

УНИВЕРЗИТЕТ СВ. „КИРИЛ И МЕТОДИЈ“ – СКОПЈЕ

СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ

Катедра за стоматолошка протетика

БЛАГОЈА ДАШТЕВСКИ

**ПРОЦЕНА НА ПРЕДНОСТИТЕ НА
CAD/CAM СИСТЕМОТ ВО ОДНОС СО
КОНВЕНЦИОНАЛНО ИЗРАБОТЕНИТЕ
ПАРЦИЈАЛНИ СКЕЛЕТИРАНИ
ПРОТЕЗИ**

докторска дисертација

Скопје, 2015

УНИВЕРЗИТЕТ СВ. „КИРИЛ И МЕТОДИЈ“ – СКОПЈЕ

СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ

Катедра за стоматолошка протетика

Благоја Даштевски

**ПРОЦЕНА НА ПРЕДНОСТИТЕ НА
CAD/CAM СИСТЕМОТ ВО ОДНОС СО
КОНВЕНЦИОНАЛНО ИЗРАБОТЕНИТЕ
ПАРЦИЈАЛНИ СКЕЛЕТИРАНИ
ПРОТЕЗИ**

докторска дисертација

Ментор: Проф. д-р Љубен Гугувчевски

Скопје, 2015

Ментор: проф. д-р Љубен Гугувчевски

Стоматолошки факултет - УКИМ - Скопје

ЧЛЕНОВИ НА РЕЦЕНЗЕНТСКА КОМИСИЈА:

Проф. д-р Јагода Бајевска

Проф. д-р Оливер Зајков

Проф. д-р Билјана Капушевска

Проф. д-р Јадранка Бундевска

Проф. д-р Љубен Гугувчевски

Дата на одбрана: 02.07.2015

СТОМАТОЛОШКИ НАУКИ – СТОМАТОЛОШКА ПРОТЕТИКА

***На моите најсакани
Моника и Мила***

СОДРЖИНА

1. ВОВЕД	11
2. ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРА	16
2.1. Конвенционална парцијална скелетирана протеза	16
2.1.1. Просторна положба на оклузалната рамнина	16
2.1.2. Апроксимални морфолошки карактеристики на ретенционите заби	18
2.1.3. Ретенција и водечки површини на ПСП	19
2.1.4. Методологија и материјали при изработката на водечки површини	23
2.1.5. Материјал за изработка на скелетот на протезата	24
2.2. CAD/CAM парцијална скелетирана протеза	25
2.2.1. Историски развој на CAD/CAM системите во стоматолошката практика	25
2.2.2. Современи CAD/CAM системи	31
2.2.3. Функционални компоненти на CAD/CAM системот	35
2.2.3.1. Дигитализирачка направа–скенер	35
2.2.3.2. Компјутерско дизајнирање CAD	58
2.2.3.3. Компјутерско фрезување – производствена технологија – CAM компјутерски водено моделирање	74
2.2.3.4. Методологија на машините за обработка	78
2.2.3.5. Материјали за CAD/CAM обработка	86
3. ЦЕЛИ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО	90
4. МАТЕРИЈАЛИ	91
4.1. Избраници на основниот урнек	91
4.2. Испитаници на контролната група	91
4.3. Инструментална техника	92
4.3.1. Дентален паралелометар	92
4.3.2. Трикрак оклузален координатор	93
4.3.3. Скенер	93

4.3.4. САМ машина	94
4.3.5. Софистициран динамометар	96
4.3.6. Софтвер за САД дизајн	98
4.3.7. Материјал за формирање на водечки површини	99
4.3.8. Материјал за изработка на конвенционални парцијални скелетирани протези	100
4.3.9. Материјал за изработка на скелетот на САД/САМ протеза	100
5. МЕТОДОЛОГИЈА НА РАБОТА	101
5.1. Работни модели	101
5.2. Компланирање на референтните рамнини кај конвенционални ПСП	101
5.3. 3D скенирање на моделот	103
5.4. Мерење на аголот на подминираноста	104
5.5. Проектирање и изведба на водечките површини	104
5.6. Изработка на конвенционална парцијална скелетирана протеза (ПСП)	105
5.7. Изработка на САД/САМ протеза	106
5.7.1. Скенирање на моделот (инспекција)	106
5.7.2. Софтверско дизајнирање и планирање на скелетот на протезата – САД дизајн	106
5.7.3. САМ изработка на парцијална скелетирана протеза	109
5.8. Мерење на ретенционата сила кај парцијално скелетирани протези	111
5.9. Математичко-статистичка обработка на податоците	112
6. РЕЗУЛТАТИ ОД ЕКСПЕРИМЕНТАЛНОТО ИСТРАЖУВАЊЕ	115
6.1. Резултати од скенирањето на апроксимални морфолошки карактеристики на забите	115
6.1.1. Дескриптивна статистичка анализа на случајната променлива агол на подминираност, α	115
6.1.2. Тестирање на нормалноста на распределбата на случајната променлива агол на подминираност, α	117
6.2. Резултати од мерењето на ретенционата сила кај парцијални скелетирани протези	119
6.2.1. Конвенционално изработени ПСП	119

6.2.1.1. Дескриптивна статистичка анализа на променливите F_k и F_{k-sr} на конвенционално изработени ПСП	119
6.2.1.2. Тестирање на нормалноста на распределбата на случајните променливи F_k и F_{k-sr}	121
6.2.2. CAD-CAM изработени ПСП	124
6.2.2.1. Дескриптивна статистичка анализа на променливите F_{cc} и F_{cc-sr} на CAD/CAM изработени ПСП	124
6.2.2.2. Тестирање на нормалноста на распределбата на случајните променливи F_{cc} и F_{cc-sr}	126
6.3. Тестирање на значајноста на разликата меѓу променливите добиени со конвенционален и со CAD/CAM модел	129
6.3.1. Тестирање на значајноста на разликата меѓу променливите F_k и F_{cc}	131
6.3.2. Тестирање на значајноста на разликата меѓу променливите F_{k-sr} и F_{cc-sr}	132
6.3.3. Тестирање на разликата во распределбите на променливата F_k и F_{cc}	133
6.3.4. Разлика на материјалите и времето потребно да се изработат конвенционални ПСП и CAD/CAM протези	134
6.3.4.1. Разлика на потрошениот материјал кај конвенционални ПСП и CAD/CAM протези	134
6.3.4.2. Разлика на времето потребно да се изработат конвенционални ПСП и CAD/CAM протези	135
7. Примена на Монте Карло симулација за определување на вредноста на нормалната компонента на силата на ретенција кај конвенционални и CAD/CAM модели	136
7.1. Физички основи на симулацијата	137
7.2. Определување распределба на веројатности на случајните променливи	138
7.2.1. Определување на распределбата на веројатности на случајната променлива агол на подминираност	138
7.2.2. Определување на распределбата на веројатности на случајната променлива сила на ретенција кај конвенционален модел, F_k	139
7.2.3. Определување на распределбата на веројатности на случајната променлива сила на ретенција кај CAD/CAM моделот	141

7.4. Симулацијата Монте Карло	143
8. ДИСКУСИЈА НА РЕЗУЛТАТИТЕ	146
8.1. Дискусија на резултатите од скенирањето на апроксималните морфолошки карактеристики на забите	146
8.2. Конвенционално изработени ПСП	149
8.3. CAD-CAM изработени ПСП	151
8.4. Корелација на ретенционата сила реализирана врз база на двете методологии	161
8.5. Потрошувачка на материјали	162
8.6. Времетраење на изработката на ПСП	163
8.7. Новите тенденции во концепциите за изработка на ПСП	164
9. ЗАКЛУЧОЦИ	166
10. ДОДАТОК	176

Апстракт

Примената на новиот концепт на CAD/CAM изработката се поставува како императив во однос на постојниот, конвенционален метод. Различниот методолошки пристап во постапката за изработка на протезата кај конвенционалниот метод и CAD/CAM системот е повод за испитувањата што се направени во ова истражување. Обработени се две методолошки различни единици и споредбата е направена во однос на нивните заеднички карактеристики што ги имаат во процесот на изработката и во однос на функционалните вредности.

Основна цел на оваа докторска дисертација е да се согледа разликата помеѓу конвенционално изработените ПСП и оние изработени со примена на CAD/CAM системот во однос на големината на ретенционата сила, функционалноста и заштедата на материјал и време.

За таа цел, формирани се два примерока за испитување, и тоа основна кај конвенционалните модели и контролна кај CAD/CAM моделите. Мерењето на ретенцијата е направено со помош на динамометар DO663i, при што се направени 200 извлекувања на скелетот кај двата примерока на испитување.

Добиените резултати се обработени со помош на статистичките пакети IBM SPSS Statistics 22 и EasyFit 5.5.

При обработката на податоците, регистрирана е природната подминираност, чијашто средна вредност изнесува $10,15^\circ$ и добиена е артефицијална подминираност од 2° .

Резултатите добиени за големината на ретенцијата кај конвенционалните модели и CAD/CAM моделите со сигурност од 95%, потврдуваат дека двата примерока имаат различна распределба.

Од добиените резултати, можеме да заклучиме дека зголемувањето на ретенциона сила кај CAD/CAM протезите е 64% поголемо во однос на конвенционално изработените протези. Исто така, поради помалиот распон на варијација кај CAD/CAM протезите, кој е за 2,4 пати помал од конвенционалните, големината на ретенцијата во клинички услови кај овие протези може да се предвиди многу попрецизно.

Клучни зборови: CAD/CAM, парцијални протези

Abstract

The application of the new concept of CAD/CAM preparation is set as an imperative in terms of the current conventional method. The different methodological approach in the process of making the denture in the conventional method and CAD/CAM system is the reason for the assessments made in this research. There are two different methodological units which have been elaborated and a comparison in terms of their common features that are in the process of production and in terms of functional values has been made.

The main purpose of this dissertation is to perceive the difference between the conventionally made RPD and those made using the CAD/CAM system referring the amount of retention force, functionality and savings material and time.

In order to achieve this, two testing samples have been formed, one basic for the conventional models and a control one for the CAD/CAM models. Measuring of the retention is done using a dynamometer DO663i, when 200 extracting of the skeleton have been made in both samples of the examination.

The obtained results were processed using the statistical package IBM SPSS Statistics 22 and EasyFit 5.5.

In processing the data, natural undercuts has been noticed. Its average value which has been obtained is $10,15^{\circ}$ and the artificial undercuts is 2° .

The results obtained for the amount of retention of a conventional models and CAD/CAM models with certainty of 95 %, and confirms that the two samples have different assessment.

Out of the obtained results, we can conclude that the increasing of the retention force in CAD/CAM dentures is 64 % higher compared to the conventionally made dentures. Also, due to the smaller range of variation in CAD/CAM dentures, which is 2,4 times smaller than at the conventional ones, the amount of retention in clinical conditions of these dentures can be predicted more accurately.

Key words: CAD/CAM, partial dentures

1. ВОВЕД

Сè почесто присутната делумна беззабност кај современата популација, како резултат на севкупното човеково живеење, почнувајќи од неговото раѓање, исхраната, хигиенските услови, како и на севкупните животни опкружувања и функцијата на оралниот систем, ја наметнуваат неопходноста од ефикасни интервентни концепти заради возобновување на функциите на системот. Овој појдовен концепт ги респектира сите еволуциони промени на човекот до денешни дни, почнувајќи од интраутеринот стадиум преку некогашните и сегашните услови на живеење до денешната присутна беззабност. Не помала важност им се придава на промените на хигиенските навики и услови на живеење, на биохемиските и нутритивните карактеристики на некогашната и современата исхрана, на бактериолошкиот спектар присутен во оралниот систем и граничните регии, некогаш и сега...

Во интерес на надминување на дисфункциите во рамките на оралниот систем, од најраните почетоци на стоматолошка протетика, се развиваат сè понови и понови концепции во развојот, планирањето и изработката на протетички стоматолошки помагала.

Pierre Fauchard, кој се смета за таткото на модерната стоматологија, прв го опиша процесот на изработка на парцијална протеза со виткање метални жици и прицврстување заби од слонова коска во 1728 година. Понатамошни дополнувања на неговата изработката во 1899 година беа направени од д-р William G. A. Bonwill, кој ги воведо опфатните кукачки изработени од злато, кои потоа беа лемени на плочата на протезата или на големата спојка.

Првиот комерцијално достапен инструмент направен за употреба на паралелизација на забите е создаден од страна на Weinstein and Roth во 1921 година. Многу статии кои се напишани потоа, од 1930 година до 1950 година, укажуваат на потребата од паралелометриска анализа во планирањето на механичките особини на протезата. Во овој период, со примената на техниките на дублирање и лиење, започнува замена на златните протези со хром-кобалт легури. Повеќе од 70 години се користи модел од огноотпорна маса за изработка на скелетот на протезата. Техниките и материјалите се подобрувале во овој процес, но сепак моделите, кои се дупликат од огноотпорна маса, остануваат исти.

Во оваа насока се и настојувањата на современата стоматолошка протетика што поблизу до изворната конфигурација, да се изработат помагала, кои со својата морфологија, цврстина, естетика и функционалност, апроксимативно ќе ѝ се доближат.

Во тие настојувања, во развојот на концептите, константно се подобруваат реализациите на изработките на протетичките стоматолошки помагала, при што се надминуваат отпорано присутните грешки што започнуваат со самото планирање, изработка и финализација на производот.

При овие процеси, секогаш се внимава на исполнувањето на основните предуслови на функционалноста на протезата, односно на ретенцијата, мастикација, естетиката и фонацијата. Првата фаза во планирањето на едно протетичко помагало, започнува со воспоставувањето на патот на внесување и на патот на вадење на протезата. Меѓутоа, кога морфологијата на носечкиот заб не кореспондира со бараниот дизајн, најчесто се индицирани брусења на емајлот или реставративни процедури. Внесувањето на протезата во точно зададената позиција, при определена насока, можеме да го направиме само со претходно формирање на водечките површини. При внесувањето на протезата во устата, нејзините крути делови доаѓаат во контакт со различни површини на забот, кои ако се формираат така што да бидат рамни и компланарни меѓу себе, тогаш тие ќе бидат паралелни со патот на внесувањето на протезата и ќе учествуваат во ретенцијата на протезата.

Правец на внесување на протезата е патот што го изминува протезата од моментот кога крутите делови на скелетираната протеза ќе ги допрат ретенционите заби, до нејзиниот целосен контакт со носечките ткива. Пат по кој ќе се изместува протезата за време на функцијата е правецот на изместување на протезата, а бидејќи изместувањето се јавува како резултат на мастикаторни сили, на лепливата храна и на силата на Земјина тежа, овој правец ќе биде перпендикуларен во однос на оклузалната рамнина.

Кај вертикалениот пат на внесување на протезата, ретенцијата зависи само од кукачките. Доколку водечките површини се формираат така што да имаат друг пат на внесување, во однос на патот на изместување, тогаш и крутите делови на протезата (стабилизаторите, базата на протезата и водечките површини) можат да ја зголемат способноста на протезата да се спротивстави на вертикалните сили и да се задржи на носечките ткива.

Парцијалните скелетирани протези (ПСП) се едни од најчестите изработки во стоматолошката индустрија, кои бараат многу труд и време за нивната изработка. Исто така, претставуваат и физички најтешки и еколошки најнечисти процедури за изработка на металниот скелет на протезата. Стоматолошката индустрија веќе подолго време бара начин за подобрување на процесот кој не е променет и стои во место со децении.

Чувствителноста на грешките во целиот процес на изработката на протетичките реставрации особено е изразена кај ПСП. При тоа, планирањето и некористењето на основните помошни средства во таа процедура (на пример, паралелометар или Bios-ов концепт за планирање на ретенциона сила), како и

планирањето врз база на искуствени принципи, се најчестите причинители на подоцнежните проблеми кои се појавуваат кога ПСП ќе ја ставиме во нејзина функција, односно за мастикација, фонација, ретенција и стабилизација, како и за комодитетот во усната празнина. Од овие причини би било пожелно да се воведе роботизација при изработка на ПСП. На тој начин ќе се елиминира индивидуализацијата и појавата на грешки, посебно при планирањето на ПСП, а и во текот на целата постапка за изработка. Исто така, и ставовите на различни школи во процесот на планирањето и на нивната употреба ќе се стандардизираат, со што при користењето компјутерски софтвери ќе се избегне некористењето на сите параметри што го одредуваат општиот и специјалниот план на протезата. Поради ова, наша преокупација во докторскава дисертација, ќе биде запознавање со развојот и примената на новите CAD/CAM технологии во процедурата на 3D-процесирање; скенирање на постојната состојба; планирање и дизајнирање на скелетот на протезата; нејзина изработка и финализирање. Преку новите концепции на дигиталната стоматологија и изработката на ПСП, ќе се добијат прецизни мерења на должините до 5,2 μm на должина од еден метар, адекватна просторна положба на оклузалната рамнина, идеално просторно зафаќање на интерденталниот простор, кој овозможува максимална прецизност во однос на присутната подминираност, нејзина просторна дистрибуција и големина. Овие услови ќе бидат основа за компаративните вредности на ретенционата сила на протезите во нашето испитување.

Сегашниот тренд во стоматологијата е префрлање на традиционалните методи на производство на стоматолошките реставрации во дигитална платформа. Дигиталниот процес низ времето еволуира и лесно го истиснува традиционалниот, кој одзема големо внимание и повеќе потрошено време во чекорите кон создавање совршено налегнување, естетски и функционални реставрации.

Терминот CAD/CAM кој е општо прифатен на светско ниво во стоматолошката практика, денеска се користи како акроним кој ја објаснува изработката на протетичките помагала со помош на фрез-технологија. Тој потекнува од англиското говорно подрачје и означува Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing, или во превод компјутерски поддржан дизајн/компјутерски поддржана изработка.

Примената на компјутерските технологии го наоѓа своето место во сите гранки на стоматологијата. CAD/CAM технологијата се користи за да им помогне на стоматолозите и на забните техничари при изработката на прецизните забни надоместоци: инлеи, онлеи, коронки, ламинати, мостови и протези.

Стоматолозите денес се соочуваат со поголем број опции, кога станува збор за опрема со новата технологија. Може да се каже дека не постојат

ограничувања за тоа колку далеку можеме да отидеме во светот на дигиталната стоматологија. Денталниот CAD/CAM пазар е ограничен само од фантазијата на стоматолозите и инженерите и нивните технички откритија. Иновациите во оваа област ќе продолжат да ги водат бескрајностите во иднината.

Производителите на стоматолошки материјали и опрема обезбедуваат специјален софтвер за дизајнирање различни видови дентални реставрации. Со ваков софтвер, од една страна можат да се конструираат коронките и супструктурите за фиксните дентални надоместоци, а од друга некои системи ја нудат можноста за дизајнирање на целосно анатомски коронки, парцијални коронки, инлеи, фиксни дентални надоместоци, телескопски коронки, импланти со функција на заби-носачи и скелети за парцијална скелетирана протеза¹. CAD/CAM системите кои денес се достапни на пазарот, постојано се усовршуваат на полето на софтверот. Најновите можности за изведба постојано му се достапни на корисникот преку надополнување на програмите. Податоците може да се чуваат во различни форми. Поради тоа базата често е сочинета од податоци на стандарден јазик на трансформацијата (компјутерски јазик), (анг. Standard transformation language [STL])². Размената на добиените STL фајлови овозможува брза соработка помеѓу стоматологот и лабораторијата. Форматот на STL, кој е датотека развиена од 3D системи, им овозможува на CAD софтверите да комуницираат со системите за производство.

Меѓутоа, многу производители користат сопствени формати на податоци кои се специфични за тој производител, па како резултат на тоа податоците од програмите за изработка меѓусебно не се компатибилни. Со тоа тие настојуваат да ги заштитат своите нови производи кои ги користат стоматолошките ординации од употреба или од користење на добиените податоци за друг производител.

CNC технологиите³ на стружење овозможуваат управување на CNC RP машините со специјален CAM софтвер и на тој начин се овозможува брзо производство на прототипови со машинско обработување кое е со голема брзина. Компјутерската нумеричка контрола (анг. Computer numerical control-CNC) во некои аспекти е поврзана со производството на алати или модели во кои машината за сечење, како на пример, стругот или машината за стружење, се контролирани од компјутер за да исечат специфична форма, често со многу различни чекори и промени во алатот за сечење. Процесот на фабрикување го гради делот систематски со сечење, брусене, глодање на материјалот со висока прецизност и завршница.

CAD/CAM е револуционерна ресторативна стоматологија, која денес нè води кон едно повисоко ниво на прецизност и постојаност во производството на стоматопротетичките изработки. Во комбинација со современи материјали, кои нудат подобрена биокompatibilност и естетика, овие техники промовираат

нови концепти во создавањето реставративни изработки, кои се стремат кон подобро здравје на пациентот и му даваат поголема доверба.

CAD/CAM овозможува да се избегнат неконзистентни и потешко изводливи процеси на вложување и леене како и навосочување, намалување на трошоците и елиминирање на повторните изработки. Наместо тоа, можеме да ги фокусираме своите напори на повеќе креативни активности, кои ќе доведат до поголеми вредности во изработката на протетичките реставративни помагала.

Голем број придобивки поврзани со CAD/CAM генерираните стоматолошки реставрации, вклучуваат пристап до нови индустриски префабрикувани и контролирани материјали речиси без дефектни изработки, до зголемување на квалитетот и репродукцијата, до складирање податоци, до подобрување на прецизноста и планирањето, како и до зголемување на ефикасноста.

Секојдневните непримерености на реализираните стоматопротетички помагала, како и вонредните достигнувања на современата наука во доменот на CAD/CAM технологијата, беа основните предизвици за нашата ориентација и за неколкугодишното следење на достигнувањата во оваа сфера на апликативната наука.

Поради релативно краткиот период на постоење на CAD/CAM технологијата во стоматологијата, во достапната литература нема многу издадени трудови кои се занимаваат со испитувања на ретенцијата на CAD/CAM протезите како нови системи во стоматолошката протетика.

Испитувањата што се направени во докторската дисертација ја прикажуваат ретенционата сила кај конвенционалните и CAD/CAM протезите, и врз основа на добиените резултати предлагаат основни правци на нивната примена во клиничката и во лабораториската практика.

2. ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРА

Во прегледот на литературата, заради подобра прегледност, извршено е соодветно групирање на расположливата литература, според потребите и според проблематиката од доменот на сукцесијата при изработката на конвенционална и CAD/CAM парцијална скелетирана протеза.

2.1. Конвенционална парцијална скелетирана протеза

2.1.1. Просторна положба на оклузалната рамнина

Просторниот сооднос на протетската рамнина со оклузалната рамнина има особено значење во планирањето на ретенцијата на ПСП. Оттука, и правецот на внесување на протезата како почетна фаза на планирањето е основа за понатамошна успешна изведба на едно протетско помагало. Поголема група автори^{4,5,6} го потенцираат значењето на оклузалната рамнина, како и нејзиното нарушување и адекватното возобновување при протетската реконструкција. Положбата на моделот поставен на масичето на паралелометарот и насоката на внесување на протезата ја подели научната заедница. Одредена група автори^{7, 8} се залагаат просторната положба на оклузалната рамнина да зазема нулта позиција со средни вредности на надолжните оски на забите, додека, пак, друга група автори^{9,10} прават разлика помеѓу насока на внесување и насока на изместување на протезата, при што тие сметаат дека тоа се две различни насоки, кои помеѓу себе заземаат агол кој не е поголем од 15°.

Thomson¹¹ дава објаснување на терминот *оклузална рамнина* и го дефинира како имагинарна површина што ги допира инцизалните рабови и туберите на долните заби. Тој укажува дека оваа рамнина има закривена положба и, кога е во сагитален правец, се нарекува компензаторна крива (крива по Spee), додека пак во дисталната регија во трансверзален правец, кривата поминува над оклузалните површини и се нарекува Монсонова калота. Исто така, авторот го дефинира и поимот *оклузална површина* како, рамна површина, која ги допира туберите на долните канини и дистобукалните тубери на мандибуларните втори молари.

Даштевски Бр. и Даштевски Бл.¹² во рамките на изучувањето на просторната положба на многубројните коскени и соматски анатомски точкести и линеарни репери на главата, разработуваат метод со примена на *октант* во главата на човекот. Притоа, како нулта репер, е земена точката на дното на *incisura sella turcica*, а проекциските рамнини се претставени со сагиталната, хоризонталната и трансверзалната рамнина, перпендикуларна на претходните две. Просторната положба на секоја точка, па и на секој заб, или на дел од забот, е прецизно дефинирана со нејзините координати.

Изучувајќи ја проблематиката на оклузијата Гутувчевски¹³ ги дефинира бројните поими сврзани со оклузијата и со положбата на оклузалната рамнина, кинезиологијата и мандибуларните движења. *Оклузалната рамнина (рамнина на оклузијата)* ја претставува како, една замислена површина која што анатомски е во однос со краниумот и која теоретски ги допира инцизалните рабови на инцизивите и врвовите на оклудирачките површини на постканините заби. Додека пак, *оклузална површина* е оној дел од површината на една протеза или природно забало, кој остварува контакт или е близу до ваков контакт со соодветните површини на забите антагонисти од протезата или од природната дентиција.

Во своите истражувања на оклузалната рамнина, авторите¹⁴ ни го претставуваат специфичниот метод на дефинирање на положбата на моделот во паралелометар – нулта положба. Формирањето на паралелност помеѓу базата на моделот и оклузалната рамнина, авторот го препорачува кај сите стоматопротетички процедури во својата почетна фаза, на чијашто основа студио-моделите ќе бидат анализирани токму од оваа положба на моделот, односно нулта положба којашто е прецизно и еднозначно е определена со реперите на оклузалната површина.

Phoenix et al.¹⁵ во своето издание го објаснуваат процесот на обликување на базата на моделот за понатамошна анализа. Не прецизирајќи ја процедурата на паралелизирањето, тие укажуваат на потребата од обликување на базата на моделот, така што „оклузалните површини на забите треба да се паралелни со подножјето на базата на моделот“.

Glossary of Prosthodontics Terms¹⁶ ја дефинира *оклузалната рамнина* како средна вредност на рамнина од брановидните линии на контактите на инцизалните и на оклузалните површини на забите.

Функционалната оклузија и нејзините карактеристики, Dawson¹⁷ ги опишува и ги објаснува на многу едноставен и илустративен начин, каде што *дизајнот на оклузалната рамнина* го опишува како еден од најубавите примероци на дизајн што може да се најде во природата. Тој укажува дека сообразноста на ваквиот дизајн од страна на другите делови на мастикаторниот систем е толку суптилна што често се заборава. Меѓутоа, логиката на овие

меѓусебни соодноси е важна да се разбере, бидејќи дури и мали варијации на ваквите наменски конфигурации може да доведат до необјаснета оклузална нестабилност. Ова го објаснува со податокот дека проблемите што со иритирачки редукции во комфорот или функцијата го мачат пациентот а го фрустрираат докторот, често-пати се поврзани со мали незабележителни проблеми на оклузалната рамнина.

За изнаоѓање на оклузалната рамнина на моделот, односно на нејзината поставеност во просторот, потребни се повеќе основни параметри при испитувачките процедури од вообичаените. За таа цел Artiglio¹⁸ користат специфичен додаток наречен S25/R (сл. 1), кој се фиксира во паралелометар, и за да се изнајде оклузалната рамнина подвижните рачки на S25/R се поставуваат во контакт со:

предната страна на палатиналните површини на инцизивите или цингулумот кај канините, задната страна на палатиналните тубери на првиот молар, кај горен модел (сл. 2), и

предната страна на инцизалниот раб на инцизивите, задната страна на вестибуларните централни тубери на првиот молар, кај долен модел (сл. 3).



Слика 1. Оклузална рамнина на S25/R држач на модели.



Слика 2. Кревање на горен модел.



Слика 3. Кревање на долен модел.

2.1.2. Апроксимални морфолошки карактеристики на ретенционите заби

Состојбата и простирањето на забните низи, антрополошките и морфолошките карактеристики на забите, со својата индивидуалност, поединечно кај секој заб, во голема мера имаат влијание врз ретенционите можности на протезата. Голем број автори, во своите стомато-протетички трудови и учебници, ги даваат базичните податоци за морфолошките

карактеристики на ретенционите заби. Ќе ги споменеме референциите што се користени при нашите истражувања.

Авторите ¹⁹ во целост ги објаснуваат основните анатомски поими и укажуваат дека студијата на денталната анатомија, физиологија и оклузија ни ги даваат базичните компоненти на изучувањето потребни за практиката на сите фази во стоматологијата.

Во своето издание, авторот ²⁰, преку поопширни сознанија за макроскопската градба на поединечните заби, нивните морфолошки карактеристики и функционалните низи, во рамките на стоматогнатниот систем, овозможува полесно разјаснување и разрешување на проблемите при протезирањето.

Kumar²¹ на многу едноставен начин, преку математичко-геометриските карактеристики на забите, ни ја илустрира морфологијата на секој заб, нивниот антагонистички и агонистички однос, како и корелацијата на забните низи во однос на рамнините на лицевата регија.

Scheid, Weiss ²² во својот учебник, во првиот дел, морфолошките карактеристики на забите ги претставуваат со компаративна анатомија на забот, во вториот дел ја даваат апликацијата на забната анатомија во секојдневната практика, а во третиот дел ги опишуваат структурите на забот кои ја формираат базата за неговата функција. Авторите се фокусираат на линкот меѓу денталната анатомија и клиничката практика. Како резултат на тоа, добиваме поголемо разбирање на клиничките вредности на анатомијата, морфологијата, функцијата и на забната структура.

2.1.3. Ретенција и водечки површини на ПСП

Како еден од неколкуте предуслови за изработка на протеза која-што мирно ќе лежи на потпорните ткива, во функција е ретенцијата на парцијална скелетирана протеза. Низ литературниот преглед може да се открие дека постојат голем број дефиниции за ретенцијата од разни автори.^{23,24} Една од нив е *и способноста на протезата да им се спротивстави на вертикалните движења, што имаат тенденција да ја поместат од нејзиното лежиште.*²⁵ Деловите на парцијалната скелетирана протезата што се поврзани со носечките заби и им даваат отпор на силите што сакаат да ја измрдаат протезата, се нарекуваат *директни ретејнери* - и тие се поделени на интракоронарни и екстракоронарни, додека пак екстракоронарните се делат на екстракоронарни атечмени и ретенциони кукачки.¹⁵ Ретенцијата на силите на извлекување кај

една кукачка не би требало да биде помала од 4 N, но и не многу поголема од 5-6 N. Мрежата при оформувањето на ретенционите кукачки ги вклучува и водечките површини, кои дополнително учествуваат во ретенцијата и стабилизацијата на ПСП.²⁶ Во своето најново издание, Jones, Garcia²⁷ го дообјаснуваат контактот на водечките површини којшто има влијание врз силата на ретенцијата и може да биде со различни компоненти на парцијалната скелетирана протеза – со телото на екстракоронарен директен ретејнер, со стабилизирачкиот дел на директен ретејнер, со одредени делови на малите спојки на индиректни ретејнери или со мали спојки специфично дизајнирани да контактираат со површините на водечките површини.

Чувствувајќи ја потребата за формирање водечки површини на ретенционите заби при изработката на ПСП, повеќето автори ги презентираат нивните сознанија што ќе ги апсолвираме низ прегледот на податоците од литературата. Терминот водечки површини, како и карактеристиките на нивното формирање во стоматолошките списанија, прв-пат се опишани од Applegate²⁸ во четириесеттите години на минатиот век, но иако имале голем број функционални предности врз протезите, сепак веднаш не пројавиле голем интерес кај стоматолозите за нивна употреба. Неколку години подоцна, согледувајќи ги предностите на водечките површини, Kratochvil²⁹ (1963) дизајнира кукачка во чијашто конструкција влегува ретенционен дел, јавач и апроксимално плато. За да добие правилно налегнување на кукачката врз забот и за да ја обезбеди нејзината функција, тој препарира една екстензиона апроксимална водечка површина на ретенционите заби. Krol⁷ (1973) ја редизајнира Kratochvil-овата кукачка и го предлага терминот RPI (rest-proximal – I-bar) кукачка, а како што и самиот наслов ни покажува, во асамблејата на кукачката како нејзин посебен дел ги вклучува водечките површини. Во ова редизајнирано издание се препорачува подготовка на забот за помали водечки површини (лоцирани само во оклузалната третина на апроксимална површина на забот) и адекватни на нив водечки платоа кои се со мал контакт од 1 mm на водечките површини. Надополнувајќи го концептот на водечките површини со правилното изнаоѓање на правецот на внесување и правецот на изместување на протезата од авторите Stewart³⁰, Watson⁹ и Watt¹⁰ водечките површини се стандардизираат во употребата при изработка на парцијална скелетирана протеза.

Речникот на протетички термини на Американската академија на протетичарите,¹⁶ водечките површини ги дефинира како „вертикални паралелни површини на носечките заби и/или абатменти на денални импланти, ориентирани така што да ја обезбедат насоката на патот на внесување и на патот на изнесување на парцијалната скелетирана протеза“.

Davenport et al.³¹ во своите клинички испитувања доаѓа до заклучок дека водечките површини постојат на природните заби, но многу почесто

клиничките случаи бараат подготовка на ретенционите заби. Покрај тоа, посакуваната локација на водечките површини ќе зависи од нивната функција. Така, апроксималните површини што гледаат кон беззабниот простор, служат за контрола на патот на внесување на седлата на протезата.

Како резултат на одлуката на стоматологот дали ќе им даде предност на водечките површини на што поголем број апроксимални површини на ретенционите заби или ќе се реши за т.н. средишно решение, каде што правецот на внесување на парцијалната протеза ќе биде приспособен кон сите вклучени заби, Trifunović³² препорачува изработка на наменски фиксни надоместоци, како подготовка на усната празнина за прифаќање на ПСП.

Изучувајќи ја проблематиката на водечките рамнини, Гугувчевски²³ ја потенцира нивната улога во влијанието на функционалните вредности врз протезата, при што ги опишува нивните граници на локализацијата и екстензијата, кои најчесто ги изработува на аксијалните страни на забите, по можност што повеќе на број, а пожелно е, по препорака на авторот, да се формираат од двете страни на забната низа.

Loney,³³ во својата студија, ни дава исцрпни информации за начинот на планирање, за начинот на формирање и за ефектите на водечките површини врз ретенцијата и стабилизацијата. Тој укажува на потребата од единичен пат на внесување на протезата, кој е посакуван, бидејќи: обезбедува еднаквост на ретенцијата на сите ретенциони заби, обезбедува заштита од хоризонталните мастикаторни сили, како и од изместувачките и ротационите сили кои помагаат во стабилизацијата, ги минимизира силите на извртување врз парцијалната протеза и дозволува протезата да се извади без предвремени контакти и штетно влијание врз ретенционите заби, ги насочува силите да дејствуваат врз надолжната оска на забите и обезбедува фриксиона ретенција на паралелните површини на забите.

За да се обезбеди единичниот пат за внесување на парцијалната протеза, авторот препорачува одредени аксијални површини на забите-носачи на ретенцијата да се подготват така што тие ќе бидат паралелни со правецот на внесување. Овие паралелни површини се наречени водечки површини. Формирањето на водечките површини тој го прави на сите делови, каде што ПСП доаѓа во контакт со носечките заби. Посебно, водечките површини вообичаено би требало да се подготват на апроксимални површини кај хоризонтално влијание на рачката на кукачката и на цврстите делови на ретенционите кукачки.

Истиот автор ја истакнува важноста на паралелометарот како дијагностички инструмент што се користи за да го определи најприфатливиот правец на инсерција и како помошно средство при подготовката на водечките површини. Тоа е еден од есенцијалните инструменти во дизајнирањето на

ПСП. Со правилна употреба, се добива ефективното дејство на водечките површини, кое се состои во: нивната паралелност, вклучување на повеќе од една заедничка аксијална површина (т.е. апроксимална и лингвална површина) насочени директно една наспроти друга, поставени се на неколку заби, покриваат голема површина (долга и/или широка). Со ова, авторот го потврдува ефектот на водечките површини на ретенцијата и стабилизацијата, односно: водечките површини ја чуваат ретенцијата, ја минимизираат потребата од ретенција и ги стабилизираат забите.

Jones, Garcia²⁷ го посочуваат односот на должината на водечките површини, што варира во зависност од филозофијата на дизајнот на скелетот, а ширината е определена од аголната линија на буколингвалната перспектива.

Carr, Brow³⁴ во своето најново издание темелно ја обработуваат проблематиката на водечките површини, при што доаѓаат до сознанија дека водечките површини треба да бидат креирани колку што е можно приближно паралелно со надолжната оска на носечките заби. Остварувањето на водечките површини на неколку заби, кои се поставени на поширока површина на денталниот лак, овозможува поголеми ефекти на употреба на овие површини. Тие доаѓаат до заклучокот дека ефективността е подобрена ако овие површини се препарирани на повеќе од една заедничка аксијална површина на носечките заби.

Henning²⁶ детаљно ги разработува фрезувањето и конструкциите на ПСП, каде што изнаоѓа дека во најголемиот број посакувани случаи при формирањето на цврстите делови на кукачката или на горната третина на малите спојки, тие се дизајнирани како таканаречени „водечки површини“. Тие ја обезбедуваат протезата, односно ја фиксираат, за да не дојде до несакано одвојување на протезата од забот за време на функцијата на протезата, по патот по кој е проектирано нејзиното вадење.

Согледувајќи ги претходните сознанија и посакуваното прецизно налегнување на водечките платоа врз водечките површини, голем број истражувачи се занимавале и со испитување на ретенцијата и со фрикциониот отпор што се создава за време на функцијата помеѓу протезата и водечките површини.

Едни од нив се Stratton, Wiebelt³⁵ кои укажуваат на потенцијалот што го имаат водечките површини и водечките платоа во зголемувањето на ретенцијата. Сепак, авторите истакнуваат дека случаите кога ретенционите заби не се паралелни или кога пополнувањето на интерденталниот простор на подминираниите делови со восок е преголемо, фрикциониот отпор драматично се намалува.

До слични податоци доаѓа и Cameron et al.³⁶ кој ги испитува невообичаените ангулации и подминирани простори што се создаваат поради

подолготрајната несанирана парцијална беззабност. Во своите испитувања ги опишуваат типовите на корисниот простор и предностите, но и недостатоците на неговото користење поради зголемувањето на ретенцијата на ПСП.

Sato et al.³⁷ во својот труд прави испитувања на фрикциониот коефициент и покажува дека тој под различни услови варира од 0,08 до 0,37, со што теориски го потврдува линеарното зголемување на фрикциониот коефициент во зависност од ретенционата сила на кукачката. Во заклучоците ни ги соопштува своите сознанија, каде што ретенционата сила расте со зголемувањето на фрикциониот коефициент помеѓу материјалот ставен на носечкиот заб и материјалот на кукачката, а сето тоа го потврдува со неодамна развиената формула.

Во една студија на NaBadalung et al.,³⁸ деветнаесет водечки површини беа надградени со композитна смола, која го подобри фрикциониот отпор на ПСП, со што тие сметаат дека зголемувањето на ретенцијата доаѓа заради компензирање на неточности поврзани со лабораториски постапки.

Keltjens et al.³⁹ при планирањето на протезата се залага за исполнување на механичките и биолошките критериуми за ретенција на металната рамка на ПСП. Авторот го потенцира податокот дека од механичко гледиште сите крути делови се од значење, меѓутоа со текот на времето доаѓа до намалување на ретенцијата на раката на кукачката, па тогаш малите спојки и крутите делови на раката на кукачката ги обезбедуваат стабилизацијата и ретенцијата со фрикција на водечките површини на ретенционите заби.

Даштевски Б.⁴⁰ ја анализира процедурата на отпечаток, која е една од основните алки во синџирот на успехот за адекватно налегнување на протезата на базата. Со тоа се овозможува целосно налегнување врз базата на протезата и правилен контакт меѓу водечките површини и водечките платоа, со што се зголемува нивниот фрикционен отпор. Тој го согледува фактот што во фазата на отпечатувањето кај парцијалната беззабност се карактеризираат две морфолошки различни структури, забите и резидуален алвеоларен гребен, кои по својата функционалност се разликуваат во однос на резилиенцијата. Од овие причини, авторот ја препорачува техниката на двојно отпечатување со селективен притисок, која овозможува отпечатување на природните вредности на двете функционално различни анатомски единици.

2.1.4. Методологија и материјали при изработката на водечки површини

Испитувањето на отпорот на водечките површини при поместување на протезата во лабораториски услови го прави Ali et al.⁴¹, а како водечки

површини ги користи емајлот, амалгамските и композитните полнења со нивните седум комбинации и три различни правци на вадење на протезата. Тој доаѓа до заклучокот дека ретенцијата на протезата со кој било од дадените материјали може да се зголеми.

Авторот⁴² во лабораториски услови со промена на правецот на внесување под агол од 0° , 2° и 5° ја испитува ретенцијата на протезата, а потоа ги преформира апроксималните површини со автополимеризирачка смола со истиот правец на внесување. Во своите резултати тој покажува дека силата на ретенцијата на испитуваните протези се зголемила за 12,3 пати по преформирање на водечките површини.

2.1.5. Материјал за изработка на скелетот на протезата

Еден од основните материјали за изработка на скелетот на парцијална протеза се неблагородни метални легури. Во своето издание, авторите⁴³ го даваат податокот за составот на легурите кои претежно се состојат од кобалт и хром и кои на пазарот се појавуваат уште во 1900 год. под наслов Stellite. Тие, исто така, ја објаснуваат примената на кобалт-хром легурите во стоматологијата, која е овозможена со пронаоѓањето на техниката на леење и материјал за изработка на модели кои се отпорни на високи температури на топење од страна на инженерот С.Н. Prange и забниот техничар R.W. Erdle во Austenal Laboratories (New York) во Соединетите Американски Држави. Подоцна, тие ја презентираат првата легура од таа група и ја нарекуваат Vitallium, што на европскиот пазар ја произведува фирмата Krupp од Германија. Главните составни делови на легурите за изработка на леани конструкции на парцијална скелетирана протеза се: кобалт со 35 - 65% застапеност, хром 20 - 35%, никел 0 - 30%, молибден 0 - 7% и јаглерод до 0,4%. Густината на легурите врз база на кобалт се движи помеѓу 7 и 8 g/cm³. Тврдината на легурата што претставува отпорност на материјалот на пробивање на туѓо тело во него, според Brinell, изнесува 360 kg/mm². Модулот на еластичност, според авторот, е важно својство на конструкциските материјали и колку неговата вредност е поголема, толку конструкцијата ќе биде покрута и помалку ќе се свиткува. Вредноста на модулот на еластичност кај овие легури изнесува околу 228 GN/m². Истиот автор како материјал за изработка на скелет ни го претставува титаниумот, кој има висока резистентност на корозија и биокомпатибилност.

Grković, Teodosijević⁴⁴ укажуваат на одделни карактеристики на легурите на кобалт-хром кои лесно се леат и се отпорни на корозија, но се многу тешки

за обработка. Од тие причини во овие легури се додава молибден. Според овие автори, ваквите легури имаат голем критичен напон на кршење, што претставува отпорност на материјалот кон пластична деформација, која изнесува помеѓу 880–1200 МПа, што овозможува изработка на тенки плочи на протезата.

Авторот¹⁹ во својот учебник, легурата од Со (кобалт), Сг (хром) и Мо (молибден) ја претставува како материјал на избор во овој момент за изработка на скелетот на парцијална протеза. Нејзините физичко-механички карактеристики, постојаноста во усната празнина и компатибилноста со оралните ткива како и релативно ниската цена на чинење, се фактори кои ги исполнуваат барањата на легура за скелет. Покрај оваа легура, тој ја препорачува и легурата на титаниум, која содржи алуминиум и ванадиум, од која се очекува да ја замени Со, Сг и Мо легурата во изработката на скелетот кај парцијалните протези. Исто така, се истакнува податокот за ниските вредности на критичниот напон на извлекување од 0,2% и на критичниот напон на кршење, поради што ваквата легура не е прифатлива за изработка на доволно еластични лиени кукачки.

2.2. CAD/CAM парцијална скелетирана протеза

2.2.1. Историски развој на CAD/CAM системите во стоматолошката практика

Со развојот на првиот графички воздушен одбранбен систем од страна на US AIR Force's SAGE (Semi Automatic Ground Environment) на Масачусетс националниот институт за технологија, во 1950 година започнува ерата на CAD/CAM системите. Во 1957 година, д-р Patrick J. Hanratty, познат и како татко на CADD/CAM поради неговите напори на полето на компјутерски изработените дизајн и производство, го промовира Pronto, прв нумерички контролиран програмски систем. McDonnell Douglas во 1960 година ја одигра главната улога во CAD развојот со претставување на CADD програмите.⁴⁵

Со ваквото откритие, овој систем зема голем замав во индустријата за изработка на секаков вид индустриски производи. Фабрички се изработуваат секаков вид предмети што можат да бидат изработени автоматски, што значи добивање на наполно ист производ во неограничени количества. Но, за разлика од индустријата, проблем при користењето на овој систем во стоматологијата во седумдесеттите години на минатиот век беше во

индивидуализацијата на протетичкиот надоместок,⁴⁶ односно пристапот кон површинската топографија на еден објект со сложена форма, како што ја имаме кај еден заб, како и податокот дека не постои точна референтна форма во однос на забите.⁴⁷

Повеќе од дваесет години истражувачите се обидуваат да го автоматизираат конвенционалниот рачен процес во денталната технологија, со надеж за производство на еднообразни високо квалитетни материјали, стандардизиран процес на изработка и намалување на цената на чинење на протетската изработка.⁴⁸ Сепак, согледувајќи ги огромните можности што ги има овој систем, една мала група стоматолози со голем ентузијазам навлегува во полето на стоматологијата CAD/CAM. На почетокот на истражувањата беше воспоставен терминот CIM (Computer Integrated Manufacturing) или компјутерски интегрирано производство, којшто подоцна беше заменет со терминот CAD/CAM⁴⁹.

Најраните почетоци на примената на системот CAD/CAM во стоматолошките изработки се случуваат во 1970 година, со првите испитувања што повеќе се теоретски и експериментални отколку клинички истражувања.^{50,51,52,53} Yang и Altschuler⁵⁴ започнуваат да ја развиваат идејата за употреба оптички инструменти во развојот на интраоралната мрежа на површината и нејзино претставување во графичка форма. Својот интерес во новата технологија го пројавуваат и Heitlinger и Rodder во 1979 година.⁵⁵

Во своите напори да даде придонес на полето на дигиталната стоматологија, Francois Duret, кој уште е познат и како „татко на стоматолошката CAD/CAM технологија“, во септември 1983 година на интернационалниот конгрес на Француската дентална асоцијација во Париз, го претставува прототипот на првиот дентален CAD/CAM систем,⁵⁶ а првата коронка беше јавно направена и ставена во устата на пациентот без какви било лабораториски дејства во 1985 година.⁵⁷ Истиот автор кој напорно работеше на клиничката примена на дигиталната технологија во стоматологијата и на нејзиното усовршување во секојдневната стоматолошка практика, во мај 1984 година аплицира за патент под наслов: Метод и апарати за изработка на протези, посебно на стоматолошки протези.⁵⁸ Патентот беше прифатен во мај 1987 и Duret го проследи со пишување на еден труд за автоматска протетичка изработка.⁵⁹ Во 1989 година, тој го однесе системот на Зимскиот состанок во Чикаго (Chicago Midwinter Meeting) и направи демонстрација на компјутерски изработена реставрација во живо. За овој процес му беа потребни 4 часа за да ја заврши комплетната процедура, но опремата беше многу голема и скапа, поради што стоматолошкиот пазар сè уште не беше подготвен за ваков вид изработки.⁶⁰

„Едно е сигурно. Откако е изработена првата CAD/CAM коронка пред 800 стоматолози, стоматологијата се промени и веќе никогаш нема да биде иста.”⁶¹

На полето на дигиталната технологија,⁶² истовремено работат и швајцарскиот стоматолог д-р Werner Mörmann и електротехничкиот инженер Marco Brandestini, кои доаѓаат до идеја за употреба на оптичко скенирање на забите. Тие го откриваат концептот што е претставен во 1987 година од страна на Sirona Dental System LLC (Charlotte, NC) и добиваат лиценца за употреба на CEREC, претставен со CEREC®1, со индикации за изработка на едноповршински и двоповршински инлеи со VITA порцелански блокови, како прв комерцијално употреблив CAD/CAM систем за изработка на дентални реставрации, и го означуваат како CEREC®, кој е акроним од Computer-aided CEramic REConstruction

Еден од првите CAD/CAM системи започнува да се развива и во Јапонија од страна на професорот Sadami Tsutsumi кој работи во соработка со повеќе факултети, кои издаваат и повеќе списанија.⁶³ Системот е составен од двоен сензор за читање,⁶⁴ кој проектира линеарна структурирана светлина врз принципите на стереоскопија. CAD станицата директно ги прима изолиниите во облик на слики преземени од Tilcompro процесирачката програма за моделирање на површината. Со изнаоѓање на маргините и на теоретските заби (Duret process), тој ја оформува морфологијата на забот.⁶⁵ Забите математички ги опишува како Bezier површини и B-splines.⁶⁶

Примената на CAD/CAM технологиите беше активно изведувана од страна на три групи истражувачи:⁶⁷

А) Групата поддржана од Henson International of France, уште се нарекува Duret CAD-CAM систем, кој беше развиен од страна на Francois Duret и претставен од Sopha bioconcept (Лион, Франција.);

Б) Комбинираната група тимови од универзитетите од Цирих и Брајнс и Brandestini Instruments од Швајцарија; и

В) Групата на Универзитетот од Минесота, помогнат од Американскиот национален институт за дентални истражувања (U.S. National Institute of Dental Research), уште се нарекува Rekow систем (Дигитален дентален систем).

Иако секоја група имаше малку поинаква филозофија и пристап, тие работеа кон една заедничка цел, а тоа беше интегрирање на инженерските апликации за автоматизација во создавањето стоматолошки реставрации.

Француски систем

а. Оптички отпечаток – ласерски скенер;

б. Обработка на податоци – со софтвер кој ја препознава формата;

в. Содржи библиотека (меморија) на заби, кои се опишани теоретски.

Системот користи:

- 3-D сондирачки систем врз основа на електро-оптички метод;
- Моделирање на површината и приказ на екран;
- Автоматски дрил со компјутерски контролирана 4-оскина машина.

Швајцарски систем

Оптички отпечаток – оптичко топографско скенирање со користење на 3-D орална камера. Обработка на податоци – со интерактивни CAD единици.

Системот користи:

- Статичен компјутер;
- Монитор којшто дозволува визуелна проверка на квалитетот на податоците што се добиваат;
- Компјутерски контролирана 3-оскина глодачка машина.

Минесота систем

а. Оптички отпечаток – систем базиран на фотографија со 35 mm фотографски апарат;

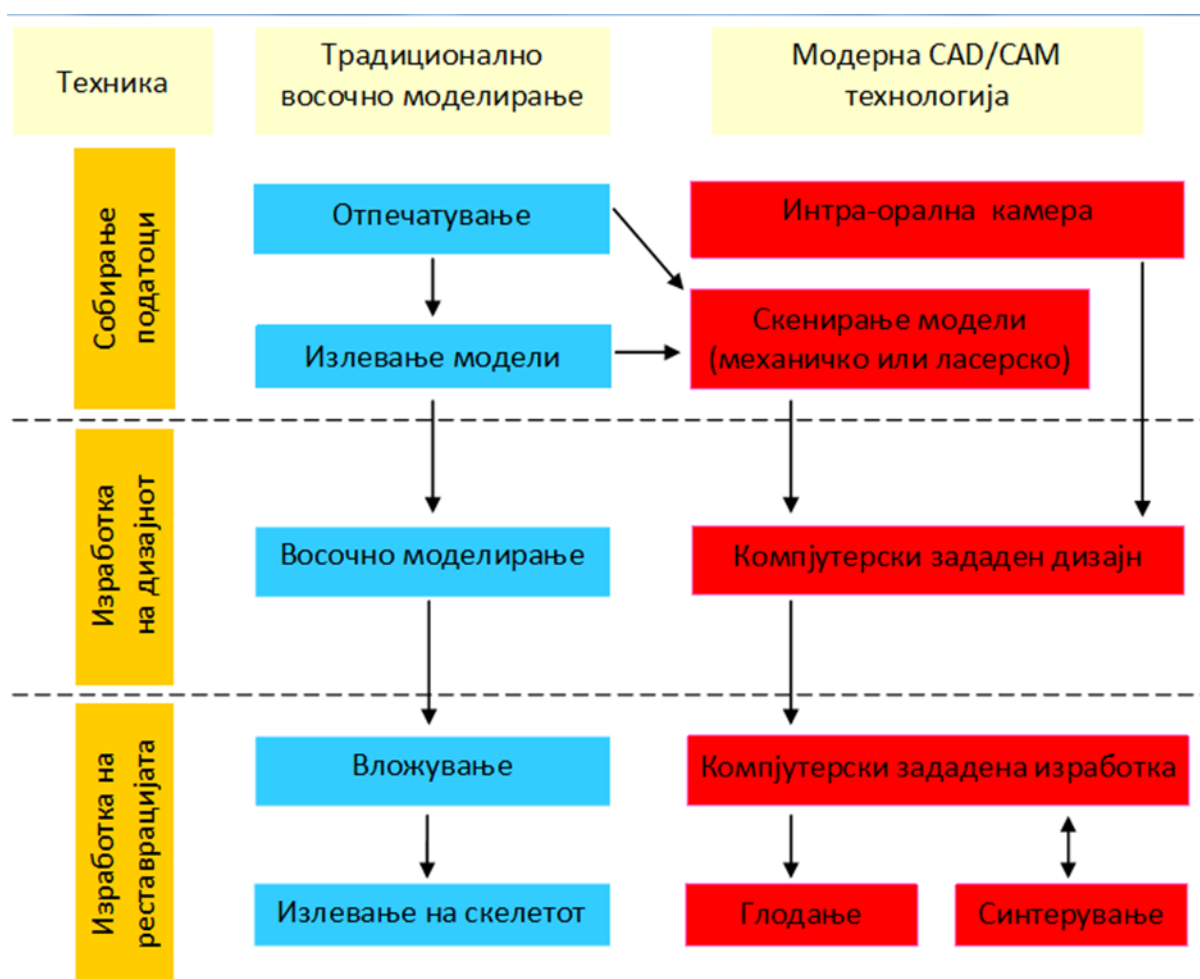
б. Обработка на податоци – податоците добиени во ординацијата се испраќаат на друга локација за процесирање и обработка.

Системот користи:

- Директна линиска трансформација и алтернативна техника препорачана од Grimson;
- Глодање со 5-оскина компјутерски контролирана машина.

Тријада на изработка: Изработката на реставрацијата без оглед на кој начин ќе се изработи, со класичен метод на восочно моделирање и леење или со високо софистицирана технологија, како што е CAD/CAM системот, има три функционални компоненти:

- А. Собирање податоци;
- Б. Дизајнирање на реставрацијата;
- В. Изработка на реставрацијата.



Слика 4. Блок-дијаграм што ги покажува функционалните фази во изработката на дентална протеза на традиционален начин со леан восочен модел и со современ CAD/CAM метод⁶⁹

Хронолошкиот развој на CAD/CAM системите до 2006 година прикажуваат:⁴⁹

- 1971** Duret прави прелиминарни експериментални истражувања;
- 1979** Експериментот на Heitlinger I Rodder;
- 1980** Mormann и Brandestini го започнуваат развојот на CEREC;
- 1984** Fujita прави напор за трансфер на индустриски производствен процес во денталната индустрија;
- 1989** DCS Precident (CDs Dental AG, Allschwil, Switzerland), Procera (Nobel Biocare AB, Gothenburg, SE);
- 1991** Celey (Mikrona Technology Ltd., Mississauga, CH);
- 1993** Cicero (Cicero Dental Systems BV, Hoorn, Netherlands);
- 1995** Cercon (DCS, cera DeguDent GmbH, Hanau, Germany);
- 1998** cad.esthetics (DECIM, cera CAD. ESTHETICS AB, Skelleftea, S);

Pro 50 (Cynovad, Montreal, CAN);
1999 Digident (Girrbach Dental GmbH, Pforzheim, Germany);
GN-1 (GC Corporation, Tokyo, J);
2001 Etkon (Etkon AG, Gräfelfing, D);
Everest (KaVo, Leutkirch, D);
Lava (3M ESPE Dental AG, Seefeld, Germany);
EDC (Wieland Dental, Pforzheim, Germany);
Wol–Ceram (Wol-Vivadent AG, Ludwigshafen, Germany).Dental AG, Seefeld, Germany);
2002 Bego MEDIFACTURING (Medical Bego, Bremen, Germany);
2003 ce.novation (Inocermic, Hermsdorf / Thuringia, Germany);
Perfactory (envisionTEC Gladbeck, D);
Xawex Dental System (ZFN method, I-Mes, Eiterfeld, D);
HintELs DentaCAD systems (Hint-ELs ®, Griesheim, Germany);
Triclone 90 (Renishaw, Gloucestershire, UK);
2005 3Shape Dental Designer (3Shape A / S, Copenhagen, DK);
ADG – SW Automatic generation Denture-Weigl System (ADS GmbH, Frankfurt, Germany);
CADCOM4 (Schütz Dental GmbH, Rosbach, D);
diadem (tiara sas, Louey, F);
Alkom digital (Luxembourg, L);
Scan Tec servant (servant scan Tec Ltd., Embrach, CH);
Scan speed (smart optics sensor GmbH, Bochum, Germany);
Zeno Tec system (Wieland Dental GmbH, Pforzheim, Germany).

2.2.2. *Современи CAD/CAM системи*

Стоматолошката информатика – односно примената на компјутерската и информатичката наука за подобрување на стоматолошката практика, истражувањата, едукацијата и управувањето - подетално ја испитуваат Schleyer T, Spallek H.⁶⁸ Тие во своите заклучоци ја потврдуваат предноста на стоматолошката информатика за решавање на многу долгогодишни проблеми во стоматолошката практика, но таа исто така, според авторите, се соочува со значајни пречки и предизвици. Сепак, во иднина, информатичките системи ќе произведуваат сè поголем број апликации и алатки за клиничка практика, со кои стоматолозите треба да бидат секогаш во чекор.

Pfeiffer⁶⁹ своите истражувања ги насочува кон принципите и карактеристиките на оптичките отпечатоци на поединечни заби. Притоа ги посочува ограничувањата и перспективите во понатамошните испитувања на оваа техника, каде што би се добила точност на мерењата на неколку заби одеднаш, за изработка на фиксни надоместоци.

Голем број автори, меѓу кои е и Persson et al.,⁷⁰ ја испитуваат прецизноста на гипсениот во однос на дигитализираниот модел. Во своите заклучоци, доаѓаат до сознанија што ја потврдуваат прецизноста на дигитализираните модели со средна вредност од 15 µm во однос на моделите од тврд гипс.

Todorović⁷¹ ги изнесува своите ставови за постојните системи, а со особено внимание се осврнува на машински обработливите материјали, што претставуваат есенцијална точка во развојот на CAD/CAM системот.

Witkowski⁷² во својот труд ја опишува употребата на светло-полимеризирачка течна смола во комбинација со UV-светлосна проекција, при што со ваквата постапка го намалува времето на изработка на патрицата со помош на CAD конструкцијата.

Sykes⁷³ поконкретно го истражува CAD системот, односно неговите потенцијални предности за брза изработка на прототип, при што како заклучок ја изнесува предноста на овој систем во можноста за производство на физички модели, со употреба на дигитални методи, за разлика од традиционалните техники на отпечатување.

Авторите Tinschert,⁷⁴ Hubalkova⁷⁵ во целост ги претставуваат различните компоненти на CAD/CAM системот за изработка на денталните реставрации, со особен осврт кон компјутерски воденото производство на биокомпатибилни и високо-квалитетни материјали што се со дефинирани и стандардизирани физички карактеристики.

Согледувајќи ги реалните состојби и недоволната употреба на CAD/CAM техниката кај ПСП во однос на изработките на коронки, мостови и инлеи, Williams et al.⁷⁶ прави напор за фаворизирање на оваа технологија кај ПСП. Тој

ги опишува техниката и истражувањата кај CAD системите кои овозможуваат протетички процедури, како што е паралелометријата и изработката на патрици изработени во дигитална форма. Дизајнот на скелетот го изработува со 3D електронски скен, со употреба на CAD софтвер. Како резултат на истражувањето, препорачува нивниот труд да претставува база за понатамошни испитувања кон целосно интегриран пристап на CAD и изработка на скелет на ПСП.

Еден поинаков метод од досега опишаните во кој леењето и поголем број лабораториски постапки се отстранети, беше опишан од Williams et al.,⁷⁷ кој објави дека скелетот на ПСП, што е изработен со компјутерски потпомогнат дизајн (CAD) и селективно ласерско топење, е основен предуслов во зголемувањето на ретенцијата и фрикциониот отпор на протезата.

Egbeer et al.⁷⁸ се фокусира кон испитувањето на употребната вредност на CAD/CAM во процесот на електронско мерење на подминираноста на скениран работен модел, како база при изработка на патрица за скелетот на ПСП. Тој ги препорачува CAD/CAM техниките за анализа на моделот, за подготовка на моделот и за дизајнирање кај скелетот на ПСП. Исто така, авторот заклучува дека со користење на брзи фрез машини, патриците кои се изработени и потоа излеани на конвенционален начин можат да ги задоволат стандардите за адекватно налегнување на скелетот на протезата.

Eugene⁷⁹ ги дели CAD/CAM системите на две категории. Првата категорија ги вклучува системите што примарно се клинички и се предодредени за користење од страна на стоматологот за дизајнирање и за испорака на реставрациите. Втората категорија е лабораториски базиран CAD/CAM систем, за којшто сме сведоци на брзиот степен на подемот и развојот во минатата декада. Оваа категорија ги вклучува системите како што се Procera® (Nobel BioCare, Yorba Linda, CA), Everest® (Kavo Dental, Lake Zurich, IL), Lava™ (3M ESPE, St. Paul, MN), Precident System (DCS Dental, Allschwil, Germany), Cercon® Smart Ceramic System (Dentsply Ceramco, York, PA), Hint-ELs® DentaCAD Systeme (Hint-ELS, Griesheim, Germany), Denzir™ (Decim AB, Skellefteå, Sweden) и CEREC in Lab (Sirona Dental Systems). Како што напонува авторот, единствена технологија која во моментот се користи кај двете клинички и лабораториски компоненти е CEREC 3D комбинирана со CEREC in Lab.

Во својот труд, авторите⁸⁰ прават дваесетгодишна анализа на постојните различни системи на компјутерска техника и на дентални материјали. На ова место, тие ја прикажуваат изработката на првата парцијална протеза реализирана во CAD/CAM и RPST Rapid prototyping stereolithographic технологија (адисиона техника на брза изработка). Таа беше развиена од 3D Systems of Valencia, CA, во 1986 година во САД. Истражувачките податоци и

клиничките испитувања ги користат како поткрепа на клиничките перформанси на овој систем.

Групите автори на Drago⁸¹ и на Williams,⁷⁶ независно една од друга, доаѓаат до слични сознанија и укажуваат на документираните изработки на патриците за металната рамка на ПСП, меѓутоа, ниту една од нив не е пробана во устата на пациентот. Во својата студија, по скенирањето на моделот, формирањето на патрицата го прават со референции земени од скенираниот модел со помош на CAD системот, а нејзиното моделирање е изведено со изработка на прототип. По овој процес, патрицата се лие на конвенционален начин и металниот скелет се пробува во устата на пациентот. На тој начин скелетот е подготвен да ги прифати следните чекори на изработката со додавање акрилат и акрилатни заби.

Strub et al.⁸² се залага за внесување автоматизирани методи во денталната технологија кои ќе бидат стандардизирани со изедначен квалитет на производство. Во своите заклучоци, потврдува дека постојните системи варираат во можностите, така што секој е со одредени индивидуалности и ограничувања.

Trost et al.,⁸³ воден од своето клиничко искуство и организациските активности, препорачува прирачник за најчестите прашања на стоматолозите кои би сакале да работат со CAD/CAM технологијата. Тој ги посочува предностите на овој систем, кои би можеле да му помогнат на стоматологот во секојдневната практика.

Даштевски⁸⁴ во својот магистерски труд, укажува на значењето и на влијанието на водечките површини врз ретенцијата и стабилизацијата на ПСП. Своите тези ги докажува преку дигитално скенирање на ретенционите заби и преку артефицијално изработени инлеи.

Lee⁸⁵ ја потенцира зависноста на конвенционалните методи од искуството на забниот техничар. Така, квалитетот и прецизноста на изработката во голема мера зависат од субјективните процени на техничарот. Авторот користи 3D допирна технологија во дизајнирањето и морфологијата на денталната реставрација.

Beuer et al.⁸⁶ ја обработува проблематиката на CAD/CAM технологијата и системите што се користат во денешната стоматологија. Авторот во својот труд ги истакнува предностите на овој систем, а доаѓа и до заклучоци дека како резултат на континуиран развој во компјутерски хардверски и софтверски системи, можно е да се очекуваат нови методи во производството и нови концепти при третманот што ќе придонесат за намалување на цената на чинење на изработките.

Wu et al.⁸⁷ прави напор за интегрирање на CAD/CAM системот со ласерска технологија, при изработка на титаниумски скелет. Со помош на

ласерско скенирање и стандардни софтверски програми, тој ја формира базата на палатумот. Со ова ја покажува потенцијалната кандидатура на CAD/CAM/LRF системот како ново поглавје на дизајнирање и на изработка на титаниумски реставрации.

Употребата на ПСП во клиничка практика останува модалитет на долгорочен третман. Различни достигнувања според авторите⁸⁸ го подобрија квалитетот на протезите, а со тоа и квалитетот на животот на лицата што ги носат. Во нивната статија се испитувани четири модалитети на ПСП, кои вклучуваат имплант поддржани ПСП, протези ретинирани со атечмени, протези со ротационен пат на внесување и титаниумови CAD/CAM ПСП. Тие доаѓаат до заклучоци дека постои зголемување на губењето на забите во САД, така што потребата од изработка на ПСП со зголемувањето на населението и стареењето ќе се зголеми. Со порастот на геријатриската популација, која вклучува висок процент на парцијално беззабни пациенти, употребата на ПСП во клинички третман ќе продолжи да биде модалитет на избор во клиничката практика.

Со едновременно воведување нумерички контролирани машини за обработка и техниките на дигитализација, според авторите,⁸⁹ постигнат е голем чекор напред во примената на нови материјали, намалување на трудот при изработка на протезата, ефикасност во изработките и контрола на квалитетот. Овој концепт тие го именуваат како стоматолошки CAD/CAM.

Lanier⁹⁰ укажува на податокот дека иако почетоците на 3D технологијата главно се во полето на фиксната протетика, сепак, со новиот вид скенери, ерата на 3D технологијата забрзано се движи напред кон нови идеи на комплетна изработка на парцијална скелетирана протеза, односно скелетот на протезата, розовиот дел на протезата и забите во 3D дизајнот.

До денес употребата на CAD/CAM технологиите првенствено беше фокусирана на фиксните изработки.⁹¹ Спротивно на тоа, веќе се издадени неколку публикации кои ја опишуваат употребата на CAD/CAM технологиите за изработка на тотални протези. Според авторите,⁹² првите изработки на тотални протези со 3D ласер-литографија со која се изработени пластични лушпи на забалото од снимената база на алвеоларниот гребен, се направени од страна на Maeda et al.⁹³

Сепак, и покрај брзиот развој на стоматолошките CAD/CAM системи, систематските пребарувања на литературата открија мал број клинички испитувања кај ПСП.

Lang, Tulunoglu⁹⁴ прават преглед на презентираниите податоци на употреба на CAD/CAM ПСП. Нивното систематското пребарување на литературата на PubMed покажало 9 статии кои ги исполнуваат критериумите на истражувањето, во кои се вклучени овие протези. При тоа, тие заклучуваат

дека е најдено ниско ниво на клинички испитувања кои се објавени кај CAD/CAM ПСП. Врз основа на своите сознанија, тие укажуваат на потребата од клинички испитувања на ефикасноста на CAD/CAM ПСП.

2.2.3. Функционални компоненти на CAD/CAM системот

Сите CAD/CAM системи се составени од три различни компоненти.⁹⁵

1. Дигитализирачка направа/скенер, којшто ја трансформира постојната геометрија на објектот во дигитални податоци, кои можат да бидат обработени од страна на компјутерот (Computer Aided Inspection, CAI).
2. Софтвер кој обработува податоци и, во зависност од апликацијата, произведува податоци за производот што треба да се фабрикува (CAD).
3. Производствена технологија која преку сетот обработени податоци ни го дава саканиот производ (CAM).

2.2.3.1. Дигитализирачка направа–скенер

Терминот скенер во стоматологијата се однесува на инструмент кој ги собира податоците за тридимензионалниот просторен распоред и за формата на виличните и забните структури во устата или на моделот и ги трансформира во сет на дигитални податоци. Со помош на скенерот, се снимаат или се отсликуваат анатомо-морфолошките структури на усната празнина и се добиваат податоци во дигитална форма. Дефинирано со општи поими, 3D скенирањето, кое исто така се нарекува и 3D дигитализација, претставува користење на алатки за добивање на тридимензионални податоци за да се добие збир од X, Y и Z координати на површината на материјален објект. Секоја поединечна X, Y и Z координата се нарекува точка. Конгломератот на сите овие точки се нарекува „облак од точки“.⁹⁶ Типичен формат за податоци за облак од точки се или ASCII текстуален фајл кој ги содржи X, Y и Z координатите за секоја точка или полигонална мрежеста претстава на облак од точки која е позната како STL формат на фајлот. Во повеќето ситуации, поединечното скенирање не дава целосен модел на предметот. На пример, ласерскиот скенер во одреден интервал скенира само една линија на објектот која има дебелина од 1 или 2 mm, а потоа позицијата на скенерот се менува за еден чекор и потоа се скенира следната линија. Секоја скенирана линија има многу точки кои се разделуваат со одредено пич растојание (пич[англ. Pitch] единица мерка во компјутерски јазик) зависно од камерата која го регистрира ласерот кој се рефлектира од објектот. Но, ако се работи со камера со 30 Hz, која може да

сними и 30 слики во секунда, процесот е многу брз. Вообичаено се потребни мултипли скенови, дури и стотици, од различни правци, за да се добијат информации за сите страни на предметот. Овие скенови потоа треба да се доведат во вообичаен референтен систем, процес кој обично се нарекува подредување, а потоа се спојуваат за да се создаде целосен модел. За тоа, пак, се користи процес кој се нарекува триангулација. Скенерот добива податоци за „облак од точки“ кои имаат шум (шумот се состои од грешки, точки кои се препокриваат, несакани податоци итн.). Поради тоа, по добивањето податоци за облак од точки, треба да се спроведе процес на редукција на шумот преку користење на специјален софтвер за да се добијат средени податоци. Само тогаш овие податоци можат да се претворат во површина или модел, зависно од потребите на корисникот. Скенерите,⁹⁷ како дел од CAD/CAM технологијата имаат влијание во прецизноста на собирањето на податоците и во нивното претворање во дигитална форма, од што зависи и добивањето на финалниот производ на една протетичка реставрација.

Постојат два основни типа скенери:

1. Механички скенери;
2. Оптички скенери.

Друга поделба, скенерите ги организира во контактни и бесконтактни скенери, во зависност од тоа дали скенирачката глава го допира или не го допира објектот. Овде мора да се спомене дека сите механички скенери го допираат објектот, додека оптичките не го допираат. Така, поделбата се сведува на тоа механичките со друг термин, да ги викаме контактни, а оптичките – бесконтактни скенери.

Во зависност од различни карактеристики на скенерите постојат повеќе различни поделби, односно категоризации на скенерите. Во зависност од тоа дали сензорот на скенерот се движи мануелно или со помош на мотор, механичките скенери се делат на:

- а) Мануелни;
- б) Автоматски.

Во зависност од просторот на скенирање, тие може да се поделат на:

- а) Екстраорални;
- б) Интраорални.

Од друга страна, интраоралните се делат на:

- *Интраорални скенери со можност за директна изработка;*
- *Интраорални скенери без можност за директна изработка.*

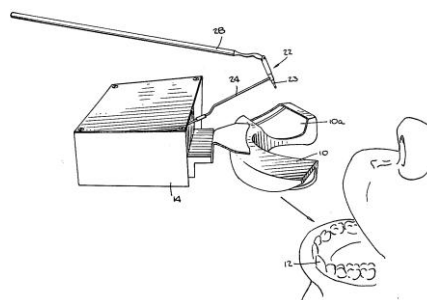
Во зависност од методот за собирање на податоците за тридимензионалната местоположба и форма, оптичките скенери се делат на:

- а) Екстраорални – со триангулација;
 - со коноскопска холографија;
- б) Интраорални – со триангулација;
 - коноскопска холографија; и
 - видео снимање

1. Механички скенери

- Механички – мануелни скенери – интраорален

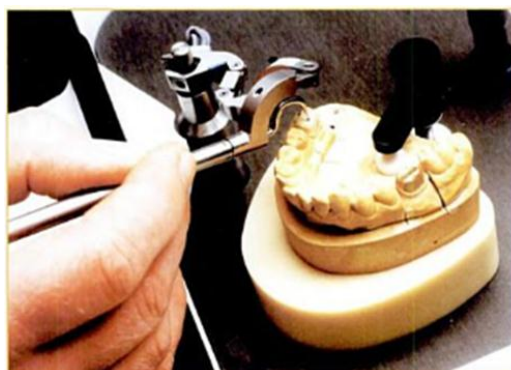
Основните принципи и методолошкиот пристап на механичките скенери за просторна дигитализација се опишани и патентирани од страна на Mushabac D.R. во 1977 година (US Patent Document, 4 182 312) (сл. 5). Овој метод користи механичко интраорално скенирање. За добивање на податоците, авторот употребува стоматолошка сонда што се движи со раката на стоматологот, а е поврзана со трансдуктор кој создава три знаци, покажувајќи ја положбата на сондата на која било точка од препарираниот заб каде што таа е аплицирана. Трансдукторот е прицврстен за лажицата која се фиксира во устата на пациентот. На овој начин, вилицата на пациентот е основа за сите мерења што ќе се направат. Користењето на линеарните потенциометри, поради нивните ограничени можности, создава непрецизни податоци, поради што ваквото решение во деналната CAD/CAM технологија не е широко применето. Употребата беше ограничена на грубо мерење на оток на меките ткива по операција. Предноста на овој метод во однос на оптичките методи беше во можноста за дигитализација на субгингивалните подрачја.



Слика 5. Мануелен механички интраорален метод на 3D дигитализација – Mushabac метод

- Механички мануелни скенери – екстраорални

Бидејќи планираната примена на дигитална камера не ги постигна очекуваните резултати, DentiCAD (BEGO, Bremen) го напуштаат интраоралното скенирање. Поради тоа, во текот на своите понатамошни истражувања дојде до развој на механичка мерна постапка (сл. 6). Таа се состоеше во напипување на објектот без притисок, со помош на минијатурна сонда, која располага со 6 оски на ротација. Нејзината грацилна градба предвидуваше интраорална употреба. Движењата на



Слика 6 Мануелен механички екстраорален метод на 3D скенирање применет кај DCS President системот

финомеханичките зглобови беа регистрирани со Хал-ови сензори и обработени во вклучениот сметач. Покрај опфаќањето на препарираниот заб, може да се напипаат и оклузалните површини на антагонистите, како и апроксималните површини на соседните заби. Потребното време за скенирање во зависност од големината на препарацијата изнесувало од 15 до 30 минути.⁹⁸

- Механички автоматски скенери

Кај овој тип скенери, моделот се отчитува механички, линија по линија со црвена (рубинска) топка и на тој начин се мери тридимензионалната структура. Куглата се лизга по површината на забот со циркуларни движења. Притисокот на површината на забот е многу мал и е еквивалент на маса од 15 g до 20 g во точката на контакт. Времето на целосно скенирање е од 3 до 5 минути, при што скенерот регистрира 20 000 до 30 000 мерни точки.⁹⁹ Традиционалните Просега скенери Piccolo и Forte (Nobel Biocare) се единствениот пример за механички автоматски скенери во стоматологијата. Овој тип скенери се карактеризира со висока прецизност при скенирањето, соодветно на што дијаметарот на црвената (рубинска) топка е нагоден на најмалото сечило на системот за скенирање, а со ваквиот начин на скенирање сите податоци што се собрани во системот може да послужат во процесот на стружење.^{100,101} Недостаток на оваа техника за собирање податоци е премногу комплицираниот механизам, што го прави апаратот многу скап и има подолго време на процесирање во однос на оптичките системи.

2. Оптички скенери – екстраорални

- Оптички скенери со скенирачки метод на триангулација

Кај овој метод се дефинираат различни триаголници коишто имаат една иста основа, односно базата на триаголниците е фиксирана и нејзината положба претходно е дефинирана и е непроменлива.¹⁰² Основата ја дефинираат два оптички центри. Врвот на триаголникот е целната точка на површината што се скенира. Растојанието од оптичките центри до целната точка се пресметува со примена на основните геометриски закони, при што треба да бидат познати растојанието помеѓу двата оптички центри и аголот што го зафаќаат правите кои поминуваат низ целната точка и оптичките центри. Дополнително, за да се пресметаат координатите x , y и z , потребно е да се дефинира референтен систем, односно координатен систем и да бидат познати координатите на оптичките центри во тој систем.

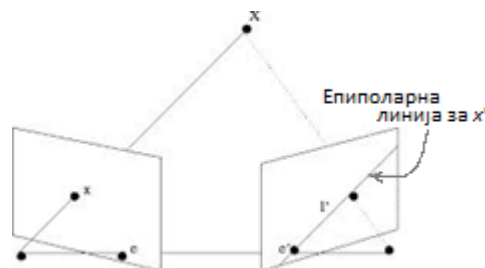
Во зависност од конструкцијата на скенерот и начинот на пресметување на координатите, може да се разликуваат два вида триангулација, и тоа *пасивна* и *активна*.

Пасивната триангулација користи амбиентално осветлување, а во оптичките центри што се наоѓаат во основата на триаголникот, се поставени две камери. Поради тоа, пасивната триангулација уште е позната под името стерео анализа. Идентификувањето на карактеристиките на површината кај стерео анализата се базира врз анализа на сликата направена од едната камера споредена со повеќе слики на истата целна површина направени од втората камера од различни позиции. За да се добие тридимензионална претстава за геометриските карактеристики на површината, во текот на скенирањето двете камери симултано собираат податоци за површината. Во процесот на обработката на податоците, програмата зема една слика од едната камера и ја споредува со повеќе слики од втората камера, коишто се направени во текот на скенирањето. По тоа, програмата преоѓа на слика на нова целна точка направена од првата камера и повторно ја споредува со повеќе слики од втората камера. Овој метод е едноставен, но има свои недостатоци во споредувањето на податоците од повеќекратни слики. Површини што имаат добро дефинирани рабови и агли, доста добро можат да бидат скенирани со овој метод. Проблемите започнуваат кога треба да се скенираат објекти со фина промена на геометријата, односно објекти кај коишто површините се заоблени, искосени и немаат остро дефинирани рабови и агли. За да се надмине овој недостаток, на целната површина може да бидат поставени референтни точки, што ќе може да бидат лесно идентификувани во текот на анализата.

Елиполарната геометрија¹⁰³ е дел од стерео вид кој ги опишува односите меѓу сликите добиени со помош на две камери кои ја снимаат сцената од два различни агла. Како пример, точката X која се наоѓа во 3D простор, со

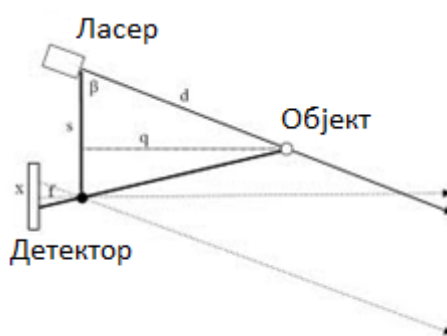
проекциона геометрија се пресликува во 2D простор во точките x и x' . Сите три точки X , x и x' се компланарни, односно се наоѓаат во иста епиполарна рамнина P_i .

Кога само точката x би била позната, тогаш местоположбата на x' може да се пресмета од епиполарното ограничување. Овој услов кажува дека точката x' може да се наоѓа на оптичката оска каде што епиполарната рамнина P_i ја сече рамнината на сликата, што е добиена со друга камера. Линијата која одговара на оваа оптичката оска се нарекува *епиполарна линија* (на сл. 7 означена како l'). Овој услов е од посебна важност, бидејќи го намалува бројот на точките за коишто треба да се испита дали се кореспондентни со парот точки X . Линијата на којашто се наоѓаат двете камери се нарекува базична линија. Точката во која се сечат *базичната линија* и рамнината на сликата се нарекува епипол (на сл. 7 означени како e и e').



Слика 7. Епиполарна геометрија

Активната триангулација ги надминува недостатоците на пасивната, со тоа што користи извор со структурирана светлина. За разлика од пасивната, основата на триаголникот кај активната триангулација е дефинирана со една камера и извор на структурирана светлина која е проекција на светлосна шема со познат агол врз еден објект. Изворот на светлина не ја осветлува рамномерно целната површина. Светлосното поле од овој извор е структурирано, односно осветленоста на површината се менува на претходно дефиниран начин. Бидејќи површината што се скенира не е рамна, структурата на осветленоста ќе биде различна од онаа на изворот. Камерата ја регистрира таа промена во структурата, ја споредува со почетната структура и од таа разлика ги пресметува тридимензионалните геометриски карактеристики на површината. Наједноставна структурирана светлина е светлата точка произведена од ласер. Деформацијата на точката во рефлектирана светлина се користи за пресметување на тридимензионални геометриски карактеристики на површината (сл. 8). Со цел да се намали времето потребно за скенирање, може да се употребуваат дводимензионални светлински структури, како што се светлински ленти или мрежа од светлински точки.



Слика 8. Активна триангулација

Резолуцијата со којашто ќе се измерат карактеристиките на површината директно зависи од тоа колку е фина структурата на светлината, како и од резолуцијата на камерата. Прецизноста на триангулационите скенирачки системи зависи од два услова:

- 1) Точноста за мерење на растојанието до точката од којашто има најголем интензитет на рефлектирана светлина, и
- 2) Точноста за мерење на местоположбата на изворот на светлина и камерата.

За да се одговори на вториот услов, во комерцијалните 3D скенери се вградени прецизни држачи за изворот на светлина и за камерата, коишто може да бидат линеарни или ротациони. Сепак, во многубројни реални ситуации, како што е добивањето интраорални тридимензионални претстави, не е можна примена на конвенционални линеарни и ротациони држачи. Уште повеќе, примената на еден единствен фиксиран систем е непрактична поради големите разлики во големината и обликот на вилиците и на забните лаци.

Rekow et al.¹⁰⁴ воведува скенирачки метод што користи скенирачка глава со ласерски извор на светлина и детектор, што може да се движи по должината на сите три оски, а којашто се контролира со помош на компјутер. Објектот што се скенира, односно гипсениот модел на забите, во нашиов случај се поставува на ротационен држач. Компјутерот ги позиционира моделот и скенирачката глава и со помош на рефлектираната светлина ги пресметува координатите добиени со движење на ротациониот држач и на главата.

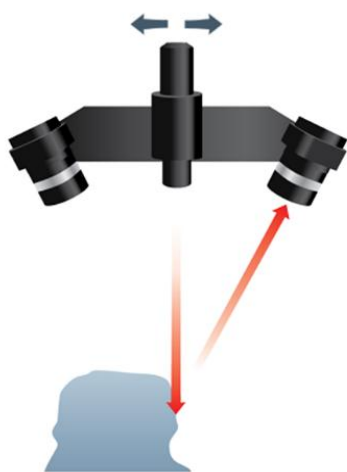
Andreiko et al.¹⁰⁵ предлага систем што користи видеокамера поставена директно над гипсениот модел. Сликата од камерата се прикажува на компјутер заедно со мрежа за позиционирање поставена врз сликата, операторот рачно ги внесува x и y координатите на одбраните точки на моделот, како што се мезијалните и дисталните контактни точки на забот. Тој дава и алтернативна варијанта, во којашто моделот се осветлува со ласерска светлина, а рефлектираната светлина се детектира со сензор.

Persson et al.¹⁰⁶ прави споредбени испитувања на прецизноста на механички и оптички скенери. Површината на моделот ја скенира по трипати со двата скенера. Во своите резултати, по скенирањето на моделите, ја покажува релативната прецизност, којашто е иста за двата скенера.

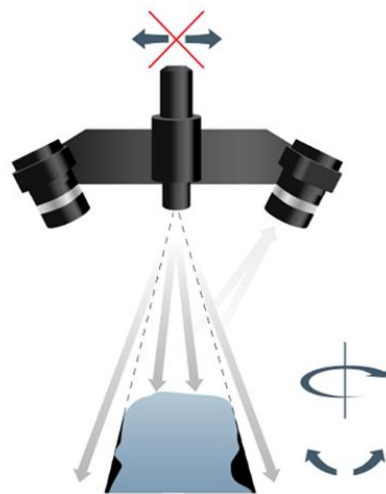
Повеќемина истражувачи ја искажуваат важноста на прецизноста на скенирањето покрај другите карактеристики на скенерот – брзината, резолуцијата, бројот на камерите, бројот на оските на скенирањето. Chamberlain,¹⁰⁷ согледувајќи ја и анализирајќи ја проблематиката на прецизноста, го потврдува податокот дека најголем број од скенерите што во моментот се наоѓаат на денталниот пазар се со прецизност од 20 μm , но исто

така тој укажува и на проблемот во индустријата каде што во моментот нема официјален, независен метод за тестирање на прецизноста.

Сите дентални 3D скенери се конструирани на исти принципи за скенирање, со исклучок на еден (коноскопска холографија опишана во наредното поглавие), и нивните карактеристики на многу едноставен начин ги презентира Hollenbeck et al.¹⁰⁸ Тој ги дава основите на скенирањето што ги содржи секој скенер, а тоа се: извор на светлина, една или повеќе камери и систем за движење кој го сочинуваат неколку оски за позиционирање на скенираниот објект кон изворот на светлината и камерата/камерите. Базирајќи се на дефиниран агол и на растојанието помеѓу камерата и изворот на светлината, 3D положбата на точката од којашто проектираната светлина се рефлектира може да се пресмета користејќи ги законите на тригонометријата. Принципите на скенирање што се користат кај ласерските скенери и скенерите со бела светлина се идентични. Ласерските скенери создаваат повеќекратни линии со движење на скенирачката глава по должината на прецизни линеарни оски (сл. 9а), додека пак скенерите со бела светлина имаат фиксирана скенирачка глава, но тие проектираат неколку подвижни линиски обрасци или ленти од бела светлина последователно од централната положба (сл. 9б).



а) 3D ласерски скенер со две ротациони оски и со една линеарна оска. Ласерскиот скенер создава линиска светлина, којашто поминува преку објектот користејќи ги линеарните оски.

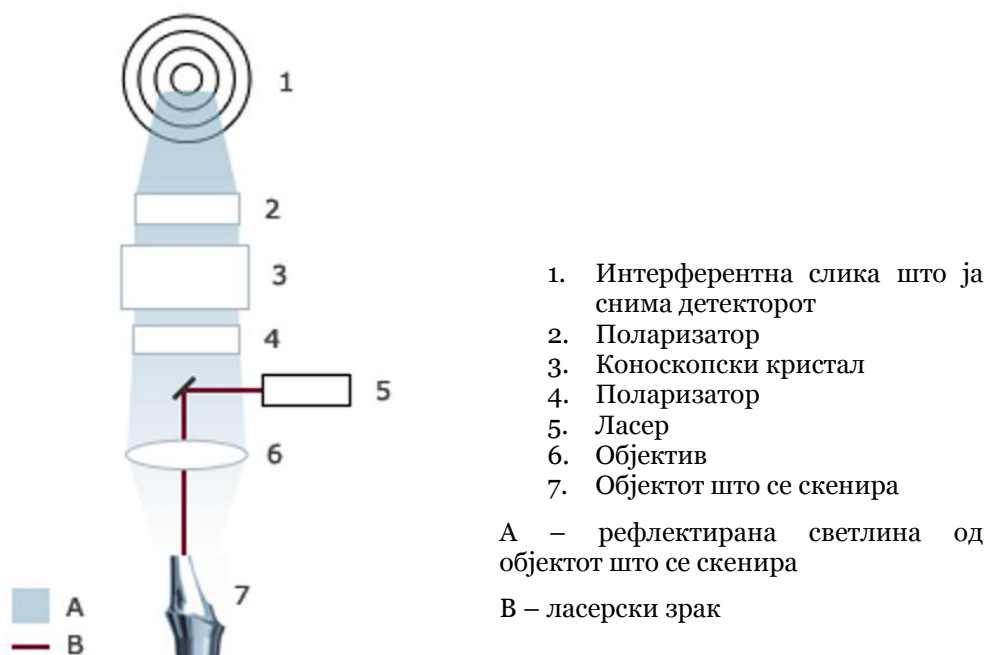


б) Скенер со бела светлина и со две ротациони оски. Изворот на светлина создава повеќекратни линии на светлина, а целиот поглед на објектот е од една положба.

Слика 9. Принципи на 3D скенирање

- Оптички скенери со скенирачки метод на коноскопска холографија

Со развојот на скенирачките системи и нивната техника на скенирање, во најново време станува актуелен методот на *коноскопска холографија*. Неговата особеност овозможува примена во многу области, како што се, на пример форензиката ¹⁰⁹, па и стоматологијата. Оваа нова оптичка скенирачка технологија во CAD/CAM стоматологијата ја воведува NobelProcera™ (сл. 10).



Слика 10. Коноскопска холографија

Тие воведуваат нов тип скенер што ја користи појавата на коноскопска холографија, чиито основи ги даваат авторите ¹¹⁰ во 1985 година. Коноскопската холографија има повеќе предности во однос на останатите скенирачки техники, како што е на пример триангулацијата. За разлика од неа, каде што влезниот и рефлектираниот зрак изминуваат различни патишта, кај коноскопската холографија и двата зрака изминуваат еднакви патишта. При тоа, кај триангулацијата зракот паѓа под релативно мал агол (од 40° до 60°), а кај коноскопската холографија зракот паѓа под голем агол (до 85°). Ова овозможува мерење на многу стрмни рамнини, односно лесно мерење на подминирани површини, длабоки кавитети, како оние што се сретнуваат кај денталните отпечатоци. Со помош на оваа техника се добиваат многу информации за една точка, со што се добива мерење со голема точност и прецизност. Еден од поголемите недостатоци на коноскопската холографија е што не можат да се скенираат сјајни површини, какви што може да се сретнат кај метални, восочни и акрилатни површини.

Скенерите што работат на принципот на коноскопска холографија имаат едноставна конструкција. Тоа овозможува, краток период на обучување, минимални интервенции во текот на скенирањето и, конечно, намалена цена на производство и примена.

Коноскопската холографија е интерферометриска техника со некохерентна светлина. Таа се базира на појавата на двојно прекршување на светлината. Светлината од диоден ласер, која може да се смета за монохроматска, поминува низ еднооскин двојнопрекршувачки кристал. При тоа, затоа што брзината на простирање на светлината е различна во насока паралелна со оската и нормално на неа, светлината се прекршува на два зрака – редовен и нередовен. Брзината на редовниот зрак е постојана, но брзината на нередовниот зависи од влезниот агол, односно од аголот кој го зафаќа со оската на кристалот. За да можат двата зрака да интерферираат, на патот на светлината се поставуваат два циркуларни поларизатори, еден пред и еден зад кристалот. Овој систем се вика *коноскоп*, а кривите што се добиваат како резултат на интерференцијата се викаат *Габорова интерферентна слика*, дефинирани со изразот:¹¹¹

$$I = I_0 \left(1 + \gamma_0 \cos \left(K \frac{r^2}{Z_c^2} \right) \right)$$

каде што K зависи од опто-геометриските карактеристики на системот (во нашиот случај на моделот), γ_0 е познато како видливост на интерферентните линии, r е радијално растојание од центарот на Габоровата интерферентна слика и Z_c е таканаречено коноскопско коригирано растојание, геометриска средина на растојанието на редовниот и на нередовниот зрак во однос на рамнината на снимање (во нашиот случај во однос на рамнината на детекторот). Разликата помеѓу коригираното и вистинското растојание е занемарлива. Интерферентната слика има радијална симетрија. Со соодветна калибрација, ова овозможува да се пресмета растојанието до точката што ја емитира, светлината, односно точката што ја рефлектира светлината. На тој начин се добива информација за обликот на површината што се скенира.

Со брзиот подем на CAD/CAM технологијата во стоматологијата, производителите на скенери се стремат да ги усовршат своите производи и да ги направат побрзи, попрецизни, помали, мобилни, полесни за ракување, при што секој модел има свои посебни и впечатливи карактеристики. Тие се надградуваат со нови побрзи процесори, со поголема меморија, со повеќе сензори, со зголемена резолуција, со софтверски пакети кои овозможуваат нови процедури за анализа и за изработка на протетички помагала и уште многу други елементи што ги прават за да го следат брзиот развој на технологијата, а сè со цел да се добие колку што е можно подобар производ.

Во стоматолошката практика денеска може да се најде широка палета скенери. Дел од нив се преземени од други индустриски гранки, а дел се направени специјално за потребите на дигиталната стоматологија.

Некои модели оптички скенери присутни на пазарот

Sirona, Бенсхајм, Германија,¹¹² формирана е уште во далечната 1887 година и прераснува во светски лидер во развојот на дигиталната технологија. Во своите CAD/CAM системи го користи скенерот inEos X5 (сл. 11), лабораториски скенер за дигитализација на сите потреби во стоматологијата. Она што е карактеристично за овој модел е што тој се одликува со роботизирана рака, содржи уникатен начин на позиционирање на моделот, отворен интерфејс и 5-оскин систем. Сето тоа на inEos X5 му овозможува да работи со незаменлива точност и флексибилност во ракувањето, како и со голема брзина на скенирањето. Единствениот оперативен концепт е програмиран за да обезбеди максимална ефикасност за сите задачи на скенирање и е надополнет со опција за рачно скенирање. Еден е од малкуте автоматски оптички скенери кои имаат можност за мануелно нагудување. 5-оскината технологија, која му овозможува на скенерот да работи со пет степени на слобода на движење, заедно со роботизираната рака и точно дефинираната област на скенирање, овозможува брзо автоматско позиционирање на моделот. Ваквата постапка го намалува бројот на снимки со податоци што се испраќаат за понатамошна обработка и со тоа следните пресметки на моделот се прават за пократко време. Ја скенира оклузијата на вилиците за 10 секунди.



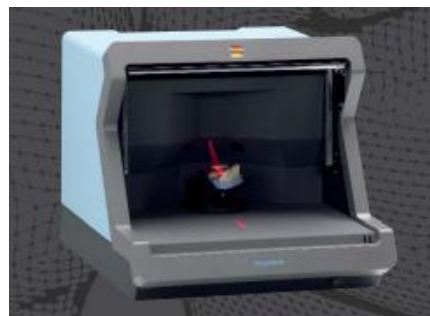
Слика 11. Скенер inEos X5



Слика 12. Поле на скенирање со артикулатор

Полето на скенирање е со широка површина, во која може да се сместат најчесто користените артикулатори, така што скенерот може да овозможи пристап до моделот со рачен начин на управување (сл. 12). Новиот начин на скенирање нуди извонредна прецизност и длабочина на подрачјето. Заедно со функцијата автофокус, создава совршена платформа за дизајнирање и за производство.

DENTSPLY international, Манхајм, Германија,¹¹³ една од најголемите стоматолошки компании, формирана е уште во 1899 година. Во своите истражувачки програми го вклучува и CAD/CAM системот со Cercon® eye скенер (сл. 13), кој скенира забни трупчиња и модели за коронки и мостови со помош на трокамерен систем и ласер коишто прецизно скенираат 16 трупчиња на држачот.



Слика 13. Cercon® eye скенер

Автоматското откривање на маргините го олеснува планирањето и дизајнирањето на виртуелните модели. Скенирањето и обработката на податоците на едно забно трупче е помалку од една минута, со точност од 20 μm , што дозволува и проблематичните геометрии на моделот, како што се подминирани простори, лесно да се детектираат и да се согледаат на екранот. Како што наведува и самиот производител, овој скенер служи за скенирање на модели исклучиво за коронки и за мостови. Скенерот го содржи Cercon® art 3.1 софтверот, во кој се инкорпорирани Cercon® smart и Compartis® интегриран систем, што му овозможува дизајнирање на коронки и на фиксно-протетички изработки.

Smart optics, Бохум, Германија,¹¹⁴ е компанија што е формирана во 1966 година, која работи во областа на 3D автоматски мерења во инженерската технологија, контрола на квалитетот и подобрување на разни решенија во таа област. Подоцна со развојот на CAD/CAM технологијата, Smart optics ги прошируваат своите активности во стоматолошката 3D скенирачки програма со оптички скенер Activity 800 (сл. 14), кој е со висока прецизност на дигитализација на моделот од вилицата. Врз основа на стратегијата на спојување на оптички 3D мерења, реставрацијата се мери под различни агли на снимање со висока резолуција, при што се користат две камери. Извор на светли кај овој скенер е со светлечка диода. Оптичката мерна глава работи по принципот на мерење на проекци на работ од светлината. Површината на објектот е осветлена со шарена шема која е патентиран процес на осветлување. Позиционирањето на индивидуалните мерења е направено целосно автоматски врз основа на кодирани положби кои се испратени до главата на скенерот за мерење и со тоа тридимензионалните положби на секое индивидуално мерење веднаш се препознаени од софтверот. На овој начин, мерењата се подготвени да се спојат, за да се добијат податоци со највисока



Слика 14. Скенер Activity 800

точност на деталите. Овој скенер е опремен со систем за позиционирање на моделот со две оски на движење. Ова овозможува различни наклони и ротирање на моделот што се скенира во однос на главата за мерење. Ротационата оска има можност на движење до 60° . Времето на скенирање за една единица е $<1 \text{ min}$, за мост со 4 единици $<3 \text{ min}$ со прецизност на скенирање $\pm 10 \mu\text{m}$.

AmannGirrbach, Ворарлберг, Австрија,¹¹⁵ во своите CAD/CAM програми за изработка на протетичка реставрација во 2013 година го претставуваат на пазарот новиот Ceramill mar400 автоматски скенер (сл. 15). Овој скенер овозможува висок степен на оперативен комфор и голема резолуција на скенирање податоци, што се креирани со користење на однапред подготвени проекции на ленти од флуоресцентна бела светлина. Високо чувствителните 3D сензори осигуруваат прецизна слика на моделот, додека пак, големата површина на мерното поле овозможува брзо, ефикасно скенирање на стоматолошките модели со користење само на две оски на движење, што во голема мера го намалува времето на скенирање. Точноста на добиените резултати по скенирањето изнесува $<20 \mu\text{m}$. Скенираниот сооднос на моделите што се фиксирани во артикулаторот преку дигитални податоци може да се испратат и да бидат обработени со CAD софтверот Ceramill Artex® CR, со што се овозможува автоматска изработка на целосно анатомски скелети. Скенерот поседува отворен интерфејс систем, така што скенираните податоци може да бидат префрлени во други CAD софтвери. Тие ја воведуваат новата ISS (Intelligent Scan Strategy) интелигентна скенирачка стратегија, (сл. 16), која претставува



Слика 15. Скенер Ceramill mar400.



Слика 16. Лево: Ceramill Multi Cap скенирачки модул; десно: ISS (Intelligent Scan Strategy) интелигентна скенирачка стратегија.

нов начин на скенирање, со што се скратува времето на скенирање и се намалува рачната интервенција при процесот на скенирањето. Овој начин на скенирање овозможува создавање простор со отстранување на секој втор заб во низата од моделот, и на тој начин се создава јаз за скенирање на апроксималните површини на забите. Тоа значи дека ако

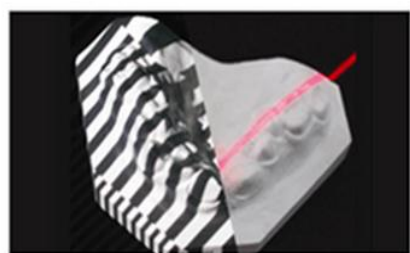
интервенција, со што времето на интервенција се намалува на две работни фази. Скенерот го поседува и Ceramill Multi Care, посебен скенирачки модул, кој со помош на специјален повеќекратен носител на препарираниите забни модели овозможува брза дигитализација на 12 забни единици во еден скенирачки циклус без потреба од мануелна интервенција (сл. 16 лево).

MEDIT, Сеул, Кореја,¹¹⁶ корпорацијата првпат е основана во 2010 година со иновативни технологии, нудејќи 3D дигитални решенија за деналниот пазар. Подоцна Medit ги вклучува клучните технологии од нејзиниот партнер, Solutinix Corp., што ја истражуваат високо прецизната 3D скенирачка технологија на полето на индустријата преку десет години. Затоа, Medit, со ентузијазам и техничко познавање, го обезбедува најдобриот исход за да се одржи нивото на точност во текот на целиот процес на CAD/CAM. Тие го претставуваат скенерот Identica Blu, кој користи сина лед



Слика 17. Скенер Identica Blu

технологичка (сл. 17), со која се добива супериорен квалитет на податоците и подобрени мерења низ целиот објект. Овој скенер има брз и прецизен метод на ставање на физичките мерења на објектот во компјутер на организиран начин или добивање на 3D скенирани податоци. Со оваа постапка се добиваат сите димензии на физичкиот објект, како што се должина, ширина, висина, обем, големина, локација, површина итн. Покрај тоа, корисниците имаат повеќе слобода да изберат каде ќе работат, без да бидат под влијание на околните услови на осветлување. 3D скенираните податоци се користат како мост помеѓу физички објект и конвертираните податоци во компјутерски потпомогнат дизајн. Производителот ја прикажува технологијата на скенирање со бела светлина и со ласер. Собирањето на податоците се прави со осветлување на моделот со структурирана светлина, која претставува шема на однапред дефинирано осветлување и две камери со истовремено снимање на сликите од различни агли. Софтверските алгоритми ги пресметуваат триаголните 3D координанти на милиони точки добиени од површината на моделот и оттука прават пресоздавање на виртуелна површина. Ласерскиот систем, според производителот, го користи ласерскиот зрак и сложени математички пресметки кои го мерат времето/растојанието потребно фотоните на ласерскиот зрак да се одбијат од површината на моделот и да се вратат назад во сензорот на скенерот (сл. 18).



Слика 18. Лево: структурирана светлина; десно: ласерски зрак

Тие воведуваат нов патент на IMV (Intelligent Multi View/ интелигентен повеќекратен поглед) скенирачка технологија, која каква било област која што беше тешка за скенирање сега ја прави лесно достапна. Начинот на кој се изведува ваквиот тип на скенирање е со помош на зглобната рачка што го држи моделот и се движи во сите правци (сл. 19).



Слика 19. Интелигентен повеќекратен поглед

Овој скенер ја содржи и опцијата на *суперпонирање на текстурата на моделот*. Како новина тие воведуваат и скенирање на канали за надградби.

Zfx Evolution, Дахау, Германија,¹¹⁷ е нов напълно автоматизиран лабораториски скенер, чиј метод на мерење е заснован врз принципите на проекција на претходно подготвена шема на ленти од бела светлина (сл. 20).



Слика 20. Скенер Zfx Evol

Тој доаѓа од истражувачкиот центар на компанијата во Болцано, Италија, и претставува отворен систем. Благодарейќи на можностите за висока прецизност на скенирањето, кое изнесува помалку од 9 μm на цврсти модели (мерења направени во согласност со VDI, Европска лабораторија на полето на валидацијата за тестирање на процедурите, сл. 21) дигитализираните податоци на овој уред создаваат совршена база за конструкција на екстремно комплексни геометрии, како што се пречките и имплант-поддржаните ретинирани мостовни конструкции со навртување.



Слика 21. Мерења направени во согласност со VDI Evolution

Максималната прецизност се постигнува со целосно автоматизирана калибрација на уредот на секој скен, како и со комбинација на вообичаен метод за мерење со две високо софистицирани камери. Изворот од лед светлечка диода 25 wat (зелена) на светлосен скенер проектира 128 линиски парови на површината на моделот за време на скенирањето. Тие се снимени со две камери со резолуција од 1,296 x 964 пиксели. Со две оски на вртење во круг и ротација се позиционира единицата внатре во скенерот на кој е поставен моделот, со што се гарантира прецизна детекција на откривање на внатрешните детали.

Дополнителните предности на скенерот вклучуваат минимум мерења за време од само 980 ms за продуктивни работни процеси, едноставен е и сигурен за ракување благодарение на автоматското упатство за користење и интуитивен

кориснички интерфејс. Времето на скенирање на цел модел изнесува 1,2 min. Zfx Evolution скенер може да се користи во пакет со компјутер и со базичен софтвер или со пет дополнителни различни софтверски модули.

Dental Wings Inc. Монреал, Канада,¹¹⁸ постојано се во развој на нови стоматолошки CAD/CAM решенија, дизајнирани за да се подобри квалитетот на реставрациите и да се зголеми продуктивноста на лабораториите и на клиниките.

Тие во својата галерија на производи го претставуваат 7Series кој уште го нарекуваат „сè во едно“, најновиот скенер од оваа серија (сл. 22). Тој е неконтактен, оптички 3D уред кој содржи ласерска триангулациона технологија со пет оски на движење, што му овозможува скенирање на различни материјали и индикации, односно скенирање од поединечен



Слика 22. Скенер 7Series

заб до модели целосно созаби или силиконски отпечатоци. Скенирачката оптичка мерна глава е составена од две куполни камери и од една помошна видеокамера кои ја зголемуваат брзината на прегледот врз полето на скенираните објекти. Со намалување на триангулациониот агол формиран помеѓу ласерот и камерите, се постигнува оптимална прецизност и флексибилност. Со намалување на видното поле на последната генерација CMOS камери, се добива зголемување на резолуцијата. Со ова наполно автоматско скенирање и дизајнирање, се создаваат дизајни на 30 финални копии. По прегледот на овие копии, стоматологот може да го одбере финалниот производ директно, или може да направи одредени промени пред да го финализира процесот. Другите скенери на пазарот сè уште ја немаат оваа можност. Како дополнителна опрема на скенерот во комплетот се испорачува и компјутер со 64-битен процесор, SRBB систем за сопствена калибрација, Сем® SE артикулатор, dwos интернет поврзувач, кој преку линк ги поврзува стоматолошките ординации низ заедничка комуникација и размена на податоци, а ги содржи следниве апликации: спецификација за нарачка, трансфер на 3D податоци кои го даваат подготвениот дизајн на екранот, известување за прием на нарачката, апликации за планирање на абатменти и SRBB; коронки и мостови; скелети за парцијална протеза; изградба на модели.

Reinshaw, Глостер, Англија,¹¹⁹ е глобална компанија која ги поседува основните познавања во процесите за мерење, автоматика и спектроскопија. Нивните апликации се користат во автоматизацијата на машинските алатки, во координантните мерења, во адиционото производство, во стереотактична неврохирургија и во медицинска дијагностика. Во своите производи го вклучуваат и CAD/CAM денталниот систем. Работејќи напорно на усовршување на технологијата на скенирање, го претставуваат новиот скенер DS 20 кој претставува нов оптички стоматолошки скенер со широк спектар оптички, тактилни и хибридни CAD решенија (сл. 23). Овој скенер при скенирањето користи две оски на ротација и моделот го поставува во најпогодна положба за скенирање. Поседува можност за скенирање поединечни заби и целосни модели. Скенирањето се изведува со помош на две камери и со извор на бела светлина. Содржи отворен систем, така што која било апликација од STL формат може да го прифати.



Слика 23. Скенер DS 20

Wieland dental, Штутгарт, Германија,¹²⁰ започнува да го испитува полето на стоматолошкиот CAD/CAM систем во 2008 година. Набргу по овие истражувања, го воведува Zenotec T1 системот за дрил. Со цел да ја зајакне својата положба на пазарот, во 2013 година Ivoclar Vivadent GmbH се фузира со Wieland. Тие ги анализираат потребите на стоматолошките лаборатории и заклучуваат дека не постојат две лаборатории што прилегаат една на друга. Од тие причини креираат свој сопствен скенер *S 50 Entry*, што ќе ја задоволи секоја лабораторија (сл. 24). Овој скенер има три оски на движење на подножјето и користи систем на ласерска триангулација. Времето на скенирање за една единица изнесува 20–25 s, односно за три единици 100–125 s. Има вграден компјутер со оперативен систем WINDOWS 7 64bit. Точноста на скенирање кај скенерот изнесува $< 15 \mu\text{m}$.



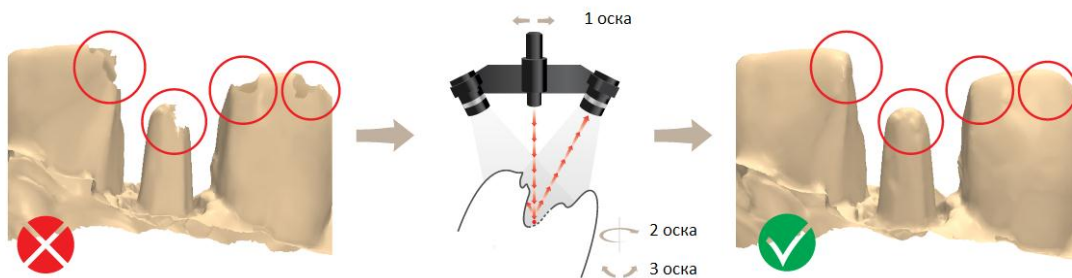
Слика 24. Скенер S 50 Entry

3Shape, Копенхаген, Данска, ¹²¹ исто така е глобална компанија, чијшто истражувачки тим во својата стоматолошка скенирачка програма D го создава најновиот *D 900 L* скенер (сл. 25).

Тој содржи четири камери со висока резолуција од 5MP и нова сина светлечка диода, лед технологија која обезбедува извонредна брзина и високопрецизни скенирања на исцртаната боја, односно на дизајнот на моделот. Зголемениот број камери, триоскиното движење и *3Shape-овата адаптивна технологија* ги открива местата со дефект и автоматски ги надградува со додавање на скен секвенции што сега од друг агол ја формираат целосната геометријата на објектот (сл. 26). Скенерот ги подготвува податоците за понатамошна обработка во *3Shapes Dental Designer CAD* програмата.



Слика 25. Скенер D 900 L



Слика 26. 3Shape адаптивна технологија, со триоскино движење.

Овој скенер е конструиран со помош на специјална метална легура која термички е стабилна и може да ја задржи прецизноста на скенирањето дури и во тешки лабораториски услови. Скенерот ги има можностите на новата технологија *Real Color™* (сл. 27), која ги доловува сите структури и бои на скенираниот модел. Сценирањето на структурата на површината и добивањето дводимензионални слики и прецизното преклопување на 3D модели, дозволуваат подобрување на визуализацијата на површината на моделот, овозможувајќи му на техничарот да го исцрта дизајнот на моделот, со што ќе се добијат насоки за дефинирање на дигиталниот дизајн.



Слика 27. *Real Color™* технологија на скенирање на исцртан дизајн на моделот.

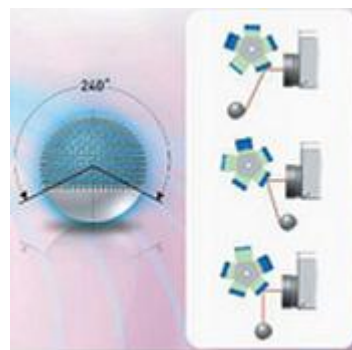
За разлика од претходните скенери од оваа група, кај *D 900 L* направен е поголем простор на полето за скенирањето, со што е овозможено скенирање на поголеми гипсени модели, на лажици со отпечаток и на фиксирани модели во артикулатор. Времето на скенирање за една единица изнесува 15–19 s, односно за три единици 50–70 s. Точноста на скенирање кај коронки изнесува 7 μm , а

кај имплант пречки 8 μm . Во него е вграден софтверскиот пакет Dental System™ Premium.

NobelProcera®2G, Цурих-Флухафен, Швајцарија,¹²² е единствен скенер што од сите досега спомнати во скенирачкиот процес кај CAD/CAM технологијата користи коноскопска холографија, што овозможува мерење на стрмни рамнини, подминирани површини и длабоки кавитети до агол од 85° (сл. 28). Уникатната технологија на скенерот му овозможува 3D покриеност на целата контура на објектот без негово поместување во однос на XY рамнината, во која лежи објектот на скенирањето. Кај овој уред, ласерот се движи по една оска, при што на површината што се снима се исцртува права линија, така што се снимаат конкавни и конвексни површини под агол од 240° (сл. 29). Системот ги синхронизира сите прочитани движења по оските со податоците добиени од сензорот во реално време. На крајот, мерењата на координатите X, Y, Z за местоположбата на секоја точка се спојуваат и се трансформираат во облак од точки во единствен координатен систем.



Слика 28. Скенер NobelProcera®2G



Слика 29. Снимање под агол од 240°
(180° + 60°)

2. Оптички скенери - интраорални

Комерцијалните 3D скенирачки системи се развиваат за да се адаптираат на потребите на стоматологијата и на големите индивидуални разлики кон пациентите. Поради тоа, се воведува нова генерација рачни скенери што лесно може да се движат низ усната шуплина. Во овој случај разликата и поместувањето од слика до слика не е точно позната, затоа што сликите се прават во произволен момент, од произволна местоположба и ориентација на скенерот, што ја отежнува обработката на податоците, но и нивното спојување во една 3D претстава. Поради тоа, овие рачни системи се потпираат на регистрација или примена на прецизно дефиниран сет од реперни точки поставени во подрачјето што се скенира Rubert et. al.¹²³ Недостатоците на овој систем се обидуваат да ги решат авторите,^{124,125} со тоа што предлагаат оптичко мапирање на подготвениот заб со бесконтактна скенирачка глава, која вклучува

лед диода чијашто светлина поминува низ систем од препреки и процепи. На тој начин, се добива структурирано осветлување на површината на забот, а рефлектираната светлина се снима со линеарен CCD уред.

Како детектор, обично се користи CCD чип кој е составен дел на видео камерите. Улогата на CCD (Charge–Coupled–Device) е да го претвора влезниот сигнал, односно светлинскиот сигнал, во електричен, со одреден напон, а откако ќе се измерат електричните сигнали од секоја точка на сликата, се добива нејзина дигитална форма. CCD уредот се состои од голем број светлосни точки, т.н. пиксели, кои се најмала конститутивна единица на секоја дигитална слика и се адресирани со координантите (x , y , z). Тие се распоредени во редови и колони. Во зависност од бројот на точките на проектираната слика во еден ред или колона, на CCD чипот се добива густина на мрежата, или резолуција, која можеме да ја дефинираме како максимален број на влезените податоци по единица должина.⁸⁹

Massen et al.¹²⁶ предлага подобрена варијанта на скенерот предложен од Brandestini и Moermann.^{106,107}

Заради поедноставување на процедурата при изработката на протетичко помагало, сè поголем број истражувачи ги употребуваат новите технологии на интраорално скенирање. Авторите¹²⁷ во својот труд укажуваат на централното внимание на дигиталните интраорални отпечатоци, кои денес го заземаат во CAD/CAM стоматологијата. Сегашните функции и предвидените нови опции во голем процент ќе го забрзаат протетичкиот третман кој се изработува кај пациентот. Тие, исто така, го потенцираат основниот проблем на интраорално скенирање, а тоа е здобивање со повеќе точност, особено кај поголемите области на скенирање, како и потребата од поедноставена процедура на ракувањето со скенерот. Во своите заклучоци тие се залагаат за избирање правилна стратегија на оптички интраорални скенери (ОИС) за целиот дентален лак, при што би се добиле прецизни скенови врз кои е возможна понатамошна CAD/CAM процедура на целиот процес при изработка на ПСП.

Güth et al.¹²⁸ во своите истражувања ја испитува прецизноста на реставрациите добиени со директно скенирање, индиректно скенирање на отпечатоците и скенирање на модели. Тој доаѓа до заклучоци кои укажуваат на статистички сигнификантна висока прецизност на реставрациите добиени со директно скенирање во однос на преостанатите две методи.

Испитувањето и компаративните вредности помеѓу индустриски ласерски скенер како референтен и четири-оптички интраорални системи, поради добивање точна претстава на прецизноста на скенирањето кај целосно беззабни вилицы, го прави Patzelt et. al.¹²⁹ Тој покажува дека точноста помеѓу сите испитувани скенери значително се разликува, поради што препорачува

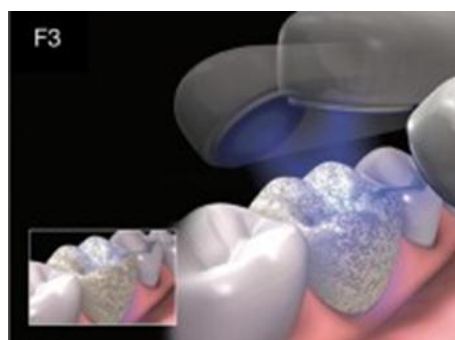
понатамошни неопходни подобрувања на овие оптички интраорални системи кај индикации за скенирање беззабни вилици.

Кај интраоралните скенери,^{130,131,132} во моментот постојат три оптички техники на скенирање, кои функционираат во стоматолошката индустрија:

1. Техниката на триангулација ја употребуваат триангулациските скенери кои користат аголни конуси на светлина (сл. 30). Кај овој тип скенери, за да се опфати една слика од 15000 микрони, потребно е површината на забот што се скенира да биде обложена со скап и непријатен прав (сл. 31);



Слика 30. Аголни конуси на светлина

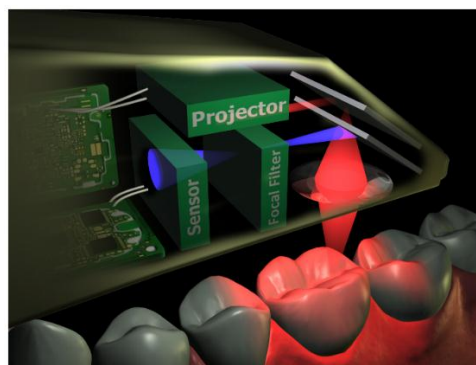


Слика 31. Површина на заб обложена со прав

2. Паралелното конфокално сликање го овозможуваат паралелно поставени ласерски светлечки зраци (сл. 32), што генерираат осветлени точки на структурата. Интензитетот на рефлектираните светлосни зраци се мери на различни положби на фокусната рамнина, коишто претходно се детерминирани на специфични позиции (сл. 33), наместени така што да го регистрираат и измерат максималниот интензитет на рефлектираната светлина и оттука од овие податоци се создава слика за топологијата на тридимензионалната структура на забите. Кај овој метод на скенирање не е потребно премачкување на забите со прав. Ваквата можност на скенерот му овозможува да дојде во контакт со забите и да ги скенира супрагингивалните и субгингивалните препарирани површини;



Слика 32. Паралелно конфокално сликање



Слика 33. Специфични позиции на максимален интензитет на рефлектирана светлина

3. Видео-снимањето уште се нарекува 3D-движечка технологија. Податоците се добиваат врз основа на принципот на активно брановидно земање примероци со структурирана светлосна проекција. Системот обезбедува активни тридимензионални слики со помош на без-оскин отворен ротирачки елемент поставен или на патот на осветлувањето или на патот на сликањето на оптичките апарати.

Во однос на можноста за изработка на реставрацијата директно во ординацијата која зависи од софтверот, интраоралните скенери можеме да ги поделиме на:

❖ *интраорални скенери со можност за директна изработка*

Новиот ординациски¹³³ CAD/CAM систем E4D е создаден и разработен од D4D technologies (Richardson, TX). Овој систем користи ласерски скенер intra-oral Digitizer (сл. 34), којшто не зависи, или не му влијаат рефлектирачки материјали, како на пр. пудра, за прецизно скенирање. DentaLogic и Autogenesis, софтверите обезбедуваат интуитивни алатки, односно автоматско одредување на границата на препарација и му овозможуваат на операторот да направи измени во контактите, оклузијата, анатомијата и другите параметри што се опишани во програмата.



Слика 34. Интраорален дигитајзер

❖ *интраорални скенери без можност за директна изработка*

Lava™ ординацискиот интраорален скенер односно Chairside Oral Scanner (COS),¹³⁴ беше создаден од инженерите на Brontes Technologies, Лексингтон, Масачусетс, кои за првпат во овој скенер користеа видео-спот

наместо поединечни фотографии. Овој систем го презема 3М Espe (Сент Пол, М.Н.) и тој се состои од мобилна количка која содржи процесор, екран со допир, скенирачка палка која има 13,2 mm широк врв и тежи 397 грама, со што се овозможува лесно движење на палката низ устата на пациентот. Камерата на врвот на скенирачка палка има 192 лед диоди и 22 оптички стакла. Со овие технички карактеристики, скенерот е во можност да сними околу 20 3D сетови на податоци во секунда или блиску 2400 сетови на податоци во лак за прецизно и точно скенирање со голема брзина, што се бара од овие скенери при скенирањето во усната празнина.

Истиот автор прави целосна анализа на интраоралниот скенер iTero на Cadent (Cadent, Inc, Carlstad, NJ), кој за првпат беше претставен на собирот на американска дентална асоцијација во октомври 2006 година. Апаратот содржеше компјутер, софтвер и вграден воздушен компресор кој испраќа воздух во објективот за да спречи заматување, додека спрејот го задржува суво работното поле. Според авторот, iTero го карактеризираат паралелни конфокални слики, со ласерско и светлосно дигитално скенирање на површината и контурите на забот и гингивалните структури. На овој начин, iTero скенерот снима 100000 точки ласерска светлина во фокус од 300 фокусни длабочини на забната структура. Овие слики на фокусни длабочини се распоредени паралелно на растојание од приближно 50 микрони. Во своите испитувања, тој потврдува дека можноста за скенирање без прашок има многу предности во однос на прецизноста на скенирањето, но, сепак, поради тоа потребна е поголема глава за скенирање во однос на другите системи.

Нов концепт¹³⁵ на интраоралните скенери, кој го применува 3Shape во својот најнов модел TRIOS®Color, овозможува дигиталното земање отпечатоци. Процесот на скенирање се олеснува со создавање слики кои се појавуваат на екранот од компјутерот како реални заби и гингива (сл. 35). Со оваа вистинска претстава на боите, стоматологот може да направи разлика помеѓу различни типови ресторативни материјали (метал, емајл, композит, итн.) да ги разоткрие подрачјата на крвавење, промена на бојата на забите како и лесно да ги согледа маргиналните граници и нивните детали.

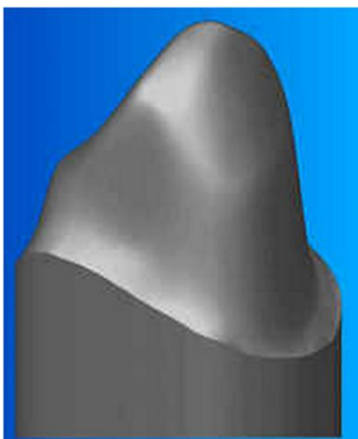


Слика 35. Скенирање со слики на реални бои на заби и на гингива

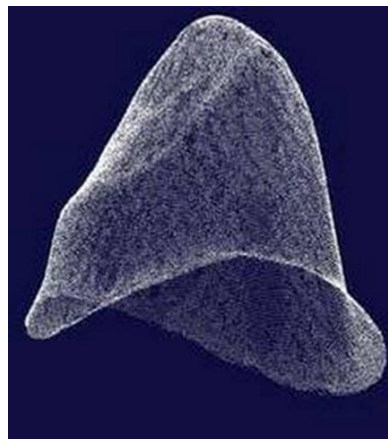
2.2.3.2. Компјутерско дизајнирање CAD

Дизајнирачки софтвери

За разлика од конвенционалните методи на изработка на реставрацијата врз гипсените модели, кај CAD/CAM системите дигитализацијата на гипсениот модел придонесува до создавање математички виртуелен модел врз кој ќе биде изработена виртуелна протетичка реставрација. Овој процес претставува спој помеѓу добиените координантни точки на скенираниот модел, од една страна, и компјутерски водено моделирање, од друга страна.



Слика 36. Скениран модел



Слика 37. Компјутерски
дизајниран модел

Анатомските и функционалните обележја кои се наоѓаат на природните заби, покрај големите сличности, сепак се со големи индивидуални различни форми. Тие во својот уникатен систем корелираат со односот на спротивната вилица. Формата на забите математички може да се опише со помош на површини со слободна форма, кои често ги даваат промените на кривите линии. Со ваква подготовка површината е компјутеризирана, по што може да се премине во изградба на дизајнот на површината на виртуелна кошулка, утврдувањето на маргиналната линија и, доколку е потребно, обликување на надворешната контура според потребите на интероклузалниот простор. Многу системи можат да постават автоматска подготовка на маргиналниот раб. Внатрешната површина на кошулката се формира со зададениот меѓупростор за цементот (offset), што веќе го има во софтверската програма, или може да се направи поединечно. Во зависност од системот, меѓупросторот лесно може да се формира, така што внатрешната површина на кошулката ќе биде приспособена според потребите на неговата дебелина. Целосниот дизајн на

кошулката е во согласност со спротивниот лак и соседните заби, така што се добива рамномерна дебелина на кошулката. Кај системите во кои е можна изградба на целосна коронка, дизајнот на оклузалната површина главно се постигнува со селекција на природните или веќе подготвени библиотеки на оклузални површини создадени од страна на корисникот, кои потоа се дотеруваат автоматски. Можна е и индивидуална манипулација, како, на пример, со виртуелен инструмент за моделирање. Друга можност е со скенирање на конвенционално изработени восочни модели.⁴⁹

Голем број компјутерски корисни системи за ПСП дизајн базиран на претходни знаења се опишани во стручната литература. Еден од првите објавени трудови за дизајнирачкиот процес е заедничкиот проект на универзитетите во Osaka и Kyoto во Јапонија.^{136, 137} Сосема слични, но поусовршени системи изнаоѓаат и спроведуваат Wicks и Pennell во САД.¹³⁸ И кај двата система е потребно стоматологот да ги одбележи беззабните простори и да ги запише останатите карактеристики на оралната состојба на пациентот. Врз основа на овие податоци, тој креира графички дизајн. Според авторите, самиот систем дава препораки за конечен дизајн, кој може да биде целосно прифатен или пак може да се направат некои промени во првобитниот дизајн кои се со ограничени можности.

Beaumont¹³⁹ го користи софтверот HyperCard како основа за неговиот „прелистувачки“ систем. Како и кај претходните два система, и кај овој систем контролата на дизајнот ја прави компјутерот, нудејќи му мени на корисникот кое ја диктира насоката во која ќе биде развиен дизајнот. Beaumont системот не дозволува одредени графички промени со помош на алатките за боја, бидејќи тие се на ниво на пиксели, поради што тешко се прават проверки за клиничка корекција. Всушност, графиката создадена за секој од трите системи кои ги анализираме, не поддржува какво било софистицирано расудување за обликот или позиционирање на компонентите на протезата. Заедничка одлика на системите на Beaumont со системот на Wicks и Pennell е употребата на основните одлуки за водење на дизајнирачкиот процес. При ова, прогресот оди во две насоки линеарно под водство на компјутерскиот систем или селективно постапно преиспитување на претходно донесена одлука за конечен дизајн. Ова е корисна карактеристика за истражување на алтернативни дизајни, но е премногу ограничувачка во изведбата на дизајнот кај случаите што не се целосно поддржани од програмата.

Една група автори од Универзитетот во Бристол,¹⁴⁰ Англија, графичкиот дизајн на парцијална беззабност го гледаат како идеална патека за тестирање на педагошкиот пристап кај компјутерски потпомогнато учење во протетички цели. Тие во својот софтвер користат видео и компјутерска графика, која дизајнот го дава во фази, со што е овозможено добивање вежби со прашања и

одговори, со цел да ја тестираат оспособеноста на студентот да го користи овој систем.

Тековниот развој на дизајнирачки асистент RaPiD за протетички цели го опишува Hammond et al.¹⁴¹ Овој систем користи икони кои се појавуваат како развојен дизајн прикажан како збир изведенки на логичка база со податоци за дизајнирачки компоненти. Во случај на прекршување на дизајнирачките правила како резултат на некои предложени измени, соодветна критика на промена на дизајнот му се укажува на корисникот. Авторот ја прикажува употребата на RaPiD дизајнерот во две насоки, и тоа во стоматолошкото образование и во стоматолошката практика. Тој, исто така, забележува значителното акумулирање на литература, што сведочи за зголемен интерес во примената на техниките за вештачка интелигенција во автоматизирање или помагање при процесот на дизајнирање.

Испитувањата на софтверскиот систем во планирањето на патот на внесување на протезата и изведбата на кукачката со употреба на „дигитален паралелометар“ го прави Nokubi T. et al.¹⁴² Тој ја опишува детално неговата примена со додатна опрема. Предностите на овој систем, според авторот, се (1) мерењата и процените на морфолошките фактори на ретенционите заби со „дигитален паралелометар“ (2) изработка на кукачки со соодветни механички својства во зависност од различни индивидуални услови во усната празнина.

Како составен дел на CAD/CAM системите, дигитализирачката направа може да се користи само во комбинација со CAD софтверите. Спротивно на затворените системи кои не дозволуваат размена на софтверските фајлови, постојат отворени системи кои дозволуваат меѓусебна размена на компоненти од добиените фајлови. Ова значи дека дигитализирани резултати може да се испратат на понатамошна обработка во еден од заедничките формати за податоци: ASCII, DXF, IGES, STEP, или на STL за употреба во CAD софтвер кој служи за реставрација на дизајн врз основа на податоците земени од дигитализираниот модел. Целта на стоматолошкиот CAD софтвер, како што покажуваат авторите,¹⁴³ е да се овозможи индивидуален дигитален дизајн на реставрацијата кој ќе го замени традиционалното обликување во восок. Постои голем избор на CAD софтверите достапни за ваквата активност. За разлика од можноста на отворени системи за размена на податоци кај дигитализирачките направи, CAD софтверските компоненти обично се заштитени и не може да се разменуваат меѓу системите.

Дигитализираната форма овозможува придружни споделувања на STL фајлови, со што се дозволува брза соработка помеѓу стоматологот и лабораторијата. STL (stereolithography) е формат на датотека развиена од 3D системи, пред 26 години, кој им овозможува на CAD софтверите да комуницираат со системите за производство, слично како што PDF го прави тоа во 2D печатењето.¹⁴⁴

Авторите Nam Shin-Eun et al.¹⁴⁵ Монсоновата калота и Вилсоновата крива заради потребите во планирањето на протетската реконструкција ги оформуваат во тридимензионална форма (3D) со користење виртуелни дентални модели и сопствени софтвери.

Површини со слободна форма

Процесот на моделирање и добивање виртуелен модел е многу едноставен ако се знае математичкиот опис на објектот што се моделира. На пример, за да се моделира сферна површина, доволно е да се напишат нејзините параметарски равенки. Но, изразите со кои математички може да се дефинира еден објект, најчесто не се познати. Еден од начините да се надмине овој проблем е објектот да се апроксимира со делови од рамнина, сфера или други облици кои математички лесно се опишуваат, односно да се сведе на ниво на точки, при што точките на моделот ќе бидат доволно блиску до соодветните точки на објектот.

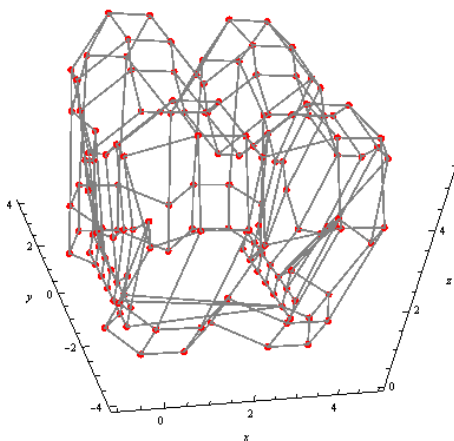
Површини со слободна форма се површини чијшто облик може слободно да се менува според однапред дефинирани критериуми. Поаѓајќи од информациите добиени од дизајнерот кој го одредува обликот, се генерира глатка површина која ја задоволува дадената спецификација.

Обликот на површината во CAD софтверските пакети се определува преку множество таканаречени контролни точки (јазли) со чија помош се формира контролната мрежа (контролен полигон или решетка). Овие точки најчесто се добиваат со процесот на 3D скенирање, по што вредностите на координатите се внесуваат во компјутерската меморија. Со скенирањето на конкретен модел, се добива вакво множество точки:

```
{{0,0.5,0}, {0,0.5,0}, {0.0,1.5,0.0}, {0.0,1,0}, {0.0,0.5,0}, {0.0,0.5,0},
{0.0,0,0}, {0.0,-0.5,0}, {0.0,-0.5,0}, {4.0,1,0}, {0.0,-1.5,0}, {0.0,-
0.5,0}, {0.0,-0.5,0}}, {{0,0.5,0}, {0,0.5,0.5}, {0.0,1.5,0.5}, {0.0,1,0.5},
{0.0,0.5,0.5}, {0.0,0.5,0.5}, {0.0,0,0.5}, {0.0,-0.5,0.5}, {0.0,-0.5,0.5},
{0.0,-1,0.5}, {0.0,-1.5,0.5}, {0.0,-0.5,0.5}, {0.0,-0.5,0}}, {{-0,1,0},
{0,1,1}, {-0.2,2,3}, {-0.3,1.5,2.5}, {-0.5,1.5,2.5}, {0.5,1,2}, {-0.5,0,1.5}, {-
0.5,-1,2}, {-0.5,-1.5,2.5}, {-0.3,-1.5,2.5}, {-0.2,-2,3}, {0.0,-1,1}, {0.0,-1,0}},
{{-0.5,1.5,0}, {-0.5,2,1}, {-0.5,3,3}, {-1,2,4.5}, {-1,1.5,4.5}, {-1,1,4}, {-
1,0,3.5}, {-1,-1,4}, {-1,-1.5,4.5}, {-1,2,4.5}, {-0.5,-3,3}, {-0.5,-2,1}, {-0.5,-
1.5,0}}, {{0,2.5,0}, {0,3,1}, {0,4,4}, {0,3,5.5}, {0,1.5,5.5}, {0,1,5},
{0,0,4.5}, {0,-1,5}, {0,-1.5,5.5}, {0,-3,5.5}, {0,-4,4}, {0,-3,1}, {0,-2.5,0}},
{{1,2.5,0}, {1,3,1}, {1,4,4}, {1,3,5.5}, {1,1.5,5.5}, {1,1,5}, {1,0,4.5}, {1,-1,5},
{1,-1.5,5.5}, {1,-3,5.5}, {1,-4,4}, {1,-3,1}, {1,-2.5,0}}, {{2,1.5,0}, {2,2,1},
{2,3,3}, {2,2,4.5}, {2,1.5,4.5}, {2,1,4}, {2,0,3.5}, {2,-1,4}, {2,-1.5,4.5}, {2,-
2,4.5}, {2,3,3}, {2,-2,1}, {2,-1.5,0}}, {{3,2.5,0}, {3,3,1}, {3,4,4}, {3,3,5.5},
{3,1.5,5.5}, {3,1,5}, {3,0,4.5}, {3,-1,5}, {3,-1.5,5.5}, {3,-3,5.5}, {3,-4,4}, {3,-
3,1}, {3,-2.5,0}}, {{4,2.5,0}, {4,3,1}, {4,4,4}, {4,3,5.5}, {4,1.5,5.5}, {4,1,5},
{4,0,4.5}, {4,-1,5}, {4,-1.5,5.5}, {4,-3,5.5}, {4,-4,4}, {4,-3,1}, {4,-2.5,0}},
```

$\{\{4.5,1.5,0\}, \{4.5,2,1\}, \{4.5,3,3\}, \{5,2,4.5\}, \{5,1.5,4.5\}, \{5,1,4\}, \{5,0,3.5\},$
 $\{5,-1,4\}, \{5,-1.5,4.5\}, \{5,-2,4.5\}, \{4.5,-3,3\}, \{4.5,-2,1\}, \{4.5,-1.5,0\},$
 $\{\{4,1,0\}, \{4.,1,1\}, \{4.2,2,3\}, \{4.3,1.5,2.5\}, \{4.5,1.5,2.5\}, \{4.5,1,2\},$
 $\{4.5,0,1.5\}, \{4.5,-1,2\}, \{4.5,-1.5,2.5\}, \{4.3,-1.5,2.5\}, \{4.2,-2,3\}, \{4.0,-1,1\},$
 $\{4.0,-1,0\}\}, \{\{4,0.5,0\}, \{4.,0.5,0.5\}, \{4.0,1.5,0.5\}, \{4.0,1,0.5\},$
 $\{4.0,0.5,0.5\}, \{4.0,0.5,0.5\}, \{4.0,0,0.5\}, \{4.0,-0.5,0.5\}, \{4.0,-0.5,0.5\},$
 $\{4.0,-1,0.5\}, \{4.0,1.5,0.5\}, \{4.0,-0.5,0.5\}, \{4.0,-0.5,0\}\}, \{\{4,0.5,0\},$
 $\{4.,0.5,0\}, \{4.0,1.5,0.0\}, \{4.0,1,0\}, \{4.0,0.5,0\}, \{4.0,0.5,0\}, \{4.0,0,0\},$
 $\{4.0,-0.5,0\}, \{4.0,-0.5,0\}, \{4.0,-1,0\}, \{4.0,-1.5,0\}, \{4.0,-0.5,0\}, \{4.0,-$
 $0.5,0\}\}\}$

Ова множество, всушност е контролниот полигон претставен на сликата 38. Црвените точки ги претставуваат јазлите во мрежата што може да се добијат при процесот на 3D скенирање, а со црни линии е исцртана контролната мрежа.



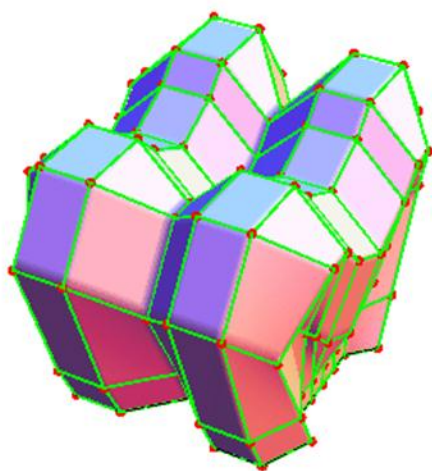
Слика 38. Контролен полигон

При процесот на моделирање, јазлите во мрежата дејствуваат како магнет, движејќи ја површината кон себе, иако таа не мора да минува низ нив.

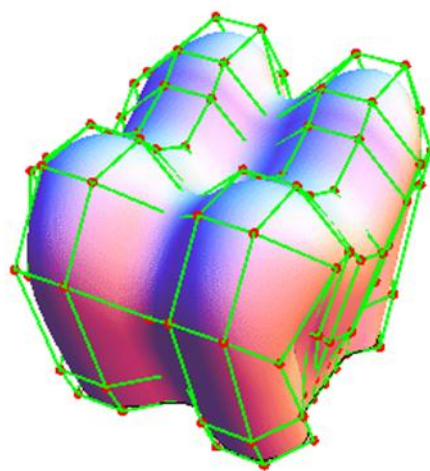
Следната фаза е креирање на површината. Еден од најчесто користените методи за креирање површини во CAD софтверските пакети користи интерполација со сплајн функции. Во современата компјутерска графика, стандард се таканаречените NURBS или нерамномерни рационални B-сплајнови.

Интерполацијата е математичка постапка со која од дадено множество точки се конструира функција чијшто график минува низ даденото множество точки. На тој начин може да се конструираат нови точки кои се наоѓаат помеѓу дадените точки, или пак надвор од почетната област, при што станува збор за екстраполација.

Интерполациските методи најчесто се сведуваат на определување полиномна функција која минува низ дадените точки. Причината за тоа е што полиномите се непрекинати и бесконечно диференцијабилни функции (имаат изводи од произволен ред), односно функции чиито графици немаат остри рабови. Но, од друга страна, полиномите од висок степен може да ја интерполираат, но лошо да ја апроксимираат функцијата. Затоа, наместо интерполација со полином од висок степен, се применува интерполација со сплајнови. В-сплајн од ред k е функција дефинирана по делови со помош на полиноми од ред $k - 1$. Значи, наместо еден полином од висок степен, се добива непрекината функција составена од делови кои се полиноми од ист, понизок степен. Добиената функција е глатка, односно е непрекината и има непрекинати изводи. На пример, сплајнот од втор ред е составен од делови кои се полиноми од прв степен, т.е. рамнини, сплајнот од трет ред е составен од делови кои се полиноми од втор степен итн.¹⁴⁶ Површината добиена со интерполација со В-сплајн од втор ред е прикажана на сликата 39 лево со сина боја. Со зголемување на редот на сплајнот, се добиваат површини кои се помазни (сл. 39 десно). На слика 40 претставени се површините добиени со примена на интерполација со В-сплајн од ред 4 и 6, соодветно.

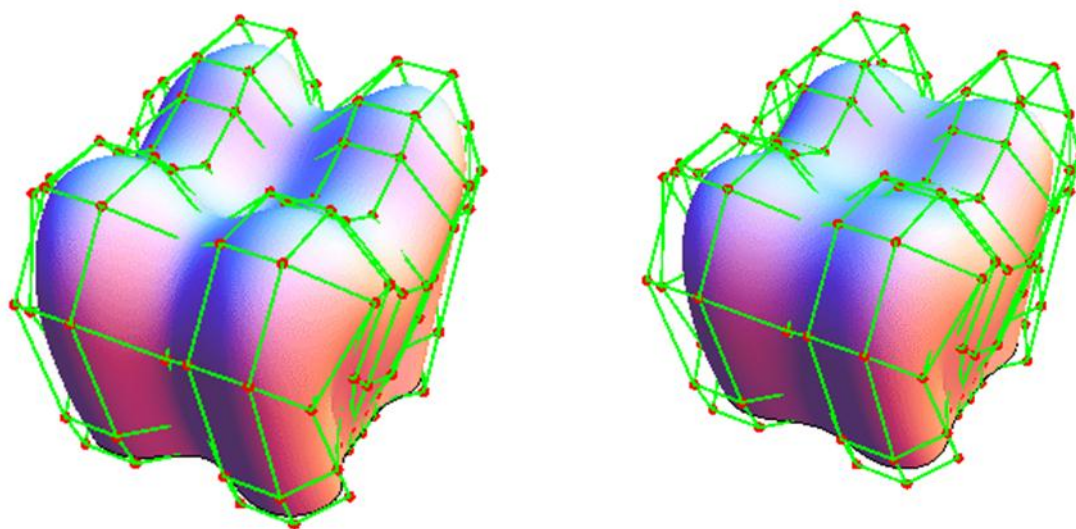


Интерполација со В-сплајн од втор ред



Интерполација со В-сплајн од трет ред

Слика 39. Површина добиена со интерполација со сплајн од втор ред (лево)
и од трет ред (десно)



Четврти ред

Шести ред

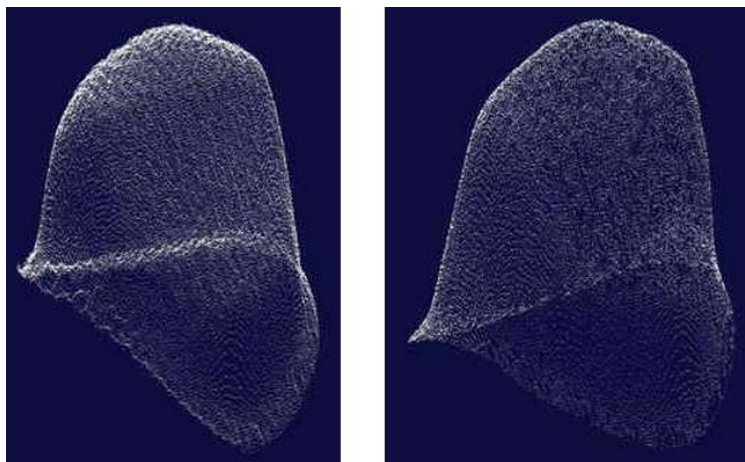
Слика 40. Површина добиена со интерполација со сплајн од четврти ред (лево)
и шести ред (десно)

Обработка на скенираните податоци

Различни дигитализирани необработени податоци имаат потреба од дообработка на еден од соодветните компјутерски потпомогнати дизајни (CAD) поради добивање на бараниот квалитет.

Кај не-контактни оптички методи мерните резултати се условени од точките кои се распрскани и треба да бидат отстранети (noise). Овој процес се нарекува филтрирање. Филтрите за пребарување главно се интегрирани во софтверот на оперативниот систем за мерење. Исто така, собирање и вклопување снимки едни под други од различни правци на снимање најчесто се случува автоматски.

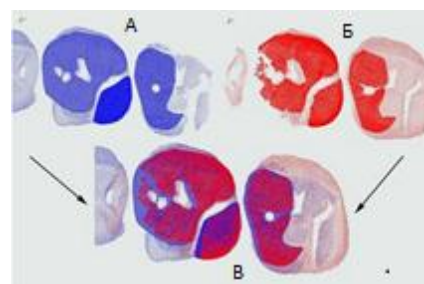
Кај механичката дигитализација овој тип необработени сетови на податоци не се јавува или не е вклучен.



Слика 41. Сет на необработени податоци лево и филтриран облак од точки десно

Сите необработени сетови податоци се заеднички, без оглед на мерниот систем кој се користи и сите непотребни податоци (на пример, дигитално заробени делови под маргинална линија) мора да бидат отстранети автоматски или со размена на податоци во двете насоки интерактивно (со отстранување на дел од дигиталните податоци). Заедничко за овој чекор е подготовка на границата на маргините за која најчесто постои предлог за нејзино изнаоѓање од страна на софтверот. Прикажаното подрачје на мерење или волумен не е доволно за дигитализација на целата соодветна област, затоа неколку слики се преклопуваат и се нанижуваат една врз друга, ова се нарекува „matching” или спарување.

Овој поим авторите го објаснуваат на следниов начин: филтрираните точки од облаци кои ја претставуваат комплексната површина на стоматолошките геометрии, кои не можат да се распоредат директно една преку друга во областите на преклопување, како резултат на повеќекратни дигитални премерувања на истата површина, обично не се со исти координати x, y и z . За да се совпаднаат една со друга на секои делумни мерења, создадени се површински модели на основа на облак од точки. Совпаѓањето се случува на деловите каде што делумните точки на облак од точки кои се формирани на еден исечок од површината (сл. 42 А), и направените во соодветна големина на претходниот исечок точки на облак со намалена густина на податоци на сегмент од истата дигитализацијата (сл. 42 Б), во подрачјето каде што се преклопуваат. После овој процес се врши математичко здружување на исечоците и се определува позицијата во еден заеднички координатен систем (сл. 42 В)



Слика 42. Спарување или „matching”

Друг начин за добивање скенирани модели е способноста дел од снимките со висока резолуција да се класифицираат (на пример еден заб) и да бидат споредени со вкупната изложеност (на пример цела вилица). Грешките кои се случуваат при овој процес може да бидат поголеми или помали (во опсег од неколку микрони до неколку десетини од милиметар). Правило е грешките да се толку поголеми колку што е опсегот на мерење подалеку од центарот и колку имаме повеќе слики кои се ставени за споредување. Индивидуалните „податоци со дупки“, односно недостаток на дигитализираните податоци, може да се затвори со соодветни алгоритми. За време на споредувањето, ако „дупката“ не е премногу голема, се пополнува со екстраполација од податоците во непосредна близина. Слично на овој процес, подминираниите простори се блокираат виртуелно. Додека спротивно на тоа, кај повеќе застапените исечоци на податоци тие може да се истенчат или да се разредаат; таквата мерка се користи за да се забрзаат понудите на следните чекори за пресметка.¹⁴⁷

Размена на податоците помеѓу CAD/CAM системите се врши преку интерфејси и отворени системи. За подготовка на стоматолошки реставрации, неопходно е да се приспособат дигитализираните податоци. Од добиените податоци во форма на облак од точки, создадени се површински модели и на тој начин податоците се пренесени во соодветен формат. Има повеќе популарни формати на CAD/CAM технологии што денес се достапни. Формат на податоци кој најчесто се користи за пренос на податоци во форма на облак од точки е ASCII формат (ASCII-американски стандарден код за размена на информации), додека за CAD модели се користи STL формат (STL – стандард за трансформација на компјутерски јазик). Други формати на податоци, како на пример AutoCAD DFX (формат за размена на цртежи) или IGES (почетна графичка размена на спецификации), се многу склони кон грешки за размена на податоци што се должи на варијабилност на интерпретација. Со зголемување на производството потребни се технологии за пренос на податоци, при што постојните интернет врски можат да се користат во стоматолошката индустрија. Од овие причини, пожелна е стандардизација на формати за пренос на податоци.

Посматрајќи ги CAD/CAM процесите на производство на стоматолошки материјали, тие нудат неколку можности на избор меѓу чекорите при спроведување интерфејси:

1. Интерфејсот меѓу скенерот зависи од постапките за примена – **зависни постапки** и алгоритми (примарна преработка на сурови податоци: филтрирање на квалитетот, пондерирање на индивидуални точки, избор и утврдување на параметри на трансформација, спарување на мнозинството на податоци) и примената на методот – **независна процедура** (средување на спарените податоци, создавање површини). Овие податоци може да се пренесуваат во прилог на пациентите и да се добијат информации за нарачки, податоци за облак од точки и

трансформација на параметри. Најчесто, ASCII форматот се користи за пренос на податоци преку овој интерфејс;

2. Интерфејс помеѓу **спроведувањето на процесот на независни постапки и делумното производство - специфични процедури** (определување на границата на препарација и на надолжната оска на забот, изградба на CAD скелетирани модели, создавање коронки и мостови, како и оклузална површина). Овие области може да се пренесат како CAD модели. STL и IGES форматите за податоци се омилени за овој интерфејс;
3. Интерфејс помеѓу **делумното производство - специфични процедури и производството на специфични приспособувања и корекции** (фрезување на површините, режење во определен радиус итн.) Овој интерфејс исто така доаѓа од кој било CAD/CAM формат, чиито површини може да ја претставуваат апликацијата.¹⁴⁸

Истите автори ги даваат и системите за компјутерски потпомогнато производство со интерфејси за поддршка. Следнава табела го дава прегледот на системите и нивната способност за размена на податоци:

3Shape Dental Designer	STL, WRML, ASCII
3Shape A / S (Copenhagen, DK)	
Bego Ceram	STL, infiniDent
Bego (Bremen, D)	
CADCOM4	STL
Schütz Dental	
ce.novation	ASCII, STL, IGES, OPEN MIND
Inocermic(Hermsdorf)	
Cercon	Closed system
DeguDent (Hanau, Germany)	
CopyCAD PowerMILL, PowerSHAPE, PowerINSPECT	
Delcam PLC (Birmingham, UK)	
infiniDent	
SironaDentalSystem (Bensheim, Germany)	
Lava	
3M Espe AG (Seefeld, D/USA)	
Neo	
Cynovad (Saint-Laurent, CAN)	
Precident	
DCS (Allschwil, CH)	
Procera	
Nobel Biocare (Cologne, D/USA)	
Etkon	
STL(Bego, cad.esthetics, Digident, Procera)	
etkon AG (Graefelfing, D)	

Производители на CAD софтвери

Една од поголемите компании кои меѓу првите ја согледуваат предноста на компјутерското дизајнирање е **SensAble™, Вилмингтон, САД**,¹⁴⁹ којашто е создадена во 1993 година и е водечки лидер во развивањето и решенијата на 3D допирот (силите на повратна информација) која им овозможува на корисниците не само да ги видат или слушнат екранските компјутерски апликации, туку всушност и да ги „почувствуваат“. Компанијата се развиваше со постдипломските истражувања направени на МИТ (Massachusetts Institute of Technology) во почетокот на деведесеттите години од индустриските пионери Thomas Massie и Kenneth Salisbury. Со 44 патенти и над 9000 системи инсталирани во светот, hapticSensable технологијата се користи во апликации што се користат во хируршки симулации, рехабилитација на мозочен удар, дизајнирање на играчки и обувки, стоматолошки реставрации, како и голем број истражувања и роботизирани апликации. Компанијата ги продава сопствените 3D дизајнирачки решенија како што се haptic уредите и дијагностичките инструменти во медицината, стоматологијата, дизајнот и производствените компании; во едукативните и истражувачките институции; и го содржи системот OEM (OEM „original equipment from manufacturer“). Тие го развиваат системот на површини со слободна форма,^{150, 151} што претставува цртање точка по точка на површината. Во својата технологија на софтверски алатки, ги користат геометриските карактеристики на површината со слободна форма, 3D органски дизајн, чијашто основа е BSpline геометријата. Компанијата го создава FreeForm Modeling системот, кој содржи брз и поевтин начин за дизајнерите и моделарите при нивното креирање оригинални модели или модификација на стилизирани скенирани податоци. Системот содржи сеопфатен комплет на моделирачки алатки, димензионална контрола и испраќање на полигон на податоци за референции и моделирање. Исто така, во зависност од барањата на пазарот, тие ги прошируваат можностите на CAD програмата со FreeForm Modelling Plus системот, кој ги содржи сите капацитети на FreeForm Modelling системот, но ги вклучува и NURBS¹⁵² површинските и цврсти алатки, интероперабилен дел на CAD, моделирачки дел и функција на инсерирање модели. И двата система The FreeForm Modeling и The FreeForm Modeling Plus, вклучуваат сеопфатен сет на алатки за моделирање и за детална обработка.

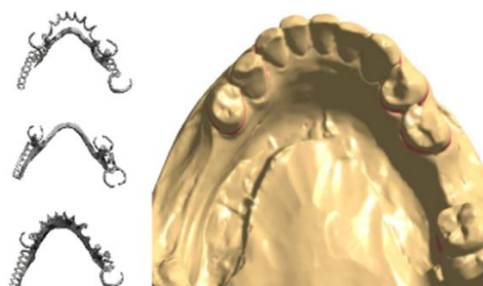
Како интерфејс (сл. 43.) тие ја користат хаптик (haptic) технологијата, којашто во множинска форма (haptics) е со значење *наука и физиологија на чувството на допир*, а потекнува од грчкиот збор *haptesthai*, со значење *да се поврзе со* или *да се допре*. Научниците врз основа на биологијата на суштествата, конструираат направа која доставува хаптичка стимулација, што конечно овозможува да се допре и да се почувствува компјутерски генериран објект и оваа област на истражување ја нарекуваат *компјутерски хаптикс*, кој се дефинира како систем што ги подобрува хардверот и софтверот за да го овозможат допирот и осетот на виртуелни објекти. Во овие уреди, може да се вклучат сензори за притисок кои ги мерат силите што се создаваат од страна на корисникот на интерфејсот.



Слика 43. The PHANTOM® Omni ги вклучува фантом уредот и алатка за управување

Digilea, Монпелје, Франција¹⁵³ е компанија којашто врз основа на сопствени технолошки решенија и создавање на C4W програмите, своите истражувања ги користи пошироко во целиот свет во различни домени како што се метрологијата, прототипови, симулацијата на несреќи, електронски помагала, медицински протези и анализа на моториката кај човекот. Соочувајќи се со брзиот развој и со сè поголемиот број барања од CAD/CAM стоматолошките апликации во 2007 година, тие започнуваат со сè поголема посветеност на своите програми во оваа област. Конечно, во 2009 година во стоматолошкиот одел го изработуваат Digistell 3D CAD софтверот, специфичен за дизајнирање парцијална скелетирана протеза, како плод на тесна соработка помеѓу забните техничари и CAD/CAM експертите. Софтверот ги концентрира најдобрите 3D технологии во својата класа кои ќе ги исполнат највисоките барања за квалитет и продуктивност во работата.

Слободата во моделирањето (сл. 44) овозможува имитирање на познати упатства во чекорите за моделирање. Започнувајќи од дефиниција на правецот на вметнување па сè до завршувањето на протезата, Digistell располага со широк спектар продуктивни дигитални алатки, кои кај секој пациент ќе овозможат оптимален и ефикасен начин на виртуелно моделирање на скелетот на протезата. Програмата се состои од многу едноставен и интуитивен дизајнерски прирачник (примена на кукачки, прачки, рамни површини, ретенции итн.), кој ја симулира и ја забрзува работата, дозволувајќи им на корисниците попрецизно моделирање на скелетот.



Слика 44. Слобода во моделирањето

Комбинацијата на интелигентниот 3D CAD систем кој се состои во виртуелна паралелизација која ја заменува мануелната, лесно изнаоѓајќи ги ретенционите подрачја и дотерувајќи го правецот на внесување на протезата, како и познавањата на забниот техничар во рамките на програмата која содржи библиотека на податоци за кукачки, разни профили за ретенција, главен конектор итн., на изведувачот му овозможува да внесе индивидуални карактеристики на изработката. При дизајнирањето на решетката за акрилатот, софтверот ги воспоставува границите на простирање на решетката. Со интеграцијата на 2D и 3D компоненти на сопствениот развој на софтвер, тие обезбедуваат сеопфатни и конкурентни решенија кај високо софистицирани CAD/CAM апликации. Континуираното истражување на полето на 3D софтверските решенија, овозможи надоградување на Digistell v3.1 со нов кориснички интерфејс применет во Digistell, 4.0 кој првпат е претставен на стоматолошкиот форум, најголема француска изложба во областа на стоматолошки протези на 10.4.2014 година. Благодарение на интуитивниот интерфејс и уникатните иновации применети кај ПСП, Digilea го зајакнува својот стил(имиџ) на пионерски дух, во развојот на 3D CAD решенија на дизајнирање на ПСП.

Истражувајќи ја скенирачката технологија **3Shape, Копенхаген, Данска**, во својот состав ги вклучува и CAD софтверите. Тие напорно работат на усовршување на дигиталната технологија и CAD/CAM системите, поради што голем број колеги¹⁵⁴ ги нарекуваат и најмоќните CAD/CAM решенија во светската стоматологија денес, додека, пак, друга група истражувачи¹⁵⁵ ја истакнуваат ефикасноста, голем број алатки за дизајнирање, едноставноста за користење и целосен избор на индикации. Благодарение на овој последователен постојан интерес, истражувачките центри на оваа компанија го најавуваат новиот CAD софтверски дентален систем 2014 година.¹⁵⁶ Тој е со голем број на нови модули за дизајнирање. Ги содржи:

- Новата 3D форма на нарачка која со помош на икони на екранот овозможува различните ресторативни индикации веднаш да бидат селектирани и визуализирани во 3D модел. Новите опции дозволуваат нарачки на сплинтови и лажици за земање отпечаток, за планирање и водич за импланти директно од денталниот менаџер;

- Редизајнираниот интерфејс е со подобрен стил кој дозволува успешно работење, посебно за почетниците. Работната лента која се наоѓа на екранот во горниот лев агол, го прикажува моделот заедно со дизајнирачките чекори под него, целосно нè насочува во оформување на бараната реставрација. Кога дизајнот е завршен, со помош на копчето за преглед, програмата ни овозможува да ги видиме сите импликации пред да ги прифатиме како конечна одлука;

- Додадени се копчињата што ја извршуваат функцијата, „напред“ и „назад“ кај оформувањето на скелетот, вклучувајќи ги границите за решетката

на ретенција, границите во однос на гингивата, малата спојка и големата спојка. Со оваа функција многу едноставно се добива бараната форма или ги поправаме грешките користејќи ги копчињата „напред“ и „назад“;

– Исто така, подобрена е функцијата „пораки за грешка“ обезбедувајќи поопширно објаснување, слики и грешни кодекси, при што со помош на ваквата функција полесно се изнаоѓа точната грешка во прашањето. Оваа содржина го оспособува техничарот за подобро разбирање на програмата и за корекција на грешките кај оформениот дизајн, како и за полесна размена на информации при техничката поддршка;

– Зголемената брзина и прецизноста на софтверот ни овозможуваат да добиеме скенирани слики што се попрецизни. Особено, приспособувањето на алгоритмите кај сите скенери ја осигурува прецизноста и го прави успешно приспособувањето на пример кај „1-точкасто приспособување“ при скенирање на забните трупчиња. Кога скенирањето е направено во „оптимизирање на брзината“ модулот, скенерите D800 и D900 сигнификантно ја зголемуваат брзината со обработка на сликите алгоритамски, оптимизирани во 2D димензија;

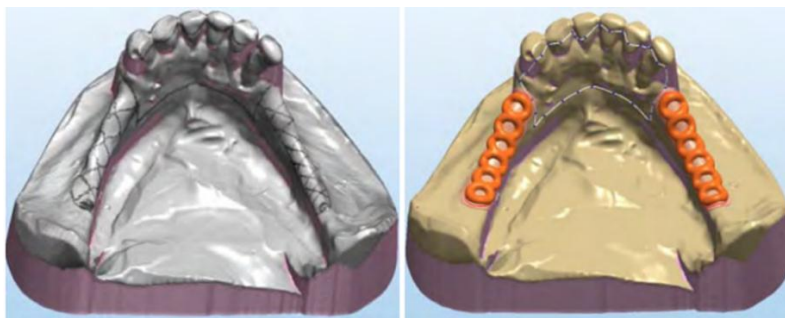
– Новата верзија за изработка на скелетот кај ПСП е зголемена со алатка за орнаментално оформување на мрежата за ретенција што ја проширува библиотеката на мрежата за ретенција на акрилатот со т.н. робусна мостра на мрежа. Во новата алатка може да се најде опцијата за контрола на меѓупросторот помеѓу скелетот и базата на моделот, која дозволува дизајнирање на ПСП со самочистечки ефект. Додека пак, подобрените алгоритми овозможуваат зголемување на прецизноста за налегнување на протезата со подобрување на 3D структурата на површината на моделот. Алатката за проверка на функционалноста Curve (spline) ги преобликува кривите линии и завршните дизајнирачки партии и ги израмнува за време на оформувањето на решетката;

– Во програмата е внесен и динамичен виртуелен артикулатор, кој овозможува автоматско дотерување на рамката на скелетот во сооднос на антагонистите и инцизално чиниче, кое кај индивидуалните артикулатори може да биде активно или деактивирано во Виндовсовата кутија со алатки за време на дизајнирањето. Софтверот му дава целосна поддршка на Ivoclar® Stratos 300 артикулаторот. Исто така, програмата е надградена со алатки за дизајнирање на помошни пречки и со резервоар за лиење, кои ќе ги намалат загубите во материјал;

– Најновата футуристичка опција RealView™ му овозможува на операторот фото-реалистична визуализација на пациентот, во која се вклучени виртуелно дизајнираните заби, скенираните заби и гингивата. Дводимензионалните слики на лицето на пациентот му овозможуваат на

техничарот во подготовката на дизајнот да ги вклучи медијалната линија, бикупиларната линија, оклузалната линија итн. Ова исто така овозможува суперпонирање на сликите од лицето на пациентот со дводимензионалните слики за време на изведбата на дизајнирачкиот процес;

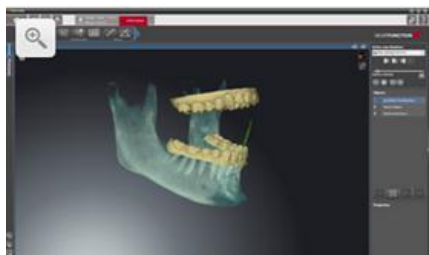
– Софтверот во својата програма овозможува при процесот на скенирање на текстурата и создавање 2D слајдови од површината на гипсениот модел да се преклопат на 3D модел. Со оваа постапка се подобрува визуализацијата на деталите на површината и му се дозволува на техничарот да создава дизајн цртајќи на моделот со рака, што претставува трасирање на дигиталниот дизајн. Ова е особено корисно за снимање на рачно исцртаната маргинална линија со молив директно на физичкиот модел или за пренос на позицијата и одбележувањето на скелетот на парцијалната протеза во CAD софтверот (сл. 45).



Слика 45. Лево: Модел на кој се гледаат текстурите;
десно: Ретенционата решетка и главната спојка
ги повторуваат текстурите.

3Shape денталниот систем во својата програма на истражување и усовршување на денталната дизајнирачка програма ја оформува најновата верзија 2.8.8.0. на денталниот управувач. Овој CAD/CAM софтвер ги вклучува ажурирањата на нарачките на денталниот менаџер заради управување на повеќе дизајнирачки модули, со што ќе се зголеми продуктивноста на работата, особено кај поголемите нарачки. Проверката на нарачките вклучува автоматско затворање на моделираните нарачки по избраниот број на денови, опција за дневни папки, подобро 3D прегледување, промена на нарачката без губење на скенот и дизајнот, промена на материјалот за моделирање, подобрување на перформансите на сандачето на денталниот менаџер. Дополнителните предности во функционалноста вклучуваат истовремено моделирање на горната и долната вилица, динамична виртуелна артикулација, како и исклучително брзо дигитално дизајнирање на парцијална скелетирана протеза.

Sirona Dental GmbH, Салзбург, Австрија, за комплетни обработки на дигиталните податоци го користи софтверот inLab SW 4.2.¹⁵⁷ Тој е централен дел на inLab системот, кој ги поддржува сите чекори од скенирањето и примањето дигитални отпечатоци, планирањето и дизајнирањето, исто така дава поддршка и на машината за глодање на реставрации и модели. Благодарение на виртуелниот артикулатор и функцијата на биогенетски предлози за изработка, се формираат целосно анатомски реставрации. Во соработка со HICAT, GmbH го создаваат софтверот SICAT, со кој првпат е реализирана можноста за индивидуални движења на долната вилица (сл. 46), кои може да бидат видливи на екран со целосно прикажување на анатомијата на движењата во 3D волумен. Овој софтвер се користи во планирањето на терапевтските методи при краниомандибуларни дисфункции како резултат на добиените дијагностички информации за пациентот од DVT (GALILEOS)/CT и движењето на вилицата SICAT JMT+ (сл. 47).



Слика 46. SICAT движења на долна вилица



Слика 47. SICAT JMT+

Exocad – DentalCAD, Дармштад, Германија компанијата е формирана во 2010 година како филијала на светски познатата Fraunhofer организација од страна на тимот што ја создаде Fraunhofer IGD стоматолошката CAD платформа. Повеќе години овој Fraunhofer институт работи на компјутерска графика и на иновации на полето на CAD и на визуализација¹⁵⁸.

Exocad – DentalCAD¹⁵⁹ софтверот е еден од најшироко развиените пакети на софтвер за конструкција во денталното подрачје CAD. Од менаџментот за спроведување на нарачката до подготовката и конструкцијата на реставрацијата, овој софтвер нуди комплетно решение со високи вредности за забните техничари.

Новата „multi tool interface“ алатка поставува нов стандард во 3D моделацијата. Водечките брендови во стоматолошкиот CAD/CAM систем, како што се Amann Girrbach, KaVo, Schutz Dental, Zfx и Zirkonzahn, го преземаат овој софтвер во своите програми.

Уште во основната верзија Exocad – софтверот покрива голема област на индикации. Тоа го прави атрактивен избор за CAD експертите, а исто така и за почетниците. Основната верзија содржи:

- дизајнирање на наполно анатомски коронки и на кошулка на забното трупче;
- дизајнирање на дентални мостовни скелети, инлеи, онлеи и ламинати;
- дигитална изработка во восок на скелетни рамки;
- примарен телескоп.

Покрај основната верзија, програмата нуди можности за дополнителни модули, и тоа:

- имплантантен модул:

Exocad имплантантниот модул е еден проширен модул на основната верзија. Со овој модул може да се конструира индивидуален абатмент и дентални мостови кои се фиксираат со зашрафување. Овој Exocad модул ги содржи базите на податоци на имплантантите од Zfx и nt-trading. Создавањето на абатментите е едноставно и лесно се учи;

- Дентални мостови кои се фиксираат со зашрафување:

коронки и мостови се реализираат мошне лесно со овој проширен модул. Со интегрираниот дизајн на канал за зашрафување конструкцијата е така оформена, што се олеснува подоцнежното нанесување на керамиката и се минимизира ризикот од распарчување;

- Виртуелен артикулатор:

позиционирањето на гипс-моделите по скенирањето програмата го става во виртуелен артикулатор, кој овозможува индивидуално приспособување на вредностите на пациентот.

Овој проширен модул му овозможува на корисникот да постави модели во динамичка оклузија, да ги регулира наклонот на кондилот, Бенетовиот агол и страничните движења.

2.2.3.3. Компјутерско фрезување – производствена

технологија – САМ компјутерски водено моделирање

САМ системите прават историска еволуција во индустриското метално производство со почетокот на педесеттите години од минатиот век, како концепт на нумеричко управување со машински алатки. Голема пресвртница во ваквиот развој беше направена во 1970 година со воведувањето на микропроцесорите. Со ова е овозможен поширок и поинтензивен развој на

CAM. Во 1990-тите години, неколку големи компании доминираат во достапните CAD/CAM системи: Computervision, EDS / Unigraphics, SDRС, PTC, MatraDatavision и Dassault Systems. Софтверските системи развиени од страна на овие компании беа направени од модулите за различни области во сферата на инженерството, а со тоа и во денталната индустрија и сè уште доминираат во изборот на CAM софтверското решение до денес.¹⁶⁰ Новите дигитални технологии¹⁶¹ имаат потенцијал да го променат начинот на кој стоматолошките лаборатории функционираат и да отворат нови можности за развој. Стоматологијата настојува да направи спој на медицинските дисциплини со новите технологии и новите материјали, посебно со оние кои се однесуваат на слоевитата производствена технологија.

Протетската реставрација од некој појдовен облик може да се исфрезува по постапката на виртуелно моделирање на скелетот на протезата со CAD софтверска програма, бидејќи патот на движењето на фрезата го диктира програмата од страна на компјутерот со вклучување на нумерички управувани фрез машини. Најчесто појдовен облик се блокови од материјал кој се обработува со различни димензии заради намалување на количината на фрезувањето. Резултатот на пресметката на патеката за фрезување ни дава тридимензионална крива патека пресметана од средишната точка на машината за фрезирање. За да се оствари кривата патека од средината на вретеното со глодалката, мора да бидат дефинирани и функциите на површини со слободна форма во секоја точка во однос на кривата и соодветниот радиус на движење на глодалката.¹⁶²

Површини со слободна форма, или како што уште ги нарекуваат извајани површини, нашироко се користат во разни инженерски апликации. Ваквите површини првенствено се формираат со обработка од страна на CNC машините, посебно оние со 5-оскино движење за обработка на материјалот. Авторите¹⁶³ посочуваат на различни методологии што се развиени во минатиот период од една декада за да се подобрат ефикасноста и квалитетот на обработка на површините со слободна форма. Поконкретно, се занимаваат со три аспекти на машинска обработка: создавање на патот на движење на фрезата, изнаоѓање на местоположбата на фрезата и избор на формата на фрезата.

Сегашните CAD/CAM системи, примарно се базираат на суптрактивни производствени процеси во протетски реставрации. Обработката, односно глодањето на порцеланските или металните реставрации од подготвени блокови, со помош на CAD/CAM или со помош на копирачко-глодачки уреди, може да се направи со таканаречен **суптрактивен метод** (метод на одземање материјал).¹⁶² Недостаток на овие методи е тоа што тие имаат потреба од потрошувачка на повеќе материјал при производство на крајниот продукт.

Главната промена што се случува како одговор на претходниот метод во смисла на поефективно производство е целиот процес да се одвива преку користење на

3D компјутерски податок и креирање на серија од процеси кои понатаму се печатат едни над други за да се создаде 3D модел. Тоа се т.н. **адитивни процеси** (методи на додавање материјал) на правење на тридимензионални цврсти предмети од дигитален модел, кој со помош на користење на техниката додаток на производство создава објект со утврдување на последователни слоеви на материјал. Тие се користат за широк опсег на апликации, па дури и за производство на стандарди во мала количина. Цената, брзината, сигурноста и трошоците при користењето на адитивната технологија, стануваат конкурентни на традиционалните производствени техники. Дополнително, со новата технологија може да се користат голем број полимери, метали и керамика. Адитивни технологии што може да се применливи во стоматолошка протетика се – стереолитографија, моделирање со фузиско депонирање, селективно топење со електронски зрак, прашочно формирање со ласер и инјектирано печатење.

При стереолитографијата,^{3,162} 3D моделот од објектот се прави со CAD програма, а потоа посебна програма го пресекува CAD моделот во тенки слоеви. Со ласер, се скенира течната смола што се наоѓа во сад, а која се поставува таму за да се создаде првиот слој. Платформата потоа паѓа подолу во садот, за да може ласерот да го скенира следниот слој. Оваа постапка се повторува сè додека целиот модел не биде комплетиран. Креираниот објект потоа се плакне со растворувач за да се отстрани нестврднатата смола и се поставува во ултравиолетова печка за да се осветли смолата комплетно. Недостаток на овој метод е бавноста, бидејќи може да трае со часови за мали објекти, или со денови за поголемите. Овој метод рутински се користи во производство на хируршки ножеви за поставување импланти, но се прават испитувања за негово користење при производство на привремени коронки и мостови, парцијални скелетирани протези како и композитни модели за леење без восок. При дизајнирањето на дигиталните изработки како метод на избор на CAD/CAM технологија 3M ESPE, се избира SLA технологијата заради нејзината точност и способност да се репродуцираат модели со фини детали.

Моделирање со фузионо депонирање^{3,162} се постигнува со извлекување на материјалот низ посебна инјектирачка пумпа и вклучува продукција на фузирани филаменти – постапка при која се користи мрежа од термопластични материјали кои се провлекуваат низ загреаната пумпа и биоцртачи кои го добиваат материјалот од резервоар преку посебен шприц. Овој метод се користи за моделирање, за создавање прототипови и за креирање апликации. Материјалот се поставува во слоеви со помош на посебен софтвер. Екструзиона глава се движи за да ги формира слоевите, а материјалот се стврдува веднаш по излегувањето низ загреаната млазница. Материјали што најчесто се користат во овој процес се: акрило-нитрил-бутадиен-стеарин полимерите, полипрокталон, полифенилсулфони, восоците и материјали кои

се растворливи во вода. Во стоматологијата, овој метод се користи за правење восочни модели за леење.

Селективно топење со електронски зрак^{3,162} е тип на адитивен процес којшто се користи за производство на метални делови преку топење на метални прашоци слој по слој со помош на електронски зрак во услови на висок вакуум. Млазот со електрони се создава преку загревање на тунгстен влакно со зрак кој се насочува со помош на магнетно поле. Како резултат на тоа, енергијата на зракот е прилично висока, и произведените делови се многу густы, без недостатоци и се екстремно цврсти. Преку оваа техника може да се произведат високо порозни структури, како на пр. легури, чишто механички својства може да бидат дотерани што поблиску до оние на коската, а тоа посебно се однесува на модулот на еластичноста. Бидејќи прецизноста на овој метод е на ниво од 0,3-0,4 mm и површината која на крајот се добива е нерамна, овој процес е поприменлив за ортопедска и максилофацијална реконструкција отколку за правење на модели за коронки, мостови и скелетирани парцијални протези.

Техниките при коишто се користи ласер^{3,162}, за да се создаде прашокот, вклучуваат ласерско топење и ласерско синтерување. Во овие техники, ласерскиот зрак се насочува преку огледала на местата каде што паѓа зракот на прашокот се создаваат пукнатини – места каде што доаѓа до топење и до спојување на честичите. Тој пресек се скенира, обработениот слој од прашок се спушта надолу и се аплицира нов слој од прашок. Постапката се повторува сè додека целиот модел не е комплетиран. Кај оваа техника може да се користат релативно широк дијапазон материјали, вклучувајќи голем број полимери и метални прашоци како челик, титаниум, титаниумски легури и кобалт-хром легури. Тешкотија со овие техники е немањето стандардизиран договор за тоа како да се разликуваат различните методи. Меѓутоа, овие технологии се користат нашироко во конструкцијата на импланти, посебно на коскени аналози, ортопедски и стоматолошки импланти со порозна структура за да се овозможи раснување на коска, дентални коронки и мостови како и парцијално протезни бази.

Инкџет-принтерите³ се карактеризираат со висока резолуција и тие инјектираат многу мали количества боја во форма на капки, кои може да бидат од воден раствор на бои и врзувачки полнила до керамички раствори кои се насочуваат кон супстратот за да се произведе ткивна конструкција. Може да користат притисок, топлина или вибрации за да се вбризга бојата низ многу малите отвори. Во адитивното производство, капките по вбризгувањето мора да ја променат својата агрегатна состојба, односно тие стануваат цврсти по депонирањето на супстратот за да се создаде примерок. Со овој метод може да се репродуцираат гипсени модели, заштитници за уста, хируршки водичи за поставување брикети, ламинати, коронки и мостовни конструкции.

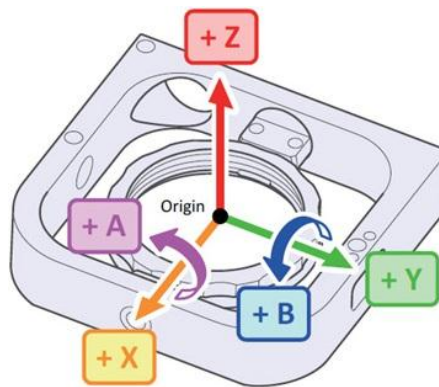
2.2.3.4. Методологија на машините за обработка

Претходните процеси на скенирање и на дизајнирање овозможуваат да се определи правецот на движење по кој ќе се движи фрез-машината и ќе се добие протетичката реставрација од претходно подготвениот блок кој има најразлични димензии. Овие форми се во зависност од потребите што доведуваат до заштеда на материјал кај различни видови протетички изработки. Кај изработката на парцијални скелетирани протези, се користат веќе подготвени обли блокови со подеднаков радиус, а со различни дебелини, во зависност од тоа дали изработуваме скелет за долна или за горна вилица и во зависност од дизајнот на скелетот.

Машините за фрезирање се разликуваат една од друга. Според Alter,¹⁶⁴ постојат повеќе опции на располагање за различни апликации во рамките на стоматолошката професија. Наједноставни се 3-оскината фрезирачка машина, во која вретеното шематски истовремено го контролира движењето на фрезата по x,y и z оските. Овој тип на фрезирање е соодветен за повеќето некомплексни стоматолошки реставрации или апликации кои се со поедноставни површини. При тоа, во случаи кога од фрезирачките компоненти кои имаат шема на стругање се бара формирање на криви линии, ќе биде потребно жртвување на внатрешни детали, што потоа ќе се одрази на прецизноста.

Втората можност, според истиот автор, е 4-оскина CNC фрезирачка машина. Овој тип обезбедува дополнителен елемент на прецизност. Масичето кое ги држи блоковите заедно со нив се движи и ја создава четвртата површина. На овој начин се овозможува со фрезата да се опфати и дел од кривите линии, со што се постигнува добивање на подобри детали во завршната фаза. Со цел да се произведат покомплексни реставрации кои бараат прецизни внатрешни детали, неопходно е да се користат подобрени CNC оски кои се пософистицирани во шемите што го диригираат патот на алатките.

Како последна можност, авторот ни ја дава 5-оскината фрезувачка машина, која е уште посестрана, бидејќи ги контролира патеките на движење на алатките во пет движења постојано и истовремено. При овој процес на глодање се случуваат две истовремени движења на x,y,z и a,b оските (сл. 48), или движење на масичето со блокот и движење на вретеното. Предноста на ваквото шематско движење е континуирано движење на фрезата додека го извршува сечењето, додека сечењето е поедноставено со зголемена



Слика 48. Истовремено движење на x,y,z и a,b оски

прецизност на сложени реставрации на фрезираните производи, како што се, на пр. имплантите. Авторот препорачува стоматолошките лаборатории да користат 5-оскини машини што можат да работат одделно со три оски.

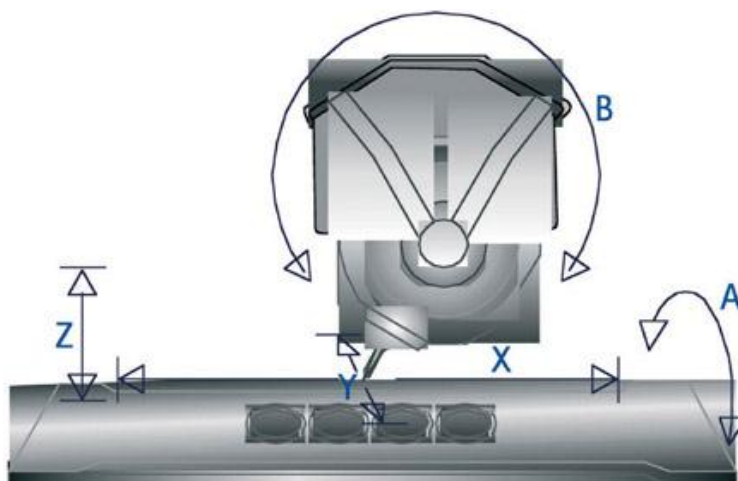
Beuer et al.⁸⁶ го изнесува целиот процес на работата на САМ машините со различни оски на глодање. По собирањето на податоците и нивната преработка за изработка на реставрацијата од CAD софтверот, се конвертираат во ленти за стружење коишто се испраќаат во машини за стружење за добивање на дизајнираниот производ. Машините за обработка според бројот на оски за стружење, тој го дели на (сл. 49):

- а) машини (глодалки) со три оски;
- б) машини (глодалки) со четири оски;
- в) машини (глодалки) со пет оски;

а) Машини (глодалки) со три оски – Овој тип машини за стружење имаат степен на движење во три просторни насоки. Заради тоа, точките на движење на машината единствено се дефинирани преку X-, Y-, и Z-, вредностите (сл. 49 а). Сите машини со три оски што се користат на полето на стоматологијата, исто така овозможуваат вртење на дискот за 180° во текот на обработката на внатрешниот и надворешниот дел. Според Hofmann (1987), вртењето на работната маса за 180° се означува како половина оска (1/2). Предностите на овие машини се кратко време на стружење и поедноставена контрола во поглед на трите оски. Како резултат на тоа, ваквите машини за стружење вообичаено чинат помалку отколку оние со поголем број оски. Примери за машини со три оски се inLab (Sirona), Lava (3M ESPE), Cercon brain (DeguDent);

б) Машини (глодалки) за стружење со четири оски – Покрај трите просторни оски, кај нив исто така може да се ротира и подвижната работна маса А, која истовремено го носи материјалот (сл. 49 б). Пример за машина со четири оски е Zeno 4820M1 (Wieland-Dental);

в) Машини (глодалки) за стружење со пет оски – Кај машините за стружење со пет оски, покрај трите просторни димензии и ротационата работна маса А (четвртата оска), постои можност за ротирање на вретеното за стружење Б (петта оска) (сл. 49 в). Ова овозможува стружење на комплексни геометрии, како на пример мандибуларни фиксни надоместоци на заби што треба да бидат носачи на мост (краен молар инклиниран кон средишната рамнина) или коронка и супраструктури на фиксните дентални надоместоци кои како резултат на анатомски редуцираната формација демонстрираат конвергентни полиња во надворешноста на рамката. Примери на глодалки со пет оски се: Everest engine (KaVo), Cercon expert (DeguDent), LAVA CNC 500 (3M ESPE), ZenoTec T1 (Wieland Dental), Straumann CAD/CAM.



Слика 49. Различни можности на работната оска: а) три просторни насоки X,Y и Z (машини за стружење со три оски); б) три просторни насоки X,Y и Z и подвижна работна маса A (машини за стружење со четири оски); в) три просторни насоки X,Y и Z, подвижна работна маса A и вретено за стружење B (машини за стружење со пет оски).

Типови на стружење со машини за глодање може да бидат со:

А) Сува обработка

Сувата обработка се применува главно кај необработен циркониум оксид со понизок степен на пресинтерување.

Придобивки од тоа се:

- минимални инвестициони трошоци за машини за стружење;
- нема апсорпција на влага од страна на ZrO_2 блокчето, како резултат на што нема иницијално време на сушење за ZrO_2 скелетот пред синтерувањето.

Недостатоци:

- колку е понизок степенот на пресинтерување, толку се поголеми вредностите на собирање на скелетот.

Некои производители исто така нудат можности за стружење на смолести материјали во процесот на стружење во сува средина [Zeno4030(Wieland-Dental), Lava Form и Cercon brain].

Б) Стружење во влажна средина

Во ваквите случаи, дијамантот за стружење или карбитното сечило се заштитени од прекумерно загревање на материјалот кој се струже со спреј на ладна течност. Овој тип на обработка е неопходен кај сите метали и глас-керамички материјали, со цел да се избегне оштетувањето од топлината. При обработка на циркониум оксидната керамика во влажна средина се препорачува да има повисок степен на пресинтерување. Факторот на собирање се намалува во случај на повисок степен на пресинтерување. Сето тоа резултира

со помала синтер деформација. Примери: Everest (KaVo), Zeno 8060 (Wieland-Imes), inLab MC XL (Sirona).

Некои модели на CAM производствени машини присутни на пазарот

Најчесто системите за CAD/CAM производителите ги изработуваат во сите три компоненти, па така се појавуваат и на пазарот. Еден од таквите системи е *CreosDS*, *Hy Jork*, *CAD*¹⁶⁵ кој ја содржи и CAM компонентата *Arum5x* што претставува глодачка машина која има пет оски на движење истовремено. Таа ни гарантира точност и прецизност на сите свои завршни изработки. Работи со мотор со голема брзина и има моќност од 3Kw. Има можност за автоматска промена на глодалките и за сензорска контрола при нивно кршење. Контролата на машината се извршува со компјутер кој е вграден во самата единица. При работата на глодалката што е фиксирана за вретеното преку систем за ладење (Flood Coolant System), овозможено е во фазата на стружење водено ладење во подрачјето на контактот на глодалката со дискот што се обработува во бараната форма. Може да работи и со суво и со влажно глодање. Движењето на глодалката е претставено на табела 1.



Слика 50. CAM Машина CreosDS

Табела 1. Пет оски на движење

Истовремено 5 оскино глодање	
X – оска	250 mm
Y – оска	110 mm
Z – оска	165 mm
A – оска	180°
B – оска	30°
X,Y,Z - оска	6000 mm/min
A,B – оска	30 rpm

Производителот на стоматолошка опрема и материјали White Peaks Dental System, Германија, Есен,¹⁶⁶ во својата производствена програма ја содржи *CALIDIA Predator 5x CAM* машина со следниве карактеристики:

- Глодање на комплексни конструкции со симултана интерпретација со 5 оски;

- Системот за дијагноза перманентно информира за статусот на машината;

- Вградено корито за фаќање за едноставен приклучок кон вцицувањето;
- Дизна за воздух под притисок на дување за да се држи чисто подрачјето за глодање;

- Петкратно менување на алат со надолжен сензор;
- До 4 машини можат да се приклучат кон компјутер во центар за фрезување;

- Обработка на циркон, РММА и восок со најголема прецизност;
- Едноставно ракување со виртуелни површини за ракување;
- Компактен дизајн, нема проблем со место во мали лаборатории или во стоматолошки ординации.



Слика 51. CAM машина CALIDIA Predator 5x

Технички податоци:

Навалување на А-оската:	+/- 20 степени
Ротација на В оската:	360°
Брзина на движење напред	6300 mm/min
Дијаметар на фрезата:	4,0 mm
Бучава при работа:	70 децибели А
Бучава при стенд-бај	45 децибели А
Вретено	30,000 rpm
Димензии за монтирање:	656x656x557 mm
Маса на машината:	околу 43 килограми
Приклучок:	1,2А/240 V

Потрошувачка на воздух:	2,5 бари – 60 литри/на минута
1 држач:	98,5 – 100 mm

Истражувачките програми на AmmanGirrbach, Ворарлберг, Австрија¹⁶⁷ кои, како што спомнавме, го користат скенерот Ceramill мар400, ги вклучуваат и најновите високософистицирани CAM машини за производство на стоматолошки реставрации. *Ceramill motion 2* (сл. 52) е апарат кој е со мали димензии и е приспособлив на секоја лабораторија. Машината која има 5-оскино глодање може да ја извршува функцијата на влажно и суво глодање, како и влажно мелење. Начинот на изведување на операцијата помеѓу глодањето и мелењето лесно може да се менува со промена на држачот за блоковите. Може да се користи кај отворени CAD/CAM системи (3Shape, Dental Wings).



Слика 52. CAM машина *Ceramill motion 2*

Технички податоци:

Димензии	D/W/H	588 x 516 x 755 mm
Маса		78 kg
Вретено		60,000 rpm
Компримиран воздух		6 bar/50 L/min.
Прецизност		< 10µm
Број на оски		5

Во настојувањата да добијат сеопфатност на CAD/CAM методот Wieland dental, Форцхајм, Германија¹⁶⁸ го создаваат *Zenotec select* CAM системот (сл. 53) кој е компактен фрезирачки систем. Благодарение на шаржерот кој може да прими 8 блокови, машината може да се постави да работи 24 часа. Системот за поддршка овозможува наредбите да бидат автоматски обработени во низа, со што целосно се искористува работното време, а по мелењето користените дискови се



Слика 53. CAM машина *Zenotec select*

пренесуваат назад кон шаржерот, од каде што може да се земат без да се прекинува операцијата на фрезирање. Со додавање на функцијата за влажно мелење на материјалите, се проширува спектарот на обработка на стакло-

керамика и литиум дисиликати блокови. За подобра работа со машината, Zenotes постои софтверска апликација која ја управува работата со дисковите и обезбедува распоред во празните простори. Ефикасноста на машината е зголемена уште повеќе со користење на потврдени Wieland стратегии и геометрии на мелење.

Технички податоци:

Фрезирачка единица	1 (сува и влажно фрезирање)
Инклинирачки агол на ротациони оски	А-оската: $\pm 30^\circ$ В-оската: $\pm 360^\circ$
Брзина на движење напред	6300 mm/min
Прецизност со можност на повторување	$\pm 0,003$ mm
Вретено	60,000 rpm
Метален менувач за	8 дискови
Компримиран воздух	min 7 bar
Далечинско оддржување	да
Автоматско мерење на алатката со откривање на оштетување	да
Држач за алатка	пневматски држач за алатки со отвор од 3 mm
Димензии за монтирање: во cm (ш x в x д)	49,0 x 54,0 x 44,5 без шаржер 69,2 x 54,0 x 44,5 со шаржер
Маса на машината	75 kg (без шаржер) 95 kg (со шаржер)

Веќе спомнавме дека голем број компании, меѓу кои и *Cybaman Technologies, Чешир, Англија*,¹⁶⁹ во своите програми на механичко, електрично инженерство и софтверски дизајн, ги вклучуваат и денталните програми. Тие конструираат за првпат 6-оскиниот придвижувачки систем.

Како резултат на истражувањата на полето на CAM дизајнот, тие го создаваат *hiperDENT*, отворен и високо автоматизиран програмски систем, кој им овозможува на стоматолошките лаборатории да создадат решенија, така што тие ќе бидат приспособени на нивните сопствени потреби. Благодарение на стандардниот и директен интерфејс, системот е погоден за внес на сите видови податоци. За разлика од некои комерцијални системи, CAD податоците можеме да ги пратиме од *hiperDENT* директно до *EcoCad*, *3Shape* и *DentalWings* со користење на директен интерфејс. Излезните податоци имаат пост-процесори за речиси сите машини за фрезирање, односно со 3 оски и со 5 оски каде што патеката на алатката истовремено може да се следи во движењето.

Овој CAM софтвер му дава поддршка на *Cybaman Replicator*, која е наполно автоматизирана компјутерски контролирана (rapid manufacturing-нова технологија за брза изработка на производи) машина што ги користи техниките на одземање и на додавање материјал за добивање финален производ. Ги прифаќа сите формати што се користат во моментот, како што се dxf, dwg, iges, sat, vda, STEP, STL. Предности на оваа машина се компактна големина, ниска потрошувачка на енергија, висока точност и повторливост, бесшумно работење, далечинско надгледување и контрола.



Слика 54. CAM машина Cybaman Replicator

Технички податоци:

Управувачки систем	PC контролирани 6 оски
Прави оски на патување	X - 200mm Y- 300mm Z - 200mm
Ротирачки оски	A – 360, B - +/- 180, C - +/- 180
Рамка на машината	Епоксидна смола и црн гранит
Димензии	800mm x 760mm x 760mm
Маса	200 kg
Стапка на мак. сечење	12m/min
Прецизност	+/- 12 μ
Серво мотори	Brushless DC серво

Вретено	50,000 rpm
Течност за ладење	UNILUBE минерално масло за подмачкување и течност за ладење Mist
Снабдување со компримиран воздух	75 литри/минута

Резултатот на 20-годишни истражувања на полето на фрез машините од страна на инженерите на Roland DG, Хамаматсу, Јапонија¹⁷⁰ е конструкцијата на DWX-50, која е со 5-оскина стоматолошка функционална машина за производство на сите дентални реставрации. Опремена е со дијагностички систем за известување на операторот во случај на грешки при работата на проектот, со што техничарот има минимална интервенција при работата на машината. Автоматскиот менувач на инструментите за глодање ги подига од станицата, која содржи 5 места, во која едниот инструмент е за мерење на должината на инструментот, а останатите се со разни димензии за процесот на глодање. Комплетниот систем поддржува широк спектар на софтвери и алатки и претставува отворен систем, кој дозволува интеграција со која било комерцијално достапна стоматолошка изработка.



Слика 55. CAM машина DWX-50

2.2.3.5. Материјали за CAD/CAM обработка

Листата различни материјали за обработка со CAD/CAM уреди зависи од соодветниот систем на производство. Некои машини за стружење се специфично дизајнирани за производство на ZrO_2 скелети, додека други ја покриваат целосната палета на материјали од смоли, преку стакло-керамика до керамика со високи перформанси. Подолу наведените материјали вообичаено може да се обработуваат на дентални CAD/CAM машини.

Во моментот, титаниум, титаниумовите легури и хром-кобалт легурите се обработуваат со користење дентални машини за стружење. Овие метали се во форма на кругови (блокови) со одредена големина на напречниот пресек, која е стандардизирана во однос на подвижната работна маса каде се става самиот метал, додека пак блоковите се изработуваат со повеќе димензии во височина што го диктира потребата од дизајнот и висината на реставрацијата. Стружењето на скапоцени метални легури се покажа дека нема економски интерес поради високата атриција на металот и високата цена на материјалите.

Примери: coron (Strauman CAD/CAM: неспапоцени метални легури), Everest Biot-blank (KaVo, чист титаниум).⁸⁶

*White Peaks Dental System*¹⁶⁹ исто така, покрај САМ машини, произведува и блокови што служат за обработка и во зависност од потребите на материјалот ни нуди широка палета производи.

CopraBond K – е фрезирачки блок на кобалт-хром легура без никел и берилиум, конфигуриран специјално за барањата на техниката CAD/CAM. Материјалот е хомоген и добро може да се обработува со глодање или со ласер.

Технички податоци:

Состав: Со 61%, Сг 28%, W 8,5%, Mn 0,25%, FE <0,5%, Si 1,65%, C < 0,1

Густина: 8,3 g/cm³

Цврстина по Викерс 285 HV 10

Модул на еластичност: 190,000 MPa (N/mm²)
14,1 µm/m-K (20 – 600 степени C)

Кршење на издолжување CE 0483

Применети норми: DIN EN ISO 22674:2006, Тип 4

Произведен е и контролиран според: DIN EN ISO 13485/DIN EN ISO 9001:2000 – според директивите од ЕУ.

CopraPlex PMMA – фрезирачкиот блок е слободен остаток од запална PMMA пластика што согорува без остатоци и е погодна за техника на лиење со метод на горење.

Состав:

100% Полиметилметакрилат (PMMA)

Густина g/cm³ – 1,19

E – модул MPa 3300

Цврстина на притисок со кутла (сачма) MPa 175

White Peaks CopraPlex PMMA дисковите можат да се обработуваат во кој било фрез систем (CAD/CAM). За обработка на PMMA, се потребни фрези што го стружат PMMA дискот.

Друг производител на САМ блокови за фрезирање е *Dental Direkt*, Спенге, Германија.¹⁷¹ Во својата производствена програма, тие ги презентираат:

DD Bio CW - (NEM – блок врз база на CoCr) претставува тип на блок без никел и берилиум – блок од кобалт и хром без јаглерод со многу добри особини за обработка со фреза. Елементите се со подобрени особини за пренесување топлина и редуцирана цврстина за подолготрајност на фрезите.

Состав:	Физички особини:
CO околу 61%	Особини Вредност/единица
Cr 28%	Густина 8,3 g/cm ³
W 8,5%	WAK (20 -600°C) 14,1 mJ/mK
Друго: Si, Fe, Mn, C	E-modul 190.000 МРА
	Цврстина според Викар 285 HV10

Од *DD PMMA Cast* добиваме бистри како стакло-блокови од 100% РММА. Служат за производство на конструкции кои согоруваат без остатоци (точка на Vicat: 102 степени °C). Поседуваат добри особини за обработка со фрези.

И други производители на стоматолошки материјали, согледувајќи ги предностите на новата технологија, сè повеќе се фокусираат на сопствени истражувања и производство кое ќе ги задоволи висококвалитетните норми за изработка на CAD/CAM реставративните процеси. Меѓу нив е и компанијата *Robocam, Варшава, Полска*,¹⁷² која го произведува *PMMA Transpa*. Овој материјал се користи за контрола на конструкцијата во устата на пациентот пред да се добие финалниот производ. При процесот на вложување и лиење, конструкцијата можеме да ја добиеме во кој било метал.

Физички особини:

100% Полиметилметакрилат (РММА)

Густина	1,17 g/cm
E – модул	2400 MPa
Цврстина на притисок со кугла (сачма)	175 MPa
Температура на топење според Vicat	102°C
Цврстина	145 MPa

Овој производ на пазарот доаѓа во две димензии: 98,5x14mm и 98,5x18mm.

Wieland Dental¹⁷³ компанијата, која веќе ја спомнавме кај скенерите со своето 140-годишно искуство, е една од водечките светски набавувачи на дентална технологија.

Zenotec PMMA Cast е фрезирачки блок кој согорува без остатоци и е специјално погоден за употреба кај процесот на лиење. Овој акрилатен транспарентен материјал е многу лесен за глодање и овозможува извонредна стабилност дури и кај дентални мостови со големо растојание, или кај скелетите на парцијална скелетирана протеза. Покрај тоа, процесот овозможува многу брз и достапен метод на тестирање на функционалноста и на

налегнувањето на реставрацијата на работниот модел и во устата на пациентот. Во продажба производителот го нуди само блокот со димензии 98,5x18 mm.

Физички особини:

100% Полиметилметакрилат (PMMA)

Густина	1,19 g/cm
E – модул	3300 MPa
Цврстина на притисок со кугла (сачма)	175 MPa
Температура на топење според Vicat	103

3. ЦЕЛИ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО

Основната идеја што нè водеше во истражувањето за осовременување на сегашнава процедура во конципирањето на изработката на ПСП, е со примена на современа, софистицирана компјутерско-техничка опрема, да се олесни и да се прецизира планирањето и изработката на скелетот на протезата.

Со ваков пристап, желбата е да се изврши приспособување на ПСП кон конкретните анатомоморфолошки и интердентални простори, со што ќе се обезбеди оптимален морфоструктурен и функционален надомест кај парцијалната беззабност.

Во таа насока, согледани се следниве цели:

1. Да се регистрира постојната природна и артефицијална подминираност и да се обезбеди нејзиното максимално искористување за ретенција на ПСП.

2. Да се согледа разликата помеѓу конвенционалните ПСП и CAD/CAM системи во однос на големината на ретенционата сила, функционалтаноста и заштеда на материјал и време:

– разлика во потребното време да се изработат конвенционални ПСП и CAD/CAM протези;

– разлика во потрошениот материјал кај конвенционални ПСП и CAD/CAM протези;

3. Да се предложи модификација на постојните пристапи во стоматопротетичките концепции за изработка на ПСП.

4. МАТЕРИЈАЛИ

4.1. Избраници на основниот урнек

Избраниците на основниот урнек се одбрани по случаен избор на пациентите, кои во период од 6 месеци се јавуваа на Клиниката за стоматолошка протетика при ЈЗУ Универзитетски стоматолошки клинички центар „Св. Пантелејмон“ – Скопје, заради стоматолошки услуги и лекување. Селекција на овие пациенти е направена за да се изнајдат случаите кај кои се присутни делумно безабни седла, односно едно еднострано безабно терминално и едно вметнато седло или класа II, поткласа 1 според Кенеди (Kennedy).

На овој начин, создадена е основната група од 20 избраници од машки и женски пол, со што се добиени 120 апроксимални ретенциони површини на заби кои го ограничуваат безабниот простор за понатамошни анализи. Старосната граница кај избраниците се движи од 45 до 60 години, со просечна возраст од 52,5 години, без присуство на траматски и други нарушувања во доменот на периферните сегменти од забните низи.

4.2. Испитаници на контролната група

Како контролна група беа изработени 20 ПСП, според новиот концепт на изработка на скелетот на ПСП со помош на CAD/CAM системот. Сите истражувања беа извршени на модели со иста топографска класификација (класа II, поткласа 1 по Kennedy) на безабност како кај основната така и кај контролната група.

На моделите направени кај испитаници на основниот урнек и врз нив изработени парцијални скелетирани протези по принципите на конвенционален метод, беа изработени и CAD/CAM парцијални скелетирани протези како контролна група заради целите на истражувањето.

4.3. Инструментална техника

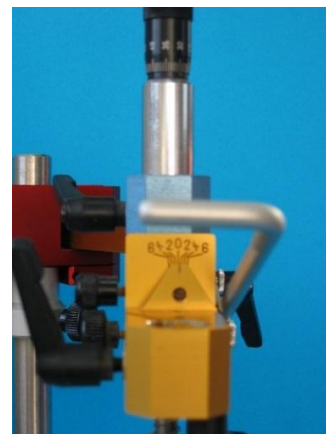
За остварување и за добивање прецизни податоци при работата во рамките на нашата теза, како основна инструментална техника покрај стандардна лабораториска техника, користени се најсовремени конструкции на паралелометар, динамометар за мерење на фрикцијата – силата на ретенција, скенер со кој ги добиваме физичките модели во дигитална форма, САМ машина со која се изработува рамката на скелетот. Овие инструменти ни обезбедуваат прецизни параметри што се анализирани во текот на испитувањето и врз база на нивните податоци, донесување заклучоци што се резултат на анализирани мерни податоци.

4.3.1. Дентален паралелометар

За добивање на потребните параметри при работа со паралелометарот, го користевме моделот AF 30 на фирмата Nouvag од Швајцарија (сл. 56). Овој инструмент ги содржи следниве делови: вертикален столб, рака со двоен зглоб и масичка за модел. Карактеристично за него е што на раката со двоен зглоб,



Слика 56. Паралелометар AF 30



Слика 57. Агол на инклинација од 2°, 4° и 6°, во однос на вертикалната оска

со помош на микрометарска навртка, прецизно може да се регулира длабинскиот граничник и длабочината на дупчењето да се определи помеѓу 0 и 25 mm, а со вртење на регулаторот, во лево/десно во зависност од потребата на работата, главата за фрезирање се инклинира под агол од 2°, 4° и 6°, во однос на вертикалната оска (сл. 57). На масичката за моделот, тој се прицврстува со помош на пакните за фиксирање.

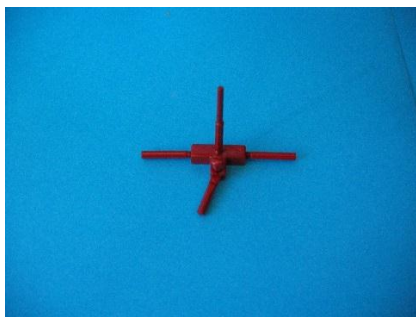
Масичката содржи и кардански зглоб, кој може да се врти и да се закосува на сите страни. На овој начин овозможено е по изнаоѓање на бараната

положба на моделот во паралелометарот, масичето да се фиксира во таа позиција со помош на рачката за закочување.

4.3.2. Трикрак оклузален координатор

Врз база на дефиниција на оклузалната рамнина која се простира на три точки, и тоа апроксималните контакти на првиот лев и десен инцизив и дистобукални тубери на долниот десен и лев прв или втор молар, конструиран е од страна на авторите еден наменски инструмент – додаток за паралелометар, трикрак оклузален координатор (сл. 58). За неговото формирање, искористена е оклузална

рамнина со троточкест контакт на забите. Тргнувајќи од претходната констатација, конструкцијата содржи две колинеарни фиксни оски и трета која е под



Слика 58. Трикрак оклузален координатор



Слика 59. Носечка оска фиксирана во паралелометар

прав агол на претходните две, со можност за движење во хоризонтален правец. Нормално на рамнината што ја прават претходните три оски, изработена е носечката оска, која се вметнува и се фиксира во паралелометарот (сл. 59).

4.3.3. Скенер

За да ги добиеме работните модели во дигитална форма, а оттука и сите потребни операции од скенирањето, го користевме скенерот Everest scan pro на фирмата KaVo Dental GmbH, Biberach, Германија. Овој скенер користи: технологија со висока прецизност на скенирање на комплексни геометриски форми за изработка на инлеи, онлеи, фасетки, соло коронки и мостови, како и скенирање на целосен работен модел за планирање на скелетот на протезата; високософистицирана камера која содржи 1,392 x 1,040 пиксели, со што резолуцијата на сликата е зголемена четири пати.

Карактеристики на скенерот се:

- Светлосен зрак на проекција;
- Топометрички процес на 3D мерења;
- Работната површина е со димензии 60 x 80 mm;
- Времето на скенирање на едно забно трупче: 3 минути;
- Екстремно висока прецизност на мерењата: < 20 μ m;
- Дигитален пренос на скенираните податоци;
- Лесен пристап до работната површина преку вертикално отворање на предниот отвор и операција со една рака;
- Подвижен држач за работниот модел;
- Димензиите на скенерот се (Ш В Д) 430 x 420 x 520 mm;
- Маса 15 kg;
- Напон 100 – 240 V, 50-60 Hz.

Скенерот лесно се калибрира, и за да се обезбеди висока прецизност, доволно е приспособување еднаш неделно. Во самиот скенер е инсталиран и Everest softwear скен модул, кој овозможува обработка на податоците од скенирањето и добивање на виртуелен модел (сл. 60).



Слика 60. Скенер Everest scan pro

4.3.4. CAM машина

За изработка на CAD/CAM скелетот, ја користевме CAM машината ARROWMILL произведена во Марибор, Словенија, од фирмата Denta (сл. 61). Таа е револуционерна дентална машина, којашто изработува голем спектар на материјали од PMMA, циркон, хром кобалт, титаниум, односно 12 видови материјали што се во употреба. Куќиштето на машината е изработено од леан челик, кој овозможува оптимално апсорбирање на вибрациите.

Спецификациите на оваа машина се следниве:

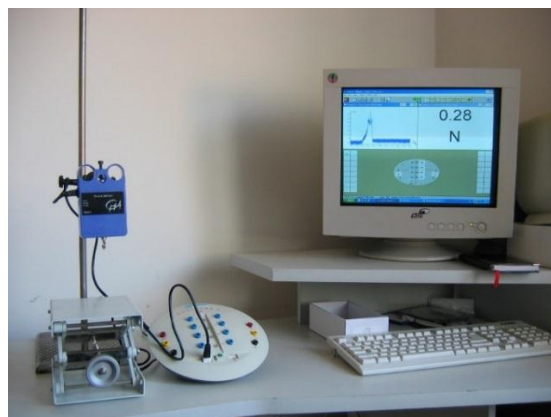
- Волуменот на работната површина на оските во mm е: 95(X) x 95(Y) x 25(Z);
- 5 оски што работат истовремено: $X=150\text{ mm}$, $Y=230\text{ mm}$, $Z=115\text{ mm}$, $A=\pm 25^\circ$, $C=360^\circ$;
- Фрези: автоматска промена на 5 фрези, автоматско мерење на должината на фрезата и максимален дијаметар на фрезата од 6 mm;
- Моторот на машината: високофреквентен мотор, 300-60,000 rpm / моќност 1,6 KW;
- Течност за ладење и подмачкување на фрезата;
- Контрола на машината: вграден компјутер со CAM софтвер и мрежно поврзување;
- Пумпа: за течност за ладење 20 l /min;
- Напојување 230 V/50 Hz;
- Доток на притисок за машината : 6 bar, 120 l/min;
- Димензии на машината: ширина 760 mm, висина 1600 mm, должина 1070 mm, маса 400 kg.



Слика 61. CAM машината ARROWMILL

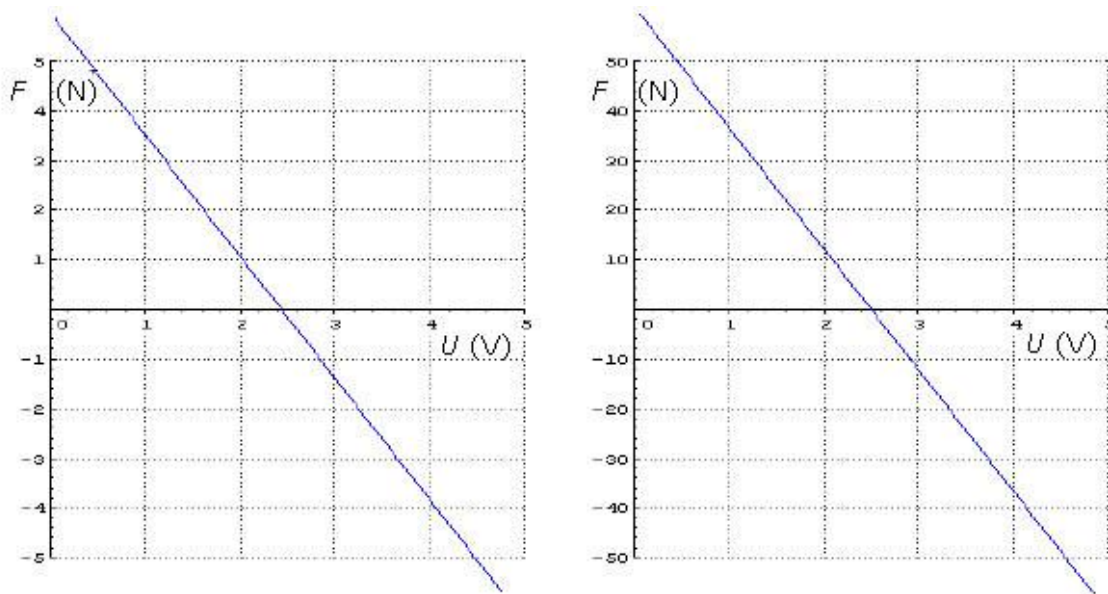
4.3.5. Софистициран динамометар

За мерење на силата на ретенција на протезата, го користевме системот Coach 6, кој е дизајниран и произведен од СМА (Centre for Microcomputer Applications) од Амстердам, Холандија. Тој вклучува во себе повеќе интерфејси, повеќе софтверски пакети и стотина сензори. Уредот што беше креиран за оваа намена е составен од: сензор за сила, модел DO663i, интерфејс CoachLab II и компјутер (сл. 62).



Слика 62. Уред за мерење на ретенционата сила на протезата

Сензорот DO663i поседува две мерни подрачја, од -5 N до $+5\text{ N}$ и од -50 N до $+50\text{ N}$. Силата што се мери се пренесува по должината на една прачка, која е обложена со тенок филм од материјал, чиј електричен отпор може да се менува при деформација на филмот. Тој е приклучен во мостовно електрично коло, во кое се менува напонот со секоја и најмала промена на електричниот отпор на филмот. Промената на напонот е пропорционална со промената на силата со која се дејствува врз сензорот, односно прачката. На сликата 63 се дадени калибрационите криви на сензорот, односно зависноста на промената на напонот, U , од применетата сила, F . Техничките карактеристики на сензорот се дадени во табела 2.



Слика 63. Калибрационите криви на сензорот за сила DO663i, за двете мерни подрачја

Табела 2. Технички податоци за сензорот за сила DO663i		
Подрачје	$\pm 5 \text{ N}$	$\pm 50 \text{ N}$
Излезен напон	$0 - 5 \text{ V}$	$0 - 5 \text{ V}$
Калибрациона функција	$F = -2,45 \cdot U + 5,98$	$F = -24,4 \cdot U + 61,0$
Теориска резолуција (12 битен 5 V AD конвертор)	$0,003 \text{ N}$	$0,03 \text{ N}$
Точност	$\pm 0,01 \text{ N}$	$\pm 0,05 \text{ N}$
Моќност на струјата	$4,5 \text{ mA}$	$4,5 \text{ mA}$
Максимална сила	80 N За сили над оваа вредност сензорот трајно се оштетува.	
Информации за сензорот за автоматско идентификување и калибрација	256 byte serial EEPROM	
Приклучок	BT (British Telecom)	

Сензорот се приклучува на компјутерот преку интерфејсот Coachlab II. Неговата мултифункционалност дава голем број можности за автоматско, компјутеризирано мерење, за собирање податоци, нивна обработка, како и контрола на уреди. Тој поседува сопствен процесор и сопствена меморија (embedded system). Овој систем овозможува да не се загуби дел од податоците во текот на мерењето, така што интерфејсот ги зачувува податоците првин во својата меморија, а потоа автоматски му ги испраќа на компјутерот преку серискиот влез. Доколку овој процес биде прекинат за момент од некоја друга активност на компјутерот (multitasking), податоците не се загубени, туку се испраќаат со мало задоцнување, кое обичниот корисник воопшто не може да го забележи.

4.3.6. Софтвер за CAD дизајн

За да добиеме прецизни CAD дизајни, го користиме софтверот Dental Wings со апликација Partial Framework. Покрај овој софтвер, во процесот на финализација на изработка на скелетната конструкција во CAM машината го користевме и софтверот на Sym system SUM 3D произведен во Милано, Италија. Dental Wings во надградба на CAD/CAM екосистем на стоматолошки решенија го создаваат dwos софтверот.¹⁷⁴ Тој е софтверски пакет за планирање и дизајнирање на протезите, како и за комуникација меѓу корисниците. Како резултат на отворениот пристап, овозможува контакт до клиничките информации и фазите на производство, така што корисникот има потполна слобода во комуникацијата со испраќање на фајлови од интраорални скенери како и контакт со останатите производители присутни на пазарот. Софтверската структура е модуларна, што значи дека делови од програмата може да се приспособуваат на различните потреби и развојни варијации на стоматолошките клинички и лабораториски потреби. Сегашните апликации за скелетирана протеза; и коронки и мостови, се создадени со функција на целосно соединување, воведувајќи нова епоха на дизајнот кај комбинирани комплексни протези со дигитални податоци. Dwos софтверот во моментот ги содржи следниве модуларни апликации за: хирургија, изградба на абатменти, коронки и мостови, тотални протези, изградба на модел и апликација со која е овозможена директна изработка по формирање на дизајнот на скелетот.

Покрај ова, модулот за парцијална протеза им обезбедува виртуелен пристап на традиционалните чекори при формирањето на рамката на скелетот:

- Дефинирање на патот на инсерција со помош на виртуелни мерења на подминирани простори;
- Автоматско блокирање на подминирани простори заради подобра ретенција и инсерција;
- Преглед на контурите на палатиналната плоча или мандибуларната пречка со претходно дефинирани параметри;
- Користење на дефинирани параметри за формирање ретенциони кукачки;
- Способност за слобода во формирањето ретенциона мрежа за акрилатот и границите за акрилатот;
- Формирање на малите спојници и автоматско моделирање на оклузалните јавачи со обликување на нивната форма во сооднос со антагонистите.

- Ставање пинови како ретенција за вештачки заби;
- Ставање пречки за лиење.

4.3.7. Материјал за формирање на водечки површини

Како материјал за формирање водечки површини со кои ги диригираме правците на внесување и на вадење на ПСП, на располагање ни беа композитни, стакло-керамички материјали, со различни комерцијални имиња.

При прегледот на нивните физичко-механички карактеристики, заклучивме дека тие се слични материјали, кои се резултат на напредната нано-композитна технологија.

Тие се составени од основна маса што содржи лесно полимеризирачка-природна смола како база на композитните агрегати во која се додадени стакло-керамички и други аноргански материјали како полнила. Големината на составот на полнилата е од ред на 10^{-6} m до 10^{-9} m.

За изработка и за формирање на водечки површини, според принципите на наменските инлеи во нашиов случај, употребен е материјалот Grandio од фирмата VOCO од Њу Јорк, САД, (табела 3).

Табела 3. Приказ на физичките карактеристики на нанокомпозитниот материјал

Критичен механички напон	161 MPa
Young-ов модул на еластичност	17100 MPa
Тврдост (Vickers)	84 HV
Абразија	18 μ m
Собирање при полимеризација	1,57Vol.%
Апсорпција на вода (за 7 дена)	10 μ g/mm
Растворливост во вода	< 0,3 μ g/mm ³

4.3.8. Материјал за изработка на конвенционални парцијални скелетирани протези

При изработката на металната конструкција на протезата, во нашиот случај користени се метални блокови на Co-Cr-Mo легура, којашто ја користиме во секојдневната практика, односно, користена е легурата од производителот Dentaureum, тип Remanium GM 380+, којашто го содржи следниов хемиски состав: Co 64,6%, Cr 29%, Mo 4,5 %.

Во текот на целата процедура на изработка на ПСП и добивање финален производ, употребувани се и други материјали: гипс, восок за моделирање, маса за вложување, кивета за дублирање, маса за дублирање на моделот, брусни тела, како и друг помошен материјал со стандардни физичко-хемиски карактеристики, употребувани во секојдневната заботехничка лабораторија.

4.3.9. Материјал за изработка на скелетот на CAD/CAM протеза

За изработка на протезите во CAM машината, користевме PMMA блокови од фирмата Denta, со дијаметар од 98 mm која е стандардна димензија за сите блокови (сл. 64). Тие се безбојни и во форма на круг, а дебелината им е од 10, 12, 15, 18, 20, 22 и 25 mm. Во зависност од CAD дизајнот и зададената дебелина од програмата, за изработка на скелетот на парцијална скелетирана протеза, користевме блокови со различни димензии. На самиот блок на рабовите, има вдлабнувања од двете страни што служат за прецизно прицврстување во работната плоча кои ќе обезбедат стабилност при глодањето и прецизност на финалниот производ.



Слика 64. PMMA Блокови

5. МЕТОДОЛОГИЈА НА РАБОТА

5.1. Работни модели

Од испитаниците на основниот урнек земени се анатомски отпечатоци со методот на двофазно отпечатување, првиот со Heraeus Kulzer Optosil Comfort и вториот со Heraeus Kulzer Xantopren L blue и излеани се работни-модели со синтетички супер тврд гипс Polident, Polystone тип IV, врз што се извршени сите неопходни мерења на агли и на должини, како појдовен материјал и како основа во конципирањето на водечките површини, изработка на скелетирана парцијална протеза со конвенционален и со CAD/CAM метод и мерење на нивната ретенција.

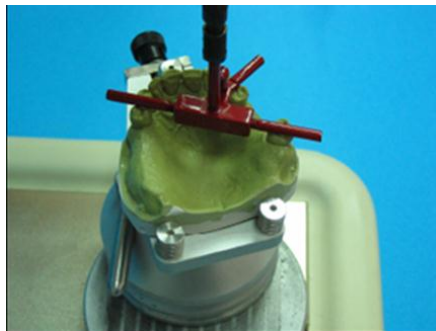
5.2. Компланирање на референтните рамнини кај конвенционални ПСП

Оклузалната рамнина се остварува при контактот на забите, со што се формира оклузална површина, при што не постојат реални услови мерењата на потребните параметри и компарации да се направат ин vivo. Поради тоа, решивме сите релевантни мерења да ги вршиме на студио модели. Оклузалната рамнина кај сите анализи и планирања на протетска реставрација треба да биде компланарна со базата на моделот што претставува прв услов за понатамошно добивање прецизни резултати и правилна положба на моделот и меѓусебните релации на:

1. оклузалната рамнина (ОР);
2. рамнина врз база на моделот (РБМ);
3. рамнина на основата на паралелометарот (РОП);
4. медијалната рамнина (МР).

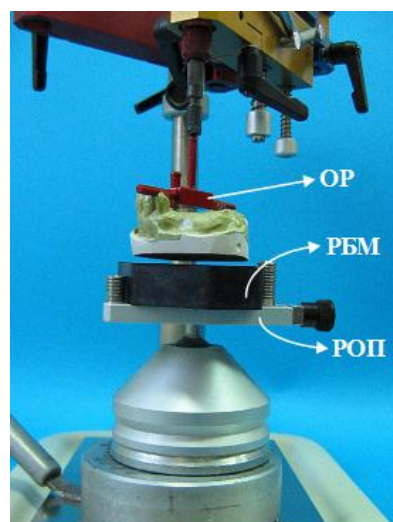
На овој начин ќе се обезбеди оклузалната рамнина секогаш да биде компланарна со рамнината на базата на моделот и со основата на паралелометарот.

Постапката што ја направивме при компланирање на ОР, РБМ и РОП се состоеше во следново: добиениот работен модел делумно го обработивме за полесно ставање во соклите. Вака добиениот модел го ставаме на масичето на паралелометарот, кое е во основна или нулта положба. Со помош на рачката што се наоѓа веднаш под масичето, оваа положба ја фиксираме. Во вертикалната подвижна рачка го ставаме трикракиот оклузален координатор (ТОК) и го фиксираме со завртка што се наоѓа странично на рачката. Вертикалната подвижна рачка и на неа фиксираниот ТОК заедно ги спуштаме кон моделот кој лежи на масичето кое е отклучено за слободно движење и ретенционите заби, односно нивните оклузални површини, ги доведуваме во контакт со ТОК. Трите крака на ТОК ги допираат трите заба кои се репери на ОР. Без разлика на инклинацијата на масичето, во оваа положба го заклучуваме и исто така ја закочуваме вертикалната подвижна рачка. Моделот го фиксираме за ТОК со помош на леплив восок и на овој начин ја обезбедуваме перпендикуларноста помеѓу ОР и МР (сл. 65). Откако восокот ќе се излади, фиксираниот модел го ослободуваме од масичето и тој може да се движи со вертикалната рачка во хоризонтален и вертикален правец.



Слика 65. Формирање на перпендикуларност помеѓу ОР и МР.

Масичето на паралелометарот сега го доведуваме во нулта положба и го заклучуваме во таа позиција. На него ставаме гумена сокла што ја исполнуваме со штотуку подготвен гипс и додека тој е во пластична состојба го спуштаме моделот во соклата и ја заклучуваме вертикалната подвижна рачка, при што чекаме гипсот да се стврдне. На овој начин се создава нова база на моделот и се обезбедува целосна компланарност помеѓу ОР, РБМ и РОП, што се гледа и на сликата 66. Целата оваа постапка ја правиме заради изедначување на процедурата кај конвенционални и CAD/CAM протези.

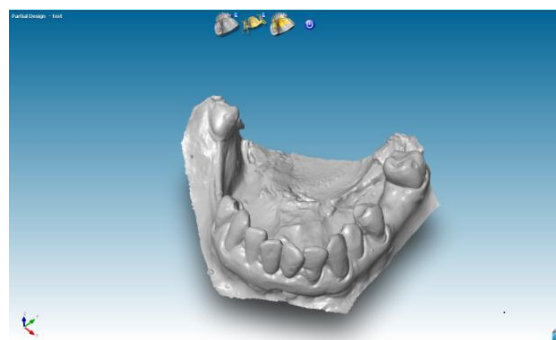


Слика 66. Компланарност помеѓу ОР, РБМ и РОП

5.3. 3D скенирање на моделот

Првата фаза во процесот на планирањето на CAD/CAM протезата за разлика од конвенционални протези, е скенирањето на моделот, со што се добива виртуелен модел врз кој се извршуваат сите потребни анализи за испитувањето и подготовката на скелетот на протезата (сл. 67).

Скенирањето на моделот го правиме на тој начин што излеаните и подготвени модели ги ставаме во скенерот Everest Scan pro за скенирање. Моделите ги по-



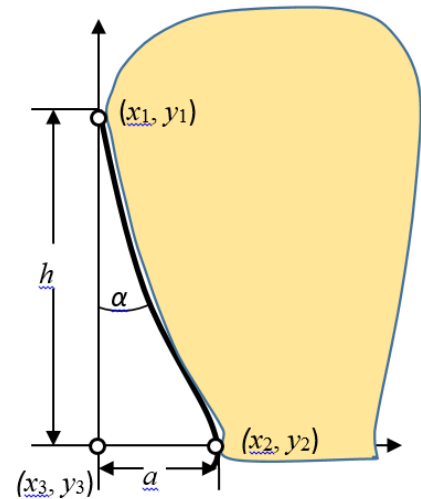
Слика 67. Виртуелен модел добиен со скенирање на работниот модел

прскуваме со оклузален спреј на фирмата Interdent, за да ја избегнеме рефлексијата на површината која би пречела при собирање на податоците во процесот на скенирање. Скенерот има форма на микробранова печка и со едно копче, кое се наоѓа на задната страна на скенерот, се става во функција. Со скенерот ракуваме многу лесно со една рака. Моделот го поставуваме на подножјето за модели кое може да се извади надвор од скенерот, го фиксираме со помош на три мобилни држачи, кои се прилагодуваат во зависност од големината на моделот, и пак го враќаме назад во скенерот. Ваквиот начин на работа ни овозможува полесно ракување во фазата на поставувањето на моделот. На самата база на подножјето постојат отвори во кои се поставуваат држачите; едниот од трите држачи служи да се затегне моделот за да не дојде до изместување од првобитната позиција. Подножјето на скенерот при скенирањето заради добивање различни позиции, се движи по две оски: едната оска е ротација, а другата е движење по x-оска под агол од 45°. Скенерот ги собира податоците од 15 различни агли и произведува 15 делумни точки на облаци кои автоматски се подредени и споени во една единствена точка на облак со прецизност 1:1 во однос на оригиналот.

Во текот на скенирањето, скенерот ја мери положбата на сите точки и од овие мерења прави база со податоци за координатите на овие точки. Таа база се зачувува во ембедираната меморија на скенерот, од каде што подоцна базата може да се префрли во меморијата на компјутерот.

5.4. Мерење на аголот на подминираноста

За мерење на аголот на подминираноста, искористени се базите со податоци за координатите на точките добиени со скенирањето на моделот. Од моделот одбираме три точки на ретенциониот заб, кој ќе биде предмет на анализа и на мерење на подминираноста. Првата точка, со координати (x_1, y_1) , се наоѓа на најиспакнатиот дел на забот на апроксималната површина, која гледа кон седлото. Втората точка, со координати (x_2, y_2) е делот на припојот на гингивата со забот, односно цервикалниот дел на забот. Третата точка е добиена во пресекот на вертикалата спуштена од првата точка и хоризонталата повлечена од втората точка и таа има координати (x_3, y_3) . На овој начин е конструиран правоаголен триаголник на подминираноста, кој се состои од една катета со должина h и од друга катета со должина a . Аголот на подминираност, α , е всушност аголот зафатен со катетата h и хипотенузата на триаголникот (сл. 68). Височината и широчината на триаголникот се мерени со точност од 20 μm , а аголот со точност од 1". Димензионалните карактеристики на апроксималната конвергенција се основи во планирањето и потребата од формирање на апроксимална артефициелна подминираност на ретенциониот заб.



Слика 68. Триаголник на апроксимална конвергенција

$$h = \sqrt{(x_1 - x_3)^2 + (y_1 - y_3)^2 + (z_1 - z_3)^2}$$

$$a = \sqrt{(x_2 - x_3)^2 + (y_2 - y_3)^2 + (z_2 - z_3)^2}$$

$$\tan \alpha = \frac{a}{h} \Rightarrow \alpha = \arctan\left(\frac{a}{h}\right)$$

5.5. Проектирање и изведба на водечките површини

Процесот во кој ги анализираме и проектираме водечките површини е направен на следниов начин: на моделите врз кои извршивме израмнување на компланарните рамнини, односно ОР, РБМ и РОП, направени се кавитети на апроксималните површини на ретенционите заби кои гледаат кон беззабниот простор. Во кавитетите е аплициран композитниот материјал grandio, врз кој е

измоделирана водечката површина со помош на цилиндрична фреза. Насадникот кој ја држи цилиндричната фреза е поставен во антеропостериорна позиција, под агол од 2° , при што со помош на фрезирање е добиена подмирираноста на водечките површини од 2° во однос на оклузалната рамнина од anteriorna насока.



Слика 69. Фрезирани и формирани водечки површини

5.6. Изработка на конвенционална парцијална скелетирана протеза (ПСП)

Употребена е стандардна процедура за изработка на конвенционална парцијална скелетирана протеза. Изработката е направена на тој начин што подготвениот модел е дублиран и во дублир масата е излеан модел од огноотпорна маса. Потоа на овој модел се поставени восочни профили, односно направено е моделирање, вложување и лиење на скелетот на протезата кој е обработен за налегнување на моделот. Во фазата на моделирање на скелетот, заради целите на испитувањето, направена е модификација во изработката на протезата, при што се изоставени ретенционите кукачки, оклузалните потпирачи и стабилизационите елементи (сл. 70).



Слика 70. ПСП без кукачки, оклузални потпирачи и стабилизациони елементи

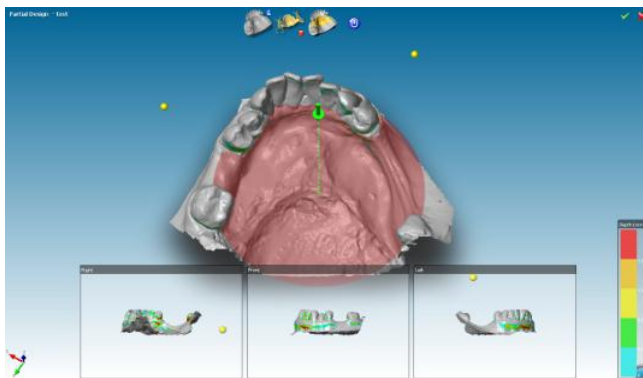
5.7. Изработка на CAD/CAM протеза

5.7.1. Скенирање на моделот (инспекција)

Прва фаза во процесот на планирање на CAD/CAM протеза е скенирање на моделот. При изработка на протезата, фазата на скенирање веќе е спомната и опишана во 5.3., 3D скенирање на моделот. За разлика од конвенционалните протези, во овој сегмент на изработката на протетската реставрација со скенирањето се добива виртуелен модел на кој се извршуваат сите потребни анализи потребни во виртуелната подготовка и виртуелното планирање на готовиот дизајн на скелетот. Со скенирањето се добиваат голем број точки или, поради нивната форма, се нарекуваат и облак од точки и секоја точка се состои од координатите на x , y и z , од кои можат да се земат податоци за анализа и за испитување на кој било сегмент од скенираниот модел.

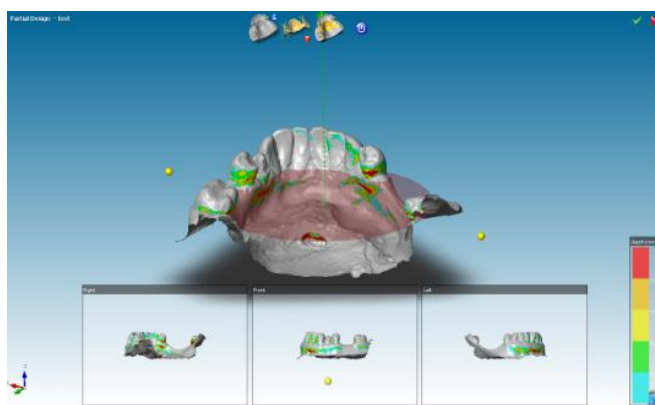
5.7.2. Софтверско дизајнирање и планирање на скелетот на протезата – CAD дизајн

Со завршување на процесот на скенирање, го добиваме моделот во електронска форма во STL формат, кој го ставаме во дизајнерски софтвер Dental Wings Inc. Оттука започнуваме со дизајнирање на скелетот на ПСП. Програмата содржи функција која моделот го посматра врз оклузалната рамнина (OP), и на тој начин ја прави перпендикуларноста со медијална рамнина (MP), така што моделот е поставен во почетна или нулта положба (сл. 71). На овој начин се изедначува постапката на израмнување на оклузалната рамнина кај конвенционалната постапка.



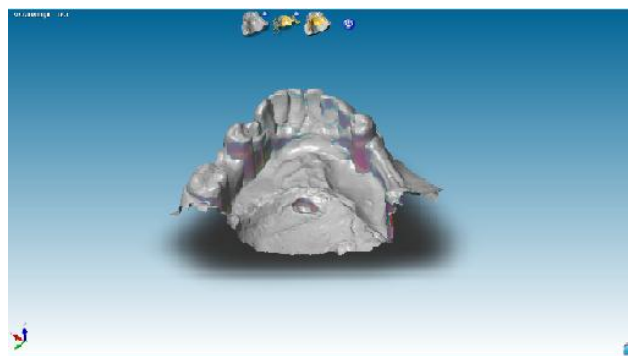
Слика 71. Перпендикуларност на OP и MP

При планирањето на дизајнот, прв чекор е да ги испарелизираме подминираниите простори. Паралелизацијата лесно се остварува со помош на автоматски паралелизирачката функција. Локализацијата и степенот на подминираниите простори лесно се забележуваат на скенираниот модел и тие се градуирани во пет нијанси на бои во однос на степенот на подминираноста (сл. 72), а со тоа го одредуваме и почетокот на планирањето на деловите на скелетот.



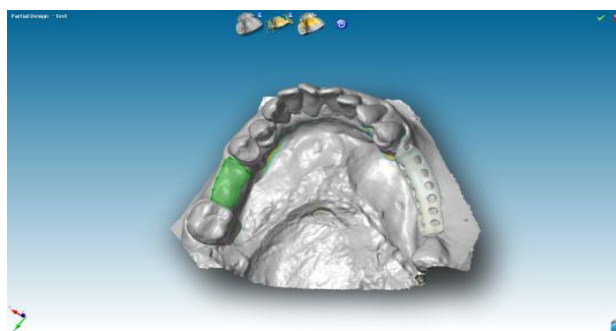
Слика 72. Степен на подминираност
Легенда: сино 0,25 mm; зелено 0,50 mm; жолта 1,00 mm; портокалова 1,5 mm; црвено > 1,5 mm

Виртуелното навосочување е следната фаза и претставува критичен момент на дизајнирањето, бидејќи ако подминираниите не се блокирани, правилно ќе имаме преголема ретенција на преостанатата дентиција, којашто може да предизвика слабо припојување или недоволно налегнување на протезата. Исполнувањето на подминираноста може да варира од 0° до 45° степени во софтверот; ние користевме 2° навосочување во однос на нултата положба на моделот (сл. 73).



Слика 73. Виртуелно навосочување

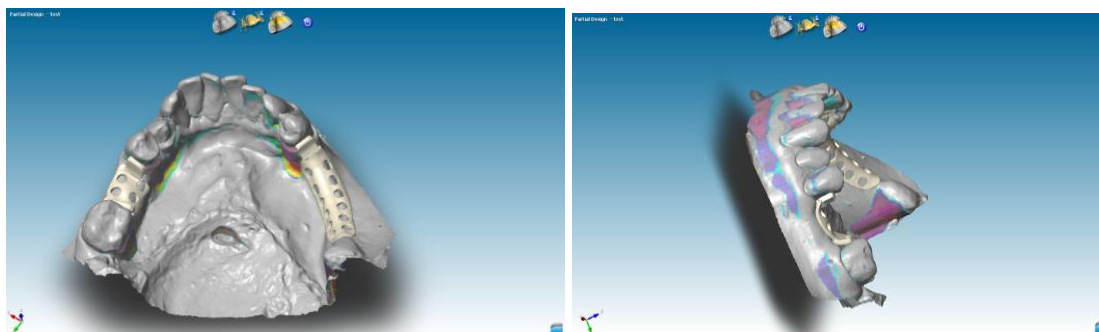
Следниот чекор е дизајнирање на ретенциите за акрилат на безабните седла (сл. 74). Софтверите содржат неколку типа ретенции со неколку видови отвори или празнини. Ние одбравме ретенција со обли отвори и пречник од 1 mm, по што ја дизајниравме површината на ретенционата решетка со кликување на точки со глушецот и ги исцртавме контурите на ретенцијата. Со исцртување на надворешните



Слика 74. Кај вметнато седло – виртуелно назначување меѓупростор, кај терминално седло – дизајнирани ретенции за акрилат

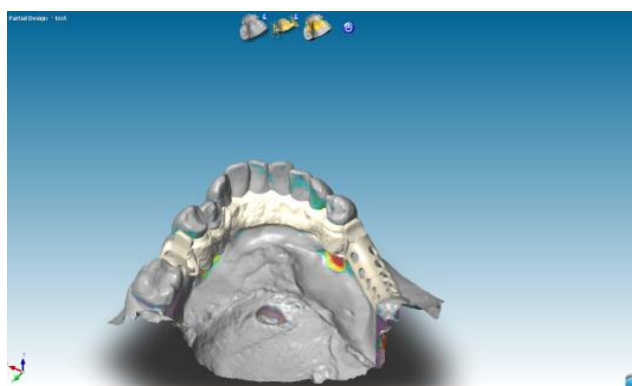
линии, ретенцијата ќе се појави на мониторот во нејзината комплетна форма и со фиксирање на границите на ретенцијата ќе ја дотераме конечната локација.

Од седлото на апроксималните површини на ретенционите заби ја назначуваме локацијата на водечките површини, по што со еден клик ги добиваме во саканата форма (сл. 75).



Слика 75. Апроксимални водечки површини

Следниот чекор е дизајнирање на големите спојници и нешто слично како во претходниот случај со помош на глумчето ги исцртаваме границите на големата спојка со одбележување на точки, а откако се исцртани – само ја потврдуваме конечната положба на големата спојка (сл. 76).

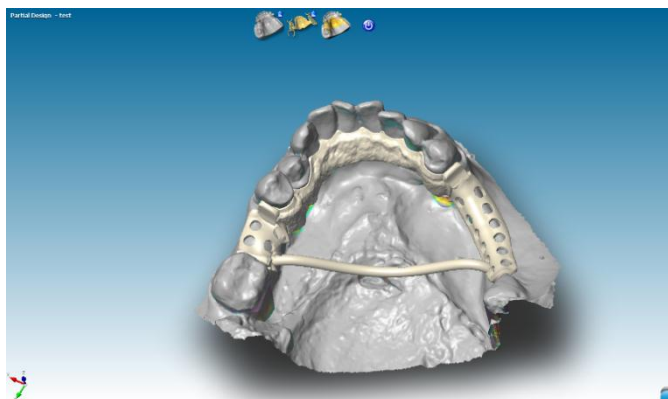


Слика 76. Голема спојка

Откако е завршена локализацијата на големата спојка, следува фазата на цртање на кукачки, фаза што ние ќе ја изоставиме заради потребите на испитувањето.

Во последната фаза се исцртуваат малите спојници, и оклузалните потпирачи кои исто така се изоставени.

На крајот на дизајнирањето, ја користиме алатката за мазнење, што ни овозможува отстранување на острите агли или грубите површини, што ненамерно се создадени за време на проектирањето. При завршувањето на дизајнирањето, ги додаваме и осигурувачите кои ја држат протезата на мекото ткиво и додаваме пречка за осигурување во дисталните краеве на виртуелниот модел, за да го одржи делумно стабилен во текот на ракувањето и вложувањето (сл. 77).



Слика 77. Готов дизајн на ПСП

Со оваа постапка, дизајнот на ПСП е завршен и тој ќе биде испратен до CNC машината за наредната фаза (сл. 78).



Слика 78. Подготвен скелет за CNC обработка

5.7.3. CAM изработка на парцијална скелетирана протеза

Готовиот дизајн на ПСП од CAD софтверот го префрламе во CAM софтверот, на CNC машината. Со CAM софтверот кој е SUM 3D, се одредува местоположбата на готовиот дизајн во PMMA блокот. Потоа, самата програма ја планира висината на блокот според големината на дизајнот на скелетот. При планирањето на местоположбата, ги ставаме и држачите што го држат прицврстен скелетот за блокот за време на изработката. Нив ги ставаме на секој стабилизатор, по еден држач



Слика 79. Процесот на глодањето е диригиран од зададените координати x, y , и z

на ретенциите и два држача на големата спојка. Со оваа постапка го завршуваме делот во САМ софтверот. Сите зададени елементи во претходната програма ги префрламе во програмата на CNC машината ARROWMILL. По ваква подготовка, започнува постапката на глодање на РММА блокот врз база на податоците зададени од САМ софтверот (сл. 79). Глодањето се извршува со две фрези, од кои едната е со пречник од 1 mm, а втората со пречник од 2 mm и нив машината ги менува наизменично, во зависност од потребата во текот на изработката на скелетот (сл. 80).



Слика 80. Глодање на РММА блок

По завршувањето на глодањето, го вадиме блокот од машината (сл. 81) и рачно ги сечеме држачите, со што добиваме готов скелет изработен во РММА. Добиените скелети на CAD/CAM ПСПи, во РММА, со помош на техниката на лиење, а при која користиме истороден материјал Remanium GM 380+ како кај конвенционалната изработка, ги добиваме во метална форма. На овој начин се добиени скелети на CAD/CAM ПСПи врз кои ќе бидат извршени мерењата на силата на ретенцијата.



Слика 81. РММА блокови во кои се изрежани скелетите на CAD/CAM ПСП

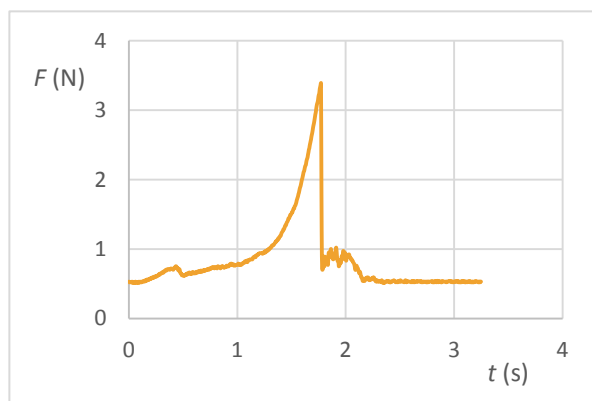
5.8. Мерење на ретенционата сила кај парцијално скелетирани протези

За мерење на ретенционата сила беше користен системот Coach 6. За да се изврши мерењето, моделот се фиксира на хоризонтална масичка, чијашто површина, со помош на микрометарски винт, фино и прецизно може да се поместува во вертикален правец. Над моделот се поставува сензорот, така што неговиот осетлив крај се закачува за скелетот со помош на нерастеглив конец. Положбата и распоредот на крајевите се така сетирани што силата на затегнувањето се распоредува рамномерно по сите конци, односно на целиот скелет на протезата (сл. 82).

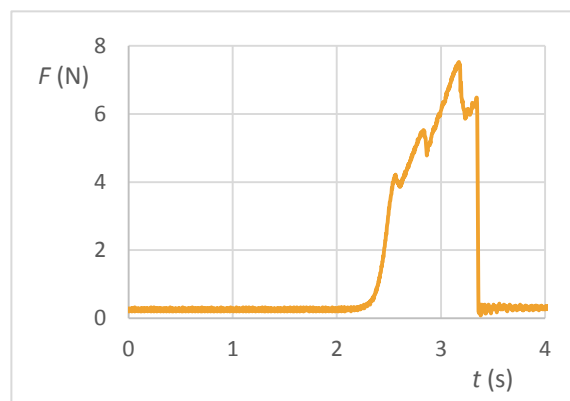
Спуштајќи ја масичката, крајевите се затегнуваат и силата со којашто дејствува скелетот се пренесува на сензорот. При тоа, програмата ја дава промената на силата на затегнувањето со текот на времето (сл. 83).



Слика 82. Поставка за мерење на ретенционата сила



а)



б)

Слика 83. Временска промена на силата што дејствува на скелетот на протезата.

Од графикот даден на слика 83а, може да се забележи како со текот на времето расте силата на затегнувањето. Во моментот на време од 1,77 s силата достигнува максимум од 3,39 N. Во тој момент, протезата се откачува од моделот и силата нагло се намалува до нула. На графикот се забележува дека

инструментот има систематска грешка, која е мерена за секој модел посебно. Во случајов, таа изнесува 0,52 N. На слика 83б, сензорот регистрирал малку поинаков облик на промената на силата. Локалните максимуми, односно пикови, кои се регистрирани во времињата од 2,65 s, 2,83 s и 3,17 s, покажуваат парцијално откачување на протезата, конечно за да се откачи целата протеза во моментот на време од 3,34 s за сила од 6,68 N.

На секој модел се направени серии од по пет мерења, што подоцна статистички се обработени.

5.9. Математичко-статистичка обработка на податоците

Секој процес на набљудување, во теоријата на веројатноста се нарекува експеримент, а резултатите од набљудувањето се исходи на експериментот. Еден експеримент е случаен ако неговиот исход не може да се предвиди. Случајна променлива е величината за којашто сакаме да донесеме одредени заклучоци врз основа на статистички експеримент. Реализација на случајната променлива претставува исходот, односно резултатот од еден статистички експеримент, при што променливата добива конкретна бројна вредност x со определена веројатност p .¹⁷⁵

За да се направи статистичка анализа на податоците добиени како резултат на некој експеримент, неопходно е првин да се определи видот на распределбата на мерените величини. Една од најзначајните распределби на случајните променливи е нормалната распределба. Фактот дали случајните променливи имаат нормална распределба, битно влијае на изборот на статистичките тестови за понатамошна обработка, на пример, за споредување на две (или повеќе) променливи.

Кога случајните променливи имаат симетрична нормална распределба, тогаш за анализа може да се користат параметарски тестови. Во останатите случаи, за анализата ќе треба да се избере некој непараметарски тест.

При изборот на распределба на случајната променлива врз чија основа може да се опише дадено множество емпириски или експериментално добиени податоци (примерок), најчесто се избираат неколку кандидати за распределба и, по споредување на резултатите, се избира најсоодветната. Но, за да бидеме сигурни дека сме ја избрале вистинската распределба, мора да употребиме статистички методи, со што ќе се проценат параметрите на распределбата врз основа на дадениот примерок. За таа цел, најчесто се користи специјализиран софтвер. Изборот на погрешна распределба, односно распределба со којашто не може доволно добро да се опишат податоците, може да доведе до донесување погрешни одлуки.

За проверка на хипотезата H_0 : одбраната распределба добро го опишува примерокот, наспроти H_1 : одбраната распределба не го опишува примерокот, може да се користат тестовите на Kolmogorov-Smirnoff, Anderson-Darling, Shapiro-Wilk и други.¹⁷⁶

Но, понекогаш примената на различни тестови доведува до резултати кои не се согласуваат меѓусебе. Може да се случи според еден тест најдобро рангирана да биде една распределба, додека според друг тест тоа е друга распределба. Затоа од голема полза е графичкото претставување, кое подразбира скицирање хистограм, график на густината и функцијата на распределбата, P-P и Q-Q график и график на веројатносните разлики.

Хистограмот е една од најчесто користените алатки при определувањето на видот на распределбата на една променлива. Тој претставува графички приказ на резултатите од мерењето (примерокот). Експерименталното искуство покажува дека при повторување на мерењата, резултатите на некој начин се групираат околу средната вредност. Со помош на хистограмот може да се прикаже ова групирање на резултатите. Нека се познати резултатите од n мерења $x_1, x_2, \dots, x_n$. Интервалот на кој припаѓаат измерените вредности се дели на k подинтервали, најчесто со еднаква должина. Бројот на вредностите m_i кои припаѓаат на i -тиот подинтервал се нарекува фреквенција, а односот $\frac{m_i}{n}$ е релативна фреквенција. На x -оската се претставуваат подинтервалите во кои се наоѓаат вредностите на нумеричките податоци, а на y -оската фреквенциите на податоците што соодветствуваат на тие интервали. Според тоа, хистограмот претставува низа правоаголници чии основи се должините на подинтервалите, а нивните висини се еднакви на соодветните фреквенции или релативни фреквенции. Од хистограмот може да се видат различни својства на податоците, како нивната симетрија, локација, облик, што помага во визуализирање на соодветната распределба на веројатностите.

Графикот на густината на распределба (Probability Density Function graph) го прикажува хистограмот креиран од множеството податоци заедно со графикот на густината на распределба на теоретски претпоставената распределба.

Графикот на функцијата на распределба (Cumulative Distribution Function graph) го претставува графикот на функцијата на теоретски избраната и графикот на функцијата на распределба на примерокот. За разлика од графикот на густината, од кој може да се заклучи каква е распределбата на примерокот, графикот на функцијата на распределба обично се користи за да се утврди колку избраната распределба соодветствува на експерименталните податоци.

P-P графикот (Probability-Probability Plot) се користи за оценување колку се блиски две множества податоци, врз основа на графиците на нивните функции на распределба. Графикот на теоретската распределба е дијагоналата на единичен квадрат, односно правата $y = x$. Емпириската, односно тестираната распределба е еднаква на теоретската ако и само ако нејзиниот график се совпаѓа со оваа права. Секое отстапување од правата е индикација дека постои разлика меѓу двете распределби.

Q-Q графикот (Quantile-Quantile Plot) ги споредува квантилите на емпириската распределбата со квантилите на теоретската распределба. Ако двете распределби се слични, тогаш точките на Q-Q графикот ќе лежат на правата $y = x$, или многу блиску до неа. Ако врската меѓу распределбите е линеарна, тогаш точките на Q-Q графикот ќе лежат на права која е различна од правата $y = x$. Q-Q графикот се користи за споредување на обликот на распределбите, при што се добива визуелна претстава за тоа колку се слични, односно различни коефициентите на асиметрија (искривеност) и заобленост (skewness и kurtosis) за двете распределби. Ако трендот има наклон помал од наклонот на правата $y = x$, тогаш променливата чии вредности се претставени на x-оската има поголема дисперзија од променливата чии вредности се претставени на y-оската. Важи и обратното, ако трендот има наклон поголем од наклонот на правата $y = x$, тогаш променливата чии вредности се претставени на x-оската има помала дисперзија од променливата чии вредности се претставени на y-оската. Q-Q графикот најчесто има облик на буквата S, што покажува дека една од распределбите е помалку симетрична од другата, или дека една од распределбите има поголема опашка од другата.

Графикот на веројатносните разлики (Probability difference plot) ја прикажува разликата меѓу емпириската, односно експерименталната и теоретската функција на распределба. Тој се користи за да се утврди колку добро теоретската распределба ги опишува експериментално добиените податоци. Ако апсолутната вредност на максималната разлика е помала од 0,05, тогаш се смета дека теоретската распределба е добро избрана. За да имаме многу добра согласност на теоретската со емпириската распределба, оваа разлика треба да биде помала од 0,01.¹⁷⁷

За статистичка обработка на податоците во овој труд се користени програмските пакети **IBM SPSS Statistics 22** и **EasyFit 5.5**

6. РЕЗУЛТАТИ ОД ЕКСПЕРИМЕНТАЛНОТО ИСТРАЖУВАЊЕ

6.1. Резултати од скенирањето на апроксимални морфолошки карактеристики на забите

За да се обезбедат еднакви услови за внесување на протезата, како кај конвенционалните, така и кај CAD/CAM ПСП, испитувани се апроксималните морфолошки карактеристики на забите. Мерењата покажуваат голема разлика во инклинацијата на забите, па затоа се наметна потреба од унифицирање на ретенционите заби. Поради мали инклинации на моделот и поради потребата внесувањето на протезата да биде под помал агол, решивме аголот на внесување на протезата да биде 2° . Овој услов бараше корекција на аголот на инклинација кај ретенционите заби. Корекцијата беше направена за сите заби кои доаѓаат во контакт со протезата. Постапката е опишана претходно во докторскава работа.

6.1.1. *Дескриптивна статистичка анализа на случајната променлива агол на подминираност, α*

Основните статистички показатели за случајната променлива агол на подминираност α се дадени во табелата 4. Од оваа табела, може да се види дека очекуваната, односно средната вредност (mean) на променливата е $10,82^\circ$. Варијансата (variance), односно дисперзијата, претставува мера за ширењето на вредностите на променливата околу очекуваната вредност. Стандардната девијација (std.deviation) на примерокот е апсолутна мера за тоа како се расејуваат вредностите на случајната променлива околу нејзината очекувана вредност. Коефициентот на варијација (coef. of variation) е однос на стандардната девијација и средната вредност. Стандардната грешка (std. error) на очекуваната вредност покажува колку просечно елементите од примерокот отстапуваат од очекуваната вредност на примерокот.

Табела 4. Статистички показатели за случајната променлива агол на подминираност α .
Табелата е превземена од пакетот EasyFit 5.5.

Descriptive Statistics for α			
Statistic		Value	
Sample Size		120	
Range		26,631	
Mean		10,853	
Variance		34,087	
Std. Deviation		5,8384	
Coef. of Variation		0,53795	
Std. Error		0,53297	
Skewness		0,71711	
Kurtosis		0,29394	
Mode		3,53 ^a	
Percentile		Value	
Min		1,5218	
5%		2,5164	
10%		3,6318	
25% (Q1)		6,5075	
50% (Median)		10,356	
75% (Q3)		14,155	
90%		18,425	
95%		22,05	
Max		28,153	
Confidence Level (95%)		1,0553	

a. Multiple modes exist. The smallest value is shown

Медијана (median) е број кој ја раздвојува горната од долната половина на добиените резултати. Ако се сортираат резултатите во растечка низа, тогаш медијаната е податокот кој се наоѓа во средина на низата, означувајќи дека 50% од резултатите се помали од медијаната. Мода (mode) на случајната променлива е онаа вредност којашто има најголема веројатност или фреквенција, т.е. вредноста што најчесто се појавува. За случајната променлива агол, медијаната е $10,31^\circ$. Бидејќи повеќе вредности се јавуваат со еднаква фреквенција, при што најмалата од нив е 3,53, таа е избрана да биде мода на случајната променлива. Интервал или ранг (range) е разликата меѓу најголемата и најмалата вредност ($1,52^\circ$ и $28,15^\circ$), односно должината на најмалиот интервал што ги содржи сите податоци (распон на варијацијата).

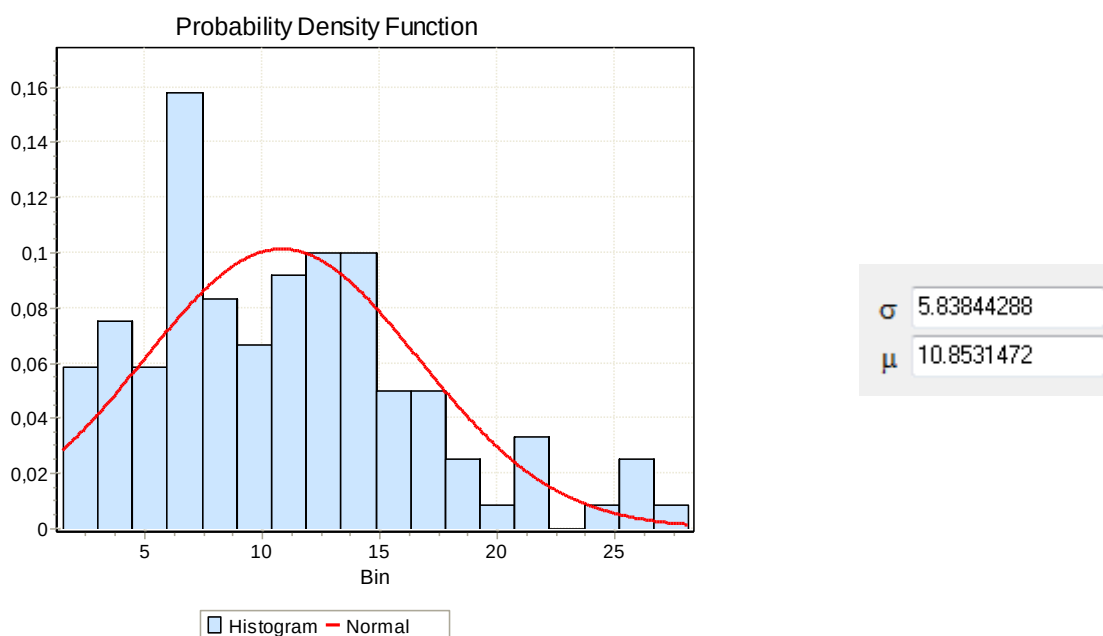
Квантил на распределбата е бројот x_p , таков што p отсто од вредностите на популацијата се помали или еднакви од x_p . Со други зборови, квантилите се вредности на бројната променлива кои низата вредности подредени во растечки редослед ја делат на p еднакви делови.

Коефициент на асиметрија (искривеност) (skewness) и коефициент на заобленост (kurtosis) се параметри кои го опишуваат обликот на добиената распределба. Тие покажуваат како се распределени добиените вредности околу модата. Искривеноста ја опишува асиметријата на распределбата во однос на средната вредност. Ако коефициентот на искривеност има позитивна вредност, тогаш распределбата ќе има поголема „опашка“ на десната страна, а ако има

негативна вредност, тогаш распределбата ќе биде искривена налево во однос на нормалната распределба. Ако вредноста на коефициентот на искривеност е еднаква на нула, тогаш распределбата е симетрична во однос на модата. Коефициентот на заобленост ја опишува вдлабнатоста, односно испакнатоста на распределбата во однос на нормалната распределба, т.е. покажува колку таа е тесна, односно широка. Позитивна вредност на овој коефициент значи дека распределбата е пошиеста и е потесна од нормалната распределба, додека негативната вредност означува повдлабната, односно поширока распределба. Кај нормалната распределба, коефициентот на заобленост е еднаква на нула.

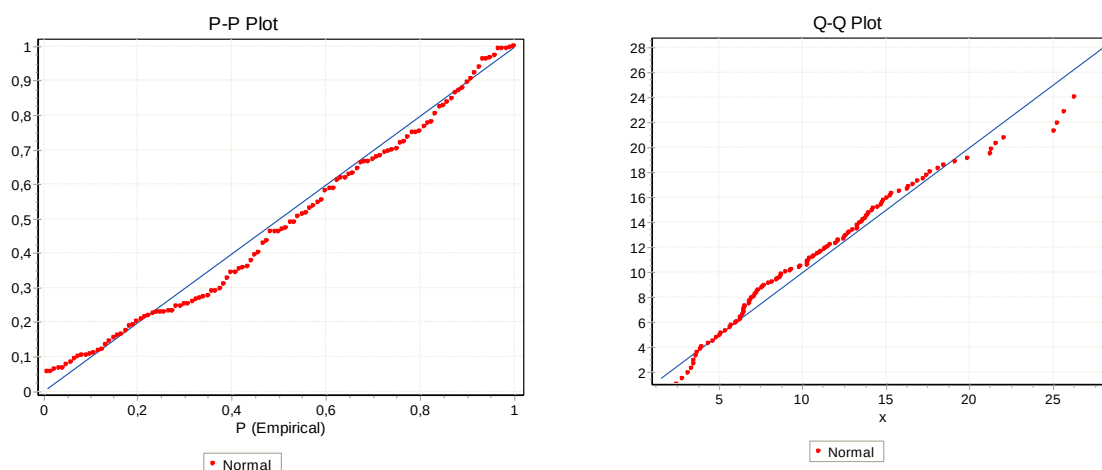
6.1.2. Тестирање на нормалноста на распределбата на случајната променлива агол на подминираниот, α

Првин ќе провериме дали случајната променлива агол на подминираниот α , има нормална распределба конструирајќи го нејзиниот хистограм. Графичкиот приказ на хистограмот е претставен на сликата 84. На истата слика е претставен и графикот на густината на нормалната распределба со параметри $\mu = 10,85$ и $\sigma = 5,84$. Евидентно е дека хистограмот на распределбата на фреквенциите на променливата не соодветствува на густината на нормалната распределба, што е индикатор дека променливата агол на подминираниот α нема нормална распределба.



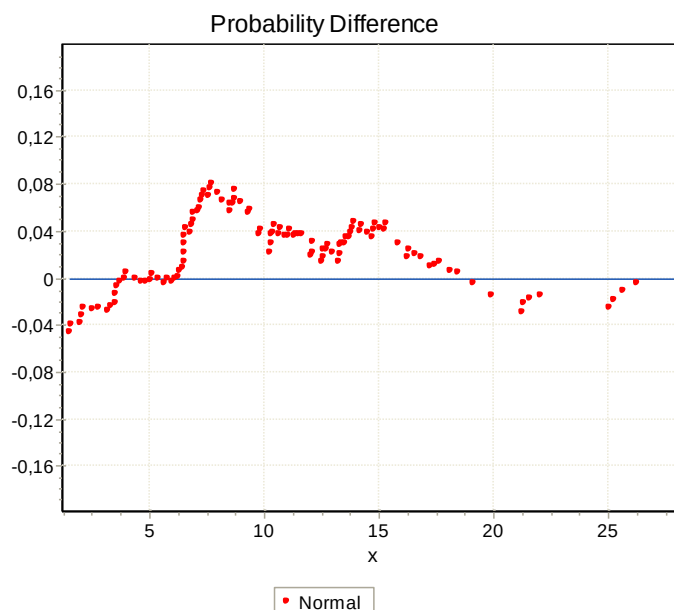
Слика 84. Хистограм и густина на нормалната распределба за променливата агол на подминираниот α . Превземено од пакетот EasyFit 5.5.

За да ја потврдиме оваа претпоставка, ги скицираме P-P и Q-Q графиците, како и графикот на веројатносните разлики на нормалната распределба, како теоретска распределба и распределбата на податоците добиени од мерењата. На сликата 85 лево е прикажан P-P графикот, на кој може да се види дека податоците што се однесуваат на експерименталната распределба значително отстапуваат од правата $y = x$. На истата слика десно е прикажан Q-Q графикот. Од него може да се воочи дека експерименталната распределба има поголема опашка на десната страна од нормалната распределба, што исто така ја потврдува претпоставката дека двете распределби се различни.



Слика 85. P-P график (лево) и Q-Q график (десно) за променливата агол на подминираност α во однос на нормалната распределба. Превземено од пакетот EasyFit 5.5.

Графикот на веројатносните разлики претставен на сликата 86, ја прикажува разликата меѓу експерименталната и нормалната распределба. Се забележува дека најголемата разлика достигнува вредност 0,08, што е поголемо од 0,05, па може да заклучиме дека променливата агол на ретенција α , нема нормална распределба.



Слика 86. График на веројатносни разлики на променливата агол на подминираниост α во однос на нормалната распределба. Превземено од пакетот EasyFit 5.5.

6.2. Резултати од мерењето на ретенционата сила кај парцијални скелетирани протези

Мерењата за силата на ретенција се извршени во согласност со постапката опишана во поглавјето 5.8.

Испитани се 20 модели конвенционално изработени ПСП и 20 модели изработени со CAD/CAM технологија. Од вторите, поради технички проблеми, докрај се испитани 15 модели.

6.2.1. Конвенционално изработени ПСП

6.2.1.1. Дескриптивна статистичка анализа на променливите F_k и F_{k-sr} на конвенционално изработени ПСП

Статистичките показатели за случајните променливи сила на ретенција кај конвенционалниот модел F_k и средна вредност на силата на ретенција кај конвенционалниот модел за секој модел поодделно F_{k-sr} се дадени во табелата 5 и табелата 6, соодветно.

Табела 5. Статистички показатели за случајната променлива F_k . Табелата е превземена од пакетот EasyFit 5.5.

Descriptive Statistics for F_k (N)			
Statistic		Value	
Sample Size		101	
Range		7,88	
Mean		0,90525	
Variance		1,8872	
Std. Deviation		1,3738	
Coef. of Variation		1,5175	
Std. Error		0,13669	
Skewness		3,3987	
Kurtosis		12,772	
Mode		0,93	
Percentile		Value	
Min		0,05	
5%		0,071	
10%		0,122	
25% (Q1)		0,215	
50% (Median)		0,37	
75% (Q3)		1,005	
90%		1,754	
95%		4,444	
Max		7,93	
Confidence Level (95%)		0,2712	

Средната вредност на примерокот F_k е 0,90525 N. Најголемата вредност во мерените резултати е 7,93 N, а најмалата измерена вредност е 0,05 N, така што со сигурност од 95% може да се тврди дека вредностите на променливата F_k ќе се наоѓаат во интервалот (0,63405; 1,17645).

За променливата F_{k-sr} средната вредност на примерокот е 0,93596. Најголемата вредност е 6,5075 N, а најмалата 0,075 N, така што со сигурност од 95% може да се тврди дека вредностите на променливата F_{k-sr} ќе се наоѓаат во интервалот (0,26643; 1,60549).

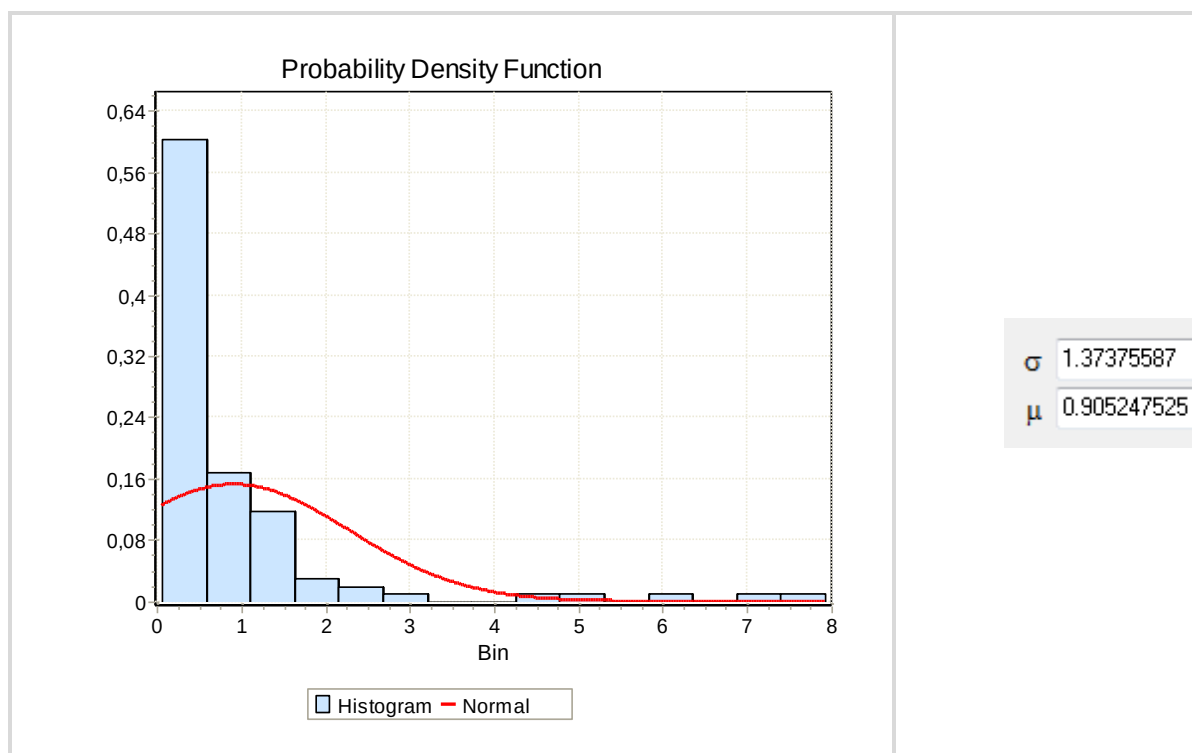
Табела 6. Статистички показатели за случајната променлива F_{k-sr} . Табелата е превземена од пакетот EasyFit 5.5.

Descriptive Statistics for F_{k-sr} (N)			
Statistic	Value	Percentile	Value
Sample Size	20	Min	0,075
Range	6,4325	5%	0,07813
Mean	0,93596	10%	0,13925
Variance	2,0465	25% (Q1)	0,21325
Std. Deviation	1,4306	50% (Median)	0,428
Coef. of Variation	1,5285	75% (Q3)	1,0669
Std. Error	0,31989	90%	2,1169
Skewness	3,421	95%	6,2914
Kurtosis	13,177	Max	6,5075
Mode	0,75 ^a	Confidence Level (95%)	0,66953

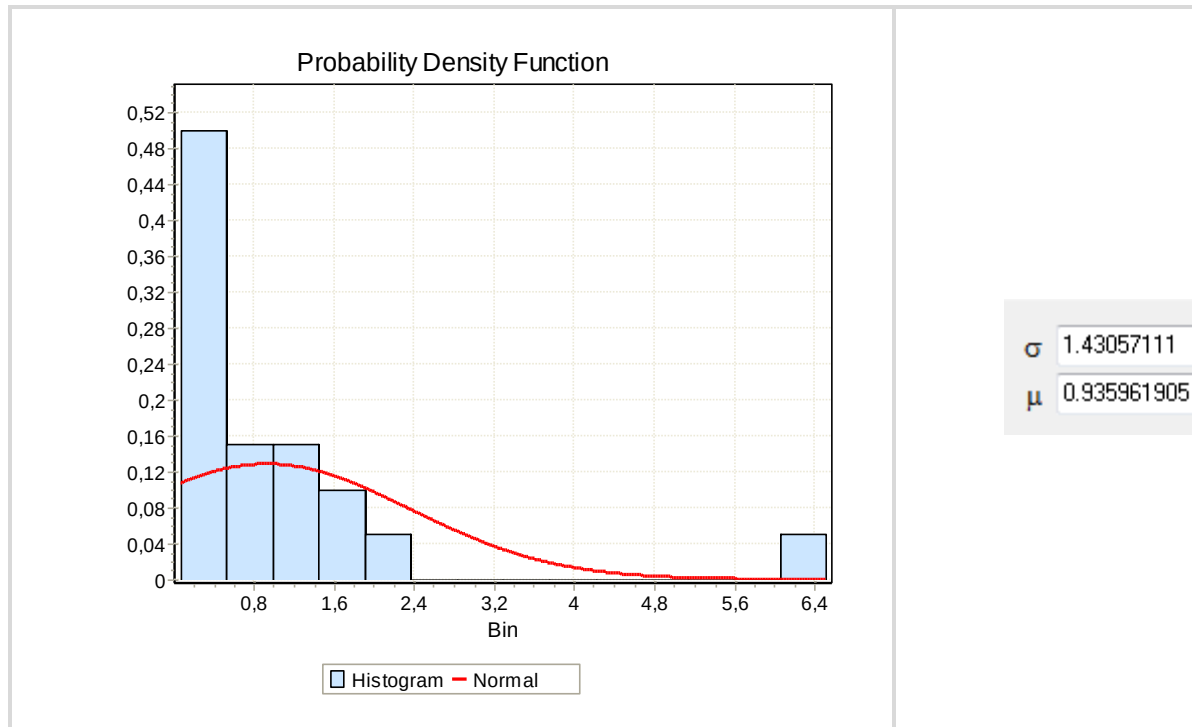
a. Multiple modes exist. The smallest value is shown

6.2.1.2. Тестирање на нормалноста на распределбата на случајните променливи F_k и F_{k-sr}

Ќе провериме дали случајните променливи F_k и F_{k-sr} имаат нормална распределба. Хистограмот на случајната променлива F_k и графикот на густината на нормалната распределба со параметри $\mu = 0,9024$ и $\sigma = 1,3738$ се прикажани на сликата 87. На сликата 88 се претставени хистограмот на случајната променлива F_{k-sr} и графикот на густината на нормалната распределба со параметри $\mu = 0,9360$ и $\sigma = 1,4306$.

Слика 87. Хистограм и густина на нормалната распределба за променливата F_k .

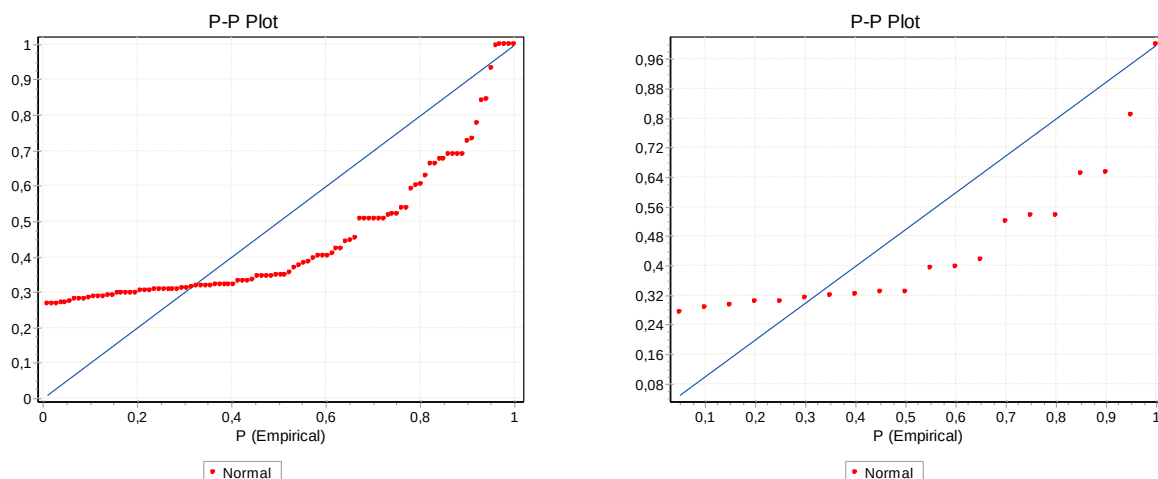
Превземено од пакетот EasyFit 5.5.

Слика 88. Хистограм и густина на нормалната распределба за променливата F_{k-sr} .

Превземено од пакетот EasyFit 5.5.

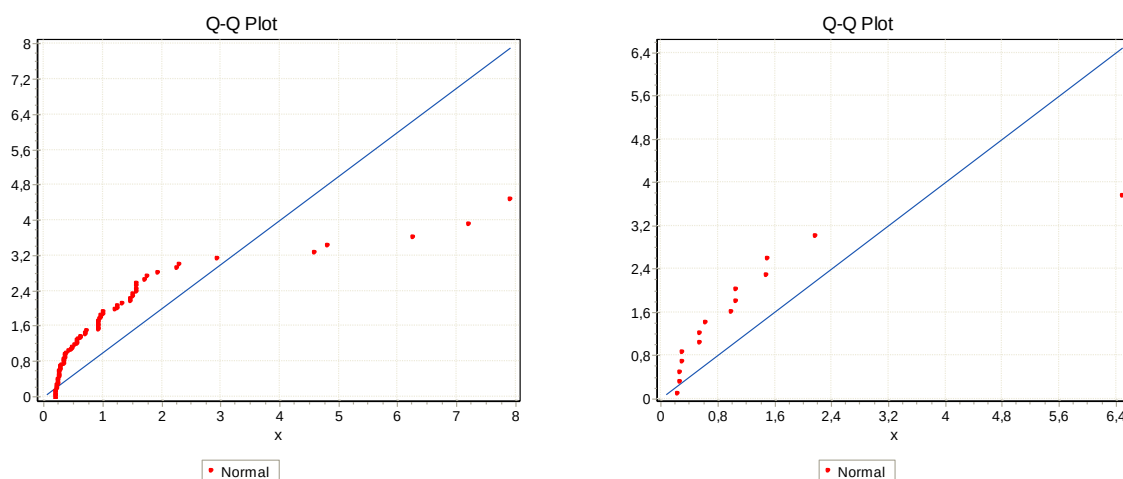
Очигледно е дека хистограмите на распределбите на фреквенциите на обете променливи не се совпаѓаат со теоретските нормални распределби, што укажува на тоа дека променливите F_k и F_{k-sr} од базата немаат нормална распределба.

Потврда на тоа се Р-Р, Q-Q графиците и графикот на веројатносните разлики на нормалната распределба прикажани на сликите 89, 90 и 91, соодветно.

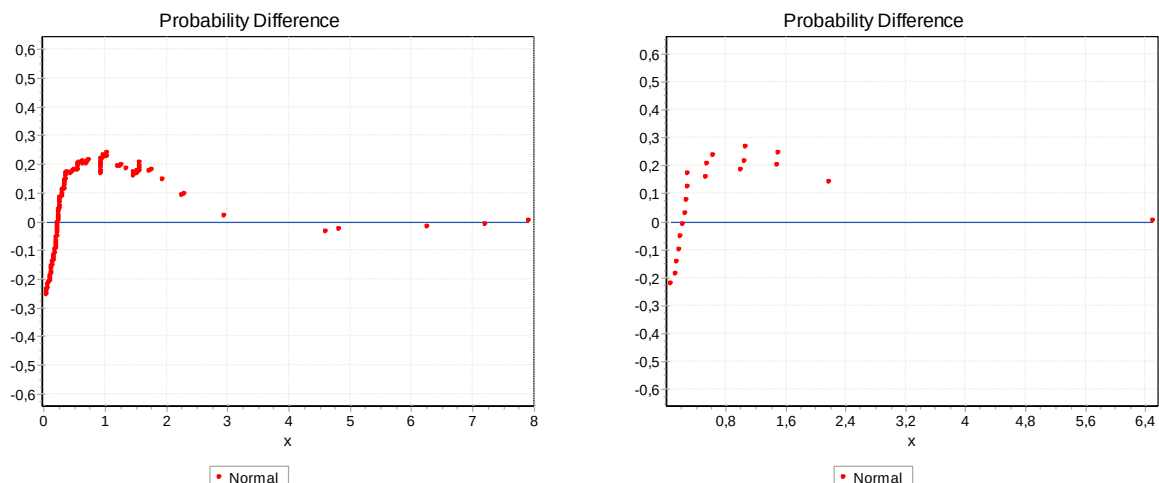


Слика 89. Р-Р график за променливите F_k (лево) и F_{k-sr} (десно) во однос на нормалната распределба. Превземено од пакетот EasyFit 5.5.

Од Р-Р и Q-Q графиците гледаме дека и кај двете променливи отстапувањата од правата $y = x$ се значителни.



Слика 90. Q-Q график за променливите F_k (лево) и F_{k-sr} (десно) во однос на нормалната распределба. Превземено од пакетот EasyFit 5.5.



Слика 91. График на веројатносни разлики за променливите F_k (лево) и F_{k-sr} (десно) во однос на нормалната распределба. Превземено од пакетот EasyFit 5.5.

Од графикот на веројатносните разлики се забележува дека најголемата разлика достигнува вредност 0,2, односно 0,28, што е значително поголемо од 0,05, па може да заклучиме дека променливите сила на ретенција кај конвенционалниот модел F_k и средна вредност на сила на ретенција кај конвенционалниот модел за секој модел поодделно F_{k-sr} немаат нормална распределба.

6.2.2. CAD-CAM изработени ПСП

6.2.2.1. Дескриптивна статистичка анализа на

променливите F_{cc} и F_{cc-sr} на CAD/CAM изработени ПСП

Статистички показатели за случајните променливи сила на ретенција кај CAD/CAM моделот F_{cc} и средна вредност на силата на ретенција кај CAD/CAM за секој модел поодделно F_{cc-sr} се дадени во табелите 7 и 8, соодветно.

Табела 7. Статистички показатели за случајната променлива F_{cc} .

Табелата е превземена од пакетот EasyFit 5.5.

Descriptive Statistics for F_{cc} (N)					
	Statistic	Value		Percentile	Value
	Sample Size	75		Min	0
	Range	4,18		5%	0
	Mean	1,3377		10%	0,14
	Variance	0,84759		25% (Q1)	0,92
	Std. Deviation	0,92065		50% (Median)	1,2
	Coef. of Variation	0,68822		75% (Q3)	1,84
	Std. Error	0,10631		90%	2,5
	Skewness	0,82302		95%	3,432
	Kurtosis	0,88887		Max	4,18
	Mode	0,0000		Confidence Level (95%)	0,2089

Средната вредност на примерокот F_{cc} е 1,3377 N. Максималната и минималната вредност во мерените резултати се 4,18 N и 0 N, соодветно, така што со сигурност од 95% може да тврдиме дека вредностите на променливата F_{cc} ќе се наоѓаат во интервалот (1,1288; 1,5466).

За променливата F_{cc-sr} средната вредност на примерокот е 1,3152 N. Најголемата и најмалата вредност се 3,628 N и 0 N, соодветно, така што со сигурност од 95% може да тврдиме дека вредностите на променливата F_{cc-sr} ќе се наоѓаат во интервалот (0,8048; 1,8256).

Табела 8. Статистички показатели за случајната променлива F_{cc-sr} .

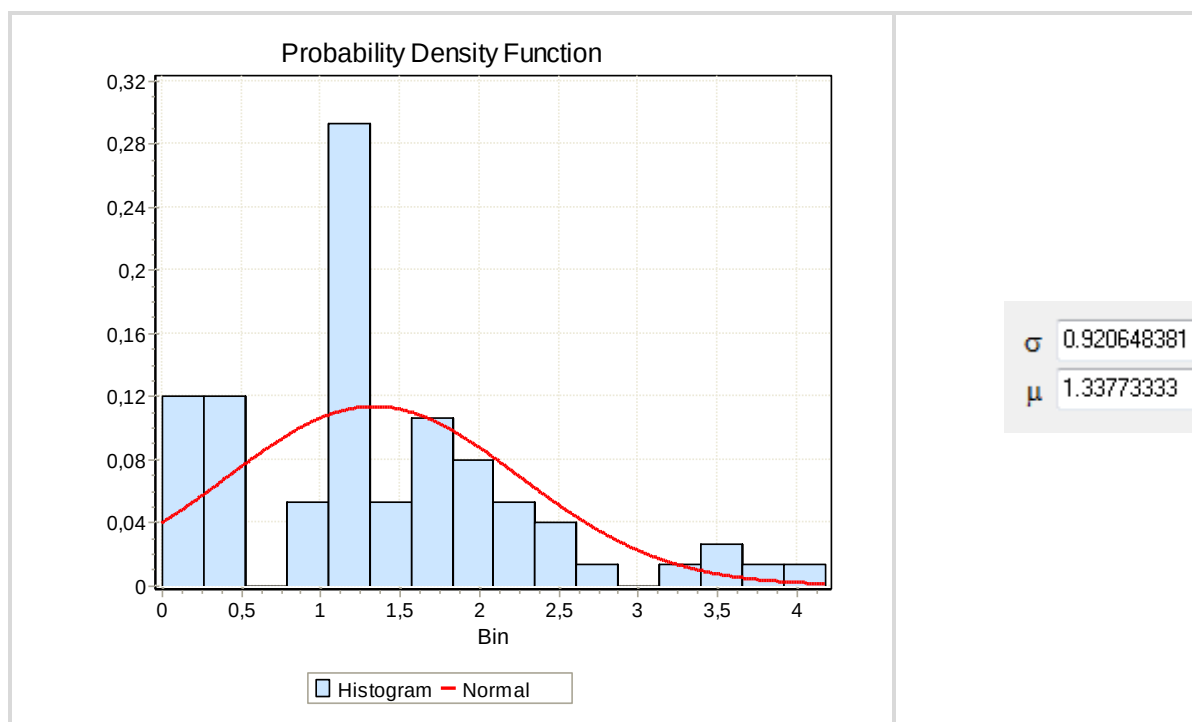
Превземено од пакетот EasyFit 5.5.

Descriptive Statistics for F_{cc-sr} (N)				
	Statistic	Value	Percentile	Value
	Sample Size	15	Min	0
	Range	3,628	5%	0
	Mean	1,3152	10%	0,138
	Variance	0,84951	25% (Q1)	0,535
	Std. Deviation	0,92169	50% (Median)	1,26
	Coef. of Variation	0,70082	75% (Q3)	1,828
	Std. Error	0,23798	90%	2,7882
	Skewness	0,94952	95%	3,628
	Kurtosis	1,6629	Max	3,628
	Mode	0.0000 ^a	Confidence Level (95%)	0,5104

a. Multiple modes exist. The smallest value is shown

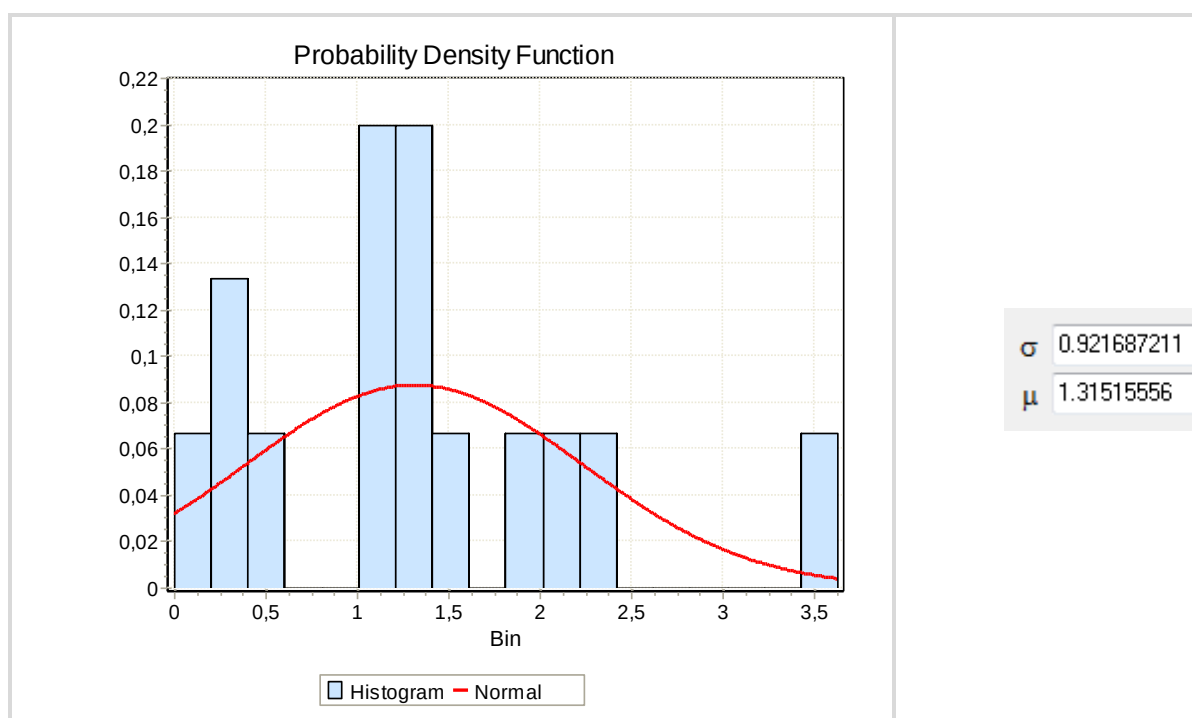
6.2.2.2. Тестирање на нормалноста на распределбата на случајните променливи F_{cc} и F_{cc-sr}

Ќе провериме дали случајните променливи F_{cc} и F_{cc-sr} имаат нормална распределба. Хистограмот на случајната променлива F_{cc} и графикот на густината на нормалната распределба со параметри $\mu = 1,3377$ и $\sigma = 0,9206$ се прикажани на сликата 92. На сликата 93 се претставени хистограмот на случајната променлива F_{cc-sr} и графикот на густината на нормалната распределба со параметри $\mu = 1,3152$ и $\sigma = 0,9217$. И во овој случај, хистограмите на распределбите на фреквенциите на променливите не соодветствуваат на теориската нормална распределба со соодветните параметри, што е индикатор дека променливите F_{cc} и F_{cc-sr} немаат нормална распределба. Исто така, може да се забележи дека двете распределби се несиметрични.



Слика 92. Хистограм и густина на нормалната распределба за променливата F_{cc} .

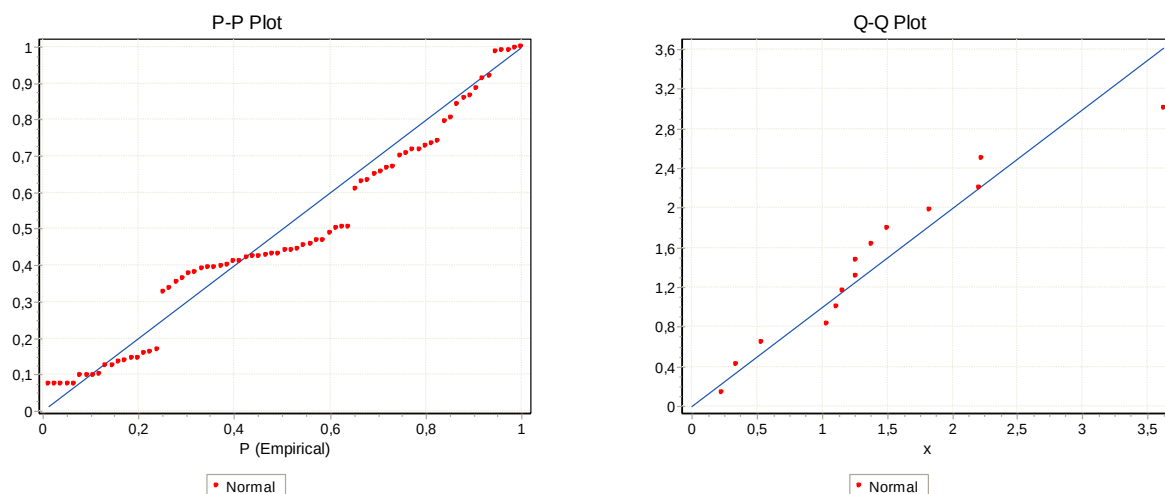
Превземено од пакетот EasyFit 5.5.



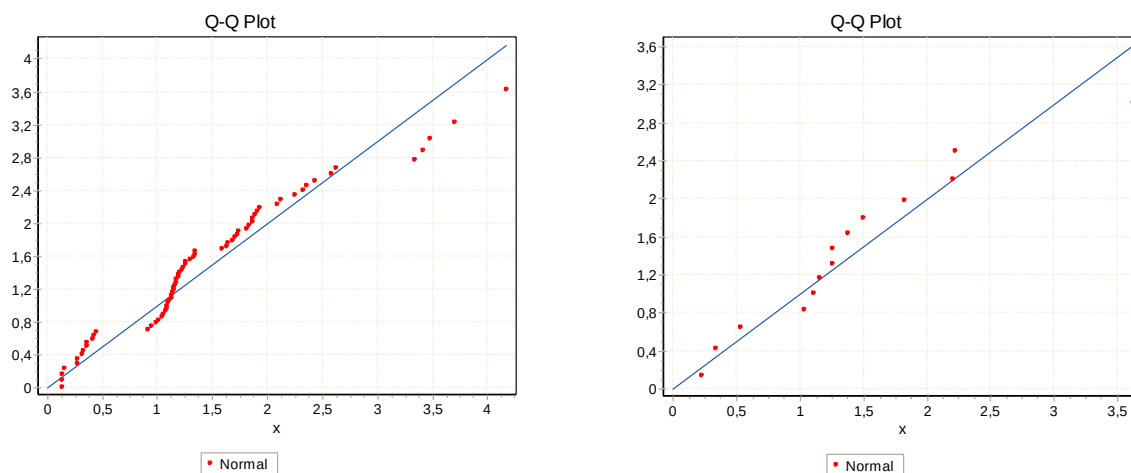
Слика 93. Хистограм и густина на нормалната распределба за променливата F_{cc-sr} .

Превземено од пакетот EasyFit 5.5.

Точноста на претпоставката дека распределбите не се нормални, ја потврдуваат Р-Р и Q-Q графициите прикажани на сликите 94 и 95. Се забележува дека кај двете променливи отстапувањата од правата $y = x$ се значителни.



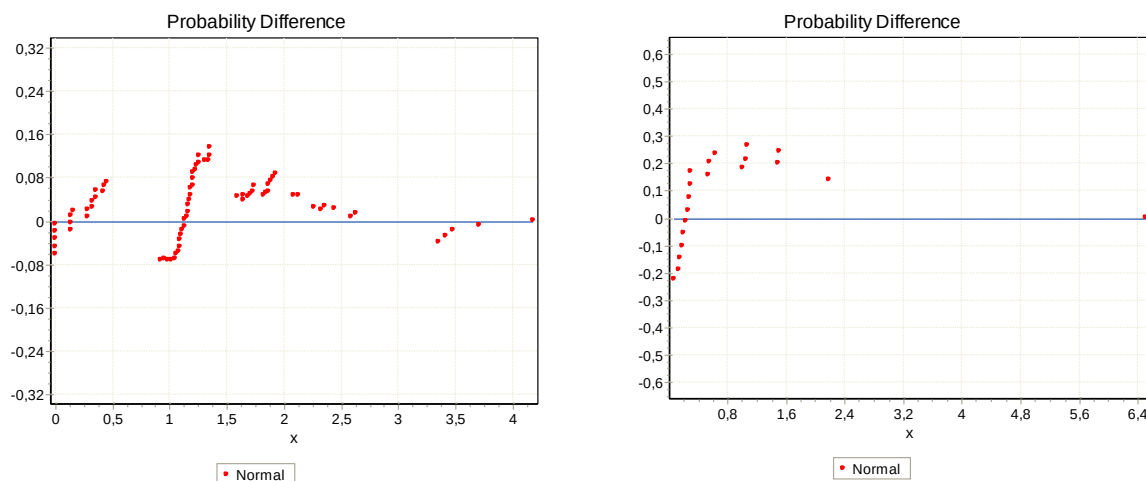
Слика 94. Р-Р график за променливите F_{cc} (лево) и F_{cc-sr} (десно) во однос на нормалната распределба. Превземено од пакетот EasyFit 5.5.



Слика 95. Q-Q график за променливите F_{cc} (лево) и F_{cc-sr} (десно) во однос на нормалната распределба. Превземено од пакетот EasyFit 5.5.

Од графикот на веројатносните разлики, прикажан на слика 96, се забележува дека најголемата разлика достигнува вредност 0,14, односно 0,28, што е значително поголемо од 0,05, па може да заклучиме дека променливите

сила на ретенција кај CAD/CAM моделот F_{cc} и средна вредност на сила на ретенција кај CAD/CAM за секој модел поодделно F_{cc-sr} немаат нормална распределба.



Слика 96. График на веројатносни разлики за променливите F_{cc} (лево) и F_{cc-sr} (десно) во однос на нормалната распределба. Превземено од пакетот EasyFit 5.5.

6.3. Тестирање на значајноста на разликата меѓу променливите добиени со конвенционален и со CAD/CAM модел

За да се лоцира каде најмногу се совпаѓаат вредностите на двата примерока, се дефинираат две нови променливи – Конвенционални и CAD/CAM на следниов начин: променливата Конвенционални прима вредност 1 кога F_k прима вредности од 0 до 2, вредност 2 кога F_k прима вредност од 2 до 4, 3 кога F_k прима вредност од 4 до 6, и 4 F_k кога прима вредности од 6 до 8. На новата променлива CAD/CAM ѝ е доделена вредност 1 кога F_{cc} прима вредности од 0 до 1, вредност 2 кога F_{cc} прима вредности од 1 до 2, 3 кога F_{cc} прима вредности од 2 до 3, и 4 кога F_{cc} прима вредности од 3 до 4. Тоа може да се запише на следниов начин:

$$\text{Konv}(F_k) = \begin{cases} 1, & 0 \leq F_k < 2 \\ 2, & 2 \leq F_k < 4 \\ 3, & 4 \leq F_k < 6 \\ 4, & 6 \leq F_k \leq 8 \end{cases}, \quad \text{Cad/Cam}(F_{cc}) = \begin{cases} 1, & 0 \leq F_{cc} < 1 \\ 2, & 1 \leq F_{cc} < 2 \\ 3, & 2 \leq F_{cc} < 3 \\ 4, & 3 \leq F_{cc} \leq 4 \end{cases}.$$

Со помош на овие променливи, добиени се резултатите прикажани во табелите 9 и 10.

Табела 9. Распределба на фреквенциите за променливата Конвенционални модели. Превземено од пакетот EasyFit 5.5.

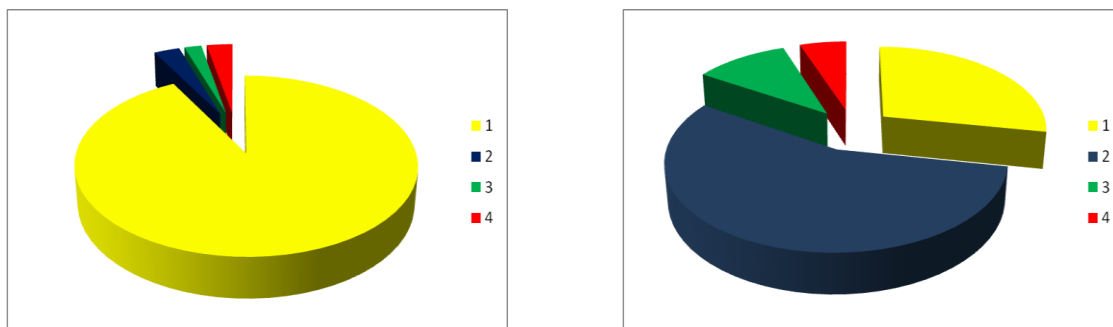
Конвенционални модели					
		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	1,00	94	92,2	92,2	92,2
	2,00	3	2,9	2,9	95,1
	3,00	2	2,0	2,0	97,1
	4,00	3	2,9	2,9	100,0
	Total	102	100,0	100,0	

Табела 10. Распределба на фреквенциите за променливата CAD/CAM. Превземено од пакетот EasyFit 5.5.

CAD/CAM					
		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	1,00	21	20,6	28,0	28,0
	2,00	42	41,2	56,0	84,0
	3,00	8	7,8	10,7	94,7
	4,00	4	3,9	5,3	100,0
	Total	75	73,5	100,0	
Missing	System	27	26,5		
Total		102	100,0		

Од табелите може да се заклучи дека најголемиот дел од податоците од двата примерока се совпаѓаат за вредности на F_k од 1 до 2 и на F_{cc} од 0 до 1, односно тука е најголема фреквенцијата на резултатите. Резултатите може да

ги потврдиме и со формирање на секторските дијаграми на новите променливи (сл. 97).



Слика 97. Секторски дијаграм на променливата Конвенционални модели (лево) и CAD/CAM модели (десно)

6.3.1. Тестирање на значајноста на разликата меѓу променливите F_k и F_{cc}

Тестирањето ќе го направиме со неколку хипотези што ќе ни помогнат во донесувањето одлука кој од двата метода користени во оваа испитување е подобар. Поради асиметричната распределба на сите тестирани променливи, при споредувањето на променливите не треба да се користи параметриски тест, како што се, на пример, Student-ов t-тест или анализа на варијанса (ANOVA).

При вакви распределби на променливите, непристрасни резултати при споредувањето даваат непараметарските тестови. Да напоменеме дека при користење на пакетот IBM SPSS Statistics 22, во сите тестирања ќе користиме ниво на значајност 0,05. Одлуката дали нултата хипотеза ќе се прифати или отфрли, зависи од вредноста $p = \text{Sig.}$ која се јавува во табелата. Притоа, ако $p < 0,05$ нултата хипотеза се отфрла, а ако $p > 0,05$ тогаш таа се прифаќа.

Прво ќе ја тестираме хипотезата дека двата примерока, т.е. променливите F_k и F_{cc} имаат иста медијана. Во случајов, употребен е Wilcoxon-овиот тест на рангови на знаци.

Hypothesis Test Summary

	Null Hypothesis	Test	Sig.	Decision
1	The median of differences between F (N) and Ftr (N) equals 0.	Related-Samples Wilcoxon Signed Rank Test	.000	Reject the null hypothesis.

Asymptotic significances are displayed. The significance level is .05.

Слика 98. Тестирање на хипотезата за медијана на променливите F_k и F_{cc} . Превземено од пакетот IBM SPSS Statistics 22.

Со оглед на тоа што $p = 0,000$, хипотезата треба да се отфрли (сл. 98). Тоа, пак, значи дека меѓу медијаните на F_k од базата „Сила на ретенција кај конвенционални модели“ и F_{cc} од базата „Сила на ретенција кај CAD/CAM модели“ постои статистички сигнификантна (значајна) разлика.

6.3.2. Тестирање на значајноста на разликата меѓу променливите F_{k-sr} и F_{cc-sr}

Истиот тест е применет и за тестирање на хипотезата дека двете променливи F_{k-sr} и F_{cc-sr} имаат иста медијана.

Hypothesis Test Summary

	Null Hypothesis	Test	Sig.	Decision
1	The median of differences between Fsr (N) and Ftr(sr) (N) equals 0.	Related-Samples Wilcoxon Signed Rank Test	.041	Reject the null hypothesis.

Asymptotic significances are displayed. The significance level is .05.

Слика 99. Тестирање на хипотезата за медијана на променливите F_{k-sr} и F_{cc-sr} . Превземено од пакетот IBM SPSS Statistics 22.

Имајќи предвид дека $p = 0,041$, нултата хипотеза треба да се отфрли, што укажува дека меѓу медијаните на променливите F_{k-sr} од базата „Сила на

ретенција кај конвенционални модели“ и променливите F_{cc-sr} од базата „Сила на ретенција кај CAD/CAM“, постои статистички сигнификантна разлика (сл. 99).

6.3.3. Тестирање на разликата во распределбите на променливата F_k и F_{cc}

Ја тестираме хипотезата дали променливите F_k и F_{cc} имаат иста распределба, користејќи го тестот на Friedman.

Hypothesis Test Summary				
	Null Hypothesis	Test	Sig.	Decision
1	The distributions of Konvencionalni and Cad-Cam are the same.	Related-Samples Friedman's Two-Way Analysis of Variance by Ranks	,001	Reject the null hypothesis.

Asymptotic significances are displayed. The significance level is ,05.

Слика 100. Тестирање на хипотезата за распределба на променливите F_k и F_{cc} . Превземено од пакетот IBM SPSS Statistics 22.

Од резултатите се гледа дека со сигурност од 95% може да тврдиме дека двата примерока имаат различна распределба (сл. 100).

6.3.4. Разлика на материјалите и времето потребно да се изработат конвенционални ПСП и CAD/CAM протези

6.3.4.1. Разлика на потрошениот материјал кај конвенционални ПСП и CAD/CAM протези

Во табелата 12 даден е преглед на потрошувачката на материјалот за изработка на ПСП кај конвенционалната метода и CAD/CAM методата.

Табела 11. Разлика на потрошениот материјал кај конвенционални ПСП и CAD/CAM протези

	Конвенционални протези	CAD/CAM протези
Гипс за модели	Иста потрошувачка на гипсот и кај двете методи	
Восок за моделирање и восочни профили во зависност од изработката	Потрошувачката зависи од планот на изработка	Нема потрошувачка
Скенирање	Овој чекор не постои	Нема потрошувачка
Виртуелно дизајнирање	Овој чекор не постои	Нема потрошувачка
Режење	Овој чекор не постои	1/2 блок
Маса за вложување	600 g	400 g
Леење на металот	25 g	25 g

Двете методи вклучуваат различни чекори во текот на изработката, што ја прави споредбата малку сложена. Во анализата ќе мора да биде земено предвид дека некои чекори не можат да се споредуваат.

6.3.4.2. Разлика на времето потребно да се изработат конвенционални ПСП и CAD/CAM протези

Во табелата 13 е даден преглед на потрошеното време за изработка на ПСП со конвенционален метод и со CAD/CAM методот.

Табела 12. Разлика на времето потребно да се изработат конвенционални ПСП и CAD/CAM протези

	Конвенционални протези	CAD/CAM протези
Леење на модел	20 min.	20 min.
Подготовка за дублирање	20 min.	
Скенирање модел		15 min.
Дублирање модел	90 min.	
CAD моделирање		15 min.
Моделирање во восок	20 min.	
CAM подготовка за предрежење		10 min.
Режење		90 min.
Вложување	15 min.	15 min.
Жарење	60 min.	60 min.
Леење	45 min.	45 min.
Обработка на скелетот	30 min.	30 min.
Вкупно	300 min.	300 min.

Како и кај споредбата на потрошениот материјал, и овде некои чекори кои постојат кај едниот метод, ги нема кај другиот метод. Сепак, бидејќи станува збор за споредба на време, споредбата не е толку отежната како кај потрошениот материјал.

7. ПРИМЕНА НА МОНТЕ КАРЛО СИМУЛАЦИЈА ЗА ОПРЕДЕЛУВАЊЕ НА ВРЕДНОСТА НА НОРМАЛНАТА КОМПОНЕНТА НА СИЛАТА НА РЕТЕНЦИЈА КАЈ КОНВЕНЦИОНАЛНИ И CAD/CAM МОДЕЛИ

Со тестирањето на хипотезите, кое беше спроведено во горниот параграф, добиваме податоци за врската меѓу силата на ретенција F_k за конвенционалниот модел и силата на ретенција F_{cc} за CAD/CAM моделот. Но, тоа не може да ни даде одговор на прашањето кој од овие два модела е подобар.

Една од причините за неможноста да се даде овој одговор, лежи во големината на примероците, односно во релативно малиот број експерименти што реално може да се спроведат. За да ја надминеме оваа пречка, со оглед на тоа што станува збор за променливи кои се независни, ќе го примениме Монте Карло симулациониот метод. Симулационите методи се користат во случаи кога при решавањето на некој проблем не може да се добие аналитичко решение, а спроведувањето експерименти е скапо или, дури, невозможно. Притоа, решението може да се добие со симулација на случаен процес, кој има распределба на веројатност која ги задоволува математичките релации на дадениот проблем. Монте Карло симулацијата ги отсликува оние процеси кај кои времето не игра улога.

За да се пресмета приближно вредноста на некоја бројна величина a , се поаѓа од случајната променлива чијашто очекувана вредност е еднаква на a . Определувајќи n независни реализации $x_1, x_2, \dots, x_n$ на случајната променлива, приближната вредност на a се определува како аритметичка средина на овие вредности, т.е.

$$a \approx \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_n}{n}.$$

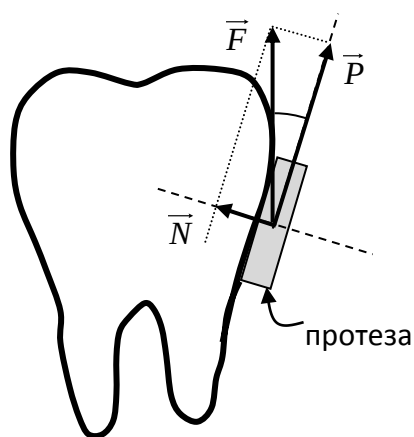
Со други зборови, за доволно големо n , повеќето вредности на случајната променлива, односно на средината на примерокот, ќе се концентрираат околу вредноста a .

Монте Карло симулацијата ги содржи следниве фази¹⁷⁸:

1. Генерирање случајни, односно псевдослучајни броеви.
2. Определување на распределбата на веројатности и нејзините соодветни параметри за секоја влезна случајна променлива.
3. Спроведување доволно голем број итерации и пресметување на излезните вредности на моделот за секој експеримент.
4. Анализа на резултатите, генерирање на функцијата на распределба на излезните променливи и определување на некои статистички показатели.

7.1. Физички основи на симулацијата

Кога беше мерена силата на ретенција, $\vec{F}$, моделот беше поставуван на хоризонтална подлога. Силата која беше мерена, дејствуваше на протезата вертикално нагоре, нормално на подлогата. Во овој случај, таа сила може да се разложи на две компоненти: една во правец кој е паралелен со површината на забот на која дејствува силата $\vec{P}$ и друга која е во правец нормален на површината на забот на која дејствува $\vec{N}$ (слика 15).



Слика 101. Разложување на силата на ретенција

Силата на триење, од која исклучиво зависи силата на ретенција, е еднаква на производот од нормалната компонента $\vec{N}$ и коефициентот на триење помеѓу протезата и забот:

$$F_{tr} = \mu N . \quad (1)$$

Од целата сила F која дејствува на протезата, само компонентата N е онаа која учествува во силата на триење. Компонентата од силата што е паралелна со површината со која се трие нема никакво влијание врз триењето. Од слика 101 се гледа дека:

$$\sin \alpha = \frac{N}{F} . \quad (2)$$

Оттука за нормалната компонента се добива:

$$N = F \sin \alpha . \quad (3)$$

Ако равенката (3) се замени во равенката (1), за силата на триење се добива:

$$F_{tr} = \mu F \sin \alpha .$$

Коригираниот агол на подминараност и коефициентот на триење се константни. Тоа значи дека односот на силата на ретенција F и нормалната компонента на силата на триење е константен. Така, нормалната компонента на силата на триење може да послужи како мера за силата на ретенцијата. Поради тоа, овие величини ќе ги симулираме и од добиените вредности во симулацијата ќе ја пресметаме нормалната сила. Поточно, во Монте Карло симулацијата, која ќе ја спроведеме, ќе ја определиме вредноста на нормалната компонента на силата на ретенција кај конвенционалниот модел и кај вредноста на нормалната компонента на силата на ретенција кај CAD/CAM

моделот. Влезни величини се случајните променливи – коригираниот агол на подминираност, силата на ретенција кај конвенционалниот модел, F_k и силата на ретенција F_{cc} кај CAD/CAM моделот.

7.2. Определување распределба на веројатности на случајните променливи

Видовме дека случајните променливи, силата на ретенција кај конвенционалниот и кај CAD/CAM моделот, немаат нормална распределба. За да можеме да ја примениме Монте Карло симулацијата, неопходно е да ја определиме нивната распределба на веројатности. При изборот на распределбата на случајната променлива со која може да се опише дадено множество експериментално добиени податоци, најчесто се избираат неколку кандидати за распределби и по споредување на резултатите се избира најсоодветната. Како потврда на изборот, се применуваат статистички методи, со што ќе се проценат параметрите на распределбата врз основа на дадениот примерок.

При определување на распределбата на случајните променливи, го користевме програмскиот пакет EasyFit 5.5, во кој се врши споредување на примерокот со повеќе од 50 различни веројатносни распределби. Одлуката за избор на една распределба се донесува врз основа на три различни статистички тестови: Kolmogorov-Smirnoff, Anderson-Darling и Shapiro-Wilk.

7.2.1. Определување на распределбата на веројатности на случајната променлива агол на подминираност

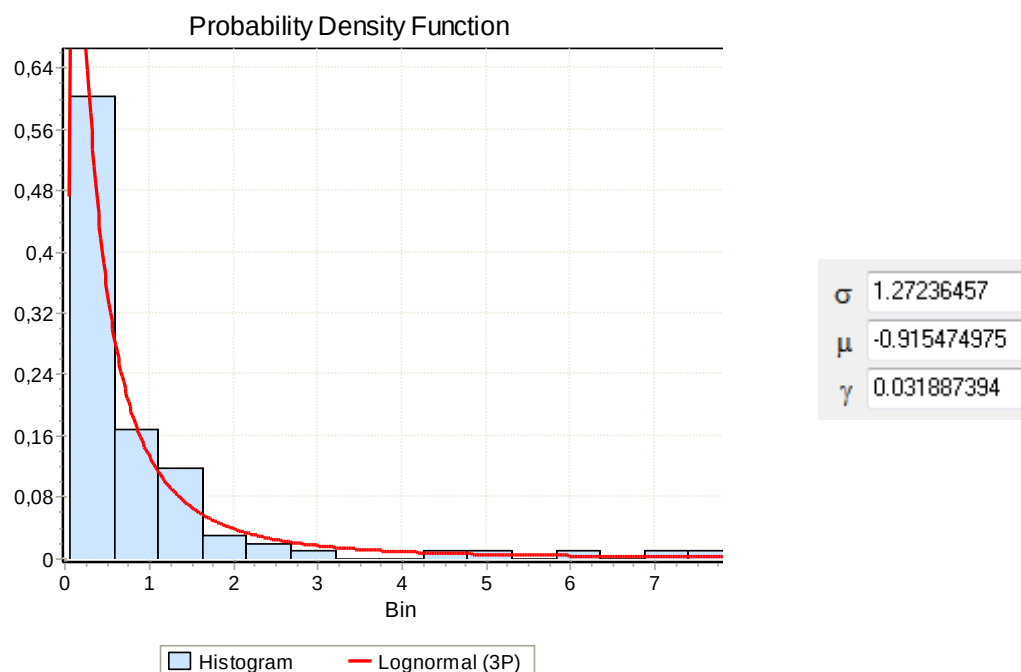
Инструментот со кој е мерен агол на подминираност, работи со точност од 1°. Тоа е најмалата промена што може да ја регистрира овој инструмент.

За да ги определиме границите во кои ќе се појавуваат вредностите на агол на подминираност и нивната распределба, точноста на инструментот може да се земе како апсолутна грешка на мерењето.

Имајќи ја предвид точноста на инструментот, односно апсолутната грешка на мерење, влезната величина агол на подминираност во симулацијата ќе биде случајна променлива која има нормална распределба со параметри $\mu = 2$ и $\sigma = 0,3333$.

7.2.2. Определување на распределбата на веројатности на случајната променлива сила на ретенција кај конвенционален модел, F_k

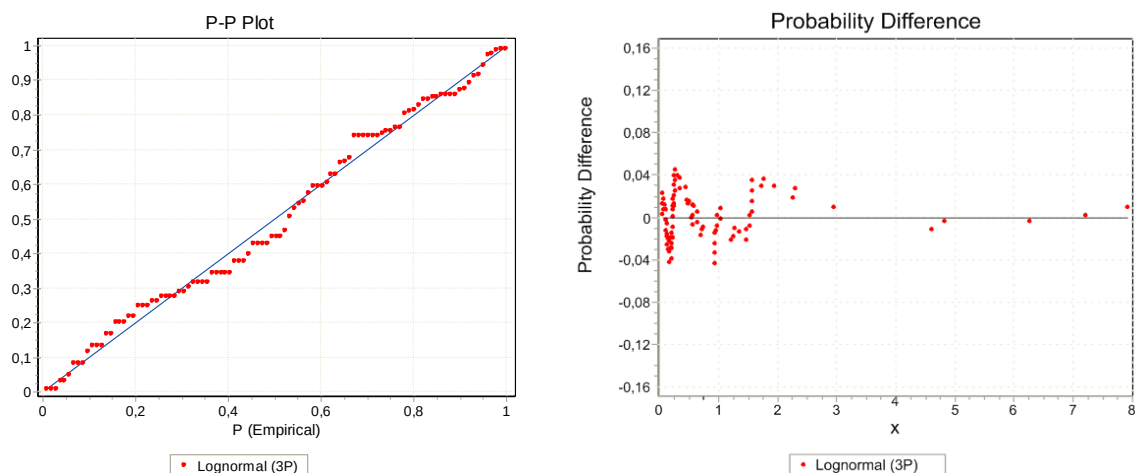
Поаѓајќи повторно од хистограмот на случајната променлива F_k и применувајќи го програмскиот пакет EasyFit 5.5 како распределба која најдобро го опишува примерокот, ја добивме логнормалната распределба со параметри $\mu = -0,9155$, $\sigma = 1,2724$ и $\gamma = 0,0319$ (сл. 102).



Слика 102. Хистограм и густина на логнормалната распределба за променливата F_k .
Превземено од пакетот EasyFit 5.5.

На сликата 103 лево е прикажан P-P графикот на којшто може да се види разликата на функциите на распределба на примерокот и избраната логнормална распределба. Очигледно е дека, за разлика од P-P графикот прикажан на слика 89 лево кај кој беше прикажана разликата на функциите на распределба на примерокот и избраната нормална распределба и кај кој беа забележливи значајни отстапувањата од правата $y = x$, на овој график отстапувањата од правата $y = x$ се незначителни.

Од графикот на веројатносните разлики, прикажан на слика 103 десно, се забележува дека најголемата разлика достигнува вредност помала од 0,05, па може да заклучиме дека променливата сила на ретенција кај конвенционалниот модел F_k има логнормална распределба.



Слика 103. P-P график (лево) и график на веројатносни разлики (десно) за случајната променлива F_k во однос на логнормалната распределба. Превземено од пакетот EasyFit 5.5.

Потврда за тоа се и резултатите од спроведените статистички тестови прикажани на сликата 104.

Goodness of Fit - Details [\[hide\]](#)

[#12] Lognormal (3P)

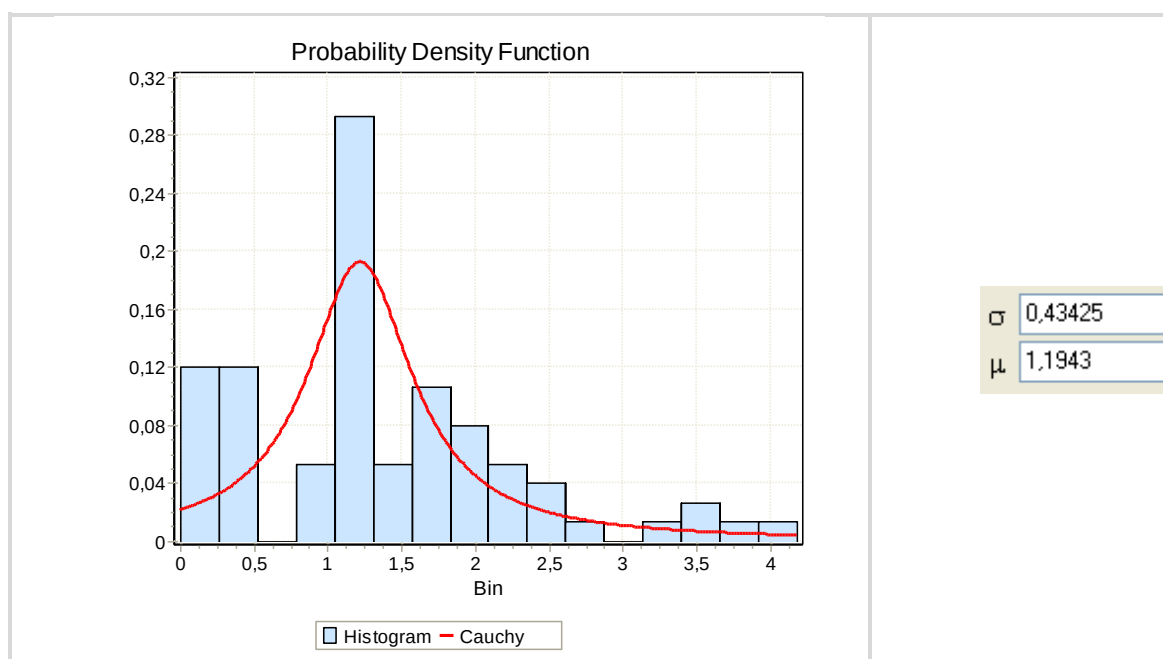
Kolmogorov-Smirnov					
Sample Size	101				
Statistic	0.06765				
Rank	1				
α	0.2	0.15	0.1	0.05	0.01
Critical Value	0.10647	0.11343	0.12139	0.13533	0.16219
Reject?	No	No	No	No	No
Anderson-Darling					
Sample Size	101				
Statistic	0.47598				
Rank	1				
α	0.2	0.15	0.1	0.05	0.01
Critical Value	1.3749	1.6024	1.9286	2.5018	3.9074
Reject?	No	No	No	No	No
Chi-Squared					
Deg. of freedom	6				
Statistic	7.5857				
Rank	1				
α	0.2	0.15	0.1	0.05	0.01
Critical Value	8.5581	9.4461	10.645	12.592	16.812
Reject?	No	No	No	No	No

Слика 104. Статистички тестови за проверка на хипотезата: случајната променлива F_k има логнормална распределба. Превземено од пакетот EasyFit 5.5.

7.2.3. Определување на распределбата на веројатности на случајната променлива сила на ретенција кај CAD/CAM моделот

Применувајќи ја истата постапка како во погорниот параграф, добивме дека случајната променлива F_{cc} најдобро се опишува со Кошиевата распределба со параметри

$$\mu = 1,2198 \text{ и } \sigma = 0,4324 \text{ (сл. 105).}$$

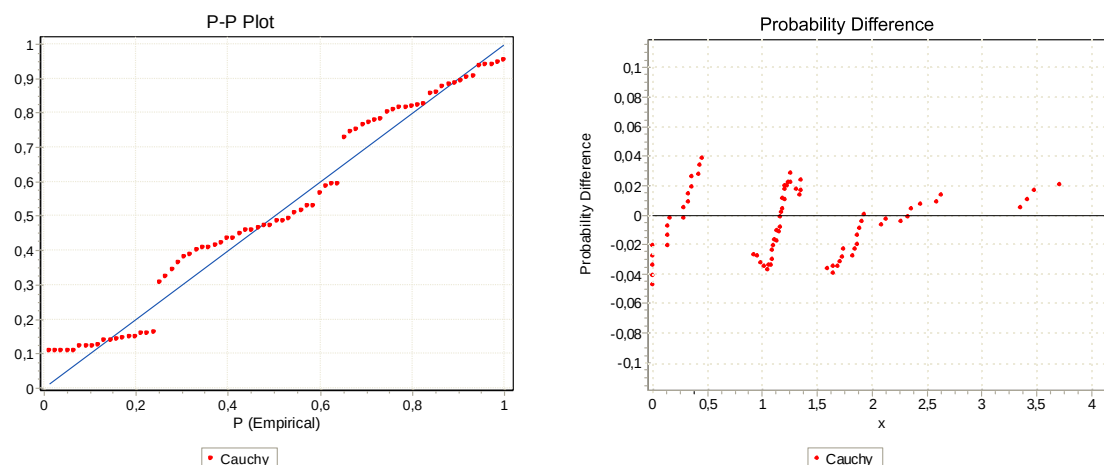


Слика 105. Хистограм и густина на Кошиевата распределба за променливата F_{cc} .

Превземено од пакетот EasyFit 5.5.

На сликата 106 лево е прикажан P-P графикот. Може да се види дека отстапувањата од правата $y = x$ се многу помали во однос на оние кои се однесуваа на нормалната распределба.

Од графикот на веројатносните разлики, прикажан на слика 106 десно, се забележува дека најголемата разлика достигнува вредност околу 0,04, што е помалку од 0,05, па може да заклучиме дека променливата сила на ретенција кај CAD/CAM моделот F_{cc} има Кошиева распределба.



Слика 106. P-P график (лево) и график на веројатносни разлики (десно) за случајната променлива F_{cc} во однос на Кошиевата распределбата. Превземено од пакетот EasyFit 5.5.

Според два од трите статистички теста, оваа распределба, во споредба со уште 50 други распределби е рангирана на прво место. Резултатите од спроведените статистички тестови се прикажани на сликата 106.

Goodness of Fit - Details [\[hide\]](#)

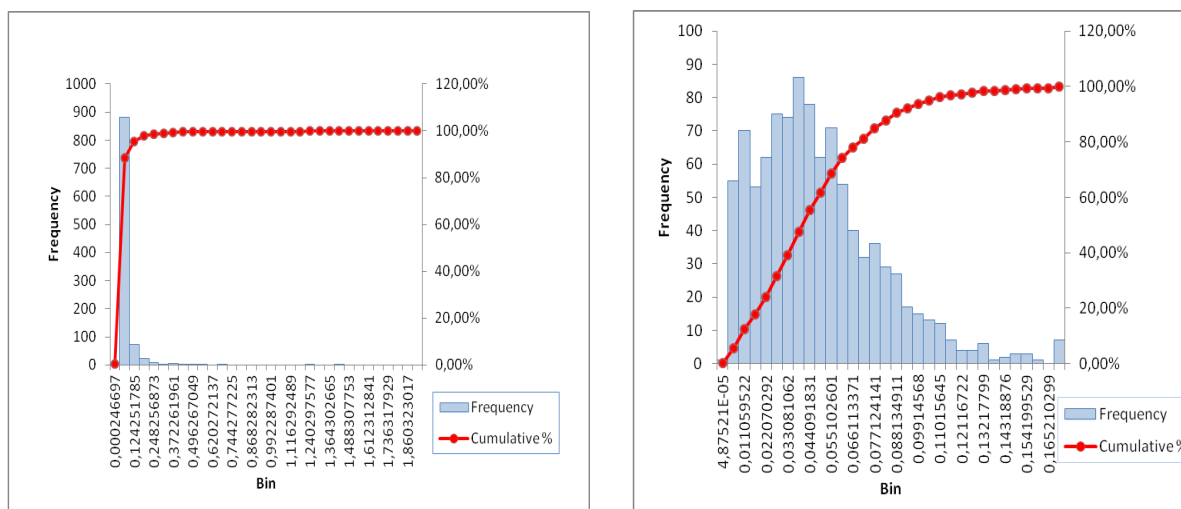
Cauchy [#4]					
Kolmogorov-Smirnov					
Sample Size	75				
Statistic	0,10844				
P-Value	0,31773				
Rank	1				
a	0,2	0,1	0,05	0,02	0,01
Critical Value	0,12167	0,13901	0,15442	0,17268	0,18528
Reject?	No	No	No	No	No
Anderson-Darling					
Sample Size	75				
Statistic	1,2577				
Rank	5				
a	0,2	0,1	0,05	0,02	0,01
Critical Value	1,3749	1,9286	2,5018	3,2892	3,9074
Reject?	No	No	No	No	No
Chi-Squared					
Deg. of freedom	4				
Statistic	0,78863				
P-Value	0,93997				
Rank	1				
a	0,2	0,1	0,05	0,02	0,01
Critical Value	5,9886	7,7794	9,4877	11,668	13,277
Reject?	No	No	No	No	No

Слика 106. Статистички тестови за проверка на хипотезата: случајната променлива F_{cc} има Кошиева распределба. Превземено од пакетот EasyFit 5.5.

7.4. Симулацијата Монте Карло

Влезни величини во симулацијата Монте Карло се вредности на случајните променливи – коригираниот агол на подминираност, силата на ретенција кај конвенционалниот модел F_k и силата на ретенција кај CAD/CAM моделот F_{cc} – добиени со помош на генераторот на случајни броеви, како симулирани вредности на случајни променливи со погоре определените распределби. Излезни променливи кои се симулираат се нормалната компонента на силата на ретенција кај конвенционалниот и кај CAD/CAM моделот. Генерираме табела од 1000 случајни вредности на овие променливи, односно експериментот го повторуваме 1000 пати. Табелата со симулираните вредности е дадена во додак на крајот на докторската дисертација.

Врз основа на податоците од оваа табела го конструираме хистограмот и функцијата на распределба на излезните случајни променливи. На сликата 107 лево е прикажан хистограмот и функцијата на распределба на нормалната компонента на силата на ретенција кај конвенционалниот, а на истата слика десно, хистограмот и функцијата на распределба на нормалната компонента на силата на ретенција кај CAD/CAM моделот.



Слика 107. Хистограм и функција на распределба на нормалната компонента на силата на ретенција кај конвенционалниот модел (лево), и кај CAD/CAM моделот (десно).

Превземено од пакетот Excel.

Последниот чекор е статистичката анализа на добиените резултати. Добиените податоци се прикажани во табелата 11.

Табела 13. Статистички показатели од симулацијата на нормалните компоненти на силата на ретенција кај конвенционалниот и CAD/CAM моделот. Превземено од пакетот EasyFitt 5.5.

Descriptive Statistics for N_k (N)		Descriptive Statistics for N_{cc} (N)	
Statistic	Value	Statistic	Value
Sample Size	1000	Sample Size	1000
Range	0,432186	Range	0,18006011
Mean	0,027739	Mean	0,04538271
Variance	0,002064	Variance	0,00093619
Std. Deviation	0,045435	Std. Deviation	0,03059722
Coef. of Variation	1,8728	Coef. of Variation	1,8728
Std. Error	0,001437	Std. Error	0,00096757
Skewness	4,675049	Skewness	0,99077244
Kurtosis	29,24628	Kurtosis	1,19417493
Mode	#N/A	Mode	#N/A
Percentile	Value	Percentile	Value
Min	0,00029	Min	0,0001833 1
5%	0,0018	5%	0,0072
10%	0,0028	10%	0,01208
25% (Q1)	0,00594	25% (Q1)	0,02433
50% (Median)	0,012917	50% (Median)	0,0405113 6
75% (Q3)	0,03183	75% (Q3)	0,06351
90%	0,07486	90%	0,0923
95%	0,11066	95%	0,10917
Max	0,432476	Max	0,1802434 1
Confidence Level (95%)	0,002819	Confidence Level (95%)	0,0018987
#N/A No duplicate data points		#N/A No duplicate data points	

Врз основа на овие резултати, може да заклучиме дека:

- Средната вредност на нормалната компонента на силата на ретенција кај конвенционалниот модел изнесува 0,027739 N, а кај CAD/CAM моделот 0,04538271 N. Тоа значи дека кај CAD/CAM моделот средната вредност на оваа компонента е за 0,01764 N поголема од истата компонента кај конвенционалниот метод. Со други зборови, средната вредност на нормалната компонента на силата на ретенција кај CAD/CAM моделот е за околу 64% поголема од онаа кај конвенционалниот модел.
- Распонот на варијација, односно разликата меѓу максималната и минималната вредност кај конвенционалниот модел е 0,432186. Кај CAD/CAM моделот овој распон е многу помал и има вредност 0,18006011. Тоа значи дека кај CAD/CAM моделот постои многу помало варирање на вредностите на нормалната компонента на силата на ретенција. Во практиката, тоа би значело дека силата на ретенција кај CAD/CAM моделите може да се предвиди многу попрецизно отколку кај конвенционалните модели, затоа што распонот на можните вредности е 2,4 пати помал.
- Со 95% веројатност може да тврдиме дека нормалната компонента на силата на ретенција кај CAD/CAM моделот ќе се движи во интервалот [0,043484006;0,04728141] N, за разлика од конвенционалниот модел, каде што овој интервал е [0,02491944;0,030558] N. На прв поглед изгледа дека тука нема некоја голема разлика. Но, ако се пресметаат широчините на интервалите, тогаш се добива дека широчината на интервалот кај CAD/CAM моделот изнесува 0,003797404, а кај конвенционалниот модел изнесува 0,005563856. Повторно, интервалот кај CAD/CAM моделот е многу потесен отколку кај конвенционалниот модел. Уште повеќе, ако се пресмета релативната широчина на интервалите во однос на средните вредности, се добива дека кај конвенционалниот модел изнесува 0,203272, а кај CAD/CAM моделот само 0,0836751.

8. ДИСКУСИЈА НА РЕЗУЛТАТИТЕ

8.1. Дискусија на резултатите од скенирањето на апроксималните морфолошки карактеристики на забите

Забните низи и нивните морфолошки карактеристики во прегледот на литературата се претставени врз основа на нивната статичка положба кога забните низи се наоѓаат во т.н. био-статичка рамнотежа која не ни ја дава динамиката на движењето на еден заб, кое се случува како последица на екстракција на забите. Ваквата состојба доведува до миграција на забите како резултат на губењето на урамнотежено дејство на силите на букалната и лабијалната мускулатура, од една страна, и дејството на мускулите на јазикот, од друга, како и дејството на оклузалниот притисок, од една страна, и положбата на забот со реактивната способност на неговиот потпорен апарат, од друга. На овој начин се случува условна морфолошка промена на забот, која ќе доведе до создавање нова оклузална рамнина, а во текот на планирањето на едно протетичко помагало и до создавање нова протетичка рамнина на којашто големо влијание има и правилната положба на моделот врз кој се прави анализа на потребните карактеристики за испитувањето, што го препорачуваат сите автори, но многу мал број од нив ги прикажуваат методите како тоа да се направи.^{18,84}

Можеме да констатираме дека многубројни автори^{7,8,11} ги прифаќаат најповолните услови при анализирањето на морфолошките обележја на забите и на просторните положби на референтните анатоомо-морфолошки и протетички рамнини што ја дефинираат нултата положба на моделите. Меѓутоа, ретко кој од нив ги дефинира реперните точки со кои строго се определува нултата положба на рамнините на студио-модели како почетна положба во правилно планирање на функционалните делови на идната протеза. Во нашите испитувања користени се коскени репери кои се стабилни и еднозначно ги дефинираат рамнините и нивните просторни положби како резултат на определување на три точки на оклузалната рамнина, додека за обезбедување на вистинските дентоморфолошки параметри и дефинирани физички услови за мерење на ретенциона сила кај конвенционални протези, употребен е системот на ТОК и дентален паралелометар. Така, добиен е паралелитет и перпендикуларност на сите референтни рамнини кои точно ја утврдуваат базата на моделот без можност на инклинација или произволна изработка на базата со тримирање на долната површина и го поставуваат моделот во нулта положба.

На овој начин се добиени модели врз кои се направени почетните постапки на процедурите за изработка на конвенционални и CAD/CAM протези исклучиво заради добивање еднакви услови за постигнување прецизни резултати при мерењето на силите на ретенцијата. Инаку, во постапката на планирањето на CAD/CAM протези, скенираниот модел се анализира со помош на софтвер кој перпендикуларноста и компланарноста на рамнините ги поставува на автоматски начин, со што еднозначно се утврдува почетната или нулта положба на моделот. Софтверските програми содржат можност за автоматско задавање различни степени на инклинацијата на моделот од 0 до 45°.

Во фазата на отпечатувањето, од големо значење за добивање прецизен модел е начинот на отпечатувањето, бидејќи со тоа ќе се добие работен модел врз кој ќе се направат сите потребни подготовки за изработка на протезите кај конвенционалната изработка. Додека пак, кај CAD/CAM системот, истиот се скенира и служи како работен модел. Ова го потенцира авторот⁴⁰ во своите испитувања, при што тој укажува на различен степен на резилиенција кај анатоомо-морфолошките структури и ја препорачува техниката на двојно отпечатување со селективен притисок.

Морфолошките карактеристики на забите создаваат анатомски варијабилни подминирани простори. Тие добиваат променлива вредност при дејството на силите надвор од биостатичката рамнотежа кои произведуваат создавање на инклинации, ротации и торквирање на забите. Ваквата миграција доведува до промена на природната, изворната местоположба на забите и нивниот анатомски екватор, при што настанува оформување на новонастанат екватор во текот на беззабниот период. Добиените резултати ги потврдуваат овие факти и укажуваат на потребата од интервенција врз забите и оформување артефицијални водечки површини.

Од добиените резултати при скенирањето на ретенционите заби и од мерењата на параметрите на подминираноста кај секој заб поединечно, може да се забележат нивните различни вредности, што сè директно зависи од анатомските обележја на забите и од резултатот од севкупните влијанија врз забите за време на беззабниот период. Овие карактеристики на парцијалната беззабност не наведуваат на планирање за изработка на протезите со исклучително внимание кон моменталниот збиен резултат на подминираноста, заради преземање соодветни интервенции врз забите, со цел максимално добивање на функциите на протезата и попречување на негативните ефекти во периодот на користењето на протезата.

Основен параметар при планирањето и при изведбата на ПСП како кај конвенционална така и кај CAD/CAM протеза, е подминираноста и нејзината природна големина што се појавува како морфолошка карактеристика на забите. Направено е проучување на апроксимална подминираност на

ретенционите заби преку агол на подминираноста α , кој го сочинуваат една катета со должина h и од друга катета со должина a . Добиените вредности за аголот на подминираноста се со голем интервал на варијација од $1,52^\circ$ до $28,15^\circ$ со средна големина од $10,15^\circ$. Овие резултати еднозначно укажуваат за создавање различни форми подминирани простори под дејство на нарушената биостатичка рамнотежа.

Резултатите за аголот на подминираноста кои ни ја покажуваат моменталната состојба на моделот, несомнено не наведуваат на потребата од изедначување на зголемените димензии на инклинација и од формирање водечки површини. Во нашите испитувања регистрирана е природната подминираност, а потоа забот е обработен со дополнителна артефицијална подминираност од 2° . Овие наши резултати се во согласност со Stamenković,¹⁹ кој во формирањето водечки површини и изедначување на беззабниот простор како ограничувачки фактори на редукција ги смета инклинацијата на забот и дебелината на емајлот кој во оклузалната третина изнесува 1,0 до 1,5 mm. Истиот автор, препорачува оформување на водечки површини со големина од две третини од ширината на апроксималната површина. Изедначувањето на широчината на подминираноста на забот поради намалување и пополнување на апроксималниот простор и зголемувањето на естетските карактеристики на протезата Kratochvil²⁹ го прави со состружување на забите и на тој начин формира една екстензиона водечка површина. Од друга страна, како ограничувачки фактор во редукцијата на забите и во намалувањето на димензиите на широчината на подминираноста Tihaček¹⁷⁹ ја посочува дебелината на емајлот односно количеството глејно ткиво што може да се отстрани од ретенциониот заб како не би настанала повреда на интегритетот на глејно-дентинската граница. Правилното планирање на редукцијата и заштитата на редуцираната површина на ретенционите заби се основи во формирањето на димензиите на подминираноста на кои укажува истиот автор, кој го дава податокот дека трансферзалната ширина на водечките рамнини не смее да биде поголема од должината на ретенциониот дел на рачката на кукачката. Исто така, традиционалниот став на голем број стоматолози и забни техничари кои тврдат дека скелетирана протеза може да се изработи на неподготвени ретенциони заби и нивните потпорни ткива, не го прифаќа овој автор. Во истото дело го изнесува својот став дека доколку парцијална протеза се изработи на неподготвени ретенциони заби, нејзините елементи би биле конципирани како можни, а не оптимални, конструкциски решенија со проблематични профилатички вредности.

Рамни апроксимални површини во оклузо-гингивален правец на ретенционите заби многу ретко се наоѓаат природно во клиничката практика, на што укажува Bezzon¹⁸⁰ и препорачува тие да бидат препарирани директно во емајлот, на моделот или со композитна реставрација. Во поново време, идентично на керамички блокчиња за CAD/CAM реставрации на пазарот се

појавуваат композитни блокчиња кои имаат зголемени механички својства, но со намалена естетика. Авторите¹⁸¹ ја прикажуваат процедурата на подобрување на естетиката кај композитни CAD/CAM реставрации. Оваа техника може да се употреби при поправка или модификација на водечките површини на кои било композитни реставрации.

Со состружувањето на сите ретенциони заби и проверка на паралелноста со нов отпечаток од кој е добиен модел за анализа, Brudvik¹⁸² ги коригира одредените несогласувања на вториот модел, со повторна клиничка интервенција. При ова, тој не му придава важност на количеството одземена забна супстанција, туку состружувањето го определува со чувството на појава на болка.

8.2. Конвенционално изработени ПСП

Изворите на ретенција кај ПСП потекнуваат од интимното налегнување на базата (атхезија, кохезија), од *фрикционата ретенција на контактот кај водечките платоа и водечките површини* (индиректна ретенција) и од механичката ретенција на кукачките (директна ретенција).

Ретенцијата, во суштина, е квалитетот на отпорот што го има протезата при дејството на гравитацијата, лепливоста на храна и силите што се создаваат при отворањето на устата. Под поимот ретенција, исто така, се подразбира соодносот на отпорот на протезата кон измрдување или извлекување во оклузален правец. Идеално количество на ретенционата сила би била она што ќе ја ретинира ПСП без присуство на напрегање и деформација на ретенционите заби или компоненти кои учествуваат во мрежата на кукачките. Ретенционата сила, односно нејзината големина, е основен показател за правилното планирање на протезата. Се смета дека оптимални сили што се спротивставуваат на измрдување се од 6 до 10 N, при што тие не дејствуваат патолошки на потпорниот апарат на ретенциониот заб. Ретенцијата помала од 5 N, не е доволна додека сили поголеми од 12 N се задоволителни, но штетно влијаат на пародонциумот на носечкиот заб. Овие вредности на ретенционата сила се збир на сите фактори кои учествуваат во отпорот на протезата.¹⁹

Во нашиов случај, испитувањата на ретенцијата и компаративните вредности се направени на феномен на триењето при контактот помеѓу протезата и композитниот материјал што е аплициран врз апроксималната површина на ретенционен заб. Како резултат на овој интимен контакт, помеѓу двете површини се јавуваат силите на отпорот кои во конкретниов случај се израз на фрикционата сила. Овој феномен се случува само при прецизно

определување и проекција на патот на внесување со артефицијално формирање на водечките површини.

Гутувчевски²⁵ еднозначно ги дефинира локализацијата, влијанието и димензиите на водечките површини, кои точно ги определуваат нивните суштински својства за потребите при функционирање на протезата. Овие карактеристики се согледуваат во:

- ❖ обезбедување само еден правец на внесување на протезата;
- ❖ осигурување на ретенцијата и стабилизацијата на протезатата;
- ❖ отстранување на штетното дејство на силите врз потпорните заби во моментот на вадење и ставање на протезата;
- ❖ недозволување задршка на храна помеѓу ретенционите заби и базата на протезата;
- ❖ учество во ретенцијата на протезата;
- ❖ учество во стабилизацијата на протезата.

Според Henning,²⁶ најчесто конструкциските решенија на ретенционите кукачки во својата мрежа ги вклучуваат и водечките површини што дополнително учествуваат во ретенцијата и стабилизацијата на ПСП. Сличен метод каде што ретенцијата на протезата се зголемува со планирање на мрежата на кукачки во кои специјално се вклучени специфично дизајнирани индиректни ретенциони елементи на малите спојки врз водечки површини, користат и Jones, Garcia.²⁷

Процената од ефектите на мерењето на должината на најчесто употребуваните жичани кукачки, покажа дека активната должина на кукачката зависи од подманираноста на ретенциониот заб и има директно влијание на ретенцијата. Ако таа е помала од 10 mm, тогаш е индицирана промена на должината за да се задржи силата на исто ниво. Меѓутоа, иако длабочината на подманираноста изнесува 0,01 инч, би требало да биде соодветна поради поддршка од крутите мали конектори и подготвени водечки површини.¹⁸³

Употребата на премногу кукачки или користењето кукачки кај длабоки подманирани простори, може да го оштети здравиот пародонциум. Планирањето идеален пат на инсерција кој ги зголемува ретенционите способности на протезата многу ретко би требало да прави агол поголем од 10° со хоризонталата на масичето на паралелометарот. На овој начин, фрикционата ретенција добиена од паралелни водечки површини ги минимизира потребите од ретенцијата на директните ретејнери и потенцијалното нивно оштетување, а зголемени ефекти на фрикционата сила се добиени кога двете површини гледаат директно една наспроти друга и се прилично долги.³³

Испитувањата направени на претходно подготвени водечки површини со помош на композитен материјал чијшто правец на внесување е еднаков на перпендикуларниот правец на изнесување на протезата, покажуваат мали вредности од 0,08 N на силата на ретенцијата. Овој податок несомнено укажува дека анализата на моделот од нулта положба во многу мал број клинички случаи ќе ги задоволи потребите на фрикционата ретенција и на дополнителниот отпор на протезата.⁸⁴

Врз база на прелиминарните истражувања што ги направивме во текот на изработката на оваа дисертација и од прегледот на литературата, можеме да уочиме дека мала инклинација на патот на внесување на протезата ќе доведе до зголемување на ретенцијата на протезата. Оттука решивме да ја добиеме разликата во ретенциите на конвенционалната и CAD/CAM протеза при инклинација на правецот на внесување од 2° со артефициелна промена на апроксималните површини. Заради изедначување на процедурите при мерење на ретенцијата кај конвенционални и CAD/CAM протези, процесот е стандардизиран со изработка на водечки површини.

При изучувањето на овој проблем, обработена е група модели со планирани и подготвени водечки површини под агол од 2° во однос на нулта положба на моделот. При тоа, добиените резултати кај конвенционални протези кои според обработените статистичките резултати и симулациониот модел на средна вредност на нормалната компонента на силата на ретенција покажуваат вредности кои варираат од [0,02491944; 0,030558] N, со средна вредност од 0,028 N.

Овие резултати покажуваат мали вредности на зголемување на ретенционата сила, со промена на правецот на внесување, за што се залагаат и авторите.^{8,84} Промена на правецот на внесување на протезата со оформување на водечките површини прифаќа и Stamenković.¹⁹ Тој укажува дека кај ваквиот начин на функционирање на протезата, одредени крути делови на скелетот при дејството на силите на изместување кои не се во правец на нулта положба, ќе учествуваат во ретенцијата. За разлика од нив, Krol⁷ не ја прифаќа промената на правецот и формирањето водечки површини под одреден агол. Тој смета дека нултата положба на моделот е најлесна за анализа и најприфатлива за ставањето и вадењето на протезата од страна на пациентот.

8.3. CAD-CAM изработени ПСП

Појавувањето и брзиот развојот на CAD/CAM технологијата имаат тенденција да ја променат методологијата на изработката на скелетите кај парцијалните протези. Процесот на изработка на скелетите кај

конвенционални парцијални протези од почетокот на изработките на леани реставрации па сè до денес многу малку е променет. Тој има една константна еволуција со прогресија на добри резултати во клиничката практика, но, од друга страна, е доста компликуван за ракување. Покрај ова, кај овие процеси во фазите на изработка се забележуваат напуштања на основните начела и индивидуализација во планирање на изработките на протезите.

Овие факти ги согледува Brudvik,¹⁷⁸ во статијата посветена на варијациите во дизајнот на парцијална протеза (J Prosthet Dent, 1973) на д-р W. Frantz. Во неа авторот доаѓа до сознанија за тотален недостиг на консензус при дизајнирањето на протезата. Тој може да ги разбере различните пристапи во дизајнот, но сосема вознемирувачки му влијае неможноста за изнаоѓање одржлив пристап кој би резултирал со најмалку можни варијации во дизајнот. Ваквата состојба, според авторот, се должи на недоволен број на повторувања на слични ситуации, со кои стоматологот ќе може да развие, во согласност со нив, филозофија на дизајнирање на протезата. Решението на овој проблем се бара во авторизирање на податоците од страна на стоматологот, како и во потребата од воведување нови постапки кои ќе го зголемат и изедначат квалитетот на изработките. Со овие податоци се сложува и Nokubi T et al.,¹⁴² кој во своите испитувања на мерењата и процените на морфолошките карактеристики на ретенционите заби потврдува дека конвенционалните паралелометарски методи, во кои се вклучени емпириски правила треба да се преиспитаат и да се заменат со порационални паралелометарски методи како што е системот на дигитален паралелометар.

Со воведувањето на CAD/CAM технологијата, голем дел од овие проблеми без да сакаме се решаваат со помош на примената на компјутерите во планирањето и изработката на протезите. CAD/CAM технологиите имаат значителен развој во стоматолошката протетика од нивното појавување па сè до денес. Нивните техники и технологии во целост ја менуваат сликата на стоматолошката протетика. Терминот CAD/CAM, кој нашироко е прифатен во светската стоматологија, повеќе е мисионерски, бидејќи не е доволно прецизен во толкувањето на процедурата на изработката и не дава никакви информации за методот на изработка. Идејата за CAD/CAM изработки во почетокот беше генерирање на реставрации во ординациите (chairside) само за неколку минути. Сепак, сложеноста, софистицираноста и трошокот на CAD/CAM операциите при дизајнот и мелењето, придонесе оваа технологија да се пресели назад во заботехничката лабораторија. И покрај фактот што првичната цел за CAD/CAM генерираната реставрација беше да се обезбеди ниска цена како алтернатива на амалгамот, сите истражувања покажаа сосема поинаква насока.¹⁸⁴ Меѓутоа, дигиталната стоматологија созрева од самите почетоци, и покрај тоа што беше ограничена на третман во една посета, односно изработка на инлеј или онлеј (chairside) процедури, а сега може да се примени на речиси секоја ресторативна ситуација, вклучувајќи ја и рехабилитацијата кај тоталната беззабност.¹⁸⁵

Испитувањата на ретенционата сила помеѓу двата типа протези и изворите на ретенцијата со воведување нови дигитални технологии кои со своите карактеристики придонесуваат за зголемување на квалитетот, најверојатно не се исцрпени докрај. Ова наше мислење го потврдува авторот¹⁹ во своето издание со коментарот дека сигурно сите можности на кои може да се базира ретенцијата кај протезите се уште не сè опфатени.

Голем број публикации за CAD/CAM системите може да се најдат при прегледот на литературата, што ни зборува за брзиот развој на оваа технологија. Меѓутоа сосема мал број од нив обрнуваат внимание на испитувањата на ретенционите способности на CAD/CAM протезите. Поткрепа на ваквото мислење даваат Lang, Tulunoglu,⁹⁴ коишто врз основа на своите истражувања на стручната литература укажуваат на потребата од клинички испитувања на ефикасноста на CAD/CAM ПСП. Делумно причината за ваквото тврдење треба да ја бараме во подоцнежниот развој и заинтересираноста кај производителите на CAD/CAM опремата за програмските софтвери во примената на CAD дизајнот на протезите (SensAble Dental 2007 год., Digilead-Digistell 2009 год., Exocad-Dental CAD 2010 год., 3Shape 2012 год.). На ова укажува и Aeron et al.,¹⁸⁶ кој проблемот во изработките на парцијална протеза со почетоците на скенирањето го согледува во неможноста на читањето податоци при скенирање на меките ткива и оклузијата. Денес речиси 50% до 58% од сите индиректни реставрации се делумно или целосно произведени од страна на CAD/CAM системите. До 2015 година најверојатно овој раст ќе се зголеми за уште 15%. Авторот¹⁹¹ кој ги дава овие податоци, смета дека многу од стоматолозите незнаат, или пак немаат интерес и не се вклучени во процесот на изработка, кој е со помош на CAD/CAM технологија.

При испитувањата на CAD/CAM системите, истражувачите вниманието го задржуваат на:

- ❖ прецизноста;
- ❖ заштедата на време;
- ❖ потрошениот материјал – цената на чинење на производот.

Прецизноста на протетичките реставрации изработени со CAD/CAM технологијата е со променливи вредности кои се различни, во зависност од CAD/CAM системите. На прецизноста, во голема мера влијае квалитетот на изработката, кој зависи од *материјалот и од начинот на неговата обработка*. Duret⁶¹ смета дека машински обработливите материјали претставуваат есенцијална точка во развојот на CAD/CAM системите во стоматологијата. Денес може да се користи само 2% од расположливиот материјал во светот, поради техниката на лиење, која претставува ограничувачки фактор. Со користењето на CAD/CAM технологијата, повеќе од 80% од материјалите би станале достапни за примена во стоматологијата. Исто така, би се избегнала употребата на релативно хомогени материјали, а би се

користеле материјали со хетерогена структура, кои ќе ја респектираат динамичката анализа на силите што се јавуваат во устата на пациентот.

CAD/CAM системите, главно, се стремат кон обработка на керамички материјали. Од медицинска, биолошка и естетска гледна точка, во иднина керамичките материјали имаат висок потенцијал како биокompatибилни и евтин материјал во стоматолошка протетика. Од металните структури, особено внимание се обрнува на титаниумот кој се карактеризира со добра биокompatибилност, со висока отпорност на корозија, со ниска густина. За разлика од методот на леење, CAD/CAM методот е способен да произведе реставрации кои не содржат порозности како резултат на индустриски префабрикувани блокови за обработка.

Индустриски префабрикуваните необработени (сурови) материјали се произведени под постојани (оптимални) најповолни и повторливи (или изработки кои се изработуваат по примерок од нешто) услови, кои ги задоволуваат највисоките стандарди за чистота, хомогеност и квалитет на материјалот. Со користење на ситно – гранулиран прав, на технологија на чисти простории, на висока примарна компресија пред синтрање (зелено тело), контролирана подготовка на големината на честичките и на врело изостатично згуснување на честичките (hip), уште повеќе ќе се намали преостанатата порозност, а со тоа ќе се зголеми квалитетот на материјалот. На овој начин може да се искористи целосниот потенцијал што го има материјалот со уважување на неговите карактеристични својствата.¹⁸⁷

Споредбата во испитувањето на механичките својства кај машински обработлив и леан титаниум, покажа зголемена затегнувачка цврстина и развлекување кај леан титаниум при термичка обработка, додека кај машински обработливиот титаниум немаше такви ефекти. Тие не покажаа значајна разлика во модулот на еластичност и процентот на издолжување King et al.¹⁸⁸

Прецизноста на CAD/CAM изработките варира кај различни системи, како и на ниво на нивните генерации. Поновите системи, нормално, се стремат кон поголема прецизност што системот ќе го доведе до совршенство. Од овие причини, испитувањата сè повеќе се насочени кон мерење на прецизноста на поединечни системи, различни CAD/CAM системи и споредба на прецизноста со конвенционални системи. Кај овие системи може да се забележат повеќе елементи на прецизност што можеме да ги поделиме на три основни компоненти на CAD/CAM системот:

- Процес на скенирање;
- Процес на виртуелна моделирање;
- Процес на изработка на реставрацијата.

Овие елементи имаат различно влијание во целиот процес и евентуалните грешки поединечно кај секој од нив ќе влијаат на конечниот резултат.

- *Процесот на скенирање* – скенерите како дел од CAD/CAM технологијата имаат влијание во прецизноста на собирањето на податоците и во нивното претворање во дигитална форма, од што зависи и добивањето на финалниот производ на една протетичка реставрација. Влијанието на прецизноста на скенерите можеме да го согледаме во: методите на скенирањето – (контактни или неконтактни), изворот на светлина (бела светлина или ласерска монохроматска светлина), физичките карактеристики на можностите на скенирањето (движењето на носачот на модели и главата на скенерот), зголемување на резолуцијата, процесори со поголема меморија, поголем број на сензори...

Сите набројани поединечни фактори имаат поединечно влијание врз вкупниот збир на прецизноста на скенерот. Така, на пример, Даштевски et al.¹⁸⁹ прави компаративна анализа на повеќе карактеристики кај осум скенери. Тој укажува дека вообичаено, времето на скенирањето и бројот на камери може да се поврзат со прецизноста и да се направи погрешна претпоставка за нивната поврзаност. При тоа го издвојува скенерот Zfx Evolution, кој и покрај тоа што има две камери и време на скенирање кое не е најкратко, има најголема прецизност од дури 9 μm . Person et al.¹⁹⁰ при испитувањата на одредени скенери доаѓа до податок дека нивната релативна прецизност е речиси еднаква. Компаративните анализи помеѓу Trios и KaVo Everest скенерите што ги прави авторот,¹⁹¹ потврдуваат дека не постои значајна разлика во прецизноста. Меѓутоа, измерените отстапувања имаат нешто пониски вредности кај KaVo Everest, со што е потврдено дека екстраоралните скенери за дигитализација во однос на интраоралните имаат поголем степен на прецизност и точност. Испитувањето на различни стратегии на скенирање и нивната врска со прецизноста на целосно беззабни вилици го прават Ender, Mehl.¹²⁷ Тие покажуваат дека техниката со подготовката на полето на скенирањето со прав и техниката која не употребува прав, имаат исто ниво на прецизност. Истите автори Ender, Mehl¹⁹² во своите понатамошни истражувања, прават споредба на класичното и интраоралното отпечатување кај отпечатување на целата оклузална површина. Сосема јасно ги даваат разликите помеѓу дигиталните отпечаточни техники, кои покажуваат повисоки локални отстапувања и немаат супериорна точност во однос на

многу точни конвенционални техники на отпечатување. Сепак, дигиталните отпечатоци обезбедуваат одлични клинички резултати во рамките на нивните индикации со примена на правилна техника на скенирање. Во однос на прецизноста на скенерите авторите¹⁰⁷ посочуваат на податокот дека во моментот не постојат заеднички стандарди за мерење и за потврдување на точноста на стоматолошките скенери. Повеќе производители не даваат податоци за точноста во своите спецификации,¹⁹⁰ додека голем број производители тврдат дека точноста е на површина од 20 μm ,¹⁰⁷ поради што таа не може да се спореди или потврди. Кај скенерите со отворен систем можеме да ги добиеме податоците и да направиме некаква споредба, додека кај скенерите со затворен систем, таква можност не постои, односно податоците може да се добијат само од производителот. Поради ова, истите автори се на мислење за воведување специјализирани акредитирани компании или метролошки лаборатории, кои применуваат референтни објекти со точност многу повисока отколку онаа на скенерите. Одредена група автори,^{108,130} дискутираат околу фактот која технологија е подобра, односно прават споредба на скенирање со бела светлина и на скенирање со ласер. Во реалноста, и двете техники на скенирање можат да постигнат точност помала од 20 μm , но во своите истражувања ги наведуваат и другите карактеристики што се поврзани со прецизноста, односно со калибрацијата и софтверот кои се содржани во скенерот, а кои имаат влијание во обезбедувањето прецизни резултати. Софтверските алгоритми кои ги содржи скенерот нема да можат да ги надоместат промените што настануваат како резултат на температурните разлики, бидејќи хардверот содржи места што се прицврстени со заварување, сврзувачки елементи, одредени делови се залепени, а одредени делови се разликуваат по маса и т.н., па поради тоа и прецизноста ќе биде зависна од комплексното проширување на скенерот. Покрај ова, како еден од повеќето фактори за точноста на скенерот, авторот¹⁰⁸ го посочува и квалитетот на производство. Големите производствени компании на 3D скенери имаат подобри производствени капацитети и алатки, кои можат да го автоматизираат процесот на изработка на делови, со што се добива поголем квалитет на изработките. На овој начин се намалува производствената варијабилност на најниско можно ниво, за разлика од производствените операции каде што учествува човекот и можните грешки како последица на невнимание. Сите досегашни напори за подобрена точност, како и другите технички карактеристики на дигиталните скенери, според

Weston,¹⁹³ придонесуваат за поголема доверба кај стоматолозите при планирањето на идните протетички реставрации, посебно кај поголеми или покомплексни случаи. Овој автор посебно ја назначува точноста и конзистентноста на скенерите, односно грешката која тие можат да ја направат. Точноста на системите што во моментот се произведуваат и можноста за грешка на која стоматологот при избор на скенер треба да обрне внимание, варира околу 1%. Важноста на овој податок авторите¹⁹⁴ ја прикажуваат преку пример на една коронка од 5 mm, грешката во прецизноста на 1% изнесува 50 μ m. Ваквиот податок е посебно важен, бидејќи колку што е подолга реставрацијата – толку повеќе е потребна прецизноста. Но, сепак, тие констатираат дека со употреба на високо прецизни скенери, стоматолозите можат да испорачуваат константно добри реставрации.

- *Процес на виртуелна моделирање (CAD)* – Денталните софтвери се специфични програми со одредени намени, кои физичките методи на изведба од теоретските и практичните знаења ги претвораат во виртуелни. Напредокот на софтверските системи го следи развојот на скенирачката технологија. Како што спомнавме, големите софтверски компании (SensAble Dental, Digilex-Digistell, Exocad-Dental CAD, 3Shape), чија основна производствена дејност не е стоматолозијата, сепак за потребите на денталната индустрија создаваат софтвери со намена на дизајнирање на скелетирана парцијална протеза. Софтверот со кој се изработува виртуелен модел на скелетот ги содржи сите елементи што математички може да се дефинираат, односно оралните површини на скелетот и деловите кои се надвор од слузокожата, а се формираат со веќе познати форми на моделирање, додека површините што се во контакт со слузокожата – се дефинирани од нивната релјефна структура. Од почетоките на креирањето на софтвер за создавање дизајн за една коронка и мост од максимум три члена, развојот на софтверските програми денес овозможува широка палета на специјализирани софтверски решенија, како што се: дизајн и производство на скелети за парцијални протези, ортодонтски апарати, имплант абатменти како и конвенционални Dolder и Hader пречки за покривни протези. Развојот на софтверите се движи во правец не само да ги артикулира регистрациите на загризот, но исто така и да ги симулира движењата на долната вилица – како што се протрузија, ретрузија, латеротрузија и движењата на балансната страна. Софтверските параметри денес веќе можат да ја дотераат оклузијата со различни микронски

нагодувања на туберите во фисурите на антагонистите со помош на „клик на глумчето“. Исто така, новите системи овозможуваат дизајнирање на целосна коронка и при тоа е овозможено автоматско нагодување на контактите и оклузијата со референциите на антагонистите.¹⁹⁵ Стоматолошките производствени компании (Cерcon, Lava, Neo Precident, Procera) создаваат свои CAD/CAM технологии на затворени системи. Ваквите затворени решенија, односно користење на компонентите од системот само за свои потреби, во почетокот на 2000 година го изменија начинот на денешните производи на софтверските опреми кои се на основа на размена на STL форматите. Квалитетот на податоците со премин од еден систем во друг е со променливи стандарди во однос на прецизноста, бројот на триаголници, отвореноста кон други системи, што влијае на понизок квалитет, повеќе потрошено време за дизајн или производство на протезата. Согледувајќи ги овие недостатоци Digilex, кој користи отворен систем компатибилен со сите стоматолошки скенери, оспособен за создавање на STL датотека која совршено се вклопува во сите CAD/CAM стоматолошки системи, подоцна ја создаваат OptiMESH програмата. Тоа е софтверско решение со дополнителна алатка која е моќна и содржи лесно употребливи решенија. Оваа опција овозможува пред самиот крај на моделирање да се направи модификација на која било алатка за моделирање и на тој начин пред самата финализација на изработката да се согледаат, да се проверат и брзо да се поправат STL фајловите. По инспекција на виртуелниот модел и согледување на проблемите кај различни стандарди за решенија на скелетот, корисникот може да користи сеопфатен сет на алатки за исправање и извлекување на најдоброто можно решение на скелетот според потребите на дизајнот. Производителот ја нуди оваа алатка како соодветно дополнување на останатите постојни софтверски пакети за подобрување на дигиталните изработки на корисниците. Софтверските решенија кај CAD/CAM технологијата се засноваат на BSpline геометрија. Овој систем го користат и SensAble™ кој се содржи од криви кои се дефинирани преку контролниот полигон утврдени со збир контролни точки. Контролниот полигон со повеќе од две точки им овозможува на различни криви да бидат генерирани од зададените точки и на тој начин да го формираат виртуелниот модел.

- *Процесот на изработка на реставрацијата (CAM)* – Денес современите технологии за производство на скелети кај парцијални протези ги користат т.н. **суптрактивни методи**. Овој

начин на изработка користи метод со одземање на материјал од поголеми работни блокови за да се добие конечната форма на планираната протеза која е со помал изглед од работните блокови од страна на компјутерски контролираната машина. Сите машини се опремени со CAM софтвер кој автоматски ги преведува планираните CAD нарачки и го трасира патот по кој ќе се движи CNC машината. Тука се вклучени серија пресметки кои го диктираат CNC фрезувањето со секвенционирање на алатките за фрезување, нивната насока на движење и големината. Ова се должи на нерамнините кои се јавуваат кај стоматолошките реставрации, поради што CNC машините комбинираат фрези со различни големини.¹⁹⁶ CAM софтверот исто така вклучува компензациони чекори за дијаметарот на фрезата, што дава сигурност дека мелењето ќе ја достигне саканата површина без жртвување на делови од работните блокови.¹⁹⁷

Стоматолошките CNC машини се составени од уреди со повеќе оски на движење за да се олесни 3D мелењето на стоматолошките работни блокови. Системи со 3 оски на движење најчесто се користат во стоматолошката практика. Движењето на фрезата кај нив е според вредностите на пресметаната патека, па поради тоа има предност над постоењето минимални пресметки и кумулативно време на фрезирање.

Во индустријата, 3-оскини машини не можат да произведат конвергенција, дивергенција и високо дефинирани функции или режење на сите површини, освен ако примерокот не е рачно пресметан. Во стоматолошките апликации ротација на работниот блок од 180° е вклучена во рамките на машината, со што е овозможено 3D мелење на внатрешни и надворешни површини, дивергентно и конвергентно движење на површината која се фрезира и воспоставување поголема дефиниција на површинските карактеристики.¹⁹³ Брзината на мелење може да биде зголемена со инкорпорирање на две фрези кои работат истовремено. Заради ограничено движење на фрезата, машините со три оски не можат да произведат протези со големи конструкции. За разлика од три-оскиното движење, машините со четири оскино движење имаат дополнителна оска на движење на работните блокови. Оваа карактеристика им овозможува режење на поголеми блокови и производство на долги скелети.¹⁹⁸

Машините со пет оски на движење имаат можност за ротација на вртеното во кое се всадува фрезата со работните блокови. Ваков начин на работа го олеснува производството на многу сложени геометриски и мазни надворешни површини.

Изработката на мазни површини е овозможена со тангенцијално движење на фрезата. Во индустријата овие машини се користат за изработка на многу комплексни делови, додека во стоматологијата се погодни за производство на комплексни форми, како што се, на пример, базите на акрилатните протези.¹⁹⁹

Bauer et al.⁸⁶ прави анализа на CNC машините со три, четири и пет оски на глодање. Во своите испитувања ја прикажува предноста на воведување четврта оска, со која е возможно да се приспособат конструкции на фиксните дентални надоместоци и парцијални протези со поголеми вертикални висини од вообичаените димензии на блоковите. На овој начин, со помош на четвртата оска, се заштедува материјал и време за стружење во процесот на CAM делот на изработка на протезата.

Според истиот автор, квалитетот на реставрацијата не се зголемува задолжително со бројот на оски за обработување на материјалот. Квалитетот на изработката повеќе произлегува од крајниот резултат на дигитализацијата, процесирањето на податоците и процесот на производство.

Во машинското производство на CAD/CAM технологиите се вбројуваат и **адитивни процеси**, кои се стремат да им бидат конкурентни на традиционалните техники. Овој пристап би требало да ги елиминира високите трошоци и високоспецијализираните лабораториски процедури што се поврзани со традиционалното производство, а ќе овозможи појава на голем број нови посложени продукти, паралелно со развојот на машините. Како резултат на тоа, стоматолошките технологии ќе можат да манипулираат со производство на материјалите, а ќе се зголеми и бројот на материјали кои ќе бидат применливи во стоматологијата. Во овој момент, овие технологии работат со материјали кои примарно повеќе се користат во авионската, вселенската и автомобилска индустрија отколку во стоматолошка или медицинска апликација, за што се наменети.¹⁶¹

Компјутерски потпомогнатото производство продолжува да одговара на значајните и редовни побарувања на стоматолошката наука. Многу веројатно е дека во блиска иднина ќе се случи широко прифаќање на неговата употреба во стоматологијата. Во моментот, суптрактивниот метод е најшироко спроведуван протокол за производство во стоматологијата. Адитивните процеси и нивните методи моментално експоненцијално покажуваат раст на производство и најверојатно ќе се користат почесто во иднина заради нивната точност и спектар на апликации, кои се во развој.¹⁹⁵

Со зголемувањето на прецизноста на факторите (скенирање, моделирање, глодање) кои влијаат на изработките, пропорционално се зголемува ретенцијата и функционалноста на протезата.

Нашите резултати на измерените вредности на ретенционата сила кај CAD/CAM ПСП и нивна статистичка обработка и симулациониот метод, покажуваат средната вредност на нормалната компонента на силата на ретенција во износ од 0,045 N.

Добиените резултати можеме да ги сметаме за основен показател на силата на ретенцијата на водечките површини кај CAD/CAM протезите, бидејќи во достапната литература не можат да се пронајдат било какви податоци за вредности на измерена ретенциона сила.

8.4. Корелација на ретенционата сила реализирана врз база на двете методологии

Направени се испитувања на две методолошки различни единици, односно на конвенционални и на CAD/CAM протези. Како краен резултат, и кај двете методи е потребата од успешно изведена парцијална протеза со задоволителни функционални вредности.

Иако ги споредуваме двата типа протези со нееднакви чекори во нивните изработки, сепак потребата од задоволителна функција и од добри ретенциони карактеристики им дава заеднички особини.

Во достапната литература, податоците за компаративни вредности на ретенцијата на водечките површини на скелетирана протеза кај конвенционален и кај CAD/CAM метод се многу скудни.

Статистичките резултати и симулациониот модел на средната вредност на нормалната компонента на силата на ретенцијата кај конвенционалните и кај CAD/CAM моделите и нивниот корелативен сооднос покажуваат за околу 64% поголема вредност кај CAD/CAM моделите. Без сомнение, можеме да кажеме дека повисокиот процент на ретенција кај CAD/CAM изработките се состои во начинот на неговата изработка, односно во прецизниот начин на скенирање на моделот, во виртуелното, речиси безгрешно моделирање кое е заштитено од импровизации и грешки од страна на самата програма и во софистицираната CAM машина, која изработката на протезата ја извршува до перфекција.

Овие резултати ни покажуваат дека во иднина со голема сигурност треба да го прифатиме CAD/CAM како приоритетен метод во начинот на планирање и на изработка на ПСП.

8.5. Потрошувачка на материјали

Специфичноста во изработката на CAD/CAM скелетите придонесува за употреба на нови методи и материјали во стоматолошката протетика. Изработката на реставрацијата кај конвенционалните техники прави промена на иницијалниот материјал со различни постапки (леење, топење, синтерување...). Технологијата на CAD/CAM системите го менува начинот на изработка и го зголемува подрачјето за користење префабрикувани материјали, кои може да се употребат без никакви ограничувања што постојат кај конвенционалните стоматолошки лаборатории.

Стоматолошките CAD/CAM системи имаат предности кои не можат да се споредуваат во однос на механичките својства на материјалот и прецизноста на реставрациите. Стоматолошките материјали кои се употребуваат од страна на CAD/CAM системите се произведени со користење на стандардизираните процедури на производство под строга контрола на квалитетот. На овој начин добиените материјали обично се подобри во квалитетот, отпорноста и издржливоста од оние кои се користат во традиционалниот процес на леење. Исто така, при процесот на глодање, материјалите не се изложени на дејство на голема топлина, каква што се јавува кај класичниот начин на изработка, што може да доведе до проблеми во финалниот производ. Затоа, стоматолошките реставрации фабрикувани од CAD/CAM системите поседуваат оптимални механички својства (сите керамички материјали имаат механички напон на свиткување поголем од 500 МПа). Прецизноста на реставрацијата, како и нејзиното налегнување кај овие системи е предвидливо, благодарение на неговите компоненти: скенерот, софтверот и глодачката машина²⁰⁰.

Во табелата 12 прикажани се поодделно постапките на потрошениот материјал при изработка на протезите кај двата метода. Од табелата се гледаат фазите за потрошен материјал, од кои дел се заеднички, а дел се различни. Така, во фазите на моделирањето кај конвенционалниот метод трошиме восочни профили, додека кај CAD/CAM методот, во фазата на скенирање и виртуелно дизајнирање, немаме потрошувачка на материјал. Режењето на блокот е чекор кој не постои во конвенционалниот метод, а се користи во CAD/CAM методот, каде што обично се искористува половина блок за добивање

на скелетот на протезата. Потрошувачката на масата за вложување и металот е речиси иста и кај двете методи.

8.6. Времетраење на изработката на ПСП

CAD/CAM техниките даваат една исклучителна можност за користење на модерните техники на физичките науки и математиката во примената на реставративната стоматологија. Со надоаѓањето на дигиталната стоматологија и со прифаќање на високо-прецизни скенери, CAD софтвери, и CAM машини за изработка, најдено е соодветно решение кое може да ги намали грешките при планирањето и изработката на ПСП, а со тоа и времето и трудот потребни за нејзината изработка можат да се намалат за повеќе од половина.

Во основа, кај начинот на изработката на CAD/CAM реставрација постојат два типа системи: само скенирање и скенирање и глодање. Системите коишто служат само за скенирање, му овозможуваат на корисникот да земе дигитален отпечаток и да ги испрати податоците до центарот каде што се изработува лабораториски работен модел врз кој ќе се изработува конечната реставрација. Другиот систем овозможува скенирање и глодање на реставрацијата во ординацијата. Овој тип обезбедува корист за пациентот, бидејќи со само една посета тој добива готов производ. Сепак, мора да напоменеме дека овој систем бара обучен тим на изведувачи и дополнително време за конечната изработка. Од табелата 13 можеме да забележиме дека времето на изработките кај конвенционалните и CAD/CAM кај протези е подеднакво. Меѓутоа, предностите на CAD/CAM технологијата се во тоа што поголем дел од процесите на изработката се извршуваат автоматизирани, под контрола на компјутерска програма, односно од страна на апаратурата што ја поседува CAD/CAM системот. Тој поседува програми кои укажуваат на неправилна изведба и му укажуваат на техничарот за грешките во фазата на планирањето и на изведбата на протезата. На овој начин, овозможено е да се намалат грешките при работата и повторување на изведбата, со што се заштедуваат времето и материјалот за повторената изработка.

Благодарение на DIGILEA RPD и нејзината иновативна технологија, стоматолошките лаборатории можат да ја зголемат продуктивноста за 30 % и да го скратат времетраењето на производствениот циклус за 60 % до 80 %. Ваквиот резултат е овозможен со заобиколување на одредени чекори, со побрзо и попрецизно моделирање и со подобрување на квалитетот на скелетот на протезата.

Во табелата 13 од нашите испитувања можеме да ги согледаме фазите за изработката на потребното време, кое поодделно ќе биде потрошено за изработката на протезата како кај конвенционалните протези така и кај CAD/CAM протезите.

При тоа се забележува разликата на потрошеното време за изработка на протезата во поодделните фази коишто ги има кај едниот метод а ги нема кај другиот. Сепак, можеме да ја направиме споредбата како вкупно потрошено време, кое како сумарен резултат и кај двете методи изнесува 300 min. Одовде произлегува дека потрошеното време за изработка на протезите е еднакво кај двата користени метода. Меѓутоа, мораме да го потенцираме фактот што времето кое го троши забниот техничар, односно неговата мануелна искористеност на потрошеното време кај CAD/CAM системот, е помало, со што му преостанува повеќе слободно време да ѝ посвети внимание на комплетната изработка на реставрацијата. Така, на пример, фазата на скенирање која трае 15 min ја прави скенерот, фазата на CAD дизајнирање е пократка и многу полесна и попрецизна, или фазата на режење, којашто трае 90 min, ја извршува CAM машината.

8.7. Новите тенденции во концепциите за изработка на ПСП

Како резултат на континуираниот развој на хардверските и софтверските компјутерски системи, новите методи на производство и новите концепти во планирањето, овозможуваат дополнително намалување на трошоците. Стоматолозите кои ќе се соочат со овие техники во иднина мора да имаат некои основни познавања од оваа проблематика ако сакаат да имаат корист од овие нови процедури.

Адитивните технологии се стремат да бидат конкурентни во однос на традиционалното производство на стоматолошки производи. Овој пристап би требало да ги елиминира високите трошоци и високоспецијализираните лабораториски процедури кои се поврзани со традиционалното производство, а ќе овозможи и појава на многу голем број нови посложени продукти, паралелно со развојот на машините. Како резултат на тоа, стоматолошките технологии ќе можат да манипулираат со производството на материјалите, а ќе се зголеми и бројот на материјалите кои ќе бидат применливи во стоматологијата. Во моментот, овие технологии работат со материјали кои примарно се користат во авионската, вселенската и автомобилската индустрија, а секундарно се наменети за стоматолошка или медицинска апликација¹⁶⁰.

Компјутерски потпомогнатото производство продолжува да се подложува на значајни подобрувања и на широко прифаќање на неговата

употреба во стоматологијата. Во моментов, суптрактивниот метод е најшироко спроведуван компјутерски потпомогнат производствен протокол за изработка на реставрации кои се со поголема цврстина. Од друга страна, адитивните методи имаат предност за производство на поголеми објекти, со површински неправилности, што ги прави погодни за производство на лицеви протези и на парцијални метални подвижни протезни рамки.²⁰⁰ Затоа е од клучно значење за стоматолозите и стоматолошките техничари да се запознаат со предностите и недостатоците на компјутерски потпомогнатото производство, кое продолжува да се развива и да станува составен дел на секојдневната стоматолошка практика.

9. ЗАКЛУЧОЦИ

Со изучувањето на морфолошките карактеристики на ретенционите заби, со нивната просторна положба на оклузалната рамнина, како и со артефицијалното оформување на апроксималните површини, овозможено е правилно планирање и изработка на конвенционални протези и CAD/CAM парцијални скелетирани протези.

Истражувањето реализирано во рамките на оваа докторска дисертација, во кое се испитани и анализирани компаративните предности на конвенционално изработените протези и CAD/CAM протезите, во целост ги оствари целите на оваа теза.

1. Регистрирана е природната подминираност. Потврдено е дека поради широката варијабилност на аголот на подминираноста, остварувањето на единствен правец на внесување на протезата и на нејзината функција, без подготовка на ретенционите заби, е тешко остварливо. Поради тоа забот е обработен со дополнителна артифицијална подминираност од 2°. Одбрана е токму таа вредност на аголот, со мала вредност на инклинација на патот на внесување на протезата, која ќе овозможи максимално да се искористи ретенцијата, но, во исто време, минимално да се интервенира на забната површина;
2. Согледана е разликата помеѓу конвенционалните ПСП и методите изработени со CAD/CAM системите, и тоа во однос на:
 - големината на ретенционата сила,
 - функционалноста,
 - потрошениот материјал и
 - времето потребно за изработка.

Статистичката анализа на резултатите, симулационите истражувања и компаративната анализа покажаа дека силата на ретенција кај CAD/CAM моделите е сигнификантно поголема од онаа кај конвенционалните модели, и тоа за 64%.

Направена е процена на планираната ретенциона сила кај двата метода, која ни покажува дека таа може да се предвиди попрецизно кај CAD/CAM моделите за 2,4 пати повеќе од онаа кај конвенционалните модели.

Констатирано е дека CAD/CAM изработките – поради супериорните методи во процесот на изработката, прецизноста, намаленото влијание на

човечката грешка, поголемото време за изработка на поголем број реставрации, префабрикуваните материјали, чиешто физички својства се стабилни во поголем опсег на промени – покажуваат зголемена ретенција во однос на конвенционално изработените реставрации;

3. Супериорноста на CAD/CAM технологиите и едноставноста на методот, несомнено нè наведува на неодложна примена во секојдневната практика како резултат на насоките и предностите како што се:

- Сегментираност на системот – изработка на трите компоненти на CAD/CAM системот во една, или изработката на поединечните компоненти, ќе биде во различни стоматолошки техники;
- Користење на софтверските пакети со основните правила на одредени школи за планирањето на дизајнот и можност за индивидуална доработка;
- Способност за менување на дизајнот и за повторно дизајнирање без потреба да го рестартираме целиот процес;
- Чување на податоците во дигитална форма, што од своја страна овозможува споделување на дизајнот меѓу техничари и стоматолози преку интернет/e-mail;
- Прецизно планирање на ретенционата сила на рачката на кукачката и на водечките површини;
- Користење на фрезирачки машини, коишто даваат речиси идеален производ;
- Намалување на влијанието врз животната средина, како резултат на намалување на отпадот;
- Подобрување на здравствените и безбедносните карактеристики.

Ваквата модификација на постојните пристапи во стоматопротетичките концепции за изработка на ПСП, и примената на новите CAD/CAM технологии бараат и обучен кадар, за што се потребни едукативни усовршувања на изведувачите на CAD/CAM изработките.

Единствен недостаток на CAD/CAM технологијата е цената на чинењето на опремата, која се употребува во процесот на изведбата, но, во однос на претходно посочените предности, тоа е нешто што на крајот сепак се исплати.

Библиографија

- ¹ Reiss B. Cerec standard 3-D occlusal contouring in comparison with the new biogeneric occlusal morphing: a case report. *Int J Comput Dent* 2007; 10: 69-75
- ² Mehl A, Gloger W, Kunzelmann K H, Hickel R. A new optical 3-D device for the detection of wear. *J Dent Res* 1997; 76: 1799-1807.
- ³ Linkoln L. RPD – Rapid product development. *Proceedings of Virtual Concept 2006 Playa Del Carmen, Mexico, November 26th – December 1st, 2006.*
- ⁴ Даштевски Бл., Богдановски И. Просторен однос помеѓу франкфуртска хоризонтала и оклузалната рамнина. 1^{ва}. Конгрес на стоматолозите на Македонија, Охрид: Здружение на стоматолози од Македонија. 1994: 82.
- ⁵ Даштевски Бр. Употребна вредност на бипупиларната и Кампер-овата линија при определувањето на ориентационата протетичка рамнина (дисертација) Скопје, Македонија: Стоматолошки факултет, 1987.
- ⁶ Даштевски Бр. Стоматопротетичка рамнина-антрополошки аспект. Елнат. Куманово, 1994.
- ⁷ Krol A.J. RPI clasp retainer and its modification. *Den. Clin. Nort.Am.* 17: 631-649, 1973.
- ⁸ Neill D.J. Walter J.D. Partial dentures. Blackwell, Oxford, 1983.
- ⁹ Watson R. M. Guide planes. In: Bates J F and al, ed. *Restoration of the partially dentate mouth. Proceedings of the second International Prosthodontic Symposium-1982.* Chicago: Quintessence Publishing Co, 1984; 193—199.
- ¹⁰ Watt D.M., Mc Gregor A. R. *Desinging Partial Dentures.* Bristol: Wright, 1984; 55—66.
- ¹¹ Thomson H. Occlusion. Wright. Second edition, 1990.
- ¹² Dastevski Br, Dastevski Bl. Oktant in antropometry of the viscerocranium. *Int Dent J.* 45(5):309, 1995.
- ¹³ Гугувчевски Љ. Оклузија. EIN.SOF. Скопје, 1997.
- ¹⁴ Даштевски Бл., Гугувчевски Љ., Бојаџиевска Л., Спиrowsка А. Дефинирање на положбата на моделот во паралелометар – нулта положба. 3^{та}. Конгрес на стоматолозите од Македонија со меѓународно учество, Охрид: Здружение на стоматолози од Македонија 190-191:2002.
- ¹⁵ Phoenix D. Rodney, David R. Cagna, Charles F. DeFreest. *Stewart's Clinical Removable Partial Prosthodontics.* Quintessence Publishing Co., Inc. 2003 Chicago, Berlin, Tokyo, Copenhagen, London, Paris, Milan, Barcelona, Istambul, São Paulo, New Delhi, Moscow, Prague, and Warsaw.
- ¹⁶ Glossary of prosthodontics terms. *J Prosthet Dent.* 94(1): 10-92, July, 2005.
- ¹⁷ Dawson E. Peter. *Functional Occlusion: From TMJ to Smile Design.* Copyright © 2007 by Mosby, Inc., an affiliate of Elsevier Inc.
- ¹⁸ www.artiglio.it
- ¹⁹ Stamenković D., Nastić M. *Stomatološka protetika parcijalne proteze.* Zavod za udžbenike, Beograd, 2000.
- ²⁰ Јанкуловска Е. Анатомија и морфологија на вилиците и забите. Универзитет „Св. Кирил и Методиј“ – Скопје, Стоматолошки факултет, Скопје, 2001.
- ²¹ Kumar P Sampath. *Dental Anatomy and Tooth Morphology.* Jaypee Brothers Medical Publisher (P) Ltd, 2007.
- ²² Scheid C Rickne, Gabriela Weiss. *Woelfel's Dental Anatomy: Its Relevance to Dentistry.* 2012, Lippincott Williams & Wilkins.
- ²³ Marić D, Kosovcević M. *Parcijalna Proteza.* Naučna knjiga, Beograd, 1978.
- ²⁴ Велески Д. Клиника и техника на парцијалните протези. Југореклам, Скопје. 2011.
- ²⁵ Гугувчевски Н. Љубен. Претклиника на парцијалното протезирање. ЦИНОМ, Скопје, 2008.
- ²⁶ Henning W. *Precision milling and partial denture constructions. Modern design, efficient production.* - 2nd Edition- Bremen 2009.
- ²⁷ Jones D. John, Lily T. Garcia. *Removable Partial Dentures. A Clinicians Guide.* © 2009 Blackwell Publishing.

- 28 Applegate O.C. Essentials of Removable Partial Prosthesis. Philadelphia: W.B. Saunders Co, 944.
- 29 Kratochvil F.J. Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. J. Prosthet. Dent. 13: 114—124, 1963.
- 30 Stewart K.L., Rudd K. D., Kueber W. A. Clinical Removable Partial prosthodontics. St. Louis: C V Mosby Co, 1983.
- 31 Davenport J.C, R.M. Basker, J.R. Heath. A clinical Guide to Removable Partial Denture Design. British Dental Journal, 2000.
- 32 Trifunović D. M, Vujošević Lj. Stomatološka protetika fiksne nadoknade. Evropski centar za mir i razvoj. Beograd 1998.
- 33 Loney W R. Removable Partial Denture Manual, 2008.
- 34 Carr B. Alan, David T. Brown. McCracken's Removable Partial Prosthodontics. Mosby, 12 edition 2010.
- 35 Stratton J. Russel. /Frank J. Wiebelt. An Atlas of Removable Partial Denture Design. Quintessence Publishing Co., Inc. 1988 Chicago, London, Berlin, São Paulo, Tokyo, and Hong Kong.
- 36 Cameron DA., Lyons MF., Watson IB. The hinge clasp in removable partial denture design. Dent Update 1995 Apr; 22(3): 100—102.
- 37 Sato Y, Abe Y, Yuasa Y, Akagawa Y. Effect of friction coefficient on Akers clasp retention. Prosthet Dent. 1997 Jul;78(1):22-7
- 38 NaBadalung P. D, Nicholls I. J, Brudvik S. J. Frictional Resistance of Removable Partial Dentures With Retrofitted Resin Composite Guide Planes. Int J Prosthodont.10(2): 116—122, March—Apr, 1997
- 39 Keltjens HM, Witter DJ, Creugers NH. Conventional retaining of removable partial dentures. Ned Tijdschr Tandheelkd. 2009 Dec;116(12):655-63.
- 40 Даштевски Б. Специфични отпечаточни процедури кај едностранна и билатерална терминална парцијална беззабност. Макед Стоматол Прегл 2009;33 (1-2): 15-21.
- 41 Ali M, Waters NE, Nairn RI, West F, Sherriff M. A laboratory investigation of the role of guide planes in the retention of cast cobalt-chromium alloy partial denture frameworks. J Dent 2001 May; 29(4): 291—299.
- 42 <http://wiredspace.wits.ac.za/bitstream/handle/10539/13761/Mothopi%20research%20report.pdf?sequence=1>(09.03.2014)
- 43 Jerolimov V i sar. Osnove Stomatoloških materijala. Stomatološki fakultet. Zagreb, 2005.
- 44 Grković B, Teodosijević M. Zubotehnički materijali. Zavod za udžbenike i nastavna sredstva. Beograd, 1989.
- 45 http://www.cadcamfunda.com/history_of_cadcam(09.03.2014)
- 46 Rekow E.Dianne. Dental CAD/CAM systems A 20-year success story. J Am Dent Assoc, Vol 137, No suppl_1, 5S-6S, 2006.
- 47 Luthardt R, Weber A, Rudolph H, Schone C, Quaas S, Walter M. Design and production of dental prosthetic restorations: basic research on dental CAD/CAM technology. Int J Comput Dent 2002;5:165-76.
- 48 Strub R, Joerg E, Dianne R, Siegber W. Computer-aided design and fabrication of dental restoration. J Am Dent Assoc, Vol 137, No 9, 1289-1296, 2006.
- 49 www.uniklinik-ulm.de/struktur/kliniken/zahn-mund-und-kieferheilkunde/computerzaehne/home/cadcam-die-anfaenge.html © 2014 University of Ulm Last update: 06.01.2012
- 50 Altschuler B. Holodontography: an introduction to dental laser holography. School of Aerospace Medicine AD-758. 1973 : 191:1-29.
- 51 Garnick J, McGivern R. Error in the photogrammetric determination of volume of small object. J Dent Res 1974 : 2(53):495.
- 52 Schmidt R, and others. Automated crown replication using solid photography. US Army Contract no. DAMD 17.77.C-7041, 1977.

- 53 Swinson J. Dental fitting process, US Patent no. 3.861.044, 1973.
- 54 Young JM, Altschuler BR. Laser holography in dentistry. J Prosthet Dent. 1977 Aug;38(2):216-25.
- 55 Paul Heitlinger, Fritz Rodder. Method for the manufacture of dentures and device for carrying out the method. US 4324546 A, 1979.
- 56 Duret F, et coll. Demonstration pratique de l'empreinte optique, 9e. Entretiens de Granciere. Paris, 21 Septembre, 1983.
- 57 Duret F, et coll. Realisation d'un couronne par ordinateur. Congres A.D.F., Paris, 25 Novembre, 1985.
- 58 Duret F, Termoz C. Method of and Apparatus for Making a Prosthesis, Especially a Dental Prosthesis. U.S. Pat. No. 4,663,720 May. 05, 1987.
- 59 Duret F, JL Blouin, B Duret. CAD/CAM in dentistry. J Am Dent Assoc. 1988;117 : 715-720.
- 60 Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative system. Compend Contin Educ Dent. 2005 Jul;26(7):507-8.
- 61 Duret F. CAD/CAM in dentistry, Present and future application. Quintessence Int 1996;27:433-436
- 62 Davidowitz Gary, Philip G. Kotick. The Use of CAD/CAM in Dentistry. Dent Clin N Am 55 (2011) 559-570.
- 63 Tamamura T. Fujita, Watanabe H et al. Preliminary report on construction of prosthetic restorations by means of computer aided design (CAD) and numerically controlled (nc) machine tools. Bulltin of Kenagawa Dental College 2:79, 1984.
- 64 Kimura H, Sohmura T, Watanabe T. Three dimensional shape measurement of teeth (part 5): On movement by the newly developed double sensor laser displacement by the newly developed double sensor laser displacement meter. Journal of Japanese Society of Dental Material Devices 9(2):295, 1990.
- 65 Kimura H, Sohmura T, Three dimensional shape measurement of teeth (part 6). Measurement of tooth model by tilting method by means of the double sensor displacement meter and the simulation of occlusion. J Japan Soc Dent Mat Devices 9(4):179, 1990.
- 66 Kawanaka M. Development of the CAD/CAM System. J Osaka University 35(1):206, 1990.
- 67 [http://www.scribd.com/doc/77562247/CAD-CAM\(18.04.14\)](http://www.scribd.com/doc/77562247/CAD-CAM(18.04.14))
- 68 Schleyer T, Spallek H. Dental informatics: A cornerstone of dental practice. JADA May 2001 132(5): 605-613.
- 69 Pfeiffer J. Dental CAD/CAM technologies: the optical impression (II). Int J Comput Dent. 1999 Jan;2(1):65-72.
- 70 Persson A, Matts Andersson, Agneta Oden, Gunilla Sandborgh-Englund. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. J Prosthet Dent. Vol 95, No 3, March 2006.
- 71 Todorović A, Gedošev D. Cad/cam tehnologija u stomatologiji-danas i sutra. Leković i sar. Perspektive i dostignuća stomatologije. Beograd: GIP SPRINT, 2003:86-110.
- 72 Witkowski S, Lange R. Stereolithography as an additive technique in dentistry. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 2003; 113(8):868-84.
- 73 Sykes LM, Parrott AM, Owen CP, Snaddon DR. Application of rapid prototyping technology in maxillofacial prosthetics. Int J Prosthodont. 2004 Jul-Aug; 17(4):454-9.
- 74 Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. Int J Comput Dent 2004 Jan; 7(1):25-45.
- 75 Hubalkova H, Linetskiy I. New trends in prosthetic dentistry. Prague Med Rep. 2006; 107(2):149-64.
- 76 Williams RJ, Bibb R, Rafik T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized cast and electronic surveying. J Prosthet Dent. 2004 Jan; 91(1):85-8.
- 77 Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. J Prosthet Dent. 2006 Aug; 96(2):96-9.

- 78 Eggbeer D, Bibb R, Williams R. The computer-aided design and rapid prototyping fabrication of removable partial denture frameworks. *Proc Inst Mech Eng*. 2005 May;219(3):195-202.
- 79 Eugene L. Antenucci. CAD/CAM. *Inside Dentistry*. April 2006, Volume 2, Issue 3
- 80 Bibb RJ, Eggbeer D, Williams RJ, Woodward A. Trial fitting of a removable partial denture framework made using computer-aided design and rapid prototyping techniques. *Proc Inst Mech Eng* 2006 Oct; 220(7):793-7.
- 81 Drago CJ, del Castillo RA. Treatment of edentulous and partially edentulous patients with CAD/CAM frameworks: a pilot case study. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2006 Nov-Dec; 18(10):665-71.
- 82 Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*. 2006 Sep; 137(9):1289-96.
- 83 Trost L, Stines S, Burt L. Making informed decision about incorporating a CAD/CAM system into dental practice. *J Am Dent Assoc*. 2006 Sep;137Suppl:32S-36S.
- 84 Даштевски Б. Влијанието на водечките површини врз ретенционите сили кај парцијална скелетирана протеза. Магистерски труд, Скопје, 2007
- 85 Lee MY, Chang CC, Ku YC. New layer-based imaging and rapid prototyping techniques for computer-aided design and manufacture of custom dental restoration. *J Med Eng Technol*. 2008 Jan-Feb; 32(1):83-90.
- 86 Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008 May 10; 204(9):505-11.
- 87 Wu J, Gao B, Tan H, Chen J, Tang CY, Tsui CP. A feasibility study on laser rapid forming of a complete titanium denture base plate. *Lasers Med Sci*. 2008 Aug 21.
- 88 Jones JD, Turkyilmaz I, Garcia LT. Removable partial dentures--treatment now and for the future. *Tex Dent J*. 2010 Apr;127(4):365-72
- 89 Miyazaki T., Hotta Y., Kunii J., Kuriyama S. & Tamaki, Y.: A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience, *Dental materials journal*, Vol. 28(1), pp. 44-56, 2009
- 90 Lanier D. Experiments with 3-D printing technology and denture design software bring fully-automated production processes a step closer to reality. *Inside Dental Technology*. March 2011, Volume 2, Issue 3.
- 91 Wittneben JG, Wright RF, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of the clinical performance of CAD/CAM single-tooth restorations. *Int J Prosthodont* 2009; 22: 466-471.
- 92 Inokoshi M, Kanazawa M, Minakuchi S. Evaluation of complete denture trial method applying rapid prototyping. *Dental Materials Journal* 2012; 31(1): 40-46
- 93 Maeda Y, Minoura M, Tsutsumi S, Okada M, Nokubi T. A CAD/CAM system for removable denture. Part I: Fabrication of complete dentures. *Int J Prosthodont* 1994; 7: 17-21
- 94 Lang LA, Tulunoglu I. A critically appraised topic review of computer-aided design/computer-aided machining of removable partial denture frameworks. *Dent Clin North Am*. 2014 Jan;58(1):247-55.
- 95 Beuer F, Josef S, Daniel E. CAD/CAM in Dentistry: New Materials and Technologies. *Dentistry*, Vol 2, No 4, 2010.
- 96 <http://www.capture3d.com/what-is-3D-scanning.html> (21.01.2014)
- 97 Todorović A. Cad/cam tehnologija u planiranju i izradi skeleta parcijalnih proteza. Doktorska teza. Stomatološki fakultet Univerziteta u Beogradu, 2000. Klinika za stomatološku protetiku.
- 98 Roland Strietzel, Claudia Lahl. CAD/CAM Systeme in Labor und Praxis. Verlag Neuer Merkur GmbH 2007, München.
- 99 Russell M.M., Andersson M., Dahlmo K., Razzog M., Lang B.: A new computer - assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. *Quinte-ssence Int*, 1995;26:757-763.
- 100 May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent*. 1998 Oct;80(4):394-404.

- ¹⁰¹ May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. J Prosthet Dent. 1998 Oct;80(4):394-404.
- ¹⁰² Durbin Duane, Dennis Durbin, Arun Dalmia, Ed Childers. 3D dental scanner. US 7494338 B2, Feb 24, 2009.
- ¹⁰³ Zhang Z. Determining the Epipolar Geometry and its Uncertainty: A Review. International Journal of Computer Vision, 1998, 27(2), 161–198.
- ¹⁰⁴ Rekow, Elizabeth D. Riley, Donald R. Erdman, Arthur G. Klamecki, Barney. Zhu, Yang. Ahn, Jeong-Ho. Method and apparatus for scanning and recording of coordinates describing three dimensional objects of complex and unique geometry. U.S. Pat. No. 5,027,281, June 25, 1991.
- ¹⁰⁵ Andreiko, Craig A. Payne, Mark A. Method and apparatus for designing and forming a custom orthodontic appliance and for the straightening of teeth therewith. U.S. Pat. No. 5,431,562, Jul. 11, 1995.
- ¹⁰⁶ Persson A., Anderson M., Oden A., Sandborgh-Enqlund G. A three-dimensional evaluation of a lasers scanner and a touch-probe scanner. Journal of Prosthetic Dentistry. March 2006: Volume 95, Issue 3, pages 194-200.
- ¹⁰⁷ Chamberlain L. Scanning the Field – Key considerations that should make it on to every laboratory owner’s 3-D scanner shopping list. Inside Dental Technology. June 2011: Volume 2, Issue 6.
- ¹⁰⁸ Hollenbeck K., Allin T., Poel van der M. Dental Lab 3D Scanners – How they work and what works best. 3Shape Technology Research, Copenhagen, 2012.
- ¹⁰⁹ Spagnolo Schirripa Giuseppe, Carla Simonetti and Lorenzo Cozzella. Superposed strokes analysis by conoscopic holography as an aid for a handwriting expert. J. Opt. A: Pure Appl. Opt. 6, 869. 2004.
- ¹¹⁰ Sirat Gabriel and Demetri Psaltis. Conoscopic holography. OPTICS LETTERS / Vol. 10, No. 1/ January 1985.
- ¹¹¹ Álvarez Ignacio, Jose M. Enguita, MaríaFrade, Jorge Marina and Guillermo Ojea. On-Line Metrology with Conoscopic Holography: Beyond Triangulation. Sensors 2009, 9, 7021-7037.
- ¹¹² www.sirona.de (29.03.2014)
- ¹¹³ <http://prosthodontics.dentsply.com/smartsourcing-services/cercon-eyear-cad-system/>(25.03.14)
- ¹¹⁴ http://www.smartoptics.de/html/activity_850___dental1.html(30.03.14)
- ¹¹⁵ <http://pdf.medicaexpo.com/pdf/amann-girrbach-ag/digital-lab-equipment-ceramill-cad-cam/71298-92879.html>(03.04.2014)
- ¹¹⁶ <http://www.meditdental.com/product/identica-blue.html>(30.03.14)
- ¹¹⁷ <http://www.zfx-dental.com/en/zfx-evolution>(31.03.14)
- ¹¹⁸ <http://www.dental-wings.com/content/7series>(31.03.14)
- ¹¹⁹ <http://resources.renishaw.com/en/download/renishaw-ds20-dental-scanner--47830>(08.04.14)
- ¹²⁰ <http://www.wieland-dental.de/en/products/zenotec/scanner/s-50-entry/>(08.04.14)
- ¹²¹ <http://www.3shapedental.com/restoration/dental-lab/lab-scanners/d900l/>(08.04.14)
- ¹²² <http://www.dentalaegis.com/idt/2011/01/nobelprocera-scanner.>(08.04.14)
- ¹²³ Rubert R., et al. Interactive orthodontic care system based on intra-oral scanning of teeth. U.S. Pat. No. 6,648,640. Nov. 18, 2003.
- ¹²⁴ Brandestini at al. Method and apparatus for the three-dimensional registration and display of prepared teeth. U. S. Pat.No 4,837,732, Jun. 5, 1987.
- ¹²⁵ Brandestini at al. Method and apparatus for the fabrication of custom-shaped implants. U.S. Pat. No. 4,575,805, Mar. 11, 1986.
- ¹²⁶ Massen et al. Optical probe and method for the three-dimensional surveying of theet. U.S. Pat. No. 5,372,502, Dec. 13, 1994.
- ¹²⁷ Ender A, Mehl A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. Int J Comput Dent. 2013;16(1):11-21.

- ¹²⁸ Güth JF, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. Clin Oral Investig. 2013 May;17(4):1201-8.
- ¹²⁹ Patzelt B.S, Vonau S, Stampf S, Att W. Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. JADA August 2013 144(8).
- ¹³⁰ Nathan B.S, Heidi A.B, Stevens C, Cohen B. 3D DigitalScanners: A High-Tech Approach to More Accurate Dental Impressions. Inside Dentistry. April 2009 : Volume 5, Issue4.
- ¹³¹ Logozzo S, Franceschini G, Kilpelä A, Caponi M, Governi L, Blois L. A Comparative Analysis Of Intraoral 3d Digital Scanners For Restorative Dentistry. The Internet Journal of Medical Technology. 2011 Volume 5 Number 1.
- ¹³² <http://www.straumann.ca/en/professionals/products-and-solutions/digital-solutions/intra-oral-scanning/technology.html>(16.10.2013)
- ¹³³ Dino Javaheri, DDS | Roxanna Shahnava. E4D CAD/CAM Restorative System. Placing a Maryland bridge using the in-office system to achieve a long-term temporary restoration. Inside Dentistry. February 2012, Volume 8 , Issue 2.
- ¹³⁴ Feuerstein P. New changes in CAD/CAM: Part 1. Inside Dentistry, February 2007, Volume 3, Iss. 2.
- ¹³⁵ www.3shape.com/news--events/press-releases-list/3shape-launches-trios-color.aspx(17.10.13)
- ¹³⁶ Maeda Y, Tsutumi S, Minoura M, Okada M, Nokubi T, and Okuno Y,. An expert system for designing removable partial dentures - preliminary report, Journal of the Osaka University Dental School 25 (1985) 79-84.
- ¹³⁷ Maeda Y, Tsutumi S, Okada M, Minoura M, Nokubi T and Okuno Y,. An expert system for designing removable partial dentures - the role of database, Journal of the Osaka University Dental School 27 (1987) 75-82
- ¹³⁸ Wicks R.R.A. and Pennell M.E. A computer-assisted design guide for removable partial denture frameworks. Dental Practice 1990 : No 29, 6 - 14.
- ¹³⁹ Beaumont A.J. Micro-computer removable partial denture design: the next evolution, Journal of Prosthetic Dentistry Vol 6 No 2 (1989) 551-556.
- ¹⁴⁰ Stafford G.D, Glantz P.O, Harrison A, Murphy W.M. A comparison of some aspects of dental technology in commercial laboratories in England and Sweden, Swed Dent J 6 (1978) 81-86.
- ¹⁴¹ Hammond P, J C Davenport , F J Fitzpatrick. Logic-based integrity constraints and the design of dental prostheses. Artificial Intelligence in Medicine 5(1993) 431-446.
- ¹⁴² Nokubi T, Ono T, Morimitsu T, et al. Clinical application of a newly developed surveying system for designing and fabricating removable partial dentures. J Osaka Univ Dent Sch 1992 Dec.:104-17.
- ¹⁴³ Rudolph, H., Quaas, S. & Luthardt, R.: CAD/CAM--Neue Technologien und Ent-wicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik, Deutsche Zahn\ärztliche Zeitschrift, , Vol. 58, pp. 10, 2003.
- ¹⁴⁴ Snyder R, Tagliartino C. An inside look at the RPD process through the eyes of a digital dental laboratory. Inside Dental Technology. Jul/Aug 2012, Volume 3 Issue 7.
- ¹⁴⁵ Nam Shin-Eun, Young-Seok Park, WooCheol Lee, Sug-Joon Ahn, Seung-Pyo Lee. Making three-dimensional Monson's sphere using virtual models. Journal of Dentistry. Vol 41, issue 4, pages 336-344, April 2013.
- ¹⁴⁶ Rogers D.F. An introduction to NURBS: with historical perspective.Morgan Kaufmann, 2000.
- ¹⁴⁷ <http://www.uniklinik-ulm.de/struktur/kliniken/zahn-mund-und-kieferheilkunde/computerzaehne/home/wie-funktioniert-cadcam/datenbearbeitung.html>(06.01.2012)
- ¹⁴⁸ <http://www.uniklinik-ulm.de/struktur/kliniken/zahn-mund-und-kieferheilkunde/computerzaehne/home/wie-funktioniert-cadcam/schnittstellen.html>(06.01.2012)
- ¹⁴⁹ <http://www.dentsable.com/company-about-us.htm>(12.04.14)
- ¹⁵⁰ <http://www.dentsable.com/products-freeform-systems.htm>(12.04.14)

- ¹⁵¹ Lee MY, Chang CC, Ku YC. New layer-based imaging and rapid prototyping techniques for computer-aided design and manufacture of custom dental restoration. J Med Eng Technol. 2008 Jan-Feb;32(1):83-90.
- ¹⁵² Corbett, C.J., Sauer, R.A.: "NURBS-enriched contact finite elements", Comput. Methods Appl. Mech. Engrg., published online, 2014, pdf
- ¹⁵³ http://www.digilea.com/uk/accueil_uk.php(21.04.14)
- ¹⁵⁴ Hayashi K, Sachdeva AU, Saitoh S, Lee SP, Kubota T, Mizoguchi I. Assessment of the accuracy and reliability of new 3-dimensional scanning devices. J Orthod Dentofacial Orthop. 2013 Oct;144(4):619-25.
- ¹⁵⁵ DE Vico G, Ottria L, Bollero P, Bonino M, Cialone M, Barlattani A Jr, Gargari M. Aesthetic and functionality in fixed prosthodontic: sperimental and clinical analysis of the CAD-CAM systematic 3Shape. Oral Implantol (Rome). 2008 Oct;1(3-4):104-15. Epub 2009 Apr 20.
- ¹⁵⁶ www.3shapedental.com/media/2316921/What's%20New_English_030114.pdf(21.04.2014)
- ¹⁵⁷ <http://www.sirona.com/en/products/digital-dentistry/inlab-labside-solutions/?tab=249>(21.04.14)
- ¹⁵⁸ <http://exocad.com/about-us/>(22.04.2014)
- ¹⁵⁹ <http://exocad.com/our-products/#/dental-cad/standard-version>(22.04.2014)
- ¹⁶⁰ Kuric, I.; Košturiak, J.; Janač, A.; Peterka, J.; Marcinčin, J.: Počitačom podporovane sistemi v strojarstve, Knjižna publikacija, Univerzitet u Žilini, 2002.
- ¹⁶¹ Noort van R. The future of dental devices is digital. Dent Mater. 2012 Jan;28(1):3-12.
- ¹⁶² Becker J. CAD/CAM in der Zahn-medizin Teil II. ZWR, 1996; 105:119-192.
- ¹⁶³ Lasemi Ali, Deyi Xue, Peihua Gu. Recent development in CNC machining of freeform surfaces: A state-of-the-art review. Journal Computer-Aided Design. Volume 42 issue 7, July, 2010. 641-654.
- ¹⁶⁴ Alter D. Subtractive Computer-Aided Manufacturing in Dental Milling. Producing high-quality restorations with greater detail and consistency. Inside Dental Technology. February 2014, Volume 5, Issue 2.
- ¹⁶⁵ <http://www.creods.com/products/milling-machine/>(21.04.2014)
- ¹⁶⁶ <http://www.white-peaks-dental.com/cnc-milling-system/calidia-cnc-milling-mashines.php>(21.04.2014)
- ¹⁶⁷ <https://www.amanngirrbach.com/products/milling-cam/ceramill-motion-2-5x/>(21.04.2014)
- ¹⁶⁸ <http://www.wieland-dental.de/en/products/zenotec/milling-machines/zenotec-select/>(21.04.2014)
- ¹⁶⁹ <http://www.cybamantech.co.uk/cybaman>(21.04.2014)
- ¹⁷⁰ <http://www.rolanddga.com/products/milling/dwx50/>(21.04.2014)
- ¹⁷¹ http://www.dentaldirekt.com/images/downloads/DD_Kataloge/DD_Produktkatalog_materials_EN_SCREEN.pdf (21.04.2014)
- ¹⁷² http://www.robocam.info/index.php?option=com_content&view=article&id=24&Itemid=30&lang=en(21.04.2014)
- ¹⁷³ <http://www.wieland-dental.de/en/products/zenotec/materials/zenotec-pmma-cast/>(21.04.2014)
- ¹⁷⁴ <http://www.dwos.com/content/partial-frameworks>(21.04.2014).
- ¹⁷⁵ Bertsekas DP, Tsitsiklis JN, Introduction to probability, Athena Scientific, 2008
- ¹⁷⁶ Soong TT, Fundamentals of Probability and Statistic for Engineers, John Wiley & Sons Ltd., 2004
- ¹⁷⁷ John A. Rice, Mathematical Statistics and Data Analysis, Brooks/Cole, Cengage Learning Company, Third Edition, 2007 (Џон А. Рајс, Математичка статистика и анализа на податоци, издадено на македонски, Арс ламина – публикации, Скопје, 2014)
- ¹⁷⁸ William D., Shultis J.K., Exploring Monte Carlo methods, Elsevier, 2011
- ¹⁷⁹ Tihaček Šojić LJ.: Stomatološka protetika namenski ispuni. Univerzitet u Beogradu, Nauka, 2000
- ¹⁸⁰ Bezzon OL, Mattos CG, Ribero FR. Surveying removable partial dentures: the importance of guiding planes and path of insertion for stability. Int J Prosthodont. 1997 Oct; 78(4): 412—418.
- ¹⁸¹ Rocca GT, Bonnafoous F, Rizcalla N, Krejci I. A technique to improve the esthetic aspects of CAD/CAM composite resin restorations. J Prosthet Dent. 2010 Oct;104(4):273-5.

- ¹⁸² Brudvik S. James. *Advanced Removable Partial Dentures*. Quintessence Publishing Co. 1999.
- ¹⁸³ Brudvik, J.S. and Morris, H.F. Stress Relaxation Testing: Part III: Influence of Wire Alloys, Gauges, and lengths on Clasp Behavior. *J Prosthet Dent* 46:374-379,1981.
- ¹⁸⁴ Bayne C Stephen. Dental Biomaterials: Where Are We and Where Are We Going? *Journal of Dental Education* May 1, 2005 vol. 69 no. 5571-585
- ¹⁸⁵ Touchstone A, Tom N, Norbert U. Digital Transition: The Collaboration Between Dentists and Laboratory Technicians on CAD/CAM Restorations. *JADA* June 2010 141(suppl 2): 15S-19S
- ¹⁸⁶ Aeran H, Varun K, Jyotsna S, Abhisek S. CAD/CAM in prosthodontics: A promising technology for the future. *IJSS* May-June 2014 vol 1 Issue 1
- ¹⁸⁷ <http://www.uniklinik-ulm.de/struktur/kliniken/zahn-mund-und-kieferheilkunde/computerzaehne/home/wie-funktioniert-cadcam/werkstoffe.html>(01.08.2014)
- ¹⁸⁸ King AW, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J. The mechanical properties of milled and cast titanium for ceramic veneering. *Int J Prosthodont*. 1994 Nov-Dec;7(6):532-7.
- ¹⁸⁹ Даштевски Б, Гугувчевски Љ, Зајков О, Петков М, Спиров В. Компаративна анализа на 3Д оптички екстраорални денални скенери. *Apolonia* june, 2014, No. 31: 29-45.
- ¹⁹⁰ Persson A., Anderson M., Oden A., Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a lasers scanner and a touch-probe scanner. *Journal of Prosthetic Dentistry*. March 2006: Volume 95, Issue 3, pages 194-200
- ¹⁹¹ Trifković B. Analiza metroloških karakteristika uredaja za optičku digitalizaciju stomatoloških cad/cam Sistema. *Doktorska disertacija*. 2012
- ¹⁹² Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int*. 2014 Jul 10. . [Epub ahead of print]
- ¹⁹³ Weston J. Managing Complex Cases with Digital Scanning Technology-Flexibility in planning meets accuracy in execution. *Inside Dentistry*. September 2013: Volume 9, Issue 9.
- ¹⁹⁴ van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS One*. 2012;7(8):e43312.
- ¹⁹⁵ Flocken E. CAD/CAM Restorative Dentistry. *Inside Dentistry*. July/August 2010, Volume 6, Issue 7.
- ¹⁹⁶ Rekow E.D, A. G. Erdman, D. R. Riley, B. Klamecki, "CAD/CAM for dental restorations—some of the curious challenges," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 38, no. 4, pp. 314–318, 1991
- ¹⁹⁷ Örtorp A, D. Jönsson, A. Mouhsen, P. Vult von Steyern. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dental Materials*, 2011, vol. 27, no. 4, pp. 356–363.
- ¹⁹⁸ Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in Computer-Aided Manufacturing in Prosthodontics: A Review of the Available Streams. *International Journal of Dentistry* Volume 2014, Article ID 783948, 15 pages.
- ¹⁹⁹ Kanazawa M, Inokoshi M, Minakuchi S, Ohbayashi N. Trial of a CAD/CAM system for fabricating complete dentures. *Dental Materials Journal*, 2011, vol. 30, no. 1, pp. 93–96.
- ²⁰⁰ Giordano RA 2nd. CAD/CAM: overview of machines and materials. *J Mass Dent Soc*. 2002 Spring;51(1):12-5

10. ДОДАТОК

Прилог: табели на симулирани вредности со Монте Карло симулацијата

	Симулирани вредности				
Број на итерации	α (°) (коригиран агол на подминирање.)	F_k (N) (Логнормална распределба)	F_{ss} (N) (Кошијева распределба)	N_k (N)	N_{ss} (N)
1	1,671376927	0,316928276	1,527012511	0,009243541	0,044538211
2	1,924024137	0,382971203	0,449743851	0,01285759	0,01509981
3	2,229151428	1,241969139	1,56216133	0,048306478	0,060762167
4	2,179502049	0,332514391	3,761097466	0,012645254	0,143035716
5	2,289305588	1,289523328	3,966945039	0,051508864	0,158460768
6	1,724896325	0,266696421	1,106107526	0,008027478	0,03329447
7	2,315155882	0,05497996	3,108312563	0,00222091	0,125563699
8	1,62778654	2,114043059	1,791077204	0,060050609	0,050878079
9	1,309657422	2,920648901	0,481117336	0,066751926	0,010996343
10	2,525121474	2,841844315	1,070445304	0,125200634	0,047161057
11	2,100367746	0,104899894	0,78972469	0,003844481	0,028943507
12	2,405866089	5,348574943	1,462215784	0,224515574	0,061380816
13	2,371907059	0,671738384	2,106925818	0,027799587	0,087196736
14	1,583472355	0,094916215	0,342200925	0,00262277	0,009456137
15	2,120380183	0,146898797	0,14605469	0,005434973	0,005403902
16	1,128582032	0,195342936	2,446671972	0,0038474	0,048190137
17	1,783787265	0,486727998	3,74644948	0,015150389	0,116619224
18	1,622320555	0,364939658	1,058070249	0,010331521	0,029955082
19	1,723245873	0,054003579	0,740529506	0,001623936	0,02226904
20	2,320654619	0,039382141	1,997144925	0,001594614	0,080868374
21	2,153508649	0,116833734	0,165030066	0,004390128	0,006201329
22	2,206095485	0,079201569	0,780050486	0,003048705	0,030027354
23	2,2210488	0,428031907	1,380330599	0,016587848	0,053494583
24	1,458067779	0,079426657	1,248238339	0,002020978	0,031761845
25	2,315072561	0,635103806	4,05006586	0,025654037	0,163600973
26	1,874267999	0,225563992	3,741211675	0,007377149	0,122361243
27	1,71831011	0,102398026	1,204948917	0,003070383	0,036131205
28	1,470939349	0,136038566	0,676625307	0,003491995	0,017368914
29	1,664108839	0,046917507	0,943162125	0,001362449	0,027389518
30	2,251146982	1,416847537	1,524122189	0,055651874	0,059867244
31	1,484481027	1,430484734	0,580948389	0,037057307	0,015050155
32	2,172184536	0,575916019	1,160109739	0,021828123	0,043971281
33	2,007673891	0,891153379	0,750735434	0,031219167	0,026300777
34	2,347147101	1,490138358	4,405034725	0,06102531	0,18040374
35	2,387157546	0,040622319	1,318377696	0,001691939	0,05491268
36	2,340355452	3,26909094	2,93328874	0,133491194	0,119782461
37	1,805505814	0,286416522	0,937085881	0,009023804	0,029524583
38	1,858254403	0,312173762	2,444900612	0,010122551	0,079280724
39	2,203775292	0,143169818	1,006801339	0,00550524	0,038715188
40	1,542377453	0,312613118	0,716046262	0,008414145	0,019273326
41	1,495951337	0,657437469	3,198695103	0,01716276	0,083506126
42	1,824411851	0,127440698	1,263549397	0,004057161	0,040227133

43	1,724320956	0,133332711	0,257460606	0,004011934	0,007747127
44	1,428170088	0,160053226	1,485480198	0,003988999	0,037023647
45	2,409166031	1,08210324	1,120982967	0,045485399	0,047121069
46	2,484556205	1,85113177	1,217531433	0,080244377	0,052780106
47	1,557510701	1,099893459	2,306419095	0,029894599	0,06268926
48	1,81649404	0,410612396	0,533740834	0,01301541	0,016918779
49	1,710356482	0,729925242	1,16442132	0,021785377	0,034754389
50	1,821651848	0,179648421	0,542335405	0,005710579	0,017240011
51	2,015158925	0,080735008	2,884237352	0,002838875	0,101421055
52	1,825531832	0,452751618	1,526157275	0,014422499	0,048617496
53	1,672785873	0,044780752	0,036246459	0,001307178	0,001058088
54	2,068057027	0,392325675	2,264529286	0,01415727	0,081719089
55	2,041758385	0,96004267	0,924971803	0,034203262	0,03295477
56	1,928393454	0,936949629	0,928928475	0,031527858	0,031258872
57	1,73258166	1,226981771	0,313112045	0,037096266	0,009466832
58	1,803288813	4,022167669	0,848450731	0,126566369	0,026699159
59	2,110155008	0,145668375	0,697911532	0,005363472	0,02569768
60	2,035869753	0,460149769	1,164469328	0,016346409	0,041367952
61	2,633394691	0,073978188	1,086043516	0,003398845	0,049898517
62	2,583166401	0,484396799	1,076054406	0,021830872	0,04849722
63	1,989247646	0,263839776	1,070209031	0,009158122	0,037149039
64	2,215919698	0,039782921	2,224095793	0,001538179	0,085995673
65	2,053133655	26,66265995	2,122878512	0,955195597	0,076054827
66	2,295644128	0,431775277	0,283015511	0,017294607	0,011336421
67	2,189111684	0,139785812	1,233102276	0,005339369	0,047101932
68	1,428326241	0,501594561	2,79600288	0,012502585	0,069694325
69	2,237715182	0,971438907	2,977818914	0,037929267	0,116270636
70	2,06466498	0,293388435	0,21588864	0,010569712	0,007777907
71	2,09016691	0,212242977	1,76530033	0,007740741	0,064384393
72	1,970210108	0,072242143	3,568654349	0,002483603	0,122689898
73	1,790558279	3,482827729	0,924210297	0,108821404	0,028877922
74	2,453381885	0,317243062	0,528255634	0,013579667	0,022612779
75	1,812405009	0,195839075	0,6114366	0,006193651	0,019338003
76	2,098890995	2,757248456	1,10295632	0,100979499	0,040395076
77	2,016735967	0,209918074	1,696356992	0,007387096	0,059697203
78	1,730979308	0,331397417	1,062541166	0,010010125	0,032095854
79	2,227053727	0,873742534	1,004608769	0,033952314	0,039038728
80	2,548195345	1,546853992	0,792170654	0,068770697	0,0352197
81	1,509134086	0,128843287	0,319264844	0,003393157	0,008408259
82	1,664500586	3,143974904	0,943125825	0,091320125	0,027394909
83	1,76604006	0,503403612	1,062273541	0,015513603	0,0327375
84	1,876068451	2,120620167	0,438292296	0,069422224	0,014348691
85	1,764537456	0,428365896	0,442203219	0,013189905	0,013616375
86	2,654118996	0,933769278	4,753023548	0,04323836	0,220096123
87	1,64304405	0,329114932	1,670123543	0,009436302	0,047886781
88	1,672094407	0,303210492	1,579384866	0,008847243	0,046085519
89	2,039942808	0,727620355	1,069349687	0,025899754	0,038064782
90	2,200850552	1,09332256	0,182731562	0,041985238	0,007017375
91	1,690845144	1,508901038	1,444269222	0,044521124	0,042615376
92	1,651430182	0,484119493	1,158807331	0,013951382	0,033395557
93	1,756282588	0,087519972	1,828811236	0,002682243	0,056049615
94	1,998065593	0,057011887	0,641061359	0,001987704	0,022351089

95	2,150528196	0,167752522	2,977510162	0,006294725	0,111731025
96	2,369804164	1,190975948	1,293887237	0,049244324	0,053501064
97	2,539337318	0,040324659	1,039401416	0,001786543	0,04605098
98	2,191321313	0,161198854	2,154903537	0,00616349	0,082395858
99	1,871732757	2,079513475	0,792529282	0,067919252	0,025885662
100	1,908275419	0,19596058	0,282324162	0,006525203	0,009401262
101	1,733469109	2,373237037	1,061027404	0,071788608	0,032096215
102	2,221196724	0,684403657	0,746425545	0,026524984	0,028929578
103	2,37061607	0,25933141	2,086217576	0,010726474	0,086292743
104	2,063542785	0,990559877	2,315219857	0,03566686	0,083366044
105	1,57447177	1,228119742	0,0163734	0,03374314	0,00044988
106	1,287955032	0,719610167	0,134333594	0,016174318	0,003019438
107	2,236665418	0,160265383	0,585894765	0,006254535	0,022865868
108	2,089204688	2,381556296	1,321060286	0,086818078	0,048159809
109	1,791317267	0,127093571	0,047193626	0,003972738	0,001475239
110	2,235924261	0,008034082	0,757048558	0,000313435	0,029535747
111	2,230811328	0,787899127	0,402376318	0,0306682	0,015662565
112	1,983006432	3,656871586	1,15936167	0,126535297	0,040117487
113	2,5247192	0,038508588	4,111822	0,001696269	0,181127421
114	1,896941158	0,989136193	2,124312567	0,032741244	0,070318614
115	2,116486968	0,288555346	1,283467297	0,0106564	0,047400072
116	1,508493206	0,504506729	1,310927872	0,013280814	0,034510349
117	2,557804092	0,579262941	0,045911234	0,025850166	0,002048893
118	1,737631895	0,229006717	0,057240016	0,006943908	0,001735675
119	2,410255455	1,160054092	2,398343178	0,048784042	0,100861093
120	2,189181057	0,598727568	0,708370614	0,022870193	0,027059135
121	1,823714896	0,051143608	1,164891797	0,001627569	0,037072047
122	2,468695389	0,135332478	3,70685194	0,005829076	0,159667207
123	2,452559981	2,301488986	0,420478649	0,098482819	0,017993196
124	1,599467662	0,615733347	1,360048758	0,017186059	0,037962159
125	1,492843983	0,442173551	1,20438641	0,011519208	0,031376789
126	1,783017585	0,91453766	0,766706186	0,028454548	0,023855683
127	2,255200694	0,084921604	1,36531219	0,00334161	0,053725738
128	1,9668854	0,043279806	1,109855632	0,001485401	0,038092336
129	1,612506627	1,275582999	2,120848484	0,035893636	0,059680326
130	1,698564149	0,474929042	1,651443895	0,014077049	0,04895077
131	2,237885547	0,153246819	0,586988297	0,005983888	0,022921036
132	1,978157955	0,185632351	3,156343246	0,006407563	0,108952268
133	1,993057312	0,194986146	0,622766287	0,006781106	0,021658813
134	2,249262692	0,186705927	2,093028846	0,007327424	0,082145014
135	2,108600302	0,092917316	0,735318646	0,003418672	0,027055102
136	2,06238082	3,173681406	0,162854362	0,114209693	0,005860732
137	1,702476701	0,369208697	0,778322911	0,010968665	0,023123547
138	2,263006557	0,896344862	0,342344441	0,03539261	0,013518034
139	2,37077623	0,502976154	1,340194635	0,020805521	0,055438551
140	2,203745171	0,250860228	1,251966347	0,009646076	0,04814202
141	2,093243624	0,177232647	0,372429339	0,006473385	0,013603304
142	2,675268981	0,989118035	1,511760976	0,046166008	0,070561879
143	1,755111167	1,040908644	0,275331216	0,031879675	0,008432756
144	2,301089491	0,101182363	2,26782829	0,004062432	0,091055103
145	2,198396516	0,863605747	1,042140469	0,033126805	0,039976345
146	1,64109294	1,818196613	0,015159008	0,052068996	0,000434132

147	1,796181986	0,290659259	4,780396297	0,0091102	0,149837482
148	2,227123854	0,248705877	0,948625855	0,009664638	0,036864413
149	2,286499848	0,329826152	1,988572429	0,013158475	0,0793368
150	2,351025735	2,193671825	1,342995457	0,089985333	0,055091858
151	2,257183419	0,407197209	1,974502992	0,016037027	0,077765984
152	1,436822194	0,586777613	1,841486982	0,014712809	0,046174641
153	2,089450491	0,723196505	0,599163971	0,026366756	0,021845343
154	1,70933958	0,590862303	3,666093578	0,017624417	0,109356559
155	1,731428773	0,701549892	1,679403699	0,021196378	0,0507424
156	1,667484791	0,262803909	2,268484837	0,007647103	0,066010621
157	1,874302705	2,571582568	1,501046348	0,084106064	0,049094602
158	1,801912802	0,240878515	1,755877314	0,007573991	0,05521203
159	1,52325112	0,10687607	0,413379139	0,002840962	0,010988699
160	2,200798645	0,159255008	0,375586075	0,006115489	0,014423158
161	2,810767134	0,341480311	2,42287568	0,016744836	0,118811685
162	1,639194667	0,037172899	1,043119096	0,001063316	0,029838882
163	1,866928145	0,891270232	0,915758255	0,029035193	0,029833827
164	1,701791804	0,341027667	1,178318046	0,010127372	0,034993104
165	1,929276296	0,382691022	0,087072478	0,012883243	0,00293137
166	1,811378505	0,112615549	0,793471855	0,003559588	0,025081052
167	2,320722696	0,739176435	0,993192952	0,029930721	0,040217539
168	2,097212218	2,253022889	1,497238374	0,082447134	0,054791566
169	1,726057666	0,465230841	2,720416685	0,014012727	0,081941216
170	1,435954909	0,265886434	2,726362899	0,006662789	0,068321339
171	1,461088353	0,086427748	1,102282544	0,002203673	0,028106043
172	2,047267032	0,133347724	2,658780093	0,004763567	0,094982121
173	1,867813872	0,169714256	0,674492919	0,005531457	0,021984239
174	2,443728194	0,249779304	0,824933339	0,010649819	0,03517365
175	1,871840905	0,507009265	0,882307508	0,01656045	0,028819671
176	1,90874736	0,855312777	2,602010829	0,028487716	0,086667163
177	1,799895755	0,019755415	1,727883294	0,000620478	0,054270984
178	2,236210823	2,207817958	0,137464543	0,086145046	0,005363775
179	2,004101449	0,552859095	1,173975297	0,019333486	0,041055133
180	1,557549759	0,33486907	1,640955767	0,009101816	0,044602857
181	1,701426539	0,124038642	0,569302221	0,003682739	0,016903227
182	1,913947469	0,272370232	1,329695547	0,009096482	0,044409801
183	2,216495404	2,530408351	1,265557231	0,097861909	0,048946052
184	2,398638084	1,914361178	1,294515361	0,0801173	0,054177933
185	1,737986609	0,215058486	0,805193091	0,006522303	0,024420651
186	2,027814635	0,023691547	0,559120387	0,000838292	0,019784281
187	2,213902244	0,802056196	1,083319416	0,030982733	0,04184892
188	1,608395162	2,030945926	1,813547547	0,057003122	0,050902842
189	2,345148735	2,638387349	1,162262659	0,107957357	0,047558788
190	2,258170983	0,115688816	1,412986048	0,004558273	0,055674923
191	1,935776187	0,409218284	0,204242146	0,013822675	0,006899145
192	1,814963408	0,228146972	0,062794571	0,00722561	0,001988816
193	2,106570266	0,32967936	0,637677882	0,012118097	0,023439958
194	1,671268862	0,240873055	1,602093406	0,007024857	0,046725067
195	1,62351206	0,404915871	0,903763535	0,011471673	0,025605283
196	1,757387768	2,230689289	1,198665685	0,06840741	0,036759952
197	2,175293422	3,388327865	0,352585676	0,128606672	0,013383064
198	2,043363392	0,346870351	0,643174134	0,012367596	0,022932927

199	2,184012544	0,119895592	2,493379917	0,004568964	0,095020164
200	2,019690526	0,611383466	3,073278012	0,021546322	0,108311383
201	1,69889673	1,546264654	0,627314505	0,045840752	0,018597991
202	1,55219182	0,329942248	0,877495003	0,008937062	0,023769185
203	1,873375121	0,298206414	1,66082351	0,0097483	0,054293547
204	2,128118651	1,09537374	1,946232494	0,04067456	0,072271665
205	2,387981554	0,166337354	0,300671304	0,00693042	0,012527793
206	2,493752593	1,988125929	0,707669875	0,08650171	0,030791037
207	1,939200892	0,268373815	1,115202819	0,009081228	0,037737325
208	2,02093062	0,771249983	0,699379261	0,027197005	0,024663316
209	2,100502981	1,253807821	1,18406704	0,045953813	0,043398995
210	1,969808123	0,136808577	0,909660566	0,004702364	0,03126764
211	1,695819423	0,244548489	0,161489199	0,007236786	0,004779
212	1,761292537	0,318309859	2,241409353	0,009783128	0,068890866
213	1,58815644	0,50262403	0,532343788	0,013929819	0,014753913
214	2,05061077	0,4352046	2,375258004	0,015572149	0,084992122
215	1,593459421	0,570894146	1,726304971	0,015874687	0,048004275
216	1,980912428	0,630316849	0,661834185	0,021787241	0,022877329
217	1,972143106	0,35987029	3,252677019	0,012384065	0,111936307
218	1,498339058	0,111474766	2,777724385	0,002914753	0,072631852
219	2,094387451	0,383530936	0,538277959	0,014016038	0,019671808
220	2,815427904	0,307638081	1,551422914	0,015110342	0,076203899
221	1,847285028	1,301189605	0,682006961	0,041943418	0,021984918
222	2,20877774	0,578565369	1,211208059	0,022297771	0,046681044
223	1,859076517	0,097763012	0,2024942	0,003171467	0,006569178
224	1,496453792	0,236252976	0,612869453	0,006169583	0,016005133
225	2,282504123	0,126828241	1,245822368	0,005050998	0,049616964
226	2,085867879	0,282077974	2,351518108	0,010266552	0,085588725
227	2,052461571	0,299858011	1,519143281	0,010738964	0,054407435
228	1,721147603	0,424848275	0,161321362	0,012760016	0,004845315
229	2,208445056	0,158573429	0,768999772	0,006110462	0,029633479
230	2,549048985	0,119067592	3,107867366	0,00529533	0,138221229
231	2,492212236	0,036531321	1,617757507	0,001588466	0,070345911
232	1,457504508	0,295313345	2,388630871	0,007511224	0,060756042
233	1,671499337	0,130731313	0,378742539	0,003813193	0,011047552
234	1,764215226	0,591765873	0,284509942	0,018217862	0,008759065
235	2,200888595	0,181475832	0,8518604	0,006969067	0,032714256
236	2,074240164	0,464947592	1,383011432	0,016828009	0,050057287
237	1,914693954	6,693721532	0,136159455	0,223640645	0,004549291
238	2,02809569	0,360879676	2,420237414	0,012770995	0,085651128
239	1,691555119	0,349828131	2,661805706	0,010326243	0,078573623
240	2,034466605	1,882337275	0,306953277	0,066822283	0,01089705
241	1,702450273	0,155770777	0,534022346	0,004627656	0,015865265
242	2,397168639	0,270884371	0,773941067	0,011329752	0,032371076
243	2,059318892	1,192232247	2,075988636	0,042840598	0,074598902
244	2,494514994	0,215225109	1,187779541	0,009367127	0,051696616
245	2,047130641	0,968891493	0,116767202	0,034609304	0,004171108
246	1,570428958	6,836661502	1,613248068	0,187358135	0,044212232
247	1,648237147	0,198747815	0,807447215	0,005716454	0,023224764
248	1,679692	0,380604905	0,215052923	0,011155946	0,006303622
249	1,959282055	1,405682057	0,333665311	0,048057811	0,01140777
250	2,452593238	0,350408989	1,259581738	0,014994524	0,053900974

251	1,272764428	1,908958873	1,698006083	0,042400741	0,037716286
252	1,671653335	0,04930763	0,615516604	0,001438346	0,017955675
253	2,000534655	0,118287648	0,068126493	0,004129161	0,002378216
254	2,311064925	0,090034099	3,250078646	0,003630496	0,131058627
255	1,788702115	0,024122939	2,051511476	0,000752943	0,064035203
256	2,1117032	0,230254709	0,253840125	0,008484136	0,009353458
257	1,991179008	0,287727605	0,546362122	0,009996984	0,018983699
258	1,913717382	0,349154201	0,158893745	0,011659472	0,005306171
259	2,726053554	0,661370961	0,898474742	0,031454313	0,042732053
260	1,823609867	0,08020069	0,698785172	0,002552121	0,022237177
261	1,907457486	1,185788055	1,59508316	0,039468105	0,053092764
262	1,855639952	0,857861113	0,696337802	0,027777895	0,022548369
263	2,162770543	1,091928192	2,348407513	0,041206521	0,088625385
264	2,231747751	1,113683628	0,742551916	0,04336723	0,028916084
265	1,933531693	0,447564312	1,765118213	0,015100415	0,059555246
266	2,197683118	1,329565598	1,54851132	0,050983883	0,059381386
267	1,887675838	0,194626784	0,388357646	0,006410856	0,012792578
268	1,642799706	0,128965076	2,862658251	0,003697105	0,082067647
269	1,875041621	0,684084573	1,564902489	0,022382457	0,05120331
270	1,641214378	0,794924699	0,653090543	0,022766511	0,018704956
271	2,143842136	0,420081818	1,171949245	0,015714114	0,043840715
272	1,701019416	0,918321585	0,765096795	0,02725868	0,022711155
273	1,954137058	0,210303725	3,295125603	0,007171043	0,112362181
274	2,007445249	2,187586081	2,203649072	0,076627484	0,07719242
275	2,240589966	0,071689864	0,591310515	0,002802683	0,023117702
276	1,771770001	1,017739729	0,027832928	0,031465846	0,000860547
277	1,902777259	0,114595646	0,419045138	0,003804879	0,013913817
278	1,952655758	0,588100253	2,505068259	0,020038146	0,085356883
279	2,163956859	0,233931745	2,527757966	0,008832814	0,095446103
280	1,921684907	0,706926948	0,911139729	0,023704994	0,03055365
281	2,617126049	0,399174475	2,497702226	0,018226402	0,114049041
282	1,62719337	3,560622634	0,232265829	0,101104688	0,006595435
283	2,061095626	0,167647933	0,489112048	0,006029305	0,017590987
284	1,990456077	0,843655698	1,405637499	0,02930185	0,048822042
285	1,731073078	0,9484701	2,306852267	0,028650852	0,069686151
286	2,588410517	0,216787386	0,314474558	0,009790029	0,014201961
287	1,52514172	0,117955104	0,458739036	0,003139353	0,012209615
288	2,059504239	0,688335063	0,705030579	0,024736236	0,025336959
289	1,337966348	1,032969308	0,989650002	0,024118911	0,023108125
290	2,071830205	1,177378316	1,079521377	0,042563772	0,039027266
291	2,412624856	0,425179461	2,082670029	0,017897744	0,087671671
292	2,068541248	0,438900969	0,837498096	0,015841669	0,030229505
293	2,512836498	0,139129078	1,210687917	0,006099686	0,053080447
294	2,191867389	0,111883094	2,41414573	0,004278952	0,092331351
295	2,15015618	1,757596592	0,713709598	0,065940439	0,026777311
296	1,869129592	0,740845142	0,901631594	0,024163196	0,029408229
297	1,210800602	0,072976038	1,525794532	0,001542003	0,032241388
298	2,015923987	0,812413062	1,331285571	0,028577617	0,046830968
299	2,13358922	0,930133591	0,983789124	0,034627435	0,036626027
300	2,330216989	0,491344721	0,632580078	0,019976872	0,025719914
301	1,869763704	0,08737659	2,761455622	0,002850817	0,090100059
302	1,608387276	0,241735596	0,870421742	0,006784827	0,024430969

303	2,234603606	0,822769339	1,453529731	0,032079904	0,056675019
304	1,996536781	0,165322592	1,639473479	0,005759519	0,057117762
305	2,032983245	0,57250384	0,891306963	0,020308864	0,031618942
306	1,230820904	0,132237415	0,693577698	0,002840406	0,014898205
307	2,437559791	1,06079535	1,102141103	0,045114945	0,046874735
308	2,028524776	0,492265736	0,591232345	0,017424236	0,020927875
309	1,360054932	19,79407144	1,075226494	0,469802538	0,025520724
310	1,972535422	2,974817182	0,035928237	0,10239149	0,001236666
311	1,709351175	3,389288683	0,147813303	0,101097401	0,004409179
312	1,903307467	0,008784231	1,736273625	0,000291741	0,057666635
313	2,028028199	0,199769117	0,70833187	0,007069297	0,025066717
314	2,452387412	0,167968602	1,825646709	0,007187025	0,078117902
315	2,004940334	0,084676558	0,940992555	0,002962379	0,032921254
316	2,540430653	0,085059545	0,89329152	0,003770098	0,039594569
317	1,97165346	0,245947436	1,144486007	0,008461585	0,039376102
318	2,089774858	0,347136862	1,130039583	0,012658099	0,041207307
319	1,938448898	0,866969685	0,141406565	0,029325132	0,004783199
320	2,230830007	0,159681545	1,179775696	0,006215499	0,045923349
321	2,142938729	0,871792412	1,138842446	0,032597639	0,0425843
322	2,350578914	0,115455684	0,068441536	0,004735141	0,00280705
323	1,856813388	0,41930724	0,401525184	0,013585923	0,013010153
324	2,018935345	0,533969821	2,823377334	0,018811083	0,099466955
325	2,567253282	0,386586284	1,712133744	0,017315474	0,076689948
326	2,542399022	0,159801958	0,499418947	0,007088394	0,022153562
327	2,08088873	2,62425235	2,000535954	0,095284781	0,072640213
328	1,731172206	0,47124828	0,982705137	0,014236018	0,029687579
329	2,214814768	0,634668459	2,099494347	0,024526791	0,081137444
330	2,032731101	4,604721741	0,504133823	0,163326546	0,017881833
331	1,110759889	0,392007498	1,091425046	0,007598921	0,021157496
332	1,740318817	0,26330647	1,781808692	0,007996282	0,054112858
333	2,099965857	0,198367327	1,399573819	0,007268582	0,051284742
334	1,792135293	1,25727327	1,153992607	0,039318254	0,036089459
335	1,891194513	0,088066333	1,641306952	0,002906242	0,054165719
336	1,890793539	0,298227847	0,664905751	0,009839613	0,021938288
337	1,538243992	0,213074083	0,794862279	0,005719634	0,02133744
338	2,578692653	1,090508131	0,554897653	0,049062134	0,024965669
339	2,149413809	1,787927016	0,799300378	0,067055208	0,0299782
340	2,42606323	1,101161372	2,744879037	0,046610941	0,116191113
341	1,9214406	0,12560144	0,250733234	0,004211189	0,00840688
342	1,909621135	2,668861241	1,129109287	0,088931857	0,037625316
343	2,216659297	0,650875386	0,631563612	0,025174046	0,02442784
344	1,822740531	0,31286185	2,088503917	0,009951047	0,06643
345	2,345828527	0,73189853	1,961938694	0,029956451	0,080304101
346	2,150169726	1,216770211	0,540782588	0,045650331	0,020289478
347	2,202131773	0,245110159	0,466499067	0,009418077	0,017925221
348	2,026293092	0,134445961	2,973865004	0,004753616	0,105150259
349	1,660223716	0,153573925	1,35102473	0,0044449261	0,039142315
350	2,365240725	1,333277668	2,963760321	0,0550221	0,122312949
351	1,917038736	0,545652987	0,843022372	0,018252861	0,028201118
352	2,051114484	1,936743569	1,815090804	0,069316053	0,064964015
353	2,143871324	1,04031659	1,702657302	0,038915934	0,063694507
354	1,613723884	0,261556624	0,61722947	0,007365498	0,017381843

355	2,37975266	0,234204408	1,302824074	0,009724484	0,054096615
356	1,934082202	1,311017291	2,433572899	0,044245125	0,082132336
357	2,254757616	0,206637471	1,27145074	0,008129455	0,050022416
358	1,70527865	0,54523948	1,052537851	0,01622494	0,031321772
359	1,93796697	0,231382343	2,167940967	0,007824531	0,073314247
360	2,290438056	0,151322441	0,508458336	0,006047429	0,020320557
361	2,047662197	0,350411386	0,490780744	0,012520124	0,017536008
362	2,139537643	1,023714696	1,273410009	0,03821752	0,047540596
363	1,260075679	0,133403558	1,063358466	0,002933551	0,023383993
364	2,300900926	0,087406256	2,813693999	0,00350904	0,112962791
365	1,902509699	0,939550443	2,368276047	0,031191175	0,078624294
366	2,300992726	1,160852755	0,866123762	0,046605825	0,034774094
367	1,695973091	0,117000471	2,672326756	0,003462643	0,079090162
368	1,716465936	0,063619159	1,569869373	0,00190556	0,047023084
369	2,087911332	0,211391102	0,853297225	0,007701356	0,031088061
370	1,87289819	2,061933603	0,008692314	0,067386991	0,000284086
371	1,934280232	0,06059721	1,543305709	0,002045286	0,052091424
372	1,879428275	3,172356404	1,037760602	0,104038578	0,034034738
373	2,174162825	1,957216092	1,521681153	0,074249097	0,057728313
374	2,30671884	0,578680408	1,098988883	0,0232906	0,044233164
375	2,254440733	0,768356145	2,389200221	0,030224136	0,093984593
376	1,848496186	0,104517308	2,470186172	0,003371289	0,079680173
377	2,120038835	0,198193264	2,811743002	0,00733159	0,104015414
378	2,076401621	2,011541951	1,477702701	0,072880266	0,053540291
379	2,112027625	0,892020883	0,082825639	0,032873112	0,003052414
380	2,101021616	0,310767969	0,909003726	0,011392893	0,033325465
381	1,56046258	0,077244496	0,363928429	0,002103448	0,009910442
382	2,332519874	0,628153824	1,479008803	0,025564421	0,060194043
383	0,946863846	0,027646956	1,097464281	0,000456856	0,01813575
384	2,901203628	0,582662693	3,02744215	0,029489974	0,153230716
385	2,573408069	0,109486807	0,779919461	0,004915741	0,035017872
386	2,318090503	0,618933603	0,580707244	0,02503344	0,023488026
387	1,762630106	0,362303906	0,70346267	0,011143722	0,0216377
388	2,040869472	0,06722722	0,080138862	0,002394049	0,002853934
389	2,045664748	0,544468678	2,591745478	0,019434781	0,092514947
390	1,837317176	0,785422764	3,740054391	0,025181277	0,119912646
391	2,068977463	2,454138571	2,674780885	0,088598224	0,096566602
392	1,597787727	0,590129089	0,90729809	0,016454109	0,025298231
393	2,162829588	0,164859942	0,218043044	0,006221554	0,008228843
394	1,794049131	0,28594025	4,128249358	0,008951653	0,129242888
395	2,050930571	0,106158986	2,173429442	0,00379909	0,077782361
396	2,005051373	0,638499922	1,444178008	0,022338925	0,050528331
397	1,161837011	0,243829732	2,024009439	0,004943866	0,04103981
398	1,317523344	0,443725075	0,743803364	0,010202311	0,017102341
399	1,897011792	0,653858036	1,113302962	0,021644059	0,036853727
400	2,688851787	0,180285208	0,421637292	0,008457307	0,019779888
401	1,885264798	0,098110656	0,92237264	0,003227563	0,030344345
402	2,055149913	0,264952736	2,238492353	0,009501307	0,080275563
403	1,787364941	0,113946475	1,285986139	0,003553925	0,04011035
404	2,020177092	0,092497971	1,385137544	0,00326059	0,048828088
405	1,895485847	0,033745773	3,059858236	0,001116157	0,101209201
406	1,513879286	0,694731651	3,995205988	0,018353646	0,105549762

407	2,339761489	0,165443205	0,631901925	0,006754052	0,025797518
408	1,811775089	0,452565451	2,990577001	0,014307965	0,094550594
409	2,032454904	2,176843896	0,114850132	0,077200779	0,004073228
410	2,331557098	0,269762521	2,208813235	0,010974187	0,089859201
411	1,809486507	1,752697411	1,903060276	0,055341976	0,060091503
412	1,886639388	0,259570683	1,33113371	0,008545365	0,043823742
413	2,048346346	0,850291421	2,336713252	0,030390877	0,083520612
414	2,251401649	0,493847692	0,535025515	0,019399869	0,021018082
415	1,89937957	0,088227364	1,489633611	0,002924153	0,049372946
416	2,676399349	0,167610085	0,668517313	0,007826321	0,031216413
417	2,587310073	1,835038024	0,575745743	0,082834357	0,025990161
418	2,289199181	0,206771868	0,858479028	0,008258935	0,0342906
419	1,910547547	0,68305019	3,071170629	0,022771652	0,102390268
420	1,431023448	0,253640195	0,985191074	0,00633409	0,024603644
421	1,716349179	1,765703396	0,309118195	0,052883843	0,009258543
422	1,879838919	3,45522956	0,884454232	0,113340256	0,029013188
423	1,512805043	0,150132398	1,866777604	0,003963433	0,049283603
424	1,96248528	1,078021927	0,946576091	0,036915916	0,032415624
425	1,66040744	0,319146742	1,454242525	0,00924717	0,042137434
426	1,670026751	0,380593156	1,499593073	0,011091428	0,043703148
427	1,978349098	1,661418793	1,231584554	0,057353551	0,042516571
428	2,266387704	0,863425079	0,025628557	0,034143668	0,001013497
429	2,123194808	0,398509172	1,120599626	0,014763636	0,041516266
430	1,886963128	1,712558288	3,690513466	0,056389057	0,121520365
431	1,944866326	1,015063158	1,264164299	0,034447998	0,042902959
432	2,382775191	0,05296067	0,360721633	0,00220179	0,014997105
433	1,861121373	0,032797936	2,771090888	0,001065147	0,089996674
434	1,59334148	0,329029287	2,920939807	0,009148544	0,081218106
435	2,170262838	1,208339841	1,39793958	0,045757484	0,052938819
436	2,505315266	0,243499334	0,497663333	0,010643546	0,021753893
437	2,022736317	0,312721395	1,255199195	0,011037513	0,044303606
438	1,981256309	0,402059119	0,900500092	0,013899801	0,031132589
439	1,854076765	0,082443861	2,850500125	0,002667318	0,092225357
440	2,064913149	0,314452921	2,202372813	0,011329949	0,079355307
441	2,557071897	0,473950117	0,571216085	0,021144429	0,025484526
442	1,371559184	0,439271397	2,595901288	0,010514063	0,062135331
443	2,450198731	0,370663503	1,095210199	0,015845769	0,046821334
444	1,89760408	0,321923132	3,899181553	0,01065965	0,129115099
445	1,675701592	0,729041398	0,477339774	0,021318249	0,013958532
446	1,871745025	0,423924726	1,984105834	0,01384595	0,064805466
447	2,00414846	0,278352907	4,485014451	0,009734231	0,156849283
448	2,503477804	0,768200984	0,113178333	0,033554052	0,004943633
449	1,583519812	0,048466767	1,829495045	0,001339297	0,050556479
450	2,101859686	0,198389876	1,618545069	0,007275961	0,059361993
451	1,870763059	0,898937482	2,142487932	0,029345105	0,069941891
452	2,065043165	2,336242682	1,779021247	0,084181687	0,064105251
453	1,970036213	0,680541316	1,728187588	0,023394173	0,059409635
454	2,430363811	0,049827256	0,101839634	0,002112869	0,004318523
455	1,77033843	0,336460845	1,192328463	0,010394086	0,036834983
456	2,148209157	0,771148628	2,344653597	0,028905299	0,087888259
457	2,064215197	0,171237251	0,064366843	0,006167708	0,002318465
458	1,628780792	0,301955648	1,78601975	0,008582461	0,050765395

459	2,202236971	0,422243024	0,78506591	0,01622498	0,030167589
460	1,925895681	1,498368317	1,331563905	0,050354017	0,044749724
461	2,154462472	0,078421648	1,341223512	0,002948065	0,050421424
462	2,350171639	0,078899609	2,085886806	0,00323532	0,085535401
463	1,756673561	0,183885803	2,674615989	0,005636841	0,081990177
464	2,30290716	2,507495791	0,863227807	0,100754457	0,034686644
465	2,572158086	0,821676901	0,041885839	0,036873759	0,001879734
466	1,82648733	0,326051618	1,383596504	0,010391878	0,044099121
467	2,484908139	1,096529867	2,246138767	0,047540004	0,097384118
468	1,595595014	0,168939581	3,185952382	0,004703948	0,088712166
469	1,44443234	0,523190327	2,081858973	0,013187895	0,052478314
470	2,15537844	1,040950627	1,668116479	0,03914856	0,062737158
471	0,975195998	0,49850069	0,92224446	0,008484012	0,015696194
472	1,866679478	0,990005592	1,988757336	0,032247432	0,064781662
473	1,533801926	0,360837753	2,611912123	0,00965815	0,069912259
474	2,02184236	0,156323737	1,058423064	0,005515014	0,037341677
475	1,770091482	0,508168502	2,8888277	0,015696359	0,089233029
476	1,782268052	0,377188666	2,20148355	0,011730761	0,068469285
477	2,549907743	0,624794868	2,628680289	0,027796052	0,116948924
478	1,738969636	0,207934807	1,517063085	0,006309822	0,046036927
479	1,886084266	0,318202668	0,874217321	0,010472516	0,028772621
480	1,636689079	2,944687531	1,794828096	0,084102886	0,051263393
481	2,430103317	0,273033611	2,862406325	0,011576445	0,121367714
482	1,927353681	0,478671849	0,045466602	0,016098372	0,001529147
483	2,219290584	0,079234031	0,732948699	0,003068187	0,028382883
484	1,713236434	0,143555937	1,265006788	0,004291788	0,037820112
485	1,449245261	2,324526423	1,139200499	0,058788804	0,028811981
486	1,862807022	0,136928272	0,28867485	0,004450912	0,009383777
487	1,808035644	6,118210827	0,810253361	0,193029599	0,025564254
488	1,634522849	0,512509227	0,970759851	0,014618349	0,027689892
489	1,521541157	9,842561701	1,533368104	0,261339687	0,040715189
490	2,27235135	0,897464126	2,7802968	0,03558306	0,110237702
491	2,4806639	0,06503214	1,416914043	0,002814653	0,061327196
492	2,482354063	0,351404354	2,433222792	0,015219471	0,105387013
493	2,131845953	2,538361663	3,779029292	0,094422104	0,140576664
494	2,013507551	0,098175971	0,512881633	0,003449321	0,018020149
495	2,665418691	0,474563395	0,52779775	0,022068234	0,024544471
496	1,573630211	0,215852789	0,815073491	0,005927483	0,022383202
497	2,051202044	3,114279553	0,201137455	0,111464822	0,007199229
498	1,588978528	0,030702151	1,51405032	0,000851326	0,041983635
499	2,102926772	0,425679523	1,402230451	0,015619746	0,051454504
500	2,307965605	0,326588443	1,182077616	0,01315156	0,0476031
501	1,858713092	0,077030227	0,091832688	0,0024984	0,002978591
502	2,55929553	1,485124156	2,182676339	0,066313712	0,09746366
503	2,08845629	0,503033664	0,137845159	0,018331197	0,005023404
504	2,642931936	1,093904333	0,617558371	0,050440091	0,028476548
505	1,910454358	2,683699685	0,621928475	0,089465309	0,020733566
506	2,200948676	5,669233406	0,773748822	0,217716831	0,029715324
507	2,156434978	0,362449072	3,432392925	0,013637834	0,1291541
508	2,157804878	0,038381371	0,953996503	0,001445089	0,035919779
509	1,969157415	0,629153141	0,42930292	0,021618018	0,014751499
510	2,131494194	1,0908819	0,124507927	0,040571987	0,004630825

511	1,964129923	0,224623907	1,117247154	0,007698492	0,038292328
512	1,808588484	0,990103483	1,525770398	0,031247321	0,048154202
513	2,194817084	0,251982784	0,18078526	0,009650005	0,006923608
514	1,868678877	0,132886329	0,098244438	0,004333138	0,003203635
515	1,875366429	0,547792579	0,908991852	0,017926244	0,02974719
516	1,944826985	0,169558025	0,720625711	0,005754141	0,024455959
517	2,1519324	0,061506181	0,462036201	0,002309457	0,017349217
518	1,508082048	0,170168558	0,576342579	0,004478357	0,01516816
519	1,788771336	0,440519585	0,63139351	0,01375036	0,019708871
520	1,793709918	0,234223469	1,06374354	0,00733122	0,033296269
521	2,097462128	0,303147338	1,169692844	0,011094697	0,042810108
522	2,246653398	0,660123316	0,637119211	0,025877029	0,024975998
523	1,714387213	0,438415332	1,17159078	0,013115789	0,035050759
524	2,150456082	0,328845649	0,743297035	0,012339151	0,027891276
525	2,126763692	0,388340006	0,861593775	0,014411069	0,031974181
526	2,210723664	0,132920669	1,687919191	0,005127242	0,065111202
527	2,135856878	2,054650237	0,529760949	0,076572711	0,019743715
528	2,421000052	1,493865152	3,624962021	0,063101767	0,1531251
529	1,894841018	0,844049092	0,425646224	0,027907818	0,014074072
530	1,495876272	0,163143826	1,235373959	0,004258744	0,032249438
531	1,783102898	1,177890609	2,500118408	0,036650156	0,077793667
532	1,909388694	0,751036162	1,916128947	0,025023	0,063843407
533	2,241963404	0,214866045	3,306929817	0,008405239	0,129365965
534	1,431763579	0,186796001	1,756125168	0,00466722	0,043879225
535	1,841715048	0,522422454	2,338577529	0,016789356	0,075158272
536	1,937742781	1,956532605	2,686675271	0,066155352	0,090846015
537	1,618423226	0,620673796	0,421589662	0,017529209	0,011906981
538	1,838831782	0,945238782	1,845090553	0,030330079	0,059205561
539	1,749131881	0,062238385	0,502737821	0,001899669	0,015345252
540	2,645234242	0,068786773	2,289459077	0,003174529	0,105662309
541	2,644816509	0,410225496	1,237668403	0,018929037	0,057111422
542	1,62218318	1,975912189	0,077913617	0,055933768	0,00220563
543	2,077232705	0,254951635	0,70106013	0,00924086	0,025411052
544	1,784013552	0,01989447	2,939595698	0,000619334	0,091515139
545	2,03604802	0,347195441	1,272483424	0,012334887	0,045209126
546	1,518038995	0,590390905	2,816989813	0,015639985	0,07462679
547	1,962850496	0,480693006	2,195575596	0,016463973	0,075201765
548	1,836790189	0,135148783	1,722354153	0,004331735	0,055205835
549	2,053595536	0,365624732	2,576766114	0,013101531	0,092336687
550	1,495037362	7,368016697	4,502005587	0,192228566	0,117458962
551	2,185709786	0,100836634	0,070722765	0,003845653	0,002697266
552	1,687965134	0,810343301	0,892771237	0,023869002	0,026297727
553	1,836037492	0,579511981	1,764209151	0,018566678	0,05652423
554	2,452542609	1,036671052	3,80796519	0,044359789	0,162949963
555	1,930316735	0,171291046	0,384378523	0,005769599	0,01294741
556	2,159380848	0,763059101	0,300131236	0,028750749	0,01130876
557	1,866425648	1,197447176	2,746120371	0,03899912	0,0894398
558	2,183621401	0,225981995	0,454092344	0,008610148	0,017301898
559	2,623843988	0,668012049	1,613419182	0,03057983	0,073860252
560	2,182775591	1,389044927	0,584967648	0,052903559	0,0222799
561	2,00255671	0,094215765	0,435294537	0,003292187	0,015210973
562	2,18157391	0,046479649	1,458215803	0,001769263	0,055509096

563	2,602233847	1,159931933	3,844600608	0,052661603	0,174552311
564	2,006362832	0,334149927	0,306655661	0,011698405	0,010736162
565	1,912827806	0,955829483	2,004830524	0,031903636	0,066919122
566	2,02235892	0,195014584	0,623018094	0,006881763	0,021985993
567	1,565744985	0,630337942	1,176884347	0,017222849	0,032157193
568	2,190435071	0,193767066	2,696770692	0,007405751	0,103073251
569	1,906724965	0,139478825	1,145713054	0,00464067	0,038120722
570	2,286712671	0,400697947	0,897692495	0,015987405	0,035817994
571	2,165022422	1,74868625	0,721311641	0,066059534	0,027249551
572	1,614045026	1,38583717	0,335359214	0,039033273	0,009445954
573	2,020365138	0,278504542	1,322413783	0,009818309	0,046621323
574	2,059037385	0,654193759	3,760479675	0,023503996	0,135111203
575	2,255774841	0,004516995	2,058262275	0,000177786	0,08101429
576	1,738177969	1,397289046	1,612083294	0,042381707	0,048898154
577	2,032262506	1,25965284	3,392765655	0,044668788	0,120315053
578	2,110568045	0,035582209	1,593325534	0,001310384	0,058679043
579	2,298542869	0,098812132	2,357661869	0,00396288	0,094557286
580	1,969951787	0,052845898	1,105952373	0,001816544	0,038017523
581	1,626058355	0,259034027	0,178534744	0,007350201	0,005066149
582	2,412137571	0,189318352	1,641521648	0,007967665	0,069087226
583	1,927609425	1,241395154	2,741851573	0,041755311	0,092227072
584	1,30768578	0,03096112	0,439527923	0,000706557	0,010030661
585	2,626280112	0,275911593	0,052283661	0,012642224	0,002395699
586	2,313274767	0,279857584	2,453923177	0,011295641	0,099048421
587	2,008209169	0,171760119	1,594174197	0,006018759	0,055864146
588	1,360085114	1,428965091	0,014580573	0,033916535	0,000346081
589	1,732561985	0,065608391	0,86992256	0,001983565	0,026301502
590	2,027573203	2,371239791	0,733063118	0,08389304	0,025936098
591	1,752521566	0,101861522	0,157359686	0,003115088	0,004812453
592	2,237258444	0,023810509	0,011021781	0,000929478	0,000430264
593	2,165790466	0,32996786	0,672176376	0,012469505	0,025402334
594	2,391036622	0,867036257	1,030470264	0,036171123	0,04299055
595	1,726422992	1,669989046	0,808596561	0,050310621	0,024360755
596	2,060219814	0,3974366	0,82382636	0,014287373	0,029616451
597	2,307252242	0,082929499	0,670829709	0,003338499	0,027006441
598	2,270840592	0,621025086	3,314129611	0,024606319	0,131316651
599	1,427683982	0,546681531	1,179316777	0,013620282	0,029382922
600	2,242319961	0,066834473	2,230207982	0,00261488	0,087258843
601	1,101298425	0,448324114	1,354475544	0,00861658	0,026033155
602	1,970383637	0,077863299	1,406342541	0,002677087	0,04835414
603	2,502080343	0,037208331	0,481581905	0,001624306	0,021023777
604	2,218077097	0,88295311	2,325880488	0,034171997	0,090018737
605	1,561785146	0,828393614	2,325034925	0,022577134	0,063368635
606	2,246031223	0,021482642	0,050214234	0,000841893	0,001967926
607	1,607065278	1,656023518	1,382484329	0,046441649	0,038771639
608	2,197452572	0,802107749	1,431451072	0,030754616	0,054886674
609	1,800466899	0,385242171	2,800605979	0,01210353	0,08799197
610	1,97041745	0,349113737	1,498718884	0,012003396	0,051531191
611	1,724302091	0,041429519	2,067369997	0,001246586	0,06220759
612	2,011411885	0,18529929	0,89472279	0,006503545	0,031403472
613	2,065924925	0,466281752	1,01361231	0,016808672	0,036540095
614	1,261379958	0,041748641	1,259896075	0,000919005	0,027734666

615	1,911628258	1,837880604	1,472396367	0,061306246	0,049116224
616	2,065860797	0,113337026	2,13452898	0,004085482	0,076946058
617	2,162370175	0,369523056	0,071289593	0,013942256	0,002689865
618	1,94968562	0,198736546	1,434939606	0,006761189	0,048819324
619	2,323757488	1,483504132	1,076834689	0,060148536	0,043661449
620	1,958732273	2,282907977	1,163844712	0,078026738	0,039779827
621	2,170039479	1,198322262	2,127583146	0,04537347	0,080561531
622	2,097321138	0,276235661	0,375533006	0,010109094	0,013743376
623	2,380133332	0,359674326	0,709061558	0,014936553	0,029446771
624	1,686264792	0,119801709	1,878325142	0,003525256	0,055272768
625	2,125353454	0,402446645	0,971234204	0,01492466	0,036019103
626	1,788902133	6,275275478	2,20932587	0,195890501	0,068968879
627	2,061303483	0,068584692	1,739292862	0,002466834	0,062560229
628	2,088919036	0,025093347	1,251424676	0,000914637	0,045614978
629	2,470305309	0,387576176	0,06605339	0,016704663	0,002847007
630	2,399795005	0,999332884	0,692513364	0,041842912	0,028996974
631	2,531353329	0,580219327	2,285458961	0,025625257	0,100939761
632	1,721936031	7,723924622	4,818402073	0,232088822	0,144787823
633	1,807498619	0,291124477	0,673529273	0,009182252	0,021244171
634	1,941779724	0,875621963	1,052214828	0,029668667	0,035653208
635	1,975716368	0,08420857	1,064458697	0,002903083	0,036698195
636	1,635416389	0,337996004	0,28604808	0,009645961	0,008163676
637	1,825404912	1,139283252	2,133122929	0,036289586	0,067948362
638	1,646297856	0,59056504	1,870466391	0,016966058	0,053737311
639	2,268383526	0,345536912	0,357881749	0,013676093	0,01416511
640	2,257912001	0,116014351	0,081386318	0,004570575	0,003206442
641	1,176978222	0,267266587	0,872317793	0,005489681	0,017918019
642	2,2151681	0,064176777	0,288507659	0,00248051	0,011151498
643	1,807259588	1,541870069	0,58360996	0,048625139	0,018405541
644	2,285615071	0,042937926	0,355554162	0,001712354	0,01417983
645	1,873837639	0,406572444	0,501612276	0,013294042	0,016402123
646	1,980332415	0,110158792	2,047125182	0,003806583	0,070741358
647	2,222574433	1,411669918	2,367244903	0,054745083	0,091805341
648	2,467235794	1,182973054	0,425651664	0,050923219	0,018323487
649	1,812303151	0,308919898	0,878511807	0,009769422	0,027783272
650	2,366686835	2,586706814	0,251402652	0,106814217	0,010381605
651	2,217776544	0,620318737	1,137234021	0,024004286	0,044008498
652	2,548990422	0,078042265	1,986987164	0,003470718	0,088368476
653	2,00419303	0,446059543	0,724175545	0,015599417	0,025326326
654	1,868208421	0,806165988	0,588344079	0,026280729	0,019180376
655	2,487889554	0,563012003	1,462225918	0,024438629	0,063472625
656	1,555023229	0,167672948	0,985070448	0,004549997	0,026731801
657	1,512102543	0,246490557	1,649922514	0,006504227	0,043538328
658	1,951052733	0,083707889	0,139102472	0,002849811	0,004735843
659	1,933473956	0,148635935	0,0326403	0,005014692	0,001101254
660	2,450308255	0,324330769	0,166620309	0,013865676	0,007123503
661	2,311289104	1,274958892	2,890189941	0,051415875	0,116557502
662	1,794408673	0,335250773	0,630829843	0,010497472	0,019753314
663	1,511370825	0,237232914	0,347058566	0,006256914	0,009153787
664	2,923281574	1,465321727	2,760323256	0,074727383	0,140773051
665	1,856565337	0,043809617	1,941969179	0,001419281	0,062914962
666	1,797849005	3,157710178	0,447877765	0,099064665	0,014051375

667	1,971582352	2,06445782	0,593821376	0,071023127	0,02042972
668	1,617140981	0,333295116	1,407446096	0,00940554	0,039719096
669	2,39296509	0,806366119	0,964728307	0,033667195	0,040280281
670	2,24008172	0,929223252	1,940475787	0,036319332	0,07584707
671	1,409084713	0,192940991	3,507537067	0,004744412	0,086252752
672	1,734165726	0,110482634	2,13814643	0,003343358	0,064705187
673	1,695386264	0,32992949	2,777746691	0,009760925	0,082181732
674	2,199753568	1,231331595	2,887324787	0,047261437	0,110825663
675	1,843667171	0,338730627	1,193018426	0,010897493	0,038382397
676	2,005338145	0,056337164	0,706934921	0,001971326	0,024737497
677	1,312347708	0,367082598	0,697754113	0,008406966	0,015980513
678	1,875928658	0,315881051	0,848720266	0,010340151	0,027783097
679	2,048705465	0,106041405	0,183495283	0,003790766	0,00655978
680	1,854299884	0,165946066	2,635646567	0,005369523	0,085284222
681	1,783623031	0,228565428	1,085260315	0,007113904	0,0337788
682	2,216385013	0,62288228	2,180915961	0,024088371	0,084343804
683	1,581572983	0,052489493	0,777962437	0,001448675	0,02147188
684	1,856501075	0,038331288	1,505730101	0,001241759	0,048780215
685	1,629134885	0,462263598	0,810635619	0,013141737	0,023046319
686	2,163550796	0,58897067	2,126696101	0,022234231	0,080287269
687	2,435951031	0,197988982	0,24256943	0,00841479	0,010309821
688	2,142529805	0,115564745	0,968131273	0,004320317	0,036194057
689	1,752592753	3,98202537	2,189593718	0,121781654	0,066965974
690	2,000778972	0,861079839	1,955707091	0,030062067	0,068279766
691	1,761270967	0,171883815	1,627346489	0,005282717	0,050016716
692	1,948061563	0,134105454	2,821186452	0,004558584	0,095902109
693	1,803252259	0,819708104	0,358592864	0,025793399	0,011284019
694	1,832414318	0,685747369	3,208441069	0,021926956	0,10259379
695	2,632273491	0,184822102	1,531777083	0,008487831	0,070347904
696	2,408348093	0,167285646	0,744452924	0,007029341	0,031282825
697	1,524799485	0,30527773	1,728812898	0,008123088	0,046003072
698	1,449077874	0,52729604	1,111582959	0,013334124	0,028110248
699	1,738830813	2,161756145	0,929091716	0,065593669	0,028192047
700	1,94500556	0,092349653	2,320256333	0,003134276	0,078750037
701	2,197274989	0,120092817	1,143805874	0,004604257	0,043853842
702	1,798205543	0,550359059	0,876192628	0,017269458	0,027494447
703	1,822569354	0,39820873	1,240175043	0,012664445	0,039443112
704	2,694049415	3,662334961	0,332892847	0,172134589	0,015646865
705	2,072280135	0,426931379	2,754558746	0,01543748	0,099605468
706	2,203439802	0,492152838	1,266685667	0,018921636	0,048701278
707	2,551888806	0,841162796	1,57862993	0,037450944	0,070287137
708	1,87770183	0,098354261	0,856909675	0,003222602	0,028077685
709	1,966073608	0,259619383	1,240982587	0,008906688	0,042575288
710	2,377927275	0,842067157	2,133982736	0,034936965	0,088540537
711	2,01390722	2,197976087	0,872940102	0,077239162	0,030676926
712	1,92001272	0,311031752	1,94786291	0,010420585	0,065261729
713	1,625738329	1,274633789	2,135090272	0,03616116	0,060573961
714	1,873993169	0,509137724	2,4434924	0,016649086	0,079905915
715	2,06984124	0,226465792	0,143625398	0,00817918	0,005187417
716	2,087569224	1,012892977	2,113077211	0,036895459	0,076972843
717	1,328490227	0,24265835	1,088806601	0,005625735	0,025243383
718	1,793922105	1,144293148	0,464196621	0,035820734	0,014531551

719	1,752019319	4,100624551	2,019483358	0,125367735	0,06174316
720	1,818271758	0,045833149	0,935227498	0,00145422	0,029674303
721	1,802547087	1,862209289	2,268414681	0,058574424	0,07135342
722	1,629941414	3,759944198	2,116526538	0,106944727	0,060202496
723	2,349037638	0,092744176	0,946640805	0,003801189	0,038799925
724	2,051594401	1,235633204	0,185216135	0,044233655	0,006630631
725	1,823174293	1,401037121	1,282014677	0,044572716	0,040787329
726	1,951878291	0,233565216	2,606372533	0,007955023	0,088773345
727	2,489663618	0,434968425	0,471847229	0,018894104	0,020496645
728	1,658638384	0,134313198	3,552704711	0,003887535	0,102831822
729	1,972317771	0,352722328	1,593045531	0,01213916	0,054827276
730	1,93391697	0,124030326	2,749188191	0,004185504	0,092776331
731	1,496628768	1,403760862	2,037777316	0,036662527	0,053222931
732	2,245687365	4,492606472	0,787966585	0,176035816	0,030876159
733	2,690916803	0,215286854	1,809859697	0,01010701	0,084969464
734	2,015042343	0,18799946	0,1975618	0,006610218	0,006946643
735	1,781798569	4,682337919	0,694070273	0,145584761	0,021580893
736	1,71931528	2,317643481	0,749184796	0,069534692	0,022477948
737	1,704642424	0,197602101	0,56329865	0,005877943	0,016756577
738	2,178986171	0,267309782	2,784894359	0,01016317	0,105885349
739	2,389663935	0,172279649	1,647057937	0,007183059	0,068674761
740	1,731010856	0,165127127	1,376309263	0,004987888	0,041574508
741	2,269027389	0,136629317	0,995718657	0,00540922	0,039422143
742	2,005103434	0,609407074	2,055121967	0,021321619	0,071905664
743	1,766616751	6,295149719	1,258653281	0,194063632	0,038802259
744	1,984739502	0,234031109	0,886288628	0,008105033	0,03069511
745	2,266302116	0,039198029	0,287105879	0,001550006	0,011353349
746	2,005105767	0,248049327	0,33861865	0,008678632	0,011847777
747	2,182674896	0,549805539	1,018630217	0,020939084	0,038795194
748	2,95304672	0,477170059	0,864035137	0,024581919	0,044512993
749	1,935317469	0,772081021	0,381657328	0,026073364	0,012889041
750	2,563446796	0,218428805	1,676916853	0,009769085	0,075001216
751	1,595924993	0,286809468	0,671273233	0,007987564	0,018695325
752	2,224654546	0,223318458	0,598044179	0,008668474	0,023214754
753	1,984461097	0,025163199	1,937232776	0,000871337	0,067083379
754	2,425483436	0,200214276	1,897841381	0,008472824	0,080316703
755	1,745881886	0,748422871	0,859885809	0,022801282	0,026197859
756	1,875133469	2,583225322	1,446287133	0,084524286	0,047324556
757	2,019387078	0,723061712	1,732970411	0,025478249	0,061065817
758	2,323110058	0,331434542	1,648437298	0,013434241	0,066819094
759	1,584993674	0,74289221	0,834822292	0,020547666	0,023091043
760	2,206739115	1,289706509	0,03478104	0,049659126	0,001339256
761	2,25534665	0,234522044	2,681983509	0,009228888	0,105544259
762	1,708777103	1,15670676	0,207745119	0,034491245	0,006194828
763	1,634612258	0,447408009	0,087302666	0,012762159	0,002490352
764	1,493339412	0,594184268	1,501567894	0,015484424	0,039131969
765	1,972759536	0,926825783	1,8538212	0,031904431	0,063816584
766	2,662807582	0,223093192	3,077804429	0,010364165	0,142988734
767	2,115046706	0,047595762	0,901324814	0,001756524	0,033264425
768	1,899663849	1,600060425	1,625883666	0,053039343	0,053896929
769	1,06802505	1,44010594	1,920129076	0,026842026	0,035790196
770	1,937535441	1,450288079	4,536564955	0,04903269	0,153380935

771	2,071168324	1,03677464	0,65321986	0,037468796	0,023607911
772	2,279668637	4,062437433	0,037471182	0,161587731	0,0014905
773	2,290704283	2,155873991	3,431198896	0,086167058	0,137143928
774	2,061173446	0,454126109	1,954900721	0,016332847	0,070310945
775	1,686203755	0,509974936	0,978863847	0,015005855	0,028803616
776	2,016272607	0,159655636	3,082384464	0,005617052	0,108448559
777	2,71768359	0,325414368	1,611050961	0,015428984	0,076387567
778	1,950156112	0,86010183	0,012342248	0,029268466	0,000420008
779	1,888042149	0,809294683	1,19006355	0,026662713	0,039208534
780	2,060767482	3,913449243	1,187123188	0,14072123	0,042688265
781	2,020620657	7,863385692	2,553905822	0,277248307	0,090048609
782	1,906054239	0,101548085	2,303840558	0,00337747	0,076627549
783	2,093330598	0,445168916	1,841674182	0,016260376	0,067271539
784	1,630272736	0,146191551	0,827829984	0,004158996	0,023551587
785	2,03164161	1,242898307	1,45534964	0,044061193	0,05159419
786	2,260965952	1,396295886	1,445991238	0,055083728	0,057045886
787	1,487889391	0,15354938	3,05908175	0,003986892	0,079431047
788	2,644401223	0,119703907	1,208036934	0,005522631	0,05573535
789	2,590473911	1,35438439	0,11394323	0,061212168	0,00514988
790	1,706381217	0,882604529	1,301153087	0,026281042	0,038745175
791	1,615456362	0,329808622	1,197689118	0,009297459	0,03376441
792	1,330006197	0,760661891	0,538493333	0,017655128	0,012498916
793	2,022245189	0,528098997	0,329711083	0,018634749	0,011634683
794	1,874349035	0,88702549	0,572483697	0,029011733	0,018724641
795	1,702305331	0,876161302	1,416387634	0,026026885	0,042075865
796	2,215742451	0,303686163	1,047703791	0,011740878	0,040506704
797	2,401455379	0,619799666	0,946067044	0,025969481	0,039641186
798	1,786747188	1,030200548	1,410102652	0,03212026	0,04396639
799	2,134764214	0,652590792	3,268119221	0,024308319	0,121737586
800	1,868068692	3,004111105	1,450097511	0,097925647	0,04727053
801	1,726986231	0,093846124	1,222844566	0,00282816	0,036852906
802	2,127470951	0,033635443	1,834577759	0,001248606	0,068104738
803	1,969406932	0,120338119	1,062896501	0,004135402	0,03652736
804	1,476848992	0,211608705	0,556754806	0,005453635	0,014349255
805	1,564278867	1,589874962	2,66256892	0,043399803	0,072683938
806	1,78167638	0,701964478	0,376472954	0,02182421	0,011704961
807	2,352758077	0,060277076	1,013093086	0,002474412	0,041589331
808	1,571401914	0,312566882	1,739832743	0,008571175	0,04771091
809	1,924725308	0,608922974	0,987755607	0,020450974	0,03317523
810	1,693379106	0,304367641	2,811066478	0,008994023	0,08306909
811	1,925340006	0,567990497	2,040595546	0,019082327	0,068558294
812	2,088097602	0,266447967	0,821473078	0,009708042	0,029931285
813	1,832304112	1,521910514	0,19155441	0,048660572	0,006124816
814	2,383878811	4,793678477	0,796898521	0,199384931	0,03314662
815	1,812661352	0,13807174	2,256679877	0,004367306	0,071382466
816	1,738832139	5,902158384	2,07707572	0,17908797	0,063026137
817	1,849124342	0,080788054	1,601482941	0,002606768	0,051676181
818	2,474848239	1,736173715	0,557657995	0,074967195	0,024080129
819	2,057246231	0,087979481	1,475300109	0,003158195	0,052960332
820	1,914511585	0,061841447	2,150484582	0,002065957	0,071844062
821	1,072848044	0,386406306	2,415092552	0,007234718	0,045219315
822	1,588195763	0,554854867	0,915179673	0,015377735	0,025364841

823	1,794793238	1,185143877	1,672078787	0,037117527	0,052369388
824	2,136001989	1,160429468	1,207553272	0,043249826	0,045007482
825	2,436453903	0,126358988	1,500230038	0,00537153	0,063776771
826	1,607813748	3,174233409	0,607379145	0,089059891	0,01704182
827	1,838753021	0,152219285	0,864462044	0,004884084	0,027737809
828	2,240021566	0,515520952	1,312060218	0,020148951	0,051282914
829	1,968840337	0,436161632	2,043857509	0,01498432	0,070218736
830	2,249005724	1,345351072	0,405031987	0,052793351	0,015894458
831	1,721634881	0,656346893	0,691309853	0,019718492	0,020769489
832	1,990973999	0,054169683	0,981491308	0,001881911	0,034099029
833	2,355073115	1,984640668	2,913344663	0,081550861	0,119715761
834	2,445831501	0,10635925	3,053186847	0,004538731	0,130294288
835	2,205128796	4,517499002	0,891757558	0,173815848	0,034312385
836	2,190497331	0,11841046	2,124205496	0,00452576	0,081191548
837	2,024254207	3,195800093	2,317818119	0,112880485	0,08187125
838	1,387685536	0,2517026	1,372649217	0,006095381	0,033241877
839	2,165409586	1,410625968	2,488564709	0,053298269	0,094029249
840	1,592845425	2,11168027	0,222036726	0,058696258	0,006171914
841	1,788600856	2,222370083	1,231794064	0,069362357	0,038446638
842	2,286734431	0,129865242	1,130927484	0,005181529	0,045124516
843	2,306173131	0,194440465	2,910760731	0,007823946	0,117127402
844	2,636194498	0,57850581	0,955833461	0,026607036	0,043962644
845	2,743581599	0,007855091	0,520731727	0,000375983	0,024925467
846	1,901366167	1,222792204	0,942863373	0,040569838	0,031283273
847	1,712557525	0,166354369	0,475970841	0,004971406	0,01422454
848	2,201864792	0,094459314	0,241566494	0,003629051	0,009281065
849	2,346065918	1,944095548	0,049983374	0,079579465	0,002046076
850	2,695435555	0,056129727	0,967317578	0,002639528	0,045489922
851	2,19801765	1,088965829	2,541099765	0,041764132	0,097459399
852	1,81359526	0,576973083	1,718995489	0,018259461	0,054402637
853	1,416157634	0,628967063	1,686030888	0,015543895	0,041668731
854	2,681830974	0,571133193	3,591714116	0,026722358	0,168055194
855	2,010005511	0,532894514	0,91933769	0,018690201	0,032244867
856	2,118010266	0,179116032	1,256886817	0,006619545	0,046451815
857	1,751178872	2,786089918	2,419448741	0,085137831	0,073936125
858	1,778192243	0,654850173	4,787256333	0,020319616	0,148550132
859	2,693310033	0,065343536	1,389489438	0,00307039	0,065291856
860	1,79058793	0,448785331	0,192360986	0,014022588	0,006010621
861	2,300889843	0,184702954	1,794985025	0,007415108	0,072063821
862	2,157609267	2,543664453	1,677478494	0,095762293	0,063154526
863	1,150175871	2,098119343	2,325928527	0,042114324	0,046688381
864	1,584499385	0,148655935	1,829734861	0,004110395	0,050594376
865	1,897744589	0,374866705	1,624063655	0,012413658	0,053782225
866	1,688478503	0,091772845	0,297245706	0,00270403	0,008758417
867	2,288328667	0,949475784	0,952977118	0,037909791	0,038050711
868	2,093905757	0,123523073	3,133436112	0,004513081	0,114487657
869	1,901238226	0,342846334	1,423081104	0,011374201	0,047213245
870	1,860368776	0,053319629	1,517109143	0,00173091	0,049251212
871	1,960146161	0,184536929	1,954057957	0,006311776	0,066837246
872	2,062794339	0,902598379	0,044572196	0,032487869	0,001604366
873	1,699130334	1,975727863	0,709165014	0,058580722	0,021027503
874	1,402833235	2,518846026	2,452026726	0,061663594	0,060029568

875	2,539406286	0,521612319	0,264089052	0,023110131	0,011700859
876	1,733971036	0,103003985	0,277537002	0,003116694	0,00839796
877	1,625056502	1,980486147	0,237315372	0,056162523	0,006729975
878	2,141236025	0,168227518	1,79282268	0,006285286	0,066985091
879	2,296729616	4,012657265	1,568804951	0,160801535	0,062869481
880	1,478979307	0,198432159	3,587774969	0,005121421	0,092601161
881	2,847809187	0,045209682	0,598801161	0,002246095	0,029750348
882	2,308109309	3,800988068	3,377655183	0,153073487	0,136029024
883	2,204308764	0,672750021	4,892735248	0,025875191	0,188189059
884	2,141470377	0,360555148	1,410937922	0,01347247	0,052722528
885	2,403346173	1,080199163	0,636953422	0,045295741	0,026710007
886	2,289093635	0,266075666	2,208096471	0,010627173	0,088194891
887	2,561023113	0,009084615	0,941134559	0,00040592	0,042053095
888	2,212140303	1,069965925	1,315836959	0,041298975	0,050790702
889	2,009093024	0,197293207	1,665560522	0,006916522	0,058391392
890	2,335411346	0,794210185	0,381230967	0,03236258	0,015534907
891	2,433991813	0,680034573	0,684962835	0,028879126	0,029089272
892	2,014610234	1,002053572	1,713788198	0,03522549	0,060247088
893	2,080180573	0,29297114	1,5492822	0,01063396	0,056235883
894	1,582043716	0,86708653	2,609739976	0,023938134	0,072050649
895	1,517507436	2,841309254	2,254852122	0,075242483	0,059713907
896	1,523076486	1,460849549	1,089631702	0,038827606	0,028961941
897	1,989202798	0,43687298	1,218276866	0,015163923	0,042287808
898	1,819925429	0,222833428	2,599114278	0,007076613	0,082543581
899	1,46260052	0,494943481	1,303703415	0,012632774	0,033276277
900	2,309428708	0,333485595	0,414525318	0,013437813	0,016703804
901	2,179339249	0,400669998	0,514685588	0,015236019	0,019572193
902	2,390293257	0,115691051	3,228865922	0,004824914	0,134664332
903	3,153412619	0,285743027	2,40500757	0,015718161	0,132298628
904	1,791951574	1,224578218	1,391244218	0,038291868	0,043504703
905	2,378821441	1,619625384	1,047761852	0,06722274	0,043488759
906	2,032546384	0,228353169	3,559661961	0,008098806	0,126251195
907	2,054537851	0,423319985	1,49688114	0,015175898	0,053664335
908	1,913545956	2,710376269	1,90109793	0,090500777	0,063480453
909	2,126054903	0,078693537	0,922342504	0,002919298	0,034217194
910	1,702394169	0,101977738	0,719437916	0,003029467	0,02137307
911	1,640418159	0,32489036	1,229955566	0,009300293	0,035209676
912	2,012556525	0,541598563	1,960989543	0,019019577	0,068867041
913	2,240113917	10,68732456	2,048177054	0,417727453	0,080057923
914	1,810982764	0,418982051	0,324074011	0,013240427	0,0102415
915	1,954288795	0,235446579	1,384096199	0,008029	0,047200671
916	1,665494395	0,248389982	0,167743844	0,00721906	0,004875352
917	1,755916974	0,07284613	1,485318974	0,002232066	0,045512751
918	1,623545431	0,614811228	0,017330013	0,017418577	0,000491001
919	1,728092351	0,565243251	0,195116152	0,017045159	0,005883987
920	1,541545148	14,96679646	0,694660993	0,402621781	0,018687626
921	1,823880542	0,058010163	1,700902303	0,001846255	0,054135204
922	2,076216775	3,968628363	1,521622536	0,143774757	0,055126694
923	2,047445362	0,11968627	3,631367687	0,004275912	0,129738084
924	1,703179066	1,02243575	0,314350617	0,030387638	0,009343036
925	1,992247683	0,337688602	2,085167652	0,011739153	0,072489342
926	2,131731777	0,387289355	3,58078581	0,014405638	0,133195045

927	2,716542388	0,430954546	1,720471003	0,020424423	0,081541461
928	1,205490549	0,578026765	2,626970149	0,0121603	0,055266794
929	2,531201221	0,378435157	0,572385611	0,016712501	0,02527851
930	2,423230738	0,479654944	1,382687814	0,020279572	0,058461074
931	1,747957115	0,478523371	0,367909094	0,014595908	0,011222285
932	1,727827634	0,344769392	0,324861745	0,01039508	0,009795137
933	1,803756645	0,202353022	2,192678858	0,006369135	0,069017401
934	1,297500035	0,081111743	1,315328282	0,001836617	0,029783915
935	1,97518302	0,692125776	0,603934476	0,023854532	0,02081558
936	1,775308136	0,14218995	3,971986843	0,004404917	0,12305221
937	1,655338255	0,245954759	1,587018928	0,007104706	0,045844349
938	2,386943255	0,960229732	1,277989525	0,03999044	0,053225669
939	1,69593368	0,81930956	2,712194768	0,024247001	0,08026823
940	1,805574389	2,59235191	2,661730409	0,081677422	0,083865808
941	1,747199153	0,529270538	1,71842261	0,016136799	0,052394107
942	1,935622488	0,125402143	1,801091587	0,004235528	0,060834678
943	2,726058865	0,246796721	2,074041255	0,011737492	0,098642966
944	1,924818186	0,341357426	2,443467986	0,011465208	0,082071438
945	1,451070525	0,736080145	1,16456831	0,018639393	0,029490656
946	1,698991	0,100998044	1,13093652	0,002994367	0,033530731
947	1,874745638	0,263073913	0,356242235	0,008606116	0,011654339
948	1,682815418	0,246246402	0,505973639	0,007231169	0,014858648
949	1,898484281	1,262948999	1,29754315	0,041838674	0,042985968
950	2,184204236	0,152792356	0,849523056	0,0058231	0,032377297
951	2,311174106	2,707942609	2,717131376	0,109199061	0,109572832
952	1,777071407	0,043679544	0,058151941	0,001354497	0,001803337
953	1,607927941	0,116416924	0,654744168	0,003266557	0,018372091
954	2,28793828	0,326158092	1,784619949	0,013020318	0,071244606
955	1,798535959	0,11335382	2,281685343	0,00355753	0,071611195
956	2,266699542	0,407259445	1,935695923	0,016107064	0,076558809
957	1,954249308	0,284495875	0,017281877	0,009701442	0,000589337
958	1,830749009	0,781331949	1,386135575	0,024960602	0,044283097
959	1,286057126	0,52474326	0,030148446	0,011777015	0,000676653
960	1,464457474	0,965218351	1,502347395	0,024667186	0,038395225
961	1,528845648	3,443859387	0,20617985	0,091880231	0,005500925
962	2,549570376	0,358121702	2,002162408	0,015930114	0,089063619
963	3,028041841	0,036501353	1,940122005	0,001928116	0,102486366
964	2,562339058	0,100953063	1,798640689	0,00451311	0,080410656
965	1,881552637	0,057226093	0,423813292	0,001878871	0,013915226
966	1,716455595	0,064339751	1,629849946	0,001927132	0,048819418
967	2,178361878	0,425826083	2,150344719	0,016185355	0,081735524
968	1,610964363	0,533969769	1,564108176	0,015011011	0,04397166
969	2,39210671	0,102179231	0,89849129	0,004264632	0,037501239
970	2,115080313	0,495578043	1,336474962	0,018289627	0,049324923
971	2,066343728	7,929989344	0,864447917	0,285920692	0,031169126
972	1,67280704	0,144844898	0,364919752	0,004228165	0,01065268
973	2,015709921	0,475040929	0,90049693	0,016708368	0,031673645
974	1,892347335	0,069624657	1,729727527	0,002299056	0,057118522
975	1,870618321	0,068684021	0,803274759	0,002241962	0,026221016
976	1,625761438	1,076544353	0,633239231	0,030541828	0,017965682
977	2,375091833	0,298829131	2,443465633	0,012383503	0,101260396
978	1,838499582	0,079467478	2,459154929	0,002549429	0,078895506

979	1,442445058	0,600628871	1,810892485	0,015119038	0,045585155
980	1,742238144	0,320453966	3,275996491	0,009742509	0,099600469
981	2,358132745	1,421062526	1,097306388	0,058468693	0,045149288
982	2,194418287	1,039524243	0,394300303	0,03980269	0,015097941
983	2,20373843	0,423270601	0,450114954	0,016275548	0,017308274
984	1,680496838	0,121458401	1,553586846	0,003561784	0,045560484
985	1,920484472	0,368666224	2,184926682	0,012354563	0,073222358
986	1,800643167	0,485793147	1,205012802	0,015264132	0,037863887
987	2,08574365	0,317659306	1,160117915	0,011560887	0,042222555
988	2,19026732	0,38441444	2,101421415	0,014691144	0,080312263
989	1,592301298	0,873785465	0,888898964	0,024279443	0,024700123
990	2,428668214	0,30742293	3,881500484	0,013026836	0,164480773
991	1,866790302	0,17966859	1,080084029	0,005852689	0,03518468
992	1,943732275	1,13430959	2,807264672	0,038472402	0,095216863
993	2,933759028	0,292620434	0,228449062	0,014976277	0,011692339
994	1,620734145	0,024587617	1,286066291	0,0006954	0,036374295
995	2,00175175	0,884616041	1,376696374	0,030898773	0,048088076
996	1,956649733	12,99818496	1,54802588	0,443788401	0,052854778
997	1,721200223	6,240640072	1,251335312	0,187438918	0,037585224
998	1,645432617	1,867839671	0,917478907	0,05363207	0,026344737
999	1,620734145	0,292620434	2,459154929	0,015264132	0,03518468
1000	2,19026732	0,079467478	1,54802588	0,012383503	0,042222555