1.2.1.4. Вредности на напрегањата по von Mises во зона на имплант 26 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.25:1

5.1.2.1.5. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.25:1

5.1.2.2.Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.25:1

5.1.2.2.1. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 15 кај All-on-4 со сооднос C/I 1.25:1

5.1.2.2.2. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 25 кај All-on-4 со сооднос C/I 1.25:1

5.1.2.2.3. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 16 кај All-on-4 со сооднос C/I 1.25:1

5.1.2.2.4. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 26 кај All-on-4 со сооднос С/I 1.25:

5.1.2.2.5. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.25:1

5.1.3.Вредности по von Mises за вертикални и коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.5:1

5.1.3.1.Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.5:1

5.1.3.1.1. Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили во сектор на имплант 15 кај All-on-4 со сооднос C/I 1.5:1

5.1.3.1.2 Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 25 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.5:1

5.1.3.1.3. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 16 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.5:1

5.1.3.1.4. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор имплант 26 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.5 /1

5.1.3.1.5. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.5:1

5.1.3.2. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.5:1

5.1.3.2.1. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 15 кај All-on-4 со сооднос C/I 1.5:1

5.1.3.2.2. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 25 кај All-on-4 со сооднос C/I 1.5:1

5.1.3.2.3. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 16 кај All-on-4 со сооднос C/I 1.5:1

5.1.3.2.4. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 26 кај All-on-4 со сооднос C/I 1,5:1

5.1.3.2.5. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1,5:1

5.1.3.3. Споредување на вредностите на напрегањата по v.Mises за вертикални и коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.5/1

5.1.4. Вредности по von Mises за вертикални и коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75 :1

5.1.4.1. Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75:1

5.1.4.1.1. Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили во сектор на имплант 15 кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75:1

5.1.4.1.2. Вредности на напрегањата по von Mises во зона на имплант 25 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75:1

5.1.4.1.3. Вредности на напрегањата по von Mises во зона на имплант 16 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75:1

5.1.4.1.4. Вредности на напрегањата по von Mises во зона на имплант 26 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75:1

5.1.4.1.5. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос С/I 1.75:1

5.1.4.2.Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75:1

5.1.4.2.1. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 15 за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75:1

5.1.4.2.2. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 25 за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75:1

5.1.4.2.3. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 16 за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75:1

5.1.4.2.4. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 26 за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75:1

5.1.4.2.5. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75:1

5.1.4.3. Споредување на вредностите на напрегањата по v.Mises за вертикални и коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75:1

5.1.5. Вредности по von Mises за вертикални и коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 2:1

5.1.5.1. Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 2:1

5.1.5.1.1. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 15 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос С/I 2:1

5.1.5.1.2. Вредности на напрегањата по von Mises во зона на имплант 25 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 2:1

5.1.5.1.3. Вредности на напрегањата по von Mises во зона на имплант 16 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 2:1

5.1.5.1.4. Вредности на напрегањата по von Mises во зона на имплант 26 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 2:1

5.1.5.1.5. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 2:1

5.1.5.2.Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 2:1 5.1.5.2.1. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 15 за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 2:1

5.1.5.2.2. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 25 а коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 2:1

5.1.5.2.3. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 16 за коси сили кај All-on-4 со сооднос С/I 2:1

5.1.5.2.4. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 26 за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 2:1

5.1.5.2.5. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 2:1

5.1.5.3. Споредување на вредностите на напрегањата по v.Mises за вертикални и коси кај All-on-4 со сооднос C/I 2/1

5.2.Вредности по von Mises за вертикални и коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1

5.2.1.Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1

5.2.1.1. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 5 за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1

5.2.1.2. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 15 за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос С/I 1:1

5.2.1.3. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 25 за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1

5.2.1.4. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 6 за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1

5.2.1.5. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 16 за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1

5.2.1.6. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 26 за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1

**5.2.1.7**. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1

5.2.2.Вредности на напрегањата по von Misess за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1

5.2.2.1. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 5 кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1

5.2.2.2. Вредности на напрегањата по von Misess за коси сили во сектор на имплант 15 кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1

5.2.2.3. Вредности на напрегањата по von Misess за коси сили во сектор на имплант 25 кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1

5.2.2.4. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 6 кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1

5.2.2.5. Вредности на напрегањата по von Misess за коси сили во сектор на имплант 16 кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1

5.2.2.6. Вредности на напрегањата по von Misess за коси сили во сектор на имплант 26 кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1

5.2.2.7. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1

5.2.3. Споредување на вредностите на напрегањата по v.Mises за вертикални и коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1

5.3. Вредности по von Mises за вертикални и коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.25:1

5.3.1. Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,25:1

5.3.1.1. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 5 кај All-on-6 со сооднос C/I 1.25:1

5.3.1.2. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 15 кај All-on-6 со сооднос C/I 1,25:1

5.3.1.3. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 25 кај All-on-6 со сооднос C/I 1,25:1

5.3.1.4. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 6 кај M-All-on-6 со сооднос C/I 1,25:1

5.3.1.5. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 16 кај All-on-6 со сооднос C/I 1,25:1

5.3.1.6. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 26 кај All-on-6 со сооднос C/I 1,25:1

5.3.1.7.Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,25:1

5.3.2.Вредности на напрегањата по von Misess за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.25:1

5.3.2.1. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 5 кај All-on-6 со сооднос C/I 1,25:1

5.3.2.2. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 15 кај All-on-6 со сооднос C/I 1,25:1

5.3.2.3. Вредности на напрегањата по von Mises за коси во сектор на имплант 25 кај All-on-6 со сооднос C/I 1,25:1

5.3.2.4. Вредности на напрегањата по von Misess за коси сили во сектор на имплант 6 кај M-All-on-6 со сооднос C/I 1.25:1

5.3.2.5. Вредности на напрегањата по von Misess за коси сили во сектор на имплант 16 кај All-on-6 со сооднос C/I- 1.25:1

5.3.2.6. Вредности на напрегањата по von Misess за коси сили во сектор на имплант 26 кај All-on-6 со сооднос C/I 1.25:1

5.3.2.7. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.25:1

5.3.3. Споредување на вредностите на напрегањата по v.Mises stress за вертикални и коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,25:1

5.4. Вредности по von Mises за вертикални и коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.5/1

5.3.1. Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,5:1

5.3.1.1. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 5 за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,5:1

5.3.1.2. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 15 при вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,5:1

5.3.1.3. Вредности на напрегањата по von Misess во сектор на имплант 25 при вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,5:1

5.3.1.4. Вредности на напрегањата по von Misess во сектор на имплант 6 при вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,5:1

5.3.1.5. Вредности на напрегањата по von Misess во сектор на имплант 16 при вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,5:1

5.3.1.6. Вредности на напрегањата по von Misess во сектор на имплант 26 при вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,5:1

5.3.1.7.Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,5 :1

5.3.2.Вредности на напрегањата по von Misess за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.5:1

5.3.2.1. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 5 при коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,5:1

5.3.2.2. Вредности на напрегањата по von Misess во сектор на имплант 15 при коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.5:1

5.3.2.3. Вредности на напрегањата по von Misess во сектор на имплант 25 при коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,5/1

5.3.2.4. Вредности на напрегањата по von Misess во сектор на имплант 6 при коси сили кај All-on-6 со сооднос С/I 1.5:1

5.3.2.5. Вредности на напрегањата по von Misess во сектор на имплант 16 при коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.5:1

5.3.2.6. Вредности на напрегањата по von Misess во сектор на имплант 26 при коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.5:1

5.3.2.7. Анализа на вредностите на напрегањата по von Misess за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.5:1

5.3.3. Споредување на вредностите на напрегањата по v.Mises за вертикални и коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.5:1

5.4. Вредности по von Mises за вертикални и коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.75:1

5.4.1.Вредности на напрегањата по von Mises при вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.75:1

5.4.1.1. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 5 при вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,75:1

5.4.1.2. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 15 при вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.75:1

5.4.1.3. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 25 при вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.75:1

5.4.1.4. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 6 при вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.75:1

5.4.1.5. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 16 при вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.75:1

5.4.1.6. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 26 при вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.75:1

5.4.1.7.Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос С/I 1.75:1

5.4.2.Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,75:1

5.4.2.1. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 5 за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,75:1

5.4.2.2. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 15 за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,75:1

5.4.2.3. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 25 за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,75:1

5.4.2.4. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 6 за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,75:1

5.4.2.5. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 16 за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.75:1

5.4.2.6. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 26 за коси сили кај All-on-6 со сооднос С/I 1.75:1

5.4.2.7. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.75:1

5.4.3. Споредување на вредностите на напрегањата по v.Mises за вертикални и коси кај All-on-6 со сооднос C/I 1.75:1

5.5. Вредности по von Mises за вертикални и коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1

5.5.1.Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1

5.5.1.1. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 5 за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1

5.5.1.2. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 15 за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1

5.5.1.3. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 25 за веретикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1

5.5.1.4. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 6 за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1

5.5.1.5. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 16 за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1

5.5.1.6. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 26 за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1

5.5.1.7.Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос С/I 2:1

5.5.2.Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1

5.5.2.1. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 5 за коси сили кај All-on-6 со сооднос С/I 2:1

5.5.2.2. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 15 за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1

5.5.2.3. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 25 за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1

5.5.2.4. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 6 за коси сили кај All-on-6 со сооднос С/I 2:1

5.5.2.5. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 16 за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1

5.5.2.6. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 26 за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1

5.5.2.7. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1

5.5.3. Споредување на вредностите на напрегањата по v.Mises за вертикални и коси кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1

5.5.4. Тестирањето на значајноста на разликите помеѓу контролната група и испитуваните групи kaj All on 4

**5.5.4.1.** Резултати од тестирањето на значајноста на разликите помеѓу контолната група и испитуваните групи за вертикални сили

**5.5.4.2.** Резултати од тестирањето на значајноста на разликите помеѓу контролната група и испитуваните групи за коси сили

5.5.4.3. Резултаати од тестирањето на значајноста на разликите помеѓу вертикални и коси сили kaj All on 4

5.5.5. Тестирањето на значајноста на разликите помеѓу контролната група и испитуваните групи kaj All on 6

5.5.5.1. Резултати од тестирањето на значајноста на разликите помеѓу контролната група и испитуваните групи за вертикални сили

5.5.5.2. Резултати од тестирањето на значајноста на разликите помеѓу контролната група и испитуваните групи за коси сили со Студентов t test

5.5.5.3.Резултати од тестирањето на значајноста на разликите помеѓу вертикални и коси сили

5.5.6. Тестирањето на значајноста на разликите помеѓу контолната група и испитуваните групи kaj All on 6 и All on 4

5.5.7. Поместување на импланти кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1 и All-on-6 со сооднос C/I 2:1

5.5.7.1. Поместување на импланти кај All-on-6 - C/I - 2:1

5.5.7.2. Поместување на импланти кај All-on-6 - C/I - 1:1

#### 6. ЗАКЛУЧОЦИ

7. ЛИТЕРАТУРА

## 1. Вовед

Забите како дел од џвакалниот систем имаат значајна улога во остварувањето на неговите функции. Губењето на забите доведува до морфолошки, функционални и естетски нарушувања на џвакалниот систем.

Пациентите со изгубени заби имаат и психолошки проблеми, нарушена вербална комуникација, ја губат самодовербата и избегнуваат контакти, поради што значително им е нарушен квалитетот на животот.

Денес бројот набеззабите пациенти во светската кај популацијата е во благо опаѓање, но се́уште е голем.[1]

Според Светската здравствена организација (СЗО), околу 6% до 10% од популацијата е со тотална беззабност.[2]

Голем број луѓесо изгубени заби бараат помош од стоматолозите, при што имаат големи очекувања за естетика, функција и удобност.

Третманот на беззабноста е изборот помеѓу вообичаените фиксни, мобилни протетички изработки или поставување на дентални импланти врз кои се изработуваат фиксни или мобилни протетички реконструкции.

Кај тоталната беззабност изборот е помеѓу тотална протеза или терапија со импланти.

Секоја опција има свои предности и недостатоци.

Терапијата со тоталните протези се базира на принципи на физичкохемиско и биомеханичко задржување на протезата во усната празнина.

Третманот со тотални протези не може со сигурност да овозможи задоволство и удобност на пациентите, посебно кај пациенти со напредната ресорпција на алвеоларниот продолжеток (гребен).

Кај носителите на тотални протези, дури и кај добро прилагодени протези, се намалува џвакалната сила и мастикаторната ефикасност, има ограничување на изборот на храната и почести се гастроинтестиналните проблеми. На потпротезните ткива има перманентно влијание на џакопритисокот поради што се случува континуирана ресерпција на алвеоларниот гребен, сио што тоталните протези ја губат ретенцијата и стабилноста, се намалува ефикасноста на џвакањето, атакувана е говорната функција естетиката и социјалната комуникација. Може да се присутни болка и непријатност. Ова е особено застапено кај пациенти со напредната ресорпција на алвеоларните продолжетоци (гребени).

Со губење на забите, алвеоларната коскена структура го губи физиолошкиот стимулс за ремоделирање. Наспроти тоа настануваат атрофични промени и ресорпција на коскеното ткиво.

Според Tallgren и Cawood и Howell при целосно губење на забите постои континуирана ресорпција на коските. Ова може да доведе до голема атрофија на виличните коски, што може да предизвика значителни клинички непогодности за позиционирање на забните импланти и изработката на протезите. [3,4]

Зголемена ресорпција на коскитеможе да има кај постарите лица особено кај жени по менопаузата, поради што може да имаат проблеми со употреба на конвенционални протези. [5]

Поради споменатите состојби кај тоталната беззабност, кај гингивално потпрените протези се намалува ретенцијата, а ефектот на терапијата со нив станува проблематична.

Agerberg и Ettinger уште осумдесетите години на минатиот век укажале дека носителите на гингивално потпрени тотални протези често покажуваат незадоволство од непријатна и неефикасна орална функција и компромитиран нутритивен статус.[6,7]

И Bakke, Holm и Gotfredsen говорат дека поради недоволната ретенција и стабилност на тоталните протези, максималната џвакална сила е намалена на приближно 20% што секако ќе има влијание во намалување на ефикасноста на џвакањето [8,9]

Според Mallick и сораб. и Rathee, Goel и Tamrakar лабава и нестабилна долна тотална протеза е еден од најчестите проблеми со кои се соочуваат пациентите носители на тотални протези.[10, 11]

Гингивално потпрените протези треба почесто да се контролираат и да се корегираат со подложување.

Овие проблеми може да бидат значително намалени или елиминирани со употреба на импланти со кои кај пациентот ќе се намали чувството на страно тело кон протезата, а ќе се зголеми сигурноста при функција и ќе се намали ресорпцијата на алвеоларниот продолжеток.

Имплантно-протетска терапија, поради квалитетот на современите материјали за изработка на денталните импланти и решавањето на проблемот на остеоинтеграцијата, дава подобри резултати во споредба со гингивално носените тотални протези.

Love укажува дека имплантно-протетска терапија дава подобри резултати во однос на третманот со гингивално потпрени тотални протези.[2]

Оралната рехабилитација со забни импланти станува сè поважна меѓу терапевските процедури кои имаат за цел да ги заменат загубените заби за да ја обноват естетиката и мастикацијата на пациентите [12, 13].

Едно од најзабележителните достигнувања во клиничката стоматологија е непосредна рехабилитација на целосно беззабна горна и долна вилица со фиксна протеза со целосен лак, поддржана од импланти.

Според Gomez и сораб. предноста на терапјата со импланти е во тоа што протетските супраструктури над импланти се добро ретинирани и стабилизирани, а тоа на пациентот му даваат поголема сигурност, подобро прифаќање на протетичката изработка и поголемо задоволство. Мастикаторната ефикасност е поголема отколку кај тоталните протези односно има враќање на 60-80% од изгубената функција. Исто така, преносот на оклузалните сили преку имплантот на коската ја превенира ресорпцијата на алвеоларниот гребен.[14]

Оралната рехабилитација со забни импланти станува сè поважна меѓу процедурите кои имаат за цел да ги заменат исчезнатите заби за да ја обноват естетиката и мастикаторната способност на пациентите [12,13].

И според Shenoy и Tamrakar и сораб. преносот на оклузалните сили преку имплантот врз коскеното ткиво ја спречува ресорпцијата на алвеоларниот гребен.

Salinas, Mishra и сорааб. и Carlsson и сораб. сметаат дека протезите над импланти имаат подобра ретенција, подобра стабилност, подобра функција и естетика и ја зачувуваат преостанатата коска, особено во долната вилица. [17,18,19] Друга придобивка од имплантно-протетичкиот третман е тоа што со протезата поддржана од импланти се подобрува исхраната со влакнеста храна, што дава значаен придонес за општата здравствена состојба и благосостојбата на организмот.

Adell и соработниците и Chan, Howell и Cawood велат дека супрастуктурите над импланти во долната вилица се ефикасен третман за беззабноста, а Geertman и соработниците нагласуваат дека овој третман е особено поволен кај пациенти со напредната ресорпција. [20,21] [22]

Повеќе автори укажуваат на предностите на протетичката-имлант терапија. Подобрената мастикаторна функција, зачуваната експресија на лицето, помалиот волумен на протетичката изработка, природната перцепција на џвакопритисокот, говорот без пречки и високите стапки на успех ги мотивираат пациентите да се определат за имплант-протетичка терапија на тоталната беззабност.

Протезите поддржани од имплант, всушност, имаат значителни предности во однос на гингивално носените протези, бидејќи имплантот од титаниум стимулира стварање (создавање) на коскено ткиво, што помага во одржувањето на вертикалните и хоризонталните димензии на коската, на сличен начин како и природните заби.[23,24]

Во многу студии се проценувани стапките на преживување (опстојување/успех/успешност) на имплантите. Според Chrcanovic, Albrektsson и Wennerberg вкупната стапка на преживување на имплантите е 95% во максиларните лакови и скоро 100% во мандибуларните лакови. [25]

Raikar и сораб. и Howe, Keys и Richards прикажале успех од 90–95% во текот на 10 годинично следење. [26, 27]

И во многу други студии, особено во поновата литература, се прикажани високи стапки на преживување (опстојување) на импланти, над 95% во горна вилица и скоро 100% во долна вилица.[28,29,30, 31, 32,33]

Во достапната литература, терапијата на беззабност со протези потпрени на импланти и со протези кои се ретинирани на импланти, се прикажува како

оптимално развиен и предвидлив метод на третман на беззабноста, со добра естетика и функција.[28, 30]

Се поставува прашањето, до кој степен имплантите се инкорпорираат во организмот, коскеното ткиво и функциите на џвакалниот систем. Во постојната достапна литератира сè уште нема одговор.

Меѓутоа постојат студии кои укажуваат дека пациентите со осеоинтегрирани импланти чувствуваат тактилни сензации.[34]

Имплантолошките третмани се раликуваат по бројот на импланти, начинот на фиксирање на супраструктурата, потребата но и можноста за надокнадување на ресорбираните ткива, клиничките услови и хигиенските барања.

За да се постигне успешен имплантнопротетски третман потребно е, покрај клиничките услови, добро да се проценат и очекуваните промени во коскеното ткиво како резултат на оптоварувањето со џвакалните сили, користејќи ги податоците презентирани во најновата литература за распределбата на стресот во виличните коски, супраструктурите и деловите на имплантот [35, 28, 36, 30].

Сознанијата за квалитетниот ефект од третманот со импланти, квалитетот на современите материјали за изработка на денталните импланти и решавањето на проблемот на остеоинтеграцијата, развивањето на современи методи на имплантирање, придонесоа тој да се преферира за терапија на тоталната беззабност во клиничката пракса.

Иако третманот со импланти се преферира како терапија на тоталната беззабност, терапијата со импланти не е без проблеми.

Во клиничките услови често постојат анатомски ограничувања кои налагаат посложени хируршки предимплантни третмани, како што се коскено графтување, подигнување на максиларниот синус, коскено ремоделирање како и примена на аугментациски техники. Сето тоа го одложува поставувањео на импланти и финансиски го оптоварува третманот. [37]

Сепак, имплантропротетскиот третман претставува иднина за рехабилитација на тоталната беззабност.

Определувањето на бројот на имплантите нивната големина, типот на протететичката супраструктура и методот на вградувањето на имплантите зависат

од многу фактори.

Најзначајни се состојбата на коскеното ткиво, просторот за висината на коронката CHS (Crown Height Space) и економската можност на пациентот.

Состојбата на алвеоларното коскено ткиво има важна улога во планирање на третманот, особено за определување на местото и димензиите на имплантите.

Различнистратегиизатретманможедасекористатзадасеовозможи поставување на импланти и покрајнеповолните залихи (количина, фонд) накоскено ткиво. Всушност има две можности, зголемувањенакоскатаилинови начини на користењенапреостанататакоска, но може да се комбинираат и двете.

Gómez-Polo и сораб.<sup>[2, 3]</sup> сметаат дека поголемата ресорпција на алвеоларното коскено ткиво, прави два значајни проблеми во имплантологијата: немање доволна количина на коскено ткиво за поставување импланти и постоење на поголем простор за висината на коронката.[38, 39]

Тоа условува да се поставуваат пократки импланти и изработуваат супраструктури со подолги коронки. Тогаш протетичкиот принцип кај природните заби, за минимален сооднос на коронка/корен, односно корока/имплант од 1:1 не е почитуван.[40]

Литературните податоци укажуваат дека односот на висината на супраструктурата и имплантот може да биде една од причините за прекумерно оптоварување на имплантите, односно причина за зголемување на напрегањата во периимплантното коскено ткиво и неуспехот на третманот.

Историски гледано, целта на ресторативниот стоматолошки третман е да се заменат сите заби што недостасуваат. Неуспехот да се постигне оваа цел се верува дека ќе има присутна оклузална нестабилност и нарушувања на функциите во темпоромандибуларен зглоб (TMJ).[41]

Традиционалната цел на стоматологијата - идеална оклузија со одржување сите 28 заби така наречениот анатомоморфолошки пристап се задржал се до седумдесетите години на минатиот век.

Во седумдесетите години, Käyser објавил резултати од клинички испитувања со кои промовира дека за задоволителна функција на џвакалниот систем не се потребни сите заби и идеална оклузија, туку дека задоволителна функција може да се постигне со оклузија на премоларите и предните заби. Тоа е познатиот концепт на скратен забен лак (SDA)[41]

Прифаќањето на концептот на скратен забен лак овозможува веќе во осумдесетите годи да се појават нови имплантолошки методи со кои се тежнее да се избегнат предимплантолошките третмани. Најзастапени во клиничката парктика се методите All-on-4 и All-on-6.

Голем дел од литературата ги поддржува новите пристапи[42,43,44,45,46,29,47,48,49].

Современата стоматологија бележи виден напредок во областа на имплантологијата. Подобрувањето на материјалите и методите во имплантологијата донесе можности за интервенција, која преку дигитално планирање и подготовка на 3D хируршки водичи, овозможуваат помалку работно време за да му се понуди на пациентот поголема удобност преку помалку инвазивни и крвави техники, со цел повторно да се воспостави функцијата на пациентот, естетиката и биопсихосоцијалната состојба. [50]

До 2020 вештачката интелегенција учествуваше во имплантно-протетски третмани како помош за планирање на третманот и неговата техничка реализација преку CAD/CAM системите. Во 2020 година одобрен е првиот робот за непосредно поставување на импланти.

И покрај поедноставувањето на имплантолошкиот третман, новите методи не ја решаваат состојбата на зголемениот простор за висината на супраструктурата.

Соодносот коронка/имплант (C/I ratio) се смета за еден од најзначајните фактори за ефектот од имплантолошкиот третманот и неговото профилактично дејство на коскеното ткиво.

Според литературните податоци, соодносот на висината на супраструктурата и имплантот може да биде една од причините за прекумерно оптоварување на имплантите односно за зголемување на напрегањата во имплантот и периимплантното коскено ткиво, што може да доведе до нарушување на стабилноста на имплантите и неуспех на третманот.

Во достапната литература постојат различни и често спротивставени мислења за влијанието на соодносот на висината на супраструктурата врз стабилноста на имплантите.

Ниту на 5-тата консензуална конференција на ЕАО фебруари 2018 година во Pfäffikon, Швајцарија, консензус за соодносот коронка-имплант (C/I) не бил постигнат. Единствено било прифатено само дека кај реставрации од еден заб сооднос коронка-имплант помеѓу 0,9 и 2,2 може да се смета за одржлива опција и биле дадени општи насоки, со што е отворен простор за понатамошни истражувања.

# 2.ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРАТА

#### 2.1.Кратка историја на дентална имплантологија

Присуството на сите заби се смета за значителна вредност од функционални и од естетски аспект. Ова ги натерало луѓето низ целиот свет во различни временски епохи да ги заменат забите што недостасуваат.

Стоматолошката имплантатологија е област која се занимава со проблемот на безабноста. Нејзината дејност е фокусирана на тоа, со компатибилна замена на изгубените заби да обезбеди ефективна функцијата на џвакање, фонација и пријатна естетика кај делумно или потполно беззабните пациенти.

Во речникот за протетички термини, забен имплант (dental implant) е дефиниран кјако: 1. протетички апарат направен од алопластичен материјал (и) вграден во оралните ткива под мукозата, периостот или во коската, за да се обезбеди ретенција и потпора на фиксна или мобилната забна протеза; 2, супстанција што се поставува во коската или на коската на вилицата за да поддржува фиксна или мобилна забна протеза.[51] Стоматолошкиот третман со импланти е алтернативен метод на конвенционалните техники за терапија на беззабноста.

Најголемата цел на стоматолошките третмани со импланти е колку што е можно имплантите по нивните карактеристики да се доближат до природната дентиција во однос на функциите и естетиката.

Денес, стоматолошката имлантологија,независно од методите на имплантирање и оптоварување е сигурна дисциплина, солидно проверена и способна да ги реши скоро сите проблеми со беззабноста од функционален или естетски аспект.

Истражувањата покажуваат дека уште од најстарите времиња на цивилизацијата имало обиди да се открие начин за замена на изгубените заби.

Тоа го потврдува Linkow, кој вели дека податоците од археолошките истражувања покажуваат различни начини да се заменат изгубените заби.[52]

Археолошките наоди покажуваат дека старите Египќани, Грци, Римјани, Кинези, Индијанци и Арапи користеле процедури, предмети и материјали за фиксирање и замена на изгубените заби. Како материјал за имплантација биле користени разни облици од камен, дрво, леано железо и делови од морски школки, коски и природни заби земени од разни животни, па дури и заби донирани или продадени од сиромашни луѓе или робови.

Постојат сознанија, според кои, за да ги заменат изгубените заби во стара Кина користеле бамбус (датираат пред 4000 години), во Египет користеле благородни метали, слонова коска и човечки заби, а Маите користеле морски школки.

Во Археолошкиот и етнолошкиот музеј Peabody на Харвард Универзитетот има фрагмент на коска со импланти од морска школка околу кои има калкулус, што укажува дека тие биле функционални. [54, 55]

Во 18 век, има обиди со донирани заби од луѓе да се заменуваат за исчезнати заби кај побогатите луѓе (за некаква надокнада). Linkow дава податок

дека во периодот 1785 и 1786 година Le Mayeur вградил сто и седумдесет донирани заби, но никој од нив немал успех. [52]

Првиот вештачки корен од порцелан, ставен во август 1903 година, беше проверен во ноември следната година и покажа добра стабилност.[58]

Во почетокот на 19 век, се јавува претпоставка дека скапоцените материјали добро ќе се толерираат со биолошките ткива. Тоа довело до често користење на златото, среброто, платината и некои други метални легури да се користат како материјали за имплантирање.[59]

Овие импланти биле поставувани во алвеолите веднаш после вадење на забите. Но резултатите не биле добри. Се покажало дека тие не се инертни кон биолошките ткива.

Експерименталната студија направена од Venable и соработници во 1937 година покажала дека металите кои не се инертен, имаат тенденција да се јонизираат при контакт со телесни течности, при што настануваат метални соли, кои предизвикуваат прекумерно размножување на некои ткива, но го инхибираат формирањето на коските. Истата година е пронајден е виталиумот, мешавина од кобалт, хром и молибден.[60]

А во 1939 година, Strock [5] на експерименти со животни ја потврдил неговата биокомпатибилност.[61]

За најран успешен вграден имплант се смета имплантот на Greenfield од 1913 година, кој бил изработен од иридиумплатинска легура на кој била изработена златна коронка, околу кој се формирало коскено ткиво и траел неколку години. [62]

Првата употреба на титаниум како материјал за импланти е од страна на Bothe, Beaton и Davenport, во 1940 година, кои забележаа дека коската зараснала со титаниумските завртки поради што имале тешкотија при нивно извлекување.[63] Тие се првите истражувачи што ја опишаа појавата која подоцна ќе се нарече осеоинтеграција.[64]

Студиите што ги направил Leventhal со вградување на титаниум во поткожно ткиво на зајаци и надколенична коска кај стаорци, докажаа дека титаниумот е инертен метал, кој се чини дека е идеален за фиксирање на фрактури. Овие истражувања влеале надеж дека титаниумот претставува идеален метал за хирургија.[64]

Современите достигнувања во забната имплантологија се резултат на феноменот на остеоинтеграција, феномен во кој биокомпатибилниот материјал може да биде структурно врзан за живакоска на биохемиско ниво, кој бил откриен од Bränemark, во 1952. Првично се сметало дека тоа е соодветно за апликации од областа на ортопедијата, подоцна титаниумот се сфаќа дека може да се користи за замена на заби, на кои се поставуваат вештачки коронки. [65]

Специјалното својство на интеграција на коските и имплантите, наречено остеоинтеграција, е биолошката основа на успехот на современата имплантологија. Со ова сознаење, Bränemark верувал дека телото може да толерира долгорочно присуство на титаниум, а со тоа и титаниумот може да се користи за вештачки заби.

После откривањето на процесот на остеоинтеграција, стоматолошките импланти станаа идеална замена за исчезнатите заби.[66]

Според Віпівоведувањето на осеоинтегрирани импланти во стоматологијата симболизира пресвртна точка во стоматологијата.[67]

Постапката предложена од Bränemarkбила сосема спротивна на техниката распространета во тоа време. Наиме, до откривањето на остеоинтеграцијата феноменот на формирање на фиброзен интерфејс помеѓу имплантот и коската бил посакуван од тогашните имплант-клиничари за кој Linkow тврдел дека фиброзниот интерфејс го имитира пародонтален лигамент и оваа фиброзна инкапсулација делува како амортизер и го штити имплантот од оклузално преоптоварување.[68] Во 1965 година Bränemark го вградил првиот забен имплантант од титаниум кај човек со цел да се обезбеди вештачки корен за протетски заби (24) [69,70]

Во 1969 година, направен е и вграден имлант од полиметакрилат но околу него наместо коскено се формирало меко ткиво. [71]

Во периодот помеѓу 1970 и 1980 година, спроведени се многу експериментални студии за да добијат подобри дизајни и геометриски форми за стоматолошки импланти од титаниум, од кои некои се импланти IMZ, TPS Implants, ITI Hollow-Cylinder Implants.[72]

На 25 јуни 1970 година, на Медицинскиот факултет Харвард за прв пат е направено диографско снимање на сите заби на мандибулата.[58]

Меѓутоа се до 1972 година практично не постоеле податоци од истражувањето за стоматолошки импланти.[70, 73]

Затоа Американската стоматолошка асоцијација (ADA) зазела претпазлив став кон забните импланти и овластила Natellia и сораб.да го разгледа прашањето во однос на можноста за клиничка употреба на забни импланти.[74]

Во извештајот Natellia и сораб. изјавиле дека "стоматолошка имплантологија напредувала во изминатите 20 години во многу аспекти и дека постои очигледно ограничено прифаќање на стоматолошките импланти во професијата и оваа точка е меѓународна грижа".

Во 1974 година, АДА препорачадека стоматолошки ендоосеални импланти се нова техника и има потреба од продолжување на научните истражувањ и дека "ендоосеални забни импланти не се препорачуваат во овој момент за рутинска клиничка употреба".[75]

Во 1976 година Шведскиот Национален здравствен совет, третманот со импланти го прогласил за валиден метод за третирање на беззабноста. Оваа верификација, го подигна на високо ниво интересот за имплантолошкиот третман во светот. Во 1977 година, Bränemark објавил труд во кој се опфатени сите податоци добиени од неговите студии, а овој извештај ги обезбеди научните податоци за развој на тековно спроведени процедури за имплантација и системи за имплантација[65]

Типичниот протокол на Bränemark во овој период преферирал вградување на четири до шест импланти во интерменталниот простор на долната вилица, и изработка стандардна протеза со билатералено поставувени конзоли.

Во 1978 година се одржа Конференција на Харвард со цел да се воспостави консензус за употребата на импланти на Универзитетот Харвард, а стандардот за успешен имплант беше поставен за(со) тоа дали имплантот останува вграден и функционален пет години. [76]

Во почетокот на 1980-тите, Советот на стоматолошки материјали и уред на АДА привремено прифатиле ендоосеални забни импланти засновани на некои избрани критериуми и предупредувања.[73]

Во 1982 година одржана е Конференција за осеоинтеграција на клиничка стоматологија во Торонто и се поставени првите упатства за импланти.

На Конференцијата Bränemark ги презентирал резултатите од неговото истражување во текот на 30 години и неговата клиничка пракса скоро 20 години. Bränemark се залагал за хируршка двофазна техника. Прво да се постават имплантите, а оптоваруваањето на имплантот со дефинитивна изработка да се направи после 3-8 месеци. Суштински ова го предлагал со цел да се овозможи имплантот целосно да заздрави во механички и микробиолошки здрава средина. Овој протокол, иако строг, бил широко прифатен низ целиот свет и фактички значи стандардизација на имплантолошкиот третман.[77]

Стандардизацијата на процесот бил "ветер во грб" на младата гранка на стоматологија - имплантологијата и јавноста започнала да ја прифаќа како полноправна и безбедна форма на терапија. По Конференцијата во Торонто, во 1980-тите, имплантологијата доживеала комерцијален бум и доказите за успех се искачиле на повеќе од 90%.[78] Следи период обележан со брз напредок во технолошкиот процес на производство на забни импланти. Почнува постепено да се менува погледот на имплантологијата, од исклучива посветеност на функционалниот аспект се повеќе се усмерува кон естетски аспект. Се воведуваат таканаречениот инжинеринг на ткиво со што се отвораат нови перспективи во планирањето и изведувањето на имплантолошките процедури.[79]

Во 1986 година, само еден ендоосеален имплант, Биоти (Нобелфарма, Гетеборг, Шведска), бил прифатен од АДА. [80]

Во 1988-1989 година, уште три системи на импланти добиле привремено одобрение за употреба од Советот за стоматолошки материјали и уреди (Council on Dental Materials andDevicesADA).

Во 1988 година Национален институт за здравство(NIH) ја организирал втората Консензуална Конференција за импланти во Бетесда (Bethesda,Maryland)[81]

Оттогаш, Администрација за храна и лекови (Food and Drug Administration) ја прави контролатанад имплантите, користејќи обемни, ригорозни исофистицирани тестови на животни.[68]

Според Rajput во 1993 година David Scharf објавил податоци кои покажувале дека имплантите можат да имаат иста висока стапка на успех кога се поставуваат во стоматолошка ординација под асептични услови.[76]

Ова напредување го отвора патот кон рутинската пракса на поставување стоматолошки импланти во ординации, наместо скапо поставување во операциона сала во болница.

Шведската компанија за импланти Nobel Biocare го разви концептот All-on-4®, за фиксно решение на беззабна вилица кој се користи во последните 20 години односно од 1998 година, кога Paulo Malo првпат постави четири импланти во лак. Два импланти се поставуваат вертикално, во предниот сегмент на вилицата и два навалени импланти во задните регии, чие навалување може да биде до 45 степени.[48]

Во меѓувреме, заедно со имплантологијата се развиваше и реконструктивната хирургија, способна да реши многу проблеми со коските, кои голема мера ја ограничуваа употребата на ендоосеални импланти.

Се повеќе автори се согласуваат дека дека клиничката имплантологија е напредната до тој степен што денес имплантолошкиот третман претставува предвидлив пристап кон замена на изгубените заби.[66,82,83,84,34]

Batista M, Bonachela W, Soares J. Progressive recovery of osseoperception as a function of the combination of implant-supported prostheses. 2008;565–70.[66]

Тековните истражувањата во денталната имплантологија главно имаат за цел да се подобри успехот на имплантирањето, да се подобрибиокомпатибилноста на имплантот со живите ткива, да се изнајдат поедноставни (полесни) техники на вградување, да се намали времето на заздравување, да се задоволат биомеханичките аспекти, да се подобри издржливоста на замор на материјалот и да се подобри естетиката. Испитуваани се бројни материјали за импланти (меѓу кои керамика, циркониум и др.), и бројни дизајни за геометриски форми и процедури за вградување и оптоварувааање на имплантите.

Од 1980-тите до денес, модификациите продолжија да се прават со цел да се намали времето потребно за да се создаде остеоинтеграцијата.Дополнително, основани се различни организации за дентални импланти кои имаат направено бројни студии за ефикасноста на денталните импланти и како таа да се подобри. Во моментов, процедурата за имплантирање на забите има исклучително висока стапка на успех од 97% и се смета за најдобра опција за замена на изгубените заби.

Се проценува дека над сто компании со над 1300 различни типови на забни импланти учествуваат на пазарот на забни импланти.[85,86]

Во 2015 година е одржана 4-та ЕАО Консензуална конференција со цел да се процени постојното знаење за планирање и поставување на импланти со помош на компјутер, изработка на реконструкции со примена на компјутери во споредба
со традиционалното изработка и проценки на резултатите од третманот со користење на нови техники за сликање.[87]

Гледано од научен и стручен аспект и од клинички и технички аспект, денешната имплантологија има брз и континуиран развој.

Како резултат на новите сознанија се редефинираат протоколите за рехабилитација, а со цел да се задоволат зголемените очекувања на пациентот, од аспект на функционалност, удобност, естетска и пократок период на лекување.[88,89]

Класичните протоколи според кои имплантантите не треба да се оптоваруваат за периодот на осеоинтеграција, се променети со протоколи според кои оптоварувањето може да се направи веднаш по имплантирањето.[90]

Основната поделба на забните импланти е: трансдентални, субпериосеални (субпериостални), интрамукозни и ендоосеални. [91]

Во денешно време главно се користат ендоосеални импланти чиј дизајн е сличен на коренот на забот.

Се смета дека карактеристиките на дизајнот на имплантантот имаат влијание на примарната стабилност на имплантот и во процесот на осеоинтеграција.[92]

Дизајнирањето на имплантите се разгледува од два аспекти, макродизајн и микродизајн. Макродизајнот се однесува на обликот на имплантот и карактеристиките на навоите на имплантот. Микродизајнот се однесува на карактеристиките на материјалиот од кој се прави имплантот и морфологијата на површината и припремата на провршината на имплантот за оптимална осеоинтеграција односно биоинтеграција.

Воготіć смета дека обработката на површината на имплантот има влијание на адхеренцијата на фибробластите односно на функционалната адаптацијана периимплантните меки ткива.[79] Без оглед на успехот на одреден имплант, постојат различни контроверзии во однос на нивниот дизајн.[93]

Но не постои консензус за најдобриот дизајн на имплант.[94,95]

Ова е разбирливо со оглед на тоа што човечката коска во која се поставени денаталните импланти не е индивидуално различна по структура и според механички карактеристики.

Сепак, според Yang и Xiang добиени се доволно задоволителни резултати.[96]

Се поголемо внимание се посветува на површина на забниот имплант со цел да се подобри стапката на осеоинтеграција.

Постојат бројни импланти чии површини се обложени со различни материјали (алуминиум оксид, или титаниумски микрочестички, титаниум плазма спреј, калциум и фосфат- биоактивно стакло, хијалуронска киселина со висока температура; комбинирани процеси на пескарење и офорт со силни и слаби киселинисо кои се подобруват површинските карактеристики во корист на поголема остеокондуктивност на имплантот. [97,98,]

Различни техники на површински третмани (механичка, физичка, хемиска и биолошка) се проучувани и применети со цел да се подобрат биолошки својства на површината, што ќе го фаворизираат механизмот на осеоинтеграција [99,100, 101, 102,103]

Примената на новите технологии овозможуваат нови хемиско-физички модификации на површината на имплантот со цел да се забрза процесот на осеоинтеграцијата и да се скрати периодот на заздравувањето.

Во имплантологија, примена наоѓа ихијалуронската киселина, гликозаминогликан, кој е дел од екстрацелуларната матрица, со висока остеокондуктивност и позитивна интеракција со остеопрогениторните клетки одговорни за формирање на коска.[104, 105,106]

Во најновите трендови на имплантологијата видно место почнува да зафаќа вештачката интелигеција. Применета е Анализа на конечни елементи, направени

се CAD/CAM машини и програми, дигитална рентгенографија, тродимензионалните модели, кои се широко користени за предвидување на карактеристиките на дистрибуција и ефектот на силите во супраструктурата, имплантите и околната коска. [76]

Saghiri и сорабониците сметаат дека вештачката интелигенција има потенцијал да помогне во планирање и реализација имплантно-протетските третмани од клинички и лабараториски аспект.[107,108]

Водената хирургија го поедноставува извршувањето на процедурите за поставување импланти и дава оптимални клинички резултати. Дигиталното планирањето на импланти овозможува точна дијагноза на местото за имплантација и виртуелна визуелизација на конечната протетска реставрација.[109]

Во септември 2017 година, првиот робот Yomi поставил два забни импланти кај човек. Тоа е првата целосно автоматизирана операција за имплантација во светот, во Ксиан, Кина.https://www.click4teeth.com/feature-articles/robots-future-implant-dentistry/. [110]

Во 2020 година Yomi е регистриран за клиничко поставување на дентални импланти.

Современата стоматологија има на располагање софтески решенија за примена во клиничката имплантологија како: виртуелно планирање и поставување на имплант, наоѓањето на оптимална позиција за имплант во однос на соседните заби, мандибуларниот канал или друг имплант, проценка на квалитетот на коската околу имплантот и за дизајнирање на хируршки водичи.

Зголемувањето на достапноста на контролните системи со отворен код, усогласените роботски системи кои овозможуваат интеракција човек-робот и дизајнот на технологија за роботи специфична за стоматологијата може да го олеснат процесот на технолошки развој во блиска иднина.[11]

## 2.2. Периимплантни ткива

За успехот на имплантирањето важна е состојбата на периимплантните ткива.

Перимиплантни ткива се резидуалниот алвеоларен продолжеток на максилата и мандибулата и подвижните и неподвижните меки ткива кои го покриваат резидуалниот алвеоларен продолжеток намаксилата и мандибулата.

Функција на коскеното ткиво е да го прифати и фиксира имплантот и да ги прифати, амортизира и дистрибуира џвакалните сили.

## 2.2.1. Меки периимплантни ткива

Меките ткива околу имплантатот ја затвораат комуникацијата помеѓу усната шуплина и периимплантното коскено ткиво со што спречуваат навлегување на плунка ( со сите елемнти кои може да ги има) кон местото на имплантација во коската. Таа улога на бариера ја има мекоткивниот прстен што се формира со атхезија – слепување на епителот на гингивата по површината околу вратот на имплантот.

Ефикасноста на бариерата зависи од квалитетот на меките ткива (гингивата).

Секако дека односот на мекоткивниот прстен околу имплантот и имплантот е различен од оној кај гингивата и природниот заб.

Помеѓу имплантот и меките ткива се создава периимплантен сулкус во кој циркулира периимплантна течност (PISF), која е е трансудат на васкуларната мрежа на меките ткива. Компонентите на оваа течност потекнуваат од серум, епител и сврзно ткиво на гингивата, како и од воспалителни клетки и бактерии кои потекнуваат од околните ткива и средина.

Состојбата во периимулантен сулкус и периимплантната течност може да биде физиолошка или патолошка. Важни состојки се индикаторите за воспаление, како ензими и цитоксини, како и производи од распаѓање на ткива[112]

Според Bhardwaj периимплантната сулкуана течност (PISF) има слична улога од гингивалната сулкусна течност.[113]

Поради добрите резултати во орална рехабилитација, решавање на естетските, функционалние и психолошките проблеми кај лица со делумна или тотална беззабност, денталните импланти се почесто се вообичаен третман за изгубените заби.[114,115,88]

Стапката на преживување и опстојување на имплантите е значително зависна од квалитетот и квантитетот на коските на домаќинот. За оптимален успех, денталните импланти бараат доволно количество на коска со добар квалитет, која ќе обезбеди примарна и секундарна стабилност на имплантот. Поради тоа карактеристиките на коските се предмет на многу истражувања.

# 2.2.2.Коскено ткиво

Коските се важен дел од скелетниот систем кои ја поддржуваат структурата на телото и го овозможуваат движењето.

СпоредWalkerскелетниот систем е формиран од коски и 'рскавица, кои се поврзани со лигаменти и формираат рамка за остатокот од телесните ткива.[116]

За Fratzlu и сораб. коската претставува специјален тип на сврзно ткиво на скелетниот систем. Коските можат да имаат различни форми во зависност од нивните специфични функции.[117]

Надворешната форма и внатрешната архитектура на коските се одредуваат под влијание на надворешните сили кои дејствуваат врз неа. [118]

Коскеното сврзно ткиво се разликува од другите сврзни ткива по цврстина. Неговата цврстина се должи на неоргански соли кои ја импрегнираат матрицата, која се состои од колагенски влакна и неколагенски протеини.

Коскеното ткиво обезбедува форма и поддршка на телото, заштита на некои органи, локомоторна функција, но исто така е важен резервоар на минерали за организмот.[119]

Според Guede, González и Caeiro, коската, може да се смета и како ткиво и како структура, бидејќи извршува две основни функции: физиолошка функција -

контрола на метаболизмот на Ca, P и Mg и механичка функција - поддршка на организмот и заштита на неговите органи.[120]

Коска е живо ткиво кое ги штити виталните органи, обезбедува средина за коскена срж, ги складира минералите и ги поддржува забите и денталните импланти.[121]

Коските, преку клеточни активности, перманентно ја прилагодуваат и нивната форма и нивните внатрешни материјални карактеристики со внатрешно реновирање (моделирање и ремоделирање). [122]

Коската е составена од различни типови на клетки и колагенска екстрацелуларна органска матрица, која е претежно колаген тип I, кој се минерализира со таложење на калциум хидроксиапатит.[123]

Клетките во коската се клетки на коскено ткиво, клетки на крвниот систем, клетки на имунолошкиот систем, клетки на масно ткиво, клетки на сврзно ткиво и мезенхимални недиферецирани клетки (остеопрогениторни клетки,матични клетки) и др.

Најчесто се споменува дека во коскеното ткиво постојат три вида коскени клетки: остеобласти, остеокласти и остеоцити.Секоја од овие клетки има посебни функции во физиологијата на коските и има посебно диференцирани хистолошки карактеристики.[124]

Повеќе автори во коскените клетки ги вбројуваат и остеопрогениторни (остеогени) клетки.

Остеобластите, остеокластите, остеоцитите и остеопрогениторите коскени клетки се одговорни за растот, обликувањето и одржувањето на коските.[125]

Остеогените (остеопрогениторни) клетки се недиференцирани мезенхимални клетки (матични) клетки. Тие се единствените коскени клетки што можат да се поделат и да се диференцираат во остеобласти, а поретко и во хонробласти.

Остеопрогениторните клетки се наоѓаат на ендоосеалната и периосеалната површина на кортикалната коска и внатрешната површина на Хаверзовите канали. За време на процесот на реконструкција или регенерација на коските, некои остеопрогениторни клетки се активираат и трансформираат во остеобласти. [126] **Остеобласти** се добиени од остеопрогениторни клетки и се распоредени во слоеви на површината на коскеното ткиво. Остеобластите се одговорни за создавање нова коска и ремоделирање на постојната коска. жТие ја синтетизираат органската матрица на коските, наречена остеоид. Остеоид желатинозна супстанца составена од колаген, фиброзни протеини, мукополисахариди и органски лепак. [127]

Набргу, откако ќе се формира остеоидот, во него се депонираат неоргански соли, односно се минерализира и поминува во минерализирана коска. Откако ќе заврши функцијата на остеобластот, тој е заробен во новосоздадената коска и станува остеоцит.[128]

И покрај фактот дека поголемиот дел од коскената матрица се минерализира, околу секој остеобласт, па дури и кајс екој остеоцит, останува тенок слој на некалцифициран остеоид, кој ги одделува овие клетки од минерализираниот остеоид односно коска.

Остеобластите ја регулираат минерализација на матрицата и ги контролираат активностите на соседните коскени клетки.[129,130]

Остеобластите имаат рецептори. Најзначааен е рецепторот за паратироиден хормон(PTH) кој го стимулира лачењето на остеокласт-стимулирачки фактор што промовира ресорпција на коските. Остеобластите исто така можат да лачат ензими способни да го отстранат остеоидот и на тој начин да ги доведат остеокластите во контакт со калцифицираната површина на коските за да започне ресорпција.

**Остеоцити:** Остеоците се клетки добиени од остеобласти кои биле заробени во коскената матрица што ја произвеле и која се калцифицирала.[131]

Остеоцитите се најзастапен тип на клетки во коските, ги има низ целата минерализирана коскена матрица, формирајќи меѓусебно поврзана мрежа која е идеално поставена да ги чувствуваат и да реагира на локалните биомеханички и системски стимулуси за регулирање на обновување и прилагодување на коските.[132]

Остеоцитите се сместени во лакуните на коскеното ткиво и преку цитоплазматски продолжетоци одржуваат врски со други остеоцити, остеобласти

и со Хаверзиовиот канал. Тие се важни комуникации во рамките на коскеното ткиво. Остеоцитите сочинуваат приближно 95% од клетките во минерализираната матрица на коските. Се смета дека го контролираат процесот на адаптивно преуредување на коската со регулирање на функцијата на остеобластите и остеокластите. Тие чувстваат механички оптоварувања. Сеуште не е дефиниран начинот на кој остеоцитите чувствуваат механички напон. Предложени се многу теории, но не се пронајдени докази за сите теории.[133]

Според Thompson, Rubin, C. T. и Rubin, J откриени се директни докази за механочувствителната функција на остеоцитите која претставува динамична комбинација на различни биофизички дразби, вклучувајќи напрегање, стрес, смолкнување, осмотски притисок, проток на течност, потенцијали на струење и забрзување.Покрај тоа, остеоцитите не се единствените механосензитивни клетки во коските. Во прилог на овие терминално диференцирани клетки, најмалку три различни типа на коскени клетки, односно остеокласти што ресорбираат коски, остеобласти кои формираат коски и остеопрогенеритори, покажуваат способност да чувствуваат и да реагираат на биофизички сигнали.[134]

Уште од поодамна се смета дека остеоцитите се механосензорни клетки кои ја контролираат активноста на остеобластите и остеокластите.[135]

Остеоцитите имаат потецијал директно да ги формираат, деградираат и модифицираат минералот и колагенот во нивната околна матрица.[136]

Schaffler и сораб. сметаат дека остеоцитите се главен кординатор на хомеостазата на коските, вклучително и механичко чувсвство и трансдукција на механички сигнали во хемиски сигнали преку неговиот лакунарен каналски систем за регулирање и на формирање на коски и ресорпција при ремоделирање на коските. [137]

Според Moreira и сораб. активноста на остеоцитите се зголемува со оптоварувањето на коските. Студиите покажале и зголемен прилив на калциум и производство на простагландин. Меѓутоа нема директни докази за тоа какви сигнаали испраќаат остеоцитите до клетките на коскената површина како одговор на оптоваарување на коските или нивно микро оштетување.[138]

Bonewald смета дека осстеоцитите реагираат со зголемена активност не само на механички дразби туку и на метаболни промени во организмот.[139]

Според Liu и сораб. остеоцитите што живеат во коските и другите клетки од различни органи формираат континуирана мрежа која ја регулира хомеостазата на косските во целото тело. [140]

И Rinaldo и сораб. сметаат дека постои сложена комуникација помеѓу коскените клетки и другите органи, што укажува на динамичната природа на коскеното ткиво.[141]

Остеоцитите играат клучна улога во моделирањето на коските.[142]

Постојат ин витро и ин виво докази што укажуваат на тоа дека остеоцитот има голем ефект врз коскената матрица преку сигнализација до остеобластите и остеокластите и директно менување на неговата околина.Сепак, способноста за овие клетки да ја модифицираат коскената матрица останува недоволно разбрана.[143]

Според Thompson, Rubin C. и Rubin J., остеоцитите не се единствените механосензитивни клетки во коските. Најмалку три различни типа на коскени клетки, односно остеокласти што ресорбираат коски, остеобласти кои формираат коски и остеопрогенеритори, покажуваат способност да чувствуваат и да реагираат на биофизички сигнали. [134]

**Остеокласти:** Ова се големи клетки со повеќе јадра. Нивната функција е да ја разградуваат коската. Остеокластите се клетки сместени на површината на коските. Остеокластите потекнуваат од моноцитни и макрофагни клетки.[144]

Тие лачат протеолитички ензими и водородни јони со кои ги раствараат кристалите од хидроксиапатит со што дефакто го разградуваат коскеното ткиво.[145]

Овој процес се нарекува ресорпција на коска. Остеокластите помагаат во реконструкција на повредените коски и создаваат патеки за нервни и крвни садови.

Остеокластите имаат краток животен век. Тие се губат преку апоптоза претежно во централните и подлабоките делови на коскените празнини кои настанале поради ресорпцијата на коската. Истовремено по рабовите на нересорбираната коска се формираат нови остеокласти.[146]

Остеокластичната ресорпција на коските е неопходна за време на развојот на коските и при преобликување или замена на коските за време на растот и после

повредите. Секоја промена што ја продолжува нивната одржливост, може да предизвика зголемена активност на остеокластите. Оттука, регулирањето на апоптозата на остеокластите се смета за критичен фактор во реконструкцијата на коските.[147]

Од аспект на имплантолошкиот третман значаен е податокот дека во коскената срж на млади индивидуи, бројот на остеопрогениторни клетки е висок, но бројот и потенцијалот на таквите клетки да формираат зрели остеобласти се намалува со возраста.[148]

#### 2.2.2.1.Коскено ткиво структура

Коскената маса, нејзините структурни и материјални својства претставуваат механички карактеристики на коските, што има влијание на квалитетот на имплант/коскената унија што го носи оптоварувањето.

Коскената маса е сочинета од околу 30% органски соединенија, 60% неоргански минерал хидроксиапатит и околу 10% вода. Од органските соединенија колаген тип 1 е застапен со околу 28% а неколагенски протеини се застапени со околу 5%. Хидроксиапатитот е проткаен во органската матрица од колагени влакна.[149]

Во литературата постојат различни податоци за соодносите на органските, неорганските структури и водата во коските.

Nyman и сораб. велат дека коската содржи колаген тип I (40%), минерални кристали (45%) и вода (15%).[150]

Неорганските минерални соли (хидроксилапатитот - калциум фосфатот и калциум карбонатот) обезбедуваат цврстина на коските, додека колагенски влакна обезбедуваат флексибилност (еластичност) на коските.[148]

Во секоја коска во организмот, коскената структура е организирана во два вида: кортикална коска и спонгиозна.[145]

**Кортикалната**, компактна (Substantia ossea coMPacta)која е на површината на коската и спонгиозната, трабекуларна или спонгиозна коска (Substantia ossea spongiosa)која е во внатрешноста.

Кортикалната коска и дава на коската мазен, бел и цврст изглед.[151]

Спонгиозната коска е внатрешно ткиво организирано како мрежа(саќе).[152]

Кортикалната коска е цврстиот надворешниот - површен слој на коските, кој ја опкружува и штити спонгиозната коска.

Кортикалната коска на надворешната површина е покриена со периостот (periosteum), а на нејзината внатрешна површина се наоѓа ендостеум.

**Периостеумот** е цврста, влакнеста мембрана која се состои од густо неправилно сврзно ткиво. Тој целосно ја покрива коската , освен зглобните површини. Тој е многу васкуларизиран и содржи богат сплет на нервни завршетоци.Неговата надворешена површина (фиброзен слој) содржи фибробласти и на неа се припојуваат лигаментите и тетивите на мускулите, додека внатрешната површина (камбиумски слој) содржи остеопрогениторни клетки (Osteoprogenitor cells) кои се трансформираат во остеобласти.

**Ендостеумот** е граница помеѓу кортикалната коска и спонгиозната коска.[152]

Ендостеумот се состои од тенок слој на сврзно ткиво што ја обложува внатрешноста на кортикалната површина.153

Кортикалното коскено ткиво како школка ја опкружува спонгиозната коска. Таа е потешка, погуста и поцврста од спонгиозната коска. Кортикалната (компактната) коска е густо, цврсто и издржливо ткиво. Таа чини околу 80% од вкупнат коскена маса кај возрасни.

Кортикалното коскено ткиво е носител на механичките функции на коските како што се поддршка на организмот, заштита на органи, но и складирање и ослободување на хемиски елементи. [58].

Кортикалната коска се состои од снопови формирани од концентрични паралелини ламели кои ги формираат цилиндрични коскени формации, наречени остеони. Остеонот е примарна метаболичка единица на коските.

Во нивниот централен дел се наоѓа канал наречен Канал на Xaверс(Haversian canals) кој содржи нерви, крвни садови и лимфниот систем на коската. Хаверсовите канали се меѓусебно поврзани со Волкманови канали кои се протегаат се до периостот. Содржината во Волкмановите канали е иста со содржината во Хаверзовите канали. Помеѓу концентричните ламели (прстени) се наоѓаат мали ситни простори (лакуни) во кои се сместени остеоцитите. Всушност остеоцитите се остеобласти, заробени од минерализацијата. Остеоцитите комуницираат со Хаверзиовиот канал преку цитоплазматски продолжетоци кои минуваат низ каналикули, мали меѓусебно поврзани канали.155

Спонгиозната коска е формирана од ламели наредени во неправилна решеткаста структура на трабекули (плочи и шипки) што дава изглед на саќе а во нивна непосредна близина има мали, неправилни шуплини кои содржат коскена срцевина. 156

Големите празнини помеѓу трабекулите помагаат коските да бидат полесни, и така полесно да се мобилизираат.155

На прв поглед изгледа дека трабекулите се наредени на случаен начин но тие ги следат правците на делување на силите и можат да се преуредат доколку насоката на силите се промени.

Според Tortora и Derrickson трабекулите се карактеристично ориентирани во правец на делување на силите врз коскеното ткиво за да помогнат во отпорот на силите и да го намалат ризикот од фрактура.157

Колку поблиску се распоредени трабекуларните структури, толку е поголема стабилноста и структурата на коската. **153** 

Спонгиозното коскено ткиво е хиерархиски, сунѓерест и порозен материјал составен од тврди и меки ткивни компоненти. Тврдата коскена решетка, обезбедува рамка за коскена срцевина која ги исполнува меѓутрабекуларните простори. Трабекуларната архитектура е организирана за да се оптимизира преносот на оптоварување. Содржината и архитектурата на минерали и колаген ги одредуваат механичките својства на спонгиозното коскено ткиво. 158

Спонгиозната коска, исто како и компактната кортикална коска, се состои главно од хидроксиапатит, колаген и вода. Меѓутоа, спонгиозната коска има помала содржина на калциум а поголема количина вода.159

# 2.2.2.Коскено ткиво карактеристики (дали физичка)

Кортикалната коска е многу погуста од спонгиозната коска и има порозност која се движи од 5 до 10%, додека спонгиозната коска е со порозност која се движи од 50 до 90%.160

Во составот на волуменот на кортикалната коска има од 50 до 70% минерали, 20 до 30% органска матрица (главно колаген од типот I) и 10 до 20% вода. 161,162,163

Кај спонгиозната коска 20% од волуменот е составен од коска, а преостанатиот простор е исполнет со коскена срж и маснотии.164

Кортикалната и спонгиозната коска се составени од исти клетки и исти материјални елементи, но тоа се две коскени ткива кои имаат различни структурни, различни механички карактеристики и покажуваат и функционални разлики.

Според Kobayashi и соработниците кортикалната и спонгиозната коска имаат различно метаболитичко однесување но имаат слични хистолошки карактеристики.165

Морфологијата и анализата на кортикалната и спонгиозната коска на мандибулата е важна поради разновидноста на хируршките процедури кои се вршат во таа област.166

Од клинички аспект важно е да се познаваат и оценат механичките својства на коската, бидејќи тоа може да се одрази на проценката на потенцијалниот ризик од фрактура на коските.167

Кортикалната коска има различни карактеристики на различни локации на мандибулата.

Самите нивни називи покажуваат дека се работи за два вида на ткива кои се разликуваат по густина.

Покрај сструктурните ралики, разлики има и во квантитативните особености.

Волуменскиот дел на кортикалната коска е поголем од волуменскиот дел спонгиознатакоска. 80% до 90% од волуменот на кортикалната коска е

минерализиран, додека само 15% до 25% од волуменот на спонгиозната коска еминерализиран. Останатиот неминерализиран дел кај двата вида го сочинува коскената срцевина, крвните садови и сврзното ткиво.168

Кортикална коска, која чини околу 80% од вкупната коска во организмот механички е многу погуста и посилна од спонгиозната коска. Таа е многу отпорна на свиткување, торзија и компресија. Кортикалната коска има помала површина од спонгиозната коска. Површината на коскеното ткиво се добива како сооднос на неговата површина и волумен (површина/волумен).

Спонгиозната коска чини само околу 20% од вкупната коска во организмот, има десет пати поголем сооднос на површина/волумен од кортикална коска, но таа реагира осум пати побрзо на промените во оптоварувањето што ја прави многу подинамична. 169,170.

Поради поголемата површина и поголемото присуство на вода се смета дека спонгиозната коска има поголемо влијание во ремоделирање и реконструкција на коската односно во метаболизмот. Според Јеена годишно ниво кортикалната коска има стапка на обрт од околу 3% а спонгиознатастапка на обрт од 26% 171

Сепак метаболичката функција е рамномерно распределена помеѓу кортикалната и спонгиозна коска. Тоа е бидејќи спонгиозна коска има четири пати помал вкупен волумен (80% према 20%), но и четири пати е метаболно поактивна по единица волумен од кортикалната коска.172

Просторната поставеност на коскените ламели е уште една карктеристика која ги прави разликите во кортикалната и спонгиозната коска.

Ламелите кај сунѓерестта коска се рамни и паралелни едни на други, формирајќи гредички (трабекули) кои меѓусебно се порзани со плочи. Ламелите кај кортикалната коска се концентрични околу празен простор и меѓусебно паралелно поставени, при што нивните празни простори го формираат Хаверсовиот канал (Haversian canals) низ кој минуваат крвните садови, лимфните садови и нервите.168,155

Разликата помеѓу овие два вида коскено ткиво може да се направи и врз основа на густината и порозноста. Познавање на кортикална дебелина и густина на коските во различни области треба да ги води лекарите во изборот на местото на сместување и правилното поставување на импланти и нивното оптоварување.

Според Chatvaratthana и сораб. постои силна корелација помеѓу дебелината на кортикалната коска и коефициентот на стабилност на имплантантот (ISQ).173

## 2.2.2.3. Биомеханика на коскеното ткиво

Коската е динамично, живо ткиво кое е во состојба на постојано менување во текот на животот.174

Коскеното ткиво поминува низ постојан процес на ресорпција на коските (ослободување на калциум и фосфат од минерализирана коска) и моделирање и стварање на нова коска преку таложење (вградување на калциум и фосфат за формирање нова коска). Овој процес е контролиран од главните коскени клетки: остеогени клетки, остеокласти, остеобласти, остеоцити иостеопрогениторни клетки (Osteoprogenitor cells).175

Моделирањето е процес со кој коските ја менуваат нивната севкупна форма, што доведува до постепено прилагодување на скелетот како одговор на напрегањата што се создаваат како резултат на влијанијата на физиолошките или механичките сили кои делуваат на коските. Моделирањето има независни места за формирање и ресорпција. При моделирање на коските, формирањето и ресорпцијата на коските не се цврсто поврзани, односно моделирањето на коските е процес на обликување или преобликување на коските каде остеобластите и остеокластите можат да дејствуваат независно.

За разлика од моделирањето, ремоделирањето е процес на хомеостатско обновување каде што ресорпцијата и формирањето на коската се споени просторно и временски.176

Patrick и сорааб. го опишуваат ремоделирање како процес на ресорпција на коска и формирање на коска наистото место, со што фактички се врши обновуваање на постоечката коска.177

Ремоделирање е процес што им овозможува на коскеното ткиво да се прилагоди на различните физиолошки услови и да ја замени оштетената коска со новоформираната коска.1.178

Ремоделирањето на коските е процес со кој коските се обновуваат за да се одржи јачината на коските и минералната хомеостаза. Ремоделирањето вклучува континуирано отстранување на делови на стара коска, замена на овие делови со новосинтетизирана протеинска матрица и последователна минерализација на матрицата за да се формира нова коска.

Процесот на ремоделирање е ресорбција на старата коска и формирање нова коска за да се спречи акумулација на микрооштетување на коските. Ремоделирањето започнува пред раѓањето и продолжува до смртта.179

За разлика од растот на коските кој се јавува во раната возраст на развој на скелетот, реконструирањето на коските е процес на континуирани активности на клетките за замена на стари, повредени или изумрени коскени делови.176

Кај возрасните, откако ќе престане растот, остеобластите формираат коска само таму каде што претходно била ресорбирана од остеокластите. Ова следи одредена низа настани и трае вкупно околу три месеци.180

Промената на коскената маса како резултат на реновирање на коските се изразува како варијација на густина на коските односно со промена модулот на еластичноста.181

Во нормални услови на оптоварување, механичкиот стимул останува во рамнотежна вредност или во опсег на рамнотежа, која состојба Huiskes, R. *et al.* И Carter ја означуваат како мртва зона или мрзлива зона. Кога механичките оптоварувања се менуваат, механичкиот стимул може да се префрли надвор од опсегот на рамнотежа и да доведе до зголемување или намалување на коскениот модул на еластичност или густина, што повторно влијаат на механичкиот стимул.181, 182

Овие циклуси продолжуваат сè додека механичкиот стимул не се врати на вредноста на рамнотежата или во опсегот на рамнотежа. Коските се прилагодуваат

на промената на механичкиот стимул со активности за реновирање на коските. 183

На сите нивоа, коските се прилагодливи на вообичаено оптеретување, со регулирање на нејзината структура според компонентите на оптоварување вклучително и напрегање, големина, стапка, фреквенција, режим на дистрибуција и деформација.184

Ремоделирањето на коските е прилично сложена работа која е под влијание на мноштво варијантни фактори, од кои механичкиот стрес е еден од нив, но поврзаноста што ја има со ремоделирањето на коските не е целосно разбрана.185

Процесот на ремоделирање на коските го зачувува интегритетот на скелетот во текот на целиот живот.

Неколку студии ја покажаа релевантноста на ремоделирањето на коските со ткивните одговори кои гарантираат остеоинтеграција.186

Ремоделирањето се случува преку основни повеќеклеточни единици (basic multicellular units BMUs). Тие се составени од остеокласти и остеобласти придружени со снабдување со крв и потпорно сврзно ткиво.187

Процесот на реновирање се состои од три главни фази именувани како активирање, ресорпција и формирање, а тоа се спроведува од основни повеќеклеточни единици (BMUs) кои се состојат од околу 10 остеокласти и неколку стотици остеобласти. Тоа е континуиран настан во текот на животот, на рамнотежата помеѓу ресорпцијата и формирањето се менува.176

За коската да ги исполни одредени квалитети треба процесите на ресорпција и создавање на коска, односно рамнотежата на активноста на остеокластите и остеобластите, да биде балансирана.

Основната идеја на теоријата за реновирање на коските е дека коските бараат одредено ниво на механички стимул, кој ќе ја измени хомеостатска состојба во коскеното ткиво. Промената на надворешното оптеретување предизвикува нова механичка состојба во коските која надвор од опсегот на состојбата на рамнотежата (хомеостазата) поради што започнува адаптацијата на коските која се одвива преку ресорпција и формирање на коските со цел да се врати хомеостазата.188 Рамнотежата помеѓу формирањето на коските од остеобластите и ресорпцијата на коските од остеокластите е позната како хомеостаза на коските. Тесниот баланс помеѓу формирањето на коските и ресорпцијата на коските го регулира развојот на коските и хомеостазата на коските. Секое пореметување на оваа рамнотежа ќе доведе до нефизиолошки состојби во коската со сите последици.189

Според Gideon и Rodan постојните докази сугерираат дека веројатно повеќе фактори се вклучени во одржувањето на хомеостазата на коските.190

Хомеостазата на коските е динамична рамнотежа со регулаторни дејства на трите клучни коскени клетки, остеокласти, остеобласти и остеоцити. Хомеостазата на коските останува сочувана се додека активностите на овие клетки се добро прилагодени, и со тоа се одржува нето коскената маса.191

Како што телото старее, коската може да изгуби дел од својата сила и еластичност, што ја прави поподложна на фрактури. Ова се должи на губење на минерали во матрицата и намалување на флексибилноста на колагенот.155 Локалните и системските фактори можат да влијаат на преобликувањето на коските директно или индиректно пред се преку хормоните за регулирање на калциумот, паратироиден хормон (parathyroid hormone (PTH ) и 1,25-дихидрокси витамин Д (1,25-dihydroxy vitamin D).192

Глукокортикоидните и тироидните хормони можат да стимулираат ресорпција и формирање на коските и се клучни за одржување на нормалното ремоделирање на коските. 193

Според Pacifici веројатно важен системски хормон во одржувањето на нормалниот обрт на коските е естрогенот.194

Rinaldo Florencio-Silva и сораб.велат дека постои сложена комуникација помеѓу коскените клетки и другите органи, што укажува на динамичната природа на коскеното ткиво.195

Според Branemark и сораб.и Oshima и сораб. постојат одредени слабости на денталните импланти од кои најзначаен е отсуството на пародонтален лигамент (PDL) преку кој се врши најголемиот дел од перцепцијата за силите на оптоварување и кој делува како апсорбер на истите.196, 197 Оклузалната траума предизвикана од несоодветни џвакални сили, поради недостаток на пародонтален лигамент, може да доведе до ресорпција на коските, што се уште е проблем за успехот на денталниот имплант. Соодветниот опсег на стрес врз абатменот на имплантот, погоден за ремоделирање на алвеоларната коска според Kang и сораб.е 1,5 MPa-8,66 MPa. 198

Цвакалнаата сила преку коронката се пренесува на алвеоларната коска околу денталниот имплант, произведувајќи различни стимули на алвеоларната коска.

Механичкиот стрес има позитивни и негативни влијанија врз реконструкцијата на алвеоларната коска.199

Коската може да реагира на различни начини на зголемено механичко оптоварување.180

Механостатот идентификува пет главни опсези на напрегање, имено:

• Неупотреба (под <1000 με) што доведува до атрофија на коските.

• Адаптирана состојба (помеѓу 1000 με-1500 με), за која се одржува коскена хомеостаза.

 Физиолошко преоптоварување (помеѓу 1500 με–3000 με), каде што се врши моделирање на коските, што доведува до зголемена коскена маса поради физиолошката побарувачка.

• Патолошко преоптоварување (над 3000 µε) што доведува до оштетување и апсорпција на коските.

• За нивоа на напрегање поголеми од 25000 µє, се постигнува крајната јачина на коските, што резултира со катастрофална фрактура.[200]

Обично, се смета дека е поволно за ремоделирање на алвеоларната коска кога деформациите во опсег од приближно 50–1500 микростини.201

Според теоријата на механостат на Фрост, за да се спречи нето губење на коскената маса (атрофија на неупотреба), неопходен е 50-250 µ-напрегање на минимален

ефективен напор (MES), додека нормалното ремоделирање постои од 50 до 250 и 2500-3500 µ-напрегање како ниво на стабилна состојба. Видовите над 2500-3500 µ-сој MES доведуваат до формирање на нова коска (моделирање) додека вредностите на сојот не се намалат под моделскиот MES со зголемување на коскената маса.

Брзата катастрофална фрактура е предизвикана од максимални нивоа на оптоварување >25.000 µ-напрегање. Дваесет и пет илјади микрони напрегање одговара на напрегање од 130 мегапаскали (130 N/mm 2) или 16.000 Lbs/квадратен инч.

Напрегањето на коската се смета за преоптоварување на 1500-3000 микростина.202

Кога повторениот стрес надминува 3000 микрострини на коските, може да се појават деформации и средно оштетување, што доведува до неуспех при третман со дентални импланти 203.

Фрактура на коските се случува одеднаш ако силата е поголема од 25.000 микрострина.

Во меѓувреме, Ригер и сор. исто така, објавиле дека функционалните напрегања на кортикалната коска околу имплантот, кои се движат од 200 psi (1,37 MPa) до 700 psi (4,83 MPa) успеале да ја одржат постојната висина коската. 204

Процесите на ресорпција и формирање на коска се избалансирани и се ремоделираат приближно 5% од кортикалната и 20% од трабекуларната коска секоја година.176

Стапката на обрт на кортикалната коска според Gurnero и Szulic е 7,7% годишно, а замената на спонгиозната коска е 17,7% [205]. Други забележаа дека кортикалната коска се менуваа 3% годишно а спонгиознатакоска 24%.[206]

Според Frost, приближно 18% од трабекуларната коска и 2% до 5% од кортикалната коска се ремоделираат секоја 25 година во зоната на физиолошко оптоварување.207

Имајќи предвид дека процесот на реконструкција на коските е континуиран, тоа може да биде од значење за осеоинтеграцијата и за опстојувањето на имплантите.208

Lee и сораб. сметаат дека периимплантното коскено ткиво е подложно на ресорпција, поради неправилни џвакални сили и поради недостаток на пародонталниот лигамент [209].

Кај денталните импланти способноста за перцепција на силите на оптоварување е дефицитарна, поради отсуство на периодонтални рецептории ги зголемуваат ризиците од преоптоварување проследено со ресорпција или дегенерација на коските[210].

#### 2.2.2.4. Густина на коска

Јачината на коската е директно поврзана со густината на коските. Факторите како што се површината на контакт со коските, модулот на еластичност и дисперзијата на стресот во коскеното ткиво околу имплантот се под влијание на минералната густина на коските. Густина на коските помага за имобилизација на имплантот при поставуваање (примарна стабилност) и за време на заздравувањето( секундарна стабилност. Исто така дозволува распределба и пренос на стресови од спраструктурата до интерфејсот на коската и имплантот по заздравувањето.

Според Misch, густината на примероци од мандибуларната спонгиозна коска со присутна коскена срцевина in situ се движи од 0,85 до 1,53 g/cm3, со средна вредност од 1,14 g/cm3 (SD = 0,15).211

За Lin и сораб. густината на мандибуларната коска е во опсегот од 1,7-2,0 g/cm<sup>3</sup> за кортикална коска и 0,23 -1,0 g/cm<sup>3</sup> за спонгиозната коска [212].

Schwartz-Dabney и Dechow пријавиле густина од 1,85-2,0 g / сm3 од 10 човечки мандибуларни кортикални коски.213

Густина се движи од 1,85 до 2,0 gm / сm3 за кортикалната коска и 0,33 до 0,55 gm / сm3 за спонгиозната коска [214].

Di Stefano и сораб. на клинички записи од 2408 пациенти направиле статистички анализи за да се испита дали коскената густина е во корелација со полот и возраста и различните позиции во истата вилица. Резултатите покажале значителни варијации на густината на коската помеѓу испитаниците; разлики во зависност од позицијата; густината била помала кај жените отколку кај мажите, но не нашле разлики за густината на коските и возраста на пациентот.215

Слични резултати добиле и Michele Cassetta и сораб. кои известуваат дека поголема густина има кај долната вилица.216

Овие резултати не се во согласност со истражувањата на други автори кои не нашле никакви разлики помеѓу половите 217, 218

Sydney Schneider и сораб. во 2020 година објавуваат дека нема значителна разлика поврзана со полот во дебелината на кортикалната коска. Густината на букалната кортикална коска има тенденција да биде поголема кај жените отколку кај мажите. Кај возрасните лица има поголема густина на кортикалната коска во однос на помладите, но нема разлика во дебелината на кортикалната коска. Дебелината на кортикалната коска се зголемува во насока од врвот на алвоеларниоит гребен према базата на мандибулата.219

Chun и Lim не нашле разлики во густината на коските помеѓу половите до 35 годишна возраст и сметаат дека разликите можат да бидат поврзани со возраста. Кај жените густината достигнува максимум до 35 година потоа се намалува постепено до 50 година а потоа густината брзо се намалува.220

Ono, Motoyoshi и Shimizu тврдат дека не постои значителна разлика помеѓу половите во однос на алвеоларната кортикална дебелина на коските, мерена на 4 мм од врвот на алвеоларниот гребен, но откриле дека кортикалната коска е подебела кај мажите отколку кај жените на вертикално ниво од 1 до 2 мм и од 5 до 9 мм апикално од врвот на алвеоларниот гребен во максила.221

Кортикалната коска има порозност од 5% до 15%, додека порозноста на спонгиознатакоска се движи од 40% до 95%.222

Според Meyers и Chen, процентот на порозност на спонгиознатакоска е во опсег од 75-95%, а густината се движи од 0,2 до 0,8 g/cm3. [223]

Структурата на коските, густината и механичките својства се главните фактори кои го одредуваат нивното механичкото однесување.

Повеќе автори се согласни дека квалитетот и количината на коските може да влијаат на примарната стабилност на имплантот [224, 225].

Структурата на долната вилица е како сендвич од две тенки и тврди кортикални коски (вестибларна и лингвална) меѓу кои се наоѓа спонгиозната коска која е помека. Двата вида коска имаат различен модул на еластичност и јачината. Еластичниот модул и механичка јачина на кортикална коска (10 -18GPa) се повисоки од оние на снѓерастата коска (1,3 - 4GPa).226

Во литературата има различни податоци за еластичниот модул на кортикална коска.

Според Verplanckeu сораб. кортикалната коска на телото на долната вилица има модул на еластичносст помеѓу 11,6-26,2 GPa, со просечна вредност од 18,9 GPaa во зоната на симфизата кортикална коска има модул на еластичносст помеѓу 11-22,8 GPa со просечна вредност од 16,9 GPa [227].

Физичките својства на коските на максилата и мандибулата се разликуваат и помеѓу региите. Општо земено мандибулата има поквалитетни механички карактеристики од максилата.

Во принцип, кортикалната коска покажала зголемување на вредностите на тврдина приближувајќи се кон рамусот, а спонгиознатапокажала зголемување на вредностите на тврдина кон симфизата [211].

Најцврстата кортикална коска се наоѓа во делот на рамусот со опсег 11,2 - 29,8 GPA со просечна вредност 20,5 GPA [228].

Мisch, Qu и Bidez го испитувале модулот на еластичност на коската на долна вилица.Тие ги добиле следните резултати: Со присутна кортикални коска еластичниот модул се движел од 24,9 до 240,0MPa), со средна вредност од 96,2 MPa (стандардна девијација (SD) = 40,6). Без присутна кортикална коска еластичниот модул бил од 3,5 до 125,6 MPa, со средна вредност од 56,0 MPa (стандардна девијација SD = 29,6). Крајната сила на компресија на спонгиознатакоска се движела од 0,22 до 10,44 MPa, со средна вредност од 3,9 MPa (SD = 2,7).211

Според Fanuscu просечните модули на еластичност биле 14. 76 ± 3.19 GPa за кортикална коска и 15.37 ±2.03 Gpa за спонгиозната коска.229

Lakatos, Magyar и Bojtár пребаруваќи ја литературата дошле до заклучок дека вредностите на модулот на еластичност на мандибуларната спонгиозна коска треба да бидеод 6,9 до 199,5 MPa. Тие забележале дека модулот на еластичност кај спонгиозната коска се зголемува во правец кон симфизата. Вредностите се во опсег од 24.9 до 240 MPA; вредностите биле 35,55 MPaкај предни заби, 47,30 MPakaj премолари и 67,48 MPakaj катници. [230].

Misch, Qu и Bidez укажуват на тоа дека спонгиозната коска во човечката мандибула има значително поголема густина, еластичен модул и крајна цврстина на компресија во предната регија отколку во средната и дисталната регија.[211]

Количеството и квалитетот на коските се важни фактори во третманот со денталниимпланти бидејќи укажуваат на густината и јачината на коските.

Раниот и долгорочниот успех на денталните импланти во голема мера зависи од количината и квалитетот на алвеоларната коска за време на поставувањето на имплантот. Лошиот квалитет и квантитет на коските се сметаат за фактор на ризик за биолошки компликации на имплантот, поврзани со недостаток на примарна стабилност и нарушено заздравување / осеоинтеграција, што може да доведе до рано губење на имплантот [231].

Според Monstaporn и сораб. од квалитетот на коските често зависи целокупниот план за лекување на пациентот.232

Од надворешната и внатрешната архитектура на коските зависи буквално секој аспект на имплантолошкиот третман, од изборот на дизајнот и големината на имплантот, хируршкиот метод , времето на лекување, видот на идната протетска реконструкција. Затоа имплантологот мора претходно да ги има информациите за надворешната и внатрешната структура на коските, за да може да направи план на имплантирањето и протетскиот третман и компаративно да ја следи состојбаата на заздравување и опстојувааање на имплантите.

За успех на имплантирањето во горната и долната вилица поребен е соодветен квантитет и квалитет на коските, бидејќи тие ја диктираат примарната стабилностна имплантите, а тоа влијае на целокупниот третман. 2,33, 234

За поставување на имплант потребна е минимална ширина на коска од 5мм и минимална висина на коска од 10мм во меѓуканинискиот простор во максила и 8мм вомандибула.235 На современата имплантологија која се потпира на современи техники на мерење, потребна е објективна проценка на квалитетот на коските.

Историски гледано, не се правела модификација на коската кај кандидатите за импланти. Наместо тоа, примарен фактор што се користел за планирање на третманот бил постојниот волумен на коските. Кратки импланти и помал број на импланти биле користени кај помал волумен на коска, а долги импланти и во поголем број биле ставани кога имало поголем волумен на коска. Денес, планот за лекување прво ги разгледува конечните опции за протетскоиот третман, потоа се анализираат факторите на џвакална сила на пациентот по што следи разгледување на густината на коските на местата за импланти.236

Анализата на податоците за механичките својства на човечката мандибулата е тешка затоа што има голема варијација во големината на мандибулата и густината на коските кај популацијата. **237** 

Од тој аспект во литературата се појавуваат бројни дават солидни информација за текот и исходот на имплантираање.

Според Mischпрвото поврзување на структурата на коските со имплантирањето е направено од Linkow во 1970 според кој има три класи:

Класа I: тип на коска кој се карактеризира со рамномерно распоредени трабекули со мали меѓутрабелкуларни простори.Класа II: Коската има малку поголеми меѓутрабелкуларни простори и помала униформност на распоредот наа трабекулите.

Класа III: Коска кај која има големи меѓутрабелкуларни простори.

Linkow ја оценувал коската од класа I за најидеална основа за имплантирање, коската од класа II за задоволителна, а за коската од класа III вели дека резултира со губење на стабилноста на имплантот ( loose fitting implant).238

Покасно, Leckholm и Zarb предложиле систем за класификација на коските кој го дефинира квалитетот на коските врз основа на морфологијата и односот помеѓу кортикалната и спонгиозната коска. [239]

Според Lekholm и Zarb, **квалитетот 1** е за хомогена компактна коска, **квалитетот 2** опишува дебел слој на компактна коска која што опкружува јадро од густа трабекуларна коска, **Квалитетот 3** се однесува на тенок слој кортикална коска околу густата трабекуларна коска, а **квалитетот 4** одговара на тенок слој кортикална коска што опкружува јадро од трабекуларна коска со мала густина



Слика. Типови на коска според Leckholm и Zarb[239]

Во 1988 година, Misch направил класификација врз основа на макроскопските карактеристики на кортикалните и спонгиозните коски и предложил четири групи за коскена густина независно од регионите на вилиците. Коската D1 е примарно густа кортикална коска,

коската D2 има густа до дебела, но порозна кортикална коска на врвот на алвеоларниот гребен и груба трабекуларна коска по него,

коската D3 има потенка порозна кортикална гребенка и фина трабекуларна коска внатре, а коската D4 речиси и нема кортикална коска. Фината трабекуларна коска го сочинува скоро целиот вкупен волумен на коските.



Слика. Типови на коска според Misch [238]

Многу мека коска, со нецелосна минерализација и големи интратрабекуларни простори, може да се класифицира како коска тип D5. Овој

тип на коска често се наоѓа во незрелата коска на местото на графт на коски во развој.237

Различните предни и задни регии на вилиците често имаат слични густини кај пациентите. Но предложените типови на коска може да се најде на која било локација на виличните коски.

Предложените планови за третман, дизајнот на имплантот, хируршкиот протокол, периодот на заздравување и прогресивно оптоварување се опишани за секој тип на коскена густина.

За осознавање на густината на коските нбаајчесто се користи компјутерска томографија (СТ).

Густината на коските од сликите направени со компјутеските томографии се изразуваат со единицата Hounsfield (Hounsfield unit - HU) или КТ број, предложена од Sir Godfrey Hounsfield во 1972 година како скала на опишување на радиогустината на сликата од компјутерската томографија. Единицата HUe квантитативно мерење на густината на озрачувањето (интензитетот на зрачењето) на сликите со компјутерска томографија (СТ).240

Според Zhang и сораб..мерењата на единицата HU од CT слики се препорачани од многу студии за проценка на BMD (bone mineral density) и проценка на јачината на коските.241

Во повеќе студии се сугерира дека единицата HU е добар метод за одредување на регионалната минерална густина на коските и е погодна за планирање на третман со дентален имплант.242

Во тој дух, Chatvaratthana и сораб. го истражувале соодносот на дебелината на кортикалната и спонгиозната коска на различни длабочини и според него направиле класификацијаа во 4 групи:

Сооднос поголем од 0,75 (75-100% кортикална коска) одговара на D1 коскен тип; Сооднос од 0,5-0,75 (50-75% кортикална коска) одговара на D2 коскен тип;Сооднос од 0,25-0,5 (25-50% кортикална коска) одговара на D3 коскен тип и Сооднос помал од 0,25 (0-25% кортикална коска) за коскен тип D4.[243, 244]

Оваа класификација не го зема предвид вкупниот волумен на коските и не прави разлика помеѓу различните области на максилата и мандибулата.

#### 2.2.2.4.1. Методи за одредување на квалитетот на коска

Коскената минерална густина (bone mineral density-BMD) во клиничката имплантологија се користи како објективен индикатор за одредуваање на различните квалитети на коските.

Густината на коските може да се определи според локација, тактилното чувство за време на хируршкиот третман или да се направи радиографска евалуација пред третманот.

Shahlaie и сораб.ja нагласуваат важноста на употребата на радиографските методи пред поставувањето на имплантот кои овозможуваат топографски прецизни проценки на густината на коските во регионот на интерес.245

Со напредокот во областа на науките за рентгенографија (радиографија, сликање), развиени се нови методи во денталната радиологија. Тие вклучуваат дигитална радиографија, методи за анализа на густина, компјутерска томографија со конусен зрак (Cone-beam computed tomography -CBCT), магнетна резонанца, ултразвук и техники за нуклеарно снимање, кои обезбедуваат детални слики со висока резолуција на оралните структури.246

За одредување на густината на коските на скелетниот систем нјачесто е применува апсорптиометрија на рендген со двојни зраци (dual energy x-ray absorptiometry - DXA).

Според Genisa и сораб. рендгенската апсорпциометрија со двојни зраци (DXA) е златен стандард за мерење на коскената минерална густина (BMD).247

Според Almasoud и сораб., иако апсорптиометрија се користи како валидна метода за мерење на ВМDна различни скелетни места, таа не е применлива за поставување имплант, затоа што не нуди слики со пресек.248

Во современата практика најчесто користени методи за планирање на импланти се компјутерска томографија (СТ) и компјутерска томографија со конусен зрак (CBCT), затоа што се добиваат слики во пресеци.

Компјутерската томографија (СТ) е потребна за добивање слики на коската пред да се изврши поставување на импланти. Таа овозможува прецизна тридимензионална евалуација на анатомските структури и директно мерење на густината на коските, изразени во HU, карактеристики кои обезбедуваат важни информации за коската. 249

Компјутерска томографија со конусен зрак (CBCT), развиена во 1990-тите, овозможува визуелизација на структури (коски, заби, воздушни шуплини) со висока резолуција.250

Според Benavides и сораб.новите CBCT апарати се со мала изложеност на радијација, можат да генерираат висококвалитетни дигитални слики кои се компатибилни за програмите за комуникации во медицината (DICOM) и лесно може да се форматираат со компјутерски програми, за да се добие прецизно мерење на BMD.251

И Patrick и сораб. сметаат дека компјутерската томографија со конусен зрак (CBCT) почесто се користи при снимање на дентомаксилофацијална регија поради помала доза на зрачење, поедноставен апарат и слики со задоволителна резолуција.177

Многу студии го потврдија СВСТ преку споредување на неговите резултати со резултати од хистолошки наоди, СТ и микро СТ резултати.

Од осумдесетите години на минатиот век развиени се многу прецизни копјутерски томографии, тоа се микро компјутерската томографија ( micro computed tomography -  $\mu$ CT) а од почетокот на 2000-тите и нано компјутерската томографија (Nano-computed tomography - nano-CT) кои даваат многу прецизни 3д слики.252

Според Ibrahim и сораб. микро компјутерската томографија (micro computed tomography - µСТ) дава добри резултати во процена на структурата на спонгиозната коска.253

Микро-компјутерската томографија (микро-СТ) е модалитет на сликање со висока резолуција што обезбедува точни карактеристики на ткивото. 254

Нанотомографијата, слично како и нејзините сродни модалитети томографија и микротомографија, користи рендгенски зраци за да создаде слики со пресеци од објект кој подоцна може да се користи за креирање на 3Д-виртуелен модел. Терминот нано се користи за да покаже дека големини на пиксели на пресеците се во опсегот на нанометри.252 Сепак СВСТ во моментов е најчесто користената алатка за проценка на количеството на коската во мсксила и мааандибула за планирањето на денталниот и поставувањето на дентални импланти.255, 256

Класификацијата на Lekholm и Zarb и класификацијата на Mich за основа имаат HU добиени од CT.

Забележано е дека постои позитивна висока корелација помеѓу HU генерирана од CBCT и CT, при што вредностите на HU добиени од CBCT се обично повисоки од вредностите добиени од CT за истата коскена област.257

Коскена минерална густина (BMD) изразенаво Hounsfield единици (HU) првично била класифициранакако:

D1: co HU>1250;

D2: со HU во опсег од 850-1250;

D3: со HU во опсег од 350-850 и

D4: co HU <350. [234]

Таквата класификација подоцна е ажурирана со комбинирање на D2 и D3 во една група која има HU опсег од 500-850.[258]

Компјутерската томографија е пообјективна и посигурна и може да го понуди најдобриот радиографски метод за морфолошка и квалитативна анализа на резидуалната коска. Единиците Хаунсфилд (HU) утврдени со софтверските програми во машините за СТ се движат од -1000 (воздух) до 3000 (емајл).

Густината на структурите во сликата е апсолутна и квантитативна и може да се користи за да се разликуваат ткивата во различни регии (пр. мускулно ткиво 35-70 HU; фиброзно ткиво 60-90 HU, 'рскавично ткиво 80-130 HU; коскено ткиво 150-1800 HU) и го карактеризираат квалитетот на коската (коска D1, >1250 HU; коска D2, 850-1250 HU; коска D3, 350-850 HU; коска D4 150-350 HU, коска D5, <150 HU) [259].

СТ овозможува евалуација на предложените места за имплантација и обезбедува дијагностички информации што другите методи на слика не можеа да ги постигнат [260]. На претходните класификаци беа додадени три нови класи. Новите класи се назначени како подкласи на коскени типови 2 и 3, како што следува:

Тип 26: Дебел слој на компактна коска што го опкружува јадрото на трабекуларната коска со средна густина;

Тип 2в: Дебел слој на компактна коска што го опкружува јадрото на трабекуларната коска со мала густина; и

Тип 36: Тенок слој на компактна коска што го опкружува јадрото на трабекуларната коска со средна густина. 261

Според Patrick и сораб.малите разлики помеѓу различни типови на коски е тешко да се проценат, пр. помеѓу D2 и D3. 177

Без да навлегуваме во повеќе резултати за погодноста на типот на коската и успехот на имплантирање ќе го споменеме истражувањео на Jaffin и Berman кои откриле дека само 3% од импланти на системот Бранемарк (Nobel Biocare, Гетеборг, Шведска) сместени во коска од типот I, II и III биле изгубени по 5 години, додека е во коска од типот IV, стапки на неуспех биле 35% во однос на истиот период. 262

Што се однесува до панорамските радиографија или периапикалните радиографија, тие не се сигурни извори бидејќи латералната кортикална плоча ја заматува трабекуларната коскена густина поради што разликите помеѓу типовите на коски е тешко да се проценат, пр. помеѓу D2 и D3.

# 2.2.2.5. Дебелината на кортикалната коска

Научните сознанија во стоматологијата даваат можност да го предвидиме успехот на имплантот и да ги евалуираме новите терапии зависи од нашето разбирање за анатомските и специфичните механички својства на локалните ткива во близина и околу имплантот. Дебелината на кортикалната коска е важен фактор во стабилноста на имплантите, поради што била предмет на многу истражувања.

Од најновите истражувања на литературата Di Stefano и сораб. заклучиле дека не само коскената густина, туку и дебелината на кортикалната коска може да биде важен предвидувачки параметар за време на предоперативната проценка на имплантот.Присуството на кортикален слој, како и неговата дебелина, всушност треба свесно да се сметаат како клучни фактори за планирање на стабилноста на имплантот.263

Мiyamoto и сораб. објавиле дека зголемувањето на дебелината на кортикалната коска ја зголемува стабилноста на денталниот имплант [264].

Ниската коскена густина и/или тесната буко-јазична ширина во близина на гребенот на алвеоларната коска на местото на поставување имплант може да биде фактор на ризик кој влијае на прецизноста на поставувањето на имплантот со CGS.265

Genisa и сораб. во своите истражуваања дошле до сознанија дека дебелината на кортикалната коска е еден од важните фактори за поддршка на стабилноста на имплантот. Споредувале четири дебелини на кортикалната: 2,30 мм, 2,85 мм и , 3,53 мм и 3,93 мм.Тие добиле јасна корелација помеѓу достапните кортикални дебелини за поставување на имплантот со стабилноста на имплантот. Исто така утврдиле дека дебелината на кортикалната може да ја заштити долната област на коските од сила на преоптоварување за време на мастикацијаата. Стресот се дистрибуира во целата насока во кортикалната коска а мал дел во спонгиозната коска околу имплантот.Тие сметаат дека односот помеѓу дебелината на кортикалната коска и нејзиното влијание на распределбата на стресот што може да се генерира за време на редовниот процес на мастикација се уште е нејасно.266

Според Porto и сораб.најниски просечни вредности на дебелината на кортикалната коска има во зоната на предените горни заби.267

Во мандибулата кортикална дебелина на коските изнесувала 0,99 мм и 1,24 мм, соодветно.268

Дебелината на мандибулатната вестибуларна кортикална коска е во просек се 1,83 мм, додека оралната 2,40 мм. Овие податоци потврдуваат дека оралната кортикална коска на максилата и мандибулата е подебела од вестибуларната кортикална коска во однос 1: 1.3.269

Просечните дебелини на оралната кортикална коска во беззабна мандибула биле; 2,35 мм (молари), 2,0 мм (кај премолари ) и 1,95 мм (кај предни заби), а во мандибула со присутни заби дебелините на оралнаата кортикална коска биле 2,51 мм (кај молари), 1,92 мм (кај премолари) и 1,24 мм (кај предни).270

Goyushov, Dursunu Tözüm укажуваат дека има постојани промени во дебелината и густината на мандибуларната кортикална коска, кои се под големо влијание на возраста и полот.271

Затоа Aktuna Belgin и сораб. препорачуваат да се испита дебелината на букалната коска (со CBCT) пред хируршките стоматолошки процедури за соодветно планирање на имплантација.272

Wang и сораб. ја мереле дебелината на кортикалната коска во четири зони на долната вилица и добиле вредности од (1,07 ± 0,44 мм) во задните области и (0,99 ± 0,30 мм) во предниот дел.273

Во наодите на Velásquez и сораб. се вели дека јазичниот и базаларниот дел од кортикална коска е значително поголема од букалниот.274

Утврдувањето на количината на кортикална и спонгиозната коска присутна во мандибулата е важен критериум за избор на соодветна големина на имплантот и намалување на компликациите по поставувањето на имплантот.

Користење на слики од компјутеризирана томографија (КТ) на мандибулата можат да го намалат ризикот од компликации со проценка на дебелината накортикалната и спонгиозната коска во мандибулата. 275

Mizukuchi и сораб. ги споредувале автоматското и рачно мерење на дебелината на кортикалната коска и забележале дека резултатите покажуваат голема блискост.276

Shethiya и Vichare со помош на компјутерска томографија (СТ) и стереомикроскоп (stereomicroscope SM) ја мереле дебелината на кортикална коска на 2 mm, 4 mm и 6 mm од нивото на цементно-емејловаата граница (cementoenamel junction (CEJ), во зоните на на канините, помеѓу премоларите и моларите.Средната дебелина на букалната кортикална коска кај канините била 1,7

 $\pm$  0,4, со методот на компјутерска томографија (СТ) и 1,9  $\pm$  0,5 со методот на стереомикроскопија. Споредбените резултати покажале дека методот на компјутерска томографија за 11% помали вредности од методот на стреомикроскопија. Дебелината на кортикална коска се зголемувала со оддалечувањето од цементно-емејловата граница. Нависоки вредности имала во зоната на премоларите.277

Споредбеното истражвање на Chatvaratthana и сораб. покажало дека вредностите на ISQ ( имплант стабилити коефициент) добиени од Resonance frequency analysis (RFA) RFA се во голема корелација со квантитетот и квалитетот на коската 3 мм под нивото на сртот на алвеоларната коска.Тие констатирале дека корелацијата помеѓу ISQ и коската околу местото на имплантот била зависна од длабочината на мерењето.173

Анализата и компарирањето на податоците за физичките својства на човечковата мандибулата е тешка затоа што има голема варијација во големината на мандибулата и густината на коските кај популацијата и разликите на методите за мерење.

Коскеното ткиво е минерализирано, вискозно-еластично сврзно ткиво и се развива (или разликува, да се провери) индивидуално.278

Материјалното однесување на кортикалната коска е анизотропно, поради присутниот колаген.222

Еластично однесување на спонгиозната коска е високо анизотропно[279].

Иако материјалното однесување на кортикалната и спонгиозната коска е анизотропно, во истражувањата наМКЕнајчесто се третираат као изотропни, бидејќи на тој начин се потребни само 2 независни параметри (Модул на Јанг Е и Поасон коефициент) .280,281

# 2.2.3. Остеоинтеграција

Успехот на имплантолошкиот третман третман се оценува преку стабилноста на имплантот и здравјето на околната коска кои се детерминирани од биомеханичките својства на интерфејсот коска-имплант (bone-implant interface -BII).282 И според Manon Fraulob квалитетот на интерфејсот коска-имплант (BII), што произлегува од својствата на новоформираната коска, ја одредува стабилноста на имплантот.283

Сраснување на титаниум и коска први забележале Bothe, Beaton and Davenportво 1940 година, кога вградиле титаниум во животно и забележале како тој има тенденција да се спои со коските.

Покасно, поврзувањето на титаниум и коска било опишано од Leventhal во 1951 година.

Во 1952 година, Branemark од Шведска , сраснуваање на титаниум и коска го нарекол со терминот "осеоинтеграција".284

Стоматолошката остеоинтеграција се дефинира како клинички асимптоматска крута врска на алопластичен материјал (имплантот) со коскаташто може да прими функционални оптоварувања.285, 286

Од хистолошки аспект, остеоинтеграцијата (osseointegration, osteointegration)означува директено поврзување на коскеното ткиво со површината на имплантот без присуство на сврзно ткиво". Ова поврзуваање претставува структурна и функционална врска.287, 288

Остеоинтеграцијата е клучна за стабилноста на имплантот, што го одредува долгорочно успехот на забните импланти.289

Остеоинтеграцијата е биолошки и биофизички процес што ја прави терапијата со дентални импланти предвидлива и ефикасна.

Самиот процес е доста сложен и има многу фактори кои влијаат на формирање и одржување на коска на површината на имплантот. 290, 291

Иницијално, процесот на остеоинтеграција вклучува испреплетување на алвеоларната коска и телото на имплантот, а подоцна, биолошка фиксација преку континуирана апозиција на коските и ремоделирање кон имплантот.292

Подобро разбирање на биомеханичките својства на новоформираната коска околу интерфејсот на имплантот може да доведе до попрецизно предвидување на хируршкиот исход од интеграцијата на имплантот спречувајќи дополнителни болни и скапи хируршки интервенции. [293, 294] За да се одржи стабилен квалитетот на интерфејсот коска-имплант и да се спречи губењето на коскеното ткиво на импланти, неопходно е добро разбирање на остеоимунологијата на периимплантната средина, кое исто така би довело до развој на нови терапевтски пристапи.295

Повеќе студии го прикажуваат значењето на реакциите на ткивата и ремоделирањето на коските за остеоинтеграција.296, 285, 297

Сложените физички и хемиски интеракции се случуваат во интерфејсот помеѓу површината на имплантот и коската. Наведени се различни описи на ултраструктурното уредуваање на интерфејсот и различни карактеристики на дизајнот на имплантот, кои се движат од цврсти и макропорозни геометрии до модификации на површината на микрон-, милимикрон- и нано-нивоата.298

Остеоинтеграцијата е резултат на постојани метаболички и морфолошки промени во коскеното периимплантно ткиво односно на коскеното ткиво кое е во контакт со површината на имплантот.

Процесот на остеоинтеграција се одвива во две фази. Првата фаза претставува примарна остеинтеграција на имплантот, а втората фаза вклучува адаптација на коскеното ткивото при оптеретување од оклузалните сили.

Примарната стабилност се однесува на механичко прицврстување на имплант во околната коска при поставување, а секундарната стабилност на имплантот е резултат на одговор на ткивото на присуството на имплантот, со ремоделирање на коските.299

Стабилноста на имплантот претставува состојба на отсуство на клиничка подвижност на имплантот и се состои од примарна и секундарна стабилност на имплантот [300].

Примарната стабилност на имплантот е предуслов за успешна остеоинтеграција на денталните импланти [301].

Секундарната стабилност, исто така, игра значајна улога во долговечноста на третманот. Секундарната стабилност е резултат на регенерација на коските и процесот на ремоделирање околу имплантот [302

Во литературата постојат повеќе податоци за позитивна корелација помеѓу примарната стабилност на имплантот и успехот на имплантот, бидејќи успехот се
потпира на одржливата интеграција на имплантите во тврдите и меките ткива [303].

Примарната и секундарната стабилност на имплантот може да биде под влијание на неколку фактори поврзани со имплантот, макро и микро дизајнот, анатомија на ткивата во зоната на имплантирање, хируршки техники и општата здравствена состојба.304

При поставувањето на имплантот во внатрешноста на коската настанува оштетување на интегритетот накоскените ткива во зоната на имплантирање. Околу имплантот, секогаш има микропростор, во кој се присутни сложени биолошки феномени, каде од почеток може да се манифестира исхемија на ткивата со некробиоза на коскеното ткиво. [305].

Повредата на ткивата при актот на имплантација претставува рана.

Повредите на ткивата започнуваат со инцизијата, подигнување на мукопериостот, пипрема на лежиштето за за имплантот и позиционирање на самиот имплант.

Бидејќи при процесот на имплантација настанува рана,процесот на остеоинтеграција ги минува сите фази на процесот на заздравување на раните, вклучително и воспалителната реакција со цел да се елиминира оштетеното ткиво и комбиниранпроцес на регенерација и репарација.

Уништувањето на коскеното ткиво за време на пипремата за имплантот, е уште е еден од клучните проблеми во имплантологијата.306

Нетрауматската хируршка процедура е важна при поставување на имплантите во коската. Главната причина за неуспехот на имплантот е создавање топлина и хируршка траума. 307

Карактеристиките на коската, како и нејзината реакција на поставување на импланти, карактеристиките на имплантот (макро и микро-дизајн), заедно со карактеристики на хируршка техника, кои мора да бидат максимално нетрауматски, како и биокомпатибилноста на материјалите се најважните параметри кои главно влијаат на клиничките резултати на остеоинтегрираните импланти. Покрај споменатите параметри, остеоинтеграцијата е под влијание и на возраста, полот, општата здравствена состојба, општата орална состојба, остеогенетските фактори.

И според Lee и Bance, дизајнот и материјалот од кој е направен имплантот, системските фактори на пациентот, хируршката техника и карактеристиките на оптоварување можат да влијаат на успехот на остеоинтеграцијата".308

Подобрата врска помеѓу имплантот и коската подразбира поголема контактна површина, преку која се пренесува товарот и која учествува во распределбата на стресот. Контактна површина зависи и од типот на коската во која е поставен имплантот [239].

Интерфејсот коска-имплант е хетерогена зона која се состои од минерализирани, делумно минерализирани и неминерализирани области. Во рамките на таа зона, минерализираните колагенски фибрили ја формираат структурната основа на интерфејсот на коските и имплантот, покрај акумулацијата на неколагенските макромолекули како што се остеопонтин, коскениот сиалопротеин и остеокалцин.298

Клучните чекори во остеоинтеграцијата се првичниот одговор на биолошките периимплантни ткива, периимплантната остеогенеза (примарната остеоинтеграција) и ремоделирање на коскените периимплантни ткива. Постојат сè повеќе докази дека остеоинтеграцијата е првенствено имуно-посредуван процес, при што клучните играчи се каскадата на комплементот (Системот на комплемент) и макрофагите, кои сочинуваат дел од вродениот имунитет на домаќинот (примарната остеоинтеграција).308

Процесот на заздравување на раната во зоната на имплантирање е сличен на процесот на интрамембранозното заздравување на местото на фрактура на коските.309

Формирањето на новата коска ги следи сите фази што ја карактеризираат директната осификација на коските.310, 311

Заздравувањето на раните, како нормален биолошки процес во човечкото тело, се постигнува преку четири прецизно и високо софистицирани фази: хемостаза, воспаление, пролиферација и ремоделирање. За раната да зарасне

успешно, сите четири фази мора да се случат со соодветна секвенца и временска рамка.312

Заздравувањето на раните е динамичен процес во кој фазите на настаните од секоја фаза мора да се случат на прецизен и регулиран начин. Прекинување, отстапувањеа или пролонгирањето на процесот може да доведат до одложено зараснување на раните или до незаздравувачка хронична рана.313

Долгорочното заздравување и адаптација на коските по третманот со дентален имплант започнува со дифузија на мезенхимални матични клетки во ранетиот регион и нивна последователна диференцијација. Фазата на заздравување е проследена со фаза на реконструкција на коските.314

Фазата на заздравување и фазата на реконструкција на коските околу имплантот не можат да се одвојат бидејќи се континуирани и се преклопуваат.Овие фази и нивните биофизиолошки функции мора да се појават во соодветна секвенца, во одредено време и да продолжат за одредено времетраење со оптимален интензитет.

Сепак се смета дека процесот на остеоинтерација треба да се гледа глобално преку две фази: примарна (рана) и секундарна (доцна).

Раната фаза на заздравувањето трае од формирање на хематом до формирање на ткаена (кончаста) коска.

Доцната фаза на заздравување е процесот на ремоделирање на ткаената коска.

Раната фаза на периимплантно заздравување на коските е многу важна и ја вклучува почетната реакција на телото на туѓ материјал: адсорпција на протеини, активирање на тромбоцитите, коагулација и воспаление. Ова резултира со формирање на стабилен фибрински тромб кој е складиште за фактори на раст и овозможува остеокондукција.

Остеокондукција е миграција и диференцијација на остеогените клетки, како што се перицитите преобразуваат во остеобласти. Остеокондукцијата овозможува контактна остеогенеза да се појави на површината на имплантот (ткаена коска, кончеста).

Доцната фаза на заздравување вклучува ремоделирање на ткаена коска.309

Mello и сорааботници, според податоци пронајдени во литературата покажале дека имплантите се остеоинтегрирани 30 дена по нивното поставување.

Сепак, продолжува да се случува активно преуредување на коските со активности на остеокласти и остеобласти кои работат синхронизирано. Затоа, по остеоинтеграција, првично формираната коска, која ги прикажува карактеристиките на сунѓерестата коска, постепено се ресорбира и се заменува со компактна коска по 90 дена. Понатаму, други делови од коскеното ткиво малку подалеку од интерфејсот, кои воспоставуваат директен контакт со имплантот, исто така се оштетени за време на процесот на препарација, и затоа, тие исто така треба да се реконструираат. 315

И Irandoust и Müftü забележале дека заздравувањето се симулира во првите 30 дена, по што алгоритмот за симулација се префрла на реновирање (t> 30).314

Според Hendi за време на периодот на заздравување, стабилноста на имплантот значително опаѓа во првите 6 недели постоперативно, а потоа постојано се зголемува во следните недели до достигне ниво блиску до она на примарна стабилност по 12 недели.

Пошироките импланти резултираат со повисока примарна и секундарна стабилност на имплантот.291

Flanagan смета дека дебелина на коска од 1,8 мм околу забните импланти е минимална дебелина за соодветна васкуларизација за потребна за исхрана и функција на остеоцитите. Вградениот имплант нема прогениторни клетки, ниту ангиогени или остеогени фактори. Така, околната коска можеби ќе треба да има дебелина од 1,8 мм за во која има доволна васкуларизација која ќе обезбеди неопходни за материи за соодветно остеоинтеграција. Покрај тоа, дебелина од 1,8 mm може да обезбеди механичка отпорност на оптоварување. Нема докази кои ја објаснуваат физиолошката потреба за дебелина на периимплантната коска од 1,8 милиметри. Овој услов се заснова на клинички набљудувања и резултати.3017

Остеоинтеграцијата е динамичен процес каде што геометриските и површинските карактеристики на имплантот влијат на молекуларната и клеточната реакција на организмот.

Остеоинтеграцијата е динамичен процес во кој карактеристиките на имплантот т.е. макро и микро дизајнот играат улога во модулирањето на молекуларното и клеточното однесување.[318] Биокомпатибилноста на материјалот од кој е направен имплантот и површината на имплантот игра голема улога во промовирањето на остеоинтеграцијата и успехот на имплантот. Сепак, малку информации се достапни за тоа која технологија за површинска обработка на имплант најдобро ја промовира остеоинтеграцијата и стабилноста на имплантот.319

Направени се многу истражувања и воведени многу новини за да се постигне посигурна, побрза и подобра остеоинтеграција. Новитетите се однесуваат на хируршките техники, изработката и материјалите за изработка на имплантите, дизајнирање на обликот и припрема на површината на имплантот.

Разновидните модификации на имплантите, вклучуваат различни физички, хемиски и биолошки техники. Модификациите ја подобруваат интеракцијата помеѓу површината на имплантот и неговата околна коска, што ќе ја олесни остеоинтеграцијата додека ја минимизира бактериската колонизација биофилм.320

Благодарение на новите технологии, беше возможно да се рекреираат нови, иновативни површини, хемиско-физички модификации, со цел да се забрза остеоинтеграцијата, со цел да се скрати периодот на заздравување и рехабилитација на пациентите.321

Со цел да се одговори на предизвиците на напредните индикации во денталната имплантологија, огромен научен напор моментално е фокусиран на биоактивни површински облоги. Основата на ова поле на истражување е вистинскиот биолошки карактер на остеоинтеграцијата. Овие иновативни пристапи имаат намера да го имитираат биохемиското опкружување и наноструктурната архитектура на човечката коска. Облогите содржат специфични агенси, лекови, протеини или фактори на раст.322

Во современата имплантологија се повеќе се истражува употребата на технологијата за 3D печатење на импланти и примената на мезенхималните матични клетки на коскената срцевина (Bone marrow mesenchymal stem cells BMSC). 323, 324

## 2.2.4.СИЛИ ВО ЦВАКАЛНИОТ СИСТЕМ

Интегритетот на функците во џвакалниот систем има важно влијание врз квалитетот на животот на една личност.325

Во џвакалниот ситем, при сите контакти помеѓу долните и горните заби, било да се центрични или ексцентрични, се развиваат сили наречени џвакални (оклузални) сили.

Според местото на настанување се разликуваат џвакални сили на бочни заби кои се појаки и џвакални сили на предни заби кои се послаби.

Во џвакалниот систем покрај оклузалните сили делуваат и сили кои не се резултат на оклузалните контакти, туку на активностите на мускулите на: јазикот, образите и усните, но тие се мали вредности.326].

Valentim и сораб. ги измериле вредностите на силите на јазикот и усните врз забите. Во мирување, силата на јазикот врз забите била  $0,00\pm0,00$ N, а на усните  $0,02\pm0,02$ N. За време на актот на голтање, вредностите биле  $0,31\pm0,38$ N за јазикот и  $0,15\pm0,14$ N за усните.327

И Stanišić-Sinobad вели дека вкупните сили во џвакалниот ситем се резултат од истовременото делување повеќе сили.328

Сите сили кои делуваат на забите се дистрибуираат преку забите и парадонтот на виличната коска.

Доминантна улога во дистрибуцијата на џвакалните сили од забите до виличната коска ја има периодонталниот лигамент како еден вид на зглобна врска помеѓу забите и алвеоларната коска.

Периодонталниот лигамент, сместен во периодонциумот (помеѓу цементот на забот и внатрешнаата површина на алвеоларната коска), со својата специфичната структура која покажува виско-еластични својства, до одреден степен ги амортизира силите кои делуваат на него. Затоа Okeson периодонталниот лигамент го смета за природен "шок-апсорбер" кој го контролира влијанието на оклузалната сила на алвеоларната коска.329 Ако силите се во границите на адаптибилната способност на парадонтот, тие вршат биолошко кондицирање на парадонтот, а ако тие ја надминуваат адаптибилната способност, се случува морфолошко и фунционално оштетување на парадонталните ткива и појава на периодонтални заболувања.

Контролата на џвакалните сили се врши преку таканаречената нервна регулација, односно големиот број на рецепроти во периодонциумот непрекинато испраќаат информации во нервниот ситем за интензитетот, јачината и правецот на делување на џвакалните сили. На тие информации нервниот ситем регаира со намалување на активноста на мускулит еи и на движењата и положбата на долната вилица со што се намалува и џвакалната сила.

Информации од џвакалниот систем доаѓаат и од рецепторите во виличниот зглоб, лигаментите, мускулите, периостот и коскеното ткиво.

Оттаму се вели дека рецепторите во џвакалиот систем, особено оние во периодонтиалниот лигамент, ги штитат забите од преоптоварување.

Според Станишиќ, електромиографските испитувања покажале дека секој пренагласен оклузален контакт на забите делува инхибиторно на мускулната контракција.328

Јачината на џвакалните сили е индивидуална карактеристика, која е под влијание на индивидуалните состојби на џвакалниот систем.

Во своите истражувања Biswas нашол средни вредноссти на максимални џвакални сили за предните заби 193N, на канините 223N за премоларите 280Na за моларните заби 350N.[330]

И Apostolov и сораб. Велат дека вредностите на џвакалните сили во пределот на моларите се околу 3 пати поголеми од оние кај предните заби. 331

Според Gibbs и сораб. силите за време на голтањето се повисоки (293.2N) од силите за џвакање (132,4 N). Тоа се објаснива со максималнаата интеркуспидација нагорните и долните заби. [332].

Максималниот џвакалната сила е 304 N [333].

Според истражувањето на Mansour и Reynik просечната големина на џвакалната сила е поголема на дисталните заби 900,76N а помала на предните 100.08N.[334]. Во однос на правецот на делување на силите тие можат да бидат вертикални (кои делуваат паралелно со надолжната оска на забот) и странични (ако силата делува под некој агол со надолжната оска).

Компресивните сили имаат тенденција да го одржуваат интегритетот на интерфејсот коска-импланти, додека силите на затегнување и смолкнување имаат тенденција да го компромитираат или да го нарушат интерфејсот.

Силите на смолкнување се најразорни за имплантите и коските во споредба со другите модалитети на оптоварување. Општо, компресивните сили најдобро се прилагодуваат на целосниот систем на импланти-протези.259

Во повеќето случаи, севкупната џвакална сила е резултат на вертикалните сили, но во актот на мастикацијата се создаваат и странични сили.

И Röhrle, Saini и Ackland го делат меслењето на повеќе автори според кои максималната џвакална сила одговара само на вертикалната компонента на џвакалната сила. 335

Спротивно на тоа, de Las Casas и сораб. сметаат дека страничните сили треба да бидат дел од механичка анализа во истражувањата. Во спротивно дека можат да се добијаат погрешни резултати.336

Страничните џвакални сили настануваат со разложување на вертикалните сили, кога тие делуваат на коса рамнина и делуваат под некој агол со надолжната оска.

Вертикалните сили имаат тенденција да го поместат забот во вертикален правец (интрузија) а страничните да го поместат забот во хоризонтален правец.

Силите се создаваат на местото на контактот на долните и горните заби т.н. нападна точка.

Нападната точка односно контактот на забите кај страничните заби е на оклузалната површина а кај предните на палатиналната страна на горните заби и на вестибуларнат површина на долните заби или на инцизалните рабови.

Според времетрењето, џвакалните сили можат да бидат краткотрајни и долготрајни.

Во функците џвакање и голтање сите сили се краткотрајни и се смета дека контактот трае околу 0.3 секунди, а при голтање една секунда. Според Ćatović во текот на 24 час забите се во контакт околу 18 минути од што 8.5 минути му припаѓаат на голтањето.337

Краткотрајните сили со мала јачина и вршат биолошка стимулација на парадонтот, додека јаките сили, ако не се компензирани, доведуваат до патолошки состојби.338

За влијанието на силите врз потпорниот апарат од значење е и нивната фреквренција, бидејќи отпорот на пародонтот се зголемува со зголемување на фрекфренцијата.

Јачината на џваклните сили зависи од: положбата на долната вилица, односот и видот оклузалните контакти, положбата на забот, положбата на забите во забниот ред, морфолошките особености на коронката и карактеристиките на потпорниот апарат.

Бидејќи џваклните сили се во најголем обем резултат на активноста на џвакалните мускули, интензитетот на силите ќе биде индивидуален, поврзан со повеќе фактори меѓу кои: полот, возраста, забниот статус, меѓувиличните и оклузалните соодноси, местото на контактот во однос на ТМЗ и тонусот на мускулатурата и др.338, 328

Освен овие фактори, на добиените вредности на измерените сили имаат влијание карактеристики на системот за мерење и анализата на добиените податоци. [339].

При анализата на податоците за џвакалните сили, важно е да се прави разлика помеѓу максималните џвакални сили и функционалните џвакални сили. Максималните џвакални сили се статички (моментални) и вољни (испитаникот свесно ги развива).

Функционалните џвакални сили се сили кои се добиени во функција. Функционалните џвакални сили се значајни за нормална функција на џвакалниот систем. Во текот на функцијата, максимални џвакални сили не можат да се развијат, бидејќи појавата на болка ја активира нервната регулација со што се намалува мускулната активност односно билката е лимит фактор кој го штити џвакалниот систем од прекумерни сили. Цвакалните сили се резултат на повеќе меѓусебно функционално поврзани фактори, поради што тешко е точно да се измерат или пресметаат. Затоа во литературата сретнуваме многу рзлични вредности за јачината на џвакалните сили.

Најчесто споменувани вредности на максималните џвакални сили кај предните заби се од 160-240N, а кај моларните заби од 490-1000N.328

Graf and H. J. Aeberhard, објавиле дека максималните џвакални сили би можеле да достигнат до 800 N во моларната регија, и од 100 до 200 N во регијата на предните заби [340].

Според Merete Bakke максималната џвакална сила е поголема кога има повеќе контакти на забите.341

Ова значи дека денталниот статус на поединецот има влијание на вредностите на џвакалнате сили. 342

Лицата на повозрасни од 75 години и повеќе, имаат 40% помала џвакална сила од оние на возраст помеѓу 35-44 години [343].

Повеќе автори нашле дека џвакалните сили се поголеми при обострано отколку еднострано џвакање.339, 344

]

Според Apostolov и Chakalo, максималната џвакална сила е поголема кај мажите во споредба со жените. Кај мажите максималната џвакална сила имала средна вредност од 138N (33 N - 228 N) [27]. Кај жените, средната вредност била 97 N (37 N - 198 N) [331].

N. Apostolov and I. Chakalov, "Measurement of the Maximum Bite Force in the Natural Dentition with a Gnathodynamometer", MedInform, Vol. 1, No. 2, pp. 70-75, (2014).

Дека максималната џвакална сила е значително поголема кај мажите во споредба со жените се согласуваат повеќе автори.331, 345

При нормална оклузија не се најдени значајни разлики во вредностите на максималната џвакална сила на левата и десната страна.331

Велески мерел максимални џвакални сили кај испитаници со комплетно интактни забни низи во долна вилица, при што добил вредности од 176,8-380,9N кај жени и од 193,7-506,9 N кај мажи.346. Капушевска ги мерела максималните џвакални сили на мезијалните и дисталните носачи на протетички конструкции пред препарација и на нивните хомолози. Таа добила вредности од 345,00 N на мезијалните заби пред препарација и 336,25 N за мезијалните хомолози. За дисталните заби пред препарација добила вредности од 431,00 N, а за нивните хомолози од 336,25 N. При оптоварувањето на телото на конструкцијата забележала вредности од 237,75N.[347]

Приближно исти резултати за силите кај класичната мостовната конструкција презентираат Motta и сораб.348

Al-Zarea ги испитувал максималните џвакални сили кај 85 испитаници, кои носат мостовна конструкција на едната страна, а на другата имаат природни заби. На страната со природни заби измерил повисоки максимални џвакални сили (596,2±76,3N) отколку на страната на со мостовнаа конструкција (580,9±74,3N). Разликата од 10-32N е статистички значајна (p<0.05).

Според Bader и Al-Zarea, средната максимална џвакална сила била 596,2 ± 76,3N на страната со природни заби и 580,9 74,3 N на страната со фиксна парцијална протеза.349

Al-Zarea и сораб. и Bonjardim и сораб. сметаат дека оваа разлика може да биде клинички неважна, бидејќи силата на двете страни е доволна за џвакање.349, 350

Според Lundeenu и Gibbs максималната функционална сила при џвакање во пределот на моларите е 280N, а тоа е 35% од максималните џвакални сили.351

Lundgren и Laurell велат дека максималната сила за време на актот на џвакањето изнесува 280N, а средната функционална сила е околу 100N, а тоа е приближно во просек околу 37% од вкупната максимална џвакална сила.352

Sato смета дека финкционалните џвакални сили се 35-45% од измерените максимални оклузални сили.353

И de Las Casas и сораб. и Himmlová и сораб., кај испитаници со здрава природна дентиција, измериле вредност на средните џвакални сили од околу 135N и била истовремено снимена вредност на коса сила од 44 N.336, 354 Уе и сораб. измериле средни вредности на функционалните џвакални сили кај скратени забни низи, за премоларните заби од 39-66N и 11-33N на предните заби.355

Braun и сораб. велат дека вредностите на функционалните џвакални сили се движат од 3.5-350N.356

Anderson смета дека максималните функционални сили при џвакање и голтање се од 70 до 150 N и се значително пониски од максималните статички оклузални сили. Покрај тоа, беше наведено дека во повеќето случаи овие сили не надминуваат дури 10 N [357].

Преку електромиографска анализа на џвакалните мускули, <u>Proeschel</u> и Morneburg нашле средна функционална џвакална сила од 220N.358

При џвакање и ситнење на храната бројот на контакти помеѓу забите се зголемува.359

Според Stanišić, во ефектот на џвакањето најпоголемо влијание имаат оклузалните вертикални сили, поради што се еден од најважните услови за физиолошки оптимална оклузија.328

Затоа при моделирањето на протетичките изработки, треба се преферира планирањето на вертикалните џвакални сили, а да се намали влијанието на страничните сили, бидејќи тие имаат дестабилизирачко дејство врз изработките.

При оптоварувааање на забите со вертикални сили поголема сила се дистрибуира во цервикалниот дел на ПДЛ во однос на апикалниот дел. 360

Mc Guinness и сораб. измериле сила од 0.072N/mm<sup>2</sup> во цервикалниот дел, а во апикалниот дел приближно двојно помаала сила од д 0.0038N/ mm<sup>2</sup>.

Слични резултати објавиле и Wilson и сораб. Измерената сила во цервикалниот дел на ПДЛ била 0.0046N/mm<sup>2</sup>, додека во апикалниот дел приближно двојно помала 0.00205N/mm<sup>2</sup>.[361]

При дејство на оклузални сили на забите, забите се поместуваат во периодонталниот простор.

Според Miura вискоеластичните својства на ПДЛ го овозможуваат и поместување на забот во алвеолата помеѓу 50-150 µm.88.362

Забите со здрав пародонтален лигамент имаат поместувања помеѓу 50-200µm. Уште при делување на мали сили, помали од 20N, вертикалното поместување на забите односно интрузија на забот е околу 50µm.363

Во литературата сретнуваме различни вредности за поместувањето на забите. Причина за тоа е што периодонталниот простор е динамичка средина. Забите имаат поголеми поместувања при делување на странични сили, во границите од 40-150µm, отколку при делување на вертикални.

Објаснувањето на Stamenković е дека бројот на ангажираните пародонтални влакна при дејство на странични сили на забот е околу 60 пати помало во однос на бројот на ангажираните периодонтални влакна при дејство на вертикалните оклузални сила. Поради тоа поместувањето на забите при дејство на странични сили е поголемо.338

Податоците за вредностите на оклузалните вертикални сили, нивната дистрибуција и поместувањето на забите под влијание на тие сили се значајни параметри за дијагностицирање на функционалната состојба на џвакалниот систем и планирање на третманите во него.

Овие параметри наоѓаат примена во сите области на стоматологија, особено во протетиката, ортодонцијата и реставративната одонтологија.

Во протетиката се корисни за планирање на протетичкиот третман, планирање на оптоварувањето на потпорните ткива, одредување на механичките карактеристики на протетичките изработки и оцена на ефикасноста на протетичкиот третман.

#### 2.2.4.1. Биомеханика на импланти

За време на оклузија, гризење и џвакање, системот на протези и забните импланти исто како и природни заби се под влијание на циклични физиолошки оптоварувања од различни правци и насоки.

Карактеристиките на силите кои дејствуваат кај особи со импланти се исти како и кај особи со природни заби. Но постои разлика во пренесувањето на силите врз коскеното ткиво. Тоа е резултат на разлика во начинот на поврзување на имплантот со коскеното ткиво. Имено кај остеоинтегрирани импланти нема периодонтален лигамент, имплантот е директно повразан со коскеното ткиво (остеоинтегриран), а тоа ја прави и суштинската разлика во пренесување на џвакалните сили од забите и имплантите на виличната коска.

Сили кои делуваат на импланти и периимплантно коскено ткиво предизвикуваат внатрешни напони во нив.

Овие напони се еднакви по интензитет со надворешните сили, но се со спротивна насока. Нивната карактеристика кореспондира од една страна со интензитетот, насоката, нападната точка на силата, но од друга страна со големината, обликот и материјалот на дизајнот на имплантот. Во зависност од споменатите фактори, се формираа три типа сили: компресија, истегнување и смолкнување (лизгање). Коскеното ткиво најдобро може да ја издржи силата на компресија, помал е отпорот на силите на истегнување а најмал на силите на смолкнување [364].

Компресивните сили имаат тенденција да го одржуват интегритетот наинтерфејсот за коска-импланти, додека силите на затегнување и смолкнувањеимаат тенденција да го нарушат таквиот постоечки интерфејс.

Во споредба со природните заби кај кои пародонталниот лигамент ги апсорбира почетните сили до појава на хисректаза а тек потоа се пренесуваат на коскеното ткиво, кај остеоинтегрирани импланти, поради анкилотичната врска, силата веднаш се пренесува на коскеното ткиво.

Испитување на напрегањата кои се јавуваат во коскеното ткиво, како резултат на функционалното оптоварување на имплантот, покажа дека има промени во структурата на периимплантна коска, кои најчесто се манифестираат со намалување (ресорпција) на маргиналното коскено ткиво. Врз основа на клинички испитувања, некои автори веруваат дека по оптоварувањето на имплантот, износот на намалување на маргиналното коскено ткиво е во границите од 0,5 до 1,5 mm во првата година. По овој период ресорпција на маргиналното коскено ткиво е помала, односно е околу 0,1 mm годишно на годишно ниво. (365)

Со цел да се намали влијанието на страничната компонента на силата, при изработката на супраструктураата над имплантите треба да се применат принципите за намалување на влијанието на страничните сили (помали оклузални површини, порамна оклузална морфологија и пократка конзола кај скратените забни низи). Кај природните заби, бројните рецептори во парадонтот ја играат најголема улога во заштитата од преоптоварување. Кај особи со импланти, заштитната улогата ја имаат рецепторите во виличниот зглоб, лигаментите, мускулите, периостот и коскеното ткиво. Ова значи дека кај особи со импланти заштитата од преоптоваруваање, нервната регулација, е многу позабавена.

Системот на периферни нервни повратни информации со импланти е различен од оној на забите, како резултат на отсуство на пародонтот и механоцепторите што се наоѓаат во пародонталните ткива. Постојат и други периферни механизми и централни нервни промени, како одговор на повратните информации.

Сепак, пациентите со остеоинтегрирани импланти субјективно чувствуваат тактилна сензација(Осеоперцепција).366, 367

Осеоперцепцијата е дефинирана како механоперцепција во отсуство на функционални перодонтални механорецептивни сензации. Имформациите потекнуваат од рецептори од TMJ, мускули, кожа, орална лигавица, периостални механорецептори [368].

Сензорната и моторната контрола кај пациенти со интраосеални импланти ја овозможува природната функција на стоматогнатскиот систем поради неговата физиолошка и психофизичка интерграција со телото.

Пациенти со протези поддржани од имплант, искажале подобра тактилна и моторна функција во споредба со пациенти кои носеле тотални протези.369, 370

Според Hämmerle и сораб. средните вредности на прагот на тактилна осетливост кај имплантите е значајно повисок (8,75 пати) отколку за забите. Тоа значи дека нервната реакцијата на забите е за 8,75 пати побрза во однос на имплантите.371

Song и сораб. врз база на доказите од 14 студии укажуваат на пониска тактилна осетливост на имплантите, а нивото на активниот и пасивниот праг се 5 и 50 пати повисоки за импланти во споредба со природните заби.

Овие докази го поддржуваат постоењето на таканаречениот феномен на остеоперцепција за обновување на нервната повратна информација по рехабилитација со импланти, меѓутоа тие сметаат дека се потребни дополнителни истражувања да се откријат факторите кои учествуваат во физиолошката интеграција на имплантите.372

Преголемото оптеретување на имплантот предизвикува биолошки и технички компликации. Затоа, важно е да се разбере колку мастикаторна сила се создава при реставрации над импланти.

Според Carr и Laney кај пациенти кои имаат протези врз имплант, објавени се вредности за вертикални сили кои се движат од 45 до 255 N [373].

Misch наведува дека коскеното ткиво има отпор на компресија 193 MPa, на истегнување 133 MPa, додека отпорноста на смолкнување е само 68MPa [54]

Наttori и сораб.велат дека просечната вредност на џвакалната сила кај пациенти третирани со импланти е 50 N, а максималната вредност е 150 N [374]

Прифатливиот опсег на оптоварувачка сила на забниот имплант на левиот максиларен централен секач е приближно 6 N -86 N.375

Bousdras и сораб. Добиле вредности за максимална оклузална вертикална сила кај пациенти третирани со импланти од 690 N до 800 N [376].

Кај пациенти со фиксни парцијални протези врз импланти, просечната вредност на максималната оклузална сила била, околу 200N за првите премолари и молари и 300N за вторите молари.377

#### 2.2.4.2. Микромукција

Според Rima и сораб. оптоваруваањето на имплантот може да создаде микродвижење (микромукција) на имплантот, кое може да има влијание на заздравувањето на ткивото. Но прекумерното микродвижење може да доведе до фиброзна инкапсулација и олабавување на имплантот.378

Микромукцијата на забните импланти е дефинирана како минимално поместување на имплантантно тело во однос на околното ткиво кое не може да се препознае со голо око [379].

Поместувањето на забите во алвеолата го овозможува еластичноста на парадонтот. Кај имплантите поместувањето на имплантите е овозможено од

еластичноста на перимплантното коскено ткиво. Имплантите се директно – анкилотично поврзани со коскеното ткиво, затоа поместувањето на имплантот е многу помало од поместувањето на забите.

Забите со очуван или здрав пародонтален лигамент имаат карактеристики на движење помеѓу 50 и 200 µm, додека остеоинтеграгираните импланти имаат подвижност помала од 10 µm. [363]

2.Cohen SR, Orenstein JH. The use of attachments in combination of implant and natural tooth fixed partial dentures-A technical report. Int J Oral Maxillofac implants 1994;9:230-4.

Вертикалните оклузални сили дури и помали од 20 N го интрудираат забот за приближно 50 µm[338

Почетното придвижување кај имплантите е само 2 µm.(380)

Според Gross имплантот се движи само заради еластичност на коските, што овозможува движење од 3 до 5 микрометри вертикално и 10 до 50 микрометри странично (381).

Опсегот на поместувањето на осеоинтегрираните забни импланти е приближно 3-5 µm вертикално и 10-50 µm странично, што е многу помало од вредностите на природните заби кои се 25-100 µm и 56 -108 µm, соодветно [381,382].

Различни автори покажаа дека прекумерната подвижност (микромукција) на имплантот може да има негативно влијание на процесот на осеоинтеграција. [383].

Според Tsutomu Sugiura и сораб. поместувањето на имплантите се разликува според правецот на силата на оптоварување (вертикална или коса), како и аголот на поставување на имплантантот (вертикален или навален). Тие го испитувале поместувањето на имплантите кај модели со вертикално поставени импланти и модели со навалени импланти. При оптоварувања со вертикални сили, поместувањето на имплантите е со приближни вредности кај моделот со вертикално поставените и моделот со навалени импланти. Максималната микромукција била поголема за 2,8 до 4,1 пати при странични оптоварувања отколку при вертикални. Кај моделот со навалените импланти, при оптоварување со странични сили поместувањето било околу 38,7% помало отколку во моделот со вертикално поставени импланти.384

Ногіта и сораб. сметаат дека кај импланти поврзани со шина врз кои е направена супраструктура без дистални продолжени членови (конзоли), микромукцијата на имплантите е под влијание на силите на оптоварување и е во рамките на прифатливите граници.385

Иако недостасуваат точни податоци, се претпоставува дека микромукцијата помеѓу имплантот и коската не смее да надмине праг вредност од 150 микрометар (µm) за успешно заздравување на имплантот [386].

Микромукцијата на имплантите е често истражувана тема бидејќи податоците од in vivo сугерираат дека микромукцијата на имплантите има влијание на остеоинтеграцијата. (318,387)

Раните in vivo истражувања сугерирале горна граница од 150 µm микромукција, вредност која со текот на времето станала златен стандард. 388, 389

Максималното поместување на имплантот кај моделите за непосредно оптеретување биле 7,5-14,4 мм, што е во прифатливи граници.385

Kawahara и сораб. и Vandamme и сораб. сметаат дека, доказите од 1990тите за границата од 150 µm се неубедливи и дека веројатно има многу повеќе достапни податоци со кои може да се извлечат заклучоци за врската помеѓу микродвижењето и остеоинтеграцијата. 386, 390

За Trisi и сораб. успехот на забните импланти не е поврзан со времето на вчитување, туку со критичната функција на микромукција, која не треба да надминува 50–100мм на интерфејсот коска-имплант [391].

Кwan и соработници 4го испитувале поместувањето на коронката со различни висини (10, 12 и 14 мм) и различни правци на оптоварување. Се покажало дека најголемо поместување има највисоката коронка (14 мм) само под косо оптеретување. [392]

Директното пренесување на силите од имплант на коска може да поттикне микромукција на имплантот, микрофрактури на спојот на коската и имплантот,

откажување на некои делови од имплантот и несакана реапсорпција на коските [393].

Поради таквите несакани можности, вложени се многу време и ресурси за истражување на нови дизајни на импланти и хируршки техники, со цел да се обезбеди прифатливо-подобрено микродвижење на интерфејсот коска-имплант [391, 394,395, 396, 397]

Постои дури и ASTM стандард (F2537-06) за калибрираање на инструментите за мерење на микромукцијата со цел да се осигура дека микромукцијата се мери прецизно и повторливо.

#### 2.2.5. Соодноскоронка/имплант и простор висина за на коронка

За да се обезбеди долгорочен успех на денталните импланти, императив е да се разбере како џвакалните сили се пренесуваат преку протетските компоненти на имплантот до околната коска. Распределбата на стресот зависи од неколку фактори, како што се типот на оптоварување (интензитет и правец на делување), интерфејсот коска-имплант, обликот и материјалите на имплантите и супраструктурата и квалитетот и квантитетот на коската.

Според Santonocito и сораб. овие аспекти се од фундаментално значење за да се обезбеди стабилност на имплантот, да се прилагоди на неговата биомеханичка средина и да се оцени капацитетот за ремоделирање на коскеното ткиво.399

Неуспехот на третманот со импланти може да се препише на недобро планирање, несоодветна усогласеност со околните структури, неправилен дизајн и оклузија на супраструктурите. Неуспехот на имплантолошките третмани можат да имаат од механички или биолошки причини.

Во почетокот, денталната имплантологија ги прифатила протетичките стандарди кои се применувале кај природните заби. Според традиционалната протетика, должината на имплантантот сместен во алвеоларната коска (се смета за еквивалент на коренот на забот) треба да биде поголем од висината на супраструктурата (коронката).400 Според тие стандарди соодносот на коронка –корен на заб идеално треба да биде 1:2 или 0,5, пожелен е сооднос 1:1,5 додека сооднос од 1:1 се смета за минимум.401

Исто така повеќе автори сметаат дека не постојат строги упатства за соодносот C/R, но кога периодондот е здрав, оптималниот однос C/R за фиксна коронка се смета за 1: 2 или помалку [402,403,404].

1

Протетичкиот принцип се однесува на природна дентиција каде најчесто промените на односите корен на заб-коскено ткиво, се подобро очувани за разлика од кај делумно или целосно беззабните пациенти каде намалувањето на нивото на коскено ткиво е секогаш поголемо, дури може да биде пренагласено, што ги намалува условите за должина на имплантите и го зголемува просторот за супраструктурата (Crown Height Space- CHS).

Намалуваањето на нивото на коскено ткиво може да се корегира со хируршки предимплантолошки третмани или да се компензира со висината на супраструктурата но тогаш скоро е невозможно да се почитуваат протетичките стандарди.

За успешно планирање на супраструктури над импланти, за избор на протетските компоненти на системот за прицврстување на имплантот, треба да се земе предвид и да се анализира расположивиот протетски простор, односно просторот за висина на коронката (CHS).

Во речникот на термини за орална и максилофацијална имплантологија, С / I се однесува на односот помеѓу висина на супраструктурата и должина на вграден имплант во коскеното ткиво. Клиничкиот сооднос С/I се определува со радиографија<sup>[405]</sup>.

Различно од природните заби, кај имплантите има два типа на соодноси С/I. Анатомски С/I, каде границата е помеѓу имплантот и спојот на абатментот и клинички каде за граница се смета нивото на коската која го покрива имплантот [406]

Просторот за супраструктурата (CHS), Misch го дефинира како "простор за висина на коронката". Просторот за висина на коронката (CHS) се мери од сртот на алвеоларната коска до оклузалната рамнина кај задната регија во горна и долна вилица а во предната регија горниот CHS се мери до оклузална рамнина, а долнот CHS е 1-2мм над оклузалната рамнина<sup>[407]</sup>.

Во јуни 2004, во Лас Вегас, Невада, Меѓународниот Конгрес на орални имплантолози спонзорирал Консензуална Конференција со цел да се утврди потребниот простор за висина на коронка. И покрај многубројните дискусии и состаноци не бил постигнат консензус, единствено биле дадени општи насоки со што е отворен простор за понатамошни истражувања. Консензуалната Конференција утврди посакувана висина на коронката за фиксни протези да биде помеѓу 8 и 12 мм (од ниво на коска до спротивставената (спротивната) дентиција) .407, 408

Како што е објавено во Консензусот од конференција, за оптимална висина на коронката е растојанието од 8-12 мм, што овозможува простор од 3мм за меко ткиво околу вратот на имплантот, 2 мм за оклузална дебелината на коронката и 5мм.просечната висина на абатмент **[408]** 

Kirov и Stoichkov испитувале ретенцијата на различните типови на фиксни парцијални протези над импланти. Забележиле откачуваање на протезите кога просторот за висината на коронката бил помал од 8,0 mm.409

Јоѕерћ Carpentieri, Gary Greenstein и John Cavallaro посочуваат дека во стоматолошката литература постојааат податоци за потребниот простор за сместување на секој тип на супраструктура над имплантни. Така потребен минимален вертикален простор за фиксни супраструктури со штрафење во имплант е 4 до 5 милиметри, за штрафење во абатмент 7,5 mm, за фиксни супраструктури со цементирање 7 до 8 mm; поделена фиксна супраструктура 7мм; шина за покровна протеза 11 mm; и фиксирана хибридна конструкција со завртка: 15mm. Овие димензии го претставуваат минималниот вертикален простор во кој може да ги сместат горенаведените видови на имплант-протези (конструкции на импланти).

Ресторативните простори за секој тип на протези (конструкции) се специфични за реставрација и треба да се земат предвид при планирањето на третманот за да се олесни правилниот избор на третманот и да се зголеми задоволството на пациентот.410 Според Kendrick и Wong. за фиксни протетички конструкции во целосен лак, критичното растојание за просторот за висина на коронката (CHS) е 15 mm. Ако растојанието од е помало од 15 mm, тогаш индициран протетски материјал е метал-керамика (PFM). Ако растојанието е поголемо од 15 mm, тогаш треба да се изработи хибридна акрилатна протеза.411

При третман со мобилни протези над импланти (Implant overdenture, OD), потребен е најмалку 13-14 mm простор за да има простор за сместување на големината на забите, дебелината на основата на протезата, дебелината на шината за ригидност, просторот од слузницата до шината за хигиена и резилиентноста на мекото ткиво. [412]

Минималната потреба за простор за прицврстување на топчест абатмент е е 10-12 mm и за локатори l 8,5 mm [413].

Кіт и сораб. сметаат дека минималното интероклузално растојание кое е потребно за поставување имплант од било кој производител на импланти, без предимплантни хируршки интервенции, може да се изврши кога е обезбеден минимален простор од 1,5 mm.414

Ваугакtаг и сораб. објавиле дека висината на коронката (супраструктурата) CHS, е поважен фактор кој влијае на перимелантскиот коскен стрес отколку односот C/I за коронки (супраструктури) над импланти.[415]

И според Nissan и сораб. некои лонгитудинални клинички студии за импланти со високи коронки укажуваат дека овој фактор не ја загрозува предвидливоста на третманот. Според него, од биомеханички аспект, просторот за висината на коронката е многу позначаен од соодносот коронка/имплант (C/I). [416].

Во најновите истражувања da Rocha Ferreira и сораб. објавуваат, се чини дека просторот за висина на коронката е поодговорен за маргиналниот стрес на коските, отколку високиот сооднос коронка-имплант или пак должината на имплантите[417].

Според Нисан и сораб.CHS е позначаен од односот C/I во проценката на штетните ефекти поврзани со биомеханиката, а неуспехот на протезата се случува на CHS ≥ 15 mm<sup>[416]</sup>. Според податоците во литературата се верува дека правилниот сооднос C/R е еден од клучните фактори за постигнување на долготрајна прогноза на импланто-протетскиот третман.

И Grossmann и Sadan веруваат дека правилениот сооднос C/I е еден од клучните фактори за постигнување на долготрајна прогноза во рехабилитација на имплснтно протетскиот третман<sup>[418]</sup>.

Клиничарите, насоките за природните заби, често ги применуваат и кај импланти.

Сепак, Misch во својата студија наведува дека односот на коронката и имплантот не треба да се гледа на ист начин како и односот на коронката и коренот на забот. Природниот заб ротира околу центарот лоциран помеѓу цервикалната и средната третина на коренот, додека имплантите не се ротираат, бидејки се директно поврзани со коската (остеоинтегрирани).99

Важноста на односот C/I се потпира на тоа што постојат мислења според кои неповолните оклузални коси или преоптоварување со јаки вертикални сили, претставуваат едно можно објаснување за биолошките и техничките компликации,кај неправилно планираните имплантопротетски третмани [419, 420]

Соодносот коронка/имплант е важен фактор за успехот на имплантопротетичкиот третман и општо за стабилноста на имплантите. Тој во основа е превземен од протетичките принципи кај природните заби но сепак постојат разлики.

Marcián и сораб. обзнануваат дека осеоинтегрираниот забен имплант, кој фактички е замена за природните заби во џвакалниот систем, подлежи на слични статички и динамични сили како и природните заби. Сепак, пренесувањето на силите до коските преку имплант е сосема различно бидејќи го нема пародонталниот лигамент кој се однесува како стрес апсорбер [421].

Разликите се поради тоа што кај имплантите нема периодонтален лигамент, нема каде да се поместуваат, а силите се пренесуваат од имплантот директно на коскеното ткиво. Поради овие причини зголемувањето само на должината на имплантот не може да ја компензира зголемената висина на коронката. Наместо тоа, тој предлага да се зголеми површината на функционално оптоварување со зголемување на бројот на поставени импланти, со зголемување на големината на имплантот кој се користи или со дизајнот на имплантот.

Schulte, Flores и Weed велат дека упатствата за соодносот коронка/имплант не се точно утврдени односно тие не се добиени со релевантни научни податоци, туку се емпириски. Тие ги испитувале соодносот коронка/имплант кај 294 испитаници кои имаале еден еден или повеќе импланти поставени помеѓу мај 1992 година и април 2004 година. Должината на коронката и имплантот биле измерени директно од радиографии. Следењето било за период од 0,1 до 7,4 години, при што имало 16 неуспешни импланти, а стапката на преживување била 98,2%. Просечниот сооднос коронка-имплант на имплантите кои останале во функција бил 1,3:1 (0,34). Просечниот сооднос коронка-имплант на неуспешни импланти бил 1,4:1 (2,5). Соодносите коронка-имплант на оние импланти кои останале во функција биле слични на оние импланти кои не успале. Врз база на тие резултати тие сугерираат дека насоките за односот коронка-корен за природните заби не треба да се применуваат кај импланти.422

Во литературата се сретнуваат различни мислења за поврзаноста на соодносот коронка/имплант (C/I) и за успешноста на имплантолошкиот третман.

Повеќе автори се согласуваат дека нема усогласени ставови за соодносот на висината на коронката и должината на имплантот<sup>[415, 423, 424]</sup>.

Исто така повеќе автори сметаат дека не постојат строги упатства за соодносот C/R, но кога периодондот е здрав, оптимален сооднос C/R за фиксна коронка се смета 1:2 или помалку [418, 425].

Во услови на назначена ресорпција на коскеното ткиво, зголемениот простор за супраструктурата (CHS) над имплантот, односно зголемениот однос коронка/имплантC/I (Crown/Implant), не се смета за ризик фактор за успехот на имплантолошкиот третман.

Не биле пронајдени технички компликации на компонентите на имплантот и супраструктурата според различни С/I соодноси во ниту една од студиите.<sup>[420]</sup>

Okada и соработниците во in vivo истражување кај кучиња добиле резултати кои сугерираат дека зголемениот C/I не може да биде фактор на ризик за неуспех на имплантот ако меките периимплантни ткива се одржуваат здрави.426 Спротивно на овие наоди Quaranta и сораб. објавиле дека високиот однос на коронка/имплант може да доведе до технички неуспеси.427

Misch вели дека неколку фактори може да го зголемат механичкото оптоварување на имплантот, а зголемувањето на висината на супраструктурата е еден од тие фактори 407<sup>]</sup>.

Според Sirisereephap и сораб. просторот на висината на коронката е во суштина вертикален лост. Кога хоризонтални или коси сили делуваат на имплантите, може да се појават компликации на денталните импланти. Таквите сили можат да предизвикаат стрес и оптоварување во областа на периимплантното коскено ткиво и да доведат до биолошки и механички проблеми, како што се олабавување на завртката, фрактура на завртката, ресорпција на маргиналната коска и на крајот откажување (отпаѓање) на имплантот. Сепак, има малку студии во врска со просторот за висина на коронката за дентални импланти.428

Резултатите од испитувањата на de Moraes и сораб. сугерираат дека со зголемувањето на висината на коронката се зголемува концентрацијата на стресот во периимплантното коскеното ткиво.<sup>[423]</sup>.

Концентрацијата на стресот се зголемува со зголемување на висината на коронката. Поради што Torcato и сораб. заклучиле дека, зголемување на C/I ја зголеми концентрацијата на стресот во компонентите на имплантот и кортикалната коска<sup>[429]</sup>.

И Sandra и сораб добиле резултати деказголемувањето на висината на коронката при косото оптоварување, предизвикува поголема концентрација на стресот во коронката на ниво имплант/коскено ткиво и зголемено поместување во коскеното ткиво.<sup>[423]</sup>

Според Bulaqi и сораб. зголемувањето на С/I предизвикува рамномерната дистрибуција на силите да стане нерамномерна и ги зголемува максималните компресивни и затегнувачки стресови на притисок и напнатост во преиимплантнта коска.430

Според Ramos и сораб. висините на кронката од 12,5 и 15 мм предизвикале статистички значајна распределбата на стресот на завртките и на кортикалната коска (р <0.001) само при косо оптоварување. Поради тоа заклучил дека зголемувањето на коронката бил можен штетен фактор за завртките и за различните регии на коскеното ткиво<sup>[424]</sup>.

За разлика од нив, Rokni и сораб. објавиле дека постојат клинички студии за импланти со високи коронки каде е докажано дека овој фактор не го загрозува имплантолошкиот третман.<sup>[431]</sup>

И според Hadzik не е пронајдена значајна корелација помеѓу соодносот C/I и секундарната стабилност на имплантот, како и соодносот C/I и маргиналната загуба на коската.[400]

Во Резимето на консензуалната изјава од групата 4 на 5та EAO Консензуална Конференција во Швајцарија (5<sup>th</sup> EAO Consensus Conference 2018, Pfäffikon, Switzerland), Hämmerle и сораб. известуваат дека соодносот на коронка/имплант во рамка од 0,9 до 2,2 не влијае на појавата на биолошки или технички компликации. Според тоа, при реставрации со еден заб со сооднос коронка/имплант помеѓу 0,9 и 2.2 може да се сметаат за одржлива опција за третман<sup>[432]</sup>.

И Sanz и Naert го пренесуваат ставот на Европската асоцијација за остеоинтеграција: "Реставрациите со С/I до 2/1 не предизвикуваат периимплантска загуба на коските." [433]

Меіјег и сораб. направиле истражување за влијанието на односот С/I на имплантолошкиот третман. Тие избрале 154 статии, осум студии ги исполниле критериумите за вклучување. Средниот сооднос С/I бил во границите од 0,86 (со импланти од 10 мм) до 2,14 (со импланти од 6 мм). Податоците разгледани во анализираните трудови не покажале голема појава на биолошки или технички компликаци<sup>[434]</sup>.

Schulte, Flores и Weed го следеле опстојувањето на 889 супраструктури над импланти со просечен сооднос C/I од 1,3 (од 0,5: 1 до 3: 1), во периот од 2,3 години (од 0,1 до 7,4 години). Тој нашол просечната стапка на преживување е 98,2%. Шеснаесет неуспешни импланти имале просечен сооднос C/I од 1.4, сличен на успешните. Поради сличноста на резултатите на неуспешните и успешните импланти, тие констатирале дека соодносот C/I не бил причината за губење на имплантите.421 Вlanes и сораб. повеќе од 10-години го оценувале влијанието на соодносот С/I кај 142 импланти. Според соодносот на C/I, испитаниците ги поделиле во три групи: прва група со сооднос C/I од 0 до 0,99, втора група со сооднос 1 до 1,99, и третата со соодност поголем 2. Кај третата група имало успешност од 94,1% (48 од 51 импланти). Тие заклучиле дека реставрациите со сооднос C/I помеѓу 2 и 3 можат успешно да се користат. Авторите напоменуваат дека 81,3% од испитуваните импланти биле со една коронка<sup>[419]</sup>.

Blanes направил систематски преглед на литературата од базта MEDLINE на лонгитудинални студии со период на следење од најмалку 4 години. Тој открил дека соодносот C/I на конструкции поддржани со импланти не влијае на периимплантска загуба на коска, а со тоа и на трајноста на имплантите [419].

Zhao и сораб. од јануари 2007 до јануари 2012 година, следеле 119 пациенти со 208 ИТИ импланти во бочна регија, следени во период од 6-66 месеци. Реставрациите на имплантите биле поделени во три групи: C/I 1:1. C/I<1.5 и C/I>1.5. Клиничкиот однос C/I не влијаел значително врз периимплантното губење на коска и биомеханичките компликации на супраструктурите. <sup>[436]</sup>

Во истражувањето на Fellippo и соработниците со зголемувањето на соодносот коронката и имплантот (C/I) од 1:1 до 1:1,25 покажало зголемување на просечниот стрес во коскеното ткиво од 30% а зголемуваето на соодносот C/I од 1:1 до 1:1,5 зголемување на просечниот стрес до 51,5%<sup>[423]</sup>.

Garaicoa-Pazmiño и сораб. направиле преглед на литературата на 196 статии од кои валидни за споредување биле вкупно 13. Утврдиле негативна поврзаност помеѓу односот С/I и маргиналната загуба на коскено ткиво (P= -0.012)<sup>[437]</sup>.

de Moraes и сораб. го оценувале влијанието на висината на коронката на екстерни хекса импланти врз поместувањето и дистрибуцијата на стресот на ниво имплант/коскениот систем, со користење на тридимензионалниот метод на конечни елементи. Имплантите биле со димензии (3,75 x 10,0 mm) со екстерни хекса конекции, а коронките со висина од 10 mm, 12,5 mm и 15 mm. Применети биле аксијални сили од 200 N и 100 N коси (45 °). Висината на коронката под аксијално оптеретување не влијаела врз поместувањето и концентрацијата на стресот, додека при делување на коси сили тие се зголемиле. Резултатите од оваа студија сугерираат дека зголемувањето на висината на коронката го зголемува стресот во имплантното/коскеното ткиво и се зголемува поместувањето во коскеното ткиво, особено при косо оптеретување. [422]

Куung-Jin и сораб. го оценувале влијанието на односот С/I врз промената на маргиналниот нивото на коската околу имплантот и да се утврдат факторите поврзани со локацијата што влијаат на врската помеѓу соодносот С/I и периимлантната маргинална загуба на коските. Испитувањето е направено на вкупно 259 импланти поставени кај 175 пациенти со просечен период на следење од пет години. Имплантите беа поделени во две групи според нивниот сооднос С/I: < 1 и > 1. Откриено е дека имплантите со повисок сооднос С/I покажуваат помалку маргинална загуба на коските отколку импланти со помал однос С/I. <sup>[438]</sup>.

<u>Urdaneta и сораб.</u> направиле истражување зада се оцени ефектот на зголемениот однос C/I врз импланти со еден заб. Испитувањето беше спроведено на група од 81 пациент кај кои се поставени 326 импланти во периодот 2001 и 2003 година. Следени се пациентите кои имаат најмалку еден заб-имплант. Поголем C/I беше поврзан со значително зголемување на протетичките компликации, но немаше значителен ефект врз нивото на коскеното ткиво на имплант со еден заб.439

<u>Gehrke</u> направил експериментално статичко оптоварување под агол од 30° во однос на надолжната оска на имплантот. Тој заклучил дека отпорноста кон оптоварување значително се намалува со зголемување на C/I.[440]

Повеќе автори се согласуваат дека не постои утврден протокол за утврдување на максимален дозволен сооднос С/I за рехабилитација со примена на дентални импланти бидејќи експерименталните истражувања не се целосно во согласност со клиничките студии. <sup>[4415,422, 423]</sup>

Аgarwaal и сораб. спровеле систематско пребарување на две бази на податоци (PubMed и Google scholar) за студиите објавени од 1 јануари 2006 година до 31 јули 2018 година. Резултатите во селектираните 143 трудови укажале дека односот коронка-имплант нема никаква улога во губењето на маргиналната коска (marginal bone loss MBL).441

Според Jhanji, Sethi, и Mittalcooдносот на коронка и имплант помеѓу 0,5 и 2 покажува поволна прогноза доколку подеднакво се земат предвид и другите протетски принципи. Ако силите се добро распоредени и не можат да се сметаат како фактор на ризик за биолошки компликации околу имплантите, зголемениот сооднос на коронка/имплант не е поврзан со губење на коската или компликации со супраструктурата. Како и да е, постои недостиг на истражувања засновани на докази за односот на коронка/имплант, што ќе му овозможи на лекарот да планира третман со долготрајна поволна прогноза, односно постоечите упатства за соодносот на коронка/имплант сѐ уште не се утврдени [442].

Имплантните реставрации со сооднос C/I помеѓу 2 и 3 може успешно да се користат во задните регии на вилицата[435].

Повеќе автори сметаат дека со зголемувањето на висината на абтментот се намалува маргинална загуба на коските [443,444,445].

Не е пронајдена значителна корелација помеѓу односот С / I и секундарната стабилност, како и односот С / I и MBL (P> 0.05)446

Chen и сораб. со систематски преглед на трудовите објавени до мај 2018 година во базите PubMed, EMBASE и Cochrane и мета анализа на 22 труда сметаат дека висината на абатментот може да влијае на раното губење на коскената маса околу импланти на ниво на коска. Сепак, доказите се недоволни за да се утврди неговото влијание врз доцното губење на коскената маса околу импланти.[445]

Пребарувани се Медилин (1950 - јануари 2018), EMBASE (1966 - јануари 2018) и Централниот регистар на контролирани испитувања Кохран (1800 јануари 2018) за да се идентификуваат подобни студии. Средната вредност на соодносот коронка-имплант била од 0,86 до 1,74, освен студијата на ју Gule, Рагоебар, Еркенс и Мејер (2016) која известувала 2.14 и не покажале висока појава на биолошки или технички компликации.[434]

A.Di Fiore, Manierou Stelliniro истражувале влијанието на (C/I) со следење на податоци во 20 трудови од MEDLINE (преку PubMed) во кои следењето на имплантите било од 5 до 16 години а највисокиот сооднос (C/I) бил 2,53. Тие дошле до сознание дека C/I-R кој не надминува сооднос 2,2 не влијаел на манифестирање на биолошки компликации и предизвикал незначителени промени MBL. Според нив уште не е јасно како МБЛ е под влијание на односот коронка-имплант (C/I)[447]. Затоа, постои позитивна врска помеѓу зголемувањето на висината на коронката висина и зголемување на областа на концентрација на стрес околу имплантот.[423]

И според Ravidà и соработниците, зголемениот сооднос С / I се чини дека не е директно поврзан со зголемената маргинална загуба на коските и не претставува биомеханички фактор на ризик за стабилноста на супраструктурата и опстојувањето на имплантите[448].

За Greenstein и Cavallaro велат дека сличноста на C/I помеѓу неуспешните и успешните импланти укажува дека соодносот C/I не е клучен фактор во однос на опстанокот на имплантантот. Затоа, зголемената висина на коронката не треба да се смета како фактор што може да влијае на клиничките исходи, и технички и биолошки [449].

Di Fiore направил преглед на литературата при што дошол до сознание дека соодност С/I кој не надминува 2,2 не предизвикува биолошки компликации, а доведува до незначителна маргинална загуба на коска.[447]

Според Aimen Bagegni супраструктурите над импланти со зголемена висина на коронката се сметаат за стабилни за подолг временски период. Како и да е, интегритетот на компонентите на имплантот може да биде нарушен кога се поставуваат коронки со зголемена висина и високи оптоварувања (400-600 N/cm<sup>2</sup>) [450].

Güngör со методот на конечни елементи испитуваал три различни соодноси на C/I (1:1, 1,5:1 и 2:1) со дистално продолжен член од 6 mm со вертикални и коси сили на оптварување од 300 N.Co зголемувањето на односот C/I, се зголемиле напрегањата во структурата на коските и на имплантантите[451].

Заклучено е дека: зголемување C/I ја зголемува концентрацијата на стрес и кај компонентите на имплантите и кај кортикалната коска; парафункционалното оптеретување се зголемува меѓу 4-5 пати повеќе од вредноста на стресот во коскеното ткиво споредено со функционално оптеретување[428].

Malchiodi и сораб. изјавиле дека критичен вредносен праг на односот С / I за избегнување на биолошки компликации е 3,40[452].

Eduardo Anitua констатирале дека не се пронајдени значителни влијанија помеѓу односот C/I и MBL (marginal bone loss), дури и да се земат предвид одделно C/I <2 и C/I  $\ge$  2[453].

Blanes и сораб. во нивниот систематски преглед сугерираат дека стапките на C/I немаат никаков ефект врз губење на коска и откажување на имплантот и дека нема доволно докази за технички компликации на протези поддржани од импланти [419].

Во рамките на ограничувањата на оваа студија FEA, зголемувањето на односот C/I ја зголемува распределбата на стресот во коската и имплантот[451].

Зголемувањето на односот коронка имплант немаше значајно влијание врз стресовите развиени околу имплантите[454].

Yiman Tang и сораб. во период од 3 до 7 години клинички следеле пациенти со импланти и фиксни протези и добиле резултати според кои во опсегот од 0,47 до 3,01; колку е повисок соодносот C/I, толку е помал периферниот имплант MBL[455].

## 2.2.6. All-on-4 и All-on-6 имплантолошки концепти

Стапката на клинички успех на забните импланти во голема мера е контролирана од механички услови во кои тие функционираат. Бројот на импланти, дизајнот и положбата на импланти зависи од системската здравствена состојба на пациентот, квалитетот и квантитетот на достапната коска, и на крајот од планот за лекување и неговата реализација.

Современиот тренд во имплантологијата е да се користат помал број на импланти при планирање на протеза што го заменува целиот забен лак, да се елиминира фазата на заздравување, односно веднаш после поставување имплантите, тие да се стават во функција и да се намали цената на вкупниот третман. Според Pirjamalineisiani и сораб. и Sundell и сораб. од суштинско значење е да се изработуваат протези со целосен лак но со помал број на импланти, помалку трауматски хируршки процедури и максимална естетика. [456,457].

Во минатото се поставувале 6 до 12 импланти за поддршка на протеза во целосен лак. Оправдувањето било ако некој од имплантите не успее сепак да останат доволен број на импланти за поддршка на протеза. Времето покажало дека со поставувањето на повеќе импланти потешко се одржува оралната хигиена, која е една од главните причини за губење на имплантот. Помалиот број на импланти овозможува поефикасно одржување на орална хигиена.

Еден од најголемите предизвици во имплантологијата е третманот на пациенти со голема ресорпција на алвеоларната коска во вилиците. Ресорпција може да биде хоризонтална, вертикална или истовремено хоризонтална и вертикална. Било кој тип да е присутен, ако е силно изразен, може да биде пречка за поставување на импланти.

Во клиничката практика често има напредната ресорпција на алвеоларната коска во зоната на моларите и премоларите поради што во долната вилица може да нема доволна количина на коска над мандибуларниот канал и над менталниот отвор, а во горната вилица поради близината на максиларниот синус. Во такви случаи потребни се предимплантни хируршки постапки, како подигнување на синус, коскени графтови за зголемување на нивото на коска и др. Тие постапки често се потешко прифатливи за пациентите бидејќи траат подолго време, се поинвазивни, не се секогаш успешни и имаат висока цена.

Во ваквите случаи, оптоварувањето на резидуалната алвеоларна коска може да се намали со зголемување на антеро-постериорно ширење на имплантите заедно со поставување на импланти со поголеми димензии и со поголем број на импланти[458].

Како алтернатива во вакви состојби се развиени концептите на All-on-4 и All-on-6.

# 2.2.6.1.Историја на концептот All-on-4

Деведесетите години на минатиот век, професорот Пауло Мало, заедно со водечкиот производител на импланти Nobel Biocare, смислија нов концепт во кој задните импланти се навалени под агол од 45 степени, без никакво барање за инжинеринг на коските, и може веднаш да се оптоварат. Така се родил концептот All-on-4® каков што го знаеме денес. All-on-4 (AO4), е позната позната и како DIEM, или "Full Arch Immediate Load".

Во 1998 година, Malo за прв пат ја применил новата техника на пациент.

Во 2000 година, Крекманов и сораб.прикажуваат навалени задни импланти врз кои се изработуваат протеза[459].

8. <u>Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H, (2000) Tilting of posterior</u> <u>mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. Int J Oral</u> <u>Maxillofac Implants 15(3): 405- 414.</u>

Malo и сораб. го опишаа наваленото поставување на задните импланти и непосредно оптеретување како техника All-on-4 (ALL4)[95].

All-on-4 (ALL4), е позната и како DIEM, или "Full Arch Immediate Load".

Промоторот на All-on-4 во Австралија, Alex Fibishenko, преферирајќи го индивидуалниот пристап кон пациентите, ги комбинирал најосновните и минималистички елементи на All On 4 со други познати техники, методи и процедури кои можат да допринесат за функцијата, удобноста и изгледот на пациентот, како и издржливоста на реставрацијата со за целосно замена на забите со забните импланти. Ова техника ја нарекол All-On-4 Plus.

Во следните години, Jensen и Adams предложиле некои варијации во техниката All-on-4 (ALL4). Главната идеја на овие варијации лежи во на навалувањето на предните импланти и задни импланти. Оваа техника беше наречена "All-on-4v4"[460].

Според Kucukkurt номенклатурата на варијантите на All-on-4 (ALL4) концептот е:2A2P е варијанта со 2 предни интерфораминални импланти и 2 задни екстра-кратки импланти; 4A е варијанта со 4 предни интерфораминални вертикални импланти; ALL4 е варијанта со 2 предни вертикални импланти и 2 задни дистално навалени импланти; ALL4v4 е варијанта со 4 дистално навалени интерфораминални импланти; ALL4W е варијанта со 2 предни мезаилно навалени импланти и 2 задни дистално навалени импланти; ALL4W е варијантасо 2 предни мезаилно навалени импланти и 2 задни дистално навалени импланти



Слика 3. Модели на варијации во техниката All-on-4 (ALL4)[4619]

All-on-4 и All-on-6 се техники на вградување на импланти кои ги имаат следниве карактеристики:

При All-on-4 се поставуваат само четири импланти врз кои ќе се изработи супраструктура. Два импланти се поставуваат вертикални во предниот дел на вилицата, а два импланти се поставуваат во канинско-премоларна или во премоларна регија под агол 30 до 45°, со цел имплантите да се постават во поголема количина на коскено ткиво или да се избегнат анатомските структури.

При All-on-6 се поставуваат шест импланти врз кои се изработува супраструктура. Два импланти се поставуваат вертикално во предниот дел на вилицата, два импланти се поставуваат во канинско-премоларна или во премоларна регија вертикално или под агол 30 до 45°, и два импланти се поставуваат дистално од менталниот отвор според расположливото коскено ткиво.

Имплантите се оптоваруваат имедијантно со привремена фиксна изработка, а по 3-6 месеци се изработува дефинитивната супраструктура.

MетодитеAll-on-4 и All-on-6 се помалку инвазивни, економични, не бараат претходни припреми на коскените структури и постапката се завршува брзо.

Ова ги прави концептите All-on-4 и All-on-6 прифатливи и за пациентите и за докторите.

Повеќе автори третманот односно концептот All-on-4 го дефинираат како фиксни протези во целосен лак, во горна или долна беззабна вилица, направени на вкупно четири импланти, од кои два се поставени вертикално во предната регија и два импланти се поставени во задната регија, навалени кон дистално за 15-45°. Оптоваруваање е веднаш, со привремени фиксни протези (во првите 8–48 часа) и трајни фиксни протези по 3-месечниот период. [259, 462].

Многу клинички опсервации го оправдуваат поставувањето на најмалку четири импланти за поддршка на протеза. Меѓутоа, има состојби кога вака мал број на импланти не можат да одговорат на биомеханичките побарувања, односно има ситуации кога силите што се развиваат за време на функцијата доминираат над издржливоста на имплантниот систем или кога коската е со многу слаб квалитет. Во такви ситуации, за да се обезбеди долготрајна поддршка на протезата, има потреба од поголем број на импланти.

И кај целосно беззабни пациенти кои не можаат да се адаптираат на мандибуларна тотална протеза, ефикасно решение е фиксна протеза поддржана од четири до шест импланти [96, 463, 465].

Концепт на All-on-4 е многу подобар од третманот со конвенционални протези, а достапните објавени резултати, во краткорочни, долгорочни и ретроспективни студии, говорат дека има успешни резултати[466].

Оригиналниот хируршко-протетски протокол по Brånemark, предвидува да се постават четири импланти за реставрација на ресорбирана мандибула и 6 импланти кај мандибула која има минимална до умерена ресорпција и изработка на стандардна протеза со билатерално поставени конзоли. Bränemark се залагал за двофазна хируршка техника. Прво да се постават имплантите, а дефинитивната протеза односно оптоваруваањето на имплантот да се направи после 3-8 месеци[196].

Според Krekmanov, концептот All-on-4 со непосредно оптеретување бил развиен, институционализиран и систематски анализиран во 2003 година од страна на Maló и сораб. Техниката се состои од третман со фиксни протези поддржани од четири импланти, два вертикално поставени во предниот регион и два навалени импланти во задниот регион а оптоварувањето е направено веднаш после ставање на имплантите[467]. Концептот All-on-4 бил развиен за да се зголеми искористувањето на достапната коска во атрофичните вилици, овозможувајќи непосредна функција и избегнувајќи реконструктивни хируршки процедури, со што се зголемуваат трошоците за лекување и компликациите својствени за овие постапки.

Непосредното оптоварување стана широко популарен метод и меѓу клиничарите и кај пациентите.

Во заклучоците на 9th Mozo-Grau Ticare Conference in Quintanilla, Spain се вели дека за третманот со целосен лак, доволни се четири импланти за моментално оптоварување и финалната протеза, дури и кога има доволно достапна коска помеѓу менталните отвори или максиларните синуси[468].

Примената на концептите All-on-4 и All-on-6 не се безусловни.

Според најновите литературни податоци потребно е да се постигне примарна стабилност на имплантот од минимум 35 Ncm до максимум 45 Ncm, да има минимум 5 mm ширина на коската, да има висина на коска во меѓу канинскиот регион во горната вилица од 10мм, а во долната вилица 8mm и имплантите да бидаат навалени повеќе од 30°, што претставува услов тие да се поврзат[469].

Покрај условите за количината на коска овој концепт има некои ограничувања, односно пациентите мора да имаат добро општо здравје и прифатлива орална хигиена и да немаат сериозни парафункционални навики.

Двата задни импланти се поставуваат дистално наведнати за да се минимизира должината на конзолата и да се овозможи протезата да има до 12 заби, а со тоа да се зголеми ефикасноста на џвакањето.

Концептот All-on-4 вклучува употреба на мал број импланти, пократка должина на конзолата и фиксна протеза со целосен лак во еден дел. Наваленото поставување на имплантите овозможува избор на импланти со поголема должина и се скратува или се отфрла дистално продолжување на супраструктурата (конзолата).

Кај концептот All-on-4, изработката на супраструктурата, дисталното продолжување (должината на конзолата), хируршките процедури на поставувањето на имплантите, треба да траат што е можно пократко, а градивните
материјали треба да имаат голема јачина, да се биокомпатибилни и да одговараат на естетските барања.

Со концептот All-on-4 се избегнуваат сложени предимплантни хируршки третмани, кои сепак не се без ризик. Поради овие предности, се повеќе се преферира пред конвенционалните техники на имплантирање.

Намалувањето на хируршките процедури и непосредното ставање во функција се важни карактеристики на All-on-4 концептот, но неопходно е да се зголемат долгорочните клинички контролирани студии.

Со имедијатното оптоварување се избегнува пациентот да биде без заби во периодот на заздравување (осеоинтеграција) или носење на привремена мобилна протеза.

Според Duello, примената на фиксна протеза на четири импланти е исто така поддржана од принципите на основните науки и тој предложил протокол заснован на докази за непосредна рехабилитација на пациенти со беззабност врз основа на концептот All-on-4 [470].

Постојат и други причини поради кои овие техники се широко прифатени, а една од нив е дека разликите во дистрибуцијата на стресот кај навалените и вертикално поставените импланти не покажува значајни разлики.

Истражувањата покажуваат високи стапки на преживување, помеѓу 92,2% и 100%, кај концептот All-on-4 .[95,95]

Сепак, некои студии известуваат за протетски и биолошки компликации за време на фазата на заздравување, а и потоа.

Babbush и сораб. се првите кои што анкетирале пациентите за аспектите на третманот според концептот All-on-4. Резултатите покажале дека 95% од пациентите биле задоволни од третманот, при што 74% од пациентите изјавиле дека се многу задоволни. Гледано од друг аспект, овие резултати укажуваат дека економичноста за пациентот не е единствената придобивка поврзана со концепт All-on-4[471.

Високите стапки на преживување и ниската инциденца на компликации ја демонстрираат предвидливоста на третманот со импланти, без оглед на времето на оптоварување[43, 44] Во истражувањата на Mostafa Omran Hussein и Mahmoud Elsayed Rabie, третманот според All-on-4 концепт покажал голема стапка на успех и мала маргинална ресорпција на коските, 98,1% на 5 години и 94,8% до 10 години[472].

Soto и сораб., врз основа на податоците добиени со преглед на литературата во базите на податоци: MEDLINE, EMBASE и библиотеката Cochrane, опфаќајќи го периодот од јануари 2005 година до и заклучно со април 2016 година и Benhadj и сораб., кои наодите ги добил со клиничко следење, објавуваат дека концептот Allon-4 е клинички ефикасен третман за беззабна вилица со прифатливо време и цена, непосредна рехабилитација, и претставува релативно директен и предвидлив третман, со што се обезбедува подобар квалитет на живот<sup>[473]</sup>.

И поновите извештаи покажауваат дека All-on-4 третманот е многу успешен[96, 475].

Maló и сораб. 13 години ги следеле состојбите на имплантот, супраструктурата и маргиналната загуба на алвеоларната коска (MBL). Тие добиле кумулативни стапки за успех на супраструктурите од 99,2%, за опстанок на имплантите 94,7%, а за успех на имплантите 93,9%. Инциденцата на биолошки компликации на ниво на имплантот биле кај 7,8%, а механички компликации биле кај 58,8% кај привремените протези и само 7,3% кај дефинитивните протези. Врз база на овие резултати заклучиле дека All-on-4 е потврдена опција за третман на долг рок]96[.

Претходно поставувањето на забен имплант кај особи со напредната ресорпција покажувало мал успех. Со воведувааање на концептот All-on-4 стапката на успех е многу повисока[469].

Sthita Gurrala, Vikas Dhupar, Francis Akkara добиле резултати за стапка на опстојување на имплантите и супраструктурата 93,3%, маргиналната загуба на алвеоларната коска (МБЛ) средно 0,49 ммвомандибулатаи 0,09 ммво максила. Тие забележале дека поголема загубана маргиналната алвеоларна коска (МБЛ) имало околунаваленитеимпланти (0,37 мм)[134].

Grandi и Signorini направиле десетгодишно следење на пациентите кај кои е применет концептот All-on-4. Тие откриле стапка на преживување на импланти кај 97,9% од испитаниците. Биолошки компликации пријавиле 19,8% од пациентите, додека механички компликации биле пријавени во 27,1% од случаите.

Просечната загубана маргиналната алвеоларна коска (МБЛ) била 0,03 mm на годишно ниво, а по 10-годишно следење изнесувала 2,5 mm. Авторите сметаат дека биолошките и механичките компликациите забележани во истражувањето може да се поврзат со неколку фактори, како што се високата примарна стабилност на имплантите, дизајнот на супраструктурите и контролата на оклузалните сили. Во моментов, нема дефинитивни долгорочни податоци за клинички значајна разлика во успехот и неуспехот на протезите и имплантите, загубана маргиналната алвеоларна (МБЛ) каі или коска пациенти рехабилитирани со целосно беззабната мандибула, третирани по концепт All-on-4 [476].

#### 2.2.6.2. Навалени имапланти и дисталмо продолжени членови

Навалените импланти се воведени за да се избегнат анатомските ограничувања за поставување на импланти и нивна предимплантна корекција и овозможуваат користење на поголема количина на коскааа и употреба на импланти со поголема должина а секако и намалување на должината на дистално проделжениот член (конзолата).

На почетокот на милениумот беа предложени дистално навалени импланти, со што се овозможува да се искористи погуста коска за имплантите а замената на бочните заби да биде без конзоли и воедно се избегнува процедурата за аугментација (реконструкција) на коските.

Терминот навалени импланти се однесува на импланти поставени под агол од 15 ° или поголем во однос на вертикалните импланти. Оваа техника на третман нуди рехабилитација со помалку морбидитет и пониски трошоциш[477].

Навалувањето на имплантантот се мери во мезиодистален правец во однос на вертикална оска, нормална на оклузалната рамнина.

Букалната инклинација на имплантот не се оценува како посебен ризик фактор.

Употреба на навалена импланти со агол поголем од 15 ° во однос на оклузалната рамнина, во мезиодистална насока овозможува поставување на подолги импланти и избегнување на неповолни анатомски структури. Апикалниот дел на овие импланти се наоѓа во зоната на канинот, а платформата односно, цервикалниот дел, е во заоната на вториот премолар или првиот молар. Со тоа се обезбедува задоволителна поддршка за целосна фиксна протеза од 10 или 12 мастикаторни единици (заби).

Целосната фиксна протеза од 10 или 12 џвакални единици го задоволува критериумот на концептот на скратени забни лакови (СДА),предложен од Кајзер, според кој присуството на билатерални втори премоларни заби може да помогне во зачувувањето на оралните функции и да се спречи дисфункција на темпоромандибуларните зглобови.

Според Callandriello и Tomantis употребата на навалени импланти и непосредно оптеретување го намалува времето на лекување, ја намалува хируршката интервенција и финансиски чини помалку [478].

Според Cavalli и сораб. навалените импланти се корисни бидејќи се избегнуваат процедурите за зголемување на коските, се избегнуваат неповолните анатомски структури, може да се намали должината на конзолата со што се намалува стресот и се обезбедува негова подобра дистрибуција [479].

Податоците говорат дека поставувањето на навалени импланти е алтернатива за надоградување на коските, водена регенерација на коските, латерализација на нервите, кратки импланти или атрофична вилица со недоволна висина на коска

Навалените импланти исто така овозможуваат зголемување на должината на имплантите и намалување на конзолата.

Навалувањето на дисталните импланти ќе ја зголемат поддршката за поротезатапрема дистално, но треба да се земе предвид дека максималниот агол на навалување може да биде до 45 степени.95

Можноста за навалување на задните импланти дозволува поголема хируршка флексибилност.

Повеќе автори се согласни дека со навалување на имплантите се подобрува цврстината на коските, се зголемува полигоналната област за поддршка на протезата, се намалува должината на конзолата и се постигнува поповолна распределба на стресот во коската.95 Ata-Ali во една мета-анализа, откри дека нема разлика во стапката на успех помеѓу навалените и верикално поставените импланти[480].

Оваа анализа го оправдува мислењето дека може да се постават навалени импланти со голема стапка на успех слична на вертикално поставените.

Вертикалното поставување на имплантите ќе обезбеди минимални вредности на стрес и на потпорната коска и на површината на имплантот [481].

Cehreli и соработниците сметаат дека навалените импланти ги насочуваат силите под агол и со тоа на интерфејсот коска-имплант дејствуваат повисоки сили [482].

Во извештајот на 5-та ЕАО конференција од Консензус групата 4 се вели дека нема докази дека користењето на импланти со дистално навалување ја зголемува загубата на количината на маргинална алвеоларна коска или дека го зголемува ризикот од неуспех на имплантот, барем во среднорочен период<sup>[432]</sup>.

Според анализите на конечни елементи, направени од Valian и сораб. дистално навалените импланти прават подобра распределба на силите и стресовите, бидејќи се намалува должина на конзолата или таа отсуствува. Сепак, во некои студии се споменива дека со зголемување на аголот на навалување, се зголемува стресот во периимплантната кортикалната коска.

Stoichkov и Kirov нашле дека наваленоста на имплантите нема значајно влијание врз маргинална загуба на коска, а соодносот С/I има влијание на маргинална загуба на коскаата.[408]

Вредностите на стрес-напрегањата во коските постепено се намалија со зголемената наклонетост на предните и задните импланти. Oguz Ozan, Sevcan Kurtulmus-YilmazBiomechanical CoMParison of Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths in All-on-4 Treatment Concept by Three-Dimensional Finite Element Analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. Jan/Feb 2018;33(1):64-71.

Теоретските модели покажуваат дека зголемената протетичка база, заради наваленоста на имплантантите, може да ја намали силата што дејствува над импланти. Затоа, од биолошка гледна точка, положбата на вратот на имплантантот може да биде поважна од наклонетоста на самите импланти. Навалените импланти како поддршка на фиксна парцијална протеза имаат важна улога во распределбата на стресот и може да бидат корисни за спречување на губење на коските и откажување на имплантот[483].

Во истражувањата на повеќе автори, кај навалените импланти, добиле иста или помала на загуба маргинално коскено ткиво во споредба со вертикално поставените импланти.

Bevilacqua и сораб. во многу клинички студии сретале податоци за високи стапки на преживување за навалени импланти, но и за тоа дека навалените импланти пренесуваат зголемен стрес на коските во споредба со вертикално поставените импланти. Тие, со методот на конечни елементи, го истражувале стресот околу навалените наспроти вертикалните импланти кај шинирани целосно фиксни протетски конструкциибез конзоли и откриле лабораториски и биомеханички докази дека количината на стрес генериран околу периимплантната коска, кај дистално навалените импланти, е помал во споредба со стресот забележан околу вертикално поставени импланти кај целосни фиксни протези со конзолни сегменти[]484.

Според Zampelis, Rangert и Heijl намалувањето на должината на конзолата игра клучна улога во намалувањето на напрегањето во периимплантното коскено ткиво[485].

Takahashi и сораб. со метод на конечни елементи го проучувале влијанието на навалените импланти врз стрес-дистрибуцијата во периимплантното коскено ткиво, кај модел според All-on-4 концептот. Тие заклучиле дека употребата на навалени импланти во комбинација со кратка конзола го намалувастресот во кортикалната коска[486].

Истражувањето на Castelo и сораб. покажало дека зголемувањето на аголот на навалување на имплантот не мора да резултира со зголемување на стресот околу дисталниот имплант. Поголемото навалување на дисталниот имплант дава можност да се скрати конзолата со што се намалува оптоварувањето на дисталните импланти. Без влијание на конзолата, наваленоста од 15 ° ги усмерува силите према апикално, а навалувањето од 35° и повеќе ги усмерува силите кон цервикално[487]. Навалувањето на дисталните импланти може да биде биомеханички поповолна за планирање на целосна фиксна протеза врз импланти.

Споредувањето со помош на методот на конечни елементи (МКЕ) открило дека намалувањето на должината на конзолата со навалување на дисталните импланти резултира со намалување на вредностите на стресот во периимплантната коска, абатментот, протетската завртка и металната рамка.

Во извештајот на групата 2 на 6-та Консензуална конференција на ИТИ, одржана во Амстердам од 17-19 април 2018 година, е објавено дека, кај импланти поставени вертикално или навалени, кога се користат за поддршка на фиксна протеза со целосен лак, нема статистички значајна разлика во примарните исходи (стапки на преживување кај имплантите и протезата) или кај секундарните исходи (периимплантантно губење на коска, компликации на меко и тврдо ткиво и протетски компликации)[488].

## 2.2.7. Методот на конечни елементи (МКЕ)

За да се превенираат механички и технички компликации, да се зголеми стапката на преживување на супраструктурите над имплантитеи имплантите, пред третманот треба да се проценат биомеханичките карактеристики и однесување на коскените ткива и забните импланти.

За истражување во различни области на стоматологијата потребна е методологија која дава сигурност и која може да се репродуцира.

Во џвакалниот систем биомеханичките истражувања најчесто се праваат in vitro бидејќи џвакалниот систем е сложен и динамичен биомеханички систем каде пристапот во одредени зони може да биде ограничен за in vivo истражувања.

За испитување дистрибуцијата на силите и деформациите во структурите на џвакалниот систем најчесто е користен методот на конечни елементи (МКЕ).

Методот на конечни елементи (МКЕ) е начин за добивање нумеричко решение за специфичен проблем, кој се користи за анализа на напрегања и деформации во сложени механички системи. Овозможува математичка конверзија и анализа на механичките својства на геометриски објект со широк опсег на примени во науката за стоматологијата и орално здравје. Корисно е за специфицирање претежно на механичките аспекти на биоматеријалите и човечките ткива кои не можат да се измерат in vivo. Има различни предности, може да се спореди со студии на вистински модели, а тестовите се повторливи[489].

Методот на конечни елементи се користи во сите области на стоматологијата, особено во стоматолошката имплантологија.[490].

Со методот на конечни елементи може да се добијат прецизни податоци длабинската распределба и да се испитаат односите меѓу имплантот, забот, пародонталниот лигамент и коската[491].

Познавањето на биомеханичкото однесување на имплантите и периімплантните ткива,при здрави и патолошки состојби, игра важна улога во функцијата и успехот на забните импланти.

Затоа анализата на конечни елементи (FEA) отсекогаш била важна алатка во проучувањето на влијанијата на стрес и деформација поради различни оптоварувања на импланти на околните вилици[492].

Со брзиот развој и подобрувања на компјутерската технологија, Методот на конечни елементи стана моќна техника во стоматолошките истражувања. Осебено е погоден за истражувања каде што испитувањето не може да се направи кај животни или луѓе од етички принципи.

Со познавање на фундаменталните принципи на методот, неговите предности и недостатоци, стоматологот ќе биде во подобра позиција да ги разбере резултатите од анализата на методот на конечни елементи и да ги примени во клиничката прааактика.

Иако има објавени многу трудови за примената на методот на конечни елементи во стоматологијата, Shivakumar и соработниците сметаат дека методот на конечни елементи за многу стоматолози сè уште изгледа како голема мистерија поради тоа што се користат сложените математички и инженерски терминологии[493].

Но структури во џвакалниот систем обликот и димензиите не можат просторно и нумерички дефинитивно да се одредат, поради тоашто не се

постојани во одредени граници туку се поддложни перманентно на промени. Анализите за овие структури се прават на компјутерски модели.

Анализа на конечни елементи (FEA) или метод на конечни елементи (FEM) (MKE) е компјутерски нумерички метод за анализа на структурата врз основа на принципот на делење структура на конечен број мали елементи, со познати димензии, кои се меѓусебно поврзани на аголните точки т.н. јазли.

Карактеристиките или промените на напоните на елементите се одредуваат поединечно за секој елемент а потоа преку јазлите повторно се формира испитуваниот објект како целина, но како компјутерски модел. Фактички резултатите од анализата на малите - конечни елементи ги откриваат однесувањата на целиот испитуван објект.

Со МКЕ може да се симулираат физиолошки и нефизиолошки состојби во биолошките системи до најситни детали, со цел да се согледа влијанието на одредени фактори на тие состојби.

Денес методот на конечни елементи е широко применет во стоматологијата за проучување на распределбата на стресот, биомеханиката на денталниот имплант и коската; интерфејсот на имплантот и коската и проучување на однесување на имплантот при оптеретување. Од тој аспект МКЕ е погоден за планирање на имплантопротетскиот третман, што води до поголем и посигурен успех на третманот.

Со методот на конечни елементи можат прецизно да се пресметаат напоните и напрегањата во граници кои можат правилно да ја претстават клиничката реалност. Сепак, како и секој модел на истражување, така и МКЕ бараат некои поедноставувања за да бидат остварливи. Предизвикот на истражувачот е да се направи разлика помеѓу потребните поедноставувања и погрешните..

Сепак, методот на конечни елементи има ограничувања затоа што симулира живо ткиво кое не е константно во својата природна состојба и не може прецизно да се реплицираат во усната шуплина.

# 2.2.7.1.Развој и примената на Методот на конечни елементи (МКЕ) во областа на стоматологија

КМЕ бил развиен за инженерска анализа и моделирање на сложени системи во механичкото, цивилното и воздухопловното инженерство.

Првата физичка дискретизација на просторот направена од Hrennikoff во1941 година се смета за почеток на МКЕ. Првата примена на МКЕ е направена од Courantво 1943 година.

СпоредCourant, Голем придонес во развојот на методот на конечни елементи, дале Argiris и сораб. кои ја вовеле матричната формулација во теоријата на конструкциите.

Тугпег и сораб. први го претставиле МКЕ во матрична форма и први го вовеле поимот за матрица на крутост на елементот.

Методот на конечни елементи добива брза експанзија особено во конструкциите и механиката. Тоа довело до развој на разни типови елементи што овозможува решавање на широк спектар на проблеми.

За почетокот на примената на МКЕ во стоматолошки истражувања, објавиле Farah и сораб. во 1973 година.<sup>[494]</sup>

Првите истражувања со МКЕ во стоматологијата биле направени на 2D модели, а покасно се направени и попрецизните 3Dмодели.<sup>[495]</sup>

Употребата на FEA за дентални импланти и околните коски е зголемена во текот на изминатите неколку децении.

Dam и сораб. ги пребарувале базите: Pubmed, Scopus, Google Scholar и Science direct за период од март 1980 година до септември 2020 година. Според добиените сознанија заклучиле методот на конечни елемент е важна алатка за проучување на биомеханиката на денталниот имплант и периимплантното коскено ткиво[496].

Според Dan, методот на конечни елементи е погоден за истражување на дистрибуцијата на силите, напрегањата и деформациите во ткивата на џвакалниот систем и во стоматолошките изработки. Во текот на истражувањата со методот на конечни елементи има можност екпериментот да биде комплетно контролиран, да се менуваат влезните параметри и да се менува правецот на истражувањето, а симулациите да се повторуваат повеќе пати според потребите на истражувањето. Истражувањето ја илустрира важноста на правилното дефинирање на проблемот на FEA бидејќи се однесува на обезбедување валидност на резултатите и дека тие вистински ги одразуваат севкупните цели на анализата[497].

МКЕ може да се користи како самостална метода или во комбинација со in vitro истражувања.

Сигурноста на резултатите добиени со нумерички методи треба внимателно да се толкува, бидејќи истите зависат од точната симулација на геометријата на конструкцијата, механичките својства на материјалите, интерфејсот, поддршката, оптоварувањето и релевантноста на дадените податоци кои ги контролира истражувачот<sup>[110]</sup>.

Поради наведените објективни причини, резултатите добиени со МКЕ треба да подлежат на споредување со резултати добиени со клинички истражувања <sup>[234, 259].</sup>

Успехот на МКЕ зависи од прецизноста на моделирањето и симулирањето на геометријата, карактеристиките на материјалот на имплантот и коската на вилицата, условите за оптоварување, како и од биомеханиката на интерфејсот имплант-коска. Претпоставките направени за време на моделирањето и ограничувањата на софтверот секогаш резултираат со неточности. Основната тешкотија за симулирање на живо коскено ткиво и нејзиниот одговор на применетите механички сили, исто така, е решена до одреден степен со употреба на напредни техники за сликање.

Методот на конечни елементи е сигурна алатка за подобро разбирање на однесувањето на коските и за предвидување на влијанието на механичкиот стимул врз коската или неговите компоненти, во согласност со релевантностаа на имплементираните параметри. Сепак, овој метод на моделирање не е интегриран во клиничкиот работен тек. Направен е само внимателен почеток за воведување на овие модели во клиничката пракса велат Kahla и Barkaou[498].

За да добиеме валидни резултати, компјутерскиот модел треба да се моделира со точно определена геометрија и определени материјални својства, прецизно дефинирани оптоварувања и гранични услови и соодветна анализа на резултатите.

Многу е важно да се има предвид дека МКЕ ќе ги даде резултатите врз основа на моделирањето и од таа причина постапката за моделирање е најважна.

Затоа методот на конечни елементи мора да се реализира по одреден редослед: моделирање, определување геометрија и степени на слобода (граничните услови), внесување на релевантни податоци за особини на материјалите, карактеристиките на оптоварување (интензитет на сила, место на делување и правец на делување) и нумеричка анализа.

#### 2.2.7.2.Изработка на компјутерски модел на конечни елементи

Практичната примена на МКЕ започнува со изработка на компјутерски модел, со општи и специфични карактеристики карактеристики на испитуваниот објект, а се изработува според утврдени постапки.

Компјутерскиот модел мора да има определена геометрија и определени материјални својства, прецизно дефинирани оптоварувања и гранични услови. Овие четири параметри дефакто го дефинираат нумеричкиот модел и точноста на резултатите е директно поврзана со нив.

Фактички истражувањето со МКЕ започнува со моделирање на компјутерски модел.

#### 2.2.7.2.1.Моделирање

Според Richmond и сораб. терминот "моделирање на МКЕ" е процес на: креирање на моделот, решавање на моделот, потврдување и толкување на резултатите во контекст на целта на истражувањето.

[ Компјутерскиот модел претставува нумеричка симулација на оралните структури и вградените материјали поради што е потребно да се внесат податоци кои се однесуваат на формата и структурите (геометријата) и биомеханиката на биолошките ткива, карактеристиките на материјалите на испитуваниот континиум (домен).

#### 2.2.7.2.2.Геометрија

Методот на конечни елементи припаѓа на дискретните анализи. Но за разлика од другите нумерички методи кои за основа имаат математичка дискредитација на равенките, во методот на конечни елементи (МКЕ) се врши физичка дискредитација на испитуваниот објект.

Физичката дискредитазија се прави така што испитиваниот домен (независно од неговата форма, облик, големина) се дели (дискредитира) на конечни елементи односно на конечен број на помали елементи со точно определени форми и димензии (поддомени).

Ова значи дека доменот кој има неограничени степени на слобода ќе се подели на ограничен број на елементи со дефинирани степени на слобода. За да се дефинираат односно ограничат степените на слобода на конечните елементи, тие мора да имаат определена форма со познати димензии.

Конечните елементи се меѓусебно поврзани во дискретни точки означени како јазли. Вкупниот број на конечни елементи на целиот домен поврзани со јазли се нарекува мрежа на конечни елементи. Истражувачот требасамостојно да ја планира густината на мрежата.

Силите дејствуваат само во јазлите. По спроведените пресметки, на секој јазол ќе бидат добиени вредности за поместување кои ја претставуваат реакцијата на целиот систем на дадени оптоварувања и гранични услови. Вредностите на поместувања на конечните елементи помеѓу јазлите се одредуваат со помош на математичка интерполација.

Карактеристиките на елементите се одредуваат независно од целиот континиум, а потоа преку јазлите повторно се формира испитуваниот објект како целина (континиумот), но како компјутерски модел.

Истражувачот сам го избира бројот и обликот на конечните елементи, односно ги избира најпогодните форми на конечните елементи, блиски со вистинската структура на испитуваниот домен и потребите на истражувањето.

Основните геометриски податоци за моделирањето на формата и обликот (геометријата) на компјутерскиот модел можат да се добијат на неколку начини: - со користење на податоци од литературата, -со однапред планирано определено сечење на моделот, скенирање и дигитализација на добиените делови,

- со помош на компјутерска томографија (СТ) или магнетна резонанца (МР).

- или со скенирање на моделите со 3D скенер.

Неодамна, воведени се различни програми за обработка на слики од кои можат да ги конфигурираат 3Д-модели со поставување податоци за слики добиени со СТ-скенирање и да го користат квалитетот на коските точно за моделот на конечни елементи со користење на степенот на апсорпција на рентген. Овие достигнувања се очекува да овозможат пореални симулации во иднина.

#### 2.2.7.2.3.Степени на слобода

Конечните елементи не само што имаат определени конечни димензии и конечни физички карактеристики, туку имаат и конечни степени на слобода на движење т.е. гранични услови.

Дефинирањето на граничните услови се постигнува со ограничување на степените на слобода на поместување во јазлите.

Со други зборови, физичките ограничувања мора да се применат на границите на компјутерскиот модел за да се обезбеди рамномерно решение.

Граничните услови се: за поместување во антеропостериорен правец (по у оска), во трансверзален правец (по х оска), во вертикален правец (по z оска) и за ротацијата (извртувањето) околу трите оски.

Ограничувањата се поставени на јазлите и можат да спречат или да дозволат поместување и ротација во сите насоки или само во некои насоки, но и комбинации на дозволените поместувања и ротации.

Граничните услови имаат големо влијание на точноста на резултатите.<sup>[149,151,152]</sup>

## 2.2.7.2.4. Особини на материјали

Конечните елементи треба да имаат дефинирани особини на материјалот. За физичките особини на биолошките ткива податоците се добиваат од литературата, а за градивните материјали податоци се земаат од упатството на производителот.

Материјалните својства значително влијаат на распределбата на стресот и видот во структурата. Својствата на материјалите и структурите кои се предмет на истражување со методот на конечни елементи (МКЕ) можат да бидат изотропни (со исти својства) или анизотропни (со различни својства).

Материјалите со изотропни својства се моделираат како линеарни. За разлика од нив, анизотропните материјалите (ортотропни, хиперпластични, високоеластични и пластични) се моделираат со нелинеарни својства.

При моделирање на меѓусебните врски на конечните елементи чии материјали се со различна крутост, потребно е да се воведат интерфејс елементи "interface elements", кои ќе овозможат лизгање на меките елементи по површината на крутите, без појава на напрегања и затегнување.

#### 2.2.7.2.5.Оптоварување

Оптоварувањето кое се користи во методот на конечни елементи може да е во облик на сила, забрзување, температура, а нивното дејство може да биде моментално или променливо, односно оптоварувањето може да биде статично или динамично. Без рзлика на тоа какво е дејството, параметрите за оптоварувањето мора да бидат дефинирани според интензитет, правец на делување, место на делување (нападна точка) и да бидат временски определени.

Цвакалните сили вршат динамички оптоварувања. Поради тоа што овие оптоварувања се краткотрајни 0.3 секунди и тешко се нумерираат, во повеќето МКЕ истражувања се користат како статички[499].

Важно е да се нагласи дека сите оптоварувања можат да бидат класифицирани како статични или динамични. Мастикаторните сили се динамички оптоварувања, но бидејќи овие оптоварувања е тешко да се нумерираат, повеќето FEA користат статички оптоварувања.

#### 2.2.7.2.6. Нумеричка анализа

Со нумеричката анализа се опфатени напоните и деформациите што се случуваат во секој од јазлите на мрежата на конечните елементи за определените оптоварувања, определениот геометриски облик, граничните услови, и особините на материјалот[500].

Со пресметката се дефинира односот помеѓу силите кои делуваат на конечниот елемент и силите на реакциите кои што се јавуваат во јазлите.

Анализата се изведува како линеарна или нелинеарна, статичка или динамичка, во зависност од физичките карактеристики на елементите на структурата на доменот.

#### 2.2.7.2.7.Анализа на резултатите

Анализата на добиените резултати треба да прикаже каков е односот на добиените резултати во однос на граничните вредности, каква е фрекфенцијата на добиените вредности како и пренесувањето на оптоварувањето помеѓу различните структури на испитуваниот континниум.

Основата за сите пресметки е конечниот елемент кој има конечни димензии и ограничени степени на слобода. Од физички аспект тоа значи дека опсервираниот вистински домен кој има бесконечен број степени на слобода, не може директно да се анализира, а може да се анализира дискретизираниот геометриски модел со конечен број на степени на слобода.

Основните непознати се во поместувањата во јазлите, а равенките на системот произлегуваат од условите на рамнотежа на силите во јазлите на моделот.

Анализата на конечни елементи (МКЕ) може да обезбеди детални квантитативни податоци на која било локација во рамките на математичкиот модел, што кај човечки ткива тешко можат да се мерат in vivo. Анализата на конечни елементи (МКЕ) можат да ја предвидат распределбата на стресот и напрегањата во контактните области кои не се достапни за мерење, како што се областите помеѓу имплантот и кортикалната коска, протезата и гингивата, или околу врвот на имплантот во трабекуларната коска.

Методот на конечни елементи бил примент и кај нас[501,502,503.504].

Во истражувања на Панчевска и Вујасин за генерирањето на мрежата на конечни елементи бил употребен софтверскиот пакет SOFiSTiK AG од Германија.

Според Кокаланов, со софтверот SOFiSTiK AG може да се праваат комплексни три-димензионални анализи на стрес-деформација, располага со големи можности за моделирање, за примена на различни конститутивни закони, како и за сложени влијанија на оптоварување[505,506].

## 2.2.8.ВРЕДНОСТИ НА НАПРЕГАЊЕТО ПО VON MISES

Силите кои делуваат врз супраструктурата, се пренесуваат преку имплантот, на околната коска. Во зависност од дизајнот на имплантот, потпорната конструкција, како и интензитетот и насоката на силата, се јавува напрегања во структурите на имплантот и околната коска.

Композицијата на коските, густината и нивните механичките својства се главните фактори кои ја одредуваат распределбата на напрегањата и деформациите во мандибулата.

Стресот во имплантот и периимплантното ткиво, кој го предизвикуваат силите на оптоварување е зависен од повеќе фактори.

Еден од основните фактори за успех на протези над импланти е начинот на кој стресовите се пренесуваат во околната коска.

Многу механички фактори го одредуваат преносот на оптоварувањето на околната коска, како што се материјалот, квалитетот, должината, дијаметарот и структурата на имплантот.

Успехот на имплантот зависи од неговата стабилност, која е одредена со биомеханичките својства на интерфејсот коска-имплант.

Многу индустриски импланти биле истражувани од аспект на деформација, стрес и напрегање.

Yemineni и сораб сметат дека постои директна корелација помеѓу стресот и квалитетот на коските[302].

Пренесувањето на силите од протезата на имплантите и алвеоларна коска зависи од повеќе фактори, како што се квалитетот и квантитетот на коската, дизајнот на имплантантот и локализацијата, материјалот на протезата, , бројот, димензијата на коронките (забите) и оклузијата.

Златниот стандард за проценка на стресот дистрибуиран на коската е максималниот главен стрес (Maximum Principal Stress), како и стресот на вон Musec (Von Mises Stress)[507].

Максималните главни стересови се компоненти на напрегањата кога основата на другите напрегачи на стресот е нула и го дефинира стресот концентриран во одреден регион. Стресот на von Mises е скаларна количина добиена од напрегањата што делуваат на било која структура. Ни помага да ја процениме издржливоста на еластичен материјал. Von Mises stress е мерка на вкупниот стрес дистрибуиран на мандибулата во сите аксијални рамнини. Спротивно на тоа, максималниот главен стрес или напон, како што вели дефиницијата, е ограничен на стрес што се врши во одредена област за време на едноаксијално оптеретување. Максималниот главен стрес и von Mises се мерат во единици мегапаскална (MPa) [302].

Sedat Guven и сораб. ја испитуваале акумулацијата на стресот кај модели со природни заби и импланти. Тие забележале дека стресот во коскените ткива кај моделот со заби бил помал отколку кај моделите со импланти. Највисоки вредности на затегнувачки и компресивен стрес, во коската кај моделите поддржани од забите, беа забележани на површината накоска околу коренот. Кај моделите со импланти највисокстрес бил забележан во цервикалниот дел. Исто така забележале губење на коскено ткиво во пределот на вратот на имплантот.Со зголемување на бројот на импланти се намалила загубата на маргиналната периимплантна коска. Тие заклучиле дека зголемувањето на бројот на потпорни заби и импланти може да ги намали деструктивните сили на пародонтот и периимплантантните коскени ткива и може да овозможи подолго задржување на реставрациите во устата[507].

Hsin-Chung Cheng и сораб. ги истражуваале напрегањата на коската и имплантот за различни сили на оптоварување со методот на конечни елементи (МКЕ). Анализата на резултатите покажала дека максималните напрегања

секогаш биле лоцирани околу вратот на имплантот во маргиналната коска.Напрегањата за коси сили биле поголеми отколку за вертикални сили[508].

И во истражувањето на Oliveira и сораб. распределбата на оптоварувањето било концентрирано во цервикалниот дел од коската и имплантите. Резултатите откриле дека распределбата на напрегањата во коските и имплантите биле во корелација со дизајнот на имплантот, густината на спонгиозната коска и дебелината на кортикалната коска[509].

Кај вертикалните и косите оптоварувања, количината на стресот во интерфејсот имплант-коска е под влијание на дијаметарот и должината на имплантот. Поголемиот дијаметар на имплантот создава помали напрегања во кортикалната коска, а поголемата должина на имплантот создава помали напрегања кај спонгиознаата коска[510].

Boukhlifu copaб. нашле поголеми вредности на напрегањата по von Mises во цервикалната зона на кортикалната коска околу имплантите. Вредностите на напрегањата по von Mises се намалиле со зголемувањето на бројот на импланти[511].

Според Baggi и сораб. должината на конзолата, дизајнот и позиционирањето на имплантот, како и морфологијата и механичките својства на коските можат да влијаат на распределбата на оптоварувањето во реставрациите со целосно лак, поддржани од 4 импланти[512].

Според Medina-Galvez и сораб. поголем стрес се пренесува на коската кога за изработка на супраструктура се користат поцврсти материјали за реставрации над импланти, обратно, пофлексибилните материјали пренесуваат помал стрес на имплантната врска[513].

Спротивно Medina-Galvez и сораб, Farrag и сораб. велат дека во алвеоларната коска имало помали напрегања и деформации при покрута реставрација и дека истата го распределува применетото оптоварување на подобар начин од онаа со помала крутост, Hirabayashi и сораб. објавиле дека во кортикалната коска за време на мастикција се развивал стрес од 0,3-7,9 MP[514].

Macedo и сораб. со МКЕ ги истражувале напрегњата по von Misess во периимплантното коскен ткиво, при делување на вертикални и коси (45  $^{\circ}$ ) сили од

150 N. За вертикални сили забележале максимални напрегања по von Misess од 6-7 MPa во спонгиозната коска и вредности од 73 до 118 MPa во кортикална коска . На косо оптоварување при еквикрестално и субкрестално позиционирање на импланти , максималните напрегања по von Misess се движеа од 15 до 21 MPa за трабекуларна коска, додека вредностите на 150 MPa беа регистрирани во кортикалната коска[515].

Максималниот напон од 12,306МРа во состојба на динамичко оптеретување беше поголем ΟЛ оној на 10,504MPa BO состојба на статичко оптеретување.Статичките оптоварувања развиваат помал стрес ОД динамичките[516].

Lin и сораб. добиле максимални напрегања по von Mises во кортикалната коска, помали од 25MPa, а во спонгиозната коска помали од 6MPa[517].

Се покажа дека напрегањата по von Mises значително се зголемуваат при динамично оптоварување во споредба со статичко оптоварување.

Понатаму, за секој дизајн, максималното поместување, von Mises стресот на смолкнување се значително помали во делот на спонгиозната коска отколку во кортикална коска[518].

Варијациите на напрегањата по von Mises меѓу четири групи со хетерогени својства на коската, при делување на вертикална сила биле зависни од положбата на имплантот[472].

Li Ju сораб. во области со напрегања по von Mises поголеми од 25-28 MPa, забележале ресорпција на кортикална коска поради преоптоварување[445].

Boukhlif и сораб. ссо анализа на конечни елементи утврдиле дека максималните вредности на напрегањата по von Mises биле лоцирани во цервикалната зона на на кортикалната коска околу денталните импланти. Вредностите на напрегањата по von Misesce намалиле со зголемување на бројот на имплантите. Тие укажуваат на важноста на користењето на точниот број на импланти како потпора на фиксна супраструктура[483]. Според Tonella и сораб.вертикалното оптоварување е поповолно бидејќи напрегањата (стресот) е хомогено распореден во имплантот и коскеното ткиво, додека косото оптоварување остварува повисок стрес во импланти и алвеоларни коски.Како резултат, стресот предизвикано во алвеоларна коска може да се случи неформирање или ресорпција на коската околу денталниот имплант. Авторите тврдат дека главниот услов за успешен дентален имплант е што оптеретувањето е безбедно префрлено на виличната коска[489].

Литературата изобилува со студии за поврзаноста на оптоварувањето и конфигурации на имплантно-протетичкиот третман, како на пример наваленоста на имплантот, силата на оптоварување, форма, облик и димензии на имплантот, но нема општа студија за тоа кои се дозволените оптоварувања на имплантот.

Korabi, Shemtov-Yona и Dorogoy направиле обид да направат коверти (прозорци)рамки на оптоварувањето на коските според механостатот, со што се дефинираат дозволени комбинации на вертикални и странични оптоваувања[200].

Рараvasiliou и сораб. покажаа дека косите сили ја зголемуваат концентрацијата на стрес во имплантот и коската. [522]

Слично на тоа, Unsal и сораб. и Sesha и сораб. добиле повисоки вредности на стресовите при делување на коси сили во споредба со вертикалните[521, 523].

Со теоретски анализи на Rangert и сораб. <sup>[14]</sup> 14. Rangert B, Jemt T, Jörneus L.Forces and moments on Brånemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1989;4(3):241-247дошле до сознание дека вертикалните оптоварувања се поповолни за рамномерна дистрибуцијана стресот околу имплантот, додека косите сили претставуваат опасност.

Местото на апликација на оклузално оптоварување влијае на стресот на коските околу имплантот. При билатералното оклузално оптоварување стресот се дистрибуира симетрично во периимпланта коска, додека едностраното оптоварување во голема мера го зголемува стресот на страната на оптоварувањето, без разлика каде се наоѓаат имплантите[524]. Во истражувања со методот на конечни елементи, кај скратени забни низи, Vujasin утврдила дека постои зависност на дистрибуцијата на оклузалните вертикални сили, од јачината, местото на делување на оклузалната сила и должината на дистално продолжениот член. И таа добила симетрична дистрибуција на силите при двострано оптоварување[504].

Стресот создаден во коската, при примена на различни сили на оптоварување кај исти димензии на имплантите е различен. Со зголемување на димензиите на имплантите, количината на стрес создаден во коската може да се намали[525].

Mahantshetty и сораб. ги испитувале напрегањата по von Misess кај All-on-4 концептот за ралични сили на делување, 60N, 130N и 300N за вертикални и 20N, 45N и 100N за коси сили. Вредностите на напрегањата се зголемувале линеарно со покачување на силата на оптоварување и кај вертикални и кај коси сили[526].

И Vujasin, испитувала дистрибуцијата на различити вредности на оклузалните вертикални сили кај фикснопротетички конструкции направени врз природни заби и добила резултати според кои дистибуираната сила линеарно се зголемува со зголемување на јачината на аплицираната сили[504].

Зголемувањето на висината на коронката значително ја зголеми концентрацијата на стресот на штрафот на имплантот и коскеното ткиво. Зголемувањето на висината на коронката значително го зголеми нивото на напрегањата во коскеното ткиво под влијание на вертикално и косо оптеретување. Косото оптеретување било понеповилно за анализираните структури[423].

Користејќи анализа на конечни елементи, da Rocha Ferreira и сораб.го испитувале влијанието на должината на имплантот и висината на супраструктурара врз стресот во маргиналното коскено ткиво. Нумерички референтен модел бил со сооднос коронка/имплант 4. Потоа, направиле модификација на референтниот модел со намалување на висината на супраструктурата и со зголемуваање на должината на имплантот. Заклучиле дека зголемувањето на должината на имплантот не покажа статистички значајни разлики во маргиналниот стрес на коските, а намалувањето на висината на супраструктурата покажало статистички значајно намалување на стресот во маргиналното коскено ткиво. Во заклучокот наведуваат дека просторот за висина на супраструктурата е поодговорен за стресот во маргиналното коскено ткиво, во споредба со високиот сооднос супраструктура/имплант или должината на имплантот[416].

Cinar и Imirzalioglu го зголемиле соодносот C/I за двапати, стресовите на v.Mises се зголемиле за околу 47%. При сооднос C/I од 2/1, највисоки стресови биле забележани околу вратот на имплантот[527].

Во истражувањето со методот на конечни елементи на различни соодноси C/I (1:1, 1.5:1 и 2:1) Güngör дошол до сознание дека зголемувањето на односот C/I ја зголемува распределбата на напрегањата во коската и имплантот. Највисоките вредности на стресот по von Mises кај имплантот бил 312,7MPa при вертикално оптоварување и 451,1 MPa при оптоваруваање со коси сили за највисок сооднос C/I од 2/1[451].

Okada и сораб. добиле резилтати според кои зголемениот C/I може да не биде фактор на ризик за откажување на имплантит ако периимплантната мукоза се одржува здраво[425].

Вгипо Salles и сораб. го истражувале влијанието на соодносот на коронка/ имплант C/I , ретецијата на супраструктурата, реставративниот материјал и оклузалното оптеретување. Тие заклучиле дека максималните вредности на напрегањата по von Mises се зголемиле во коскеното ткиво. При тоа вкупниот стрес од 11,45% сооднос C/I бил последица за зголемување на напрегањата во кортикалната коска а 70,92% било последица на оклузалното преоптоварување[528].

Verri и сораб. испитувале три модели на самостојни импланти со коронка со раличен сооднос C/I, од 1:1, 1,25: 1 и 1,5: 1. Под вертикално оптеретување, распределба на стресот била слична меѓу трите испитувани модели. Највисоки стресови биле концентрирани во спојот на коронката со имплантот (во штрафот).

Резултатите биле дека кај соодносот С/I од 1:1,напрегањата биле 67,94 МРа, кај С/I 1,25:1 - 68,09 МРа, а кај С/I 1,5: 1 - 61,84 МРа[423].

Според Jhanji и сораб. соодносот на C/I помеѓу 0,5 и 2 покажува поволна прогноза и може успешно да се применува само ако подеднакво респектираат и другите протетски принципи. Зголемената C/I не е поврзана со губење на маргиналната алвеоларна коска или слабост на протетичката израааботка, ако силите се добро распоредени и не можат да се сметаат како фактор на ризик за биолошки компликации околу забните. Тие велат дека постои недостиг на истражувања засновани на докази за соодносот C/I, што им ствара потешкотии на докторите да планираат третман со долготрајна поволна прогноза. Затоа предлагаат да се предложат насоки за клиничка употреба на соодносот на C/I, бидејќи згрижуваат заби и импланти, кои имаат различни биомеханишки карактеристики[442].

Окаda и сораб. добиле резултати кои сугерираат дека зголемената С/I може да не биде фактор на ризик за откажување на имплантите доколку периимплантната мукоза се одржува здрава. Овие резултати ги добиле со истражување кај животни[425].

За Kilic и Doganay поголемото навалување на имплантите било поврзано со повисоки вредности на напрегањето по von Mises во споредба со вертикално поставените импланти[530].

Сепак постојат спротивставени мислења. Така Zampelis и сораб. и Сад и сораб. докажале дека има разлика во дистрибуцијата на силите, особено во цервикалниот дел на кортикалната коска кај навалени импланти<sup>[485]</sup>.

Мезијалното навалување на имплантот би го зголемило стресот на периимплантантните ткива и во штрафовите. Од друга страна, дисталното навалување би го намалило стресот во споредба со вертикалните паралелни импланти во моделот. Исто така, зголемен стрес е забележан кај навалени импланти со 15° во споредба со вертикално поставени импланти, кои стресови се намалиле при зголемување на наваленоста на абатментите на 20°<sup>[531]</sup>.

Има повеќето студии кои пријавиле поволни резултати користејќи навалени импланти за рехабилитација на максила користеле 5 или 6 импланти.

Вoukhlif и сораб. известуваат дека највисока концентрација на стрес во кортикалната коска е забележана околу вратот на имплантот. Постои поволна дистрибуција на стрес поврзана со поставуваање на навалени импланти, при што максималниот стрес бил 90,04 MPa кај вертикално поставените импланти, што се намалил на 54,33 MPa кај навалените импланти за 15  $^{\circ}$  и 46,36 MPa за навалените импланти од 30  $^{\circ}$ . Тие заклучиле дека навалувањето на имплантите кај фиксна парцијална протеза игра важна улога во распределбата на стресот и може да биде корисна за спречување на губење на коскеното ткиво и откажување на имплантот . Тие сметаат дека овој феномен веројатно е поизразен кај коскеното ткиво со послаб квалитет[483].

Кога мезијалните импланти се наоѓаат во регија на канините, а дисталните импланти се навалуваат на 30 °, распределениот стрес е помал и порамномерен[532].

Vijapure и сораб. откриле поголем стрес кај навалените импланти со 15<sup>о</sup> во споредба со вертикално поставените, но тие вредности се намалиле при зголемување на наваленоста на 20<sup>0[531]</sup>.

Прекумерниот стрес на околните ткива, кој го предизвикуваат силите на оптоварување, е една од можните причини за неуспех на имплантите. Бидејќи силата се пренесува директно од имплантот на коската, внимателното планирање, точниот број на импланти и позиционирањето на имплантите се од клучно значење да се обезбеди соодветна распределба на стресот. Сепак, истражувањета за оптималниот број импланти неопходни за поддршка на супраструктурата се недоволни. Gizem, Sercan и Sedathanpaвиле in vitro студија на конечни елементи за да ги утврдат оптималната локација, бројот и дијаметарот на имплантите потребни за поддршка на супраструктурата. Студијата покажала дека, како што се зголемил бројот на импланти, се намалиле вредностите на стрес во периимплантното коскено ткиво. Сепак, промените во дијаметарот на имплантантот немале значителен ефект врз стресовите <sup>[533]</sup>.

Според Boukhlif и сораб. von Mises вредностите на стрес се намалиле со зголемувањето на бројот на импланти кои ја поддржуваат фиксната протеза.[483].

Од суштинско значење за успехот на имплантнопротетскиот третман е соодветното планирање, а тоа вклучува правилен избор на типот, бројот, дијаметарот и должината на имплантот, дизајнот на протезата, должината и локацијата на конзолата и материјалот на протезата[534].

Според литераурат бројот и должината на имплантите имале влијание на биомеханиката на супраструктурата. Поголеми напрегања по von Misess имало кога се користеле три импланти во споредба со пет импланти. Од биомеханички аспект, намалувањето на бројот на импланти е поштетно отколку намалувањето на нивната должина.

Концептот All-on-4 може да биде алтернативен и потенцијален метод на лекување, особено кај атрофичните беззабни вилици, но неопходно е да се зголемат долгорочните клинички контролирани студии[535].

Вредностите на стресот на Von Mises измерени на имплант биле концентрирани во цервикалната област на сите импланти, без разлика на дизајнот[536].

Mahantshetty, Thumati and Ayinala со МКЕ го испитувале стресот кај нимерички модел со четири вертикални импланти и модел по All-on-4 концептот со два вертикални и два дистално навалени импланти. Примениле различити јачини на коси и верикални сили. Кај модел со четири вертикални импланти при примена на вертикални сили од 130 N, добиле стрес во кортикалната коска од 9,2 MPa, во спонгиозната коска беше 1,5 MPa, во имплантот 17,6 MPa, а во конекторот до дисталниот имплант за кој се прицврстени конзолите(дисталнопродолжените членови) 43,8 MPa.

Кај моделот според All on 4 концептот, при примена на вертикални сили од 130 N, добиле стрес во кортикалната коска од 16,5 MPa,во спонгиозната коска 1,5 MPa, во имплантот беше 11,4 MPa, а во конекторот до дисталниот имплант за кој се прицврстени конзолите(дисталнопродолжените членови) 65,5 MPa.

Кај моделот со четири вертикални импланти при примена на коси сили од 45 N, стресот во кортикалната коска бил 3,5 MPa, во спонгиозната коска 0,62 MPa, во имплантот 8,9 MPa, а во конекторот до дисталниот имплант за кој се прицврстени конзолите(дисталнопродолжените членови) 14,1 MPa.

Кај моделот според All-on-4 концептот, при примена на коси сили од 45 N стресот во кортикалната коска бил 7,01 MPa, во спонгиозна коска 0,89 MPa, во имплантот 7,6 MPa, а во конекторот до дисталниот имплант за кој се прицврстени конзолите(дисталнопродолжените членови) 21,9 MPa.

Навалувањето на дисталните импланти кои поддржуваат намалени конзолни сегменти покажа намалени периимплантски напрегања во споредба со четири вертикално поставени импланти кои го поддржуваат сегментот со конзола. Намалувањето на должината на конзолата и дистално навалените подолги задни импланти поврзани со "All on 4 Concept" одиграа важна улога во намалувањето на стресот околу имплантите[537].

Студиите за дистрибуција на стрес со употреба на концептот " All-on-4" главно беа поврзани со тела на имплантација и периимплантната коска[540, 538,539].

Според Сіссіù и сораб., стресот е подобро толериран кога супраструктурата е подржана од 6 импланти, наспрото кога за подршка има 4 импланти[541].

Влијанието на местото на имплантите и отоварување на распределбата на напрегањата по von Misess, го испитувале Varinauskas и сораб.Кога товарот од 300N бил на оклузалната дистална површина на дистално продолжениот член, најмали стресови околу дисталниот имплант имало кај конфигурацијата 4-2-2-4; додека истите биле за 1% биле поголеми во конфигурацијата 4-1-1-4, за 16,7% поголема во конфигурацијата 4-3-3-4 и за 71% поголема во конфигурацијата 3-2-2-3.Најниски стресови биле забележани кога импланти биле позиционирани според шемата 4-2-2-4 и 4-1-1-4. Скратувањето на дисталнопродолжен член значително го намалило преоптоварување околу дисталниот имплант до 358%[542].

Кога се разгледаува целосниот стрес во коскеното ткиво, постои директна корелација помеѓу стресот и квалитетот на коските. Најголемиот максимален главен стрес и Von Mises stress се забележани при поставување на импланти во задните регии на мандибулата, што сугерира дека присуството на густа кортикална коска резултира со поголеми вредности на стресот[543].

Tada и сораб. ја истакнуваат важноста на квалитетот на коските и нејзината предхируршка дијагноза за долгорочна прогноза на имплантолошкиот третман.

Без оглед на правецот на силата на оптоварување, максималниот еквивалентен стрес/напор во коската се зголеми со намалување на густината на коскената коска[544].

Загубата на маргиналната алвеоларна коска што се јавува како резултат на коси сили може да влијае на долгорочниот успех на имплантот[507].

Стресот е многу поочигледен кај кортикалната коска затоа што има поголема механичка отпорност и поголем модул на еластичност, и со тоа може да акумулира поголем стрес. [545].

Според Oliveira и сораб. дистрибуцијата на силите на оптоварувањето е сконцентрирано на цервикалниот дел на коската и имплантите. Сите импланти покажаа подобра дистрибуција на силите за коси оптоварувања, со повисоки сили концентрирани во цервикалниот дел на интерфејсот коска-имплант. Намалувањето на густината на спонгиозната коска негативно влијае на оптоварувањето и стресот[509].

Има студии кои покажуваат дека стресот предизвикан во имплантот и околната коска не зависи само од природата на применетото оптоварување (т.е. статичко или динамично), но исто така зависи и од дизајнот на навојот на имплантот. [546].

Позиционирање на имплантите врз основа на протетско планирање обезбедува оптимално постигнување на естетика и функционалност[547].

Yalçın и сораб. ја анализирале распределбата на стрес на импланти и кортикална коска кај типовите на коска Д1, Д2, Д3 и Д4. Најхомогена распределба на напрегањата по von Misess нашле во коските од типот Д1, додека повисоки вредности на Von Mises stressce забележани во апикалните делови на имлантантите кај коските Д3 и Д4. Тие откриле дека максималниот стрес во цервикалниот дел на кортикалната коска се намалил со зголемување на густината на коските[548].

Стресот ќе се дистрибуира во цела насока во кортикалната коска и мал дел од стресот се дистрибуира во спонгиозната коска околу имплантот. Кортикалната ќе пренесе поголем стрес во долниот дел на вилицата и во спонгиозната коска[247].

Максималниот стрес во кортикалната коска е поголем од оној на спонгиозната коска[549].

Литературните податоци покажуваат дека положбата и димензиите на имплантите, должината на дистално продолжениот член, силно влијаат на напрегањата и ресорпцијата и ремоделирањето на коските[321].

Според Geremia и сораб. наваленоста на дисталните импланти нема никаков штетен биомеханички ефект врз абатментите до дистално продолжениот член и може да го намали негативниот ефект на дистално продолжениот член врз големината на силата. Тие ги анализирале силите и должините на дистално продолжениот член од 10 mm и 20 mm, при што забележале дека силата на абатментот за кој е споен дистални продолжениот член била 70% пониска кај навалениот имплант, во однос на вертикално поставениот имплант[550].

Намалувањето на должината на конзолата и подолгите дистално навалени импланти поврзани со All-on-4 концептот, имаа клучна улога во намалувањето на напрегањата околу имплантите.

Ногіта и сораб. го испитувале влијанието на дистално продолжениот член со оптоварување од вертикална сила од 200 N,која делувала на дистално продолжениот член или на дисталниот абатмент симулирајќи отсуството на дистално продолжениот член.Максималните главни напрегања биле за 45,3-52,6% редуцирани кога силата делувала на дисталниот абатмент, во однос на вредностите што се добиле кога силата делувала на дистално продолжениот член[385].

И Aaron Yu-Jen Wu и сораб. нашле дека максималните напрегањата во кортикалната коска биле повисоки кога силата делувала на дисталнопродолжениот член за 40-58%, а во отсуство на дисталнопродолжениот член биле 33-49% пониски[551].

Концентрацијата на стрес се зголемува со зголемувањето на должината на конзолата. Тоа најслаб дел од третманот All-on-4. Како се зголемува наваленоста на дисталниот имплант се намалува должината на дисталнопродолжениот член а се намалува и коценрацијата на стрес во коскеното ткиво околу имплантот[535].

Микродвижењето на остеоинтегрираните импланти, е во зависност од локацијата. Во цервикалниот дел може да се најдат мали микродвижења во опсег од 0,75 μm, додека на најапикалниот дел речиси и да нема или има минимални микродвижења помеѓу имплантот и коската[552].

Elsayed го испитувал односот на сила од 100N и должина 1, 2 и 3 cm на дисталнопродолжениот член. Кога силата делувала на дисталнопродолжениот член од 1 cm имплантот бил оптоварен со сила од 100N, ако должината била 2cm на имплантот имало оптоварување од 200N и за должина од 3 оптоварувањето на имплантот било 300N[553].

Се покажало дека поврзувањето на импланти со шина предизвика порамномерно распоредување на напрегањата во коските. [554].

Истовремено поврзувањето на имплантите со шина обезбедува најдобра биомеханичка околина за време на движењето на мандибулата во пропуплзија и отворање, кога може да се случи мандибуларна флексија (намалување на ширината од мандибулата)[554,555].

Мандибуларна флексија при пропулзија и отварање на устата варира помеѓу 0,3 и 1,0 мм[556].

# 3. ЦЕЛИ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО

Имплантолошките третмани во современата стоматолошка практика, се широко прифатени методи за лекување на беззабноста. Стабилноста на имплантите е клучниот фактор за успехот на терапијата со импланти и истата е зависна од повеќе фактори. Стабилноста на имплантантот може да се дефинира како отсуство на клиничка подвижност, што е исто така предложената дефиниција за остеоинтеграција.

Соодносот коронка/имплант е еден од најзначајните фактори за ефектот од имплантолошкиот третманот и неговото профилактично дејство на коскеното ткиво.

Според литературните податоци, соодносот на висината на супраструктурата и имплантот може да биде една од причините за прекумерно оптоварување на имплантите односно за зголемување на стресот во перимплантното коскено ткиво, што може да доведе до нарушување на стабилноста на имплантите и неуспех на третманот.

Во достапната литература постојат различни мислења за влијанието на

соодносот на висината на супраструктурата врз стабилноста на имплантите. Од тој аспект целта на ова истражување ќе биде да се испита влијанието на висината на супраструктурата врз стабилноста на имплантите кај All-on-4 и All-on-6 имплантолошки концепти во долна вилица.

## Специфични цели на истражувањето:

1. Да се испита влијанието на висината на супраструктурата врз стабилноста (отсуство на клиничка подвижност) на имплантите

2. Да се испита влијанието на висината на супраструктурата во микро поместувањето на имплантите

3. Да се направи анализа на стрес деформациите во периимплантното коскено ткиво во зависност од висината на супраструктурата и различните сили на дејствување

4. Да се утврди разликата на стрес деформациите во перимплантното коскено ткиво кај All-on-4 и All-on-6 третманите во зависност од висината на супраструктурата и различните сили на дејствување

5. Да се утврди разликата во микро поместувањето на имплантите кај All-on-4 и All-on-6 третманите во зависност од висината на супраструктурата и различните сили на дејствување

## 3.1. ОБРАЗЛОЖЕНИЕ НА РАБОТНИТЕ ХИПОТЕЗИ И ТЕЗИ

## Хипотеза₀

Висината на супраструктурата нема влијание врз стабиноста на имплантите.

## Хипотеза1

Висината на супраструктурата има влијание врз стабиноста на имплантите.

## Хипотеза2

Висината на супраструктурата има влијание во микро поместувањето на имплантите.

## Хипотеза<sub>3</sub>

Висината на супраструктурата има влијание на стрес деформациите во перимплантното коскено ткиво.

## Хипотеза<sub>4</sub>

Постои разлика во стрес деформациите во перимплантното коскено ткиво и во микро поместувањето на имплантите кај All-on-4 и All-on-6 имплантолошки третмани во долната вилица

# 4. МАТЕРИЈАЛ И МЕТОД

## 4.1. Материјал

Нумеричките испитувања ќе бидат направени на тридимензионален (3D) модел базиран на методот на конечни елементи. Генерирањето на мрежата на конечни елементи е направено со софтверскиот пакет направен во софтерската куќа SOFiSTiKAG од Германија.

Ќе бидат направени основни модели на беззабна долна вилица со вградени импланти врз кои ќе бидате моделирани супраструктури.

## Конролна група:

Контролната група - два основни модели на беззабна долна вилица во која се вградени импланти со моделирана супраструктура – еден модел All-on-4 и еден модел All-on-6

**Модел 1** - 4 импланти вградени по системот All-on-4 - должина 10mm и дијаметар 4 mm

**Модел 2** - 6 импланти вградени по системот All-on-6, должина 10mm и дијаметар 4 mm

Моделот на долната вилица, димензиите на вградените импланти и нивната местоположба ќе бидат константни.

Кај двата модели од контролната група висината на супрастуктурата ќе биде со сооднос 1/1 со поставените импланти

#### Испитувана група

Испитувана група - осум модели:

- четири модели со поставени импланти по системот All-on-4 и
- четири модели со поставени импланти по ситемот All-on-6

Кај сите модели соодносот на висината на супраструктурата и должина на поставените импланти C/I ќе биде различен.

**Модел 3** - врз модел 1 изработена супраструктура на импланти со сооднос 1.25:1 **Модел 4** - врз модел 1 изработена супраструктура на импланти со сооднос 1.5:1 **Модел 5** - врз модел 1 изработена супраструктура на импланти со сооднос 1.75:1 **Модел 6** – врз модел 1 изработена супраструктура на импланти со сооднос 2:1

Модел 7 - врз модел 2 изработена супраструктура на импланти со сооднос 1.25:1 Модел 8 - врз модел 2 изработена супраструктура на импланти со сооднос 1.5:1 Модел 9 - врз модел 2 изработена супраструктура на импланти со сооднос 1.75:1 Модел 10 – врз модел 2 изработена супраструктура на импланти со сооднос 2:1

За да го согледаме влијанието на дистално продолжени членови, врз основа на основниот модел од All-on-4 коцепотот изработен е уште еден модел со два дистално продожени члена.

## 4.2. МЕТОД НА ИСТРАЖУВАЊЕ

Испитувањето беше направено со употреба на методот на конечни елементи (МКЕ) програмскиот пакет SOFiSTiK AG од Германија.

Континиумот во нашето испитување беше модел на беззабна долна вилца во кој се вградени импланти според третманот All-on-4 и All-on-6 и врз кои се моделирани циркуларни фиксни конструкции. Дискретизацијата на биолошките ткива и вградените елементи беше направена со 3Д солид (цврсти) волуменски елементи со квадрилатерален облик.

Во истражувањето ќе се користи методот на конечни елементи базирани на методот на деформации. Основните непознати се поместувањата во јазлите, а равенките на системот произлегоа од условите на рамнотежа на силите во дискретните точки на моделот.

## 4.2.1. Изработка на нумеричкиот модел

За целите на истражувањето изработени се тридимензионални нумерички модели.

## 4.2.1.1. Моделирање на долна вилица

Нумеричките модели се изработени врз основа на радиографски снимки добиени со компјутерска томографија (СТ).



Слика 4.2.1.1.Компјутерска томографија (СТ) на мандибула



Слика 4.2.1.2.Компјутерска томографија (СТ) на мандибула

•



Слика 4.2.1.3.Компјутерска томографија (СТ) на мандибула
Пресеците од сликите се компјутерски скенирани, дигитализирани, отстранети се забите, определена е дебелината на кортикалното коскено ткиво, а потоа податоците се внесени во програмскиот пакет SOFiSTiK AG каде постапно се конструирани два нумерички модела на долна вилица.

Меките ткива околу имплантите не се моделирани.

Долновиличната коска е моделирана со две структури. Кортикална и спонгиозна коска. Кортикалната коска е моделирана како компактна кошулка околу спонгиозната коска, со дебелина од 2 до 4 мм.



Слика 4.2.1.4. Трансверзален пресек на моделирана мандибула

Спонгиозната коска е моделирана така да ја исполнува празнината што ја формира кортикалната коска

#### 4.2.1.2. Моделирање на импланти

Потоа се моделирани имплантите, со цилиндична форма, со мазна површина и заоблен врв. Усвоени се димензии од 10мм за должина и 4мм за ширина на имплантот.



Слика 4.2.1.2.1. Моделирање и вградување на имплант: а) моделиран имплант б) припремено лежиште за имплантот,в) и г) вграден имплант

Местоположбата на имплантите во нумеричкиот модел беше определена врз база на метоположбата на забите во забниот лак од сликите од СТ на местото на забите 36, 34, 32, 42, 44, 46.



Слика Слика 4.2.1.2.2. Опоределуваање на местоположбаата на имплантите

Во едниот нумерички модел се вградени импланти според All-on-4 концептот, а во другиот според All-on-6 концептот.

Кај моделот според All-on-4 концептот двата предни импланти се вертикални, а двата дистални се навалени кон дистално за 45°. (навалени под агол од 45° при што апикалниот дел од имплантот каде се онаоѓа, или абатментот каде се наоѓа...мислам да се објасни). Кај моделот според All-on-6 концептот двата поредни и двата дистални импланти се вертикално поставени, а двата средни импланти се поставени навалени према дистално под агол од 45° од позиција на прв премолар.

Називите на имплантите се идентични за сите модели, а се дадени според аналитичките потребите на програмот.



Слика 4.2.1.2.3. Позиции на вградените импланти: a) All-on-4 б) All-on-6

Легенда 4.2.1.2.1.	Нумерички г	пифри на имплантите
--------------------	-------------	---------------------

Имплант – страна на	На позиција	Имплант – страна на	На позиција на
оптоварување	на заб	не оптоварување	заб
5 имплант	46	6 имплант (дистален)	36
(дистален)			
15 имплант (среден)	44	16 имплант (среден)	34
25 имплант (преден)	42	26 имплант (преден)	32

За следење на напрегањата на имплантите и периимплантното коскено ткиво, секторите на периимплантно ткиво се означени со одредени нумерички шифри.



Слика 4.2.1.2.4. Периимплантни сектори кај: а) All-on-4 б) All-on-6

#### 4.2.1.1 Моделирање на коронките на забите во супраструктурата

Формата и димензиите на коронките на забите се усвоени според податоци од литературата.<sup>[266]</sup> (табела 4.2.1.1.1.)

заб	ВИСИНА (цервикално- оклузално)	ШИРИНА (мезио- дистално)	ДЕБЕЛИНА (вестибуло- орално)
41 31	9	5	6
42 32	9,5	5,5	6,5
43 33	11	7	7,5
44 34	8,5	7	7,5
45 35	8	7	8
46 36	7,5	11	10,5

Табела 4.2.1.1.1. Димензии на заби

Физичката дискретизација коските, имплантите, коронките на забите и вградените елементи во фикснопротичките конструкции се направени со 3D изопараметриски волуменски елементи со 8 јазли. (Слика4.2.1.1.1)



Слика 4.2.1.1.1. Изопараметриски волуменски елемент со 8 јазли

Металната кошулка е моделирана со лушпести изопараметриски елементи со 4 јазли. (Слика 4.2.1.1.2.)



Слика 4.2.1.1.2. Изопараметриски лушпест елемент со 4 јазли

Абатментите се изведени како пресечен конус со закосеност на страничните ѕидови од 5°, измоделирани со 3D волуменски елементи. Границата на имитираната препарација е заоблен степеник од 1mm.



Слика 4.2.1.1.3. Моделирани елементи: а) препариран абатмент б) метална кошулка

Кошулките на врските на мостовните конструкции (коронките) (Слика 4.2.1.13.б), се моделирани со дебелина од 0.3mm и рамен заоблен степеник од 0.8mm. Истите се моделирани со лушпести конечни елементи. Естетскиот дел на коронката, изработен од керамички слој со дебелина од 0.8-2 mm. (Слика 4.2.1.1.3.г). Истиот е моделиран со 3D волуменски елементи.

Наклонетоста на оклузалната површина на премоларите е моделирана со апроксимативен наклон што се добива со поврзување на вестибуларните и оралните тубери на забот. (Слика4.2.1.1.4.)



Моделирани се коронките на долните заби: инцизиви, канини и премолари.

Цементниот слој поседува голема јакост на притисок и затегнување. Од тие причини, во нумеричкиот модел, врската помеѓу забот и коронката е претпоставена како крута (идеално прилепување).

Моделирани се коронките на долните заби: инцизиви, канини и премолари. (Слика 4.2.1.1.8.)

#### 4.2.1.2. Моделирање на мостовните конструкции

Врз имплантите моделирана е циркуларна (латерофронтолатерална) фикснопротетичка супраструктура со скратен лак кај, со сооднос сооднос 1/1 со поставените импланти.



Слика 4.2.1.21. МКЕ дизајн на All-on-4 All-on-6 Основните модели се ремоделирани според потребите на истражувањето. Кај сите моделите од All-on-4 и All-on-6 концептот менувана е висината на супраструктурата со сооднос 1.25/1, 1.5/1, 1.75/1 и 2/1.

Дополнително е направен и модел од All-on-6 концептот со сооднос 2,5/1, а моделот по All-on-4 концептот е ремоделиран со една и со две конзоли (дистално продолжени членови).

Ретенцијата на фикснопротетичка супраструктура е со цементирање.

Спојот имплант коскено ткиво е моделиран како крута врска (анкилотична).

Споевите помеѓу членовите на конструкцијата, како и врските со дистално продолжените членови (коронките) се симулирани со плочи со правоаголен пресек, висина 4mm и дебелина од 2mm. (Слика 4.2.1.1.5.) Истите се моделирани со лушпести елементи.



Слика 4.2.1.2.2. Дизајна на металната конструкција на супраструктурата

### 4.2.2. Материјални карактеристики на елементите вградени во нумеричките модели

Физичките карактеристики на биолошките ткива и градивните материјали, како потребни податоци за изработка на моделот, се земени од литературата.

Во табела 4.2.2.1. прикажани се материјалните карактеристики на елементите вградени во нумеричките модели. Истите се усвоени според податоци од литературата. <sup>[557,558,559]</sup>

Вредности за моделирање	Young-ов модул на еластичност E (MPa)	Poisson-ов коефициент v
Кортикална коска557	20000	0,30

Спонгиозна коска557	2000	0,30
Co-Cr легура (Remanium 2000+) <sup>558</sup>	200 000	0,30
Порцелан на коронка559	96 000	0,29
Титаниум - имплант557	110000	0,33

#### 4.2.3. Оптоварување

Во истражувањето се применети статички симулирани вертикални оклузални сили со јачина од 100N и статички коси сили од 35N кои ќе дејствуваат под агол од 45°, соодветно на литературните податоци за функционални џвакални сили.

Местото на дејствување на симулирана сила е еднострано, на оклузалната површина на супраструктурата (групна заштитна оклузија).



Промените после делување на силата на оптоварување не е анализирано.

Оптоварувањето на забите е во оклузалната површина. Силата на оптоварување се зема како рамномерно распределен товар кој делува на мала површина. Во математичкиот модел тој се трансформира во еквивалентни јазлови товари. (Слика 4.2.3.1.)



Слика 4.2.3.1. Дистрибуција на силата во забот

Разгледани се повеќе случаи на делување на силите. Кај едностраните мостовни конструкции беа анализиран случаи на сила распределена на еден, два, три и сите заби носачи на конструкцијата, додека кај двостраните мостовни конструкции анализирано е несиметрично и истовремено симетрично на еден, два, три и сите заби носачи на конструкцијата и дистално продолжениот член.

Времето на делување на оклузалната сила се смета дека е кратко и нема влијание на анализата, затоа проблемот се третира како статички.

Поместувањето на забите е следено во референтни точки сместени во средината на оклузалната површина.

#### 4.2.4. Калибрирање

Една од најсложените работи во креирањето на математичкиот модел е определување на физичко механичките карактеристики на вградените материјали.

Цврстите материјали, како имплантите, металот за коронките и конекторите, имаат јасно дефинирани механички карактеристики. Тие се определени експериментално и познати се во литературата.4.2.5.

#### 4.2.5. Нумеричка анализа

Проблемот кој се анализира е нелинеарен. Главната нелинеарност е концентрирана во коскеното ткиво како еластично анизотропно ткиво.

Кај имплантите нема редистрибуцијата на силата како што се случува кај забите туку целата сила се пренесува (веднаш) директно на алвеоларната коска околу забот.

Кај анализираните нивоа на оптоварување не се очекува појава на пластични деформации во деловите на мостовната конструкција, имплантите и коската. Затоа овие елементи во математичкиот модел се линеарно третирани.

Со примена на нелинеарна анализа се добива реален одговор за однесување на мостовните конструкции, дистрибуцијата на силите и вертикалните поместувања на имплантите кои настануваат под нивно дејство.

#### 5. РЕЗУЛТАТИ И ДИСКУСИЈА

5.1. Резултати и дискусија од истражувањето на All-on-4

5.1.1. Вредности по von Mises за вертикални и коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1

## 5.1.1.1. Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1



Слика 5.1.1.1.1. Сектор на истражување: а) импланти, б) импланти и коскено ткиво в) оптоварување

## 5.1.1.1.1. Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили во сектор на имплант 15 кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1



Слика **5.1.1.1.1.1**. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 15 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на навалениот имплан 15, на страната на оптоварување напрегањата по v.Mises се најголеми кај имплантот од 0.528 до 82.5Мра. Вредностите на напрегањата во спонгиозната коска се 0.0238MPa до 1.12MPa. Тие се помали од напрегањата во кортикалната коска кои се 0.0619MPa до 15.3MPa. Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises stress кај имплантот се во средината на гингивалниот дел на супраструктурата а кај спонгиозната и кортикалната коска се во цервикалниот дел.



#### 5.1.1.1.2. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 25 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1

Слика **5.1.1.1.2.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 25 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на предниот имплант 25 на страната на оптоварување, највисоки вредности на напрегањата по v.Mises се кај имплантот 0.365 до 18.4MPa. Во спонгиозната коска се најмали (0.0335 до 0.812MPa), а во кортикалната коска се од 0.0068 до 6.75MPa).

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во гингивалата третина на супраструктурата, кај спонгиозната коска во ниво на гингивалната третина на имплантот, а во кортикалната коска се локализирани во цервикалниот дел.





Слика **5.1.1.1.3.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 16 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во дисталниот имплант (16) на неоптоварената страна, добивме вредности од 1.6023е-06 до 1.83MPa, во спонгиозната коска околу имплантот вредности од 0.0169 до 0.235MPa, а во кортикалната коска од 0.0235 до 1.77MPa. Максималните напрегања по v.Mises stress се блиски кај имплантот и кортикалната коска. Многу помали се напрегањата во спонгиозната коска.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во цервикалната третина, во спонгиозната коска во ниво на апикалната третина на имплантот а во кортикалната коска во букалниот дел на највисокиот дел авеоларниот гребен. 5.1.1.1.4. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 26 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1



Слика **5.1.1.1.4.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 26 (имплант, спонгиозна и кортикална коска)

Во предниот имплант (26) на неоптоварената страна, кај имплантот добивме вредности од 2.7366е-08 до 1.36МРа, во спонгиозната коска од 0.0188 до 0.207МРа а во кортикалната коска вредности од 0.0221 до 1.57Мра. Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises се во кортикалната коска кои се блиски со оние во имплантот. Најмали напрегања има во спонгозна коска.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во средината на цервикалниот дел, во спонгиозната коска во ниво на апикалниот дел на имплантот, а кај кортикалната коска во цервикалната третина.

5.1.1.1.5. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1

Вредност МРа	Имплант		спонгиозната коска		кортикална коска	
	min	max	min	max	min	max
15 имплант	0.528	82.5	0.0238	1.12	0.0619	15.3
25 имплант	0.365	18.4	0.0335	0.812	0.0068	6.75
16 имплант	1.6023e- 06	1.83	0.0169	0.235	0.0235	1.77
26 имплант	2.7366e- 08	1.36	0.0188	0.207	0.0221	1.57

Табела **5.1.1.1.5.1** Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1

Општо гледано, кај имплантот, спонгиозната и кортикалната коска, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има на дисталниот имплант 15, а најмали на предниот имплант 26 на спротивната страна. Максималните вредности од дисталниот импланти 15 се намалуваат према мезијално.

На спротивната страна вредностите се помали и блиски кај трите структури.

**На имплантите** - Повисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има на имплантите на страната на оптоварувањето. Најголеми максимални напрегања се регистрирани во дисталниот имплант 16 од 0.528 до 82.5MPa. Помали се вредностите на максималните напрегања во предниот имплант на истата страна 0.365 до 18.4MPa.

На спротивната страна од оптоварената, вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се блиски кај двата импланти, од 1.6023е-06 до 1.83МРа за дисталниот 16 и од 2.7366е-08 до 1.36МРа во предниот имплант 26.

**Во спонгиозната коска** – Најголеми вредности на максимални напрегања по v.Mises stress има кај дисталниот имплант 15 на страната на оптоварувањето (0.238 до 1.12MPa). Во предниот имплант 25, на истата страна има вредности од 0.0335 до 0.812MPa. На страната на која не е оптоварувањето вредностите на напрегањата се блиски во зоната на двата импланти (0.0169 дддо 0.235MPa кај дисталниот 16 и (0.0188 до 0.207MPa) кај предниот имплант 26.

**Во кортикална коска** - На страната на оптоварувањето најголеми вредности на максимални напрегања по v.Mises stress има кај дисталниот имплант 15 (0.0619 до 15.3MPa), а во предниот имплант има вредности од 0.068 до 6.75MPa.

На спротивната страна вредностите се многу блиски, 0.00235 и 1.77МРа за дисталниот имплант 16 и 0.0221 до 1.57Мра кај предниот имплант 26.

## 5.1.1.2. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1



Слика 5.1.1.2.1.Сектор на истражување: а)импланти, б) импланти и коскено ткиво в)оптоварување

### 5.1.1.2.1. Вредности на напрегањата по von Mises за коси во сектор на имплант 15 кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1



Слика **5.1.1.2.1.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 15 (имплант, спонгиозна и кортикална коска)

Step 0.784 MPa

Во зоната на дисталниот имплант 15, на страната на оптоварување највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises има кај имплантот од 0.363 до 94.7Мра. Вредностите на v.Mises stress во спонгиозната коска се пониски (0.0165 до 1.14МРа) од вредностите во кортикалната коска (0.0448 до 31.4МРа).

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises се локализирани во цервикалниот дел на имплантот, спонгиозната и кортикалната коска.

5.1.1.2.2. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 25 кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1



Слика **5.1.1.2.2.1**.Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 25 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на предниот имплант 25 на страната на оптоварување, вредностите на максималните напрегања по v.Mises се највисоки во имплантот (0.123 до 58.6 MPa), потоа во кортикалната коска (0.0792 до 19.3 MPa), а најниски во спонгиозната коска (0.0270 до 1.11MPa). Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises се локализирани во цервикалната третина на супраструктурата, а кај спонгиозната и кортикалната коска во цервикалниот дел.

#### 5.1.1.2.3. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 16 кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1



Слика **5.1.1.2.3.1.** х.Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 16 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

На неоптоварената страна во дисталниот имплант 16, добивме вредности на максималните напрегања по v.Mises од 1.0012е-06 до 1.24MPa, во спонгиозната коска 0.0147 до 0.142MPa, а во кортикалната коска вредности од 0.0176 до 2.06MPa. Најголеми се вредностите на максималните напрегањата во кортикалната коска, а најмали во спонгиозната коска.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises се локализирани во цервикалната третина кај имплантот, а во спонгиозната и кортикалната коска се во ниво на апикалниот дел на имплантот, во вестибуларниот дел на коската.

#### 5.1.1.2.4. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 26 кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1



Слика **5.1.1.2.4.1**. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 26 (имплант, спонгиозна и кортикална коска)

Во предниот имплант 26 на неоптоварената страна добивме вредности на максималните напрегања по v.Mises од 7.7175е-09 до 1.34, во спонгиозната коска од 0.0212 до 0.224MPa, а во кортикалната коска вредности од 0.00446 до 2.35MPa. И во зоната на предниот имплант (26) на неоптоварената страна највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises добивме во кортикалната коска 2.35MPa, а најмали кај спонгиозната коска 0.224MPa.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во цервикалната третина, во спонгиозната во ниво на апексот на имплантот, а во кортикалната коска во вестибуларната страна на цервикалниот дел.

## 5.1.1.2.5. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1

Табела 5.1.1.2.5.1. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај

Вредност МРа	Имплант		спонгиозната коска		кортикална коска	
	min	max	min	max	min	max
15 имплант	0.363	94.7	0.0165	1.14	0.0448	31.4
25 имплант	0.123	58.6	0.0270	1.11	0.0792	19.3
16 имплант	1.0012e-06	1.24	0.0147	0.142	0.0176	2.06
26 имплант	7.7175e-09	1.34	0.0212	0.224	0.0446	2.35

All-on-4 со сооднос С/І 1:1

Резултатите покажуваат дека на страната оптоварувањето, повисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има кај дисталниот имплант 15 и кортикалната коска околу него, а во спонгиозната коска повисоки се напрегањата кај предниот имплант 25. На страната на која не е отоварувањето напрегањата се многу блиски во зоната на двата импланти.

**На имплантите** – Повисоки вредности на максималните напрегањата по v.Mises stress има на страната на оптоварувањето. кај дисталниот 15 (од 0.363 до 94.7MPa), потоа во предниот имплант 25 на истата страна (од 0.123 до 58.6MPa). На спротивната страна вредостите на напрегањата се блиски, од 1.0012е-06 до 1.24MPa на дисталниот имплант 16 и од 7.7175е-09 до 1.34 на предниот имплант 26.

**Во спонгиозната коска** – на страната на оптоварување највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има кај дисталниот имплант 15, од 0.0165 до 1.14MPa. На предниот имплант 25, од 0.0270 до 1.11MPa. На спротивната страна напрегањата на имплантите се блиски, 0.147 до 0.142MPa околу дисталниот и 0.0212 до 0.224MPa кај предниот имплант.

**Во кортикалната коска** - вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се поголеми на страната на оптоварувањето. Најголеми напрегања има во зоната на дисталниот имплант 15, со вредност 0.0448 до 31.4MPa, помали напрегања има околу предниот 25, со вредност од 0.0792 до 19.3MPa.

На спротивната страна од оптоварувањето приближно блиски вредности на напрегањата по v.Mises stress од 0.0176 до 2.06МРа има околу дисталниот имплант 16 и од 0.0446 до 2.35МРа околу предниот имплант 26.

### 5.1.1.3. Споредување на вредностите на напрегањата по v.Mises за вертикални и коси кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1

Вредност МРа	Имплант		спонгиозната коска		кортикална коска	
	min	max	min	max	min	max
15 имплант	0.528	82.5	0.0238	1.12	0.0619	15.3
25 имплант	0.365	18.4	0.0335	0.812	0.0068	6.75
16 имплант	1.6023e- 06	1.83	0.0169	0.235	0.0235	1.77
26 имплант	2.7366e- 08	1.36	0.0188	0.207	0.0221	1.57

Табела **5.1.1.3.1** Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1

Табела **5.1.1.3.2.** Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1:1

Вредност МРа	Имплант		спонгиозната коска		кортикална коска	
	min	max	min	max	min	max
15 имплант	0.363	94.7	0.0165	1.14	0.0448	31.4
25 имплант	0.123	58.6	0.0270	1.11	0.0792	19.3
16 имплант	1.0012e- 06	1.24	0.0147	0.142	0.0176	2.06
26 имплант	7.7175e-09	1.34	0.0212	0.224	0.0446	2.35

Повисоки вредности на напрегањата по von Mises за вертикалните и за косите сили има на страната на оптоварувањето. Вредностите се најголеми кај имплантите, потоа во кортикалната коска, а најмали во спонгиозната коска. Вредностите на напрегањата на страната на оптоварувањето, кај трите следени структури, се намалуваат од дистално према мезијално за двата видови на оптоварување. На спротивната страна максималните напрегања по von Mises се со приближни вредности за вертикалните и косите сили на оптоварување.

**Кај имплантите** - На страната на оптоварувањето, вредностите на максималните напрегања по von Mises, за вертикални и коси сили во дисталниот имплант 15 се со разлика од околу 12 MPa (82.5 и 94.7MPa). Кај предниот имплант 25 на страната на оптоварувањето вредностите на максималните напрегања се приближно три пати поголеми за коси сили (18.4 и 58.6MPa).

На страната на која не е оптоварувањето, вредностите на напрегањата по von Mises за вертикални и коси сили се проближни, но нешто поголеми за вертикални сили. Во дисталниот имплант 16, максималните напрегања за вертикални сили се 1.83MPa а за коси сили 1.24MPa. Во преднот имплант 26 максималните напрегањата се 1.36MPa за вертикални и 1.34MPa за коси сили.

Спонгиозната коска - На страната на оптоварување на вредностите на максималните напрегања по von Mises околу дисталниот имплант 15 се со мали и блиски вредности од 0.12 до 1.14MPa. Максималните напрегања кај дисталниот имплант 15 се повисоки за вертикални сили 0.235MPa од тие за коси сили, 0.142.

На страната на која не е отоварувањето најмали вредности на напрегањата има кај дисталниот имплант 16 0.142MPa, а останатите вредности се со мали разлики, од 0.207 до 0.235MPa. Приближно двојно се повисоки максималните напрегања околу предниот имплант 26.

**Кортикална коска** – На страната на оптоварување, во кортикалната коска, вредностите на максималните напрегања по von Mises кај дисталниот имплант 15 се приближно двојно поголеми за коси сили од оние за вертикални, 15.3 и 31.4MPa. Кај предниот имплант 25 напрегањата се приближно околу трипати поголеми за коси сили, 6.75 и 19.3MP).

На страната на која не е оптоварувањето, вредностите на максималните напрегања во кортикалната коска во зоната на двата импланти се со приближни вредности, 1.77 и 1.57MPa за вертикални, а 2.06 и 2.35MPa за коси сили.

## 5.1.2. Вредности по von Mises за вертикални и коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.25:1

5.1.2.1. Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.25:1



Слика 5.1.2.1.1. Сектор на истражување: а)импланти, б) импланти и коскено ткиво в)оптоварување





Слика **5.1.2.1.1.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 15 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на навалениот имплант 15, на страната на оптоварување, напрегањата по v.Mises се најголеми кај имплантот, од 0.635 до 76.6Мра. Вредностите на напрегањата во спонгиозната коска се 0.0256MPa до 1.10MPa, а во кортикалната коска се од 0.0639MPa до 12.5 MPa.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises stress кај имплантот се во срединиот дел на супрструтурата а кај спонгиозната во ниво на врвот на имплантот, а во кортикалната коска во цервикалниот дел.

#### 5.1.2.1.2. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 25 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.25:1



Слика **5.1.2.1.2.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 25 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на предниот имплант 25 на страната на оптоварување, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises се кај имплантот 0.350 до 13.7MPa. Во кортикалната коска се помали, од 0.0100 до 4.87MPa, а во спонгиозната коска се најмали, од 0.0357 до 0.794MPa.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во средната третина на супраструктурата, кај спонгиозната коска во ниво на цервикалната третина на имплантот, а кај кортикалната коска се локализирани во цервикалниот дел.

#### 5.1.2.1.3. Вредности на напрегањата по von Mises во зона на имплант 16 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.25:1



Слика **5.1.2.1.3.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 16 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во дисталниот имплант 16 на неоптоварената страна, добивме вредности од 2.3426е-08 до 1.81MPa, во спонгиозната коска околу имплантот 0.0172 до 0.235MPa, а во кортикалната коска вредности од 0.0242 до 1.79MPa.

Вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се блиски кај имплантот и кортикалната коска, а многу помали се напрегањата во спонгиозната коска.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во цервикалната третина, во спонгиозната во ниво на врвот на имплантот, а во кортикалната коска во цервикалниот дел.

#### 5.1.2.1.4. Вредности на напрегањата по von Mises во зона на имплант 26 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос С/I 1.25:1



Слика **5.1.2.1.4.1.**Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 26 (имплант, спонгиозна и кортикална коска)

Во предниот имплант 26 на неоптоварената страна, кај имплантот добивме вредности од 9.9521е-10 до 1.32МРа, во спонгиозната коска од 0.0314 до 0.213МРа, а во кортикалната коска вредности од 0.0309 до 1.56МРа. Вредностите на максималните напрегања по v.Mises се блиски во имплантот и кортикалната коска а најмали се во спонгозна коска.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во цервикаална третина, кај спонгиозната коска во ниво на апексот на имплантот, а во кортикалната коска се локализирани во близина на цервикалниот дел.

### 5.1.2.1.5. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.25:1

Табела **5.1.2.5.1.** Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I **1.25:**1

Вредност МРа	Имплант		спонгиозната коска		кортикална коска	
	min	max	min	max	Min	max
15 имплант	0.635	76.6	0.0256	1.10	0.0639	12.5
25 имплант	0.350	13.7	0.0357	0.794	0.0100	4.87
16 имплант	2.3426e-08	1.81	0.0172	0.235	0.0242	1.79
26 имплант	9.9521e-10	1.32	0.0314	0.213	0.0309	1.56

Општо гледано, кај имплантот, спонгиозната и кортикалната коска, највисоки вредности максималните напрегања по v.Mises stress има на дисталниот имплант 15 на страната на оптоварувањето, а најмали на предниот имплант 26 на спротивната страна. Максималните вредности на напрегањата на страната на оптоварување се намалува од дисталниот имплант 15 према предниот имплант 25, додека на спротивната страна вредностите на напрегањата се намалуваат према напред. Поизразено е намалувањето на страната на оптоварувањето.

**На имплантот** - Повисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има на имплантите на страната на оптоварувањето. Најголеми максимални напрегања се регистрирани во дисталниот имплант 16, од 0.635 до 76.6MPa. Помали се вредностите на максималните напрегања во предниот имплант на истата страна, 0.350 до 13.7MPa.

На спротивната страна од оптоварената вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се блиски кај двата импланти, од 2.3426е-08 до 1.81MPa за предниот 26 и од 9.9521е-10 до 1.32MPa во дисталниот имплант 26.

**Во спонгиозната коска** – Најголеми вредности на максимални напрегања по v.Mises stress има кај дисталниот имплант 15 на страната на оптоварувањето (0.0256 до 1.10MPa). Кај предниот имплант 25 на истата страна, вредностите на напрегањата се од 0.0357 до 0.794MPa.

На спротивната страна вредностите на напрегањата во спонгиозната коска се блиски кај двата импланти. Кај дисталниот имплант 16 има вредности од 0.0172 до 0.235MPa, а кај предниот имплант 26 има вредности од 0.0314Pa и 0.213MPa.

**Во кортикална коска** - На страната на оптоварувањето најголеми се вредностите на напрегањата по v.Mises stress кај дисталниот имплант 15 (0.0639 до 12.15MPa). Кај предниот имплант 25 вредностите се од 0.0100 до 4.87MPa.

На спротивната страна од оптоварувањето вредностите се многу блиски кај двата импланти, 0.0242 до 1.79МРа кај дисталниот имплант 16 и 0.0309 до 1.56МРа кај предниот имплант 26.

# 5.1.2.2.Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.25:1



Слика 5.1.2.2.1. Сектор на истражување: а)импланти, б) импланти и коскено ткиво в)оптоварување

## 5.1.2.2.1. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 15 кај All-on-4 со сооднос C/I 1.25:1



Sector of system Group 15 v.Mises stress in Node , Loadcase 2	M 1 : 130 X * 0.502	Sector of system Group 211 v.Mises stress in Node , Loadcase 2	M 1 : 223 X * 0.502	Sector of system Volume Elements Group 212 213	M 1 : 237 X * 0.502
sum_PX= -22.3	Y * 0.906	sum_PX= -22.3	Y * 0.906	v.Mises stress in Node, Loadcase	Y * 0.906
N., from 0.479 to 84.8	Z * 0.962	N., from 0.0175 to 1.34	Z * 0.962	2 sum_PX= -22.3	Z * 0.962
step 2.11 MPa		Step 0.0330 MPa		N., from 0.0584 to 38.7	
				Step 0.966 MPa	

Слика **5.1.2.2.1.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 15 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дисталниот имплан 15, на страната на оптоварување највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises има кај имплантот од 0.479 до 84.8Мра. Вредностите на v.Mises stress во кортикалната коска се повисоки (0.0584 до 38.7 MPa) од вредностите во спонгиозната коска (0.0175 до 1.34MPa).

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises се локализирани во цервикалннаата третина на супраструктурата над имплантот а во спонгиозната и кортикалната коска во цервикалниот дел.

5.1.2.2.2. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 25 кај All-on-4 со сооднос C/I 1.25:1



Sector of system Group 25	M 1 : 156	Sector of system Group 111	M 1 : 208	Sector of system Volume	M 1 : 238
v.Mises stress in Node, Loadcase 2	X * 0.842	v.Mises stress in Node, Loadcase	X * 0.842	Elements Group 112 113	X * 0.842
sum_PX= -22.3	Y * 0.651	2 sum_PX= -22.3	Y * 0.651	v.Mises stress in Node,	Y * 0.651
N., from 0.149 to 58.4	Z * 0.931	N., from 0.0317 to 1.36	Z * 0.931	Loadcase 2 sum_PX= -22.3	Z * 0.931
step 1.46 MPa		Step 0.0332 MPa		N., from 0.0886 to 19.6 step	
				0.488 MPa	

Слика **5.1.2.2.2.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 25 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дисталниот имплант 15 на страната на оптоварување, вредностите на максималните напрегања по v.Mises се највисоки во имплантот (0.149 до 58.4MPa), потоа во кортикалната коска (0.0886 до 19.6MPa), а најниски во спонгиозната коска (0.0317 до 1.36MPa).

Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот локализирани се во средниот дел на супраструктурата, во спонгиозната коска во цервикалниот дел на јазичната страна, а во кортикалната коска во цервикалниот дел.

### 5.1.2.2.3. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 16 кај All-on-4 со сооднос C/I 1.25:1



Слика 5.1.2.2.3.1.Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 16 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

На неоптоварената страна во дисталниот имплант 16, добивме вредности на максималните напрегања по v.Mises од 1.7307е-08 MPa до 1.38MPa, во спонгиозната коска 0.0160MPa до 0.160MPa, а во кортикалната коска вредности од 0.0186MPa до 2.17MPa. Најголеми се вредностите на максималните напрегањата во кортикалната коска, а најмали во спонгиозната коска.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во цервикалната третина, а во спонгиозната и кортикалната коска се приближно во ниво на врвот на имплантот, но према вестибуларниот дел на коската.



5.1.2.2.4. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 26 кај All-on-4 со сооднос С/I 1.25:1

Слика **5.1.2.2.4.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 26 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во предниот имплант 26 на неоптоварената страна добивме вредности на максималните напрегања по v.Mises од 1.4814е-09 MPa до 1.41MPa, во

спонгиозната коска од 0.0214 до 0.270MPa, а во кортикалната коска вредности од 0.0316 MPa до 2.55MPa. И во зоната на предниот имплант 26, на неоптоварената страна добивме највисоки вредности на максималните напрегања во кортикалната коска 2.55Mpa, а најмали кај спонгиозната коска 0.270MPa.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во цервикалната третина, спонгиозната нивото во ниво на апикалната третина на имплантот а кортикалната коска во цервикалната третина но во вестибуларниот дел на коската.

### 5.1.2.2.5. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.25:1

Табела <b>1.2.2.5.</b> 1.	Вредности на на	прегањата по	von Mises за ко	си сили кај А	ll-on-4
со сооднос С/І 1.2	25:1				

Вредност	имплант		спонгиозната		кортикална коска	
MPa			коска			
	Min	max	min	max	min	Max
15 имплант	0.479	84.8	0.0175	1.34	0.0584	38.7
25 имплант	0.149	58.4	0.0317	1.36	0.0886	19.6
16 имплант	1.7307e-08	1.38	0.0160	0.160	0.0186	2.17
26 имплант	1.4814e-09	1.41	0.0214	0.270	0.0316	2.55

Резултатите покажуваат дека при делување на вертикални сили, повисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има кај имплантите, во спонгиозната и кортикалната коска има на страната на оптоварувањето. На страната на оптоварување напрегањата се најголеми во дисталниот имплант 15, а на страната на која нема отоварување напрегањата се многу блиски кај двата импланти.

**На имплантите** – Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има на страната на оптоварувањето кај дисталниот 15, од 0.479 до 84.8MPa, а во предниот имплант 25 на истата страна вредности од 0.149 до 58.4MPa.

На спротивната страна вредостите на напрегањата се блиски (од 1.7307е-о8 до 1.38МРа на дисталниот имплант 16 и 1.4814е-о9 МРа до 1.41 МРа во предниот имплант 26.

**Во спонгиозната коска** – на страната на оптоварување вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се блиски кај дисталниот имплант 15 (0.0175 до 1.34MPa) и кај предниот имплант 25 (0.0317 до 1.36MPa). На спротивната страна напрегањата на имплантите се од 0.0160 до 0.160 МРа околу дисталниот имплант 16 и д 0.270 до 0.0316MPa кај предниот имплант 26.

**Во кортикална коска** - вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се многу поголеми на страната на оптоварувањето. Најголеми напрегања има во зоната на дисталниот имплант 15 со вредност 0.0584 до 38.7 МРа, приближно двојно помали напрегања има околу предниот имплант 25, со вредност од 0,0886 до 19,6МРа.

На спротивната страна од оптоварувањето вредностите на напрегања по v.Mises stress се многу помали од 0.0186 до 2.17МРа околу дисталниот имплант 16 и од 0.0316 МРа до 2.55МРа околу предниот имплант 26.

### 5.1.2.3. Споредување на вредностите на напрегањата по v.Mises за вертикални и коси кај All-on-4 со сооднос C/I 1.25:1

Вредност МРа	Имплант		спонгиозната коска		кортикална коска	
	min	Max	Min	max	Min	Max
15 имплант	0.635	76.6	0.0256	1.10	0.0639	12.5
25 имплант	0.350	13.7	0.0357	0.794	0.0100	4.87
16 имплант	2.3426e-08	1.81	0.0172	0.235	0.0242	1.79
26 имплант	9.95 <mark>21e-10</mark>	1.32	0.0314	0.213	0.0309	1.56

Табела **5.1.2.3.1.** Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.25:1

Табела **5.1.2.3.2.** Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.25:1

Вредност МРа	Имплант		спонгиоз коска	вната	кортикална коска	
	min	Max	min	max	Min	max
15 имплант	0.479	84.8	0.0175	1.34	0.0584	38.7
25	0.149	58.4	0.0317	1.36	0.0886	19.6
имплант						
16 имплант	1.7307e-08	1.38	0.0160	0.160	0.0186	2.17
26	1.4814e-09	1.41	0.0214	0.270	0.0316	2.55
имплант						

Повисоки вредности на напрегањата по von Mises за вертикалните и за косите сили има кај имплантите, потоа во кортикалната коска, а најмали во спонгиозната коска.

На спротивната страна, максималните напрегања по von Mises се со помали вредности за вертикалните и косите сили на оптоварување.

**Кај имплантите** - На страната на оптоварувањето, вредностите на максималните напрегања по von Mises, за вертикални и коси сили се највисоки во дисталниот имплант 15 (76.6 и 84.8MPa). Кај предниот имплант 25 на страната на оптоварувањето вредностите на максималните напрегања се приближно четири пати поголеми за хоризаонтални сили од вредностите за вертикални сили (13.7 I 58.4MPa).

На страната на која нема оптоварување вредностите на максималните напрегањата по von Mises за вертикални и коси сили се приближно еднакви (1.32 и 1.81 MPa). Во дисталниот имплант 16, максималните напрегања се нешто поголеми за вертикални сили (1.81MPa) од оние за коси сили (1.38MPa). Во преднот имплант 26 максималните напрегањата се 1.32MPa за вертикални и 1.41MPa за коси сили.

Спонгиозната коска - На страната на оптоварување на вредностите на максималните напрегања по von Mises околу дисталниот имплант 15 се со приближни вредности за вертикаални и коси сили (1.10MPa и 1.34MPa).

Кај кај предниот имплант 25 максималните напрегања се приближно двојно поголеми за коси сили (0.794 и 1.36MPa).

На страната на која нема отоварување вредностите на максималните напрегања по von Mises се приближно идентични кај предниот имплант (0.213 и 0.270Мра) за
вертикални и коси сили, а кај дисталниот имплант 16 поголема вредност на максималните напрегања има за вертикални сили (0,235 и 0,160Мра).

**Кортикална коска** – На страната на оптоварување, во кортикалната коска, вредностите на максималните напрегања по von Mises, кај дисталниот имплант 15 се околу три пати поголеми за коси сили (12,5 и 38,7MPa), а кај предниот имплант 25 околу четири пати поголеми за коси сили од оние за вертикални(4,87 и 19,6MPa). На страната на која нема оптоварување, вредностите на максималните напрегања во кортикалната коска во зоната на двата импланти се приближно два пати поголеми за коси сили, 1,79 и 2.17 МРа кај дисталниот 16 и 1,56 и 1,55MPa кај предниот имплант 26.

# 5.1.3.Вредности по von Mises за вертикални и коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.5:1

## 5.1.3.1.Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.5:1



Слика 5.1.3.1.1. Сектор на истражување: а)импланти, б) импланти и коскено ткиво в)оптоварување

5.1.3.1.1. Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили во сектор на имплант 15 кај All-on-4 со сооднос C/I 1.5:1



Слика **5.1.3.1.1.1**. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 15 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дисталниот имплан 15, на страната на оптоварување напрегањата по v.Mises се најголеми кај имплантот од 0.635 до 76.6Мра. Вредностите на напрегањата во спонгиозната коска се 0.0256MPa до 1.10MPa. Тие се помали од напрегањата во кортикалната коска кои се 0.0639MPa до 12.5MPa.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises stress кај имплантот се во средниот дел на супрструктурата, кај спонгиозната коска во ниво на врвот на имплантот а во кортикалната коска се во цервикалниот дел.

#### 5.1.3.1.2 Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 25 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.5:1



Слика **5.1.3.1.2.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 25 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на предниот имплант 25 на страната на оптоварување, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises се кај имплантот 0.350 до 13.7 MPa. Во спонгиозната коска се помали, 0.0357 до 0.794MPa, а во кортикалната коска се 0.0100 до 4.87MPa.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот е локализиран во средниот дел на супраструктурата, кај спонгиозната коска се во ниво на цервикалната третина на имплантот и во кортикалната коска се локализирани во цервикалниот дел.

#### 5.1.3.1.3. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 16 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.5:1



Слика **5.1.3.1.3.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 16 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дисталниот имплант 16 на неоптоварената страна, добивме вредности од 2.3426е-08 до 1.81МРа, во спонгиозната коска околу имплантот 0.0172 до 0.235МРа, а во кортикалната коска вредности од 0.0242 до 1.79МРа.

Вредностите на максималните напрегања по v.Mises најголеми се во кај имплантот, но блиски кај напрегањата кортикалната коска. Многу помали се напрегањата во спонгиозната коска.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во цервикалната третина, во спонгиозната коска во ниво на апикалната третина на имплантот, а во кортикалната коска во цервикалниот дел но кон вестибуларно.

5.1.3.1.4. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор имплант 26 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.5 /1



Слика **5.1.3.1.4.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 26 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

На неоптоварената страна кај предниот имплант 26 добивме вредности од 9.9521е-10 до 1.32МРа, во спонгиозната коска од 0.0314 до 0.213МРа, а во кортикалната коска вредности од 0.0309 до 1.56МРа. Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises се во периимплантна кортикална коска, кои се блиски со оние во имплантот. Најмали напрегања има во спонгозна коска.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во цервикалната третина, во спонгиозната коска во ниво на апикалната третина на имплантот, а во кортикалната коска во цервикалниот дел, но кон вестибуларно.

# 5.1.3.1.5. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.5:1

Табела **5.1.3.5.1.** Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.5:1

Вредност МРа	Имплант		спонгиоз коска	вната	кортикална коска	
	min	max	min	max	min	max
15 имплант	0.635	76.6	0.0256	1.10	0.0639	12.5
25 имплант	0.350	13.7	0.0357	0.794	0.0100	4.87
16 имплант	2.3426e-08	1.81	0.0172	0.235	0.0242	1.79
26 имплант	9.9521e-10	1.32	0.0314	0.213	0.0309	1.56

Поголеми вредности на напрегања по v.Mises stress има на страната на оптоварувањето. Највисоки вредности максималните напрегања по v.Mises stress има на дисталниот имплант 15. Вредноста на напрегањата се намалува од дистално кон мезијаално. Поизразено е намалувањето на страната на оптоварувањето.

**На имплантите** - Најголеми максимални напрегања се регистрирани во дисталниот имплант 16, од 0.635 до 76.6МРа. Помали се вредностите на максималните напрегања во предниот имплант на истата страна, од 0.350 до 13.7МРа.

На спротивната страна, вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се блиски кај двата импланти, од 2.3426е-08 до 1.81МРа за дисталниот 16 и од 59.9521е-10 до 1.32МРа кај предниот имплант 26.

**Во спонгиозната коска** – Најголеми вредности на максимални напрегања по v.Mises stress има кај дисталниот имплант 15 на страната на оптоварувањето (0.0256 до 1.10MPa), на предниот имплант 25 на истата страна има напрегања од 0.0357 до 0.794MPa.

На страната на која не е оптоварувањето, вредностите на напрегањата се со приближни вредност од 0.0172 и 0.2353 кај дисталниот и 0.0314 до 0.213MPa.

**Во кортикална коска** - Најголеми вредности на максимални напрегања по v.Mises stress има кај дисталниот имплант 15 на страната на оптоварувањето (0.0639 до 12.5MPa). Во зоната на предниот имплант 25 вредностите се од 0.0100 до 4.87MPa. На страната на која нема оптоварува вредностите на напрегањата се со блиски вредности, од 0.0242MPa и 179MPa кај дисталниот и од 0.0309MPa до 1.56MPa кај предниот.

## 5.1.3.2. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.5:1



Слика 5.1.3.2.1.Сектор на истражување: а)импланти, б) импланти и коскено ткиво в)оптоварување

## 5.1.3.2.1. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 15 кај All-on-4 со сооднос C/I 1.5:1



Слика **5.1.3.2.1.1**.Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 15 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дисталниот имплант 15, на страната на оптоварување највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises има кај имплантот од 0.479 до 84.8Мра. Вредностите на v.Mises stress во кортикалната коска се повисоки (0.0584 до 38.7МРа) од вредностите во спонгиозната коска (0.0175 до 1.34МРа).

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises се локализирани во цервикалната третина на супраструктурата над имплантот, а кај спонгиозната и кортикалната коска во цервикалниот дел.

## 5.1.3.2.2. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 25 кај All-on-4 со сооднос C/I 1.5:1



Слика **5.1.3.2.2.1**.Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 25 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дисталниот имплант 25 на страната на оптоварување, вредностите на максималните напрегања по v.Mises се највисоки во имплантот 0.149 до 58.4МРа, додека во спонгиозната коска вредностите се од 0.0317 до 1.36МРа, а во кортикалната коска од 0.00886 до 19.6МРа.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises се локализирани во средната третина на супраструктурата над имплантот, а кај спонгиозната и кортикалната коска во цервикалниот дел.

## 5.1.3.2.3. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 16 кај All-on-4 со сооднос C/I 1.5:1



Слика **5.1.3.2.3.1**.Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 16 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

На неоптоварената страна во дисталниот имплант 16, добивме вредности на максималните напрегања по v.Mises од 1.7307е-08 до 1.38MPa во имплантот, во спонгиозната коска 0.0160 до 0.160MPa, а во кортикалната коска вредности од 0.0186 до 2.17MPa. Најголеми се вредностите на максималните напрегањата во кортикалната коска, 2.17MPa, а најмали во спонгиозната коска вредности од 0.160MPa.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во цервикалната третина, а во спонгиозната и кортикалната коска се во ниво на апексот на имплантот, во вестибуларниот дел на коскеното ткиво.

## 5.1.3.2.4. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 26 кај All-on-4 со сооднос C/I 1,5:1



Слика **5.1.3.2.4.1**.Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 26 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во дисталниот имплант 26 на неоптоварената страна добивме вредности на максималните напрегања по v.Mises од 7.1.4814е-09 до 1.41 MPa, во спонгиозната коска од 0.0214 до 0.270MPa а во кортикалната коска вредности од 0.0316 до 2.55 MPa. И во зоната на имплант 26 на неоптоварената страна добивме највисоки вредности на максималните напрегања во кортикалната коска 2.55 MPa, а најмали кај спонгиозната коска 0.270 MPa.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во цервикалната третина, кај спонгиозната коска во ниво на апексот на имплантот, а кај кортикалната коска во цервикалниот дел, но во вестибуларно.

## 5.1.3.2.5. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1,5:1

Табела **5.1.3.2.5.1** Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1,5:1

Вредност МРа	Имплант		спонгиозната коска		Кортикална коска	
	min	max	min	max	min	max
15 имплант	0.479	84.8	0.0175	1.34	0.0584	38.7
25 имплант	0.149	58.4	0.0317	1.36	0.0886	19.6
16 имплант	1.7307e- 08	1.38	0.0160	0.160	0.0186	2.17
26 имплант	1.4814e-	1.41	0.0214	0.270	0.0316	2.55
	09					

Резултатите покажуват дека повисоки вредности на напрегањата по v.Mises има кај имплантите, во кортикалната и спонгиозната коска на страната на оптоварувањето. На страната на оптоварување вредностите се поголеми во зоната на дисталниот имплант 15, а на страната на која нема оптоварување напрегањата се многу помали, блиски во зоната на двата импланти.

**На имплантот** – Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress на страната на оптоварувањето има кај дисталниот 15 од 0.479 до 84.8MPa, а во предниот имплант 25 на истата страна од 0.149 до 58.4MPa. На спротивната страна вредостите на напрегањата се блиски, од 1.7307е-08 до 1.38MPa на дисталниот имплант 16 и од 1.4814е-09 до 1.41 на предниот имплант 26.

На страната на оптоварувањето вредностите на напрегањата се намалуваат према мезијално, а на спротивната страна се наголемуват према мезијално.

**Во спонгиозната коска** – на страната на оптоварување највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има кај дисталниот имплант 15, од 0.0175 до 1.34MPa. Напрегањата во предниот имплант 25 се со вредности од 0.0317 до 1.36MPa.

На спротивната страна напрегањата на имплантите се блиски, од 0.0160 до 0.160MPa околу дисталниот и 0.0214 до 0.270MPa. На страната на оптоварувањето и на спротивнаата страна вредностите на напрегањата се зголемуваат од дисталнио према мезијално.

**Во кортикална коска** - вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се поголеми на страната на оптоварувањето. Најголеми напрегања има во зоната на дисталниот (навалениот) имплант 15 со вредност 0.0584 до 38.7MPa, приближно двојно помали напрегања има околу предниот имплан 25 со вредност од 0.0886 до 19.6MPa.

На спротивната страна од оптоварувањето има многу помали вредности на напрегања по v.Mises stress, од 0.0186 и 0.0316MPa за минималните напрегања и до 2.17 и 2.55MPa за максималните напрегања.

## 5.1.3.3. Споредување на вредностите на напрегањата по v.Mises за вертикални и коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.5/1

Вредност МРа	Имплант		спонгиоз коска	вната	кортикална коска	
	min	max	min	max	min	max
15 имплант	0.635	76.6	0.0256	1.10	0.0639	12.5
25 имплант	0.350	13.7	0.0357	0.794	0.0100	4.87
16 имплант	2.3426e-08	1.81	0.0172	0.235	0.0242	1.79
26 имплант	9.9521e-10	1.32	0.0314	0.213	0.0309	1.56

Табела **5.1.3.3.1.** Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I **1.5:**1

Табела **5.1.3.3.2.** Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-4 со сооднос С/I **1.5:1** 

Вредност MPa	Имплант		спонгиоз коска	вната	кортикална коска	
	min	max	min	max	min	max
15 имплант	0.479	84.8	0.0175	1.34	0.0584	38.7
25 имплант	0.149 to	58.4	0.0317	1.36	0.0886	19.6
16 имплант	1.7307e- 08	1.38	0.0160	0.160	0.0186	2.17
26 имплант	1.4814e-09	1.41	0.0214	0.270	0.0316	2.55

Повисоки вредности на напрегањата по von Mises за вертикалните и за косите сили има кај имплантите, потоа во кортикалната коска, а најмали во спонгиозната коска има на странат на оптоварувањето. На страната на оптоварувањето, поголеми се вредностите на напрегања по von Mises за косите сили. Вредностите на напрегањата кај трите следени структури, се намалуваат од дистално према мезијално за двата видови на оптоварување.

На спротивната страна максималните напрегања по von Mises се со приближни вредности за вертикалните и косите сили на оптоварување.

**Кај имплантите** - На страната на оптоварувањето, вредностите на максималните напрегања по von Mises, се поголеми за коси сили. Разликата за вертикални и коси сили во дисталниот имплант 15 се околу 8MPa (76.6 и 84.8MPa). Кај предниот имплант 25 на истата страна вредностите на максималните напрегања се четири пати поголеми за коси сили од вредностите за вертикални сили.

На страната на која нема оптоварување вредностите на напрегањата по von Mises за вертикални и коси сили се со блиски вредности. Во дисталниот имплант 16 напрегањата се малку поголеми за вертикални сили(1.81MPa и 1.38MPa), а во преднот имплант 26 максималните напрегања се нешто поголеми за коси сили (1.32MPa и 1.41MPa).

Спонгиозната коска - На страната на оптоварување на вредностите на максималните напрегања по von Mises се со мали разлики за вертикални и коси сили, околу дисталниот имплант 15 (1.10 и 1.34MPa), а кај предниот имплант 25 максималните напрегања се приближно двојно поголеми за коси сили (0.794 и 1.36 MPa).

На страната на која нема отоварување вредностите на максималните напрегања по von Mises се со блиски вредности за вертикални и коси сили (0.235 до 0.160Мра) кај предниот имплант 26 и кај дисталниот имплант 16 (0.213 до 0.270Мра).

**Кортикална коска** – На страната на оптоварување, во кортикалната коска, вредностите на максималните напрегања по von Mises, кај дисталниот имплант 15 се приближно трипати поголеми за коси сили од оние за вертикални (12.5 и 38.7 MPa). Кај предниот имплант 25 напрегањата се приближно пет пати поголеми за коси сили(4.87 и 19.6MPa).

На страната на која нема оптоварување, вредностите на максималните напрегања во кортикалната коска во зоната на двата импланти се поголеми за коси сили, 1.79 и 2.17 MPa кај дисталниот имплант 16, а кај предниот имплант 26 од 1.56 и 2.55MPa.

# 5.1.4. Вредности по von Mises за вертикални и коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75 :1

# **5.1.4.1.** Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75:1



Слика 5.1.4.1.1.Сектор на истражување: а)импланти, б) импланти и коскено ткиво в)оптоварување

5.1.4.1.1. Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили во сектор на имплант 15 кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75:1



Слика **5.1.4.1.1.1**. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 15 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на навалениот имплант 15, на страната на оптоварување, напрегањата по v.Mises се најголеми кај имплантот од 0.313 до 22.9MPa. Вредностите на напрегањата во спонгиозната коска се 0.0249MPa до 1.10MPa. Тие се помали од напрегањата во кортикалната коска кои се 0.064MPa до 10.5MPa.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises stress кај имплантот се во гингивалната третина на супраструктурата, во спонгиозната коска во ниво на врвот на имплантот, а во кортикалната коска се во цервикалниот дел.

5.1.4.1.2. Вредности на напрегањата по von Mises во зона на имплант 25 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75:1



Sector of system Group 25 v.Mises stress in Node, Loadcase 1 sum_PZ=-100.0 N., from 0.326 to 10.7 sten 0.259 MPa	M 1 : 188 X * 0.842 Y * 0.651 Z * 0.931	Sector of system Group 111 v.Mises stress in Node, Loadcase 1 sum_PZ=-100.0 N., from 0.0362 to 0.784 Step.0.0187 MPa	M 1 : 208 X * 0.842 Y * 0.651 Z * 0.931	Sector of system Volume Elements Group 112 113 v.Mises stress in Node, Loadcase 1 sum_PZ=-100.0 N., from 0.0122 to 4.37	M 1 : 238 X * 0.842 Y * 0.651 Z * 0.931
step 0.257 Wi a		Step 0.0107 Mil a		step 0.109 MPa	

Слика **5.1.4.1.2.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 25 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на предниот имплант 25 на страната на оптоварување, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises се кај имплантот, од 0.326 до 10.7MPa. Во кортикалната коска се помали, од 0.0122 до 4.37Mpa, а во спонгиозната коска се најмали, од 9.0362 до 0.784MPa.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во гингивалниот дел на супраструктурата, кај спонгиозната коска во на ниво на цервикалната и средна третина на имплантот, а во кортикалната коска се локализирани во цервикалниот дел.

## 5.1.4.1.3. Вредности на напрегањата по von Mises во зона на имплант 16 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75:1



Слика **5.1.4.1.3.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 16 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во дисталниот имплант 16 на неоптоварената страна, добивме вредности од 2.3829е-11 до 1.74MPa, во спонгиозната коска околу имплантот добивме вредности од 0.0169 до 0.233Mpa, а во кортикалната коска вредности од 0.00130 до 1.79MPa. Вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress најголеми се во кортикалната коска 0.0130 и 1.79 Mpa, но се блиски со напрегањата кај имплантот, 2.3829е-11 I 1.74MPa. Многу помали се напрегањата во спонгиозната коска 0.0169 и 0.233 MPa.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во цервикалната третина, во спонгиозната коска во ниво на апикалната третина на имплантот, а во кортикалната коска во ниво на цервикалниот, но во вестибуларен дел на коскеното ткиво.

## 5.1.4.1.4. Вредности на напрегањата по von Mises во зона на имплант 26 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75:1



Слика **5.1.4.1.4.1.**.Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 26 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во предниот имплант 26 на неоптоварената страна, кај имплантот добивме вредности од 2.6428е-11 до 1.33МРа, во спонгиозната коска од 0332 до 0.216Мра, а во кортикалната коска вредности од 0.0311 до 1.57МРа. Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises се блиски во кортикалната коска и имплантот. Најмали напрегања има во спонгиозната коска.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во цервикалната третина на имплантот, во спонгиозната коска во ниво на апикалната третина на имплантот, а во кортикалната коска во ниво на цервикална третина на имплантот.

## **5.1.4.1.5.** Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75:1

Табела **5.1.4.1.5.1.** Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75:1

Вредност МРа	Имплант		спонгиозната коска		кортикална коска	
	Min	max	min	max	Min	Max
15 имплант	0.313	22.9	0.0249	1.10	0.0641	10.5
25 имплант	0.326	10.7	0.0362	0.784	0.0122	4.37
16 имплант	2.3829e-11	1.74	0.0169	0.233	0.0130	1.79
26 имплант	2.6428e-11	1.33	0.0332	0.216	0.0311	1.57

Општо гледано, кај имплантот, спонгиозната и кортикалната коска, највисоки вредности максималните напрегања по v.Mises stress има на страната на оптоварувањето. Максималните вредности од дисталните импланти 15 и 16 се намалуваат кон мезијално на двете страни на моделот. Поизразено е намалувањето на страната на оптоварувањето.

**На имплантот** - Повисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има на имплантите на страната на оптоварувањето. Најголеми напрегања се регистрирани во дисталниот имплант 16, од 0.313 до 22.9MPa, а помали се вредностите на напрегањата во предниот имплант 25 на истата страна, од 0.326 до 10.7MPa. На страната на оптоварувањето, максималните вредности на напрегањата по v.Mises се приближно двојно помали на предниот имплант во одонос на дисталниот.

На спротивната страна од оптоварената, вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се блиски кај двата импланти, од 2.3829e-11 до 1.74MPa во дисталниот имплант 16 и од 2.6428e-11 до 1.33MPa кај предниот имплант 26. Вредностите на напрегањата се намалуваат од дистално према мезијално на двете страни.

**Во спонгиозната коска** – Најголеми вредности на максимални напрегања по v.Mises stress има кај дисталниот имплант 15 на страната на оптоварувањето (од 0.0249 до 1.10MPa). Кај предниот имплант 25 има вредности на напрегањата за околу половина помали одколку кај дисталниот имплант 15, (од 0.0362 до 0.784MPa). На страната на која не е оптоварувањето има блиски вредности на напрегања по v.Mises stress, на дисталниот имплант 16 има вредности од 0.0169 до 0.233MPa и на предниот имплант 26 од 0.0332 до 0.216MPa.

**Во кортикална коска** - Најголеми вредности на максимални напрегања по v.Mises stress има кај дисталниот имплант 15 на страната на оптоварувањето (0.0641 до 10.5MPa). Максималните вредности на предниот имплант 25 се од 0.0122 до 4.37MPa.

На спротивната страна вредностите се многу помали од 0.0130 и 1.79МРа кај дисталниот имплант 16 и од 0.0311 и 1.57МРа.

## 5.1.4.2.Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-4 со сооднос С/I 1.75:1



Слика 5.1.4.2.1.Сектор на истражување: а)импланти, б) импланти и коскено ткиво в)оптоварување

#### 5.1.4.2.1. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 15 за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75:1



Слика **5.1.4.2.1.1**.Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 15 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дисталниот имплант 15, на страната на оптоварување највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises има кај имплантот, од 0.489 до 134.4MPa. Вредностите на v.Mises stress во спонгиозната коска се од 0.020 до 1.80Mpa, а во кортикалната коска од 0.0768 до 53.6MPa.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises се локализирани во долниот дел на средната третина на супраструктурата над имплантот, а во спонгиозната и кортикалната коска во цервикалниот дел.

## 5.1.4.2.2. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 25 за коси сили кај All-on-4 со сооднос С/I 1.75:1





Во зоната на дисталниот имплант 25 на страната на оптоварување, вредностите на максималните напрегања по v.Mises се највисоки во имплантот, 0.219 до 83.5MPa, во спонгиозната коска има вредности од 0.04085 до 1.75Mpa, а во кортикалната коска од 0.143 до 27.2MPa.

Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот, се во цервикалната третина на супраструктурата над имплантот, а во спонгиозната коска и кортикалната коска се локализирани во цервикалниот дел.

### 5.1.4.2.3. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 16 за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75:1





На неоптоварената страна во средниот имплант 16, добивме вредности на максималните напрегања по v.Mises од 7.2641е-12 до 1.59MPa, во спонгиозната коска 0.0192 до 0.176Mpa, а во кортикалната коска вредности од 0.0176 до 2.45MPa. Најголеми се вредностите на максималните напрегањата во кортикалната коска, а најмали во спонгиозната коска.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани помеѓу цервикалната третина, а во спонгиозната коска на ниво на апикална третина и во кортикалната коска во цервикалниот дел.

### 5.1.4.2.4. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 26 за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75:1



Слика **5.1.4.2.4.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 26 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дисталниот имплант 26 на неоптоварената страна добивме вредности на максималните напрегања по v.Mises од 8.0285е-12 до 1.66MPa, во спонгиозната коска од 0.0266 до 0.285Mpa, а во кортикалната коска вредности од 0.0182 до 2.97MPa. И во зоната на имплант 26 добивме највисоки вредности во кортикалната коска 2.97Mpa, а најмали кај спонгиозната коска.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во цервикалната третина на имплантот, во спонгиозната коска во ниво на апикалната третина на имплантот, а кај кортикалната коска во ниво на цервикалниот дел но во вестибуларниот дел на коската.

5.1.4.2.5. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75:1

Табела <b>5.1.4.2.5</b> .	.1. Вредности на	напрегањата пе	o von Mises 3a 1	коси сили кај	All-on-
4 со сооднос С/І	1.75 <b>:</b> 1				

Вредност	имплант		спонгиозна	ата	кортикална	
MPa			коска		коска	
	min	max	min	max	min	max
15 имплант	0.489	134.4	0.0201	1.80	0.0768	53.6
25 имплант	0.219	83.5	0.0408	1.75	0.143	27.2
16 имплант	7.2641e-12	1.59	0.0192	0.176	0.0176	2.45
26 имплант	8.0285e-12	1.66	0.0266	0.285	0.0182	2.97

Резултатите покажуваат дека повисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress кај имплантите, во спонгиозната и кортикалната коска има на страната на оптоварувањето.

Вредностите се поголеми во дисталниот имплант 15 во однос на предниот, а на страната на која нема отоварување напрегањата се многу блиски кај двата импланти.

**На имплантот** – Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има на страната на оптоварувањето кај дисталниот 15 (од 0.489 до 134.5MPa), а во предниот имплант 25 на истата страна (од 0.219 до 83.5MPa). На спротивната страна максималните напрегања кај имплантите се со блиски вредности 1,59 и 1.66MPa.

**Во спонгиозната коска** – на страната на оптоварување максималните вредности на напрегања по v.Mises stress се со блиски вредности 1,80 и 1,75 MPa. На спротивната страна напрегањата на имплантите се блиски од 0.0192 0.176MPa дисталниот имплант 16 и 0.0266 и до 0.285MPa околу предниот имплант а кај 26.

**Во кортикална коска** - вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се поголеми на страната на оптоварувањето. Најголеми напрегања има во зоната на дисталниот имплант 15 со вредност од 0.0768 до 53.6МРа, приближно двојно помали напрегања има околу предниот 25 со вредност од 0.143 до 27.2.

На спротивната страна од оптоварувањето има приближно блиски вредности на напрегања по v.Mises stress кај двата импланти, кај дисталниот од 0.0176 и 2.45 Мра, а кај предниот имплант 26. 0.0182 до 2.97МРа. Резултатите покажуваат дека повисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress кај имплантите, во спонгиозната и кортикалната коска има на страната на оптоварувањето.

**Во кортикална коска** - вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се поголеми на страната на оптоварувањето. Најголеми напрегања има во зоната на дисталниот имплант 15 со вредност од 0.0768 до 53.6MPa, приближно двојно помали напрегања има околу предниот 25, со вредност од 0.143 до 27.2.

На спротивната страна од оптоварувањето има приближно блиски вредности на напрегања по v.Mises stress кај двата импланти, кај дисталниот од 0.0176 и 2.45 MPa a кај предниот имплант 26. 0.0182 до 2.97MPa.

## 5.1.4.3. Споредување на вредностите на напрегањата по v.Mises за вертикални и коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75:1

Вредност МРа	имплант		спонгиозната коска		кортикална коска	
	Min	max	min	max	min	max
15 имплант	0.313	22.9	0.0249	1.10	0.0641	10.5
25 имплант	0.326	10.7	0.0362	0.784	0.0122	4.37
16 имплант	2.3829e-11	1.74	0.0169	0.233	0.0130	1.79
26 имплант	2.6428e-11	1.33	0.0332	0.216	0.0311	1.57

Табела **5.1.4.3.1.** Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 1.75:1

Табела **5.1.4.3.2.** Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-4 со сооднос С/I 1.75:1

Вредност МРа	Имплант		спонгиоз коска	ната	кортикална	а коска
	Min	max	min	max	min	max
15 имплант	0.489	134.4	0.0201	1.80	0.0768	53.6
25 имплант	0.219	83.5	0.0408	1.75	0.143	27.2
16 имплант	7.2641e-12	1.59	0.0192	0.176	0.0176	2.45
26 имплант	8.0285e-12	1.66	0.0266	0.285	0.0182	2.97

Повисоки вредности на напрегањата по von Mises за вертикалните и за косите сили има кај имплантите, потоа во кортикалната коска, а најмали во спонгиозната коска. Вредностите на напрегањата на страната на оптоварувањето кај трите следени структури, се намалуваат од дистално према мезијално за двата видови на оптоварување. Најмалку е изразено намалувањето во спонгиозната коска.

На спротивната страна максималните напрегања по von Mises се со мали вредности за вертикалните и косите сили на оптоварување. За вертикални сили благо се намалуваат према мезијално, а за коси сили благо се наголемуваат према мезијално.

**Кај имплантите** - На страната на оптоварувањето, вредностите на максималните напрегања по von Mises, во дисталниот имплант 15 за коси се за околу шестпати поголеми од оние за вертикални сили (134.4MPa и 22.9MPa). Кај предниот имплант 25 на страната на оптоварувањето, вредностите на максималните напрегања се осум пати поголеми за коси сили од вредностите за вертикални сили (83.5MPa и 10.7MPa).

На страната на која нема оптоварување максималните вредности на напрегањата по von Mises за вертикални и коси сили се многу блиски. Во дисталниот (навалениот) имплант 16 напрегањата се со нешто поголеми вредности за вертикални сили 1.74MPa од оние за коси сили 1.59MPa. Во преднот имплант 26 максималните напрегања се нешто помали (1.33MPa) за вертикални сили од оние за коси сили (1.66MPa).

Спонгиозната коска - На страната на оптоварување на вредностите на максималните напрегања по von Mises околу дисталниот имплант 15 и предниот имплант 25 се поголеми за коси сили, 1.10/1.80, а кај дисталниот од 0.784/1.75МРа.

На страната на која не е отоварувањето вредностите на максималните напрегања по von Mises се со блиски вредности кај дисталниот и средниот имплант (0.2333.10 и 0.176Мра) и (0.216 и 0.285Мра). Разликите за вертикални и коси сили се помали од еден МРа.

**Кортикална коска** – На страната на оптоварување, во кортикалната коска, вредностите на максималните напрегања по von Mises, кај дисталниот имплант се приближно петпати поголеми за коси сили од оние за вертикални(10.5 и 53.6MPa). Кај предниот имплант напрегањата се повеќе од петпати поголеми за коси сили (4.37 и 27.2MPa).

На страната на која не е оптоварувањето, разликите во вредностите на максималните напрегања во кортикалната коска во зоната на двата импланти се помали кај дисталниот имплант 16 (1.79 и 2.45MPA), а приближно двојна е разликата кај предниот имплант (1.57 и 2.97MPa).

# 5.1.5. Вредности по von Mises за вертикални и коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 2:1

5.1.5.1. Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 2:1



Слика 1.5.1.1.Сектор на истражување: а)импланти, б) импланти и коскено ткиво в)оптоварување

5.1.5.1.1. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 15 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 2:1



Sector of system Group 15 v.Mises stress in Node , Loadcase 1 sum_PZ=-100.0 M . , from 0.814 to 24.6 step 0.595MPa	M 1 : 127 X * 0.502 Y * 0.906 Z * 0.962	Sector of system Group 211 v.Mises stress in Node , Loadcase 1 sum_PZ=-100.0 M ., from 0.0247 to 1.10 Step 0.0269 MPa	M 1 : 223 X * 0.502 Y * 0.906 Z * 0.962	Sector of system Volume Elements Group 212 213 v.Mises stress in Node , Loadcase 1 sum_PZ=-100.0 M., from 0.0637 to 10.5 step	M 1 : 237 X * 0.502 Y * 0.906 Z * 0.962
E COL		The second se		0.260 MPa	

Слика **5.1.5.1.1.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 15 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дисталниот имплан 15, на страната на оптоварување напрегањата по v.Mises се најголеми кај имплантот, од 0.814 до 24.6Мра. Вредностите на напрегањата во спонгиозната коска се 0.0247MPa до 1.10Мра, а во кортикалната коска кои се 0.0637MPa до 10.5MPa.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises stress кај имплантот се во оклузалната третина на супраструктурата над имплантот, кај спонгиозната коска во ниво на апикалната третина на имплантот, а кај кортикалната коска се во цервикалниот дел.

## **5.1.5.1.2.** Вредности на напрегањата по von Mises во зона на имплант 25 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 2:1



Слика **5.1.5.1.2.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 25 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на предниот имплант 25 на страната на оптоварување, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises се кај имплантот 0.335 до 19.7MPa. Во спонгиозната коска се помали, 0.0361 до 0.761Mpa, а во кортикалната коска се од 0.0096 до 3.74MPa.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во ниво на гингивалната и средната третина на супраструктурата, во спонгиозната коска, во средините на цервикалната и средната третина на имплантот, а во кортикалната коска се локализирани во цервикалниот дел.





Слика **5.1.5.1.3.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 16 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во дисталниот имплант 16 на неоптоварената страна, добивме вредности од 1.0724е-11 до 1.72MPa, во спонгиозната коска околу имплантот добивме вредности од 0.0201 до 0.232Mpa, а во кортикалната коска вредности од 0.0145 до 1.80MPa. Вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress најголеми се во

кортикалната коска, на нив блиски се напрегањата кај имплантот, а најмали се напрегањата во спонгиозната коска.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во близина на цервикалниот дел, во спонгиозната коска во ниво на апикалната третина на имплантот, а во кортикалната коска се во ниво на цервикалниот дел на имплантот, но во вестибуларниот дел на коската.

### 5.1.5.1.4. Вредности на напрегањата по von Mises во зона на имплант 26 за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 2:1



Слика **5.1.5.1.4.1.**.Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 26 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на предниот имплант 26 на неоптоварената страна, кај имплантот добивме вредности од 8.4214е-12 до 1.34МРа, во спонгиозната коска од 0.0202 до 0.198МРа а во кортикалната коска вредности од 0.0318 до 1.58МРа. Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises се во периимплантна кортикалната коска, кои се блиски со оние во имплантот, а најмали во спонгозна коска. Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот и кортикалната коска во ниво на цервикалната третина, а кај спонгиозната коска во ниво на средината на имплантот.

#### 5.1.5.1.5. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 2:1

Табела **5.1.5.1.5.1.** Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I **2:1** 

Вредност МРа	Имплант		спонги кос	озната ска	кортикална коска	
	Min	Max	min	max	min	max
15 имплант	0.814	24.6	0.0247	1.10	0.0637	10.5
25 имплант	0.335	19.7	0.0361	0.761	0.0096	3.74
16 имплант	1.0724e-11	1.72	0.0201	0.232	0.0145	1.80
26 имплант	8.4214e-12	1.34	0.0202	0.198	0.0318	1.58

Општо гледано, кај имплантот, спонгиозната и кортикалната коска, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има на дисталниот имплант 15 на страната на оптоваруваањето, а најмали на предниот имплант 26 на спротивната страна. Максималните вредности од дисталните импланти 15 и 16 се намалуваат према мезијално на двете страни на моделот. Поизразено е намалувањето на страната на оптоварувањето.

**На имплантите** - Повисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има на имплантите на страната на оптоварувањето. Најголеми максимални напрегања се регистрирани во дисталниот имплант 16, од 0.814 до 24.6MPa. Помали се вредностите на максималните напрегања во предниот имплант на истата страна 0.335 до 19.7MPa.

На спротивната страна од оптоварената вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се блиски кај двата импланти. Во дисталниот имплант 16 се 1.72Мра, а во предниот 26 1.34МРа.

Во спонгиозната коска – Најголеми вредности на максимални напрегања по v.Mises stress има кај дисталниот имплант 15 на страната на оптоварувањето, од 0.0247 до 1.10МРа. На предниот имплант 25 има напрегања од 0.0361 до 0.761МРа.

На спротивната страна највисоки се вредностите на напрегањата кај дисталниот имплант 16, од 0.0201 до 0.232МРа, а во предниот имплант 26 има помали напрегања од 0.0202 до 0.198МРа.

**Во кортикална коска** - Најголеми вредности на максимални напрегања по v.Mises stress има кај дисталниот имплант 15 на страната на оптоварувањето, од 0.0637 до 10.5MPa, кои се повисоки од вредностите на предниот имплант 25 (0.0096 и 3.74MPa).

На спротивната страна од оптоварувањето, вредностите се многу помали, од 0.0145 до 1.80МРа кај дисталниот имплант 16, и 0.0318 до 1.58МРа кај предниот имплант.

## 5.1.5.2.Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 2:1



Слика 5.1.5.2.1.Сектор на истражување: а)импланти, б) импланти и коскено ткиво в)оптоварување

#### 5.1.5.2.1. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 15 за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 2:1



Слика **5.1.5.2.1.1**.Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 15 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дисталниот имплант 15, на страната на оптоварување, највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises за коси сили има во имплантот од 0.517 до 151.5Мра. Вредностите на напрегањата се поголеми во кортикалната коска (0.0874 до 61.3МРа) од вредностите во спонгиозната коска (0.0214 до 2.04МРа).

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises се локализирани во оклузалнаата третина на супраструктурата над имплантот и во цервикалниот дел на спонгиозната и кортикалната коска.

### 5.1.5.2.2. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 25 а коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 2:1



Слика **5.1.5.2.2.1**.Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 25 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на предниот имплант 25 на страната на оптоварување, вредностите на напрегања по v.Mises се највисоки во имплантот (0.238 до 177.5MPa), потоа во кортикалната коска (0.152 до 29.9MPa) а најниски во спонгиозната коска (0.0456 до 1.94MPa).

Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises се локализирани кај имплантот, во ниво помеѓу средната и гингивалната третина на супраструктурата над имплантот, а кај срспонгиозната и кортикалната коска во цервикалниот дел.

#### 5.1.5.2.3. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 16 за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 2:1



Слика **5.1.5.2.3.1**.Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 16 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

На неоптоварената страна во дисталниот имплант 16, добивме вредности на напрегањата по v.Mises од 2.4757е-12 до 1.66MPa, во спонгиозната коска 0.0194 до 0.189Mpa, а во кортикалната коска вредности од 0.0089 до 2.57MPa. Најголеми се вредностите на максималните напрегањата во кортикалната коска, а најмали во спонгиозната коска.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во цервикалната третина, а кај спонгиозната коска е ниво на врвот на имплантот, кај кортикалната коска се во ниво на врвот на имплантот но во вестибуларниот дел на коската.

### 5.1.5.2.4. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 26 за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 2:1


Слика **5.1.5.2.4.1**.Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 26 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во предниот имплант 26 на неоптоварената страна добивме вредности на напрегања по v.Mises од 2.9586е-12 до 1.76MPa, во спонгиозната коска од 0.0289 до 0.325Mpa, а во кортикалната коска вредности од 0.0240 до 3.16MPa. И во зоната на имплантот 26 на неоптоварената страна добивме највисоки максимални вредности на напрегањата по v.Mises во кортикалната коска 3.16Mpa, а најмали кај спонгиозната коска 0.325MPa.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во цервикалната третина, во спонгиозната се во ниво на врвот на имплантот, а кортикалната коска се во ниво на цервикалниот дел на имплантот но во вестибуларниот дел на коската.

#### **5.1.5.2.5.** Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I 2:1

Табела **5.1.5.2.5.**1. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-4 со сооднос С/I **2:**1

Вредност МРа	Имплант		спонгиоз коска	вната	кортикали	на коска
	min	Max	min	max	min	max
15 имплант	0.517	151.5	0.0214	2.04	0.0874	61.3
25 имплант	0.238	177.5	0.0456	1.94	0.152	29.9
16 имплант	2.4757e-12	1.66	0.0194	0.189	0.0089	2.57
26 имплант	2.9586e-12	1.76	0.0289	0.325	0.0240	3.16

Резултатите покажуваат дека повисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress за коси сили има кај имплантите, во спонгиозната и кортикалната коска на страната на оптоварувањето. На страната на која нема отоварување напрегањата се многу блиски кај двата импланти.

**На имплантите** – Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има на страната на оптоварувањето кај предниот имплант 25 (од 0.238 до 177.5MPa) и во дисталниот имплант 15 на истата страна (од 0.517 до 151.5MPa).

На спротивната страна, вредостите на напрегањата се многу пониски и блиски кај двата импланти, од 2.4757е-12 до 1.66МРа на дисталниот имплант 16 и 9 од 2.9586е-12 до 1.76 на предниот имплант 26. Вредностите на напрегањата на двете страни се зголемуваат од дистални кон мезијално.

**Во спонгиозната коска** – на страната на оптоварување највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има кај дисталниот имплант 15, од 0.0214 до 2.04MPa. Кај предниот имплант 25 има напрегања од 0.0456 до 1.94MPa, а на спротивната страна напрегањата на имплантите се со блиски вредности, од 0.0194 до 0.189MPa околу дисталниот имплант 16 и од 0.0289 до 0.325MPa околу предниот имплант 26. Во спонгиознаата коска вредноста на напрегањата се зголемуваат од дистално према мезијално на двете страни.

**Во кортикална коска** - вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се поголеми на страната на оптоварувањето. Најголеми напрегања има во зоната на дисталниот имплант 15 со вредност 0.0874до 61.3MPa, приближно двојно помали се напрегањата околу предниот 25, со вредност од 61.3MPa.

На спротивната страна од оптоварувањето приближно блиски вредности на напрегања по v.Mises stress од 0.0089 до 2.57MPa има околу дисталниот имплант 16 и вредности од 0.0240 до 3.16MPa кај предниот имплант 26.

### 5.1.5.3. Споредување на вредностите на напрегањата по v.Mises за вертикални и коси кај All-on-4 со сооднос C/I 2/1

Табела **5.1.5.3.1.** Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-4 со сооднос C/I 2:1

Вредност МРа	Имплант		спонгиозната коска		кортикална коска	
	min	Max	min	max	min	max
15 имплант	0.814	24.6	0.0247	1.10	0.0637	10.5
25 имплант	0.335	19.7	0.0361	0.761	0.0096	3.74
16 имплант	1.0724e-11	1.72	0.0201	0.232	0.0145	1.80
26 имплант	8.4214e-12	1.34	0.0202	0.198	0.0318	1.58

Табела **5.1.5.3.1.** Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-4 со сооднос C/I **2:1** 

Вредност МРа	Имплант		спонгиоз коска	вната	кортикална коска	
	min	Max	min	max	min	max
15 имплант	0.517	151.5	0.0214	2.04	0.0874	61.3
25 имплант	0.238	177.5	0.0456	1.94	0.152	29.9
16 имплант	2.4757e-12	1.66	0.0194	0.189	0.0089	2.57
26 имплант	2.9586e-12	1.76	0.0289	0.325	0.0240	3.16

Повисоки вредности на напрегањата по von Mises за вертикалните и косите сили има кај имплантите, потоа во кортикалната коска, а најмали во спонгиозната коска. Вредностите на напрегањата на страната на оптоварувањето се намалуваат од дистално према мезијално за двата видови на оптоварување освен кај импланите на страната на оптоварување, каде се наголемуваат од дистално према мезијално.

**Кај имплантите** - На страната на оптоварувањето, вредностите на максималните напрегања по von Mises, кај имплантите, за вертикални и коси сили

покажуваат големи разлики, 24.6 и 151.5МРа во дисталниот имплант 15 и 19.7 и 177.5а предниот имплант 25.

На страната на која нема оптоварување, вредностите на напрегањата по von Mises за вертикални и коси сили кај имплантите, се со блиски вредности.

За вертикални сили максималните напрегања се поголеми кај дисталните импланти, а за коси сили кај предните импланти.

Спонгиозната коска - На страната на оптоварување на вредностите на максималните напрегања по von Mises околу дисталниот имплант 15 и предниот имплант 25 се приближно два пати поголеми за коси сили. За двата типа на оптоварувања вредностите на максималните напрегања се намалуваат од дистално према мезијално.

На страната на која не е отоварувањето, вредностите на максималните напрегања по von Mises се приближно едентични кај дисталниот и предниот имплант (вредности од 0.2 до 0.3Мра) за коси и вертикални сили.

За вертикални сили максималните напрегања се поголеми кај дисталните импланти, а за коси сили кај предните импланти.

**Кортикална коска** – На страната на оптоварување, во кортикалната коска, вредностите на максималните напрегања по von Mises, кај имплатите е околу шест пати поголеми за коси сили од оние за вертикални.

На страната на која не е оптоварувањето, вредностите на максималните напрегања во кортикалната коска во зоната на двата импланти се повисоки за коси сили, и тоа од 1.80 до 2.57 MPa кај дисталниот имплант 16 и од 1.58 до 3.16MPa кај предниот имплант 26.

# 5.2.Вредности по von Mises за вертикални и коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1

**5.2.1.**Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1



Слика 5.2.1.1.Сектор на истражување: а)импланти, б) импланти и коскено ткиво в)оптоварување

#### 5.2.1.1. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 5 за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1



Слика **5.2.1.1.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 15 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

На страната на оптоварување највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress од 0.409 до 3.90МРа има кај дисталниот имплант 5, а најмали напрегања од 0.0926 до 0.395МРа во спонгиозната коска. Во кортикалната коска напрегањата се 0.177 до 2.91МРа.

Макисмалните вредности на напрегања по v.Mises stress се локализирани во долниот дел на супраструктурата над имплантот, во спонгиозната коска најголемите напрегања се во близина на апикалниот дел на имплантот, а кај кортикалната коска се во цервикалните делови.

#### 5.2.1.2. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 15 за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1



Слика 5.2.1.2.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 15 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на средниот имплант на страната на оптоварувањето највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises има кај имплантот (15) од 0.787 до 21.9 Мра. Вредностите на напрегањата по v.Mises stress во спонгиозната коска (0.0222 Мра до 0.712 Мра) се пониски од вредностите на напрегањата во кортикалната коска (0.712 Мра до 7.57 Мра).

Кај имплантот највисока вредност на напрегања по v.Mises се помеѓу долната и средната третина на супраструктурата. Во спонгиозната коска најголемите напрегања се во близина на апикалниот дел на имплантот, а кај кортикалната коска се во цервикалните делови.



9.2 8.5 7.7 6.9 6.2 5.4 4.6 3.8

Sector of system Group 25

N., from 0.283 to 31.1

sum\_PZ=-100.0

step 0.769 MPa

v.Mises stress in Node, Loadcase 1

M1:139

X \* 0.842

Y \* 0.651

Z \* 0.931

5.2.1.3. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 25 за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1



Sector of system Group 111

N., from 0.0254 to 0.757

sum\_PZ=-100.0

Step 0.0183 MPa

v.Mises stress in Node, Loadcase 1

10.00

M 1:208

X \* 0.842

Y \* 0.651

Z \* 0.931

10.00

Sector of system Volume

Elements Group 112 113

Loadcase 1 sum PZ=-100.0

N., from 0.0073 to 6.85 step

v.Mises stress in Node,

0.171 MPa

15.00

M 1 : 238

X \* 0.842

Y \* 0.651

Z \* 0.931

Во зоната на предниот имплант 25 на страната на оптоварување, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises има кај имплантот (0.283 до до 31.1 Мра), потоа во кортикалната коска (0.0073 до 6.85 Мра) а најниски во спонгиозната коска (0.0254 до 0.757Мра).

Максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во супраструктурата близу до цервикалниот дел, а во спонгиозната коска најголемите напрегања се во висина на средината на имплантот, додека кај кортикалната коска се во цервикалните делови.

### 5.2.1.4. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 6 за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1



Слика 5.2.1.4.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 6 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дисталниот имплан (6), на неоптоварената страна, највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises се во кортикалната коска(0.0698 ра и 2.81 Мра). Потоа во имплантот (0.0022 Мра и 1.52Мра), а многу помали во спонгиозната коска (0.0345 до 0.408Мра).

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises stress кај имплантот и кај кортикалната коска се во цервикалниот дел, а кај спонгиозната коска највисоки вредности на напрегањата по v.Mises има во долниот дел на долновиличната коска.



5.2.1.5. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 16 за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1

Слика **5.2.1.5.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 16 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Кај средниот имплант (16) на страната која не е оптоварена, добивме приближни вредности на максималните напрегања по v.Mises од 1.3680е-06 до 1.49Мра, а во кортикалната коска од 0.0150 до 1.47Мра. Во спонгиозната коска вредности на напрегањата се помали, од 0.0146 до 0.199Мра.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises stress се кај имплантот, а кај спонгиозната коска највисоки вредности на напрегањата има во ниво на апикалната третина на имплантот. Кај кортикалната коска се во ниво на цервикалниот дел на имплантот, но на вестибуларниот дел на коската.



5.2.1.6. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 26 за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1

Слика **5.2.1.6.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 26 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зона на предниот имплант 26 на неоптоварената страна, кај имплантот добивме вредности на напрегања по v.Mises од 2.3305е-08 до 1.13Мра, во спонгиозната коска од 0.0275 до 0.17967 Мра, а во кортикалната коска вредности од 0.0132 до 1.30Мра.

Вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се блиски кај имплантот и кортикалната коска, а помали кај спонгиозната коска.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises stress кај имплантот и кај кортикалната коска се во цервикалната третина, а кај спонгиозната коска во ниво на средината на имплантот.

#### 5.2.1.7. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1

Вредност	Имплант	Имплант		спонгиозната		кортикална	
MPa			коска		коска		
	min	max	min	max	min	max	
5 имплант	0.409	3.90	0.0926	0.395	0.177	2.91	
15 имплант	0.787	21.9	0.0222	0.712	0.0411	7.57	
25 имплант	0.283	31.1	0.0254	0.757	0.0073	6.85	
6 имплант	0.0022	1.52	0.0345	0.408	0.0698	2.81	
16 имплант	1.3680e-06	1.49	0.0146	0.199	0.0150	1.47	
26 имплант	2.3305e-08	1.13	0.0275	0.179	0.0132	1.30	

Табела 5.2.1.7.1. Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1

Резултатите покажуваат дека повисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има на страната на оптоварувањето. Тие се најголеми кај имплантите (15 и 25) и во кортикалната коска околу нив. Во спонгиозната коска вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се најмали.

На страната која не е оптоварена највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress се многу помали, а највисоки вредности има во кортикалната коска кај дисталниот имплант 6. **На имплантот** – Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има на страната на оптоварувањето кај предниот имплант 25 со вредности од 31.3MPa и средниот (навалениот) имплант 15 со вредности 21.9MPa. Дисталниот имплант 5 на истата страна има многу помали вредности, од 3.90MPa.

Кај имплантите на спротивната страна од оптоварената, добиените вредности на максималните напрегања по v.Mises stress се се разликуваат за помалку од половина MPa. Кај дисталниот имплант 6 максималните напрегања по v.Mises stress се 1.52MPa, кај средниот(навалениот) имплант 16 (1.49MPa), а на предниот (26) се најмали 1.13 MPa.

**Во спонгиозната коска** – на страната на оптоварување највисоки вредности на v.Mises stress има кај предниот имплант 25, 0.757MPa, а блиски на нив вредности има и кај средниот ( навалениот) имплант 15, 0.712MPa.Околу дисталниот имплант 5 на истата страна, вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се многу помали 0.395MPa.

На страната која не е оптоварена највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress од 0.408MPa има околу дисталниот имплант 6, а приближно двојно помали,и меѓусебно приближни вредности на напрегања има околу средниот имплант 16 и предниот имплант, 26 од 0.199 и 02179MPa.

**Во кортикална коска** - вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се поголеми на страната на оптоварувањето. Најголема вредност, од 7.57MPa, има кај средниот (навалениот ) имплант 15, а кај предниот 25 има нешто помали вредности, од 6.85 MPa. Во кортикалната коска околу дисталниот имплант 5, вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се најмали, 2.91MPa.

На спротивната страна од оптоварувањето најголеми вредности на максималните напрегања по v.Mises, од 2.81 МРа има во зоната на дисталниот имплант 6. Приближно двојно помали и блиски вредности на максималните напрегања по v.Mises stress, има кај средниот (навалениот) имплант 16, од 1.47 МРа и предниот 26 од 1.30 МРа.

# **5.2.2.Вредности на напрегањата** по von Misess за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1



Слика 5.2.2.1. Сектор на истражување: а)импланти, б) импланти и коскено ткиво в)оптоварување

## 5.2.2.1. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 5 кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1



Слика **5.2.2.1.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 5 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дсталниот имплант 5, на страната на оптоварување, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises има во дисталниот имплантот 5 (0.223 до 15.7 MPa), потоа во кортикалната коска (од 0.0335 до 9.32Mpa), а во спонгиозната коска се најмали (од 0.0254 до 0.432Mpa).

Највоските вредности на напрегања по v.Mises се локализирани во цервикалниот дел кај имплантот, спонгиозната и кортикалната коска.



5.2.2.2. Вредности на напрегањата по von Misess за коси сили во сектор на имплант 15 кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1

Слика **5.2.2.2.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 15 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на средниот имплан 15, на страната на оптоварување највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises има кај имплантот, од 0.187 до 36.5 Мра. Вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress во кортикалната коска се повисоки, 0.089 до 15.2Мра, од вредностите во спонгиозната коска, 0.0152 до 0.66Мра.

Највоските вредности на максималните напрегања по v.Mises се локализирани во цервикалниот дел на имплантот, спонгиозната и кортикалната коска.

#### 5.2.2.3. Вредности на напрегањата по von Misess за коси сили во сектор на имплант 25 кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1



Слика **5.2.2.3.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 25 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Кај предниот имплант 25 на страната на оптоварување, вредностите на максималните напрегања по v.Mises се највисоки во имплантот, 0.187 до 34.8

Мра, потоа во кортикалната коска, 0.0367 до 12.3Мра, а најниски во спонгиозната коска, 0.029 до 0.638Мра.

Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот, се локализирани во долната третина на супраструктурата, кај спонгиозната коска се локализирани во ниво на цервикалниот дел на имплантот, но во јазичниот дел на алвеоларната коска. Кај кортикалната коска најголемите напрегања се локализирани во цервикалниот дел.

#### 5.2.2.4. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 6 кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1



Слика **5.2.2.4.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 6 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дисталниот имплант 6 на неоптоварената страна, највисоки вредностите на максималните напрегања по v.Mises има кај имплантот, 0.0102 до

2.07 Мра. Во кортикалната коска вредностите се од 0.0321 до 1.14 Мра, а многу помали се во спонгиозната коска, 0.0217 до 0.124Мра.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот и кортикалната коска се локализирани во цервикалниот дел, а во спонгиозната коса во висина на апикаалниот дел на имплантот.

#### 5.2.2.5. Вредности на напрегањата по von Misess за коси сили во сектор на имплант 16 кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1



Слика **5.2.2.5.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 16 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

На неоптоварената страна во средниот имплант 16, добивме вредности на максималните напрегања по v.Mises од 9.4624е-07 до 1.23Мра, во кортикалната

коска 0.0285 до 2.06Мра, а спонгиозната во коска вредности од 0.0127 to 0.138Мра. Највисоки се вредностите на напрегањата во кортикалната коска.

Максималните напрегања по v.Mises се локализирани во цервикалната третина на имплантот, а во кортикалната коска и спонгиозната коса се локализирана во вестибулатното коскено ткиво во ниво на врвот на имплантот.

### 5.2.2.6. Вредности на напрегањата по von Misess за коси сили во сектор на имплант 26 кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1



Слика **5.2.2.6.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 26 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во предниот имплант 26 на неоптоварената страна добивме вредности на максималните напрегања по v.Mises од 1.0882е-08 до 1.23Мра, во кортикалната

коска од 0.0517 до 2.13Мра, а во спонгиозната коска вредности од 0.0204 до 0.226Мра. И во зоната на имплант 26 на неоптоварената страна добивме највисоки вредности на напрегањата во кортикалната коска, а најмали кај спонгиозната коска.

Максималните напрегања по v.Mises на имплантот се локализирани во цервикалниот дел, кај спонгиозната во апикалниот дел, а кај кортикалната коска во ниво на цервикалниот дел но во вестибуларениот дел на алвеоларната коска.

#### 5.2.2.7. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1

Табела <b>5.2.2.7.1.</b> Вредност	и на напрегањата по	o von Mises за коси	и сили кај All-on-6
со сооднос С/І 1:1			

Вредност МРа	имплант		спонгиозн коска	ната	кортикална коска	
	min	max	min	max	min	max
5 имплант	0.223	15.7	0.0254	0.432	0.0335	9.32
15 имплант	0.187	36.5	0.0152	0.660	0.089	15.2
25 имплант	0.187	34.8	0.0290	0.638	0.0367	12.3
6 имплант	0.0102 to	2.07	0.0217	0.124	0.0321	1.14
16 имплант	9.4624e-07	1.23	0.0127	0.138	0.0285	2.06
26 имплант	1.0882e-08	1.23	0.0204	0.226	0.0517	2.13

Резултатите покажуваат дека повисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress кај имплантите, во спонгиозната и кортикалната коска околу нив, има на страната на оптоварувањето. Највисоки вредности имаат напрегањата во зоната на средниот (навалениот) имплант 15.

На страната која не е оптоварена највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има во дисталниот имплант 6. Во кортикалната коска во зоната на средниот имплант 16 и предниот имплант 26, има блиски вредности на напрегањата.

На имплантот – Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има на страната на оптоварувањето, кои се најизразени кај средниот

(навалениот) имплант 15, од 36.5 MPa и кај предниот 25, од 34.8MPa. Кај дисталниот имплант 5 на истата страна има повеќе двојно помали вредности на напрегањата, 15.7MPa.

Кај имплантите на спротивната страна од оптоварената, добиените вредности на максималните напрегања по v.Mises stress се најголеми кај дисталниот имплант 6, од 2.07MPa, а кај средниот (навалениот) имплант 16 и кај предниот имплант 26, максималните напрегања по v.Mises stress се идентични, 1.23MPa.

**Во спонгиозната коска** – на страната на оптоварување највисоки вредности на v.Mises stress и приближно идентични има околу средниот (навалениот) имплант 15 и на предниот имплант 25, кои се 0.66MPa и 0.638MPa. Кај дисталниот имплант 5 на истата страна максималните напрегања по v.Mises stress се помали за една третина, 0.432MPa.

На страната која не е оптоварена највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress од 0,226MPa има кај предниот имплант 26. На средниот ( навалениот) имплант 16 и дисталниот имплант 26, максималните вредности на v.Mises stress се блиски 0.138 и 0.124MPa.

**Во кортикална коска** - вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се поголеми на страната на оптоварувањето. Најголема вредност, од 15.2MPa имa кај средниот (навалениот) имплант 15, потоа кај предниот 25 со вредност од 12.3MPa, а најмала 9.32MPa има кај дисталниот имплант 5.

На спротивната страна од оптоварувањето приближно блиски вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има околу средниот (навалениот) имплант 16 и предниот имплант 26 (2.06 и 2.13MPa), а за приближно половина помали вредности од 1.14MPa има околу дисталниот имплант 6.

#### **5.2.3.** Споредување на вредностите на напрегањата по v.Mises за вертикални и коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1

Табела **5.2.3.1.** Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај Allon-6 со сооднос C/I **1:**1

Вредност МРа	имплант		спонгиозната коска		кортикална коска	
	min	max	min	max	min	max
5 имплант	0.409	3.90	0.0926	0.395	0.177	2.91
15 имплант	0.787	21.9	0.0222	0.712	0.0411	7.57
25 имплант	0.283	31.1	0.0254	0.757	0.0073	6.85
6 имплант	0.0022	1.52	0.0345	0.408	0.0698	2.81
16 имплант	1.3680e-06	1.49	0.0146	0.199	0.0150	1.47
26 имплант	2.3305e-08	1.13	0.0275	0.179	0.0132	1.30

Табела 5.2.3.2. Вредности на напрегањата по von Misess за коси сили кај All-on-6 со сооднос С/I 1:1

Вредност МРа	Имплант		спонгиозната коска		кортикална коска	
	min	max	min	max	min	max
5 имплант	0.223	15.7	0.0254	0.432	0.0335	9.32
15 имплант	0.187	36.5	0.0152	0.660	0.089	15.2
25 имплант	0.187	34.8	0.0290	0.638	0.0367	12.3
6 имплант	0.0102 to	2.07	0.0217	0.124	0.0321	1.14
16 имплант	9.4624e-07	1.23	0.0127	0.138	0.0285	2.06
26 имплант	1.0882e-08	1.23	0.0204	0.226	0.0517	2.13

Повисоки вредности на напрегањата по von Mises за вертикалните и косите сили има кај имплантите, спонгиозната коска и кортикалната коска на страната на оптоварувањето.

**Кај имплантите** - Вредностите на максималните напредања по von Mises за коси сили се повисоки од вредностите за вертикални сили кај сите импланти на страната на оптоварувањето, за имплантот 5 (3.90 и 15.7MPa), за имплантот 15 (21.9 и 36.5MPa) и за имплантот 25 (31.1 и 34.8MPa). Најголеми се разликите кај дисталниот имплант 5 (3.90/15.7 MPa), а најмали кај предниот имплант 25 (31.1/34.8 MPa). Најголеми вредностите на максималните напредања по von Mises за вертикални сили има кај предниот имплант 25 (31.1MPa), а за коси сили кај средниот(навалениот) имплант 15 (36.5MPa).

На спротивната страна вредностите на максималните напредања по von Misess за вертикални и коси сили се од 1.13 до 2.07MPa.

Спонгиозната коска – максималните напрегањата по von Mises за верикални и коси сили кај сите импланти и периимплантно коскено ткиво на страната на оптоварувањето, се многу блиски, 0,395, 0.712 и 0,757 MPa за вертикаални сили и 0,432, 0,660 и 0,638 за коси сили.

На спротивната страна вредностите се мали во опсег од 0.124 до 0.408МРа.

**Кортикална коска** – И кај кортикалната коска на страната на оптоварување на вредностите на максималните напредања по von Mises се поголеми за коси сили кај сите импланти. Разликите се проближно една третина кај дисталните имплант 5 и проблино една половина кај средните импланти 15 и предните импланти 25.

На спротивната страна во кортикалната коска, кај дисталниот имплант 6 има поголеми вредности на максималните напрегања по von Mises за вертикални сили, а кај средниот и предниот имплант напрегањата се поголеми за коси сили.

# 5.3. Вредности по von Mises за вертикални и коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.25:1

# **5.3.1.** Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,25:1



Слика 5.3.1.1.Сектор на истражување: а)импланти, б) импланти и коскено ткиво в)оптоварување



#### 5.3.1.1. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 5 кај All-on-6 со сооднос C/I 1.25:1

Слика **5.3.1.1.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 5 (имплант, спонгиозна и кортикална коска)

На страната на оптоварување, во зоната на дисталниот имплант 5, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress, од 0.451 до 3.84MPa, има кај имплантот. Во кортикалната коска 0.181 до 2.69MPa а најмали во спонгиозната коска 0.0914 до 0.0074MPa.

Кај имплантот највисоката вредност на напрегања по v.Mises е во цервикален дел на имплаантот, во спонгиозната коска се во ниво на апикалниот дел на имплантот а во кортикалната коска се во цервикалниот дел.

#### 日本市市市長の日本市長市内市市市 市内市市市長市市市市市市市市市市 -28.00 -30.00 M 1 : 237 M 1:130 M 1 : 223 Sector of system Group 15 Sector of system Group 211 Sector of system Volume Elements X \* 0.502 X \* 0.502 X \* 0.502 v.Mises stress in Node Group 212 213 v.Mises stress in Node Y \* 0.906 Loadcase 1 sum\_PZ=-100.0 Y \* 0.906 Y \* 0.906 Loadcase 1 sum\_PZ=-100.0 v.Mises stress in Node, Loadcase 1 N., from 0.875 to 22.5 Z \* 0.962 N . , from 0.0223 to 0.715 Z \* 0.962 sum\_PZ=-100.0N . , from 0.0409 to Z \* 0.962 step 0.541MPa Step 0.0173 MPa 7.42 step 0.184 MPa

#### 5.3.1.2. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 15 кај All-on-6 со сооднос C/I 1,25:1

Слика **5.3.1.2.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 15 (имплант,спонгиозна и кортикална коска

Во зоната на средниот имплант 15, на страната на оптоварување, највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises има кај имплантот, од 0.875 до 22.5Mpa. Вредностите на v.Mises stress во спонгиозната коска се од 0.0223 до 0.715Mpa, а во кортикалната коска од 0.0409MPa до 7.42MPa.

Кај имплантот највисоката вредност на напрегања по v.Mises е во средниот дел на супраструктурата, во спонгиозната коска се во ниво на апикалниот дел на имплантот, а во кортикалната коска се во цервикалниот дел.





Слика **5.3.1.3.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 25 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на предниот имплант 25 на страната на оптоварување, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises има во имплантот од 0.287 до 29.1 MPa, во спонгиозната коска напрегањата се од 0.0238 до 0.735Mpa, а во кортикалната коска се од 0.0057 до 5.84MPa.

Највисока вредност на максималните напрегања по v.Mises се локализирани кај имплантот во средниот дел на супраструктурата. Во спонгиозната коска се во ниво на средината на имплантот, а во кортикалната коска се во цервикалниот дел.

#### 5.3.1.4. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 6 кај M-All-on-6 со сооднос C/I 1,25:1



Слика **5.3.1.4.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 6 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дисталниот имплан 6 на неоптоварената страна, највисоките вредностите на максималните напрегања по v.Mises има во кортикалната коска, од 0.0697 до 2.84MPa, потоа во имплантот, од 0.0028MPa до 1.55Mpa, а најмали се во спонгиозната коска, од 0.0344MPa и 0.417MPa.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises stress кај имплантот се во цервикалниот дел, а кај спонгиозната и кортикалната коска највисоки вредности има во долниот дел на виличната коска.

### 5.3.1.5. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 16 кај All-on-6 со сооднос C/I 1,25:1



Слика **5.3.1.5.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 16 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зона на средниот имплант 16 на неоптоварената страна, добивме приближно еднакви вредности на максималните напрегања по v.Mises stress, од 1.9760е-08 до 1.59MPa кај имплантот 16 и од 0.0187 до 1.49MPa во кортикалната коска. Во спонгиозната коска вредностите се помали, од 0.0172 до 0.198MPa.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises stress кај имплантот и кортикалната коска се во цервикалниот дел, кај спонгиозната коска во ниво на апикалниот дел на имплантот, а кај кортикалната коска се во ниво на цервикалниот дел на имплантот, но во вестибуларниот дел на алвеоларнаата коска.

#### 5.3.1.6. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 26 кај All-on-6 со сооднос C/I 1,25:1



Слика **5.3.1.6.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 26 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises stress кај предниот имплант 26, на страната на која нема оптоварување, се приближно еднакви кај имплантот и кортикалната коска, 98.7848е-10 до 1.14MPa и од 0.0118 до 1.31 MPa. Во спонгиозната коска напрегањата имаат најниски вредности, од 0.0259 до 0.181MPa.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises stress се во цервикалната третина на имплантот и кортикалната коска, а кај спонгиозната во ниво на апикалниот дел на имплантот.

#### 5.3.1.7.Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,25:1

ВредностМРа	имплант		спонги коска	озната	кортика коска	лна
	min	max	min	max	min	max
5 имплант	0.451	3.84	0.0914	0.389	0.181	2.69
15 имплант	0.875	22.5	0.0223	0.715	0.0409	7.42
25 имплант	0.287	29.1	0.0238	0.735	0.0057	5.84
6 имплант	0.0028	1.55	0.0344	0.417	0.0697	2.84
16 имплант	1.9760e- 08	1.59	0.0172	0.198	0.0187	1.49
26 имплант	8.7848e- 10	1.14	0.0259	0.181	0.0118	1.31

Табела 5.3.1.7.1. Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,25:1

Резултатите покажуваат дека повисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има на страната на оптоварувањето. Тие се најголеми кај имплантите 15 и 25 и во кортикалната коска, а најмали се во спонгиозната коска.

На страната која не е оптоварена највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress за вертикаални сили има во кортикалната коска околу дисталниот имплант 6. Вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress кај другите импланти и околната кортикална коска се приближно еднакви. Најмали напрегања има во спонгозната коска.

**На имплантите** – Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има на страната на оптоварувањето кај предниот 25, 29.1MPa) и средниот имплант 15, 22.5MPa. Разликата е приближно 10MPa. Кај дисталниот имплант 5 на истата страна, максималните напрегања имаат вредност од 3.84MPa, што е приближно за шест пати помала од онаа кај средниот имплант и приближно седум и пол пати помала од вредноста кај предниот имплант 25. Кај имплантите на спротивната страна од оптоварената, максималните напрегања по v.Mises stress се со блиски вредности кај дисталниот 6 и средниот имплант 16, 1.55 и 1.59MPa, а помали се кај предниот имплант 26, 1.14MPa.

**Во спонгиозната коска** – на страната на оптоварување највисоки вредности на v.Mises stress има кај предниот имплант 25, од 0.0228 до 0.735МРа и средниот имплант 15, од 0.0223 до 0.715МРа. Кај дисталниот имплант 5 на истата страна, вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се многу помали, од 0.0914 до 0.389МРа.

На страната која не е оптоварена највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress во спонгозната коска од има околу дисталниот имплант 6 од 0.0344 до 0.417MPa. Околу средниот имплант 16 и предниот имлант 26 има приближни вредности на напрегањата од 0.0172 до 0.198MPa кај средниот имплант 16 и од 0.00259 до 0.181MPa, кај предниот имплант 26.

**Во кортикална коска** - вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се поголеми на страната на оптоварувањето за околу два до три MPa. Најголема вредност, од 0.0409 до 7.42MPa, има кај средниот имплант 15, а помали се вредностите во предниот имплант 25, од 0.0057 до 5.84MPa. Кај дисталниот имплант 6 напрегањата се со најмали вредности, од 0.181 до 2.69MPa.

На спротивната страна од оптоварувањето највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има околу дисталниот имплант 6, од 0.0697 до 2.84MPa. Кај средниот имплант 16 и предниот имплант 26 има блиски вредности на максималните напрегања по v.Mises stress, од 0.0187 до 1.49 и 0.0118 до 1.31MPa кај предниот имплант 26.

5.3.2.Вредности на напрегањата по von Misess за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.25:1



Слика 5.3.2.1. Сектор на истражување: а)импланти, б) импланти и коскено ткиво в)оптоварување

#### **5.3.2.1**. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 5 кај All-on-6 со сооднос C/I 1,25:1



Слика **5.3.2.1.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 5 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Step 0.232 MPa

Во зоната на дисталниот имплант 5 на страната на оптоварување, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises има кај имплантот, од 0.223 до

15.7 MPa, потоа во кортикалната коска, од 0.0335 до 9.32Мра, а во спонгиозната коска се најмали, од 0.0254 до 0.432MPa.

Највисоките вредности се локализирани во ниво на врвот на имплантот, а во спонгиозната и кортикалната коска во цервикалниот дел.

### 5.3.2.2. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили во сектор на имплант 15 кај All-on-6 со сооднос C/I 1,25:1



Слика **5.3.2.2.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 15 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на средниот имплант 15, на страната на оптоварување највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises има кај имплантот, од 0.187 до 36.5Мра. Вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress во кортикалната коска се повисоки, од 0.0890 до 15.2Мра, од вредностите во спонгиозната коска, кои се од 0.0152 до 0.660МРа. Највисоките вредности се локализирани во цервикалната третина на супраструктурата над имплантот и во цервикалиот дел на спонгиозната и кортикалната коска.



5.3.2.3. Вредности на напрегањата по von Mises за коси во сектор на имплант 25 кај All-on-6 со сооднос C/I 1,25:1

Слика **5.3.2.3.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 25 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на предниот имплант 25 на страната на оптоварување, вредностите намаксималните напрегања по v.Mises се највисоки во имплантот 25 од 0.187 до 34.8MPa каај имплантот, потоа во кортикалната коска од 0.0367 до 12.3MPa a наниски во спонгиозната коска од 0.0290 до 0.638MPa.

Највисоки вредности на максималните напрегања nov.Mises се локализирани во близина на цервикалниот дел на супраструктурата, над

имплантот, а кај спонгиозната и кортикалната коска се локализирани во цервикалниот дел.



5.3.2.4. Вредности на напрегањата по von Misess за коси сили во сектор на имплант 6 кај M-All-on-6 со сооднос C/I 1.25:1

Слика **5.3.2.4.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 6 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дисталниот имплан 6, на неоптоварената страна, највисоки вредностите на максималните напрегања по v.Mises има кај имплантот од 0.0102 до 2.07MPa). Во кортикалната коска вредностите се од 0.0321 до 1.14MPa а многу помали се во спонгиознатакоскаод 0.0217 до 0.124MPa

Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises се кај имплантот, локализирани во средниот дел на супраструктурата. Во спонгиозната коска се локализирани во ниво на апикалниот дел на имплантот, а во кортикалната коска во цервикалниот дел.





Слика **5.3.2.5.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 16 (имплант, спонгиозна и кортикална коска)

Во зона средниот имплант 16 на неоптоварената страна вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се највисоки во кортикалната коска, од 0.0285 до 2.06MPa, потоа во имплантот, од 9.4624е-07 до 1.23Mpa, а најниски во спонгиозната коска, од 0.0217 до 0.138MPa.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во цервикалната третина, а кај спонгиозната и кортикалната коска се во вестибуларниот дел на коскеното ткиво, во ниво на апикалниот дел на имплантот.

### 5.3.2.6. Вредности на напрегањата по von Misess за коси сили во сектор на имплант 26 кај All-on-6 со сооднос C/I 1.25:1



Слика **5.3.2.6.1.** Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 26 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната предниот имплант 26 на неоптоварената страна добивме највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises, од 0.0511 до 2.24MPa во кортикалната коска, вредности од 1.1842е-09 до 1.26MPa во имплантот и 0.022 до 0.235MPa во спонгиозната коска.
Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во цервикалната третина, кај спонгиозната коска во ниво на апикалниот дел на имплантот, додека кај кортикалната во вестибуларниот дел на коскеното ткиво во ниво на цервикалниот дел на имплантот.

#### 5.3.2.7. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.25:1

Вредност МРа	имплант		спонгиозната коска		кортикална коска	
	min	max	min	max	min	max
5 имплант	0.223	15.7	0.0254	0.432	0.0335	9.32
15 имплант	0.187	36,5	0.0152	0.660	0.0890	15.2
25 имплант	0.187	34.8	0.0290	0.638	0.0367	12.3
6 имплант	0.0102	2.07	0.0217	0,124	0.0321	1.14
16 имплант	9.4624e-07	1.23	0.0127	0.138	0.0285	2.06
26 имплант	1.1842e-09	1.26	0.0220	0.235	0.0511	2.24

Табела **5.3.2.7.1.** Вредности на напрегањата по von Misess за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,25:1

Резултатите покажуваат дека повисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има на страната на оптоварувањето. Тоа се забележува кај имплантите, во спонгиозната и кортикалната коска околу нив.

На страната која не е оптоварена, кај имплантите највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има во кортикалната коска. Максималните вредности на напрегањата по v.Mises stress кај имплантите и кортикалната коска се блиски кај средниот (навалениот) имплант 16 и кај предниот имплант 26.

На имплантите – Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има на страната на оптоварувањето кај средниот имплант 15 со вредности од 43.0MPa и кај предниот имплант 25 со вредности од 36.1MPa.

Дисталниот имплант 5 на истата страна има за повеќе од половина помали вредности од 18.6MPa

Кај имплантите на спротивната страна од оптоварената добиените вредности на максималните напрегања по v.Mises stress се најголеми кај дисталниот имплант 6, од 2.07MPa. Кај средниот (навалениот) имплант 16 и кај предниот 26 има блиски вредности на напрегањата, од 1.23MPa и 1.26MPa.

**Во спонгиозната коска** – на страната на оптоварување највисоки, но блиски вредности на v.Mises stress има кај средниот ( навалениот) имплант 15 и кај предниот имплант 25, 0.660 и 0.638 MPa, а на дисталниот имплант 5, на истата страна, максималните напрегања по v.Mises stress се за околу една третина помали, 0.432MPa.

На страната која не е оптоварена највисоки вредности максималните напрегања по v.Mises stress од 0.235MPa има околу предниот имплант 26. Околу средниот (навалениот) имплант 16 и дисталниот имплант 6 има приближно двојно помали, но меѓусебно блиски вредности од 0.124 и 0.138MPa

**Во кортикална коска** - вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се поголеми на страната на оптоварувањето. Најголема вредност од 15.2MPa имa кај средниот (навалениот) имплант 15, потоа кај предниот 25 со вредност од 12.3MPa, а најмала 9.32MPa има кај дисталниот имплант 5.

На спротивната страна од оптоварувањето приближно блиски вредности на максималните напрегања по v.Mises stress, од 2.06MPa и 2.24MPa, има околу средниот (навалениот) имплант 16 и предниот имплант 26, а најмали вредности од 1.14MPa има околу дисталниот имплант 6.

### 5.3.3. Споредување на вредностите на напрегањата по v.Mises stress за вертикални и коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,25:1

Табела 5.3.1.7.1. Вредности на напрегањата по von Misess за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,25:1

Fix in the second	Вредност	Имплант	спонгиозната	кортикална
---	----------	---------	--------------	------------

MPa			коска		коска	
	min	max	min	max	min	max
5 имплант	0.451	3.84	0.0914	0.389	0.181	2.69
15 имплант	0.875	22.5	0.0223	0.715	0.0409	7.42
25 имплант	0.287	29.1	0.0238	0.735	0.0057	5.84
6 имплант	0.0028	1.55	0.0344	0.417	0.0697	2.84
16 имплант	1.9760e-08	1.59	0.0172	0.198	0.0187	1.49
26 имплант	8.7848e-10	1.14	0.0259	0.181	0.0118	1.31

Табела 5.3.2.7.1. Вредности на напрегањата по von Misess за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,25:1

ВредностМРа	Имплант		спонгиозната		кортикална коска	
			коска			
	min	max	min	max	min	max
5 имплант	0.223	15.7	0.0254	0.432	0.0335	9.32
15 имплант	0.187	36,5	0.0152	0.660	0.0890	15.2
25 имплант	0.187	34.8	0.0290	0.638	0.0367	12.3
6 имплант	0.0102	2.07	0.0217	0,124	0.0321	1.14
16 имплант	9.4624e-07	1.23	0.0127	0.138	0.0285	2.06
26 имплант	1.1842e-09	1.26	0.0220	0.235	0.0511	2.24

На страната на оптоварувањето, повисоки вредности на напрегањата по von Misess кај имплантите и кортикалната коска има за коси сили, додека кај спонгиозната коска малку повисоки се за вертикааални сили.

На спротивнаата страна, напрегањата кај кортикалната и спонгиозната коска се повисоки за коси сили, а кај имплантите за вертикални сили освен кај дисталниот имплант 6.

**Кај имплантите** - Вредностите на напрегањата по von Mises за коси сили се повисоки од вредностите за вертикални сили кај сите импланти на страната на оптоварувањето. Кај дисталниот имплант 5, повеќе од четирипати поголеми за коси сили (3,84 и 15,7MPa). Кај навалениот имплант 15 вредностите се 22,5MPa за вертикални сили и 36,5 за коси сили, додека кај предниот имплант 25, вредностите се 29,1MPa за вертикални и 34,8MPa за коси сили.

На спротивната страна максималните вредности на напрегањата по von Mises во кај имплантите се со мали разлики, кај спонгиозната коска се повисоки за коси сили само кај предниот имплант 26, а во кортикалната коска кај навалениот имплант 16. И кај предниот имплант 26 напрегањата имаат поголеми вредности за коси сили.

Спонгиозната коска - На страната на оптоварување на максималните напрегања по von Mises се приближно идентични околу сите импланти.

На спротивната страна од оптоварувањето, вредностите на напрегањата по von Mises се многу помали и за вертикални и за коси сили. Единствено кај предниот имплант 26 има поголеми вредности на напрегањата за коси сили.

**Кортикална коска** – На страната на оптоварување, кај кортикалната коска, вредностите на максималните напрегања по von Mises, се поголеми за коси сили кај сите импланти. Кај дисталните импланти 5, разликата е поголема за трипати, 2.69 MPa за вртикални и 9.32MPa за коси сили. Околу средниот имплант 15, вредностите на напрегања по von Mises за коси сили се околу 2,5 пати поголеми од оние кај вертикалните сили, 7.42MPa за вертикални и 15.2MPa за коси сили, додека кај предниот имплант 25, вредностите за коси сили се околу двојно поголеми (12,3MPa) од тие за вертикални(5,84MPa).

На спротивната страна во зоната на сите импланти, вредностите на максималните напрегања по von Mises во кортикалната коска за коси сили се поголеми во однос на вредностите на верикалните сили кај средниот имплант 16 (1.49 и 2.06MPa) и предниот имплант 26 (1.31 и 2.24MPa). Единствено кај дисталниот имплант 6, вредностите на максималните напрегања се повеќе од двојно помали за коси сили во однос на вредностите за вертикални сили (1.14MPa и 2,84MPa).

# 5.4. Вредности по von Mises за вертикални и коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.5/1

5.3.1. Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,5:1



Слика 5.3.1.1.Сектор на истражување: а)импланти, б) импланти и коскено ткиво в)оптоварување

## 5.3.1.1. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 5 за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,5:1



Sector of system Group 5	M 1 : 161	Sector of system Group 311	M 1 : 200	Sector of system Volume	M 1 : 230
v.Mises stress in Node, Loadcase 1		v.Mises stress in Node, Loadcase		Elements Group 312 313	
sum_PZ=-100.0		1 sum_PZ=-100.0		v.Mises stress in Node,	
N., from 0.444 to 3.74		N., from 0.0917 to 0.361		Loadcase 1 sum_PZ=-	
Step0.0823 MPa		Step0.0067 MPa		100.0	
*				N., from 0.182 to 2.68	
				Step0.0626 MPa	

Слика 5.3.1.1.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 5 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дисталниот имплант 5 на страната на оптоварување, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises има кај имплантот од 0.444MPa

до 3.74MPa, во спонгиозната коска од 0.0917 до 0.361MPa и во кортикалната коска од 2.68 до 2.68MPa.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во средниот дел на супраструктурата, кај спонгиозната коска во лингвалниот дел на виличната коска во ниво на апексот на имплантот, а во кортикалната коска максималните напрегања се во цервикалниот дел.





Слика 5.3.1.2.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 15 (имплант, спонгиозна и кортикална коска

Во зоната на средниот имплант 15, на страната на оптоварување, највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises има кај имплантот, од 0.802Мра до 23.7Мра. Вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress во спонгиозната коска се пониски, 0.0223MPa до 0.716Mpa, од вредностите во кортикалната коска, 0.0317MPa до 10.1MPa.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises stress кај имплантот се на оклузалниот дел, кај спонгиозната коска во ниво на врвот на имплантот, а во кортикалната коска се во цервикалниот дел.



5.3.1.3. Вредности на напрегањата по von Misess во сектор на имплант 25 при вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,5:1

Sector of system Group 25 v.Mises stress in Node , Loadcase 1 sum_PZ=- 100.0 N . , from 0.286 to 27.8 step 0.689MPa	M 1 : 172 X * 0.842 Y * 0.651 Z * 0.931	Sector of system Group 111 v.Mises stress in Node , Loadcase 1 sum_PZ=- 100.0 N . , from 0.0242 to 0.717 Step0.0173 MPa	M 1 : 208 X * 0.842 Y * 0.651 Z * 0.931	Sector of system Volume Elements Group 112 113 v.Mises stress in Node , Loadcase 1 sum_PZ=-100.0 MN ., from 0.0060 to 5.27 Step0.132 MPa	M 1 : 238 X * 0.842 Y * 0.651 Z * 0.931
---	--	---	--	---	--

Слика 5.3.1.3.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 25 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на предниот имплант 25, на страната на оптоварување, вредностите на напрегањата се највисоки во имплантот, од 0.286 до 27.8 МРа,

потоа во кортикалната коска, од 0.0060 до 5.27MPa, а најниски во спонгиозната коска, од 0.0242 до 0.717MPa.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во средниот дел на супраструктурата, кај спонгиозната во ниво на средниот дел на имплантот, а кај кортикалната коска во цервикалниот дел.

## 5.3.1.4. Вредности на напрегањата по von Misess во сектор на имплант 6 при вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,5:1





Слика 5.3.1.4.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 6 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дисталниот имплант 6, на неоптоварената страна, највисоки вредностите на максималните напрегања по v.Mises се кај имплантот, од 0.0035 до

1.57MP, во спонгиозната коска, од 0.0341 до 0.413 Мра, додека во кортикалната коска вредностите сее од 0.0798 до 2.81MPa.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises stress кај имплантот се во средниот дел на имплантот, кај спонгиозната и кортикалната коска највисоки вредности има во долниот дел на виличната коска.





Sector of system Group 16	M 1 : 155	Sector of system Group 214	M 1 : 189	Sector of system Group 215	M 1 : 240
v.Mises stress in Node , Loadcase 1	X * 0.842	v.Mises stress in Node , Loadcase 1	X * 0.985	v.Mises stress in Node , Loadcase	X * 0.999
sum_PZ=-100.0	Y * 0.651	sum_PZ=-100.0	Y * 0.405	1 sum_PZ=-100.0	Y * 0.366
N., from 8.0050e-10 to 1.49	Z * 0.931	N., from 0.0173 to 0.198	Z * 0.930	N., from 0.0212 to 1.47	Z * 0.931
Step0.0374 MPa		Step0.0045 MPa		step0.0361 MPa	

Слика 5.3.1.5.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 16 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на средниот имплант 16, на страната која не е оптоварена, има блиски вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот, од 8.0050е-10 до 1.49MPa и кај кортикалната коска, од 0.0212 до 1.47Mpa, а во спонгиозната коска има вредности од 0.0173 до 0.198MPa.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот има во цервикалната третина, во кортикалната коска се во цервикалниот дел, додека кај спонгиозната највисоките вредности се во ниво на апикалната третина на имплантот, но во вестубуларниот дел на алвеоларната коска.

И овие вредности не ги надминуваат средните референтни вредности за имплантот, спонгиозната коска и кортикалната коска.





Sector of system Group 26 M   v.Mises stress in Node , Loadcase 1 X   sum_PZ=-100.0 Y   N . , from 2.5002e-11 to 1.15 step Z   0.0287 MPa Z	M 1 : 169 X * 0.259 Y * 0.976 Z * 0.990	Sector of system Group 114 v.Mises stress in Node , Loadcase 1 sum_PZ=-100.0 N . , from 0.0269 to 0.178 step 0.0038 MPa	M 1 : 174 X * 0.816 Y * 0.650 Z * 0.954	Sector of system Group 115 v.Mises stress in Node , Loadcase 1 sum_PZ=-100.0 N . , from 0.0145 to 1.32 step 0.0327 MPa	M 1 : 236 X * 0.917 Y * 0.460 Z * 0.974
---	--	---	--	--	--

Слика5.3.1.6.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 26 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на предниот имплант 26, на неоптоварената страна, кај имплантот добивме вредности од 2.5002е-11до 1.15МРа, во спонгиозната коска од 0.0269 до 0.178Мра, а во кортикалната коска вредности од 0.0145 до 1.32МРа. Вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се блиски кај имплантот (1,15MPa) и кортикалната коска (1,32MPa), а помали кај спонгиозната коска (0,178 Mpa).

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises stress кај имплантот се во цервикалната третина, кај спонгиозната во ниво на апикалниот дел на имплантот, а во кортикалната коска во цервикалниот дел.

И овие вредности не ги надминуваат средните референтни вредности за имплантот, спонгиозната коска и кортикалната коска.

#### 5.3.1.7.Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,5 :1

Табела 5.3.1.7.1. Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,5:1

Вредност МРа	Имплант		спонгиозната коска		кортикална коска	
	min	max	min	max	min	max
5 имплант	0.444	3.74	0.0917	0.361	0.182	2.68
15 имплант	0.802	23.7	0.0223	0.716	0.0317	10.1
25 имплант	0.286	27.8	0.0242	0.717	0.0060	5.27
6 имплант	0.0035	1.57	0.0341	0.413	0.0798	2.81
16 имплант	8.0050e-10	1.49	0.0173	0.198	0.0212	1.47
26 имплант	2.5002e-11	1.15	0.0269	0.178	0.0145	1.32

Резултатите покажуваат дека повисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има на страната на оптоварувањето. Тие се најизразени кај предниот имплант 25 и навалениот имплант 15. Во кортикалната коска највисоки вредности на напрегања има кај средниот имплант 15. Во спонгиозната коска, вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се мали околу сите импланти.

**На имплантите** – Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress, за верикални сили има на страната на оптоварувањето кај предниот 15 и кај

средниот (навалениот) имплант 25, со разлика околи 10MPa (27.8MPa и 3.74MPa). Дисталниот имплант 5 на истата страна има вредност на напрегање од 3.74MPa, што е за околу шест до седум пати помала од вредноста во споредба со вредностите на предниот имплант 25 и средниот 15. На страната на оптоварувањето вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се зголемуваат од дистално кон мезијално.

Кај имплантите на спротивната страна од оптоварената, добиени се блиски вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантите. Највисока вредност на максимални напрегање има кај дисталниот имплант 6, 1.57MPa, кај средниот (навалениот) имплант 16 има вредност од 1.49MPa, додека кај предниот 26 вредност од 1.15MPa. И на страната на која нема оптоварување вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се зголемуваат од дистално спрема мезијално.

**Во спонгиозната коска** – на страната на оптоварување, приближно идентични вредности на најголемите вредности на максимални напрегања има кај предниот имплант 25 од 0.717MPa и кај средниот ( навалениот) имплант 15 од 0.716MPa. Кај дисталниот имплант 5, на истата страна, вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се приближно за половина помали, 0.361MPa.

На страната која не е оптоварена, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress, од 0,413MPa има околу дисталниот имплант 6, а околу средниот имплант 16 и предниот имлант 26 има приближни вредности на напрегања од 0.198 и 0.178MPa.

Вредностите на напрегањата по v.Mises stress во спонгиозната коска се намалуваат од дистално према мезијално на двете страни.

**Во кортикална коска** - вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се поголеми на страната на оптоварувањето. Најголема вредност од 10.1МРа има кај средниот (навалениот ) имплант 15, двојно помали вредности од 5.27МРа има кај предниот имплант 25, а кај дисталниот имплант 6 се намалени уште за приближно една половина, 2.68МРа.

На спротивната страна од оптоварувањето највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises има кај дисталниот имплант 6, 2.81MPa. Кај средниот (навалениот ) имплант 15 и кај предниот 25, највисоките вредности по v.Mises се блиски, 1.47MPa и 1.32MPa.

Вредностите на напрегањата по v.Mises stress во кортикалната коска на страната која не е оптоварена се намалуваат према мезијално.

# 5.3.2.Вредности на напрегањата по von Misess за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.5:1



Слика 5.3.2.1.Сектор на истражување: а)импланти, б) импланти и коскено ткиво в)оптоварување

5.3.2.1. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 5 при коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,5:1



Sector of system Group 5 v.Mises stress in Node, Loadcase 2	M 1 : 161	Sector of system Group 311 v.Mises stress in Node , Loadcase 2	M 1 : 200	Sector of system Volume M 1 : 230 Elements Group 312 313
sum_PX= -23.4		sum_PX= -23.4		v.Mises stress in Node, Loadcase
N . , from 0.223 to 22.5 step 0.556 MPa		N . , from 0.0308 to 0.595 Step 0.0141 MPa		$2 \text{ sum}_{PX} = -23.4$ N . , from 0.0287 to 11.6
				Step 0.290 MPa

Слика 5.3.2.1.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 5 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дисталниот имплант 5 на страната на оптоварување, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises има кај имплантот,од 0.223 до 22.5MPa, потоа во кортикалната коска за околу половина помали,од 0.0287 до 11.6Mpa, а во спонгиозната коска се најмали, од 0.0308 до0.0141MPa.

Највиските вредности максималните напрегања по v.Mises се локализирани во цервикалниот дел на имплантот, спонгиозната и кортикалната коска.

Добиените вредности не ги надминуваат срдните референтни вредности на Yield stres на имплантот (<u>Titanium alloy</u> (6% Al, 4% V 830 MPa),спонгиозната (32,4MPa) <sup>оо</sup> и кортикалната коска (115 MPa)<sup>оо</sup>.

5.3.2.2. Вредности на напрегањата по von Misess во сектор на имплант 15 при коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.5:1



Sector of system Group 15	M 1 : 127	Sector of system Group 211	1:223	Sector of system Volume	M 1 : 237
v.Mises stress in Node , Loadcase 2	X * 0.502	v.Mises stress in Node , Loadcase 2	X * 0.502	Elements Group 212 213	X * 0.502
sum_PX= -23.4	Y * 0.906	sum_PX= -23.4	Y * 0.906	v.Mises stress in Node, Loadcase	Y * 0.906
N., from 0.327 to 53.6	Z * 0.962	N., from 0.0196 to 0.980	Z * 0.962	2 sum_PX= -23.4	Z * 0.962
step 1.33MPa		step0.0240 MPa		N., from 0.103 to 26.8	
		-		step 0.668MPa	

Слика 5.3.2.2.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 15 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на средниот имплант 15, на страната на оптоварување највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises има кај имплантот, од 0.327 до 53.6Mpa. Вредностите на v.Mises stress во кортикалната коска се за околу половина помали, 0.103MPa до 26.8MPa, а вредностите спонгиозната коска се 0.0196MPa до 0.980MPa.

Највиските вредности се локализирани во близина на цервикалната третина на супраструктурата над имплантот и во цервикалниот дел во спонгиозната и кортикалната коска. Добиените вредности не ги надминуваат срдните референтни вредности на Yield stres на имплантот (<u>Titanium alloy</u> (6% Al, 4% V 830 MPa),спонгиозната (32,4MPa) оо и кортикалната коска (115 MPa) оо.





Слика 5.3.2.3. 1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 25 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дисталниот имплант 25 на страната на оптоварување, вредностите на максималните напрегања по v.Mises се највисоки во имплантот од 0.229 до 43.0MPa, потоа во кортикалната коска од 0.067 до 16.2Mpa, а најниски во спонгиозната коска од 0.0387 до 0.832MPa. Највисоките вредности се локализирани во близина на цервикалната третина на супраструктурата над имплантот и во цервикалниот дел спонгиозната и кортикалната коска.

Добиените вредности не ги надминуваат максималните средните референтни вредности на Yield stres на имплантот (<u>Titanium alloy</u> (6% Al, 4% V 830 MPa),спонгиозната (32,4MPa) <sup>оо</sup> и кортикалната коска (115 MPa) <sup>оо</sup>.





Слика5.3.2.4.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 6 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дисталниот имплан 6, на неоптоварената страна, највисоки вредностите на максималните напрегања по v.Mises има кај имплантот од 0.0212 до 3.92MPa. а во кортикалната коска се приближмо за половина помали од 0.0322 до 1.59MPa. Во спонгиозната коска вредностите се од 0.0242 до 0.149 MPa)

Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани средината на супраструктурата над имплантот, во спонгиозната коска во ниво на апикалниот дел на имплантот а во кортикалната коска во цервикалниот дел.

#### 5.3.2.5. Вредности на напрегањата по von Misess во сектор на имплант 16 при коси сили кај All-on-6 со сооднос С/I 1.5:1



Sector of system Group 16 v.Mises stress in Node , Loadcase 2 sum PX = 23.4	M 1 : 155 X * 0.842 X * 0.651	Sector of system Group 214 v.Mises stress in Node , Loadcase 2 sum PX = 23.4	M 1 : 189 X * 0.985 X * 0.405	Sector of system Group 215	M 1 : 240 X * 0.999 X * 0.366
N., from 7.2181e-10 to 1.41 step 0.0352 MPa	Z * 0.931	N., from 0.0143 to 0.159 step 0.0036 MPa	Z * 0.930	Loadcase 2 sum_PX= - 23.4	Z * 0.931
				N . , from 0.0335 to 2.30 step 0.0567 MPa	

Слика5.3.2.4.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 16 (имплант, спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на средниот имплант 16 на неоптоварената страна добивме вредности на максималните напрегања по v.Mises на имплаантот од 7.2181е-10 до 1.41MPa, во спонгиозната коска од 0.0143 до 0.159Mpa, а во кортикалната коска вредности од 0.0335 до 2.30MPa.

Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во цервикалнатаа третина, а во спонгиозната и кортикалната коска во вестибуларниот дел на коскеното ткиво, во ниво на апикалниот дел на имплантот.

И овие вредности не ги надминуваат средните референтни вредности за имплантот, спонгиозната коска и кортикалната коска.





Sector of system Group 26 v.Mises stress in Node , Loadcase 2 sum_PX= -23.4 N . , from 2.2611e-11 to 1.35 step 0.0337 MPa	M 1 : 169 X * 0.259 Y * 0.976 Z * 0.990	Sector of system Group 114 v.Mises stress in Node , Loadcase 2 sum_PX= -23.4 N . from 0.0239 to 0.253 step 0.0057 MPa	M 1 : 174 X * 0.816 Y * 0.650 Z * 0.954	Sector of system Group 115 v.Mises stress in Node , Loadcase 2 sum_PX= -23.4 N . , from 0.0564 to 2.46 step 0.0600 MPa	M 1 : 236 X * 0.917 Y * 0.460 Z * 0.974

Слика 5.3.2.5.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 26 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во предниот имплант 26 на страната без оптеретување, добивме вредности на максималните напрегања по v.Mises од 2.2611е-11 до 1.35 MPa за имплантот, во спонгиозната коска од 0.0239 до 0.253Mpa, а во кортикалната коска вредностите се највисоки, од 0.0564 до 2.46MPa.

И во зоната на имплантот 26, на неоптоварената страна, добивме највисоки вредности максималните напрегања по v.Mises во кортикалната коска од 0.0564 до 2.46 MPa, во имплантот 2.2611е-11 to 1.35 MPa, а најмали кај спонгиозната коска, од 0.0239 to 0.253MPa.

Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во цервикалниот дел на имплантот, во спонгиозната коска во ниво на апикалниот дел на имплантот, а во кортикалната коска во ниво црвикалниот дел на имплантот, но во вестибуларната алвеоларна коска.

И овие вредности не ги надминуваат средните референтни вредности за имплантот, спонгиозната коска и кортикалната коска.

### 5.3.2.7..Анализа на вредностите на напрегањата по von Misess за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.5:1

Табела 5.3.2.7.1. Вредности на напрегањата по von Misess за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.5:1

Вредност МРа	имплант		спонгиозната коска		кортикална коска	
	min	max	min	max	min	max
5 имплант	0.223	22.5	0.0308	0.595	0.0287	11.6
15 имплант	0.327	53.6	0.0196	0.980	0.103	26.8
25 имплант	0.229	43.0	0.0387	0.832	0.0671	16.2
6 имплант	0.0212	3.92	0.0242	0.149	0.0322	1.59
16 имплант	7.2181e-10	1.41	0.0143	0.159	0.0335	2.30
26 имплант	2.2611e-11	1.35	0.0239	0.253	0.0564	2.46

Резултатите покажуваат дека повисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress кај имплантите, спонгиозната коска и кортикалната коска има на страната на оптоварувањето. На страната која нема оптоварување, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има кај кортикалната коска, помали се кај имплантите, а најмали вредности има во спонгиозната коска.

**На имплантите** – Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има на страната на оптоварувањето кај средниот (навалениот) имплант 15, од 0.327 до 54.7MPa и предниот имплант 25 со вредности од 0.229 до 43.0MPa. Дисталниот имплант 5 на истата страна има приближно за половина помали вредности од 22.9MPa.

Кај имплантите на спротивната страна од оптоварувањето, добиените вредности на максималните напрегања по v.Mises stress се најголеми кај дисталниот имплант 6, од 0.0212 до 3.92Мра, а кај предниот 16 и кај средниот (навалениот) имплант 26 има помали но блиски вредности на напрегањата од 7.2181е-10 до 1.41МРа, кај предниот и 2.2611е-11 до 1.35МРа кај средниот.

**Во спонгиозната коска** – на страната на оптоварување има најмали вредности на напрегањата по v.Mises stress кај дисталниот имплант 5, а кај навалениот имплант 15 и дисталниот имплант 25 вредностите се блиски, 0,980 и 0,832MPa.

На страната на која нема оптоварување, кај дисталниот имплант 6 има вредности на максимаалните напрегања по v.Mises од 0.159MPa. Највисоки вредности има во предниот имплант 26, од 0.0239 до 0.253 MPa. На страната која не е оптоварена вредностите на напрегањатаа по v.Mises имаат тенденција на зголемување од дистално кон мезијално.

**Во кортикална коска** - вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се поголеми на страната на оптоварувањето. Најголема вредност има во кортикалната коска околу средниот имплант 15, од 0.103 до 26.8MPa. Помали се вредностите на напрегањата околу предниот имплант 25, од 0.0253 до 16.2MPa. Најмали вредности има околу дисталниот имплант 5, од 0.0287 до 11.6MPa.

На спротивната страна од оптоварувањето приближно блиски вредности на максималните напрегања по v.Mises stress, во кортикалната коска околу средниот имплант 16 се од 0.0335 до 2.30MPa, а околу предниот имплант 26, од 0.0564 до 2.46MPa. Вредностите се најмали околу дисталниот имплант 6, од 0.0322 до 1.59MPa.

## 5.3.3. Споредување на вредностите на напрегањата по v.Mises за вертикални и коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.5:1

Вредност МРа	Имплант		спонгио коска	спонгиозната коска		кортикална коска	
	min	max	min	max	min	max	
5 имплант	0.444	3.74	0.0917	0.361	0.182	2.68	
15 имплант	0.802	23.7	0.0223	0.716	0.0317	10.1	
25 имплант	0.286	27.8	0.0242	0.717	0.0060	5.27	
6 имплант	0.0035	1.57	0.0341	0.413	0.0798	2.81	
16 имплант	8.0050e- 10	1.49	0.0173	0.198	0.0212	1.47	
26 имплант	2.5002e- 11	1.15	0.0269	0.178	0.0145	1.32	

Табела 5.3.1.7.1. Вредности на напрегањата по von Misess за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,5:1

Табела 5.3.2.7.1. Вредности на напрегањата по von Misess за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,5:1

Вредност МРа	имплант		спонгиозната коска		кортикална коска	
	min	max	min	max	min	max
5 имплант	0.223	22.5	0.0308	0.595	0.0287	11.6
15 имплант	0.327	53.6	0.0196	0.980	0.103	26.8
25 имплант	0.229	43.0	0.0387	0.832	0.0671	16.2
6 имплант	0.0212	3.92	0.0242	0.149	0.0322	1.59
16 имплант	7.2181e-10	1.41	0.0143	0.159	0.0335	2.30
26 имплант	2.2611e-11	1.35	0.0239	0.253	0.0564	2.46

Повисоки вредности на напрегањата по von Misess за вертикалните и косите сили има кај имплантите, спонгиозната коска и кортикалната коска на страната на оптоварувањето. Вредностите на напрегањата по von Misess се зголемуваат према мезијално за двата вида на оптоварување на двете страни.

**Кај имплантите** - Вредностите на напрегањата по von Misess за коси сили се многу повисоки од вредностите за вертикални сили кај сите импланти на страната на оптоварувањето. Максималните вредности во имплантот 5 се од 3.74 до 22.5MPa, кај имплантот 15 се од 23.7 и 54.76MPa, а кај имплантот 25 се од 27.8 и 543.0MPa. Најголеми се разликите кај дисталниот имплант со однос приближно 1:6.

На страната на оптоварување, максималните напрегања по von Misess за вертикални и коси сили се со блиски вредности, освен кај дисталниот имплант, кај кој има двојно поголеми вредности при делуваање на коси сили.

Спонгиозната коска – На страната на оптоварување, повисоки вредности на напрегањата по von Misess има за коси сили. Најмали се вредностите на напрегањата околу дисталниот имплант, 0,361 и 0,595 MPa, додека кај навалениот имплант 16 и предниот имплант 26, разликите за вертикални и коси сили се многу мали; 0.716 и 0,980 MPa за навалениот имплант 16 и 0,717 и 0,832MPa за предниот имплант 26.

На спротивната страна од оптоварувањето, напрегањата по von Misess се поголеми за вертикални сили кај дисталниот имплант 6, а за коси сили поголеми се напрегањата во кортикалната и спонгиозната коска кај предниот имплант 26.

**Кортикална коска** – На страната на оптоварување, во кортикалната коска, вредностите на максималните напрегања по von Misess, се поголеми за коси сили околу кај сите импланти. Тие се со најголеми вредности кај средниот имплант 15, (10.1 и 26.8MPa). Разликите на напрегаањата во кортикалната коска околу сите импланти со приближен соодднос од 1:3.

На страната на која не е оптоварувањето вредностите на максималните напрегања по v Misess се со мали разлики помеѓу 0.5 и 1MPa. Кај вертикалните сили тие се зголемуваат према средниот имплант 15, околу кој има највисока вредност од 26.8 МРа. За коси сили вредностите на напрегањата се зголемуваат кон мезијално.

# 5.4. Вредности по von Mises за вертикални и коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.75:1

# 5.4.1.Вредности на напрегањата по von Mises при вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.75:1



Слика 5.4.1.1.Сектор на истражување: а)импланти, б) импланти и коскено ткиво в)оптоварување

## 5.4.1.1. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 5 при вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,75:1



Sector of system Group 5 v.Mises stress in Node , Loadcase 1 sum PZ= 100.0	M 1 : 178	Sector of system Group 311 v.Mises stress in Node , Loadcase	M 1 : 200	Sector of system Volume Elements Group 312 313	M 1 : 235
N . , from 0.436 to 3.80 Step 0.0840 MPa		N . , from 0.0924 to 0.359 Step 0.0067 MPa		Loadcase 1 sum_PZ=-100.0 N., from 0.187 to 2.58 step 0.0599 MPa	

Слика 5.4.1.1.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 5 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дисталниот имплант 5 на страната на оптоварување, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има кај имплантот од 0.436 до 3.80Мра, а најмали напрегања од 0.0924 до 0.359МРа има во спонгиозната коска. Во кортикалната коска околу имплантот напрегањата се повисоки, од 0.187Мра до 2.58Мра.

Макисмалните вредности на напрегања по v.Mises stress се локализирани во средниот дел на супраструктурата над имплантот, во спонгиозната во ниво на апикалниот дел на имплантот, а во кортикалната коска се во цервикалниот дел.

5.4.1.2. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 15 при вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.75:1



Sector of system Group 15 v.Mises stress in Node , Loadcase 1 sum_PZ=-100.0 N . , from 0.803 to 12.3 step 0.286 MPa	M 1 : 128 X * 0.502 Y * 0.906 Z * 0.962	Sector of system Group 211 v.Mises stress in Node , Loadcase 1 sum_PZ=-100.0 N . , from 0.0222 to 0.716 Step 0.0174 MPa	M 1 : 223 X * 0.502 Y * 0.906 Z * 0.962	Sector of system Volume Elements Group 212 213 v.Mises stress in Node , Loadcase 1 sum_PZ=-100.0 N., from 0.0339 to 9.93 step	M 1 : 237 X * 0.502 Y * 0.906 Z * 0.962
				0.247 MPa	

Слика 5.4.1.2.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 15 (имплант,спонгиозна и кортикална коска

Во зоната на средниот имплан 15 на страната на оптоварувањето, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises има кај имплантот од 0.803Мра до 12.3Мра. Вредностите на напрегањата по v.Mises stress во спонгиозната коска се од 0.0222Мра до 0.716Мра, кои се многу пниски од вредностите на напрегањата во кортикалната коска, 0.0339Мра до 9.93Мра.

Максималните вредности на напрегања по v.Mises stress се локализирани во средниот дел на супраструктурата над имплантот, во спонгиозната во ниво на апикалниот дел на имплантот, а во кортикалната коска се во цервикалниот дел.

### 5.4.1.3. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 25 при вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.75:1



Слика 5.4.1.3.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 25 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на предниот имплант 25 на страната на оптоварување, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises има кај имплантот, од 0.272 до 27.7Мра, во спонгиозната коска вредностите на напрегањата се најниски, од 0.0237 до 0.707Мра, додека во кортикалната коска тие се 0.0057 до 4.95Мра.

Макисмалните вредности на напрегања по v.Mises stress се локализирани во средниот дел на супраструктурата над имплантот, во спонгиозната во ниво на средниот дел на имплантот, а во кортикалната коска се во цервикалниот дел.

## 5.4.1.4. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 6 при вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.75:1



Слика 5.4.1.4.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 6 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дисталниот имплант 6, на неоптоварената страна, највисоките вредностите на максималните напрегања по v.Mises во имплантот се приближно двојно помали од напрегањата во кортикалната коска, 1.60Мра и 2.82Мра. Најниски вредности се добиени во спонгиозната коска, од 0.0364 до 0.416Мра.

Макисмалните вредности на напрегања по v.Mises stress се локализирани во цервикалниот дел на имплантот, додека во спонгиозната и во кортикалната коска во долниот дел долновиличнаата коска.

## 5.4.1.5. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 16 при вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.75:1



Слика 5.3.1.5.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 16 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на средниот имплант (16) на неоптоварената страна, добивме идентични вредности на максималните напрегања по v.Mises од 1.49Мра во имплантот и во кортикалната коска. Во спонгиозната коска добивме вредности од 0.0173 до 0.199 Мра.

Максималните вредности на напрегања по v.Mises stress се локализирани во цервикалниот дел на имплантот, спонгиозната коска во ниво на апикалната третина на имплантот, а во кортикалната коска во вестибуларниот дел на алвеоларната коска во ниво на цервикалниот дел на имплантот.

## 5.4.1.6. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 26 при вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.75:1



(имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на предниот имплант 26 на неоптоварената страна, кај имплантот добивме вредности на напрегања по v.Mises од 2.1430e-11 до 1.15Мра, во спонгиозната коска од 0.287 до 0,178Мра, а во кортикалната коска вредности од 0.0118 до 1,30Мра.

Вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се блиски кај имплантот и кај кортикалната коска, а помали во спонгиозната коска.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises stress кај имплантот и кортикалнаата коска се во цервикалната третина, а во спонгиозната коска во ниво на средната третина на имплантот.

#### 5.4.1.7.Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.75:1

Вредност МРа	имплант		спонгиозната коска		кортикална коска	
	min	max	min	max	min	max
5 имплант	0.436	3.80	0.0924	0.359	0.187	2.58
15 имплант	0.803	12.3	0.0222	0.716	0.0339	9.93
25 имплант	0.272	27.7	0.023	0.707	0.0057	4.95
6 имплант	0.0036	1.60	0.0364	0.416	0.0708	2.82
16 имплант	1.8964e-11	1.49	.0173	0.199	0.0199	1.49
26 имплант	2.1430e-11	1.15	0.0287	0.178	0.0118	1.30

Табела 5.4.1.7.1. Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.75:1

Резултатите покажуваат дека под влијание на вертикални сили, повисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има кај имплантите, кортикалната коска и спонгиозната коска околу нив, на страната на оптоварувањето, освен кај дисталниот имаплант, кај кој има малку повисоки вредности на неоптоварената страна.

На страната која не е оптоварена, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има кај имплантите и кортикалната коска, а најниски вредности има во спонгиозната коска.

**На имплантите** – Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има на страната на оптоварувањето кај предниот имплант 25, од 0.272 до 27.7MPa. Помали вредности на напрегања по v.Mises stress има кај средниот (навалениот) имплант 15, од 0.803 до 12.3MPa. На дисталниот имплант 5 на истата страна има најмали вредности од 0.436 до 3.80MPa.

Кај имплантите на спротивната страна од оптоварувањето добиените вредности на максималните напрегања по v.Mises stress се најголеми кај дисталниот имплант 6 од 0.0036 до 1.60MPa, помали кај средниот имплант 16 од 1.8964е-11 ддо 1.49MPa. Најмали вредности има кај предниот имплант 16 од 2.1430е-11 до 1.15MPa. Вредностите на страната на оптоварувањето имаат тенденција на зголемување од дистално кон мезијално, а на спротивната страна има намалување од дистално кон мезијално.

**Во спонгиозната коска** – на страната на оптоварување има најмали вредности на максималните напрегањата по v.Mises stress. Тие се најмали кај дисталниот имплант 5, од 0.023MPa и 0.359MPa. Вредностите на максималните напрегања по v.Mises во спонгознаата коска околу средниот и предниот импланти 15 и 25, на страната на оптоварувањето, се приближно блиски,0.716 и 0.707MPa.

На страната нна која нема оптоварување, според распоредот на вредностите на напрегањата, најголеми се вредностите има околу дисталните импланти 5, 0.416 MPa.

И на страната која не е оптоварена вредностите на максималните напрегања во спонгознаата коска околу имплант 16 и 26 има блиски вредности на напрегањата од 0.199 и 0.178MPa.

Вредностите на напрегањата по v.Mises на страната каде нема оптоваруавње, имаат тенденција на намалување од дистално кон медијално.

**Во кортикална коска** - вредностите на максималните напрегања по v.Mises се поголеми на страната на оптоварувањето. Најголема вредност на напрегањата во кортикалнааата коска се локализирани околу средниот имплаант 15, од 0.0339 до 9.93Мра. Помали се вреднсотите на напрегањата околу предниот имплант 25 од 0.0057 до 4.95Мра а најмали вредности има околу дисталниот имплаант 5 од 0.187 до 2.58Мра.

На спротивната страна од оптоварувањето приближно блиски вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има околу средниот имплант 16, од 0.0199 до 1.49Мра и околу предниот имплаант 26, од 0.0118 до 1.30Мра. Најголема вредност на напрегањата по v.Mises има околу дисталниот имплант 6.

# 5.4.2.Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,75:1



Слика 5.4.2.1.Сектор на истражување: а)импланти, б) импланти и коскено ткиво в)оптоварување

### 5.4.2.1. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 5 за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,75:1



Слика 5.4.2.1.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 5 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дисталниот имплант, на страната на оптоварување, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises има во дисталниот имплантот 5, 27.6 MP, потоа во кортикалната коска, 13.9Mpa, а во спонгиозната коска се најмали, 0.688Mpa.

Највоските вредности на напрегања по v.Mises се локализирани во цервикалниот дел на имплантот, спонгиозната и кортикалната коска.



5.4.2.2. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 15 за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,75:1

Слика 5.4.2.2.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 15 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на средниот имплант 15, на страната на оптоварување највисоките вредности на напрегања по v.Mises има кај имплантот од 0.409 до 62.2Мра. Вредноста напрегањето по v.Mises stress во кортикалната коска е за околу половина помало, од 0.108 до 29.2Мра, а најмали вредности на напрегањата има во спонгиозната коска, 0.0215 до 0.278Мра.

Највисоките вредности се локализирани во средниот дел на супраструктурата на имплантот, а кај спонгиозната и кортикалната коска во цервикалниот дел.

#### 5.4.2.3. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 25 за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,75:1



Слика 5.4.2.3. 1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 25 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Кај предниот имплант 25 на страната на оптоварување, вредностите на максималните напрегања по v.Mises за коси сили се највисоки во имплантот,

0.262 до 48.1Мра, потоа во кортикалната коска, 0.0601 до 17.4Мра, а најниски во спонгиозната коска, 0.0424 до 0.928Мра.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises до цервикалниот дел на супраструктурата над имплантот а во спонгиозната и кортикалната коска се локализирани во цервикалниот дел.

#### 5.4.2.4. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 6 за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,75:1



Слика5.4.2.4.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 6 (имплант, спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дисталниот имплант 6, на неоптоварената страна, највисоки вредностите на максималните напрегања по v.Mises има кај имплантот, 0.0235 до 5.01MPa. Во кортикалната коска вредностите се од 0.0307 до 1.82Mpa, а многу помали се напрегањата во спонгиозната коска, 0.0257 до 0.164MPa.
Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во горната третина на супраструктурата над имплантот, во спонгиозната коска во ниво на врвот на имплантот, а кај кортикалната коска во цервикалниот дел.





Слика 5.4.2.5.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 16 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

На неоптоварената страна во зоната на средниот имплант 16, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress добивме во кортикалната коска од 0.0313 до 2.38Мра, помали во имплантот, од 6.8472е-12 до 1.50Мра, а најмали во спонгиозната коска со вредност од 0.0157 до 0.180Мра. Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во цервикалната третина кај имплантот, а кај спонгиозната и кортикалната коска во вестибуларниот дел на коскеното ткиво во ниво на апикалниот дел на имплантот.



5.4.2.6. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 26 за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.75:1

Слика **5.4.2.6.** 1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 26 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на предниот имплант 26 на неоптоварената страна добивме највискоки вредности на напрегања по v.Mises во кортикалната коска од 0.0542 до 2.59Мра, во имплантот добивме вредности од 5.3917е-12 до 1.42Мра. Најмали вредности на напрегањата има во спонгиозната коска 0,0254 до 0,275МРа. Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во цервикалната третина, во спонгиозната во ниво на апикалниот дел на имплантот, а во кортикалната коска во вестибуларно во ниво на цервикалниот дел имплантот.

#### 5.4.2.7..Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1.75:1

Табела 5.4.2.7.1. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,75:1

Вредност МРа	имплант		спонгиоз коска	ната	кортикална коска		
	min	max	min	max	min	max	
5 имплант	0.248	27.6	0.0372	0.688	0.0407	13.9	
15 имплант	0.409	62.2	0.0215	1.13	0.108	29.2	
25 имплант	0.262	48.1	0.0424	0.928	0.0601	17.4	
6 имплант	0.0235	5.01	0.0257	0.164	0.0307	1.82	
16 имплант	6.8472e-12	1.50	0.0157	0.170	0.0313	2.38	
26 имплант	5.3917e-12	1.42	0.0254	0.275	0.0542	2.59	

Резултатите покажуваат дека под влијание на коси сили, повисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress кај имплантите, спонгиозната и кортикалната коска околу нив, има на страната на оптоварувањето.

На страната која не е оптоварена највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress кај спонгиозната коска се со блиски вредности кај дисталниот имплант 6 и среднот имплант 16, а во зоната на имплантите 16 и 26 блиски вредности имаат напрегањата во имплантите и во кортикалната коска.

**На имплантите** – Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има на страната на оптоварувањето кај средниот (навалениот) имплант 15 од 0.409 до 62.2MPa. Кај предниот имплант 25 вредностите се од 0.262 до 48.1MPa, а кај дисталниот имплант 5 на истата страна има помали вредности од 2.48 до 27.6MPa. Вредноста на напрегањата по v.Mises се зголемуваат од дистално кон мезијално. Кај имплантите на спротивната страна од оптоварувањето добиените вредности на максималните напрегања по v.Mises stress се најголеми кај дисталниот имплант 6 од 0.0235 до 5.01MPa, кај предниот 16 и кај средниот (навалениот) имплант 26 има помали но блиски вредности на напрегањата од 6.8472e-12 до 1.50MPa кај средниот имплант 16 и 5.3917e-12 до 1.42MPa кај предниот имплант 26.

**Во спонгиозната коска** – на страната на оптоварување најголеми вредности на максималните напрегањата по v.Mises stress има во средниот имплант 15 (1.13MPa), предниот имплант 25 има блиски вредности од 0,928 MPa, а нешто помали вредности на напрегањата има кај дисталниот имплант 5 (0,688MPa).

На страната на која нема оптоварување, најголеми се вредностите околу предниот имплант 26 од 0.0254 до 0.275MPa, а напрегањата околу дисталниот имплат 6 и средниот имплант 16 се со блиски вредности; од 0.0257 до 0.164MPa, кај дисталниот имплант 6 и од 0.0157 до 0.170MPa кај средниот имплант 16.

**Во кортикална коска** - вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се поголеми на страната на оптоварувањето. Нјголема вредност имаа во кортикалната коска околу средниот имплаант 15 од 0.108 до 29.2Мра. Помали се вреднсотите на напрегањата околу предниот имплант 25 од 0.0601 до 17.4Мра А најмали се вредностите има околу дисталниот имплант 5 од 0.0407 до 13.9Мра.

На спротивната страна од оптоварувањето приближно блиски вредности на максималните напрегања по v.Mises stress, со мали разлики се вредностите кај средниот имплант 16, од 0.0313 до 2.38Мра и предниот имплант 26 од 0.0542 до 2.59МРа. Вредностите се најмали околу дисталниот имплант 6 од 0.0307 до 1.82МРа.

5.4.3. Споредување на вредностите на напрегањата по v.Mises за вертикални и коси кај All-on-6 со сооднос C/I 1.75:1

Табела 5.4.1.7.1. Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 1,75:1

Вредност МРа	Импл	ант	спонгиозн коска	ната	кортикална коска		
	min	max	min	max	min	max	
5 имплант	0.436	3.80	0.0924	0.359	0.187	2.58	
15 имплант	0.803	12.3	0.0222	0.716	0.0339	9.93	
25 имплант	0.272	27.7	0.023	0.707	0.0057	4.95	
6 имплант	0.0036	1.60	0.0364	0.416	0.0708	2.82	
16 имплант	1.8964e-11	1.49	.0173	0.199	0.0199	1.49	
26 имплант	2.1430e-11	1.15	0.0287	0.178	0.0118	1.30	

Табела 5.4.2.7.1. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-6 со сооднос С/I 1,75:1

Коси All-on-6 однос С/І 1.75/1 корег									
ВредностМРа	Имплант		спонгиоз	ната	кортикална				
			коска		коска				
	min	max	min	max	min	max			
5 имплант	0.248	27.6	0.0372	0.688	0.0407	13.9			
15 имплант	0.409	62.2	0.0215	1.13	0.108	29.2			
25 имплант	0.262	48.1	0.0424	0.928	0.0601	17.4			
6 имплант	0.0235	5.01	0.0257	0.164	0.0307	1.82			
16 имплант	6.8472e-12 1.50		0.0157	0.170	0.0313	2.38			
26 имплант	5.3917e-12	1.42	0.0254	0.275	0.0542	2.59			

Повисоки вредностите на максималните напрегања по von Mises кај имплантите, и кортикалната коска, на двете страни на моделот, има под влијание на коси сили. Во спонгиозната коска кај средниот имплант 15 и предниот имплант 26, вредностите за на максималните напрегања се поголеми за вертикаални сили.

**Кај имплантите** - Вредностите на максималните напрегања по von Mises за коси сили се повисоки од вредностите за вертикални сили кај сите импланти на страната на оптоварувањето, 3.80MPa и 27.6MPa за имплантот 5, 12.13MPa и 62.2MPa за имплантот 15 и 27.7MPa и 48.1MPa на имплантот 25. Најголеми се разликите кај дисталниот имплант со околу 1:7. Кај средниот (навалениот) имплант 15, раликите се приближно 1:5, а кај предниот имплант 25 разликите се за приближно 1:2. Највисоки вредности на напрегањата има кај средниот (навалениот) имплант 15. На спротивната страна вредностите на максималните напрегања по von Mises за коси сили се повисоки, но разликите се помали. Најголема е разликата кај дисталниот имплант 6 (1:3), а кај средниот и предниот имплант вредностите на напрегањата се приближно идентични. На страната на која не е оптоварувањето, вредностите на максималните напрегања по von Mises се намалуваат од дистално кон мезијално.

Спонгиозната коска - На страната на оптоварување, вредностите на напрегањата по v Mises за коси сили во спонгиозната коска околу сите импланти се поголеми од тие за вертикални. Најголемите разлики се во спонгиозната коска околу дисталниот имплант, приближно 1:2, а околу средниот (навалениот) имплант 16 и предниот имплант 26, вредностите се блиски за вертикални и коси сили.

На спротивната страна во спонгозната коска, вредностите на максималните напрегања по von Mises се повисоки за вертикални сили, освен кај преднот имплант 26 каде вредносите се поголеми за коси сили.

Кортикална коска – Во кортикалната коска, вредностите на максималните напредања по von Mises се поголеми за коси сили во зоната кај сите импланти, на страната на оптоварување, со разлики од околу 1:4. За двата типа на сили највисоки вредности има кај средниот имплант 15, а најмали на дисталниот имплант 5.

На страната на која нема оптоварување, вредностите на максималните напрегања по von Mises кај дисталниот имплант се поголеми за вертикални сили, а кај средните и предните имплаанти напрегањата се поголеми за коси сили.

## 5.5. Вредности по von Mises за вертикални и коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1

**5.5.1.**Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1



Слика 5.5.1.1.Сектор на истражување: а)импланти, б) импланти и коскено ткиво в)оптоварување

#### 5.5.1.1. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 5 за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос С/I 2:1



Слика 5.5.1.1.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 5 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дисталниот имплант 5 на страната на оптоварување, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress од 0.432 до 3.59MPa има

кај дисталниот имплант 5, а најмали напрегања од 0.0918 до 0.369MPa во спонгиозната коска. Во кортикалната коска напрегањата се 0.188 до 2.61MPa.

Макисмалните вредности на напрегања по v.Mises се локализирани во горниот дел на супраструктурата над имплантот, во спонгиозната коска најголемите напрегања се во ниво на апикалниот дел на имплантот, а кај кортикалната коска се во цервикалниот дел.

5.5.1.2. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 15 за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос С/I 2:1



Слика 5.5.1.2.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 15 (имплант,спонгиозна и кортикална коска

Во зоната на средниот имплант 15 на страната на оптоварувањето највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises има кај имплантот од 0.817 до 16.7Мра. Вредностите на напрегањата по v.Mises stress во спонгиозната коска се од 0.0225MPa до 0.716MPa и се пониски од вредностите на напрегањата во кортикалната коска, 0.0402 до 11.9MPa.

Максималните вредности на напрегања по v.Mises се локализирани во горниот дел на супраструктурата, во спонгиозната коска најголемите напрегања се во ниво на апикалниот дел на имплантот, а кај кортикалната коска се во цервикалниот дел.



5.5.1.3. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 25 за веретикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1

Слика 5.5.1.3.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 25 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на предниот имплант 25 на страната на оптоварување, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises има кај имплантот (од 0.291 до 26.7MPa, потоа во кортикалната коска од 0.0058 до 4.45MPa, а најниски во спонгиозната коска од 0.0233 до 0.68604MPa.

Максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во супраструктурата во оклузалната третина, во спонгиозната коска во ниво на средината на имплантот, а во кортикалната коска во цервикалниот дел.

#### 5.5.1.4. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 6 за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1



Слика 5.5.1.4.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 6 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дисталниот имплант 6, на неоптоварената страна, највисоките вредностите на максималните напрегања по v.Mises се во кортикалната коска од 0.0797 до и 2.82MPa, помали се во имплантот од 0.0031 до 1.55MPa и најмали во спонгиозната во коска, 0.0344 до 0.406МРа.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај

имплантот се во во цервикалниот дел на имплантот, во спонгиозната и кортикалната коска во долниот дел, базалниот дел на мандибулата.



#### 5.5.1.5. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 16 за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1

Слика 5.5.1.5.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 16 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во средниот имплант 16 на неоптоварената страна, добивме приближно идентични вредности на максималните напрегања по v.Mises, од 9.4907е-12 до 1.50MPa за средниот имплантот 16 и 0.0177 ддо 1.48MPa во кортикалната коска. Во спонгиозната коска вредности на напрегањата се од 0.0172 до 0.197MPa.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот и кортикалната коска се во цервикалниот дел, а во спонгиозната коска се во висина на средината третина на имплантот, но во вестибуларниот дел на алвеоларнаата коска.



5.5.1.6. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 26 за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1

Слика5.5.1.6.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 26 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на предниот имплант 26 на неоптоварената страна, највисоки вредности на напрегања по v.Mises има во кортикалната коска од 0.0118 до 1.33MPa, помали вредности има во имплантот од 1.1037е-11 до 1.16Mpa, а најмали во спонгиозната коска од 0.0233 до 0.182MPa.

Вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се блиски кај имплантот и кортикалната коска, 1.33MPa и 1.16MPa, а помали кај спонгиозната коска.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот и кортикалната коска се во цервикалниот дел, а во спонгиозната коска се во висина на средната третина на имплантот.

#### 5.5.1.7.Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1

Вредност МРа	имплант		спонги коска	озната	кортикална коска		
	min	max	min	max	min	max	
5 имплант	0.432	3.59	0.0918	0.369	0.188	2.61	
15 имплант	0.817	16.7	0.0225	0.716	0.0402	11.9	
25 имплант	0.291	26.7	0.0233	0.686	0.0058	4.45	
6 имплант	0.0031	1.55	0.0344	0.406	0.0797	2.82	
16 имплант	9.4907e-12	1.50	0.0172	0.197	0.0177	1.48	
26 имплант	1.1037e-11	1.16	0.0233	0.182	0.0118	1.33	

Табела 5.3.1.7.1. Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1

Резултатите покажуваат повисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress на страната на оптоварувањето. Тие се најголеми кај средниот имплант 15 и предниот имплант 25 и во кортикалната коска околу нив. Во спонгиозната коска вредностите на максималните напрегања по v.Mises се најмали.

На страната која не е оптоварена највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises има во кортикалната коска, околу дисталниот имплант 6.

**На имплантите** – Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress на страната на оптоварувањето има во предниот 25 и средниот имплант 15, со вредности од 26.7MPa и 16.7MPa. Во дисталниот имплант 5 на истата страна има многу помали вредности од 3.59MPa.

Кај имплантите на спротивната страна од оптоварената, добиените вредности на максималните напрегања по v.Mises stress се со мали разлики кај дисталниот имплант 6 (1.55MPa) и средниот имплант 16 (1.50MPa). Во предниот имплант 26 има најмали вредности на напрегањата, 1.16MPa.

Во спонгиозната коска – на страната на оптоварување, вредностите на максималните напрегања по на v.Mises stress се наголеми кај средниот

навалениот имплант 15 (0.716MPa) и предниот имплант 25 (0.686MPa). Кај дисталниот имплант 5 на истата страна, вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress во спонгиозната коска се многу помали (0.369MPa).

На страната која не е оптоварена, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress од 0.406MPa има околу дисталниот имплант 6, а околу средниот имплант 16 и предниот имлант 26 има приближни вредности на максималните напрегања од 0.197 и .182MPa.

**Во кортикална коска** - вредностите на максималните напрегања по v.Mises кортикалната коска на страната на оптоварувањето се помали од тие кај имплантите но поголеми од вредностите кај спонгиозната коска. На страната на оптоварувањето, најголеми напрегања има во кортикалната коска околу средниот (навалениот ) имплант 15 (11,9MPa). На предниот имплант 25 има напрегања од 4.45MPa, а на дисталниот максималните напрегања се најмали, 2,61MPa.

На спротивната страна од оптоварувањето, најголеми напрегања има околу дисталниот имплант 6, 2.82 МРа, кои се приближно двојно поголеми од напрегањата околу средниот 16 и предниот 26 имплант. Вредностите на максималните напрегања по v.Mises кај средниот (навалениот) имплант 16 и кај предниот имплант 26 се многу мали и блиски (0.148MPa и 1.33MPa).

## **5.5.2.Вредности на напрегањата** по von Mises за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1



Слика 5.5.2.1.Сектор на истражување: а) импланти, б) импланти и коскено ткиво в)оптоварување

#### 5.5.2.1. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 5 за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1



Sector of system Group 5	M 1 : 195	Sector of system Group 311	M 1 : 200	Sector of system Volume	M 1 : 230
v.Mises stress in Node, Loadcase 2		v.Mises stress in Node, Loadcase 2		Elements Group 312 313	
sum_PX= -23.4		sum_PX= -23.4		v.Mises stress in Node , Loadcase	
N., from 0.293 to 30.4		N., from 0.0435 to 0.790		2 sum_PX= -23.4	
step 0.752 MPa		Step 0.0187 MPa		N., from 0.0551 to 16.4	
				Step 0.410 MPa	1 1

Слика 5.5.2.1.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 5 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дсталниот имплант 5, на страната на оптоварување, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises има во дисталниот имплантот 5 (0.293 до 30,4MPa), потоа во кортикалната коска (од 0.0551 до 16.4MPa), а во спонгиозната коска се најмали (од 0.0435 до 0.790MPa).

Највисоките вредности на напрегања по v.Mises се локализирани во цервикалниот дел на имплантот, спонгиозната и кортикалната коска.

#### 5.5.2.2. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 15 за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1



Слика 5.5.2.2.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 15 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на средниот имплан 15, на страната на оптоварување највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises има кај имплантот од 0.488 до 95.2Mpa. Вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress во кортикалната коска се повисоки (0.0298 до 36.7MPa) од вредностите во спонгиозната коска (0.0237 до 1.24MPa).

Највисоките вредности се локализирани во оклузалната третина на супраструктурата над имплантот, а кај спонгиозната и кортикалната коска цервикалниот дел.

#### 5.5.2.3. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 25 за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1



Слика 5.5.2.3. 1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 25 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на предниот имплант 25 на страната на оптоварување, највисоки се вредностите на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот, од 0.309 до 87.0MPa. Во кортикалната коска напрегањата се од 0.128 до 19.5Mpa, а во спонгиозната коска има најниски вредности на напрегања, од 0.00439 до 0.0977MPa.

Највисоките вредности на максималните напрегања по v.Mises се локализирани помеѓу средината и цервикалната третина на супраструктурата над имплантот, а во спонгиозната и кортикалната коска во цервикалниот дел.

#### 5.5.2.4. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 6 за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1



Слика5.5.2.4.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 6 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Во зоната на дисталниот имплан 6, на неоптоварената страна, највисоки вредностите на максималните напрегања по v.Mises има кај имплантот, 0.0382 до 7.60 MPa. Во кортикалната коска вредностите се од 0.0291 до 2.64Mpa, а во спонгиозната коска многу помали, од 0.0273 до 0.186MPa.

Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во оклузалната третина на супраструктурата, во спонгиозната се во ниво на врвот на имплантот, а во кортикалната коска во цервикалниот дел.

#### 5.5.2.5. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 16 за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1



Слика 5.5.2.5.1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 16 (имплант,спонгиозна и кортикална коска)

Кај средниот имплант 16 на неоптоварената страна, највисоки вредности има во кортикалната коска од 0.0285 до 2.50МРа, потоа во имплантот од 2.0557е-12 до 1.57МРа, а во спонгиозната коска напрегањата се најмали, од 0.0168 до 0.180МРа. Вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се највисоки во кортикалната коска до 4.54 МРа, во имплантот 2.70 МРа, а најниски во спонгиозната коска 0.735МРа.

Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises кај имплантот се локализирани во цервикалната третина, а во спонгиозната и кортикалната коска се во вестибулаарниот дел на коскеното ткиво во ниво на врвот на имплантот.

5.5.2.6. Вредности на напрегањата по von Mises во сектор на имплант 26 за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1



Слика **5.5.2.6.** 1. Приказ на v.Mises stress во зона на имплант 26 (имплант,спонгиозна и кортикална коска

Во зоната на предниот имплант 26 на неоптоварената страна добивме најголеми вредности на напрегања по v.Mises од 0.0721 до 2.69MPa во кортикалната коска. Во имплантот напрегањата се помали, од 3.6312e-12 до 1.46MPa. Во спонгиозната коска напрегањата се од 0.0268 до 0.292MPa.

И на неоптоварената страна во зоната на имплант 26 напрегањата се највисоки кај кортикалната коска, а во спонгиозната коска се најмали.

Највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises се локализирани цервикалниот дел кај имплантот, во апикалниот дел во спонгиозната коска, а во кортикалната коска во цервикалниот дел но во вестибуларниот дел на алвеоларнаата коска.

#### 5.5.2.7. Анализа на вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1

Табела 5.3.2.7.1. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2/1

Вредност	Имплант		спонгиоз	ната	кортикална		
MPa			коска		коска		
	min	max	min	max	min	max	
5 имплант	0.293	30.4	0.043	0.790	0.0551	16.4	
15 имплант	0.488	95.2	0.0237	1.24	0.0298	36.7	
25 имплант	0.309	87.0	0.0439	0.977	0.0128	19.5	
6 имплант	0.0382	7.60	0.0273	0.186	0.0291	2.64	
16 имплант	2.0557e-12	1.57	0.0168	0.180	0.0285	2.50	
26 имплант	3.6312e-12	1.46	0.0268	0.292	0.0721	2.69	

Резултатите покажуваат дека повисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises има на страната на оптоварувањето. Тоа се забелжува кај имплантите и во спонгиозната и кортикалната коска околу нив.

На страната која не е оптоварена, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има на дисталниот имплант 6. Во имплантите и во кортикалната коска блиски вредности има во зоната на предниот 26 и средниот имплант 16.

**На имплантот** – Нај високи вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има на страната на оптоварувањето кај средниот имплнат 15, додека во предниот имплант 25 вредностите се помали, од 95.2MPa и 87.0MPa. Во дисталниот имплант 5 на истата страна има приближно за трипаати помали вредности од 30.4MPa.

Кај имплантите на спротивната страна од оптоварената, добиените вредности на максималните напрегања по v.Mises stress се најголеми кај дисталниот имплант (6) од 7.90MPa. Кај предниот и средниот имплант се со мали меѓусебни разлики (1.57MPa и 1.46MPa).

**Во спонгиозната коска** – на страната на оптоварување највисоки вредности на v.Mises stress има кај средниот (навалениот) имплант 15, 1.24МРа, а

кај дисталниотимплаант 5 и предниот имплант 25 се приближно идентични вреднпстите, 0.790 MPa и 0.977MPa.

На страната која не е оптоварена, највисоки вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има околу предниот имплант 26 од 0.292MPa. И кај другите импланти вредностите се многу блиски, 0.180 и 0.185MPa.

**Во кортикална коска** - вредностите на максималните напрегања по v.Mises stress се поголеми на страната на оптоварувањето. Најголема вредност, од 36.7MPa, има кај средниот имплант 15, потоа кај предниот имплант 25 со вредност од 19.5MPa, а најмали напрегаања има од 16.4MPa има кај диссталниот имплант 5.

На спротивната страна од оптоварувањето приближно блиски вредности на максималните напрегања по v.Mises stress има во зоната на сите импланти. Околу дисталниот имплант 6 има 2.64MPa,околу предниот имплант 26 има 2.69MPa, а кај средниот (навалениот) имплант 16 има напрегања од 2.50MPa.

#### 5.5.3. Споредување на вредностите на напрегањата по v.Mises за вертикални и коси кај All-on-6 со сооднос C/I 2:1

Вредност	имплант		спонгиоз	вната	кортикална		
MPa			коска		коска		
	min	max	min	max	min	max	
5 имплант	0.432	3.59	0.0918	0.369	0.188	2.61	
15 имплант	0.817	16.7	0.0225	0.716	0.0402	11.9	
25 имплант	0.291	26.7	0.0233	0.686	0.0058	4.45	
6 имплант	0.0031	1.55	0.0344	0.406	0.0797	2.82	
16 имплант	9.4907e-12	1.50	0.0172	0.197	0.0177	1.48	
26 имплант	1.1037e-11	1.16	0.0233	0.182	0.0118	1.33	

Табела 5.5.3.1. Вредности на напрегањата по von Mises за вертикални сили кај Allon-6 со сооднос C/I 2:1

Табела 5.3.2.7.1. Вредности на напрегањата по von Mises за коси сили кај All-on-6 со сооднос C/I 2/1

Вредност МРа	имплант		спонгиоз коска	зната	кортикална коска		
	min	max	min	max	min	max	
5 имплант	0.293	30.4	0.043	0.790	0.0551	16.4	
15 имплант	0.488 95.2		0.0237	1.24	0.0298	36.7	
25 имплант	0.309	87.0	0.0439	0.977	0.0128	19.5	
6 имплант	0.0382	7.60	0.0273	0.186	0.0291	2.64	
16 имплант	2.0557e-12 1.57		0.0168	0.180	0.0285	2.50	
26 имплант	3.6312e-12	1.46	0.0268	0.292	0.0721	2.69	

Повисоки вредности на напрегањата по von Mises за вертикални и коси сили има на страната на оптоварувањето кај имплантите, спонгиозната коска и кортикалната коска. Повисоки се вредностите на напрегањата по von Mises кај трите испитувани структури, за коси сили.

**Кај имплантите** – Вредностите на напрегањата по von Mises за коси сили се повисоки од вредностите за вертикални сили кај сите импланти на двете страни. Кај имплантите, на страната на оптоварувањето, вредностите на напрегањата по von Mises се зголемуваат од дистално према мезијално за вертикални и коси сили, а на спротивната страна се намалуваат од дистално кон мезијааално.

На страната на оптоварувањето, напрегањата во дисталниот имплнт 5 се 3.59МРа за вертикални сили и 30.4МРа за коси сили. Во средниот имплант 15 напрегањата се 16.7МРа за вертикални сили и 95.2МРа за коси сили. Во предните импланти 25 има напраегања од 26.7МРа за вертикални сили и 87.0МРа за коси сили. Највисоки вредности на напрегањата по von Mises се јавуваат во предниот имплант 25.

На страната на која е оптоварувањето, вредностите за вертикални и коси сили,во дисталните импланти (6) се од 1,55 и 7.60МРа, во средните импланти (16) од 1,50 и 1,57МРа, а во предните импланти (26) се 1.16 и 1,46МРа.

Разликите се поизразени на страната на оптоварувањето. Тие се најголеми кај средниот имплант 15 и предниот имплант 25. На спротивната страна, најголеми се разликите кај дисталниот имплант 6.

Спонгиозната коска - На страната на оптоварување вредностите на максималните напрегањата по von Mises во спонгиозната коска се поголеми за коси сили околу сите импланти.

На страната на оптоварувањето кај дисталниот имплнт 5 има напрегања од 0.369 за вертикални и 0.790MPa за коси. Кај средниот имплант 15 има напрегања од 0,716 за вертикални и 1.24MPa за коси, а кај предниот имплант 25 од 0.686 за вертикални и 0.877MPa за коси.

**Кортикална коска** – На страната на оптоварување, вредностите на максималните напрегања по von Mises, се поголеми за коси сили во зоната на сите импланти. Распоредот на напрегањата е сличен како и кај спонгиозната коска. Највисоки вредности на максималните напрегања се кај средниот имплант 15 за вертикални и приближно двапати повеќе (36.7MPa) за коси сили. Кај дисталниот имплант разликата е најголема, поголема од 1:5 (2,61 и 16.4MPa). Кај предниот имплант 25 разликата е околу четири пати (4.45 и 19.5MPa).

На страната на која нема оптоварување, околу дисталните имплнти 6 има напрегања од 2.82 и 2.64MPa. Кај средниот имплант 16 и предниот имплант 25 напрегањата се помали за вертикални сили (1.48 и 1.430MPa) и 2.50 и 2.69 за коси.

# 5.5.4. Тестирањето на значајноста на разликите помеѓу контролната група и испитуваните групи kaj All on 4

#### 5.5.4.1. Резултати од тестирањето на значајноста на разликите помеѓу контолната група и испитуваните групи за вертикални сили

Табела 5.5.4.1.1.Резултати од тестирањето на значајноста на разликите кај All on 6 за вертикални сили

All on 4	Конр	олна група	Испитувани групи All on 4								
	Мод 1/1		Мод 1.25/1		Мод 1.5/1		Мод 1.75/1		Мод 2/1		
	min	max	min	max	min	max	min	max	min	max	
имплант			0,49	0,18	0,49	0,18	0,49	0,40	0,49	0,4	
Спонгиозна коска			0,23	0,30	0,23	0,30	0,03	0,15	0,03	0,15	
Кортикална коска			0,13	0,20	0,13	0,20	0,75	0,20	0,75	0,2	

Анализата на значајноста на разликите помеѓу контролната група All on 4 со сооднос C/I = 1/1 и испитуваните групи на напрегањата по von Misess, кои се јавуваат при делување на вертикални сили покажува дека постојат сигнификантни разлики (p<0.5) кај сите испитувани групи за сите испитувани структури (импланти, спонгиозна и кортикална коска), освен за минималните вредности на напрегањата по von Misess кај кортикалната коска, кај моделите со сооднос C/I од 1.75/1 и 2/1 (p>0.5). Значајноста на разликите е најмалку изразена кај имплантите.

#### 5.5.4.2. Резултати од тестирањето на значајноста на разликите помеѓу контролната група и испитуваните групи за коси сили

Табела 5.5.4.2.1. Резултати од тестирањето на значајноста на разликите кај All on 6 за коси сили

All on 4	Конролна група		Испитувани групи All on 4								
	Мод 1/1		Мод 1	Мод 1.25/1		Мод 1.5/1		Мод 1.75/1		Мод 2/1	
	min	max	min	max	min	max	min	Max	min	max	
имплант			0,5	0,39	0,5	0,39	0,5	0,22	0,5	0,22	
Спонгиозна коска			0,17	0,07	0,17	0,07	0,07	0,03	0,1	0,43	
Кортикална											
коска			0,67	0,35	0,67	0,35	0,84	0,23	0,84	0,23	

Споредувањето на резултатите од контролната група All on 4 со сооднос C/I = 1/1 и испитуваните групи за напрегањата по von Misess, кои се јавуват при делување на коси сили покажува дека постојат сигнификантни разлики (p<0.5) кај сите испитувани групи, за сите испитувани структури (импланти, спонгиозна и

кортикална коска), освен за минималните вредности на напрегањата по von Misess во кортикалната коска кај моделите со сооднос С/I од 1.75/1 и 2/1 (p>0.5). Значајноста на разиликите е најмалку изразена кај имплантите.

#### 5.5.4.3. Резултаати од тестирањето на значајноста на разликите помеѓу вертикални и коси сили kaj All on 4

Табела 5.5.4.3.1. Резултати од тестирањето на значајноста на разликите кај All on 6 за вертикални и коси сили

All on 4	Конролна група		Испи	Испитувани групи								
	Мод 1/1		Мод 1	Мод 1.25/1		Мод 1.5/1		Мод 1.75/1		2/1		
	min	max	min	max	min	max	min	max	min	max		
										0,0		
имплант	0,39	0,34	0,43	0,33	0,43	0,33	0,01	0,09	0,01	9		
						0,0						
Спонгиозна коска	0,24	0,09	0,16	0,04	0,16	4	0,32	0,01	0,5	0,5		
Кортикална коска	0,17	0,19	0,2	0,14	0,2	0,14	0,35	0,1	0,35	0,1		

Тестирањето на значајноста на разликите помеѓу вредностите на напрегањата по von Misess, за вертикални и коси сили покажа сигнификантни разлики кај сите модели по All on 4 концептот и за трите испитувани структури (импланти, спонгиозна и кортикална коска).Кај имплантите и кортикалната коска значајноста на разликите си зголемува со зголемување на соодносот C/I а кај спонгиозната коска се намалува.

## 5.5.5. Тестирањето на значајноста на разликите помеѓу контолната група и испитуваните групи kaj All on 6

#### 5.5.5.1. Резултати од тестирањето на значајноста на разликите помеѓу контролната група и испитуваните групи за вертикални сили

Табела 5.5.5.1.1.Резултати од тестирањето на значајноста на разликите кај All on 6 за вертикални сили

All on 6	Конролна група		Испитувани групи All on 6									
	Мод 1/1		Мод 1.25/1		Мод 1.5/1		Мод 1.75/1		Мод 2/1			
	min	max	min	max	min	max	min	max	min	max		
имплант			0,49	0,18	0,49	0,18	0,49	0,40	0,49	0,40		
Спонгиозна коска			0,23	0,30	0,23	0,30	0,03	0,15	0,03	0,15		
Кортикална коска			0,13	0,20	0,13	0,20	0,75	0,20	0,75	0,20		

Анализата на значајноста на разликите помеѓу контролната група All on 6 со сооднос C/I = 1:1 и испитуваните групи на напрегањата по von Mises, кои се јавуваат при делување на вертикални сили покажува дека постојат сигнификантни разлики (p<0.5) кај сите испитувани групи за сите испитувани структури (импланти, спонгиозна и кортикална коска), освен кај кортикалната коска за моделите со сооднос C/I од 1.75:1 и 2:1. Значајноста на разликите е најмалку изразена кај имплантите, а најмногу кај спонгиозната коска. Значајноста на разликите е приближно константна кај имплантите и кортикалната коска, а кај спонгиозната коска се зголемува со зголемување на соодносот C/I. Значајноста е поизразена за минималните вредности на напрегањата по von Misess.

# 5.5.5.2. Резултати од тестирањето на значајноста на разликите помеѓу контролната група и испитуваните групи за коси сили со Студентов t test

Табела 5.5.5.2.1. Резултати од тестирањето	на значајноста	на разликите	кај All	on 6
за коси сили				

All on 6	Конролна група		Испитувани групи All on 6							
	Мод 1/1		Мод 1.25/1		Мод 1.5/1		Мод 1.75/1		Мод 2/1	
	min	max	min	max	min	max	Min	Max	min	Max
имплант			0,5	0,39	0,5	0,39	0,5	0,22	0,5	0,22
Спонгиозна коска			0,17	0,07	0,17	0,07	0,07	0,03	0,1	0,43
Кортикална коска			0,67	0,35	0,67	0,35	0,84	0,23	0,84	0,23

Анализата на значајноста на разликите помеѓу контолната група All on 6 со сооднос C/I = 1/1 и испитуваните групи на напрегањата по von Misess, кои се јавуваат при делување на коси сили покажува дека разликите се сигнификантни (p<0.5) кај сите испитувани групи за сите испитувани структури (импланти, спонгиозна и кортикална коска), освен за минималните вредности на напрегањата по von Misess кај кортикалната коска.

Значајноста на разликите е најмалку изразена кај имплантите, а најповеќе кај спонгиозната коска. Значајноста на разликите е приближно константна кај имплантите и кортикалната коска, додека кај спонгиозната коска се зголемува со зголемување на соодносот С/I што е поизразено за соодносот С/I поголем од 1.5:1 (кај моделите со С/I од 1.75:1 и 2:1).

## 5.5.3.Резултати од тестирањето на значајноста на разликите помеѓу вертикални и коси сили

Табела 5.5.5.3.1. Резултати од тестирањето на значајноста на разликите кај All on 6 за вертикални и коси сили

All on 6											
	Конролн	а група	Испи	тувани	групи						
	Мод 1/1		Мод 1	Мод 1.25/1		Мод 1.5/1		Мод 1.75/1		Мод 2/1	
	Min	max	min	max	min	max	min	Max	min	max	
имплант	0,16	0,29	0,14	0,27	0,21	0,16	0,27	0,09	0,34	0,07	
Спонгиозна коска	0,11	0,31	0,12	0,17	0,19	0,36	0,25	0,26	0,34	0,2	
Кортикална											
коска	0,38	0,13	0,37	0,11	0,47	0,09	0,49	0,07	0,27	0,07	

Тестирањето на значајноста на разликите помеѓу вертикални и коси сили покажа сигнификантни разлики кај сите модели со All on 6 концептот за трите испитувани структури (импланти, спонгиозна и кортикална коска). Кај кортикалната коска значајноста на разликите се зголемува со зголемување на соодносот С/I.

#### 5.5.6. Тестирањето на значајноста на разликите помеѓу контолната група и испитуваните групи kaj All on 6 и All on 4

Табела	5.5.6.1.	Резултати	од	тестирањето	на	значајноста	на	разликите	помеѓу
контоли	ната гру	па и испиту	ван	ите групи кај	All (	on 6 и All on 4			

	All on 6/All on 4									
	Вертикалн	и сили		Коси сили						
	Спонгозна Кортикална И			Имплант	Спонгозна	Кортикална				
	Имплант	коска	коска		коска	коска				
5 имплант										
15 имплант	0,00	0,35	0,20	0,00	0,23	0,09				
25 имплант	0,29	0,27	0,49	0,00	0,28	0,05				
6 имплант	0,49	0,12	0,24	0,05	0,24	0,19				
16 имплант	0,32	0,20	0,34	0,44	0,23	0,25				
26 имплант										

Споредувањето на резултатите од моделите All on 6 и All on 4 за напрегањата по von Misess, кои се јавуват при делување на вертикални и коси сили покажува дека постојат сигнификантни разлики (p<0.5) помеѓу двата концепти, за сите испитувани структури (импланти, спонгиозна и кортикална коска), кои се поизразени при делување на коси сили. Разликите се со поголема значајност на страната на оптоварувањето. Табела 5.5.6.2. Резултати од тестирањето на значајноста на разликите помеѓу All on 4 и All on 4 со два дистално продолжени члена

	имплант		спонгиозната		кортикална коска	
			коска			
t test	min	max	min	max	min	max
вертикални/коси All on 4-К2	0,20	0,34	0,22	0,47	0,29	0,41
Вертикални All on 4 /All on 4- К2	0,29	0,23	0,33	0,43	0,31	0,30
Коси All on 4 /All on 4-К2	0,33	0,39	0,25	0,43	0,34	0,29

Анализата на резултатите од т-тестот покажуваат дека постојат сигнификантни разлики на вредностите на напрегањата по von Misess кај моделот All on 4 и моделот All on 6 со два дистално продолжени члена, помеѓу вертикалните и косите сили за сите испитувани структури (табела). Значајноста на разликите е поголема за минималните вредности на напрегањата, а помалку значајна кај максималните вредности (p < 0, 2 - p < 0, 47). Сметаме дека помалите напрегања по von Misess се случуваат во почетокот на делување на силата, кога ткивото има поголема еластичност, а потоа станува покруто.

Споредувањето на резултатите за напрегањата по von Misess кај моделите All on 4 и All on 4-К2 за вертикални сили, покажа значајна разлика за сите испитувани структури, на ниво од p<0,23 до p<0,43.

Тестирањето на значајноста на разликите на напрегањата по von Misess кај моделите All on 4 и All on 4-К2 за коси сили покажа сигнификантни разлики за сите испитувани структури, на ниво од p<0,25 до p<0,39.

Резултатите укажуваат дека должината на дистално продолжениот член има влијание на вредностите на напрегањата по von Misess.

Ова укажување е во согласност со наодите на Horita и сораб., Aaron и соб, и Deste и Durkan кои исто така сметаат дека дистално продолжениот член има влијание на коценрацијата на стрес во коскеното ткиво околу имплантот.

<u>Horita S</u><sup>1</sup>, <u>Sugiura T</u><sup>2</sup>, <u>Yamamoto K</u><sup>2</sup>, <u>Murakami K</u><sup>2</sup>, <u>Imai Y</u><sup>2</sup>, <u>Kirita T</u><sup>2</sup>.Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the "All-on-Four" concept. <u>J</u> <u>Prosthodont Res.</u> 2017 Apr;61(2):123-132. doi: 10.1016/j.jpor.2016.08.002.

Aaron Yu-Jen Wu, Jui-Ting Hsu, Lih-Jyh Fuh and Heng-Li Huang. Effects of Positions and Angulations of Titanium Dental Implants in Biomechanical Performances in the

All-on-Four Treatment: 3D Numerical and Strain Gauge Methods. Metals 2020, 10(2), 280; https://doi.org/10.3390/met10020280

Deste G, Durkan R. Effects of all-on-four implant designs in mandible on implants and the surrounding bone: A 3-D finite element analysis. Niger J Clin Pract 2020;23:456-63

#### 5.5.7. Поместување на импланти кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1 и All-on-6 со сооднос C/I 2:1



5.5.7.1. Поместување на импланти кај All-on-6 - C/I - 2:1









5.5.7.2. Поместување на импланти кај All-on-6 - C/I - 1:1













Анализата на резултатите за поместување на имплантите кај All-on-6 со сооднос C/I 1:1 и All-on-6 со сооднос C/I 2:1 ( слика до слика и табела ) покажува дека поместувањето на имплантите е поголемо кај имплантите на страната на оптоварување. Поместувањето е приближно идентично кај двата модела за вертикални сили, а разлика покажува само за коси сили. Најголемо поместување

има кај моделот All-on-6 со сооднос C/I 2:1 под влијание на коси сили (од 92,1 до 111,8  $\mu$ m). Најмали и со приближни вредности се поместувањата на дисталните импланти 5 и 6 кај моделот All-on-6 со сооднос C/I 1:1 (од 29,1 до 33  $\mu$ m). Тоа укажува дека соодносот C/ I има влијание на поместувањето што е особено изразено при делување на коси сили. Поместувањата на имплантите се во рамките на познатите вредности во литературата.

1.Sheridan RA, Decker AM, Plonka AB, Wang HL. The Role of Occlusion in Implant Therapy: A Comprehensive Updated Review. Implant Dent. 2016;25(6):829–838. pmid:27749518. <u>Horita S<sup>1</sup>, Sugiura T<sup>2</sup>, Yamamoto K<sup>2</sup>, Murakami K<sup>2</sup>, Imai Y<sup>2</sup>, Kirita T<sup>2</sup>.Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the "All-on-Four" concept. J Prosthodont Res. 2017 Apr;61(2):123-132.</u>

[49] Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G.Implantmicromotionis related topeak insertion torque and bone density. Clin Oral Implants Res 2009;20:467–71

45. Kwan N, Yang S, Guillaume D, Aboyoussef H, Ganz SD, Weiner S. Resistance to crown displacement on a hexagonal implant abutment. Implant Dent. 2004;13:112-119.

#### 6. ЗАКЛУЧОЦИ

- 1. Напрегањата по von Misess кај All-on-6 и All-on-4 концептите не ги надминуваат граничните вредности на издржливост на имплантите и периимплантните коскените ткива (спонгиозната и кортикалната коска)
- 2. Кај концептот All-on-6 има порамномерна распределба на напрегањата по von Misess кај имплантите и перимплантните коскени ткива (спонгиозната и кортикалната коска ).
- 3. Кај двата концепти, All-on-6 и All-on-4, повисоки вредности на напрегањата по von Misess има на страната на оптоварувањето.
- 4. Соодносот коронка-имплант (C/I) има влијание на распределбата на напрегањата по von Misess во имплантите и периимплантните коскени ткива кај двата концепти.
- 5. Постои статистички значајна разлика помеѓу вредностите на напрегањата по von Misess за вертикални и коси сили кај двата концепти.
- 6. Постои статистички значајна разлика помеѓу вредностите на напрегањата по von Misess помеѓу концептите All-on-6 и All-on-4, и кај имплантите и кај периимплантните коскени ткива (спонгиозната и кортикалната коска).
- 7. Локализацијата на максималните напрегања по von Misess е зависна од соодносот коронка-имплант (C/I) во сите испитувани структури, кај двата концепти
- 8. Поместувањето на имплантите е поголемо на страната на оптоварувањето, кај поголемиот соднос С/I и при делување со коси сили.
- 9. Двата концепти можат со голема сигурност да се применуваат за терапија на тоталната беззабност при содветни индикации, но се преферира, кога е можно, да се применува All- on- 6.
## 7. ЛИТЕРАТУРА

- 1. "Brief History of Dental Implants," James P. Russo, DDS Family Dentistry. [69]
- 2. International Osteoporosis Foundation. Introduction to Bone Biology: All About our Bones. [121]
- **3.** Neve A, Corrado A, Cantatore FP. Osteoblast physiology in normal and pathological conditions. Cell Tissue Res. 2011 Feb;343(2):289-302. [PubMed] 174 [129]
- 4. Camozzi V, Vescini F, Luisetto G, Moro L. Bone organic matrix components: their roles in skeletal physiology. J Endocrinol Invest. 2010;33(7 Suppl):13-5. [PubMed] 175 [130]
- **5.** A. Jokstad, "The Toronto Osseointegration Conference Revisited," May-2008. Rajan Rajput1,\*, Zakariya Chouhan2, Monica Sindhu3, Sowmya Sundararajan4, Ravi Raj Singh Chouhan5. "A Brief Chronological Review of Dental Implant History". International Dental Journal of Students Research; October 2016;4(3):105-10795[77]
- 6. Ackermann, K., Barth, T., Cacaci, C. et al. Clinical and patient-reported outcome of implant restorations with internal conical connection in daily dental practices: prospective observational multicenter trial with up to 7-year follow-up. Int J Implant Dent 6, 14 (2020). https://doi.org/10.1186/s40729-020-00211-z[33]
- 7. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg1981;10:387-416 [20]
- 8. Agerberg G., Carlsson GE. (1981) Chewing ability in relation to dental and general health: analysis of data obtained from questionnaire. 2GRQWRO 6FDQG 39:147 [7]
- 9. Ajay VS. Clinical Implantology. 1st ed. Gurgaon: Elsevier India; 2013.96[78]
- 10. Ali B., Chuikh O.E.B., Meddah M.H., Merdji A., Bouiadjra B. A. B., Effects of overloading in mastication on the mechanical behaviour of dental implants. Mater Des [Internet]. 2013 May [cited 2014 Oct 7];47:210– 7.120[93]
- 11. AlizaeMarny Mohamed. An Overview of Bone Cells and their Regulating Factors of Differentiation. Malays J Med Sci. 2008 Jan; 15(1): 4–12. 165[123]
- 12. Amy Creecy<sup>1†</sup>, John G. Damrath<sup>2†</sup> and Joseph M. Wallace<sup>1\*</sup>. Control of Bone Matrix Properties by Osteocytes Front. Endocrinol., 18 January 2021 | 184[136]
- 13. Amy Creecy<sup>1†</sup>, John G. Damrath<sup>2†</sup> and Joseph M. Wallace<sup>1\*</sup>. Control of Bone Matrix Properties by Osteocytes. Front. Endocrinol., 18 January 2021 | 191[143]
- 14. Anusavice, Kenneth J. (2003). Phillips' Science of Dental Materials. St. Louis, Missouri: Saunders Elsevier. p. 6. ISBN 978-0-7020-2903-5.[53]
- **15.** Aparicio, C., P. Perales, and B. Rangert. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. Clin Implant Dent Relat Res. 2001; 3(1): p. 39-49.[43]
- 16. Areevijit, K.; Dhanesuan, N.; Luckanagul, J.A.; Rungsiyanont, S. BiocoMPatibility study of modified injectable hyaluronic acid hydrogel with mannitol/BSA to alveolar bone cells. J. Biomater. Appl. 2021, 35, 1294–1303. [CrossRef] [PubMed] 136[104]
- 17. B. G. Röhlig, "The Use of Angulated Implants in the Maxillary Tuberosity Region, A- Dimensional Finite Element Analysis," Doctoral Thesis, The Philipps University of Marburg, Germany, 2004.[72]
- 18. Bakke M, Holm B, Gotfredsen K. Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: A prospective 5-year study. Int J Prosthodont2002;15:575-81. [8]
- Balaji, S. M. (2007). Textbook of Oral and Maxillofacial Surgery. New Delhi: Elsevier India. pp. 301– 302. ISBN 9788131203002. [55]
- **20.** Batista M, Bonachela W, Soares J. Progressive recovery of osseoperception as a function of the combination of implant-supported prostheses. 2008;565–70.[66]
- 21. BenhadjHassine M, Bucci P, Gasparro R, Di lauro AE, Sammartino G. Safe approach in "All-on-four" technique: a case report.Annali di Stomatologia. 2014; 142 V (4): 142-145[46]
- 22. Bhering, C.L.B. &Henriques, S.E. &Girundi, Francisco & Miranda, Milton &Vasconcellos, Andréa. (2017). Full arch implant supported oral rehabilitation to reestablish esthetic and function. International Journal of Clinical Dentistry. 10. 25-33. 106[83]
- 23. Bonewald LF. The amazing osteocyte. J Bone Miner Res. 2011 Feb;26(2):229-38. [PMC free article]
  [PubMed] 8.Rochefort GY, Pallu S, Benhamou CL. Osteocyte: the unrecognized side of bone tissue. Osteoporos Int. 2010 Sep;21(9):1457-69. [PubMed] 187 [139]
- 24. Borys D. Anatomy-bone. Pathology. Outlines.com website. https://www.pathologyoutlines.com/ topic/bonenormalanatomy.html. Accessed August 19th, 2021. 160[119]

- **25.** Boven GC, Raghoebar GM, Vissink A, Meijer HJ. Improving masticatory performance, bite force, nutritional state and patient's satisfaction with implant overdentures: A systematic review of the literature. J Oral Rehabil2015;42:220-33[9]
- **26.** Bozkaya D., Müftü S., Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. J Biomech. 2003;36(11):1649–58.118 [92]
- 27. Bramanti E., Cervino G., Lauritano F., Fiorillo L., D'Amico C., Sambataro S., Denaro D., Famà F., Ierardo G., Polimeni A., et al. FEM and von mises analysis on prosthetic crowns structural elements: Evaluation of different applied materials. Sci. World J. 2017;2017:1029574. doi: 10.1155/2017/1029574. [PMC free article] [PubMed] [CrossRef] [Google Scholar] [36]
- 28. Brendan F. Boyce, Michael J. Zuscik, LianpingXing, Chapter 11 Biology of Bone and Cartilage, Editor(s): Rajesh V. Thakker, Michael P. Whyte, John A. Eisman, Takashi Igarashi, Genetics of Bone Biology and Skeletal Disease (Second Edition), Academic Press, 2018, Pages 173-195, 195 [146]
- **29.** Brian K. HallEditedBy Bone: A Treatise (1993). (7 ed.). CRC Press. pp. 285–344. ISBN 978-0849388279. Retrieved 31 March 2017. 158[118]
- **30.** Britannica, The Editors of Encyclopaedia. "bone formation". Encyclopedia Britannica, 28 May. 2020, https://www.britannica.com/science/bone-formation. Accessed 16 February 2022.172 [127]
- **31.** Brunski, J.B. "Biomechanical aspects of the optimal number of implants to carry a cross-arch full restoration". Eur J Oral Implantol. 2014; 7(Suppl):S111–S132[45]
- **32.** C. S. Venable, W. G. Stuck, and A. Beach, "The effects on bone of the presence of metals; based upon electrolysis: An experimental study," Annals of Surgery, vol. 105, no. 6, p. 917, 1937.[61]
- **33.** Cao, W., Helder, M.N., Bravenboer, N. et al. Is There a Governing Role of Osteocytes in Bone Tissue Regeneration?. CurrOsteoporos Rep (2020). 190[142]
- **34.** Carlsson GE, Kronström M, de Baat C, Cune M, Davis D, Garefis P, et al. A survey of the use of mandibular implant overdentures in 10 countries. Int J Prosthodont2004;17:211-7. [19].
- **35.** Carolina A Moreira, David W Dempster and Roland Baron. Anatomy and Ultrastructure of Bone Histogenesis, Growth and Remodeling. https://www.endotext.org/ June 5, 2019167[124]
- **36.** Carolina A Moreira, David W Dempster and Roland Baron. Anatomy and Ultrastructure of Bone Histogenesis, Growth and Remodeling. https://www.endotext.org/ June 5, 2019. 177[131]
- **37.** Carolina A Moreira, David W Dempster and Roland Baron. Anatomy and Ultrastructure of Bone Histogenesis, Growth and Remodeling. https://www.endotext.org/ June 5, 2019. 186[138]
- **38.** Cawood J.I., Howell R.A. A classification of the edentulous jaws. Int. J. Oral Maxillofac. Surg. 1988;17:232–236. doi: 10.1016/S0901-5027(88)80047-X. [PubMed] [CrossRef] [Google Scholar[4]
- **39.** Cervino G., Romeo U., Lauritano F., Bramanti E., Fiorillo L., D'Amico C., Milone D., Laino L., Campolongo F., Rapisarda S., et al. Fem and Von Mises Analysis of OSSTEM<sup>®</sup> Dental Implant Structural Components: Evaluation of Different Direction Dynamic Loads. Open Dent. J. 2018;12:219. doi: 10.2174/1874210601812010219. [PMC free article] [PubMed] [CrossRef] [Google Scholar] [30]
- **40.** Cervino, G.; Fiorillo, L.; Iannello, G.; Santonocito, D.; Risitano, G.; Cicciù, M. Sandblasted and Acid Etched Titanium Dental Implant Surfaces Systematic Review and Confocal Microscopy Evaluation. Materials 2019, 12, 1763. [CrossRef] 125[98]
- 41. Cervino, G.; Meto, A.; Fiorillo, L.; Odorici, A.; Meto, A.; D'Amico, C.; Oteri, G.; Cicciù, M. Surface Treatment of the Dental Implant with Hyaluronic Acid: An Overview of Recent Data. Int. J. Environ. Res. Public Health 2021, 18, 4670. https://doi.org/10.3390/ ijerph18094670138[106]
- **42.** Chan MF, Howell RA, Cawood JI. Prosthetic rehabilitation of the atrophic maxilla using pre-implant surgery and endosseous implants. Br Dent J 1996;181:51-8. [21],
- **43.** Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Reasons for failures of oral implants. J Oral Rehabil2014;41:443-76. [25]
- **44.** Chrcanovic, B.R.; Kisch, J.; Albrektsson, T.; Wennerberg, A. A retrospective study on clinical and radiological outcomes of oral implants in patients followed up for a minimum of 20 years. Clin. Implant. Dent. Relat. Res. 2018, 20, 199–207. [CrossRef] 124[97]
- **45.** Cicciu M., Bramanti E., Matacena G., Guglielmino E., Risitano G. FEM evaluation of cementedretained versus screw-retained dental implant single-tooth crown prosthesis. Int. J. Clin. Exp. Med. 2014;7:817–825. [PMC free article] [PubMed] [Google Scholar] [35]
- **46.** Cicciù, M. Prosthesis: New Technological Opportunities and Innovative Biomedical Devices. Prosthesis 2019, 1, 1–2. [CrossRef][24]
- 47. Conference proceedings: Dental implants. National Institutes of Health Consensus Development Conference. June 13-15, 1988. J Dent Educ1988;52:678-827.99[81]

- 48. Cowan PT, Kahai P. StatPearls [Internet]. StatPearls Publishing; Treasure Island (FL): Aug 15, 2020. Anatomy, Bones. [PubMed] 194 [145]
- **49.** Cowin, S. C. & Van Buskirk, W. Surface bone remodeling induced by a medullary pin. Journal of biomechanics 12, 269–276, https://doi.org/10.1016/0021-9290(79)90069-1 (1979). 16351. [122]
- **50.** David Soto-Peñaloza1 ,ReginoZaragozí-Alonso 2 , MaríaPeñarrocha-Diago 3 , Miguel Peñarrocha-Diago 4. The all-on-four treatment concept: Systematic review. J ClinExp Dent. 2017;9(3):e474-88. 105[82]
- 51. Davis, Michael. "DrTummy.com | DrTummy.com." DrTummy.com | DrTummy.com. Dr. Tummy, n.d. Web. 3 Apr. 2013.173[128]
- **52.** De Stefano, R. Psychological Factors in Dental Patient Care: Odontophobia. Medicina2019, 55, 678. [CrossRef] [PubMed] 152 [115]
- **53.** Dental endoosseous implants. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. J Am Dent Assoc1986; 113:949-50.98[80]
- 54. Dr.Bini K Ravi1, Dr.Harshakumar K2, Dr.Prasanth V3, Dr.Kavitha Janardanan4. Dental Implants and Osseoperception: A Systematic Review. Journal of Dental and Medical Sciences, 2020:19, (1) 1: PP 55-60[34]
- 55. Dr.Bini K Ravi<sup>1</sup>, Dr.Harshakumar K<sup>2</sup>, Dr.Prasanth V<sup>3</sup>, Dr.Kavitha Janardanan<sup>4</sup>. Dental Implants and Osseoperception: A Systematic Review. IOSR Journal of Dental and Medical Sciences (IOSR-JDMS) e-ISSN: 2279-0853, p-ISSN: 2279-0861.Volume 19, Issue 1 Ser.1 (January. 2020), PP 55-60 www.iosrjournals.org. [67]
- 56. Elias C.N., Factors Affecting the Success of Dental Implants. Implant Dent A rapidly EvolPract. 2011; [94]
- **57.** ElifBilgiç, ÖzgeBoyacıoğlu, MerveGizer, PetekKorkusuz, FezaKorkusuz, Chapter 6 Architecture of bone tissue and its adaptation to pathological conditions, Editor(s): SalihAngin, Ibrahim EnginŞimşek, CoMParative Kinesiology of the Human Body, Academic Press, 2020, 171 [126]
- 58. Esposito M., Murray-Curtis L., Grusovin M.G., Coulthard P., Worthington H. V., Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants. Cochrane Database Syst Rev. 2014;(4):CD003815. 109[85]
- **59.** Ettinger RL. (1973) Diet, nutrition, masticatory ability in groups of elderly edentulous patients. Aust Dent J.1973 Feb;18(1):12-9. doi: 10.1111/j.1834-7819.1973.tbo2348.x. [6]
- **60.** Falisi, G. "All on short" prosthetic-implant supported rehabilitations. Oral Implant. (Rome) 2017, 10, 477. [Google Scholar] [CrossRef] [PubMed][49
- **61.** Fiorillo L, Cervino G, De Stefano R, Iannello G, Cicciù M. Socioeconomic behaviors on dental professions: a Google Trends investigation in Italy. Minerva Stomatol. 2020 Oct;69(5):317-323. doi: 10.23736/S0026-4970.20.04352-6. 114[88]
- **62.** Fratzl, Peter; Weinkamer, Richard (2007):Nature's hierarchical materials. 157[117]
- **63.** Gary C Armitage<sup>1</sup>. Periodontal diagnoses and classification of periodontal diseases. Periodontol 2000. 2004;34:9-21. doi: 10.1046/j.0906-6713.2002.003421.x 149 [112]
- **64.** Geertman ME, Boerrigter EM, Van Waas MA, van Oort RP. Clinical aspects of a multicenter clinical trial of implant-retained mandibular overdentures in patients with severely resorbed mandibles. J Prosthet Dent 1996;75:194-204[22]
- **65.** Gehrke, S.A.; Pérez-Díaz, L.; Mazón, P.; De Aza, P.N. Biomechanical effects of a new macrogeometry design of dental implants: An in vitro experimental analysis. J. Funct. Biomater. 2019, 10, 47. [12]
- 66. Gómez-Polo M, Bartens F, Sala L, Tamini F, Celemín A, del Rio J. The correlation between crown-implant ratios and marginal bone resorption: A preliminary clinical study. Int J Prosthodont. 2010;23:33-37[40]
- **67.** Gomez-Polo M, Bartens F, Sala L, TaminiF, Celemin A, del Rio J. The correlation betweencrown-implant ratios and marginal bone resorption: A preliminary clinical study. Int J Prosthodont.2010;23:33-37[14]
- 68. Gómez-Polo M, Ortega R, Gómez-Polo C, Martín C, Celemín A, Del Río J.Does Length, Diameter, or Bone Quality Affect Primary and Secondary Stability in Self-Tapping Dental Implants.J Oral Maxillofac Surg. 2016Jul;74(7):1344-53[39]
- **69.** Greenfield, E.J. (1913). "Implantation of artificial crown and bridge abutments". Dental Cosmos. 55: 364–369.[62]
- 70. Guang Zhu, Guocheng Wang и Jiao Jiao Li. Advances in implant surface modifications to improve osseointegration. Mater. Adv., 2021, 2, 6901132103]
- **71.** Guede D<sup>1,2</sup>, González P<sup>3</sup>, Caeiro JR<sup>2,4</sup>. Biomechanics and bone (1): Basic concepts and classical mechanical trials. Rev OsteoporosMetab Miner. 2013; 5 (1): 43-50161[120]
- 72. H.A. (1940). "Reaction of bone to multiple metallic implants". SurgGynecol Obstet. 71: 598–602. [63]

- 73. Hämmerle и сораб. Digital technologies to support planning, treatment, and fabrication processes and outcome assessments in implant dentistry. Summary and consensus statements. The 4th EAO consensus conference 2015. Clin Oral Implants Res. 2015 Sep;26 Suppl 11:97-101. .112[87]
- 74. hGaviria L., Salcido J.P., Guda T., Ong J.L., Current trends in dental implants. J Korean Assoc Oral MaxillofacSurg [Internet]. 2014;40(2):50–60. Available from: 110[86]
- 75. Hodosh, M; Shklar, G; Povar, M (1974). "The porous vitreous carbon/polymethacrylate tooth implant: Preliminary studies". J. Prosthet. Dent. 32(3): 326–334. doi:10.1016/0022-3913(74)90037-7. PMID 4612143.[71]
- 76. Howe, M.S.; Keys, W.; Richards, D. Long-term (10-year) dental implant survival: A systematic review and sensitivity metaanalysis. J. Dent. 2019, 84, 9–21. [CrossRef] [PubMed][27]
- 77. https://www.click4teeth.com/feature-articles/robots-future-implant-dentistry/. [110]
- 78. J. Yang and H. J. Xiang, "A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone," Journal ofbiomechanics, vol. 40, no. 11, pp. 2377–2385, 2007.123[96]
- 79. Jones, Tina B.. "Boundless Biology Textbook". OER Commons. Institute for the Study of Knowledge Management in Education, 04 Jun. 2019. Web. 20 Aug. 2021. <a href="https://www.oercommons.org/authoring/54851-boundless-biology-textbook.169">https://www.oercommons.org/authoring/54851-boundless-biology-textbook.169</a> [125]
- 80. Jong-Cheol Park, Yun-Ho Kim, Hong-Seok Choi, Jong-Shik Oh, Sang-Hun Shin & Yong-Deok Kim. The rate and stability of mandibular block bone graft in recent 5 years .Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgery volume 39, Article number: 21 (2017)[37]
- 81. K€ayser, A. F., P. G. Battistuzzi, P. A. Snoek, P. J. Plasmans, and A. J. Spanauf. 1988. The implementation of a problem-oriented treatment plan. Aust. Dent. J. 33:18–22[41]
- 82. Knežević G. Osnovedentalneimplantologije. Zagreb: Školskaknjiga; 2002 117[91]
- 83. Krekmanov, L., et al. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000; 15(3): p. 405-14[42]
- 84. Ku, JK., Lee, J., Lee, HJ. et al. Accuracy of dental implant placement with computer-guided surgery: a retrospective cohort study. BMC Oral Health 22, 8 (2022). https://doi.org/10.1186/s12903-022-02046-z143 [109]
- **85.** L. Bai, Y. Liu, Z. Du, Z. Weng, W. Yao, X. Zhang, X. Huang, X. Yao, R. Crawford, R. Hang, D. Huang, B. Tang and Y. Xiao, Differential effect of hydroxyapatite nano-particle versus nano-rod decorated titanium micro-surface on osseointegration, ActaBiomater., 2018, *76*, 344–358. 128 [99]
- 86.L. I. Linkow and R. Chercheve, Theories and Techniques of Oral Implantology, vol. 1, 2 vols. Saint Louis: The C. V Mosby CoMPany, 1970.[60]
- 87. L. I. Linkow, Implant Dentistry Today, vol. 1. Italy: , 1990.[52]
- 88.Lauritano F., Runci M., Cervino G., Fiorillo L., Bramanti E., Cicciù M. Three-dimensional evaluation of different prosthesis retention systems using finite element analysis and the Von Mises stress test. Minerva Stomatol. 2016;65:353–367. [PubMed] [Google Scholar] [28]
- 89. Lee J.-H., Frias V., Lee K.-W., Wright R.F., Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. J Prosthet Dent [Internet]. 2005 Oct;94(4):377–81. 121 [95]
- 90. Leventhal G.S. (1951). "Titanium, a metal for surgery". J Bone Joint Surg Am. 33-A (2): 473-474.[64]
- **91.** Love F. Dentures are not the answer. https://c1preview.prosites.com/95162/wy/docs/GMT29501\_NB\_NEWS\_2-2012\_GB.pdf[2]
- **92.** Luigi Svezia1, Filippo Casotto2. Short Dental Implants (6 mm) Versus Standard Dental Implants (10 mm) Supporting Single Crowns in the Posterior Maxilla and/or Mandible: 2-Year Results from a Prospective Cohort CoMParative Trial. J Oral Maxillofac Res 2018 (Jul-Sep) | vol. 9 | No 3 | e4 | p.1 (page number not for citation purposes 107[84]
- **93.** M. Yang, H. Liu, C. Qiu, I. Iatsunskyi, E. Coy, S. Moya, Z. Wang, W. Wu, X. Zhao and G. Wang, Electron transfercorrelated antibacterial activity of biocoMPatible graphene Nanosheets-TiO2 coatings, Carbon, 2020, 166, 350–360.131[102]
- 94. Mallick R, Tamrakar AK, Sachdeva S, Perwez E. Immediate overdenture: taking advantage of two specialized procedure. Annals of dental specialty 2014;2(4):148-151. [11]
- **95.** Malo, P., B. Rangert, and M. Nobre. "All-on- Four" immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. Clin Implant Dent Relat Res. 2003; 5 Suppl 1: p. [44]

- 96. Maló, P.; AraújoNobre, M.; Lopes, A.; Ferro, A.; Botto, J. The All-on-4 treatment concept for the rehabilitation of the completely edentulous mandible: A longitudinal study with 10 to 18 years of follow-up. Clin. Implant. Dent. Relat. Res. 2019, 21, 565–577. [Google Scholar] [CrossRef] [PubMed][48]
- 97. Marta Revilla-León<sup>1</sup>, Miguel Gómez-Polo<sup>2</sup>, Shantanu Vyas<sup>3</sup>, Basir A Barmak<sup>4</sup>, German O Galluci<sup>5</sup>, WaelAtt<sup>6</sup>, Vinayak R Krishnamurthy<sup>7</sup>. Artificial intelligence applications in implant dentistry: A systematic review. J ProsthetDent . 2021 Jun 15;S0022-3913(21)00272-9. doi: 10.1016/j.prosdent.2021.05.008. Online ahead of print. 141[108]
- 98. Mckinney RV Jr. Endosseous Dental Implants. St. Louis: Mosby;1991.p. 8-18.91[75]
- 99. Misch, Carl E (2007). Contemporary Implant Dentistry. St. Louis, Missouri: Mosby Elsevier.[54]
- **100.** Misch, Carl E (2015). "Chapter 2: Generic Root Form Component Terminology". Dental Implant Prosthetics (2nd ed.). Mosby. pp. 26–45. ISBN 9780323078450.[57]
- **101.** Mishra SK<sup>1</sup>, Chowdhary R<sup>2</sup>, Chrcanovic BR<sup>3</sup>, Brånemark PI<sup>4</sup>. Osseoperception in Dental Implants: A Systematic Review. J Prosthodont. 2016 Apr;25(3):185-95.[18].
- N.J. Kassebaum,<sup>1,2</sup> E. Bernabé,<sup>3</sup> M. Dahiya,<sup>4</sup> B. Bhandari,<sup>4</sup> C.J.L. Murray,<sup>2</sup> and W. Marcenes<sup>4,\*</sup>. Global Burden of Severe Tooth Loss. A Systematic Review and Meta-analysis. J Dent Res. 2014 Jul; 93(7 Suppl): 20S–28S. doi: 10.1177/0022034514537828[1]
- 103. Naoyuki Takahashi, Yasuhiro Kobayashi, Nobuyuki Udagawa, Chapter 5 Osteoclasts, Editor(s): John P. Bilezikian, T. John Martin, Thomas L. Clemens, Clifford J. Rosen, Principles of Bone Biology (Fourth Edition), Academic Press, 2020, Pages 111-131.193 [144]
- **104.** Närhi TO, Ettinger RL, Lam EW. Radiographic findings, ridge resorption, and subjective complaints of complete denture patients. Int J Prosthodont1997;10:183-9. [5]
- **105.** NatiellaJR,Armitage JE, GreeneJr GW, Meenagahen MA. Current evaluation of Dental implants. Council on Dental Materials and Devices. J Am Dent Assos1972;84:1358-72.90[74]

106. NenadBorotić.

Uticajrazličitoobrađenihpovršinakeramičkihabatmenatanafunkcionalnuadaptacijumekihperiimplantnihtkiv a. Doktorskadisertacija. Univerzitetprivrednaakademija u NovomSadu, StomatološkifakultetPančevo, Pančevo, 2017.97[79]

- 107. Ortensi, L.; Vitali, T.; Bonfiglioli, R.; Grande, F. New Tricks in the Preparation Design for Prosthetic Ceramic Laminate Veeners. Prosthesis 2019, 1, 29–40. [CrossRef] [23]
- 108. Pal S. Designs of Artificial Human Joints and Organs. New York: Springer-Verlag; 2013. p. 120-3.[70]
- 109. Pal TK. Fundamentals and history of implant dentistry. J IntClin Dent Res Organ 2015;7, Suppl S1:6-12[68]
- Pal TK. Fundamentals and history of implant dentistry. J IntClin Dent Res Organ 2015;7:6-12.89[73]
- Panos Papaspyridakos 1 | Andre De Souza 1 | Konstantinos Vazouras 1 | Hadi Gholami 1 | Sarah Pagni 2 | Hans-Peter Weber 1. Survival rates of short dental implants (≤6 mm) coMPared with implants longer than 6 mm in posterior jaw areas: A meta-analysis. 5.Clin Oral Impl Res. 2018;29(Suppl. 16):8–20 [31]
- **112.** Pasqualini U, Pasqualini ME. Treatise of Implant Dentistry: The Italian Tribute to Modern Implantology. Carimate (IT): Ariesdue; 2009 Oct. Chapter I, THE HISTORY OF IMPLANTOLOGY. Available from: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK409631/[58]
- **113.** Qin, L., Liu, W., Cao, H. et al. Molecular mechanosensors in osteocytes. Bone Res 8, 23 (2020). https://doi.org/10.1038/s41413-020-0099-y188 [140]
- 114. R. F. Neiva, H. L. Wang, and J. Geng, "Introduction to Implant Dentistry," Application of the Finite Element Method in Implant Dentistry, pp. 42–60, 2008.[65]
- 115. Rajan Rajput1,\* , Zakariya Chouhan2 , Monica Sindhu3 , Sowmya Sundararajan4 , Ravi Raj Singh Chouhan5 "A Brief Chronological Review of Dental Implant History" . International Dental Journal of Students Research; October 2016;4(3):105-107 93[76]
- 116. RaminOftadeh, Miguel Perez-Viloria, Juan C. Villa-Camacho, AshkanVaziri, and AraNazarian. Biomechanics and Mechanobiology of Trabecular Bone: A Review. J Biomech Eng. 2015 Jan; 137(1): 0108021–01080215. doi: 10.1115/1.4029176179 [133]
- 117. Ran BezooijenRl, Ran; Papapoulos, SE; Hamdy, NA; ten Dijke, P; Lowik, C (2005). "Control of Bone Formation by Osteocytes". BoneKEy-Osteovision. 2 (12): 33–38.183 [135]

- 118. Rathee M, Goel M, Tamrakar AK. Prosthodontic management of severely resorbed mandibular ridge using modified impression technique: A case report. Ind J App Res 2013;3(8):74-75.[10]
- 119. REHABILITATION OFPATIENTS WITH FIXED IMPLANT SUPPORTED PROSTHESES: A REVISIT TO THE MODERATE SHORTENED DENTAL ARCH CONCEPT Tamrakar AK, 1 Rathee M, 2 Mallick R, 3 Murali G, 4 Singh B 5. Annals of Dental Specialty Vol. 4; Issue 3. Jul Dec 2016[16].
- **120.** Rinaldo Florencio-Silva,<sup>1</sup> Gisela Rodrigues da Silva Sasso,<sup>1</sup> Estela Sasso-Cerri,<sup>2</sup> Manuel Jesus Simões,<sup>1</sup> and Paulo Sérgio Cerri<sup>2</sup>. Biology of Bone Tissue: Structure, Function, and Factors That Influence Bone Cells. BioMed Research International Volume 2015 |Article ID 421746 | 189 [141]
- **121.** S. Devgan and S. S. Sidhu, Evolution of surface modification trends in bone related biomaterials: A review, Mater. Chem. Phys., 2019, 233, 68–78. 129[100]
- 122. Saghiri, M.A., Freag, P., Fakhrzadeh, A. et al. Current technology for identifying dental implants: a narrative review. Bull Natl Res Cent 45, 7 (2021). https://doi.org/10.1186/s42269-020-00471-0140 [107]
- **123.** Salinas TJ. Implant prosthodontics. In: Miloro M, Ghali GE, Larsen PE, Waite PD, editors. Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery. London: BC Decker, Inc Hamilton; 2004. p. 263[17].
- **124.** Sánchez-Fernández, E.; Magán-Fernández, A.; O'Valle, F.; Bravo, M.; Mesa, F. Hyaluronic acid reduces inflammation and crevicular fluid IL-1β concentrations in peri-implantitis: A randomized controlled clinical trial. J. Periodontal Implant. Sci. 2021, 51, 63–74. [CrossRef] 137[105]
- **125.** Schaffler MB, Cheung W-Y, Majeska R, Kennedy O. Osteocytes: master orchestrators of bone. Calcif Tissue Int. 2014;94:5–24. https://doi.org/10.1007/s00223-013-9790-y. 185[137]
- **126.** Scrascia, R.; Fiorillo, L.; Gaita, V.; Secondo, L.; Nicita, F.; Cervino, G. Implant-Supported Prosthesis for Edentulous Patient Rehabilitation. From Temporary Prosthesis to Definitive with a New Protocol: A Single Case Report. Prosthesis 2020, 2, 10–24. [CrossRef] 151 [114]
- 127. Shemtov-Yona, K.; Rittel, D. An overview of the mechanical integrity of dental implants. Biomed. Res. Int. 2015, 2015, 547384.[13]
- 128. Shenoy VK. Single tooth implants: Pretreatment considerations and pretreatment evaluation. J Interdiscip Dentistry.2012;2:149-57[15].
- 129. Siadat, H.; Rokn, A.; Beyabanaki, E. Full Arch All-on-4 Fixed Implant-Supported Prostheses with 8.5 Years of Follow-Up: A Case Report. J. Dent. (Tehran) 2018, 15, 259–265. [Google Scholar][47]
- **130.** Smiti Bhardwaj, ⊠ MunivenkatappaLakshmaiahVenkateshPrabhuji. CoMParative volumetric and clinical evaluation of peri-implant sulcular fluid and gingival crevicular fluid. J Periodontal Implant Sci. 2013 Oct; 43(5): 233–242. doi: 10.5051/jpis.2013.43.5.233 150 [113]
- **131.** Soto-Penaloza D<sup>1</sup>, Zaragozí-Alonso R<sup>2</sup>, Penarrocha-Diago M<sup>3</sup>, Penarrocha-Diago M<sup>4</sup>. The all-onfour treatment concept: Systematic review. J ClinExp Dent. 2017 Mar 1;9(3):e474-e488. [29]
- 132. Stefano, R. Psychological Factors in Dental Patient investigation. Minerva Stomatol. 2020, 69, 317– 323. [CrossRef] [PubMed] 115[89]
- 133. Steven R Goldring. The osteocyte: key player in regulating bone turnover. RMD Open. 2015; 1(Suppl 1): e000049. Published online 2015 Aug 15. doi: 10.1136/rmdopen-2015-000049178 [132]
- **134.** Sthita Gurrala, Vikas Dhupar, Francis Akkara. All-on- 4 dental implant concept in immediate rehabilitation of failing dentition–a prospective study to evaluate the efficacy and cost effectiveness in Indian population. J Dent Health Oral Disord Ther. 2020;11(1):12–16 [32]
- **135.** Strock AE. Experimental work on a method for the replacement of missing teeth by direct implantation of a metal support into the alveolus. Am J OrthodDentofacialOrthop1939;25:467-72. [62]
- **136.** Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: A mixed-longitudinal study covering 25 years. J. Prosthet. Dent. 1972;27:120–132. doi: 10.1016/0022-3913(72)90188 [PubMed] [CrossRef] [Google Scholar] [3]
- **137.** Talukdar, P.; Kumari, S.; Panda, S.K.; Oommen, V.M.; Prasad, A. Factors affecting the survival rate of dental implants: A retrospective study. J. Int. Soc. Prev. Community Dent. 2017, 7, 351–355. [CrossRef] [26]
- **138.** Teixeira AB, Beja GB, Shimano AC, Macedo AP, Oliscovicz NF, Reis AC. Influence of the ultimate torsion on the geometry of dental implants. Braz Dent J.2013;24:213-217[38]
- **139.** Tettamanti L.<sup>1</sup>, C Andrisani<sup>2</sup>, M AndreasiBassi<sup>3</sup>, R Vinci<sup>4</sup>, J Silvestre-Rangil<sup>5</sup>, A Tagliabue<sup>1</sup>. Immediate loading implants: review of the critical aspects. Oral Implantol (Rome). 2017 Sep 27;10(2):129-139[90]
- 140. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition.[No authors listed]J Prosthet Dent. 2017 May;117(55):e1-e105. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.12.001.[51]

- 141. Thompson, W. R., Rubin, C. T. & Rubin, Among these stimuli, the shear stress of fluid flow from loading is the main force stimulation applied toosteocytes.J. Mechanical regulation of signaling pathways in bone. Gene503, 179–193 (2012)9,16180[134]
- 142. Tom C.T. van Riet, Kevin T.H. Chin Jen Sem, Jean-Pierre T.F. Ho, René Spijker, Jens Kober, Jan de Lange. Robot technology in dentistry, part two of a systematic review: an overview of initiatives,Dental Materials, 2021,Volume 37, Issue 8,Pages 1227-1236,148[111]
- 143. Van Horn, Jennifer (2016). "George Washington's Dentures: Disability, Deception, and the Republican Body". Early American Studies. 14: 2–47. doi:10.1353/eam.2016.0000.[56]
- 144. VERÍSSIMO, A. H.; SOUZA, J. A. N. de .; OLIVEIRA, T. A. de .; GONÇALVES, A. G. .; AFONSO, F. A. C. .; SOUZA JÚNIOR, F. A. de . Oral rehabilitation with dental implant and immediate loading by guided surgery: case report. Research, Society and Development, [S. l.], v. 10, n. 1, p. e4810110854, 2021. DOI: 10.33448/rsd-v10i1.10854. Disponívelem: https://rsdjournal.org/index.php/rsd/article/view/10854. Acessoem: 12 jan. 2022.[50]
- 145. Walker J (2020) Skeletal system 1: the anatomy and physiology of bones. Nursing Times [online]; 116: 2, 38-42. 156[116]
- 146. Y. Liu, B. Rath, M. Tingart and J. Eschweiler, Role of implants surface modification in osseointegration: A systematic review, J. Biomed. Mater. Res., Part A, 2020, 108, 470–484. 130[101]
- 147. NiroshaniSurangikaSoysa<sup>a,\*</sup> and Neil Alles<sup>b</sup>. Positive and negative regulators of osteoclast apoptosis. Bone Rep. 2019 Dec; 11: 100225. . doi: 10.1016/j.bonr.2019.100225196 [147]
- 148. EfthymiaNikita, Chapter 1 The Human Skeleton, Editor(s): Efthymia Nikita, Osteoarchaeology, Academic Press, 2017, Pages 1-75, 197 [148]
- 149. Currey, J. D. (2002). Bones: structure and mechanics. Princeton University Press 2002 436 pages198 [149]
- **150.** Nyman JS, Ni Q, Nicolella DP, Wang X. Measurements of mobile and bound water by nuclear magnetic resonance correlate with mechanical properties of bone. Bone 2008; 42(1): 193-199. 199 [150]
- 151. "Structure of Bone". flexbooks.ck12.org. CK12-Foundation. Retrieved 28 May 2020.202 [151]
- **152.** Deakin, Barbara Young; et al. (2006). Wheater's functional histology : a text and colour atlas (5th ed.). [Edinburgh?]: Churchill Livingstone/Elsevier. 203[152]
- **153.** Bartl R, Bartl C (2017) Structure and architecture of bone. In: Bone Disorder: Biology, Diagnosis, Prevention, Therapy206
- **154.** G. W. Bates, S. B. Cohen, M. Greenwald, C. C. Johnston Jr, and M. J. Legato, "Osteoporosis Management: Pathophysiology Of Osteoporosis," American MedicalAssociation, 2004. 207
- **155.** Walker J (2020) Skeletal system 1: the anatomy and physiology of bones. Nursing Times [online]; 116: 2, 38-42.Mirza A. Baig; Dhouha Bacha.Histology, Bone.StatPearls [Internet]. May 10, 2021208
- **156.** Robson L, Syndercombe Court D (2018) Bone, muscle, skin and connective tissue. In: Naish J, Syndercombe Court D (eds) Medical Sciences. London: Elsevier209
- **157.** Tortora GJ, Derrickson B (2009) The skeletal system: bone tissue. In: Principles of Anatomy and Physiology. Chichester: John Wiley & Sons.
- **158.** Bayraktar, H. H., Morgan, E. F., Niebur, G. L., Morris, G. E., Wong, E. K., and Keaveny, T. M., 2004, "CoMParison of the Elastic and Yield Properties of Human Femoral Trabecular and Cortical Bone Tissue," J. Biomech., 37(1), pp. 27–35.10.1016/S0021-9290(03)00257-4 213
- 159. Dyson, E. , and Whitehouse, W. , 1968, "Composition of Trabecular Bone in Children and Its Relation to Radiation Dosimetry," Nature, 217, pp. 576–578.
- **160.** Ahmed Ibrahim<sup>1,\*</sup>, Nicole Magliulo<sup>1</sup>, James Groben<sup>1</sup>, Ashley Padilla<sup>2</sup>, Firas Akbik<sup>3</sup> and Z. Abdel Hamid<sup>4</sup>. Hardness, an Important Indicator of Bone Quality, and the Role of Collagen in Bone Hardness. J. Funct. Biomater. 2020, 11(4), 85; https://doi.org/10.3390/jfb11040085215
- 161. Fratzl, P.; Weinkamer, R. Nature's hierarchical materials. Prog. Mater. Sci. 2007, 52, 1263–1334.
- **162.** Gautieri, A.; Vesentini, S.; Redaelli, A.; Buehler, M.J. Hierarchical structure and nanomechanics of collagen microfibrils from the atomistic scale up. Nano Lett. 2011, 11, 757–766. 2017
- 163. Tai, K.; Dao, M.; Suresh, S.; Palazoglu, A.; Ortiz, C. Nanoscale heterogeneity promotes energy dissipation in bone. Nat. Mater. 2007, 6, 454–462. [CrossRef]2019
- 164. Ott S.M. Cortical or Trabecular Bone: What's the Difference?. Am J Nephrol 2018;47:373–375220

**165.** Kobayashi T, Kronenberg H: Minireview: transcriptional regulation in development in bone, Endocrinol 146:1012, 2005.221

- **166.** VELÁSQUEZ, V.; OLATE, S.; ALISTER, J. P.; URIBE, F.; HAIDAR, Z. S. & FARIÑA, R. Cortical and cancellous bone in mandibular symphysis. implications in osteosynthesis and osteotomy. Int. J. Morphol., 35(3):1133-1139, 2017222
- 167. Yi-Jui Liu, Hou-Ting YangandChun-Jung Juan.Editorial for "Cortical Bone Mechanical Assessment via Free Water Relaxometry at 3T".Journal of Magnetic Resonance Imaging (JMRI)03 June 2021223
- 168. Carolina A Moreira, David W Dempster and Roland Baron. Anatomy and Ultrastructure of Bone Histogenesis, Growth and Remodeling. https://www.endotext.org/ June 5, 2019. 225
- 169. Unal M, Cingoz F, Bagcioglu C, Sozer Y, Akkus O. Interrelationships between electrical, mechanical and hydration properties of cortical bone. J Mech Behav Biomed Mater. 2018 Jan;77:12-23. [PubMed]227
- 170. Baig MA, Bacha D. Histology, Bone. [Updated 2020 Jul 3]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2020 Jan
- 171. Jee, W., 1983, "The Skeletal Tissues," Histol. Cell Tissue Biol., 5, pp. 206–254.
- 172. Marie-Claude Monier-Faugere, M. Chris Langub, Hartmut H. Malluche, Chapter 8 Bone Biopsies: A Modern Approach, Editor(s): Louis V. Avioli, Stephen M. Krane, Metabolic Bone Disease and Clinically Related Disorders (Third Edition), 1998, 237-280
- **173.** Chatvaratthana K, Thaworanunta S, Seriwatanachai D, Wongsirichat N (2017) Correlation between the thickness of the crestal and buccolingual cortical bone at varying depths and implant stability quotients. PLoS ONE 12(12): e0190293
- 174. Gomez M.A., Nahum A.M. (2002) Biomechanics of Bone. In: Nahum A.M., Melvin J.W. (eds) Accidental Injury. Springer, New York, NY. 235
- 175. Efthymia Nikita, Chapter 1 The Human Skeleton, Editor(s): Efthymia Nikita, Osteoarchaeology, Academic Press, 2017, Pages 1-75, 236
- 176. Owen Robert, Reilly Gwendolen C. In vitro Models of Bone Remodelling and Associated Disorders. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. 2018;6?13237
- 177. Patrick S, Birur N P, Gurushanth K, Raghavan A S, Gurudath S.CoMParison of gray values of conebeam computed tomography with hounsfield units of multislice computed tomography: An in vitro study. Indian J Dent Res 2017;28:66-70238
- 178. Inoue, M. et al. Forceful mastication activates osteocytes and builds a stout jawbone. Sci. Rep. 9, 4404 (2019) 239
- 179. Tsourdi E, Jähn K, Rauner M, Busse B, Bonewald LF. Physiological and pathological osteocytic osteolysis. J Musculoskelet Neuronal Interact. 2018;18:292–303. 240
- **180.** Gary Greenstein, Benjamin Greenstein, John S. Cavallaro Jr. and Joseph R. Carpentieri.An examination and practical application of knowledge for clinicians who place and restore dental implants. Journal of multidisciplinary care Decision in dentistryMay 16, 2018 242
- 181. Huiskes, R. et al. Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis. J. Biomech. 20, 1135–50 (1987). 243
- 182. 23.Carter, D. R. Mechanical loading histories and cortical bone remodeling. Calcif. Tissue Int. 36(Suppl 1), S19–24 (1984). 245
- 183. Su, K., Yuan, L., Yang, J. et al. Numerical Simulation of Mandible Bone Remodeling under Tooth Loading: A Parametric Study. Sci Rep 9, 14887 (2019) 247
- 184. N.H. Hart1,2, S. Nimphius2,3, T. Rantalainen2,4, A. Ireland5, A. Siafarikas2,6,7,8, R.U. Newton1. J . Mechanical basis of bone strength: influence of bone material, bone structure and muscle action. Musculoskelet Neuronal Interact 2017; 17(3):114-139249
- 185. Nicole Pace. From Sméagol to Gollum: Mechanical Stress and Bone Remodelling. Open Journal of Orthopedics > Vol.8 No.4, April 2018250
- **186.** Degidi M, Scarano A, Piattelli M, Perrotti V, Piattelli A. Bone remodeling in immediately loaded and unloaded titanium dental implants: a histologic and histomorphometric study in humans. J Oral Implantol.2005;31:18-24. 253
- 187. Jilka, R. L.. Biology of the basic multicellular unit and the pathophysiology of osteoporosis. Med. Pediat. Oncol. 2003; 41, 182–185. doi: 10.1002/mp0.10334 254
- 188. Hsuan-Yu Chou. MECHANO-REGULATION OF MANDIBULAR BONE DEVELOPMENT AND PERI-IMPLANT OSSEOINTEGRATION. Dissertation. Northeastern University Boston, Massachusetts.2012
- 189. Dian Jiao, Shuai Guo, Yafei Chen, Yong Zhan and Hailong An<sup>\*</sup>. Ion Channels and Bone Homeostasis Imbalance.Biomedical Journal of Scientific & Technical Research. March, 2019, Volume 16, 3, pp 1-6
- 190. Gideon A. Rodan<sup>\*</sup>. Bone homeostasis. Proc Natl Acad Sci U S A. 1998 Nov 10; 95(23): 13361–13362.

- **191.** Abdul Alim Al-Bari, Abdullah Al Mamun. Current advances in regulation of bone homeostasis. FASEB BioAdvances.2020;2:668–679. 259
- **192.** Raisz LG. Physiology and pathophysiology of bone remodeling. Clin Chem. 1999;45(8 Pt 2):1353-1358. Review. Erratum in: Clin Chem 1999;45(10):1885261.
- **193.** Kawaguchi H, Pilbeam CC, Raisz LG. Anabolic effects of 3,3',5-triiodothyronine and triiodothyroacetic acid in cultured neonatal mouse parietal bones. Endocrinology.1994; 135: 971-976.
- **194.** Pacifici R. Cytokines, estrogen and postmenopausal osteoporosis—the second decade. Endocrinolog. **1998**;139: 2659-2661.
- **195.** Rinaldo Florencio-Silva,<sup>1</sup> Gisela Rodrigues da Silva Sasso,<sup>1</sup> Estela Sasso-Cerri,<sup>2</sup> Manuel Jesus Simões,<sup>1</sup> and Paulo Sérgio Cerri<sup>2</sup>. Biology of Bone Tissue: Structure, Function, and Factors That Influence Bone Cells. BioMed Research International Volume 2015 |Article ID 421746 264
- **196.** Branemark R., Branemark P. I., Rydevik B., Myers R. R. Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: a review. Journal of Rehabilitation Research & Development. 2001;38(2):175–181. 265
- **197.** Oshima M., Inoue K., Nakajima K., et al. Functional tooth restoration by next-generation biohybrid implant as a bio-hybrid artificial organ replacement therapy. Scientific Reports. 2014;4:p. 6044. doi: 10.1038/srep06044. 266
- **198.** Kang X, Li Y, Wang Y, Zhang Y, Yu D, Peng Y. Relationships of Stresses on Alveolar Bone and Abutment of Dental Implant from Various Bite Forces by Three-Dimensional Finite Element Analysis. Biomed Res Int. 2020 Feb 19;2020:7539628. doi: 10.1155/2020/7539628. PMID: 32149132; PMCID: PMC7049827. 267
- **199.** Laney W. R. Glossary of oral and maxillofacial implants. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 2017;32(4) 270
- 200. Korabi, R., Shemtov-Yona, K., Dorogoy, A. et al. The Failure Envelope Concept Applied To The Bone-Dental Implant System. Sci Rep 7, 2051 (2017). 272 273
- **201.** Frost H. M. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. The Angle Orthodontist. 2004;74(1):3–15. [PubMed] [Google Scholar]
- **202.** Menini M., Conserva E., Tealdo T., et al. Shock absorption capacity of restorative materials for dental implant prostheses: an in vitro study. The International Journal of Prosthodontics. 2013;26(6):549–556. doi: 10.11607/ijp.3241. 275
- **203.** Glantz P. O., Nilner K. Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. Periodontology. 1998;17:119–124276
- 204. Rieger M. R., Adams W. K., Kinzel G. L. A finite element survey of eleven endosseous implants. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1990;63(4):457–465. doi: 10.1016/0022-3913(90)90238-8. [PubMed] [CrossRef] [Google Scholar] 278
- **205.** Gurnero P, Szulic DA. Bone remodeling: cellular activities in bone. In: Orwoll E, Bilezikian JP, Vanderschueren D, eds. Osteoporosis in men: the effects of gender on skeletal health. 2nd ed. London, United Kingdom: Elsevier; 2010;15–24. 280
- **206.** Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Yabuuchi T, Ando R, Roberts WE, Garetto LP. Histomorphometric evaluation of alveolar bone turnover between the maxilla and the mandible during experimental tooth movement in dogs. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008;133:889–897281
- 207. HM. Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: An overview for clinicians. Angle Orthod 1994;64:175-88282
- 208. Amaro Sérgio da Silva Mello, Pamela Letícia dos Santos,Allan Marquesi,Thallita Pereira Queiroz,Rogério Margonar and Ana Paula de Souza Faloni.Some aspects of bone remodeling around dental implants. Rev. Clin. Periodoncia Implantol. Rehabil. Oral vol.11 no.1 Santiago abr. 2018 283
- **209.** Lee D. J., Lee J. M., Kim E. J., et al. Bio-implant as a novel restoration for tooth loss. Scientific Reports. 2017;7(1):p. 7414.
- **210.** Bertolini M. M., Del Bel Cury A. A., Pizzoloto L., Acapa I. R. H., Shibli J. A., Bordin D. Does traumatic occlusal forces lead to peri-implant bone loss? A systematic review. Braz Oral Res. 2019;33(1):p. e069. doi: 10.1590/1807-3107bor-2019.vol33.0069. [PubMed] [CrossRef] [Google Scholar] 285
- **211.** C. E. Misch, Z. Qu, and M. W. Bidez, "Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement," Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, vol. 57, no. 6, pp. 700–706, 1999. 286
- **212.** D. Lin, Q. Li, W. Li, and M. Swain, "Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms," Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, vol. 2, no. 5, pp. 410–432, 2009.287

- **213.** Schwartz-Dabney C, Dechow P. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. Am J Phys Anthropol. 2003;120:252–277. 288
- **214.** AM, O'Mahony; JL, Williams; JO, Katz; P., Spencer (2000): Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible, pp. 415–421.
- 215. Di Stefano, Danilo Alessio DDS<sup>\*</sup>; Arosio, Paolo PhD, DDS<sup>↑</sup>; Pagnutti, Stefano BSc<sup>\*</sup>; Vinci, Raffaele DDS<sup>§</sup>; Gherlone, Enrico Felice MD, DMD<sup>¶</sup> Distribution of Trabecular Bone Density in the Maxilla and Mandible, Implant Dentistry: August 2019 Volume 28 Issue 4 p 340-348 291
- 216. Michele Cassetta,<sup>™</sup> Aisha AA. Sofan,<sup>2</sup> Federica Altieri,<sup>3</sup> and Ersilia Barbato<sup>4</sup>. Evaluation of alveolar cortical bone thickness and density for orthodontic mini-implant placement. J Clin Exp Dent. 2013; 5(5): e245–e252292
- 217. Farnsworth D, Rossouw PE, Ceen RF, Buschang PH. Cortical bone thickness at common miniscrew implant placement sites. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011;139:495–503. 294
- 218. Choi JH, Park CH, Yi SW, Lim HJ, Hwang HS. Bone density measurement in interdental areas with simulated placement of orthodontic miniscrew implants. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009;136:766.e1–12. 295
- **219.** Sydney Schneider, <sup>a</sup>Vaibhav Gandhi, <sup>b</sup>Madhur Upadhyay, <sup>b</sup>Veerasathpurush Allareddy, <sup>c</sup>Aditya Tadinada, <sup>d</sup> and Sumit Yadav<sup>b</sup>. Sex-, growth pattern-, and growth status-related variability in maxillary and mandibular buccal cortical thickness and density. Korean J Orthod 2020; 50(2): 108-119 298
- **220.** Chun YS, Lim WH. Bone density at interradicular sites:implications for orthodontic mini-implant placement. Orthod Craniofac Res. 2009;12:25–32. 299
- **221.** Ono A, Motoyoshi M, Shimizu N. Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants. Int J Oral Maxillofac Surg. 2008;37:334–40. 300
- **222.** Elise F. Morgan, Ginu U. Unnikrisnan, Amira I. Hussein. Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States. Published in final edited form as: Annu Rev Biomed Eng. 2018 Jun 4; 20: 119–143.
- 223. Meyers, M. A.; Chen, P.-Y. (2014). Biological Materials Science. Cambridge: Cambridge University Press. ISBN 978-1-107-01045-1.
- **224.** Elias CN, Rocha FA, Nascimento AL, Coelho PG. Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. J Mech Behav Biomed Mater. 2012;16:169–80. pmid:23182386.
- **225.** Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. J Dent. 2010;38(8):612–20. pmid:20546821. 304
- 226. L. Chen, "Finite Element Analysis of the Stress on the Implant-Bone Interface of Dental Implants with Different Structures," in Finite Element Analysis New Trends and Developments, F. Ebrahimi, Ed., InTech, Chapters published, 2012306
- 227. Verplancke, Kim, Wim De Waele, and Hugo De Bruyn. "Dental Implants, What Should Be Known Before Starting an in Vitro Study." Sustainable Construction and Design. Ed. Jeroen Van Wittenberghe. Vol. 2. Ghent, Belgium: Ghent University, Laboratory Soete, 2011. 360–369.310
- **228.** Erkmen, Erkan; Simşek, Bariş; Yücel, Ergun; Kurt, Ahmet (2005): Three-dimensional finite element analysis used to coMPare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: setback surgery-posterior loading. In The British journal of oral & maxillofacial surgery 43 (2), pp. 97–104. 313
- 229. Fanuscu, Mete I..Elastic Modulus and Hardness of Cortical and Cancellous Bone Measured by Nanoindentation in Maxilla and Mandible. Final Presentation ID: 1563, AADR/CADR Annual Meeting, San Antonio, Texas, 2003 (San Antonio, Texas)316
- **230.** Lakatos, Éva; Magyar, Lóránt; Bojtár, Imre (2014): Material Properties of the Mandibular Trabecular Bone. In Journal of Medical Engineering (2), pp. 1–7. DOI: 10.1155/2014/470539.317
- **231.** Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Bone Quality and Quantity and Dental Implant Failure: A Systematic Review and Meta-analysis. Int J Prosthodont. 2017;30: 219–237. pmid:28319206
- **232.** Monstaporn, M., Rungsiyakull, C., Jia-mahasap, W., Pleumsamran, N., Mahrous, A., & Rungsiyakull, P. (2021). Effects of Bone Types on Bone Remodeling of a Dental Implant: A Review of the Literature. Chiang Mai Dental Journal, 42(2), 13-19. Retrieved from 320
- **233.** Wilmes B, Ottenstreuer S, Su YY, Drescher D. IMPact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. J Orofac Orthop. 2008;69:42–50.
- **234.** Misch CE. Density of Bone: Effect on Treatment Planning, Surgical Approach, and healing. Contemporary Implant Dentistry. St. Louis (US): Mosby; 1993. pp. 469–485.
- **235.** Shakhawan M. A, Zanyar M. A, Rebwar A H, Hawbash O M, Rozhyna P K, PaymanKh M. All-On-Four Treatment Concept in Dental Implants: A Review Articles. Sur Cas Stud Op Acc J. 2(4)- 2019. SCSOAJ.MS.ID.000142. DOI: 10.32474/SCSOAJ.2019.02.000142

- **236.** Carl E. Misch implantologija Chapter 7 Bone Density: A Key Determinant for Treatment Planning Pocket Dentistry
- **237.** Shemtov-Yona K (2021) Quantitative assessment of the jawbone quality classification: A metaanalysis study. PLoS ONE 16(6): e0253283.
- 238. Misch C.E. Bone character: second vital implant criterion. Dent Today. 1988;7(5):39-40.
- **239.** Leckholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Branemark P.I., Zarb G.A. & Albreaktsson T., eds. Tissue integrated dental prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Quintessence Int. 1985:199–209.
- **240.** DenOtter TD, Schubert J. Hounsfield Unit. 2021 Mar 16. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2021 Jan–. PMID: 31613501.
- **241.** Zhang RJ, Li HM, Gao H, Jia CY, Xing T, Shen CL. Associations between the hounsfield unit values of different trajectories and bone mineral density of vertebrae: cortical bone and traditional trajectories. Am J Transl Res. 2020 Jul 15;12(7):3906-3916. PMID: 32774744; PMCID:PMC7407709
- **242.** AB. Tannaz Shapurian<sup>1</sup>, Petros D Damoulis,
- **243.** Aa. Aydin Ozturk P, Arac E, Ozturk U, Arac S.Estimation of bone mineral density with hounsfield unit measurement. Br J Neurosurg. 2021 Feb 25:1-4.
- **244.** Chatvaratthana K, Thaworanunta S, Seriwatanachai D, Wongsirichat N. Correlation between the thickness of the crestal and buccolingual cortical bone at varying depths and implant stability quotients. PLoS One. 2017; 12: e0190293.
- 245. Shahlaie M, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Crigger M. Bone density assessments of dental implant sites: 1. Quantitative computed tomography. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003 Mar-Apr;18(2):224-31. PMID: 12705300.
- **246.** Harish Haridas, Abarajithan Mohan, Sravanthi Papisetti, Kranti K. R. Ealla. Computed tomography: Will the slices reveal the truth. J Int Soc Prev Community Dent. 2016 Aug; 6(Suppl 2): S85–S92.
- 247. Maya Genisa<sup>1</sup>, Solehuddin Shuib<sup>2</sup>, Zainul Ahmad Rajion<sup>3</sup>, Erry Mochamad Arief<sup>3</sup>, Maman Hermana<sup>4</sup>. Density estimation based on the Hounsfield unit value of cone beam computed tomography imaging of the jawbone system. Proc Inst Mech Eng H. 2018Oct 11;954411918806333. doi: 10.1177/0954411918806333. Online ahead of print.
- **248.** Almasoud Naif ., PhD, Nagaraju Tanneru, MDS, and Hesham F. Marei, PhD. Alveolar bone density and its clinical implication in the placement of dental implants and orthodontic mini-implants. Saudi Med J. 2016 Jun; 37(6): 684–689.
- 249. Isabela Maria de Carvalho Crusoé SilvaDeborah Queiroz de FreitasGlaucia Maria Bovi Ambrosano. Bone density: coMParative evaluation of Hounsfield units in multislice and cone-beam computed tomography. Braz. oral res. 26 (6) • Dec 2012 •
- **250.** R Pauwels, R Jacobs, S R Singer, M Mupparapu. CBCT-based bone quality assessment: are Hounsfield units applicable? Dentomaxillofac Radiol. 2015 Jan; 44(1): 20140238. Published online 2014 Nov 12.
- **251.** Benavides E, Rios HF, Ganz SD, An CH, Resnik R, Reardon GT, et al. Use of cone beam computed tomography in implant dentistry: the International Congress of Oral Implantologists consensus report. Implant Dent. 2012;21:78–86. [PubMed] [Google Scholar]
- **252.** Haugen, H.J., Qasim, S.B., Matinlinna, J.P. et al. Nano-CT as tool for characterization of dental resin composites. Sci Rep 10, 15520 (2020).
- **253.** Ibrahim, N., Parsa, A., Hassan, B. et al. CoMParison of anterior and posterior trabecular bone microstructure of human mandible using cone-beam CT and micro CT. BMC Oral Health 21, 249 (2021)
- **254.** Novo Matos, J., Garcia-Canadilla, P., Simcock, I.C. et al. Micro-computed tomography (micro-CT) for the assessment of myocardial disarray, fibrosis and ventricular mass in a feline model of hypertrophic cardiomyopathy. Sci Rep 10, 20169 (2020)
- **255.** Li H, Zhang H, Smales RJ, Zhang Y, Ni Y, Ma J, et al. Effect of 3 vertical facial patterns on alveolar bone quality at selected miniscrew implant sites. Implant Dent. 2014;23:92–97. [PubMed] [Google Scholar]
- **256.** Harris D, Horner K, Gröndahl K, Jacobs R, Helmrot E, Benic GI, et al. E.A.O. guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry 2011. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration at the Medical University of Warsaw. Clin Oral Implants Res. 2012;23:1243–1253. [PubMed] [Google Scholar]
- **257.** Aranyarachkul P, Caruso J, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Dus I, et al. Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography. Int J Oral Maxillofac Implants. 2005;20:416–424.

- **258.** Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. Clin Oral Implants Res. 2001;12:79–84. [PubMed] [Google Scholar
- **259.** Misch CE: Density of bone: Effect on surgical approach, and healing. Contemporary Implant Dentistry. Edited by: Misch CE. 1999, St Louis: Mosby-Year Book, 371-384.
- 260. Kircos LT, Misch CE: Diagnostic imaging and techniques. Contemporary Implant Dentistry. Edited by: Misch CE. 1999, St Louis, Missouri: Mosby-Year Book, 73-87.
- 261. Al-Ekrish AA, Widmann G, Alfadda SA. Revised, Computed Tomography-Based Lekholm and Zarb Jawbone Quality Classification. Int J Prosthodont. 2018 Jul/Aug;31(4):342-345.
- **262.** Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Brenemark fixtures in type IV bone: A 5-year analysis. J Periodontol 1991;62:2–4.
- **263.** Di Stefano, D.A.; Arosio, P.; Capparè, P.; Barbon, S.; Gherlone, E.F. Stability of Dental Implants and Thickness of Cortical Bone: Clinical Research and Future Perspectives. A Systematic Review. Materials 2021, 14, 7183. https://doi.org/10.3390/ ma14237183
- 264. I. Miyamoto, Y. Tsuboi, E. Wada, H. Suwa, and T. Iizuka, "Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery–clinical, prospective, biomechanical, and imaging study," Bone, vol. 37, no. 6, pp. 776–780, 2005.
- **265.** Putra, R.H., Yoda, N., Iikubo, M. et al. Influence of bone condition on implant placement accuracy with computer-guided surgery. Int J Implant Dent 6, 62 (2020).
- **266.** Maya Genisa, Zainul Ahmad RajionSolehuddin ShuibDasmawati Mohamad. Evaluation of stress distribution and micromotion of dental implant: In vivo case study. ARPN Journal of Engineering and Applied Sciences VOL. 12, NO. 14, JULY 2017
- 267. Porto OCL, Silva BSF, Silva JA, Estrela CRA, Alencar AHG, Bueno MDR, Estrela C.J. CBCT assessment of bone thickness in maxillary and mandibular teeth: an anatomic study. J. Appl. Oral Sci. 28 2020
- **268.** Kim HJ<sup>1</sup>, Yu SK, Lee MH, Lee HJ, Kim HJ, Chung CH.Cortical and cancellous bone thickness on the anterior region of alveolar bone in Korean: a study of dentate human cadavers. J Adv Prosthodont. 2012 Aug;4(3):146-52.
- **269.** Flanagan D. A coMParison of facial and lingual cortical thicknesses in edentulous maxillary and mandibular sites measured on computerized tomograms. J Oral Implantol. 2008;34:256–258.
- **270.** Katranji A, Misch K, Wang HL. Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers. J Periodontol. 2007;78:874–878.
- **271.** Goyushov Samir , Erhan Dursun <sup>2</sup>, Tolga Fikret Tözüm <sup>3</sup>. Mandibular cortical indices and their relation to gender and age in the cone-beam computed tomography. Dentomaxillofac Radiol. 2020 Mar;49(3):20190210.
- **272.** Aktuna Belgin, C., Adiguzel, O., Bud, M., Colak, M., & Akkus, Z. (2017). Mandibular Buccal Bone Thickness In Southeastern Anatolian People: A Cone-Beam Computed Tomography Study. International Dental Research, 7(1), 6-12. https://doi.org/10.5577/intdentres.2017.vol7.no1.2
- 273. Wang, S.-H.; Ko, Y.-C.; Tsai, M.-T.; Fuh, L.-J.; Huang, H.-L.; Shen, Y.-W.; Hsu, J.-T. Can Male Patient's Age Affect the Cortical Bone Thickness of Jawbone for Dental Implant Placement? A Cohort Study. Int. J. Environ. Res. Public Health 2021, 18, 4284. https://doi.org/10.3390/ ijerph18084284
- 274. VELÁSQUEZ, V.; OLATE, S.; ALISTER, J. P.; URIBE, F.; HAIDAR, Z. S. & FARIÑA, R. Cortical and cancellous bone in mandibular symphysis. implications in osteosynthesis and osteotomy. Int. J. Morphol., 35(3):1133-1139, 2017.
- 275. Priyadarshini SR, Sahoo PK, Niyogi S, Patnaik S, Bhuyan SK. Qualitative and morphological evaluation of the mandibular bone using computed tomography. Indian J Dent Res 2020;31:899-903
- 276. Mizukuchi, T., Naitoh, M., Hishikawa, T. et al. Automatic measurement of mandibular cortical bone width on cone-beam computed tomography images. Oral Radiol 37, 412–420 (2021).
- **277.** Shethiya KV, Vichare GS. Evaluation of buccal cortical bone thickness in wet mandibles from cadavers using computed tomography scan and stereomicroscope. APOS Trends Orthod 2018.
- 278. Elif Bilgiç, Özge Boyacıoğlu, Merve Gizer, Petek Korkusuz, Feza Korkusuz, Chapter 6 Architecture of bone tissue and its adaptation to pathological conditions, Editor(s): Salih Angin, Ibrahim Engin Şimşek, CoMParative Kinesiology of the Human Body, Academic Press, 2020, Pages 71-90.
- Helgason, B., Perilli, E., Schileo, E., Taddei, F., Brynjólfsson, S., and Viceconti, M., 2008,
   "Mathematical Relationships Between Bone Density and Mechanical Properties: A Literature Review," Clin. Biomech., 23(2), pp. 135–146.10.1016
- 280. Changa CL, Chenc CS, Huang CH, Hsu ML. Finite element analysis of the dental implant using a topology optimization method. Med Eng Phys. 2012;34:999–1008.

- 281. Merdji A, Bouiadjra BB, Chikh BO, Mootanah R, Aminallah L, Serier B, Muslih IM. Stress distribution in dental prosthesis under an occlusal combined dynamic loading. Materials and Design. 2012; 36:705–713.
- 282. Xing Gao, Manon Fraulob, Guillaume Haïat. Biomechanical Behaviour of Bone-Implant Interface: A Review. Journal of the Royal Society Interface, the Royal Society, 2019, 16 (156). ffhal-02343165f
- 283. Manon Fraulob<sup>1</sup>, Siyuan Pang<sup>2</sup>, Sophie Le Cann<sup>1</sup>, Romain Vayron<sup>3</sup>, Mathilde Laurent-Brocq<sup>4</sup>, Soorya Todatry<sup>2</sup>, Julio A N T Soares<sup>5</sup>, Iwona Jasiuk<sup>2</sup>, Guillaume Haïat<sup>6</sup>. Multimodal characterization of the bone-implant interface using Raman spectroscopy and nanoindentation. Med Eng Phys. 2020 Oct;84:60-67
- 284. Neiva R. F. , WangH. L. , and J. Geng, "Introduction to Implant Dentistry," Application of the Finite Element Method in Implant Dentistry, pp. 42–60, 2008.
- 285. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg. 1969;3:81-100. [Links]
- **286.** Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. Acta Orthop Scand. 1981;52:155-70. [Links]
- 287. Franchi M, Fini M, Martini D, Orsini E, Leonardi L, Ruggeri A, Giavaresi G, Ottani V. Biological fixation of endosseous implants. Micron. 2005;36:665–671.
- **288.** Joos U, Wiesmann HP, Szuwart T, Meyer U. Mineralization at the interface of implants. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 2006;35:783–790
- 289. Kanathila H., Pangi A. (2018). An insight into the concept of osseodensification-enhancing the implant stability and success. J Clin Diagn Res. 12(7): 1-3.
- **290.** Pai UY., Rodrigues SJ., Talreja KS., Mundathaje M. (2018). Osseodensification A novel approach in implant dentistry. J Indian Prosthodont Soc. 18(3): 196-200.
- **291.** Aseel Raad Hendi. Evaluation of the effect of osseodensification on implant stability and bone density in lowdensity bone: A clinical study A thesis of Master of Science, University of Baghdad College of Dentistry, 2020
- **292.** S. Parithimarkalaignan, T. V. Padmanabhan. Osseointegration: An Update. J Indian Prosthodont Soc. 2013 Mar; 13(1): 2–6. Published online 2013 Jan 11.
- **293.** Winter, W., S.M. Heckmann, and H.P. Weber, A time-dependent healing function for 8 immediate loaded implants. J Biomech, 2004. 37(12): p. 1861-7.
- 294. Gao X, Fraulob M, Haïat G. 2019 Biomechanical behaviours of the bone–implant interface: a review. J. R. Soc. Interface 16: 20190259.
- **295.** Luis Amengual-Peñafiel, Luis A. Córdova, M. Constanza Jara-Sepúlveda, Manuel Brañes-Aroca, Francisco Marchesani-Carrasco, Ricardo Cartes-Velásquez, Osteoimmunology drives dental implant osseointegration: A new paradigm for implant dentistry, Japanese Dental Science Review, Volume 57, 2021, Pages 12-19,
- **296.** Degidi M, Scarano A, Piattelli M, Perrotti V, Piattelli A. Bone remodeling in immediately loaded and unloaded titanium dental implants: a histologic and histomorphometric study in humans. J Oral Implantol. 2005;31:18-24.
- **297.** Scott Epsley<sup>1†</sup>, Samuel Tadros<sup>2</sup>, Alexander Farid<sup>2</sup>, Daniel Kargilis<sup>2</sup>, Sameer Mehta<sup>3</sup> and Chamith S. Rajapakse<sup>2\*</sup>. The Effect of Inflammation on Bone. Front. Physiol., 05 January 2021
- 298. Furqan A. Shah, Peter Thomsen, Anders Palmquist, Osseointegration and current interpretations of the bone-implant interface, Acta Biomaterialia, 2019, Volume 84, Pages 1-15
- **299.** Andreas Vollmer, Babak Saravi, Gernot Lang, Nicolai Adolphs, Derek Hazard, Verena Giers and Peter Stoll. Factors Influencing Primary and Secondary Implant Stability—A Retrospective Cohort Study with 582 Implants in 272 Patients. Appl. Sci. 2020, 10(22), 8084;
- **300.** Sennerby, L.; Meredith, N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: Biological and biomechanical aspects and clinical implications. Periodontol. 2000 2008, 47, 51–66. [CrossRef]
- **301.** J Barberá-Millán<sup>1</sup>, C Larrazábal-Morón, J-J Enciso-Ripoll, E Pérez-Pevida, D Chávarri-Prado, M-D Gómez-Adrián. Evaluation of the primary stability in dental implants placed in low density bone with a new drilling technique, 5.Osseodensification: an in vitro study, Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2021 May 1;26(3):e361-e367.
- **302.** Yemineni B, Mahendra J, Nasina J, et al. (July 27, 2020) Evaluation of Maximum Principal Stress, Von Mises Stress, and Deformation on Surrounding Mandibular Bone During Insertion of an Implant: A Three-Dimensional Finite Element Study. Cureus 12(7): e9430. doi:10.7759/cureus.9430

- **303.** Saravi, B.E.; Putz, M.; Patzelt, S.; Alkalak, A.; Uelkuemen, S.; Boeker, M. Marginal bone loss around oral implants supporting fixed versus removable prostheses: A systematic review. Int. J. Implant Dent. 2020, 6, 20.
- **304.** Fanali, S.; Tumedei, M.; Pignatelli, P.; Lucchese, A.; Inchingolo, F.; Piattelli, A.; Iezzi, G. CoMParative In Vitro Evaluation of the Primary Stability in D3 Synthetic Bone of Two Different Shapes and Pitches of the Implant Threads. Appl. Sci. 2021, 11, 5612. https://doi.org/10.3390/app11125612
- **305.** Cicciù, M.; Herford, A.S.; Cervino, G.; Troiano, G.; Lauritano, F.; Laino, L. Tissue fluorescence imaging (VELscope) for quick non-invasive diagnosis in oral pathology. J. Craniofacial Surg. 2017, 28, e112–e115.
- **306.** Kirstein, K.; Horochowska, M.; Jagiełło, J.; Bubak, J.; Chrószcz, A.; Kuropka, P.; Dobrzy ´nski, M.; Poradowski, D.; Michałek, M.; Borawski, W.; et al. Dental Implant Site Drilling and Induced Morphological Changes Correlated with Temperature in Pig's Rib Used as the Human Jaw Model. Appl. Sci. 2021, 11, 2493.
- **307.** Mediouni, M., Schlatterer, D. R., Khoury, A., Von Bergen, T., Shetty, S. H., Arora, M., ... Volosnikov, A. (2017). Optimal parameters to avoid thermal necrosis during bone drilling: A finite element analysis. Journal of Orthopaedic Research ,2017;35(11), 2386–2391.
- **308.** Lee JWY, Bance ML. Physiology of Osseointegration. Otolaryngol Clin North Am. 2019 Apr;52(2):231-242. doi: 10.1016/j.otc.2018.11.004. Epub 2019 Jan 3. PMID: 30612758.
- **309.** Kuzyk PR, Schemitsch EH. The basic science of peri-implant bone healing. Indian J Orthop. 2011 Mar;45(2):108-15. doi: 10.4103/0019-5413.77129. PMID: 21430864; PMCID: PMC3051116.
- **310.** Makary, C.; Menhall, A.; Zammarie, C.; Lombardi, T.; Lee, S.Y.; Stacchi, C.; Park, K.B. Primary Stability Optimization by Using Fixtures with Different Thread Depth According To Bone Density: A Clinical Prospective Study on Early Loaded Implants. Materials 2019, 12, 2398.[
- **311.** Lombardi, T.; Berton, F.; Salgarello, S.; Barbalonga, E.; Rapani, A.; Piovesana, F.; Gregorio, C.; Barbati, G.; Di Lenarda, R.; Stacchi, C. Factors Influencing Early Marginal Bone Loss around Dental Implants Positioned Subcrestally: A Multicenter Prospective Clinical Study. J. Clin. Med. 2019, 8, 1168.
- **312.** Guo S, Dipietro LA. Factors affecting wound healing. J Dent Res. 2010 Mar;89(3):219-29.
- **313.** Mathieu D, Linke J-C, Wattel F. (2006). Non-healing wounds. In: Handbook on hyperbaric medicine, Mathieu DE, editor. Netherlands: Springer, pp. 401-427
- **314.** Irandoust, S., Müftü, S. The interplay between bone healing and remodeling around dental implants. Sci Rep 10, 4335 (2020).
- 315. Amaro Sérgio da Silva Mello, Pamela Letícia dos Santos, Allan Marquesi, Thallita Pereira Queiroz, Rogério Margonar and Ana Paula de Souza Faloni. Some aspects of bone remodeling around dental implants. Rev. Clin. Periodoncia Implantol. Rehabil. Oral vol.11 no.1 Santiago abr. 2018
- **316.** Aseel Raad Hendi. Evaluation of the effect of osseodensification on implant stability and bone density in lowdensity bone: A clinical study A thesis of Master of Science, University of Baghdad College of Dentistry, 2020
- **317.** Dennis Flanagan. Osseous Remodeling Around Dental Implants. J Oral Implantol (2019) 45 (3): 239–246.
- **318.** Shah, Furqan A.; Thomsen, Peter; Palmquist, Anders (January 2019). "Osseointegration and current interpretations of the bone-implant interface". Acta Biomaterialia. 84: 1–15.
- **319.** Hao, CP., Cao, NJ., Zhu, YH. et al. The osseointegration and stability of dental implants with different surface treatments in animal models: a network meta-analysis. Sci Rep 11, 13849 (2021).
- **320.** Kligman, S.; Ren, Z.; Chung, C.-H.; Perillo, M.A.; Chang, Y.-C.; Koo, H.; Zheng, Z.; Li, C. The IMPact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration and Biofilm Formation. J. Clin. Med. 2021, 10, 1641.
- **321.** Cervino, G.; Meto, A.; Fiorillo, L.; Odorici, A.; Meto, A.; D'Amico, C.; Oteri, G.; Cicciù, M. Surface Treatment of the Dental Implant with Hyaluronic Acid: An Overview of Recent Data. Int. J. Environ. Res. Public Health 2021, 18, 4670.
- **322.** Smeets R, Stadlinger B, Schwarz F, Beck-Broichsitter B, Jung O, Precht C, Kloss F, Gröbe A, Heiland M, Ebker T. IMPact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration. Biomed Res Int. 2016;2016:6285620.
- **323.** Lee, J., Lee, JB., Yun, J. et al. The iMPact of surface treatment in 3-dimensional printed implants for early osseointegration: a coMParison study of three different surfaces. Sci Rep 11, 10453 (2021).

- **324.** He J, Han X, Wang S, Zhang Y, Dai X, Liu B, Liu L, Zhao X. Cell sheets of co-cultured BMP-2modified bone marrow stromal cells and endothelial progenitor cells accelerate bone regeneration in vitro. Exp Ther Med. 2019;18(5):3333–40.
- **325.** Fujimoto, K., Suito, H., Nagao, K., and Ichikawa, T. (2020). Does masticatory ability contribute to nutritional status in older individuals? Int. J. Environ. Res. Public Health 17:7373.
- **326.** Bakke M, "Bite Force and Occlusion", Seminars in Orthdontics, 2006;12:120-
- **327.** Valentim AF1, Furlan RM2, Perilo TV3, Berbert MC4, Motta AR5, de Las Casas EB6.Evaluation of the force applied by the tongue and lip on the maxillary central incisor tooth. Codas. 2014 May-Jun;26(3):235-40
- **328.** Stanišić-Sinobad D. Osnovi gnatologije. Beograd: BMG; 2001.
- **329.** Okeson JP. Temporomandibularni poremećaji i okluzija. Zagreb: Medicinska naklada; 2008. p. 109-126.
- **330.** B K Biswas1 S Bag2& S Pal3BIOMECHANICAL ANALYSIS OF NORMAL AND IMPLANTED TOOTH USING BITING FORCE MEASUREMENT.International Journal of Engineering and Applied Sciences, 2013, 4 (2): 17-23
- **331.** Nickolay Apostolov, Ivan Chakalov, Todor Drajev. Measurement of the Maximum Bite Force in the NaturalDentition with a GnathodynamometerMedInform, Journal of Medical and Dental Practic, 2014, Vol. 1, issue 2,
- **332.** Gibbs Charles H.; Mahan, Parker E.; Lundeen, Harry C.; Brehnan, Kenneth; Walsh, Edward K.; Holbrook, William B. (1981): Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. In The Journal of Prosthetic Dentistry 46 (4), pp. 443–449.
- 333. PROFFIT, W. R.; FIELDS, H. W.; NIXON, W. L. (1983): Occlusal forces in Normal- and Longface Adults (5), pp. 566–571
- **334.** Mansour RM, Reynik RJ. In vivo occlusal forces and moments: I. Forces measured in terminal hinge position and associated moments. J Dent Res. 1975 Jan-Feb;54(1):114-20.
- **335.** Röhrle O<sup>1</sup>, Saini H<sup>2</sup>, Ackland DC<sup>3</sup>.Occlusal loading during biting from an experimental and simulation point of view.Dent Mater. 2018 Jan;34(1):58-68. doi: 10.1016/j.dental.2017.09.005. Epub 2017 Oct 7.
- **336.** de Las Casas EB, de Almeida AF, Cimini Junior CA, Gomes Pde T, Cornacchia TP, Saffar JM. Determination of tangential and normal components of oral forces. J Appl Oral Sci. 2007 Feb;15(1):70-6.
- Áatović A. Klinička fiksna protetika. Zagreb: Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet; 1999.
   Mehulić K. Ocjena potencijalnih zuba nosača.
- **338.** Stamenković D, Nastić M. Stomatološka protetika: parcijalne proteze. Beograd:Zavod za udžbenike i nastavna sredstva; 2000.
- **339.** Van Der Bilt A, Tekamp FA, Van Der Glas HW, Abbink JH,"Bite force and electromyograpy during maximum unilateral and bilateral clenching", Eur J Oral Sci 2008;116:217-222
- 340. H. Graf and H. J. Aeberhard, "A method for measurement of occlusal forces in three directions," Helv. Odontol. Acta., vol. 18, p. 7, 1974.
- **341.** Merete Bakke, Bite Force and Occlusion. Seminars in Orthodontics, 2006; 12 (2): 120-126
- **342.** Duygu Koc,<sup>a</sup> Arife Dogan,<sup>b</sup> and Bulent Bek<sup>b</sup> Bite Force and Influential Factors on Bite Force Measurements: A Literature Review.Eur J Dent. 2010 Apr; 4(2): 223–232.
- **343.** Ikebe K, Nokubi T, Morii K, Kashiwagi J, Furuya M (2005) Association of bite force with ageing and occlusal support in older adults. J Dent 33(2):131–137
- 344. Shinogaya T, Bakke M, Thomsen CE, Vilmann A, Matsumoto M. Bite force and occlusal load in healthy young subjects a methodological study. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2000;8:11–15. [PubMed]
- 345. Takaki P1, Vieira M1, Bommarito S1. Maximum bite force analysis in different age groups. Int Arch Otorhinolaryngol. 2014 Jul;18(3):272-6.
- **346.** Велески д евалуација на вредностите на џвакопритисокоти реакција на потпорните ткива кај суптотални протези. Докторска дисертација стом фак Скопје 1988
- **347.** Капушевска Билјана. Функционална вредност на забите носачи на фикснопротетичките конструкции. Докторска дисертација стом фак Скопје 1998
- 348. Motta, Andréa Barreira, Pereira, Luiz Carlos. Da Cunha, Andréia R.C.C., Duda, Fernando Pereira. The Influence of the Loading Mode on the Stress Distribution on the Connector Region of Metal-ceramic and All-ceramic Fixed Partial Denture. Artificial Organs. 2008; 32 (4):283-291

- 349. Bader K.Al-Zarea. Maximum Bite Force following Unilateral Fixed Prosthetic Treatment: A Within-Subject CoMParison to the Dentate Side. Med Princ Pract 2014;24:142–146
- **350.** Bonjardim L, Gaviao M, Pereira L, et al. Bite force determination in adolescents with and without temporomandibular dysfunction. J Oral Rehabil. 2005;32:577–583.
- 351. Lundeen HC, Gibbs CH. Advances in occlusion. Boston: J. Wright-PSG; 1982.
- **352.** Lundgren D, Laurell L. Occlusal force pattern during chewing and biting in dentitions restored with fixed bridges of cross-arch extension. I. Bilateral end abutments. Oral Rehabil. 1986 Jan;13(1):57-71.
- **353.** Sato Tomohiko .STUDIES ON THE MOMENTARY OCCLUSAL FORCES OF THE NORMAL PERMANENT PREMOLARS AND MOLARS. Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi 1971 Volume 15 Issue 2 Pages 291-303
- **354.** Himmlová, Lucie & Goldmann, T & Konvickova, Svatava. (2007). MASTICATORY FORCE MEASUREMENT IN NATURAL DENTITION. Journal of Biomechanics 40(2), December 2007 with 6 Reads
- **355.** Ye Y1, Di P1, Jia S1, Lin Y2. Occlusal force and its distribution in the position of maximum intercuspation in individual normal occlusion: a cross-sectional study. Zhonghua Kou Qiang Yi XueZaZhi. 2015 Sep;50(9):536-9.
- **356.** Braun S, Bantleon HP, Hnat WP, et al. A study of bite force, part 1; Relationship to various physical characteristics. Angel Orthod 1995; 65(5): 367-72.
- 357. D. J. Anderson, "Measurement of stress in mastication," J. Dent. Res., vol. 2, no. 35, 671, 1956.
- **358.** Proeschel PA<sup>1</sup>, Morneburg T.Task-dependence of activity/ bite-force relations and its iMPact on estimation of chewing force from EMG.J Dent Res. 2002 Jul;81(7):464-8.
- **359.** Mirko V. Glišić. Analiza distribucije opterećenja kod primene rezilijentnih abatmenata i njihov uticaj na implantantno-protetsku terapiju doktorska disertacija. Beograd, 2016
- **360.** Yu Yang and Wencheng Tang<sup>\*</sup>. Analysis of mechanical properties at different levels of the periodontal ligament. Biomedical Research (2017) Volume 28, Issue 20.
- **361.** Wilson AN<sup>1</sup>, Middleton J, Jones ML, McGuinness NJ.The finite element analysis of stress in the periodontal ligamentwhen subject to vertical orthodontic forces.Br J Orthod. 1994 May;21(2):161-7.
- **362.** Miura H. A measuring method of the three-dimensional tooth displacements. (in Japanese with English abstract). J Jpn Soc Stomatognath Funct, 1995; 2:2-10
- **363.** Cohen SR, Orenstein JH. The use of attachments in combination of implant and natural tooth fixed partial dentures-A technical report. Int J Oral Maxillofac implants 1994;9:230-4.
- **364.** Jurišić M, Stamenković D, Marković A, et al. Oralna implantologija. Beograd: Stomatološki fakultet; 2008.
- **365.** Anselm Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: A working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. Clinical Oral Implants Research. 1999;10(6):429-44.
- **366.** Bini K Ravi1 , Dr.Harshakumar K2 , Dr.Prasanth V3 , Dr.Kavitha Janardanan4. Dental Implants and Osseoperception: A Systematic Review. Journal of Dental and Medical Sciences , 2020:19, (1) 1: PP 55-60
- **367.** Parameswari BD, Ranjith R, Annapoorni H. Osseoperception in osseointegrated implants A review. Int J Oral Health Dent 2020;6(3):197-200.
- **368.** Klineberg I, Calford MB, Dreher B, Henry P, Macefield V, Miles T. A consensus statement on osseoperception. Clin Exp Pharmacol Physiol. 2005;32:145–46
- **369.** Mishra SK<sup>1</sup>, Chowdhary R<sup>2</sup>, Chrcanovic BR<sup>3</sup>, Brånemark PI<sup>4</sup>. Osseoperception in Dental Implants: A Systematic Review. J Prosthodont. 2016 Apr;25(3):185-95.
- **370.** González-Gil D, Dib-Zaitum I, Flores-Fraile J, López-Marcos J. Importance of Osseoperception and Tactile Sensibility during Masticatory Function in Different Prosthetic Rehabilitations: A Review. Medicina (Kaunas). 2022 Jan 7;58(1):92. doi: 10.3390/medicina58010092. PMID: 35056400
- **371.** Hämmerle CH<sup>1</sup>, Wagner D, Brägger U, Lussi A, Karayiannis A, Joss A, Lang NP. Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth.Clin Oral Implants Res. 1995 Jun;6(2):83-90
- **372.** Song D, Shujaat S, Constantinus P, Orhan K, Jacobs R. Osseoperception following dental implant treatment: a systematic review. J Oral Rehabil. 2021 Dec 15. doi: 10.1111/joor.13296.
- **373.** A. B. Carr and W. R. Laney, "Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures," The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, vol. 2, no. 2, pp. 101–108, 1987.

- **374.** Hattori Y, Satoh C, Kunieda T, Endoh R, Hisamatsu H, Watanabe M (2009) Bite forces and their resultants during forceful intercuspal clenching in humans. J Biomech 42(10):1533–1538
- **375.** Kang X, Li Y, Wang Y, Zhang Y, Yu D, Peng Y. Relationships of Stresses on Alveolar Bone and Abutment of Dental Implant from Various Bite Forces by Three-Dimensional Finite Element Analysis. Biomed Res Int. 2020 Feb 19;2020:7539628.
- **376.** V. Bousdras et al., "A novel approach to bite force measurements in a porcine model in vivo," International journal of oral and maxillofacial surgery, vol. 35, no. 7, pp. 663–667, 2006
- **377.** Mericske-Stern R, Assal P, Mericske E, Bürgin W. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995 May-Jun;10(3):345-53. PMID: 7615331.
- **378.** Rima Wazen, Jennifer A Currey, Hongqiang Guo, John Brunski. Micromotion-induced strain fields influence early stages of repair at bone–implant interfaces. Acta Biomaterialia 2013; 9(5)
- 379. W. R. Laney, Glossary of Oral and Maxillofacial Implants, German edition, Quintessenz, Berlin, Germany, 2008.
- **380.** Sekine H, Komiyama Y, Hutta H, Yoshida K. Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture-supported systems. In: Van Steenberghe D, editor. Tissue-integration in oral and maxillofacial reconstruction. Exerpta Medica, Amsterdam: Elsevier; 1986. p. 326-32.
- **381.** Gross MD. Occlusion in implant dentistry: a review of the literature of prosthetic determinants and current concepts. Aust Dent J 2008;53:60-68.
- **382.** Sheridan RA, Decker AM, Plonka AB, Wang HL. The Role of Occlusion in Implant Therapy: A Comprehensive Updated Review. Implant Dent. 2016;25(6):829–838. pmid:27749518.
- **383.** B. Brunski, "The influence of force, motion and related quantities on the response of bone to implant," in Non-Cemented Total Hip Arthroplasty, R. Fitzgerald, Ed., pp. 7–21, Ravens Press, New York, NY, USA, 1988.
- **384.** Tsutomu Sugiura. Kazuhiko Yamamoto, Satoshi Horita, Kazuhiro Murakami. Effects of implant tilting and the loading direction on the displacement and micromotion of immediately loaded implants: An in vitro experiment and finite element analysis. Journal of periodontal & implant science 47(4):251 · August 2017,DOI: 10.5051/jpis.2017.47.4.251
- 385. Horita S<sup>1</sup>, Sugiura T<sup>2</sup>, Yamamoto K<sup>2</sup>, Murakami K<sup>2</sup>, Imai Y<sup>2</sup>, Kirita T<sup>2</sup>.Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the "All-on-Four" concept.J Prosthodont Res. 2017 Apr;61(2):123-132
- **386.** H. Kawahara, D. Kawahara, M. Hayakawa, Y. Tamai, T. Kuremoto, and S. Matsuda, "Osseointegration under immediate loading: biomechanical stress-strain and bone formation resorption," Implant Dentistry, vol. 12, no. 1, pp. 61–68, 2003.
- **387.** Apostu, D., Lucaciu, O., Berce, C., Lucaciu, D. & Cosma, D. Current methods of preventing aseptic loosening and improving osseointegration of titanium implants in cementless total hip arthroplasty: a review. J. Int. Med. Res. 46, 2104–2119 (2018).
- **388.** Ovesy, M., Voumard, B. & Zysset, P. A nonlinear homogenized finite element analysis of the primary stability of the bone–implant interface. Biomech. Model. Mechanobiol. 17, 1471–1480 (2018).
- 389. van Arkel, R. J., Ghouse, S., Milner, P. E. & Jeffers, J. R. T. Additive manufactured push-fit implant fixation with screw-strength pull out. J. Orthop. Res. 36, 1508–1518. https://doi.org/10.1002/jor.23771 (2018).
- **390.** Vandamme, K. et al. Histodynamics of bone tissue formation around immediately loaded cylindrical implants in the rabbit. Clin. Oral. Implant Res. 18, 471–480 (2007).
- **391.** Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G.Implantmicromotionis related topeak insertiontorque and bone density. Clin Oral Implants Res 2009;20:467–71
- **392.** Kwan N, Yang S, Guillaume D, Aboyoussef H, Ganz SD, Weiner S. Resistance to crown displacement on a hexagonal implant abutment. Implant Dent. 2004;13:112-119
- **393.** Nimbalkar, S.; Dhatrak, P.; Gherde, C.; Joshi, S. A review article on factors affecting bone loss in dental implants. Mater. Today Proc. 2021, 43, 970–976. [CrossRef]
- **394.** Raffa, M. L., Nguyen, V.-H. & Haiat, G. Micromechanical modeling of the contact stiffness of an osseointegrated bone–implant interface. Biomed. Eng. Online 18, 1–18 (2019).
- **395.** Galbusera, F. et al. Biomechanics of sacropelvic fixation: a comprehensive finite element coMParison of three techniques. Eur. Spine J. 29, 295–305 (2020).
- **396.** Xie, S. et al. A finite element analysis of tibial tritanium cones without stems in varying bone defects. Knee 27, 656–666 (2020).

- **397.** Chanda, S., Mukherjee, K., Gupta, S. & Pratihar, D. K. A coMParative assessment of two designs of hip stem using rule-based simulation of combined osseointegration and remodelling. Proc. Inst. Mech. Eng. H 234, 118–128 (2020).
- **398.** de Barros e Lima Bueno, R., Dias, A. P., Ponce, K. J., Brunski, J. B. & Nanci, A. System for application of controlled forces on dental implants in rat maxillae: influence of the number of load cycles on bone healing. J. Biomed. Mater. Res. B 108, 965–975 (2020).
- **399.** Santonocito, D.; Nicita, F.; Risitano, G. A Parametric Study on a Dental Implant Geometry Influence on Bone Remodelling through a Numerical Algorithm. Prosthesis 2021, 3, 157–172. https://doi.org/10.3390/prosthesis3020016
- **400.** Jakub Hadzik<sup>12</sup>, Maciej Krawiec<sup>1</sup>, Konstanty Sławecki<sup>1</sup>, Christiane Kunert-Keil<sup>3</sup>, Marzena Dominiak<sup>1</sup>, Tomasz Gedrange<sup>1</sup>. The Influence of the Crown-Implant Ratio on the Crestal Bone Level and Implant Secondary Stability: 36-Month Clinical Study. Biomed Res Int. 2018 May 16;2018:4246874. doi: 10.1155/2018/4246874. eCollection 2018.
- **401.** Dykema RW, Goodacre CJ, Phillips RW. Johnston's Modern Practice in Fixed Prosthodontics . 4th ed. Philadelphia, PA:WB Saunders; 1986:8-21,
- **402.** Jung R. E., Pjetursson B. E., Glauser R., Zembic A., Zwahlen M., Lang N. P. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. 2008;19(2):119–130. Grossmann Y., Sadan A. The prosthodontic concept of crown-to-root ratio: A review of the literature. 2005;93(6):559–562. doi: 10.1016/j.prosdent.2005.03.006. [PubMed] [CrossRef] [Google Scholar]
- **403.** Rosenstiel S., Land M., Fujimoto J. Vol. 29. STL, MO, USA: Elsevier; 2014. [Google Scholar]
- 404. "The glossary of prosthodontic terms. 8th edition". Journal of Prosthetic Dentistry.(2005): 28
- **405.** Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. Clin Oral Implants Res 2007,17:707-14.
- **406.** Misch CE<sup>1</sup>, Goodacre CJ, Finley JM, Misch CM, Marinbach M, Dabrowsky T, English CE, Kois JC, Cronin RJ Jr.Consensus conference panel report: crown-height space guidelines for implant dentistrypart 1.Implant Dent. 2005 Dec;14(4):312-8
- **407.** Misch CE, Goodacre CJ, Finley JM, et al. Consensusconference panel report: crown-height space guidelines forimplant dentistry—part 2. Implant Dent. 2006;15:113-121
- 408. Kirov D, Stoichkov B. Influence of crown height space in cases of detachment of the implant supported fixed partial dentures: Retrospective clinical study. J of IMAB. 2020 Apr-Jun;26(2):3107-3113.
- **409.** Joseph Carpentieri, Gary Greenstein, John Cavallaro. Hierarchy of restorative space required for different types of dental implant prostheses. J Am Dent Assoc. **2019** Aug;150(8):695-706.
- **410.** Steven Kendrick and David Wong. Vertical and Horizontal Dimensions of Implant Dentistry: Numbers Every Dentist Should Know. Inside Dentistry July/August 2009 Issue
- **411.** Pasciuta M, Grossmann Y, Finger IM. A prosthetic solution to restoring the edentulous mandible with limited interarch space using an implant-tissue-supported overdenture: A clinical report. J Prosthet Dent 2005;93:116-20
- **412.** Lee CK, Agar JR. Surgical and prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: A clinical report. J Prosthet Dent 2006;95:102-5. 11. Ahuja S, Cagn
- **413.** Seungmin Kim1, Sun-Ho Choe1, Young-Woo Song1, Joo-Hyun Kang1, Jae-Kook Cha1, Jung-Seok Lee1, YoungBum Park2, Ui-Won Jung1\*. Consideration of Minimal Interocclusal Distance for Implant-supported Prosthesis. Journal of implantology. 2017; 21(1): 54-64 doi.org/10.32542/implantology.20170005
- Bayraktar, Mehmet DDS, PhD<sup>\*</sup>; Gultekin, B. Alper DDS, PhD<sup>+</sup>; Yalcin, Serdar DDS, PhD<sup>\*</sup>;
   Mijiritsky, Eitan DMD<sup>§</sup> Effect of Crown to Implant Ratio and Implant Dimensions on Periimplant Stress of Splinted Implant-Supported Crowns: A Finite Element Analysis. Implant Dentistry: August 2013 Volume 22 Issue 4 p 406–413
- **415.** Nissan J, Ghelfan O, Gross O, Priel I, Gross M, Chaushu G. The effect of crown/implant ratio and crown height space on stress distribution in unsplinted implant supporting restorations. J Oral Maxillofac Surg 2011;69:1934-1939
- 416. da Rocha Ferreira, J.J., Machado, L.F.M., Oliveira, J.M. et al. Effect of crown-to-implant ratio and crown height space on marginal bone stress: a finite element analysis. Int J Implant Dent 7, 81 (2021).
- 417. Grossmann Y., Sadan A. The prosthodontic concept of crown-to-root ratio: A review of theliterature. 2005;93(6):559–562

- **418.** Garaicoa-Pazmiño C, Suárez-López del Amo F, Monje A, Catena A, Ortega-Oller I, Galindo-Moreno P, et al. Influence of crown/implant ratio on marginal bone loss: A systematic review. J Periodontol 2014;85:1214-21.
- **419.** Blanes RJ. To what extent does the crown-implant ratio affect the survival and complications of implant-supported reconstructions? A systematic review. Clin Oral Implants Res 2009;20 Suppl 4:67-72.
- **420.** Marcián, P.; Wolff, J.; Horá<sup>×</sup>cková, L.; Kaiser, J.; Zikmund, T.; Borák, L. Micro finite element analysis of dental implants under different loading conditions. Comput. Biol. Med. 2018, 96, 157–165.
- **421.** Schulte J, Flores AM, Weed M. Crown-to-implant ratios of single tooth implant-supported restorations. J Prosthet Dent. 2007 Jul;98(1):1-5.
- **422.** de Moraes SL1, Verri FR2, Santiago JF Jr2, Almeida DA2, de Mello CC2, Pellizzer EP2.A. 3-D finite element study of the influence of crown-implant ratio on stress distribution.Braz Dent J. 2013 Nov-Dec;24(6):635-41
- **423.** Fellippo Ramos Verri , Victor Eduardo de Souza Batista, Joel Ferreira Santiago Jr., Daniel Augusto de Faria Almeida, Eduardo Piza Pellizzer. Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: A finite element analysis.Materials Science and Engineering C 45. 2014; 234–240
- 424. Jung R. E., Pjetursson B. E., Glauser R., Zembic A., Zwahlen M., Lang N. P. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. 2008;19(2):119–130.
- **425.** Okada S, Koretake K, Miyamoto Y, Oue H, Akagawa Y (2013) Increased Crown-To-Implant Ratio May Not Be a Risk Factor for Dental Implant Failure under Appropriate Plaque Control. PLoS ONE 8(5): e63992.
- **426.** Quaranta, A., Piemontese, M., Rappelli, G., Sammartino, G., & Procaccini, M. (2014). Technical and biological complications related to crown to implant ratio: A systematic review. Implant Dentistry, 23, 180–187.
- 427. Sirisereephap, N. et al. 2020. 'Effect of Crown Height Space on Implant-supported Fixed Dental Prosthesis and Implant-retained Overdenture', CM Dent J, 41(1), 45-55.
- **428.** Torcato LB<sup>1</sup>, Pellizzer EP<sup>1</sup>, Verri FR<sup>1</sup>, Falcón-Antenucci RM<sup>1</sup>, Batista VE<sup>1</sup>, Lopes LF<sup>1</sup>. Effect of the parafunctional occlusal loading and crown height on stressdistribution.Braz Dent J. 2014 Nov-Dec;25(6):554-60.
- **429.** Bulaqi HA<sup>1</sup>, Mousavi Mashhadi M<sup>2</sup>, Safari H<sup>3</sup>, Samandari MM<sup>4</sup>, Geramipanah F<sup>5</sup>. Effect of increased crown height on stress distribution in short dental implant components and their surrounding bone: A finite element analysis.J Prosthet Dent. 2015 Jun;113(6):548-57.
- **430.** Rokni S, Todescan R, Watson P, Pharoah M, Adegbembo AO, Deporter D. An assessment of crownto-root ratios with short sintered porous-surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. Int J Oral Maxillofac Implants 2005;20:69-76
- **431.** Hadzik Jakub , <sup>I</sup><sup>1,2</sup> Maciej Krawiec, <sup>1</sup>Konstanty Sławecki, <sup>1</sup>Christiane Kunert-Keil, <sup>3</sup>Marzena Dominiak, <sup>1</sup> and Tomasz Gedrange <sup>1,3</sup>. The Influence of the Crown-Implant Ratio on the Crestal Bone Level and Implant Secondary Stability: 36-Month Clinical StudyBiomed Res Int. 2018; 2018: 4246874. Published online 2018 May 16. doi: 10.1155/2018/4246874
- 432. Hämmerle и сорааб. Biomechanical aspects: Summary and consensus statements of group 4. The 5<sup>th</sup> EAO Consensus Conference 2018. Clin Oral Implants Res. 2018 Oct;29 Suppl 18:326-331
- 433. Sanz M, Naert I; Working Group 2. Biomechanics/risk management (Working Group 2). ClinOral Implants Res. 2009;20(suppl 4):107-111
- **434.** Meijer HJA<sup>1,2</sup>, Boven C<sup>1</sup>, Delli K<sup>1</sup>, Raghoebar GM<sup>1</sup>. Is there an effect of crown-toimplant ratio on implant treatment outcomes? A systematic review.Clin Oral Implants Res. 2018 Oct;29 Suppl 18:243-252.
- **435.** Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. Clin. Oral Impl. Res.2007; 18: 707–714
- **436.** Zhao BH<sup>1</sup>, Feng W, Wang DN, Jang LL, Deng CF, Shang DH, Zhang C.[An assessment of different crown-to-implant ratio for implant teeth in the posterior region over 5 years].Shanghai Kou Qiang Yi Xue. 2013 Apr;22(2):189-94.
- **437.** Garaicoa-Pazmiño C<sup>1</sup>, Suárez-López del Amo F, Monje A, Catena A, Ortega-Oller I, Galindo-Moreno P, Wang HL. .Influence of crown/implant ratio on marginal bone loss: a systematic review.J Periodontol. 2014 Sep;85(9):1214-21.
- **438.** Kyung-Jin Lee, Yong-Gun Kim, Jin-Woo Park, Jae-Mok Lee, Jo-Young Suh\*. Influence of crownto-implant ratio on periimplant marginal bone loss in the posterior region: a five-year retrospective study. J Periodontal Implant Sci 2012;42:231-236

- **439.** Urdaneta RA<sup>1</sup>, Rodriguez S, McNeil DC, Weed M, Chuang SK. The effect of increased crown-toimplant ratio on single-tooth locking-taper implants. 19. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010 Jul-Aug;25(4):729-43
- **440.** Sergio Gehrke. Importance of Crown Height Ratios in Dental Implants on the Fracture Strength of Different Connection Designs: An In Vitro Study. Clinical Implant Dentistry and Related Research 17(4) · October 2013
- 441. Agarwaal TG, Jagtap AK, Bulbule NS, Jathar VP. CoMParative evaluation of effect of three different crown to implant ratio on marginal bone loss: A systematic review. J Dent Implant 2021;11:4-12
- 442. Jhanji, R.N., Sethi, D.S., & Mittal, D.S. Crown-Implant Ratio versus Crown-Root Ratio A Review. Journal of Dental and Medical Sciences (2018: 17 (2) :66-71
- 443. Spinato S, Galindo-Moreno P, Bernardello F, Zaffe D. Minimum abutment height to eliminate bone loss: influence of implant neck design and platform switching. Int J Oral Maxillofac Implants. 2018;33:405–411.
- 444. Blanco J, Pico A, Caneiro L, Novoa L, Batalla P, Martin-Lancharro P. Effect of abutment height on interproximal implant bone level in the early healing: a randomized clinical trial. Clin Oral Implants Res. 2018;29:108–117.
- 445. Chen Z, Lin CY, Li J, Wang HL, Yu H. Influence of abutment height on peri-implant marginal bone loss: a systematic review and meta-analysis. J Prosthet Dent. 2019;122:14–21.e12.
- **446.** Yeon-Wha Baek<sup>1</sup>, Bongju Kim<sup>2</sup>, Myung-Joo Kim<sup>1</sup>, Ho-Beom Kwon<sup>1</sup>, and Young-Jun Lim<sup>1,\*</sup>. Influence of crown-to-implant ratio of short vs long implants on implant stability and marginal bone loss in the mandibular single molar implant. J Dent Rehabil Appl Sci 2018;34(4):280-
- 447. Adolfo Di Fiore, Francesco Maniero, Edoardo Stellini. The influence of crown-to-implant ratio on marginal bone loss: a narrative review. Frontiers of Oral and Maxillofacial Medicine. 2020;2:29
- 448. Andrea Ravidà, Shayan Barootchi, Aaeshah Alkanderi, Lorenzo Tavelli. The Effect of Crown-to-Implant Ratio on the Clinical Outcomes of Dental Implants: A Systematic Review. The International journal of oral & maxillofacial implants2019; 34(5)
- **449.** Greenstein G<sup>1</sup>, Cavallaro JS Jr.Importance of crown to root and crown to implant ratios. Dent Today. 2011 Mar;30(3):61-2, 64, 66 passim; quiz 71, 60.
- **450.** Aimen Bagegni <sup>1</sup>, Benedikt C Spies <sup>2</sup>, Matthias Kern <sup>3</sup>, Derek Hazard <sup>4</sup>, Ralf Kohal <sup>5</sup>. The influence of prosthetic crown height and implant-abutment connection design selection on the long-term implant-abutment stability: A laboratory study. J Mech Behav Biomed Mater. 2021 Jan;113:104095.
- **451.** Güngör H (2016) Influence of Crown-to-Implant Ratio on Stress Concentration of Fixed Dental Prosthesis in Shortened Dental Arch Concept. Dent Implants Dentures 1:112. doi:10.4172/2572-4835.1000112
- **452.** Malchiodi, L., Cucchi, A., Ghensi, P., Consonni, D., & Nocini, P. F. (2014). Influence of crownimplant ratio on implant success rates and crestal bone levels: A 36-month follow-up prospective study. Clinical Oral Implants Research, 25, 240–251.
- **453.** Eduardo Anitua, Crown-to-implant ratio. Marginal bone stability around extra-short implants supporting a fixed partial prosthesis in the posterior mandible. Scotch Dental Magazine 01 February, 2018 / clinical
- 454. Ala'a M. Khalifa1 BDS, Ahmed M. Abdelhamid2 PhD, Mohammed S. Nassif3 PhD, Sherif M. Eldakkak4 PhD. EFFECT OF INCREASED CROWN-IMPLANT RATIO ON THE STRAIN DEVELOPED AROUND SHORT DENTAL IMPLANTS (IN VITRO STUDY). Alexandria Dental Journal. (2019) Vol.44 Pages:38-44
- 455. Yiman Tang<sup>1</sup>, Huajie Yu<sup>1</sup>, Juan Wang<sup>1</sup>, Ming Gao<sup>1</sup>, Lixin Qiu<sup>1</sup>. Influence of Crown-To-Implant Ratio and Different Prosthetic Designs on the Clinical Conditions of Short Implants in Posterior Regions: A 4-year Retrospective Clinical and Radiographic Study. Clin Implant Dent Relat Res. 2020 Feb;22(1):119-127
- 456. Pirjamalineisiani A, Sarafbidabad M, Jamshidi N, Esfahani FA. Finite element analysis of post dental implant fixation in drilled mandible sites. Comput Biol Med 2017;81:159-66.
- **457.** Sundell G, Dahlin C, Andersson M, Thuvander M. The bone-implant interface of dental implants in humans on the atomic scale. Acta Biomater 2017;48:445-50.
- 458. Ramandeep Singh1,\*, Sonali Sharma2, Khan Sultan3, Ruchi Dadwal4, Ankita Kaushal4, Avinab Mongra. Concept of all on four for dental implants: A review. IP International Journal of Maxillofacial Imaging 2020;6(4):93–96
- 459. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H, (2000) Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. Int J Oral Maxillofac Implants 15(3): 405-414.

- **460.** Jensen OT, Adams MW. All-on-4 treatment of highly atrophic mandible with mandibular V-4: report of 2 cases. J Oral Maxillofac Surg. 2009 Jul;67(7):1503-9. doi: 10.1016/j.joms.2009.03.031. PMID: 19531425.
- **461.** Kucukkurt S, Tukel HC. CoMParison of Four Implant-Supported Fixed Rehabilitation Options of the Edentulous Mandible: A 3D Finite Element Analysis. Journal of Advanced Oral Research. 2020;11(1):57-64.
- **462.** Balshi TJ, Wolfinger GJ, Slauch RW, Balshi SF (2014) A retrospective analysis of 800 Brånemark System implants following the All-on-Four<sup>™</sup> protocol. JProsthodont 23: 83-8.
- 463. Siadat, H.; Rokn, A.; Beyabanaki, E. Full Arch All-on-4 Fixed Implant-Supported Prostheses with 8.5 Years of Follow-Up: A Case Report. J. Dent. (Tehran) 2018, 15, 259–265. [Google Scholar]
- 464. 2.Maló, P.; Araújo Nobre, M.; Lopes, A.; Ferro, A.; Botto, J. The All-on-4 treatment concept for the rehabilitation of the completely edentulous mandible: A longitudinal study with 10 to 18 years of followup. Clin. Implant. Dent. Relat. Res. 2019, 21, 565–577. [Google Scholar] [CrossRef] [PubMed]
- 465. Falisi, G. "All on short" prosthetic-implant supported rehabilitations. Oral Implant. (Rome) 2017, 10, 477.
- 466. Adnan Ege K, Serkan S, Fatih Mehmet C. The Rehabilitation of Edentulous Maxilla with the Use of All-on-Four Implants. Mod App Dent Oral Health 1(4)- 2018. MADOHC.MS.ID.000119.
- 467. Krekmanov L. Placement of posterior mandibular and maxillary implants in patients with severe bone deficiency: A clinical report of procedure. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 Sep-Oct;15(5):722-30.
- 468. Miguel Penarrocha-Diago, María Penarrocha-Diago, Regino Zaragozí-Alonso, David Soto-Penaloza, Meeting on behalf of the Ticare Consensus. Consensus statements and clinical recommendations on treatment indications, surgical procedures, prosthetic protocols and complications following All-On-4 standard treatment. 9th Mozo-Grau Ticare Conference in Quintanilla, Spain. J Clin Exp Dent. 2017 May; 9(5): e712–e715.
- 469. Singh R, Sharma S, Sultan K, Dadwal R, Kaushal A, Concept of all on four for dental implants: A review. IP Int J Maxillofac Imaging 2020;6(4):93-96
- **470.** Duello GV (2012) An evidence-based protocol for immediate rehabilitation of the edentulous patient. J Evid Based Dent Pract 12: 172-181.
- 471. Babbush, Charles A. DDS, MScD\*; Kanawati, Ali DDS, MBA, MS<sup>+</sup>; Kotsakis, Georgios A. DDS<sup>+</sup>; Hinrichs, James E. DDS, MS<sup>§</sup>. Patient-Related and Financial Outcomes Analysis of Conventional Full-Arch Rehabilitation Versus the All-on-4 Concept: A Cohort Study. Implant Dentistry: April 2014 Volume 23 Issue 2 p 218–224
- **472.** Mostafa Omran Hussein, Mahmoud Elsayed Rabie, Three-Dimensional Nonlinear Contact Finite Element Analysis of Mandibular All-on-4 Design, Journal of Oral Implantology. 2015;41(2):e12-e18.
- **473.** Soto-Peñaloza, D., Zaragozí-Alonso, R., Peñarrocha-Diago, M., & Peñarrocha-Diago, M. (2017). The all-on-four treatment concept:Systematic review. J Clin Exp Dent. 2017;9(3):e474-88.
- 474. Morton D, Gallucci G, Lin WS, et al. Group 2 ITI consensus report: Prosthodontics and implant dentistry. Clin Oral Implants Res. 2018;29(Suppl 16):215–223.
- 475. Balshi TJ, Wolfinger GJ, Balshi SF, Bidra AS. A 30-year follow-up of a patient with mandibular completearch fixed implant-supported prosthesis on 4 implants: a clinical report. J Prosthodont. 2019;28:97–102.
- 476. Grandi, T.; Signorini, L. Rehabilitation of the Completely Edentulous Mandible by All-on-Four Treatment Concept: A Retrospective Cohort Study with Up to 10 Years Follow-Up. Medicina 2022, 58, 10. https://doi.org/10.3390/ medicina58010010
- 477. Silva-Neto JP, Pimentel MJ, Neves FD, Consani RL, Santos MB. Stress analysis of different configurations of 3 implants to support a fixed prosthesis in an edentulous jaw. Braz Oral Res. 2014 Jan-Feb;28(1):67-73.
- 478. Callandriello R, Tomantis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediante/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. Clinical Implant Dentistry RelatedResearch.2005; (Supp1): 1-12.
- **479.** Cavalli N, Barbaro B, Spasari D, Azzola F, Ciatti A, Francetti L. Tilted implants for full-arch rehabilitations in completely edentulous maxilla: A retrospective study. Int J Dent 2012;2012:180379
- **480.** Ata-Ali J, Penarrocha-Oltra D, Candel-Marti E, Penarrocha-Diago M. Oral rehabilitation with tilted dental implants: A metaanalysis. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2012;17(4):582-87.
- **481.** Celebi Bektas, A., & Gulsun, B. (2021). 3-Dimensional finite element analysis of stress distribution of dental implants on the bone tissue around the neck region of the implant and on the implant surface with respect to bone density. Annals of Medical Research, 27(4), 1252–1257.
- **482.** Cehreli MC, Iplikcioglu H, Bilir OG. The influence of the location of load transfer on strains around implants supporting four unit cement-retained fixed prostheses: in vitro evaluation of axial versus off-set loading. J Oral Rehabil. 2002;29(4):394- 400.

- 483. Amel Boukhlif<sup>1</sup>, Ali Merdji<sup>12</sup>, Sandipan Roy<sup>3</sup>, Hashem Alkhaldi<sup>45</sup>, Ibrahim Abu-Alshaikh<sup>4</sup>, Nourddine Della<sup>1</sup>, Corina Marilena Cristache<sup>6</sup>, Rajshree Hillstrom<sup>7</sup>. Effect of supporting implants inclination on stability of fixed partial denture: A finite element study. Proc Inst Mech Eng H., . 2020 Oct;234(10):1162-1171.
- 484. Bevilacqua, Marco; Tealdo, Tiziano; Pera, Francesco; Menini, Maria; Mossolov, Alexei; Drago, Carl; Pera, Paolo. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Load Transmission Using Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths.International Journal of Prosthodontics . 2008, Vol. 21 Issue 6, p539-542.
- **485.** Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. J Prosthet Dent. 2007 Jun;97(6 Suppl):S35-43. [ Links
- 486. Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. J Prosthodont Res. 2010;54:179–184.
- **487.** Castelo Pedro Vemba CIDADE<sup>(a)</sup> Marcele Jardim PIMENTEL<sup>(b)</sup> Regiane Cristina do AMARAL<sup>(c)</sup> Mauro Antonio de Arruda NÓBILO<sup>(b)</sup> José Ricardo de Albergaria BARBOSA<sup>(a)</sup>. Photoelastic analysis of all-on-four concept using different implants angulations for maxilla. Braz. oral res. vol.28 no.1 São Paulo 2014 Epub Sep 15, 2014. doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2014.vol28.0051
- **488.** Gallucci et all.Group 2 ITI Consensus Report: Prosthodontics and implant dentistry.Clin Oral Implants Res. 2018 Oct;29 Suppl 16:215-223. doi: 10.1111/clr.13298.
- 489. Vinod Bandela and Saraswathi Kanaparthi (November 11th 2020). Finite Element Analysis and Its Applications in Dentistry, Finite Element Methods and Their Applications, Mahboub Baccouch, IntechOpen, DOI: 10.5772/intechopen.94064. Available from: https://www.intechopen.com/chapters/74006
- **490.** Marcián P, Wolff J, Horáčková L, Kaiser J, Zikmund T, Borák L. Micro finite element analysis of dental implants under different loading conditions. Comput Biol Med 2018;96:157-65.
- **491.** Reddy M S, Sundram R, Eid Abdemagyd HA. Application of finite element model in implant dentistry: A systematic review. J Pharm Bioall Sci 2019;11, Suppl S2:85-91
- **492.** Lee, C.-H.; Mukundan, A.; Chang, S.-C.; Wang, Y.-L.; Lu, S.-H.; Huang, Y.-C.; Wang, H.-C. CoMParative Analysis of Stress and Deformation between One-Fenced and Three-Fenced Dental Implants Using Finite Element Analysis. J. Clin. Med. 2021, 10, 3986. https://doi.org/10.3390/jcm10173986
- **493.** Shivakumar S, Kudagi VS, Talwade P. Applications of finite element analysis in dentistry: A review. J Int Oral Health 2021;13:415-22
- **494.** Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. J Biomech. 1973;6(5):511-20.
- <sup>495.</sup> Xiao-na Li et al., "Three dimensional finite element analysis of maxillary central incisor restored with different post-core materials", Int Chin J Dent 2008, 8: 21-27
- 496. Van V Dam. Hai Anh Trinh, Dao T Dung and Trinh D Hai. Applications of Finite Element in Implant Dentistry and Oral Rehabilitation. The Open Dentistry Journal 2021;15(Suppl-3, M2):392-397
- **497.** Dan L Romanyk, Behzad Vafaeian, Owen Addison, Samer Adeeb. The use of finite element analysis in dentistry and orthodontics: Critical points for model development and interpreting results. Seminars in Orthodontics, Volume 26, Issue 3,2020, Pages 162-173,
- **498.** Rabeb Ben Kahlaand Abdelwahed Barkaoui. Bone and bone remodeling finite element modeling. In book: Bone Remodeling Process January 2021 (pp.165-206)
- **499.** Kuninori T, Tomonari H, Uehara S, Kitashima F, Yagi T, Miyawaki S. Influence of maximum bite force on jaw movement during gummy jelly mastication. J Oral Rehabil. 2014; 41: 338–45. pmid:24612273
- **500.** Vukadinov T, Blažić L, Kantardžić I, Lainović T. Primena metode konačnih elemenata u stomatološkim istraživanjima. Medicina danas 2013;12(1-3):29-33.
- **501.** Панчевска С. Математички модел за определување на дистрибуцијата на оклузалните сили кај мандибуларна двострана терминална беззабност. (магистерски труд) Скопје, 2004.
- **502.** Панчевска Сања. Тридимензионална анализа на дистрибуцијатаа на оклузалните сили кај парцијални протези со дистално слободни седла според методот на конени елементи. Докторска дисертација, УКИМ Стоматолошки факултет, Скопје. 2010
- **503.** Спировска Ана, Методологија за проценка на тралноста на суптотална телескоп протеза., Докторска дисертација, УКИМ Стоматолошки факултет, Скопје. 2017
- **504.** Соња Вујасин. Анализа на дистрибуцијата на оклузалните вертикални сили кај дистално продолжени дентални мостови– Метод на конечни елементи. Докторска дисертација. УниверзитетСв., Кирил и Методиј". Стоматолошки факултет, Скопје
- **505.** KokalanovGjorgi, Application of joint elements at finite element analysis of embankment dams. Conference "Contact Mechanics 95", Ferrara, Italy, 1995.

- **506.** KokalanovGjorgi, Analysis of the elastic behaviour of La Aceña arch-gravity dam. Conference Paper. June 2007 with 431 Reads. DOI: 10.13140/2.1.3676.5127. Conference: Ninth International Benchmark Warkshop On Numerical Analysis of Dam, At St. Petersburg, Russia.
- **507.** Sedat Guven,<sup>1</sup> Koksal Beydemir,<sup>1</sup> Serkan Dundar,<sup>2</sup> and Veysel Eratilla<sup>3</sup>. Evaluation of stress distributions in peri-implant and periodontal bone tissues in 3- and 5-unit tooth and implant-supported fixed zirconia restorations by finite elements analysis.Eur J Dent. 2015 Jul-Sep; 9(3): 329–339.
- **508.** Hsin-Chung Cheng, <sup>1,2</sup> Boe-Yu Peng, <sup>1,2</sup> May-Show Chen, <sup>2,3</sup> Chiung-Fang Huang, <sup>4,5</sup> Yi Lin, <sup>6</sup> and Yung-Kang Shen <sup>4,</sup>. Influence of Deformation and Stress between Bone and Implant from Various Bite Forces by Numerical Simulation Analysis. Biomed Res Int. 2017; 2017: 2827953. Published online 2017 May 28. doi: 10.1155/2017/2827953
- **509.** Oliveira Hélder 1, Aritza Brizuela Velasco 2, José-Vicente Ríos-Santos 3,\*, Fernando Sánchez Lasheras 4, Bernardo Ferreira Lemos 1, Francisco Javier Gil 5, Alexandrine Carvalho 1 and Mariano Herrero-Climent 6. Effect of Different Implant Designs on Strain and Stress Distribution under Non-Axial Loading: A Three-Dimensional Finite Element Analysis.4 Int. J. Environ. Res. Public Health 2020, 17, 4738; doi:10.3390/ijerph17134738
- **510.** Raaj G<sup>1</sup>, Manimaran P<sup>2</sup>, Kumar CD<sup>2</sup>, Sadan DS<sup>2</sup>, Abirami M<sup>2</sup>. CoMParative Evaluation of Implant Designs: Influence of Diameter, Length, and Taper on Stress and Strain in the Mandibular Segment-A Three-Dimensional Finite Element Analysis. J Pharm Bioallied Sci. 2019 May;11(Suppl 2):S347-S354.
- **511.** Boukhlif A, Merdji A, Della N, Ould Chikh EB, Mukdadi O, Hillstrom R. Numerical Evaluation of Biomechanical Stresses in Dental Bridges Supported by Dental Implants. Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering 2018;37:43–54.
- **512.** Luigi Baggi, Simone Pastore, Michele Di Girolamoand Giuseppe Vairo.Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: A three-dimensional finite element approach. J Prosthet Dent 2013;109:9-21
- 513. Medina-Galvez, R.; Cantó-Navés, O.; Marimon, X.; Cerrolaza, M.; Ferrer, M.; Cabratosa-Termes, J. Bone Stress Evaluation with and without Cortical Bone Using Several Dental Restorative Materials Subjected to IMPact Load: A Fully 3D Transient Finite-Element Study. Materials 2021, 14, 5801. https://doi.org/10.3390/ma14195801
- **514.** Hirabayashi M<sup>1</sup>, Motoyoshi M, Ishimaru T, Kasai K, Namura S.Stresses in mandibular cortical bone during mastication: biomechanical considerations using a three-dimensional finite element method.J Oral Sci. 2002 Mar;44(1):1-6.
- **515.** José Macedo, Jorge Gonçalves Pereira, João Faria, J. Luis Alves. Finite element analysis of periimplant bone volume affected by stresses around Morse taper implants: effects of implant positioning to the bone crest. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 21(12) · January 2019 DOI: 10.1080/10255842.2018.1507025
- **516.** Hélder Oliveira et all.Article Effect of Different Implant Designs on Strain and Stress Distribution under Non-Axial Loading: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. Int. J. Environ. Res. Public Health 2020, 17, 4738
- **517.** Lin, C., Hu, H., Zhu, J. et al. Influence of sagittal root positions on the stress distribution around custom-made root-analogue implants: a three-dimensional finite element analysis. BMC Oral Health 21, 443 (2021). https://doi.org/10.1186/s12903-021-01809-4
- **518.** Alemayehu, D.-B.; Jeng, Y.-R. Three-Dimensional Finite Element Investigation into Effects of Implant Thread Design and Loading Rate on Stress Distribution in Dental Implants and Anisotropic Bone. Materials 2021, 14, 6974. https://doi.org/10.3390/ma14226974
- **519.** Когаbi, Shemtov-Yona и Dorogoy направиле обид да направат коверти (прозорци)рамки на оптоварувањето на коските според механостатот, со што се дефинираат дозволени комбинации на вертикални и странични оптоваувања.
- **520.** Korabi, R., Shemtov-Yona, K., Dorogoy, A. et al. The Failure Envelope Concept Applied To The Bone-Dental Implant System. Sci Rep 7, 2051 (2017). https://doi.org/10.1038/s41598-017-02282-2
- **521.** Manchala R Sesha,<sup>1</sup> Rajashekar Sunduram,<sup>2</sup> and Hossam A Eid Abdelmagyd<sup>1</sup>. Biomechanical Evaluation of Stress Distribution in Subcrestal Placed Platform-switched Short Dental Implants in D4 Bone: In Vitro Finiteelement Model Study. J Pharm Bioallied Sci. 2020 Aug; 12(Suppl 1): S134–S139. doi: 10.4103/jpbs.JPBS\_44\_20
- **522.** Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. J Prosthet Dent. 1996;76:633-40

- **523.** Unsal, Gokce & Erbaşar, Neda & Ozyilmaz, Ozgun & Özdoğan, Mahmut. (2019). Evaluation of Stress Distribution on Mandibular Implant-Supported Overdentures With Different Bone Heights and Attachment Types: A 3D Finite Element Analysis. J Oral Implantol (2019) 45 (5): 363–370
- **524.** Álvarez-Arenal, Ángel et al. "Influence of Implant Positions and Occlusal Forces on Peri-Implant Bone Stress in Mandibular Two-Implant Overdentures: A 3-Dimensional Finite Element Analysis." The Journal of oral implantology 43 6 (2017): 419-428.
- **525.** Kumararama SS, Chowdhary R. Selection of dental implants based on masticatory load of the patient: A novel approach. Indian J Dent Res [serial online] 2017 [cited 2019 Mar 6];28:309-13.
- **526.** Mahantshetty M, Thumati P, Ayinala M. The analysis of the stress distribution around angulated and parallelly placed implants based on "all on 4 concept" and four implants placed parallel within the interforaminal distance in an edentulous mandible An in vitro three-dimensional finite element analysis. J Dent Implant 2021;11:44-52
- **527.** Cinar D., Imirzalioglu P. The effect of three different crown heights and two different bone types on implants placed in the posterior maxilla: Three-dimensional finite element analysis. 2016;31(2):e1–e10. doi: 10.11607/jomi.4048. [PubMed] [CrossRef] [Google Scholar]
- 528. Bruno Salles Sotto Maior, Plinio Mendes Senna, Wander José Silva. Eduardo Passos Rocha. Influence of crown-to-implant ratio, retention system, restorative material, and occlusal loading on stress concentrations in single short implants. The International journal of oral & maxillofacial implants 27(3):e13-8 · May 2012 with 244 Reads
- 529. rkan R, Oyar P (2017) All-On-Four Concept in Implant Dentistry: A Literature Review. J Dent
- **530.** Kilic E, Doganay O. Evaluation of Stress in Tilted Implant Concept With Variable Diameters in the Atrophic Mandible: Three-Dimensional Finite Element Analysis. J Oral Implantol. 2020 Feb 1;46(1):19-26. doi: 10.1563/aaid-joi-D-19-00066. PMID: 31647683.

ar P (2017) All-On-Four Concept in Implant Dentistry: A Literature Review. J Dent

- **531.** Shashank Vijapure, Nisha Singh, Vikender Singh Yadav, Shailesh Kumar, Kamini Kiran. CoMParison of Stress In Peri-Implant Bone of Anterior Maxilla on Loading of Straight and Angulated Platform Switched Implant Abutments A 3D Finite Element Analysis. Archives of Clinical and Medical Case Reports 4 (2020): 030-043
- **532.** Xiaqing Liu, Fang Pang, Ying Li, Hui Jia, Xiaohua Cui, Yuan Yue, Xuelian Yang, Qi Yang, "Effects of Different Positions and Angles of Implants in Maxillary Edentulous Jaw on Surrounding Bone Stress under Dynamic Loading: A Three-Dimensional Finite Element Analysis", Computational and Mathematical Methods in Medicine, vol. 2019,
- **533.** Gizem Dimililer, Sercan Kucukkurt, Sedat Cetiner. Biomechanical effects of implant number and diameter on stress distributions in maxillary implant-supported overdentures. The Journal of prosthetic dentistry 2017 May;119(2)
- **534.** Meriem Amine1 \*, Ichraq Benazouz1 and Abderrahman Andoh2. The biomechanics of implantsupported cantilevered fixed partial dentures: Systematic review of the literature. Oral Health Care, 2021; 5: 1-5 doi: 10.15761/OHC.1000198
- 535. Durkan R, Oyar P (2017) All-On-Four Concept in Implant Dentistry: A Literature Review. J Dent Oral Care Med 3(2): 205. doi: 10.15744/2454-3276.3.205. doi: 10.15744/2454-3276.3.205
- **536.** Kaya, İlhan and Tuğcu, Funda. "Evaluation of Stress Distribution on all-on-four Concept and Conventional Implant Designs: 3D Finite Element Analysis" Balkan Journal of Dental Medicine, vol.25, no.1, 2021, pp.46-52.
- **537.** Mahantshetty M, Thumati P, Ayinala M. The analysis of the stress distribution around angulated and parallelly placedimplants based on "all on 4 concept" and four implants placed parallel within the interforaminal distance in anedentulous mandible An in vitro three-dimensional finite element analysis. J Dent Implant 2021;11:44-52
- 538. Horita S, Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Imai Y, Kirita T. Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the "all-on-four" concept. J Prosthodont Res. 2017;61:123–132.
- **539.** Sannino G. All-on-4 concept: a 3-dimensional finite element analysis. J Oral Implantol. 2015;41:163–171.
- **540.** Saleh Saber F, Ghasemi S, Koodaryan R, Babaloo A, Abolfazli N. The coMParison of stress distribution with different implant numbers and inclination angles in all-on-four and conventional methods in maxilla: a finite element analysis. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects. 2015;9:246–253.
- 541. Marco Cicciù, Gabriele Cervino, Dario Milone, Giacomo Risitano. FEM Investigation of the Stress Distribution over Mandibular Bone Due to Screwed Overdenture Positioned on Dental Implants. Materials (Basel) 2018 Sep; 11(9): 1512. Published online 2018 Aug 23. doi: 10.3390/ma11091512

- **542.** Varinauskas, Vaidas & Diliunas, Saulius. (2014). INFLUENCE OF CANTILEVER LENGTH ON STRESS DISTRIBUTION IN PERI-IMPLANT BONE WITH FULL DENTAL ARCH ON FOUR IMPLANTS CONCEPT. Sveikatos mokslai. 24. 24-29. 10.5200/sm-hs.2014.020.
- **543.** Bhavan Chand Yemineni,¹ Jaideep Mahendra,⊠² Jigeesh Nasina,³ Little Mahendra,4 Lakshmi Shivasubramanian,<sup>5</sup> and Shareen Babu Perika<sup>6</sup>.Evaluation of Maximum Principal Stress, Von Mises Stress, and Deformation on Surrounding Mandibular Bone During Insertion of an Implant: A Three-Dimensional Finite Element Study. Cureus. 2020 Jul; 12(7): e9430.
- 544. Shinichiro Tada, DDS, PhD1/Roxana Stegaroiu, DDS, PhD2/Eriko Kitamura, DDS, PhD3/Osamu Miyakawa, BE, PhD4/Haruka Kusakari, DDS, PhD5. Influence of Implant Design and Bone Quality on Stress/Strain Distribution in Bone Around Implants: A 3-dimensional Finite Element Analysis. INT J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS 2003;18: 357–368
- 545. ingsammer, L.; Pommer, B.; Hunger, S.; Stehrer, R.; Watzek, G.; Insua, A. Influence of Implant Length and Associated Parameters Upon Biomechanical Forces in Finite Element Analyses. Implant. Dent. 2019, 28, 296–305.
- 546. Walid, M.A.; Almutairi, A.S.; Alkhodary, M.A. The effect of osseodensification and different thread designs on the dental implant primary stability [Version 1; peer review: 2 approved, 1 approved with reservations] Abdullah Saleh Almutairi Referee Status. F1000Research 2018, 7, 1898.
- 547. Kiatkroekkrai, P., Takolpuckdee, C., Subbalekha, K., Mattheos, N., Pimkhaokham, A., 2020. Accuracy of implant position when placed using static computer-assisted implant surgical guides manufactured with two different optical scanning techniques: a randomized clinical trial. Int. J. Oral Maxillofac. Surg. https://doi.org/10.1016/j.ijom.2019.08.019
- 548. Yalçın M, Kaya B, Laçin N, Arı E.Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Effect of Endosteal Implantswith Different Macro Designs on Stress Distribution in Different Bone Qualities.Int J Oral Maxillofac Implants. 2019 May/June;34(3):e43–e50. doi: 10.11607/jomi.7058. Epub 2019 Feb 26.
- **549.** Patil HA, Tekale PD, Kerudi VV, Sharan JS, Lohakpure RA, Mude NN. Assessment of stress changes in dentoalveolar and skeletal structures of the mandible with the miniplate anchored Forsus: A three-dimensional finite element stress analysis study. APOS Trends Orthod 2017;7:87-93.
- **550.** Tomás Geremia, Marcos Michelon Naconecy, André Cervieri, Luís André Mezzomo, Rosemary Sadami Arai Shinkai. Effect of cantilever length and inclined implants on axial force and bending moment in implant-supported fixed prostheses. Rev. odonto ciênc. 2009;24(2):145-150
- 551. Aaron Yu-Jen Wu, Jui-Ting Hsu, Lih-Jyh Fuh and Heng-Li Huang. Effects of Positions and Angulations of Titanium Dental Implants in Biomechanical Performances in the All-on-Four Treatment: 3D Numerical and Strain Gauge Methods. Metals 2020, 10(2), 280; https://doi.org/10.3390/met10020280
- 552. Winter W, Klein D, Karl M. Micromotion of Dental Implants: Basic Mechanical Considerations. J Med Eng. 2013;2013:265412
- 553. Elsayed MD (2019) Biomechanical Factors That Influence the Bone-Implant-Interface. Res Rep Oral Maxillofac Surg 3:023.
- 554. Martin-Fernandez E<sup>1</sup>, Gonzalez-Gonzalez I<sup>1</sup>, deLlanos-Lanchares H<sup>1</sup>, Mauvezin-Quevedo MA<sup>1</sup>, Brizuela-Velasco A<sup>2</sup>, Alvarez-Arenal A<sup>1</sup>. Mandibular Flexure and Peri-Implant Bone Stress Distribution on an Implant-Supported Fixed Full-Arch Mandibular Prosthesis: 3D Finite Element Analysis. Biomed Res Int. 2018 Apr 1;2018:8241313.
- 555. Sumra N, Desai S, Kulshrestha R, Mishra K, Singh RV, Gaonkar P. Analysis of micromovements and peri-implant stresses and strains around ultra-short implants A three-dimensional finite-element method study. J Indian Soc Periodontol 2021;25:288-94
- **556.** Novak CA. Mandibular dimensional change in the various jaw position and its effect upon prosthetic appliances. Dent Stud 1972;50(5):19.
- 557. Ban Jae-hyuk, Shin Sang-wan \*, Kim Sun-jong. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Mastication Pressure Dispersion According to Design of Implant Supported Mandibular Cantilever Prosthesis. Journal of the Korean Dental Prosthodontic Society 2009;47:70-81
- 558. Infogram remanium 2000+; Dentaurum 04/04: www.dentaurum.com
- 559. Li L. et al. Tree-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titaniumalloy posts. Chin Med J 2006; 119(4):305-311.