

УНИВЕРЗИТЕТ „Св. КИРИЛ И МЕТОДИЈ“ – СКОПЈЕ
– СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ –
Клиника за мобилна стоматолошка протетика

БЛАГОЈА Б. ДАШТЕВСКИ

ВЛИЈАНИЕТО НА ВОДЕЧКИТЕ ПОВРШНИ
ВРЗ РЕТЕНЦИОНИТЕ СИЛИ КАЈ
ПАРЦИЈАЛНАТА СКЕЛЕТИРАНА ПРОТЕЗА

МАГИСТЕРСКИ ТРУД

СКОПЈЕ, 2007

УНИВЕРЗИТЕТ „Св. КИРИЛ И МЕТОДИЈ“ – СКОПЈЕ
– СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ –
Клиника за мобилна стоматолошка протетика

БЛАГОЈА Б. ДАШТЕВСКИ

ВЛИЈАНИЕТО НА ВОДЕЧКИТЕ ПОВРШНИ
ВРЗ РЕТЕНЦИОНИТЕ СИЛИ КАЈ
ПАРЦИЈАЛНАТА СКЕЛЕТИРАНА ПРОТЕЗА

МАГИСТЕРСКИ ТРУД

СКОПЈЕ, 2007

УНИВЕРЗИТЕТ „Св. КИРИЛ И МЕТОДИЈ“ – СКОПЈЕ
– СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ –
Клиника за мобилна стоматолошка протетика

БЛАГОЈА Б. ДАШТЕВСКИ

ВЛИЈАНИЕТО НА ВОДЕЧКИТЕ ПОВРШНИ
ВРЗ РЕТЕНЦИОНИТЕ СИЛИ КАЈ
ПАРЦИЈАЛНАТА СКЕЛЕТИРАНА ПРОТЕЗА

МАГИСТЕРСКИ ТРУД

СКОПЈЕ, 2007.

СОДРЖИНА

АБСТРАКТ	I
SUMMARY	II
1. ВОВЕД	3
2. ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРАТА	6
2.1. Просторната положба на оклузална рамнина	6
2.2. Морфолошки карактеристики на ретенционите заби	9
2.3. Водечки површини	9
2.4. Ретенција	16
2.5. Материјали и методологија	18
3. ЦЕЛИ НА ИСТАЖУВАЊЕТО	20
4. МАТЕРИЈАЛ	21
4.1. Избраници на основниот урнек	21
4.2. База на податоци	21
4.3. Инструментална техника	22
4.3.1. Паралелометар	23
4.3.2. Динамометар	24
4.4. Материјали за формирање на водечките површини	27
4.5. Материјал за изработка на парцијални скелетирани протези	29
5. МЕТОД НА РАБОТА	30
5.1. Компланирање на референтните рамнини	30
5.2. Скенирање на моделите	33
5.3. Мерење на подминираноста	34
5.4. Проектирање и изведба на водечките површини	36
5.5. Изработка на парцијална скелетирана протеза	37
5.6. Мерење на ретенционата сила кај парцијални скелетирани протези	38
5.7. Математичко-статистичка обработка на податоците	40
6. РЕЗУЛТАТИ ОД ИСТРАЖУВАЊЕТО	42

6.1. Резултати од скенирањето на морфолошките карактеристики на забите	42
6.2. Резултати од мерењето на ретенционата сила кај парцијални скелетирани протези	52
7. ДИСКУСИЈА НА РЕЗУЛТАТИТЕ	60
7.1. Дискусија на резултатите од скенирањето на морфолошките карактеристики на забите	60
7.2. Дискусија на резултатите од измерената ретенциона сила кај парцијални скелетирани протези	63
8. ЗАКЛУЧОЦИ	67
9. БИБЛИОГРАФИЈА	69
АНЕКС, БАЗА НА ПОДАТОЦИ	74

АБСТРАКТ

Современите карактеристики и принципите на механизмот на ретенцијата кај скелетирана парцијална протеза, тргнуваат од претпоставка дека патот на внесување и патот на изместување на протезата завземаат различни агли во однос на оклузалната рамнина. Со формирање на водечки површини, ќе се обезбеди внесување на протезата во зададениот правец.

Се сакаше да се покаже дека со формирање на водечки површини под одреден агол во однос на базата на моделот, може да се овозможи и на крутите делови на скелетот на апроксималните површини, да ја зголемат функционалната способност на протезата. Испитувањето е направено на скелет на протезата и модели со и без формирани водечки површини. Со помош на динамометар DO663i, извршени се 200 извлекувања на скелетот.

Клучни зборови: скелетирана протеза, водечки површини ретенција.

SUMMARY

Advanced features of the retention mechanism of a framed partial denture, assume that the act of denture insertion and its displacement embrace different angles in relation to the occluding plane. After the guide plans has been settled, the denture could be inserted into the indicated direction.

Our objective is to indicate that the guide plans formed under an appointed angle concerning the model basis, gives the firm parts of the approximate plans frame to improve the function of the denture.

The experiment is made on a denture frame and on models with and without formed guide plans. With the aid of a dynamometer DO663i, 200 displacements of the frame were made.

Key words: partial denture, guide plane, retention

1. ВОВЕД

Многу често, присутната делумна беззабност кај современата популација, како резултат на современата исхрана, несоодветната превентива, начинот на живеењето, генезата, како и на севкупните животни опкружувања во доменот на оралниот систем, ја налагаат неопходноста од интервенција заради подобрување на функциите на системот.

Последиците од парцијалната беззабност кои се во зависност од бројот и од распоредот на загубените заби, можат да бидат проследени со компензаторни механизми. Оваа состојба резултира со мали промени па се до инсуфициенција на забалото со прогредирачки пречки во функциите на стоматогнатниот систем и до укажана потреба за изработка на парцијална скелетирана протеза (ПСП).

Честопати, анатомото-морфолошките, како и техничко-технолошките услови, можат да продуцираат попречување во остварувањето на функционалните карактеристики на протезата. Голем број лонгитудинални студии на функционалните карактеристики на протетичките помагала го потенцираат високото ниво на грешки и компликации. Тргувајќи од основните постулати кои денеска се малку подзаборавени во стоматологијата "right man, right place", често пати се поставува прашањето на правилно изработена и долгорочно употреблива или корисна парцијална скелетирана протеза. Како резултат на невнимание, во трката за пациенти, се случуваат несакани грешки за кои пациентот и не е свесен а кои се последица на лошо дизајнирана парцијална скелетирана протеза. Оттука, иако навидум едноставно и кај искусниот практичар рутинското размислување, планирањето и изведбата на парцијалната мобилна протеза мора да бидат максимално детално разработени. Како императив, кај секој стоматолог се наметнува неопходноста од почитувањето на процедурата на третманот, со крајна цел да се обезбеди целосна успешност во индивидуалниот пристап кон решавање на делумната беззабност.

Како интегрален дел во изработката на парцијалната скелетирана протеза е и самата подготовка на усната празнина за акомодација на дизајнот на протезата, со клиничката презентација на пациентот. Кога морфологијата на носечкиот заб не кореспондира со бараниот дизајн, најчесто се индицирани состружувања на емајлот или реставративни процедури. Испитувањата и клиничкото искуство ни покажуваат дека реставрациите се погодни за подготовка на усната празнина за прифаќање на парцијалната скелетирана протеза.

Современите карактеристики и принципите на механизмот на ретенција кај скелетираната парцијална протеза, тргнуваат од претпоставката дека патот на внесување и патот на изместување на протезата заземаат одреден агол. Протезата ќе можеме да ја внесеме во точно зададената позиција, при определена насока, само со претходно формирање на водечки површини. При внесувањето на протезата во устата, нејзините крути делови доаѓаат во контакт со различни површини на забот, сместени долж патот на внесување и вадење на протезата. Ако некои од овие површини на забите се формираат така да бидат рамни и компланарни меѓу себе, тогаш тие ќе бидат паралелни со патот на внесување на протезата и пасивно ќе учествуваат во ретенцијата на протезата, при што ќе обезбедат само една насока на внесување на протезата.

Правецот 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. Патот по кој, најверојатно, ќе се изместува протезата за време на функцијата е правецот на изместување на протезата бидејќи изместувањето се јавува како резултат на мастикаторни сили, на леплива храна и на силата на земјината тежа. Овој правец е перпендикуларен во однос на оклузалната рамнина.

Кај вертикалниот пат на внесување на протезата, ретенцијата зависи само од кукичките. Доколку водечките површини се формираат така да имаат друг пат на внесување, во однос на патот на изместување,

тогаш и крутите делови на протезата (стабилизаторите, базата на протезата, водечките површини) можат да ја зголемат способноста на протезата да се спротивстави на вертикалните сили и да се задржи на носечките ткива.

Адекватната просторна апликација на ПСП, која нема да предизвика стресни трауматски допири помеѓу протезата и постојната дентиција, бара одредени подготовки на забите кои учествуваат во: обезбедувањето на ретенцијата, формирањето на водечките површини, формирањето на оклузалениот наслон и на лингвалните површини. Најчестата потреба за исполнување на овие услови е изработката на наменска фикснопротетичка конструкција. Изработката на наменски коронки бара и поголемо одземање на забната супстанција на ретенционите заби, за разлика од наменските инлеј-пломби кои ги даваат истите ефекти, но со значителна заштеда на забноткивна супстанција.

Денес, современата технологија и компјутеризираната техника даваат неограничени можности за изведба на морфолошки интервенции врз забите, со неинвазивна или помалку инвазивна техника. Ова може да се искористи при оптимални интервенции врз забите, во зависност од укажаните потреби, што ќе ја замени изработката на наменските коронки.

Сите овие, како и други проблеми, треба да бидат соодветно опсервирани со осмислено решавање од првиот контакт со пациентот, до конечно обезбедената функција на протезата во устата на пациентот заради нејзиното долготрајно користење.

Токму од овие причини, авторот, со долготрајна анализа на практичната работа и со континуирано следење на литературата од оваа проблематика, ги согледува и причините за едно вакво истражување а, сето тоа, заради подобрување на функционалните карактеристики на веќе постојната состојба во стоматолошката практика.

2. ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРАТА

Следејќи ја стручната литература, заради подобра прегледност, извршено е соодветно групирање на расположливата литература, според потребите и според проблематиката од доменот на сукцесијата при изработката на ПСП. При тоа, се издвоени следниве групи:

1. просторна положба на оклузалната рамнина,
2. морфолошки карактеристики на ретенционите заби,
3. водечки површини,
4. ретенција,
5. методологија и материјали при изработката на водечките површини.

2. 1. Просторната положба на оклузална рамнина

Голем број автори го истакнуваат значењето на оклузалната рамнина, посебно во услови кога е таа делумно или целосно загубена. Положбата на моделот на масичето на паралелометарот и насоката на внесување на протезата ги подели авторите на оние кои ја прифаќаат нултата положба на моделот и средните вредности на надолжните оски на ретенционите заби Krol⁴², Neill⁵³. Друга група на автори Watson⁷⁶, Watt⁷⁷, разликуваат насока на внесување и насока на изместување на протезата при што, тоа се две различни насоки кои меѓусебе зафаќаат агол што не е поголем од 15°.

Suvin⁶⁸ ја дефинира протетичката рамнина како плоча која лежи врз инцизалните рабови на предните заби и врз дисталните тубери на последните молари.

Даштевски Бр.²⁰ прави исцрпни анализи на антрополошките коскени репери и на соматските морфолошко-анатомски индекси на главата и ја бара корелативната врска со морфологијата на забите и положбата на оклузалната рамнина. Во специјалниот дел, детално го изучува просторниот однос помеѓу изворната оклузална рамнина и

другите стоматопротетички рамнини од кранијалната регија. Тој ја утврдува математичката (геометриската) меѓузависност помеѓу анатомската оклузална рамнина и другите рамнини, определени со коскени анатомски репери (SNAB, SNP, PAE) со формулата:

$$\alpha_1 = \alpha_2 + \Delta_2$$

со која еднозначно се утврдува просторната положба на изворната оклузална рамнина во антеро-постериорен правец.

Thomson⁷³ пак, дава едно пошироко објаснување на терминот *оклузална рамнина* и ја смета за имагинарна површина што ги допира инцизалните рабови и туберите на долните заби. Тој укажува дека таа е крива површина 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.

Просторниот однос помеѓу франкфуртската хоризонтала и оклузалната рамнина, авторот Даштевски Бл.¹⁵ го изучува поради дефинирање на изворната просторна положба на оклузалната рамнина, како појдовна основа при планирањето на ПСП. Притоа е констатирано дека двете рамнини меѓусебно не се компланарни, туку затвораат одреден агол. Тој агол, кај машката популација, е дефиниран со коскени и со соматски репери и има вредност од $7^\circ 43' 20''$ односно $9^\circ 34' 31''$, кај женската популација, тој изнесува $9^\circ 34' 31''$ односно $9^\circ 46' 20''$.

Даштевски Бр. и Даштевски Бл.²¹, во рамките на изучувањето на просторната положба на многубројните коскени и соматски анатомски точкасти и линеарни репери на главата, разработуваат метод со примена на октант во главата на човекот. Притоа, како нулти репер, е земена точката на дното на *sella turcica*, а проекциските рамнини се претставени со сагиталната, хоризонталната (низ точките N, SE) 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.

Гугувчевски²⁷ ја третира целосната проблематика во доменот на оклузијата при што започнува со речникот на протетичките термини, ги дефинира бројните поими сврзани со оклузијата и со положбата на оклузалната рамнина, кинезиологијата и мандибуларните движења. Како посебен дел, авторот ги обработува балансираната и небалансираната оклузија кај вештачките заби и урамнотежено-лингвализираната оклузија со неанатомски гарнитуре на заби.

Phoenix⁵⁵ и сор. во своето најново издание, ја објаснуваат процедурата за подготовка на моделот за анализа или процесот на обликување на подножјето на моделот. Тие укажуваат дека моделот треба да биде обликуван така што „оклузалните површини на забите се паралелни со базата на моделот“, не прецизирајќи го методот на паралелизирањето на моделот. Базата се обликува сè додека не се постигне дебелина од 10 до 13 mm, на најтесната точка, обично центарот на тврдото непце за горниот модел и продлабочувањето на лингвалниот сулкус за долниот модел. Задната површина на моделот треба да биде обликувана така што ќе зафаќа агол од 90° со базата на моделот. Кога го гледаме моделот од оклузалната перспектива, задната површина ќе треба да биде перпендикуларна на медијалната линија на непцето. И останатите страни на моделот треба да бидат под агол од 90°, со базата на моделот. За да се избегне прекумерно одземање на моделот, се остава 2-3 mm од вестибуларната граница на моделот. Посебно треба да се внимава на хамулусните и на ретромоларните испакнувања.

Glossary of Prosthodontic Terms³⁰ ја дефинира оклузалната рамнина како средна рамнина која е воспоставена со инцизалните и оклузалните површини на забите. Во суштина, тоа и не е рамнина, туку средна вредност на брановитоста на оклузалните површини на забите.

2. 2. Морфолошки карактеристики на ретенционите заби

Со изучувањето на антрополошките и на морфолошките карактеристики на забите и забните низи се занимавале повеќе автори чии податоци претставуваат појдовни, воведни поглавја во речиси сите стомато-протетички трудови и учебници. Ќе ги споменеме неколкуте што се користени при овие истражувања.

Juraj³⁶, се занимава со изучувањето на антропологијата на забите. Тој детално ги изучува линеарните и аголните параметри кај секој поединечен заб, кај забните низи и кај оралниот склоп како целост.

Cretot¹², во своето издание, со голем број илустрации, за математичко-геометриските карактеристики на забите, на многу едноставен начин ни ја претставува морфологијата на секој заб, нивниот агонистички и антагонистички однос, како и корелацијата на забите со рамнините на регијата на лицето.

Јанкуловска³⁴, во својот учебник, пошироко ги презентира најновите сознанија за макроскопската градба на поединечните заби, нивните морфолошки карактеристики и функционалните низи, во рамките на стоматогнатиониот систем.

2. 3. Водечки површини

Поголем број автори, чувствувајќи ја потребата од формирање водечки површини на ретенционите заби, при изработката на ПСП, презентираат различни сознанија кои ќе ги апсолвираме низ прегледот на литературните податоци.

Терминот *водечки површини* и принципите на нивното формирање прв пат се опишани од Applegate⁵, уште во раните четириесетти години, при што, во почетокот, немало некој поголем интерес за нивната употреба во практиката од страна на стоматолозите.

Многу години подоцна, со воведувањето на RPI кукичка, од страна на Kratochvil⁴⁰ и Krol⁴¹, и со прецизно дефинирање на правецот на внесување и правецот на изместување на протезата од авторите Stewart⁶⁷, Watson⁷⁶, Watt и McGregor⁷⁷ водечките површини повторно го заземаат своето место во изработката на парцијална скелетирана протеза.

Со самиот развој на примената на водечките површини, се јавуваат и различни концепти во нивното креирање. Треба да се потенцира дека многу контроверзии околу водечките површини/водечки платоа се поврзани со концептот на екстензиони водечки површини.

Водечки платоа (guiding plates), како термин, не се разработува во речникот на протетички термини, но многу често се користи во стручната литература за опишување на двете површини, односно, на водечката површина на забот и на водечката површина на скелетот на протезата коишто се во меѓусебен контакт.

Kratochvil (1963) најавува една екстензиона водечка површина која се добива со препарација на забот при што се елиминира просторот помеѓу водечкото плато и носечкиот заб. Со ова се овозможува максимален можен контакт помеѓу водечката површина и водечкото плато. Метално стапало е екстендирано 2-3 mm од базата на водечкото плато кон мукозата на резидуалниот гребен. Притоа, движењето или туркањето на водечките површини за време на функцијата (движење на екстендираната база кон гребенот, кога цвакалните сили се аплицирани на забите) е спречено со физиолошко ослободување на металот на скелетот на ниво на отпечаток.

Krol (1973) го модифицира Kratochvil-овиот дизајн и го креира терминот ЈАИ кукичка (јавач, апроксимално плато, I-рачка). Тој препорачува препарација на многу помали водечки површини (лоцирани во оклузалната третина на апроксималните површини) и водечки платоа кои се во контакт само на дното, и тоа 1 mm врз водечките површини. Туркањето или торквирањето на носечкиот заб е заштитено со оставање мал празен простор под водечките површини во кој водечките платоа можат да се движат за време на функцијата. Делот на водечките платоа кој е во контакт со гингивата е ослободен.

Demer (1976) препорачува алтернатива во дизајнот при што се согласува со Krol дека мала подминираност ќе треба да има под водечките површини. Тој препорачува контактот на водечките платоа и апроксималните површини да се остварува само на врвот на водечките површини. Исто така, Demer ги продолжува, екстендира, водечките платоа лингвално толку долго што, во комбинација со мала спојка на мезијалниот јавач, тие ќе обезбедат стабилизација и заштита од лингвалната миграција на ретенциониот заб.

Анализирајќи ги сите три концепции, се заклучува дека ниту една не е супериорна над другата. Со редовни контроли кај стоматолог и со одржување добра хигиена на устата, кај сите три дизајни, се очекува перфектен клинички успех, со добро обезбедени услови:

- водечките платоа да дејствуваат превентивно од туркањето на носачот, со почетниот дизајн или на начин на физиолошко растоварување;
- малата мезијалната спојка да има слобода на движење помеѓу носачот и соседниот заб, за време на функцијата;
- металот (т.е. водечкото плато) кој е лоциран на дисталната страна од јавачот да не е под екваторот на забот;
- ЈАИ-дизајнот треба да се избегнува кај мезијално инклинирани терминални носачи бидејќи е многу тешко да се постигне физиолошко ослободување на водечките платоа. Така, за време на функција, водечките платоа ќе контактираат со забот релоцирајќи го мезијалниот јавач и дејствувајќи како јавач на инклинираната површина.

Потребата од заштита на контактот со физиолошко ослободување, ќе креира значаен простор помеѓу носачот и протезата. Во такви случаи ќе биде подобро да се користи дистален јавач и жичана опфатна кукичка. Дисталниот јавач ќе го елиминира секој простор, гледано оклузално, помеѓу апроксимални површини на носачот и артефициелниот заб. Гингивалниот дел на водечките платоа може да се ослободи без создавање простори за задршка на храна.

Krol⁴¹ го користи терминот *апроксимални ѝлајџа* и ги дефинира како „плато на метал во контакт со апроксимални површини на носечкиот заб, при што е вклучен и дел од структурата на кукичката“.

Терминологијата и концептот на водечките површини и на водечките плочи/платоа кои се опишани од Russel⁵⁸, се карактеризира со двосмисленост, со неизвесност и со широк дијапазон на варијации во разбирањето. Терминот „водечки рамнини“ може да се смета дека е мисионерски бидејќи, од геометриски аспект, рамнина мора да биде нешто што е рамно. Но, ако ги погледнеме подетално, речиси сите водечки рамнини имаат некои мали буко-лингвални кривини. Поради ова, терминот *водечки површини* е поадекватен отколку *водечки рамнини*.

Водечки површини и *водечки плочи/ѝлајџа* се вертикални паралелни површини кои меѓусебно кореспондираат на вертикални метални потпирачи кои, ако се правилно лоцирани и формирани, можат заеднички да го дефинираат патот на внесување и вадење на ПСП. Водечките плочи/платоа се и мали спојки кои ги разгледуваме посебно поради нивната индивидуална форма и поради нивната функција.

Tihaček⁷⁰ во својата постдипломска студија, укажува на значението и на улогата на водечките површини на ретенционите заби кај ПСП. Формирањето на водечките површини и нивната компланарност, ја обезбедува со состружување на забот со дијамантски борери. Фактори кои ја дозволуваат или ја ограничуваат редукцијата за формирање на паралелноста на водечките апроксимални површини се дебелината на емајлот и инклинацијата на забот.

Ahmad, Waters¹, при испитувањето на вредноста на водечките површини на ПСП, го употребуваат соодносот на правецот на водечките површини и нивниот инклинационен агол. Тие утврдиле дека зголемувањето на ретенцијата се јавува кога инклинацијата на масичето на паралелометарот расте до 22°, со инклинација на водечките површини од 12°. При ова не се јавува статистички сигнификантна разлика во ретенцијата на протезата, кога на неа дејствуваат сили од антеро-постериорен правец.

Kirrah³⁹ и сор., во своите истражувања, со помош на електронски микроскоп, утврдуваат дека на истружената површина на забот, при формирање на водечките површини, се добива помазна површина на забот, со спротивно вртење на микрооторот.

Barclay, Walmsley⁷ ја обработуваат процедурата на формирањето на водечките површини со минимално одземање на емајл, не повеќе од 0,5 mm, со вертикална екстензија од околу 3 mm, што подалеку од маргиналната гингива. Како предност на овој метод се наведуваат: зголемена стабилност на ПСП, реципрочно дејство на рачката на кукичката и превенција (заштита) на кукичката од деформитети за време на ставањето и вадењето на ПСП.

Davenport¹³ со сор., во својот последен труд од оваа серија на испитувања ја потенцира потребата од модификација на забите за подобрување на нивната морфологија, за прифаќање на протезата со RPD кукичка.

Авторите Garcia, Bohnenkamp²⁹ во воведот, ја објаснуваат референцијата којашто зборува за водечките апроксимални површини воопшто. Во испитувањето се задржуваат на податокот дека, со формирањето на водечките површини и со инклинацијата на моделот во паралелометар, им се овозможува, на некои крути делови на скелетот на протезата, да му се спротивстават на одвојувањето на протезата од носечкиот фундамент, делувајќи на протезата со сили во насока спротивна од насоката на поместување на протезата. Истражувањето е направено на модел со неформирани водечки површини, што значи, правецот на внесување и на движење на протезата се совпаѓаат. Направен е и модел каде се формирани водечки површини со агол од 10°. Резултатите од истражувањето укажуваат на зголемен отпор на протезата кон изместување при дејство на силите на мастикацијата и на мимичната мускулатура.

Glossary of Prosthodontic Terms³⁰ ги дефинира водечките површини како „две или повеќе вертикални паралелни површини на носечките заби, насочени така да го диригираат патот на внесување и на вадење на парцијалните скелетирани протези“.

Од оваа дефиниција можеме да заклучиме дека, од практичен аспект, правецот на внесување и на вадење на протезата е клинички многу важен процес. Тука треба да го согледаме и фактот дека две површини многу често не го диригираат правецот на внесување и на вадење а, сепак, тие сè уште се водат како водечки површини.

Екстензиони дисципално-терминални протези

Во најголемиот број случаи, авторот Russel⁵⁸, го прифаќа дизајнот на Kratochvil. Тој преферира подготовки на водечките површини со конзервативни методи при што не се прави голем напор за елиминирање на рецесуси во гингивалната третина на водечките површини. Кога е можно, водечките платоа контактираат по целата должина на водечката површина. Базата на стапалото на водечките платоа ја допира гингивата и продолжува 2-3 mm над резидуалниот гребен, пред да се искачи кон базата на ретенционата мрежа. Тие треба да се направат на сите апроксимални површини кои се свртени кон беззабиот простор. Подготвени се паралелно со саканиот пат на внесување и на вадење на протезата. Оклузо-гингивалната димензија е често 1/2 до 2/3 од должината на забот; 3-4 mm е многу поадекватно, во повеќето случаи. Ако природните забни површини се паралелни со патот на внесување и на вадење, никаква подготовка не е потребна. Препарацијата треба да ја следи природната букогингивална облика на апроксималната површина на забот и благо да продолжува преку лингвоапроксималниот агол. Во гингивалната третина на забот, не треба да се прават препарации.

Водечките платоа контактираат целосно со водечките површини. Меѓутоа, физиолошкото ослободување мора да се обезбеди со пробата на скелетот. Ова е посебно важно кога водечките платоа се лоцирани на двете страни, на поединечни носачи. Физиолошкото ослободување се прави на тој начин што се ставаат комерцијални обојувачки материјали на водечките платоа и, со апликација на скелетот во устата на пациентот, со мануелен притисок врз протезната база, се симулира преносот на цвакалните сили. По вадењето на скелетот од устата на пациентот, подрачјата на контактот кои се пребоени, се ослободуваат со

истружување. Процесот го повторуваме сè додека функционалното оптоварување не продуцира евидентни бразди. Овдека треба да го истакнеме податокот дека дентално носените протези не бараат физиолошко растоварување бидејќи тие не создаваат функционално движење.

Дентално носени ПСП

Водечките површини и водечките платоа кај дентално носените ПСП се исти со оние кај екстензионите, со исклучок во препарацијата и во совпаѓањето на површините кои се генерално подолги кај дентално носените протези.

Покрај овие автори, голем број други се занимаваат со проблемот на водечките површини, а еден од нив е и James³². Тој, во своето дело, ги дава размислувањата и загриженоста поради фактот што не постои еден генерално издржан пристап кој ќе резултира со минимум варијации во дизајнот на ПСП. Авторот укажува дека тоа се должи на фактот што на клиничарот кој нема доволно повторувања на слични парцијално беззаби ситуации, му е ускратена можноста да оформи една конзистентна филозофија на дизајнирање на парцијална протеза. Во истото дело, понатаму, авторот го опишува методот за формирање на водечките површини во усната празнина напоменувајќи дека тие треба да бидат колку што е можно подолги, без да се обрне внимание на одземањето на емајлот и да се препарира без анестезија при што пациентот, со чувството на болка, ќе ја ограничи препарацијата. Уште еден податок на кој што се укажува е и дека подготовката на оклузалните наслони секогаш треба да биде по формирањето и утврдувањето на водечките површини.

Истиот автор³³ којшто, очигледно, целото свое внимание го насочил кон парцијална протеза, уште еднаш, во своето дело, го опишува формирањето на водечки површини на многу едноставен начин, со помош на шаблон, претходно направен на модел, а потоа пренесен во усната празнина. Притоа, како што напоменува и самиот, во одредени ситуации каде што имаме незадоволителна морфологија на забот, композитен

материјал може да се искористи за да се зголеми ефикасноста на водечките површини.

Авторот Wulfes⁸¹ го потврдува фактот дека, многу често, со мали корекции преку истружување, се создаваат идеални услови во случаите каде што не постојат природни водечки површини.

2. 4. Ретенција

Голем број колеги се занимаваат и со испитување на ретенцијата и на фриксиониот отпор којшто го даваат водечките површини, при функција на протезата, во усната празнина. Еден од нив е и Russel⁵⁸, укажува на значението и на потенцијалот што го имаат водечките површини и водечките платоа во зголемувањето на ретенцијата, преку фриксиониот отпор кој е основна добивка кога имаме повеќе контакти меѓу водечките површини и водечките платоа. Во случаите кога водечките површини не се паралелни или пополнувањето на подмираниоста со восок е преголемо, фриксиониот отпор драматично се намалува. Клинички, фриксиониот отпор е најголем кога имаме коронки со фрезувани апроксимални површини. Очигледно, вакви идеални ситуации не се секогаш можни или практично изводливи.

Cameron¹⁰ и сор., го потврдуваат податокот што, како резултат на подолготрајна несанирана парцијална беззабост, доаѓа до невообичаени ангулации и подмирани простори на преостанатите заби. Тие ги опишуваат типовите на корисниот простор и предностите, но и недостатоците на неговото користење за ретенција на ПСП.

NaBadalung⁵⁰ кој, во почетокот, ги дефинира водечките рамнини како две или како повеќе вертикални површини на носечките заби на ПСП. Притоа, водечкото плато, како компонента на скелетот на протезата, е дупликат и негативна копија на водечката рамнина. Авторите прават напор за испитување или за споредба на основната фриксија на скелетот при извлекувањето на протезата пред и по преобликувани

водечки површини со различни видови на композитни материјали. Тие доаѓаат до заклучок дека по финарањето, полирањето и ставањето на скелетот на моделите, немаше фрикционен отпор на изместувачките сили врз скелетот, додека пак по преобликувањето на водечките површини со различни смолести композити, сите скелети на парцијалните протези покажуваат фрикционен отпор на вадењето од моделот.

Авторите el-Mowafy, Rubo²⁴, во својата студија, сакаат да го тестираат отпорот на одвојување кај модифицирана смолесто-бондирана фиксна парцијална протеза. Притоа, тие доаѓаат до резултати кои укажуваат дека зголемувањето на отпорот на изместување е индиректно зависно од површината и од типот на цементот, додека пак директно е зависно од механичкото заклучување на скелетот со ретенционен прорез од смолесто композитни реставрации.

Sato⁶⁰, во својот труд, го нагласува значението на водечките и на апроксималните површини на забите со опфатна кукичка кај ПСП. Анализата на ретенционите сили ја прават геометриски. Во случаи на кратки водечки површини или на заоблени препарирани површини, контактот на протезата со нив е на пониско ниво (поблизу до маргиналната гингива) што резултира со намалена ретенција. Водечките површини мора да се компланарни со правецот на внесување на ПСП и мора да имаат соодветна должина за адекватна ретенција. Како заклучок, авторите го изнесуваат податокот дека, при елонгирана апроксимална површина, која е паралелна со правецот на внесување, може да се компензира недоволната ретенција.

Ali³ и сор., во лабораториски услови, го мерат отпорот на водечките површини при поместување на протезата. Како водечки површини ги користат емајлот, амалгамски и композитни полнења со нивни седум комбинации и три различни правци на вадење на протезата. Тие, со своите резултати, доаѓаат до заклучок дека ретенцијата на кој било од дадените материјали, во близок контакт на водечките површини, може брзо да се зголеми.

2.5 Материјали и методологија

Davenport¹⁴, ја испитува абразијата на девет видови композитни материјали и отпорот што го дава абразијата, за да се обезбедат подминирани површини на ретенционите заби. Резултатите покажале дека, во клинички услови, доаѓа до загуба на материјалот, со намалување на ретенцијата кај испитуваните композитни материјали.

Johanson³⁵, со преадантирањето на функцијата на паралелометарот, со користење на две површини наеднаш, прави напор за што поуспешно искористување и изнаоѓање на подминирани простори на забите во мезио-дистален и оклузо-гингивален правец.

Stamenković⁶², со исцрпна анализа и со голем број технички податоци, ги опишува карактеристиките на 69 дентални паралелометри. Со посебно внимание се осврнува врз основната положба на моделот во паралелометарот при што, како хоризонтална или како нулта положба на работниот модел ја зема положбата кога оската на анализаторот, со хоризонталната база на моделот, прави агол од 90°.

Alfonso² и сор., ја разработуваат идејата за подобрување на ретенцијата и за зголемувањето на стабилизацијата на ПСП и усвојуваат техника на изработка на матрица која ќе ги даде саканите контури на забите-носачи.

Todorović⁷², во својата докторска дисертација, ја развива тезата за компјутерско планирање и изработка на скелетот на протеза, но како што вели самиот, ова е сè уште во зачеток или еден вид диносаурус кој се очекува набргу да прерасне во рутинска изработка.

3. ЦЕЛИ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО

Основната хипотеза врз којашто се базира ова истражување се состои во утврдувањето на влијанието на промена на правецот на внесување на ПСП, со помош на ремоделирање на анатомо-морфолошките структури на природните заби-носачи кои се предодредени за ретенција на идната ПСП. Имајќи ја предвид актуелноста и значењето од обезбедување на соодветна ретенција на ПСП, преку користење водечки апроксимални површини на граничните природни заби, формирани се следниве цели на истражувањето:

1. Да се направи просторна анализа на оклузалната рамнина, односно да се изнајде нејзината нулта положба на работниот модел, поставен во паралелометар;
2. Да се одреди правецот на внесување и на вадење на ПСП, пред артефициелно да се формираат ретенциони апроксимални водечки површини;
3. Да се одреди аголот на ретенционите апроксимални водечки површини и да се согледа неговото влијание врз ретенцијата на ПСП;
4. Да се формираат артефициелни апроксимални водечки површини на забите, предодредени за ретенција на ПСП, со помош на композитни инлеј-полнења.

4. МАТЕРИЈАЛИ

4. 1. Избраници на основниот урнек (примерок)

Избраниците на основниот урнек се одбрани од општата присутна популација што, во одреден временски период, се јавува за стоматолошки услуги и за лекување на Клиниката за мобилна стоматолошка протетика при ЈЗУ Стоматолошки клинички центар „Св. Пантелејмон“ – Скопје. Селекцијата е вршена заради избор на пациенти кај кои се присутни делумно беззабни седла, односно едно еднострано беззабно терминално и едно вметнато седло или класа II, поткласа 1 според Кенеди (Kennedy).

На овој начин, создадена е основната група од 40 избраници од кои 20 од машки и 20 од женски пол, со што се добиени 120 апроксимални површини на заби за натамошни анализи. Старосната граница кај избраниците се движи од 45 до 60 години, со просечна возраст од 49 години и кај машкиот и кај женскиот пол, без присуство на трауматски и други нарушувања во доменот на преферираните сегменти од забните низи.

Од овие испитаници се земени анатомски отпечатоци и се излиени студио-модели врз кои се извршени сите неопходни мерења на агли и на должини, како појдовен материјал, како основа во скенирањето на постојната состојба и како основа во конципирањето на водечките површини.

4. 2. База на податоци

Како синтеза на претходната постапка на селекција и како појдовен материјал за понатамошна анализа и проекции, создадена е база на податоци, дадена како анекс или прилог на овој труд.

Во базата на податоците, содржани се податоци за:

1. редниот број на испитаниците,
2. половата структура на испитаниците,
3. податоци за подминираниоста на ретенционите заби, изразени преку височината/ mm, широчината/ mm, аголот/ $^{\circ}$,
4. податоци за ретенцијата.

Предметните податоци за подминираниоста и ретенцијата ќе бидат детално математичко-статистички анализирани.

4. 3. Инструментална техника

Што се однесува на основна инструментална техника што е користена при работата во рамките на оваа теза, покрај стандардната лабораториска техника, користени се најсовремени конструкции на паралелометар AF 30 и специјално конструиран динамометар за мерење на фрикционата сила – силата на ретенцијата. Спомнатите инструменти овозможуваат доволна прецизност во мерењето на соодветните параметри и во донесување на прецизни заклучоци при анализата на мерените податоци.

4. 3. 1. Паралелометар

За добивање прецизни резултати при работата со паралелометарот, го користевме моделот AF 30 на фирмата NOUVAG од Швајцарија. Тој се состои од вертикален столб, рака со двоен зглоб и масичка за модел.

Раката со двоен зглоб се состои од триделен зглоб за хоризонтални движења. Зглобовите можат, со помош на навртките за заглавување на раката, да се фиксираат во секоја позиција. Раката има отвор со $\varnothing 19 \text{ mm}$, за адаптирање на цртачот и главата за глодање. Раката, поставена врз вертикалниот столб на соклата, може да се движи по височина. За таа цел, се одвртува навртката и се поставува раката во соодветна позиција што ја бараат моделот и алатката која што моментално се применува во цртачот.

Главата за фрезување се зацврстува во отворот на раката со двоен зглоб. Напред на главата за глодање се наоѓа стегачот за навлекување на насадникот за глодање. Рачката од лостот овозможува поголемо спуштање кое е ограничено со пружина. Со помош на микрометарската навртка, може попрецизно да се регулира длабинскиот граничник и длабочината на дупчењето да се определи помеѓу 0 и 25 mm. Исто така, со вртење на регулаторот, во лево или во десно, во зависност од потребата, главата за фрезување се инклинира под агол од 2° , 4° и 6° , во однос на вертикалната оска.



Слика 1. Паралелометар

На плочата(масичката) за моделот, моделот може да се постави помеѓу пакните за фиксирање. Со конструкција на кардански зглоб и со помош на рачка, плочата може да се врти и да се закосува. По изборот на саканата позиција, плочата се фиксира со рачката. Хоризонталната позиција на плочата може да се пронајде без проблем, со помош на вградениот уред за позиционирање. За да може масичката за моделот електромагнетски да се фиксира во посакуваната позиција врз магнетната маса, мора да се ракува со прекинувачот од магнетната маса.

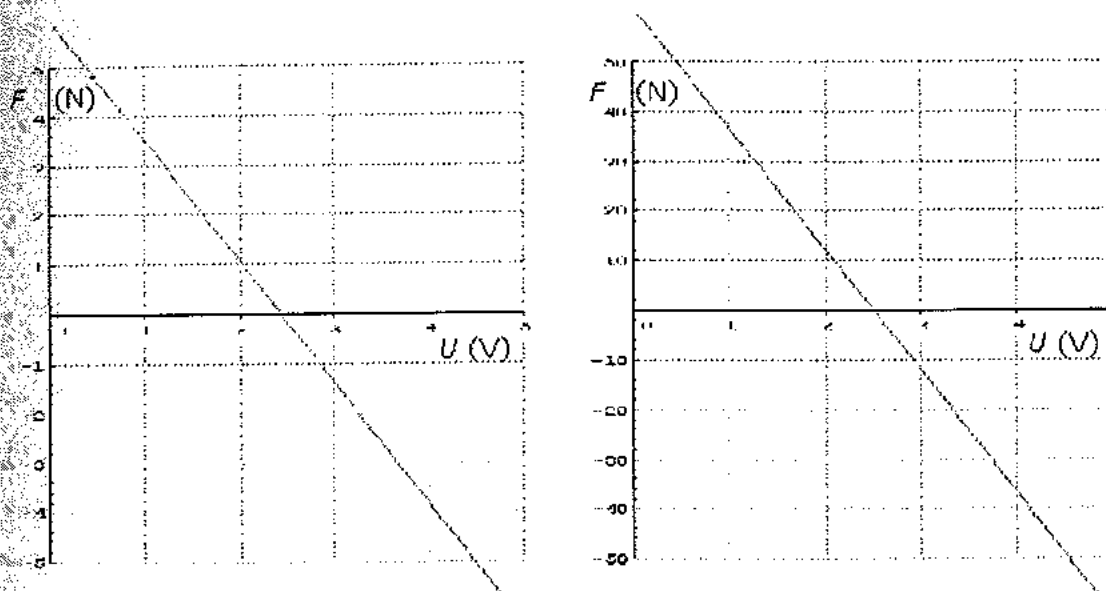
4.3.2. Динамометар

Динамометарот со кој е мерена силата на ретенција на протезата е составен од: сензор за сила, модел D0663i, интерфејс CoachLab II и компјутер. Првите два дела се производство на СМА (Centre for Microcomputer Applications) од Амстердам, Холандија.



Слика 2. Динамометар за мерење на силата на ретенцијата, со уреди што го следат (интерфејс, компјутер)

Сензорот за сила D0663i има две мерни подрачја. Едното од -5 N до $+5\text{ N}$ и другото од -50 N до $+50\text{ N}$. Куката на сензорот врз која се дејствува со сила е поврзана со осетлива прачка, по чија должина е нанесен материјал чиј електричен отпор се менува со неговото деформирање (strain gages). Овој материјал е дел од мостовно електрично коло па, така многу мали промени во електричниот отпор резултираат со промена во напонот во колото. Оваа промена на напонот е пропорционална со промената на силата којашто е применета на сензорот. Калибрационите криви (зависноста на промената на напонот U од применетата сила F) се дадени на слика 3. Останатите технички карактеристики на сензорот се дадени во таб. 1.



Слика 3. Калибрациони криви на сензорот за сила, модел D0663i, за двете мерни подрачја

Табела 1. Технички податоци за сензорот за сила D06631i

Подрачје	$\pm 5 \text{ N}$	$\pm 50 \text{ N}$
Излезен напон	$0 - 5 \text{ V}$	$0 - 5 \text{ V}$
Калибрациона функција (офсетот може благо да се разликува за различни сензори)	$F = -2,45 \cdot U + 5,98$	$F = -24,4 \cdot U + 61,0$
Теориска резолуција (со користење 12 битен 5 V AD конвертор)	0,003 N	0,03 N
Точност	$\pm 0,01 \text{ N}$	$\pm 0,05 \text{ N}$
Јачина на струја	4,5 mA	4,5 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 компјутер, преку интерфејсот CoachLab II. Тој е мултифункционален интерфејс кој нуди голем број можности за компјутеризирано мерење и контрола на уреди. Снабден е со сопствен микрочип и сопствена меморија (embedded system). Современите оперативни системи ја имаат таа негативна карактеристика што "real time" мерењата, во секое време, може да бидат прекинати, за кратко, од други операции што се во тек, во исто време (multitasking). Во тој момент, податоците кои ги испраќа интерфејсот, компјутерот не ги добива и тие се изгубени. Ова е особено проблем кога станува збор за мерења што се вршат со голема фреквенција. За да се реши овој проблем, во интерфејсот се додава посебен, автономен процесор кој го контролира мерењето и ги чува податоците од мерењето во посебна меморија. CoachLab II ја користи оваа техника. Тој има свој процесор и меморија. Кога програмата испраќа команди за мерење на CoachLab II интерфејсот, тој ги врши мерењата независно и ги става податоците од мерењата во својата локална меморија. По тоа, податоците се испраќаат автоматски на компјутерот, преку

серискиот влез. Доколку овој процес се прекине од некоја друга операција, податоците не се загубени, само се испраќаат до компјутерот, со мало запонување.

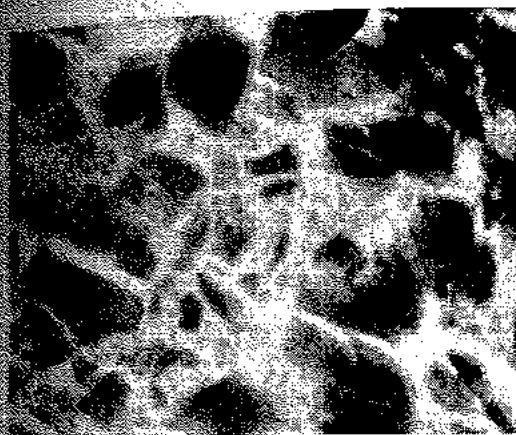
4. 4. Материјали за формирање на водечките површини

Како материјали за формирање на водечки површини со кои ги диригиравме правците на внесувањето и на вадењето на ПСП, на располагање ни беа композитни, стакло-керамички материјали, со различни комерцијални имиња. Произведени се од различни странски производители кои, преку свои претставништва и дистрибутери, се присутни на македонскиот пазар.

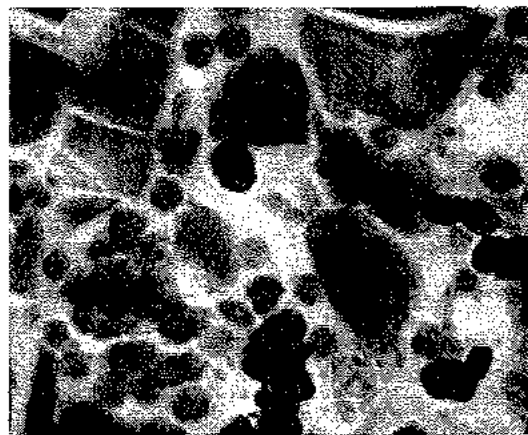
Врз основа на увидот во нивните физичко-механички карактеристики, може да се заклучи дека се работи за мошне слични материјали кои се резултат на најсовремената нано-композитна технологија.

Принципиелно, се работи за композитни агрегати составени од основна маса која е претставена од лесно полимеризирачко-искуствена смола како врзивно средство во која се инкорпорирани стакло-керамички и други аноргански материјали како полнила. Гранулометрискиот состав на полнилата е со микро- ($10^{-6}\mu\text{m}$) и нано- (10^{-9}nm) величини.

За изработка и за формирање на водечките површини, според принципите на наменските инлеи во нашиов случај, употребен е материјалот grandio од фирмата VOCO.



a)



б)

Слика 4. SEM слики: а) grandio, б) хибриден композит

Според електронско-микроскопските слики, (сл. 4 а и б), како микро полнежи во агрегатот се употребени микронизирани калциумкарбонатни (калцитски) полнила, каде интергрануларниот простор е исполнет со нано гранули и врзивно средство од смола. Со ова се обезбедуваат речиси идентични физичко-хемиски карактеристики на композитот, блиски до карактеристиките на дентинот.

Табела 2. Приказ на физичките карактеристики на нанокompозитниот материјал

Цврстина на свиткување	161 Мра
Young-ов модул на еластичност	17100 Мра
Тврдост (Vickers)	84 НV
Абразија	18 μm
Собирање при полимеризација	1,57 Vol. %
Апсорпција на вода (за 7 дена)	10 $\mu\text{g}/\text{mm}$
Растворливост во вода	< 0,3 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$

4. 5. Материјал за изработка на парцијална скелетирана протеза

За изработка на скелетот на протезата, употребена е стандардна метална легура на Co-Cr-Mo којашто ја користиме во секојдневната практика.

Конкретно, употребена е легурата од производителот Dentaaurum, тип Remanium GM 380+, со следниот хемиски состав: Co 64,6%, Cr 29%, Mo 4,5%.

Во текот на целата процедура на изработката на ПСП употребувани се и други материјали; гипс, восок за моделирање, маса за вложување, кивета за дублирање, маса за дублирање на моделот, брусни тела, како и други помошни материјали со стандардни физичко-хемиски карактеристики, употребувани во секојдневната заботехничка лабораторија.

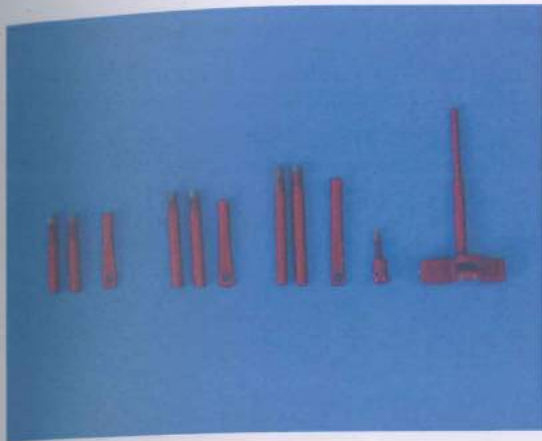
5. МЕТОД НА РАБОТА

5. 1. Компланирање на референтните рамнини

И покрај тоа што изворната оклузална површина, односно нејзината апроксимација оклузалната рамнина, се остварува при целосната оклузија во устата, не постојат реални услови мерењата на потребните параметри да се извршат *in vivo*. Од тука се одлучивме сите релевантни мерења да ги вршиме на студиски модели. Како најзначаен предуслов за точноста на анализите се просторните положби и меѓусебните релации на:

1. оклузалната рамнина (OP),
2. рамнината на базата на моделот (PBM),
3. рамнината на основата на паралелометарот (POP),
4. медијалната рамнина (MP).

Овие релации се воспоставени со помош на паралелометарот (NOUVAG AF 30) и еден наменски конструиран додаток *трикрак оклузален координатор* (ТОК). Конструкцијата на ТОК се базира врз математичката и врз геометриската поставка дека секоја рамнина во просторот е определена со најмалку три точки. Поаѓајќи од предходната констатација, конструкцијата се состои од две колинеарни фиксни оски и од трета подвижна, а сите три лежат во иста рамнина (сл. 5. и 6.). Во зависност од големината на моделот, фиксните оски се изработени во три должини и, по потреба, се менуваат. Перпендикуларно на рамнината што ја дефинираат предходните три оски, изработена е носечката оска што се вметнува и се фиксира во паралелометарот.



Слика 5. Делови на ТОК

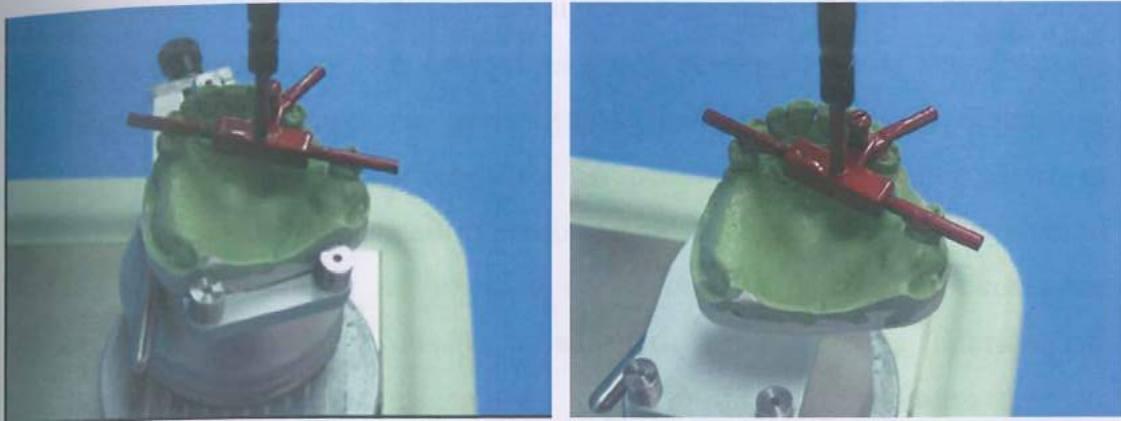


Слика 6. ТОК во склоп

Со оваа постапка, определено е оклузалната рамнина да биде секогаш компланарна (паралелна) со рамнината на базата на моделот и со основата на паралелометарот. Притоа се смета дека основата на анализаторот (со конструкциското решение) стои перпендикуларно врз основата на паралелометарот.

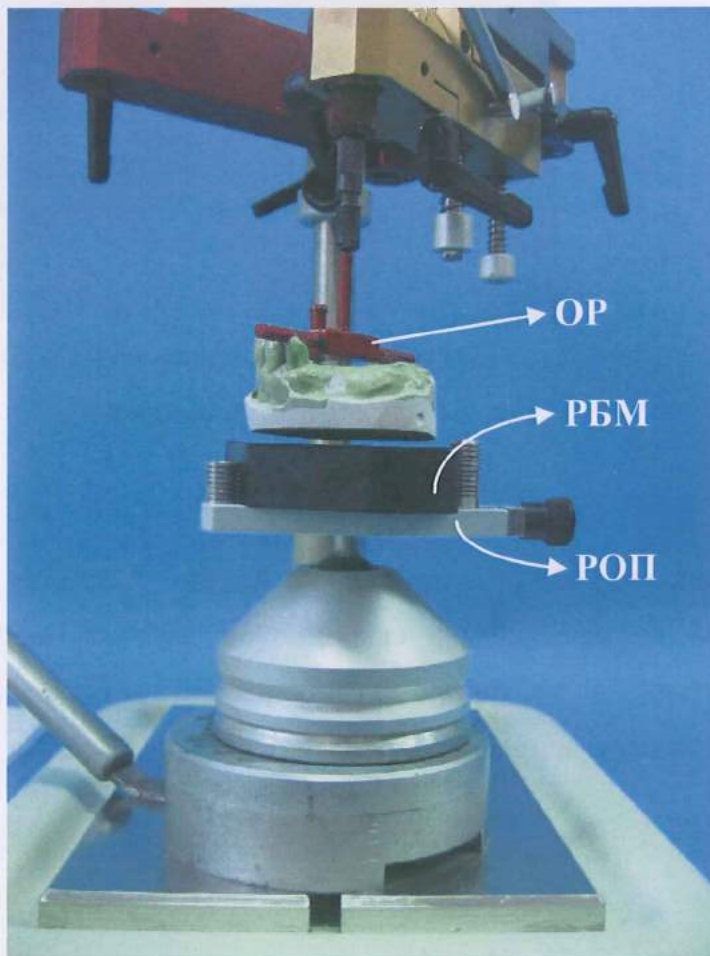
Постапката применета при компланирањето на ОР, РБМ и РОП се состоеше во следното. По излевањето на студио-моделот, делумно го обработуваме за полесно да го адаптираме во соклата. Моделот го ставаме на масичето на паралелометарот коешто е во нулта положба или во положба без зададена инклинација. Оваа положба ја фиксираме со помош на рачката која се наоѓа веднаш под масичето. Во вертикалната подвижна рачка на чијшто долен дел се наоѓа држач за алатки, го ставаме ТОК и го фиксираме со помош на завртка која се наоѓа странично. Вертикалната подвижна рачка, заедно со ТОК, ја спуштаме кон моделот. Масичето го ослободуваме за слободно движење и забите-носачи или ретенционите заби, односно нивните оклузални површини, ги доведуваме во контакт со ТОК. Притоа, трите заба, како репери на ОР, ги допираат долните површини на трокракиот координатор. Во оваа положба, без разлика на инклинацијата на масичето, ја стегаме завртката и ја кочиме вертикалната подвижна рачка. Со помош на леплив восок, го фиксираме моделот за ТОК со што е обезбедена перпендикуларноста помеѓу ОР и МР. По фиксирањето, моделот, заедно со ТОК и со вертикалната рачка, ги

ослободуваме и тие можат да се креваат угоре, што се гледа на сликите 7 и 8.



Слика 7. и 8. Формирање на перпендикуларност помеѓу ОР и МР.

На масичето од паралелометарот сега ставаме гумена сокла. Со спуштање на вертикалната подвижна рачка го спуштаме и моделот и гледаме дали одговара големината на соклата во однос на моделот. Доколку е адекватна големината на соклата, во неа ставаме штотуку подготвен тврд гипс, го спуштаме моделот во соклата и ја заклучуваме вертикалната подвижна рачка при што чекаме гипсот да се стегне. На овој начин, се создава нова база на моделот и се обезбедува целосната компланарност помеѓу ОР, РБМ и РОП (сл. 9.).



Слика 9. Компланарност помеѓу ОР, РБМ и РОП

5.2. Скенирање

По компланирањето (паралелизирање) на рамнините, извршено е скенирање на моделот, со помош на CANON PowerShot A 80 дигитален фотоапарат. Просторното поставување на апаратот е бочно од вестибуларната страна на моделот, со оската на леќата нормална на вестибуларната страна на забот. Височината на поставеноста на оската на леќата е во средината на забот и во насока на идната апроксимална водечка површина. Со ова се обезбедува добивање на вистинските големини на апроксималната конвергенција, големината на подминираноста и аголот на конвергенција (сл. 10.).



Слика 10. Скениран модел и апроксимални површини

Бидејќи оклузалниот аспект и анфас на водечката апроксимална површина не се од посебено значење во однос на подминираноста, за поедноставување на овој метод и за ставање во функција во секојдневната пракса, се определивме за вакво скенирање при што е доволен каков било дигитален фотоапарат.

5. 3. Мерење на подминираноста

Мерењето на подминираноста е извршено со помош на софтверскиот пакет Coach 5. Тоа е програма која овозможува мерење, контрола на уреди, дизајнирање модели, видеомерење, обработка и анализа на резултати. За нашите потреби, ги искористивме последните две можности на програмата, видеомерењето, обработката и анализата на резултатите.

Пред да се помине на мерење со Coach 5, скеновите беа обработени со програмата Adobe Premier со која беа креирани дополнителни скенови. На крајот, скенот беше оформен во вид на видеоснимка во AVI формат кој овозможуваше да се добијат повеќе податоци за мерењето на подминираноста.

За да се изврши мерењето, видеоснимката се вчитуваше во програмата, а потоа се дефинираше координатниот систем и се вршеше калибрација со некое познато растојание. За таа цел, на секој скен, беше вметната милиметарска поделба. Со едноставно кликување на работ на забот, се дефинираа координатите на реперните точки (сл. 11.).

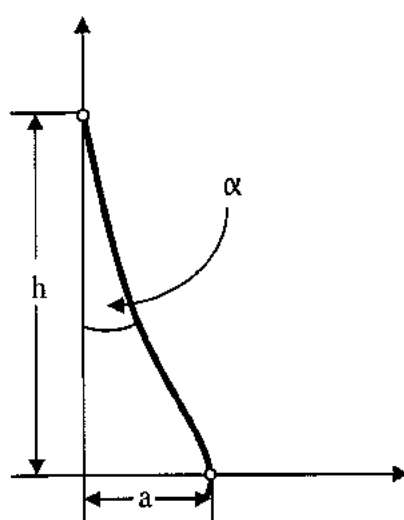


Слика 11. Координати на реперните точки

Мерењата од Coach 5 се внесуваа во MS Excel, со цел да се пресметаат аглиите на подмирираноста.

По скенирањето на моделите, секој скен на моделот е предмет на детална анализа и на мерење на подмирираноста на потенцијално ретенционите заби. Анализата и мерењето се состојат во следново:

- Најнапред, за секој иден ретенционен заб, од најиспакнатиот дел од забот кон седлото или „некогашната контактна точка“, во зависност од инклинацијата на забот, односно од протетичкиот екватор на забот, се повлекува вертикала. Следниот потег е повлекување на хоризонтала од нивото на гингивата, односно од цервикалниот дел на забот. Со тоа е оформена контурата на подмирираноста на забот. Таа се состои од височината (h), од широчината (a) и од аголот на подмирираноста (α) односно апроксималната конвергенција (сл. 12.).



Слика 12. Параметри на подмирираноста

- Големината на височината и широчината на подмирираноста се мерени со точност од 0,01 mm и аголот, со точност од 1" (сек.).

- Резултатите од овие мерења се дадени во анексот на овој труд, во базата на податоците.
- Големината на подминираниоста и големината на аголот се основи во процената од потребата за формирање на артефициелна подминираниост на ретенционен заб или неговата постојна подминираниост е доволна и ќе обезбеди соодветна ретенциона сила.

5. 4. Проектирање и изведба на водечките површини

Во литературата фигурира дека ретенционата сила со големина до 5 N не овозможува соодветна функција на ПСП. За илустрација, сила од 1 N врши тело кое има маса од 0,1 kg. Ретенционите сили од 6 до 10 N се доволни за успешно функционирање, без трауматски дејствија на забите и на околните меки ткива. Фрикционата сила поголема од 12 N штетно влијае на потпорниот апарат на забот. При ова треба да се спомене дека досегашните испитувања сеуште не се доволни за подецидно дефинирање на минималната подминираниост, големината на аголот и големината на ретенционата сила, како минимални параметри кои ќе обезбедат нормална реална функција на ПСП.

Со цел да изнајдеме сопствени параметри со кои ќе обезбедиме задоволителна функција на протезата, извршена е споредба на добиените ретенциони сили за различни агли на ретенција.

Формирањето на водечките површини, во нашиот случај, извршено е по следната сукцесија.

Најпрвин, од пациентите се земени отпечатоци и се излеани гипсени модели, врз кои ќе бидат извршени испитувањата на изворната подминираниост и ретенција на ПСП.

Во устата на пациентот се направени кавитети на апроксималните површини на ретенционите заби, а потоа се земени отпечатоци. Излеани се модели во тврд гипс и во кавитетите на забите е аплициран композитниот материјал GRANDIO, по што е моделирана водечката

површина, со помош на цилиндрична фреза која е ставена во главата за глодање. Насадникот, заедно со цилиндричната фреза, е поставен во антеропостериорна позиција, под агол од 2° , при што, со помош на фрезување, е добиена артефициелна подминираност на апроксимални водечки површини под агол на подминираноста (сл. 13. и 14.). Претходното е остварено низ процедурата на компланирање и со помош на паралелометар. Според ова, располагаме со две групи модели:

- Група модели без формирани водечки површини – во нулта положба;
- Група модели со формирани водечки површини на 2° во однос на оклузалната рамнина од anteriorna насока.

Овие две групи, во натамошните испитувања, ќе ни дадат податоци за големината на ретенционата сила, без интервенции врз забите, и за нејзиното зголемување со ремоделирање и за изведбата на водечките површини.



Слика 13. и 14. Фрезувани и формирани водечки површини

5. 5. Изработка на парцијална скелетирана протеза (ПСП)

ПСП се изработени според стандардната процедура на изработка на едно протетичко помагало. Притоа, како резултат на испитувањето, направена е модификација во изработката на протезата, односно, изоставени се ретенционите кукички, оклузалните наслони и

стабилизационите елементи. Со цел да се овозможи мерењето на вкупната ретенциона сила, заедно со парцијалната протеза, излеани се три алки, поставени на исто ниво, во пределот на водечките површини. Со тоа е овозможено рамномерно затегање и распределување на силата на затегање врз сите делови на протезата (сл. 15.).



Слика 15. Излеан скелет со три алки

5. 6. Мерење на ретенционата сила кај парцијални скелетирани протези

Процесот на мерењето на големината на ретенционата сила на ПСП е реализиран на следниот начин.

На самиот почеток, моделот е фиксиран на носечката масичка што има можност да се движи во вертикален правец. Моделот, заедно со масичката, се поставува под кукачката на сензорот на мерниот инструмент (сл. 16. и 17).



Слика 16. и 17. Мерење на ретенционата сила

Ретенционата сила, односно затегањето помеѓу куката и моделот, се остварува преку излеаните алки на скелетот и конците кои ги поврзуваат алките со кукачката. Силата на затегање се предизвикува со спуштање на носечката масичка вертикално удолу. Нејзиниот интензитет автоматски се очитува, регистрира, на екранот на компјутерот. При ова е водено сметка алките секогаш да бидат симетрично распоредени во однос на затезната кукачка со што се обезбедува рамномерно распоредување на силата врз скелетот на ПСП. На овој начин, на секој модел се измерени по пет серии, а добиените податоци се статистички обработени. Податоците од мерењата се дадени во анексот, како база на податоци.

5. 7. Математичко-статистичка обработка на податоците

Собраните податоци се внесени во програмот Microsoft Excell заради формирање база на податоци која, потоа, статистички е обработувана со помош на статистичкиот софтвер Statistika for Windows version 7.

Најнапред е спроведена дескриптивана статистичка анализа на статистичките серии од испитуваните варијабли. Пресметани се мерите на централната тенденција (аритметичка средина) и мерите на дисперзијата околу аритметичката средина (стандардна девијација), како и стандардната грешка, при процена на аритметичка средина, коефициент на варијација, интервалот на доверба и интервалот на варијабилност.

Дистрибуциите на фреквенциите на испитуваните варијабли се тестирани на нормалност со помош на Kolmogorov-Smirnov и Lilliefors тест. Истовремено, дистрибуциите се прикажани графички, со помош на хистограм и специфични Normal-probability дијаграм и Box & Whisker дијаграм.

Статистичката сигнификантност на разликата помеѓу две аритметички средини на одредени релевантни варијабли е тестирана со помош на Student-овиот t-тест за независни примероци.

Средувањето на податоците по редици, по големина и пресметка на фреквенциите на појавувањето во определени дијапазони ни овозможува математичко и графичко согледување на карактерот и на видот на дистрибуцијата.

Аритметичка средина:

$$\bar{X} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i$$

Стандардна девијација (средно квадратно отстапување):

$$SD = \sqrt{\frac{\sum (x - \bar{x})^2}{(n-1)}}$$

Стандардна грешка:

$$SE_x = SD \sqrt{\frac{n}{(n-1)}}$$

Стандардна грешка при процена на аритметичка средина:

$$SE_{\bar{x}} = \frac{SD}{\sqrt{n}}$$

Коефициент на варијација:

$$V_x = \frac{SD}{\bar{X}}$$

Интервал на доверба:

$$P = \bar{X} - 1.96SE_{\bar{x}} < \bar{X} < \bar{X} + 1.96SE_{\bar{x}}$$

Интервал на варијабилност:

$$I_v = X_{\min} \text{ до } X_{\max}$$

6. РЕЗУЛТАТИ ОД ИСТРАЖУВАЊЕТО

6.1. Резултати од скенирањето на морфолошките карактеристики на забите

Клучен параметер при проектирањето и при изведба на ПСП, секако е подминираноста и нејзината големина што е природно присутна како морфолошка карактеристика на забите во усната празнина. Извршена е детална анализа, со мерење на трите основни фактори на апроксималната подминираност: височинаџа h , широчинаџа a , и а̀голойџа на подминираносџа α (сл.12.).

Како појдовни податоци и основи во планирањето на идната артефициелна подминираност на водечките површини, анализирани се параметрите на подминираноста кај сите потенцијални ретенциони заби, како кај максиларните така и кај мандибуларните.

Во табеларниот преглед (таб. 3. и 4.) е дадена височината (h) на подминираноста кај максиларни и мандибуларни заби.

Табела 3. Височина (h) на подминираноста кај максиларните заби

Заб	23	13	24	14	25	15	26	16	27	17
N	5	1	5	7	2	2	2	2	1	5
\bar{X} (mm)	5,15	4,05	3,68	3,90	5,81	3,07	3,34	4,38	4,27	3,66

Табела 4. Височина (h) на подминираноста кај мандибуларните заби

Заб	33	43	34	44	35	45	36	46	37	47
N	6	6	11	7	13	16	4	1	16	7
\bar{X} (mm)	5,3	5,85	4,84	4,64	3,53	4,42	3,49	3,53	3,81	3,37

Во табеларниот преглед (таб. 5. и 6.) дадена е широчината (a) на подминираноста кај максиларни и мандибуларни заби.

Табела 5. Широчина (a) на подминираноста кај максиларните заби

Заб	23	13	24	14	25	15	26	16	27	17
N	5	1	5	7	2	2	2	2	1	5
\bar{X} (mm)	0,64	0,42	0,62	0,57	1,28	0,32	0,58	0,60	0,25	0,64

Табела 6. Широчина (a) на подминираноста кај мандибуларите заби

Заб	33	43	34	44	35	45	36	46	37	47
N	6	6	11	7	13	16	4	1	16	7
\bar{X} (mm)	0,94	0,88	0,66	0,70	0,45	0,60	0,93	0,45	1,18	0,63

Во табеларниот преглед (таб. 7. и 8.) даден е приказ на завршниот агол (α) на вкупната подминираност кај максиларни и мандибуларни заби.

Табела 7. Агол (α) на подминираноста кај максиларните заби

Заб	23	13	24	14	25	15	26	16	27	17
N	5	1	5	7	2	2	2	2	1	5
\bar{X}°	8.99	7.20	11.20	9.41	13.65	7.84	10.90	8.26	4.67	10.93

Табела 8. Агол (α) на подминираноста кај мандибуларите заби

Заб	33	43	34	44	35	45	36	46	37	47
N	6	6	11	7	13	16	4	1	16	7
\bar{X}°	12.3	8.84	9.57	9.40	7.80	9.93	16.12	7.80	17.63	10.72

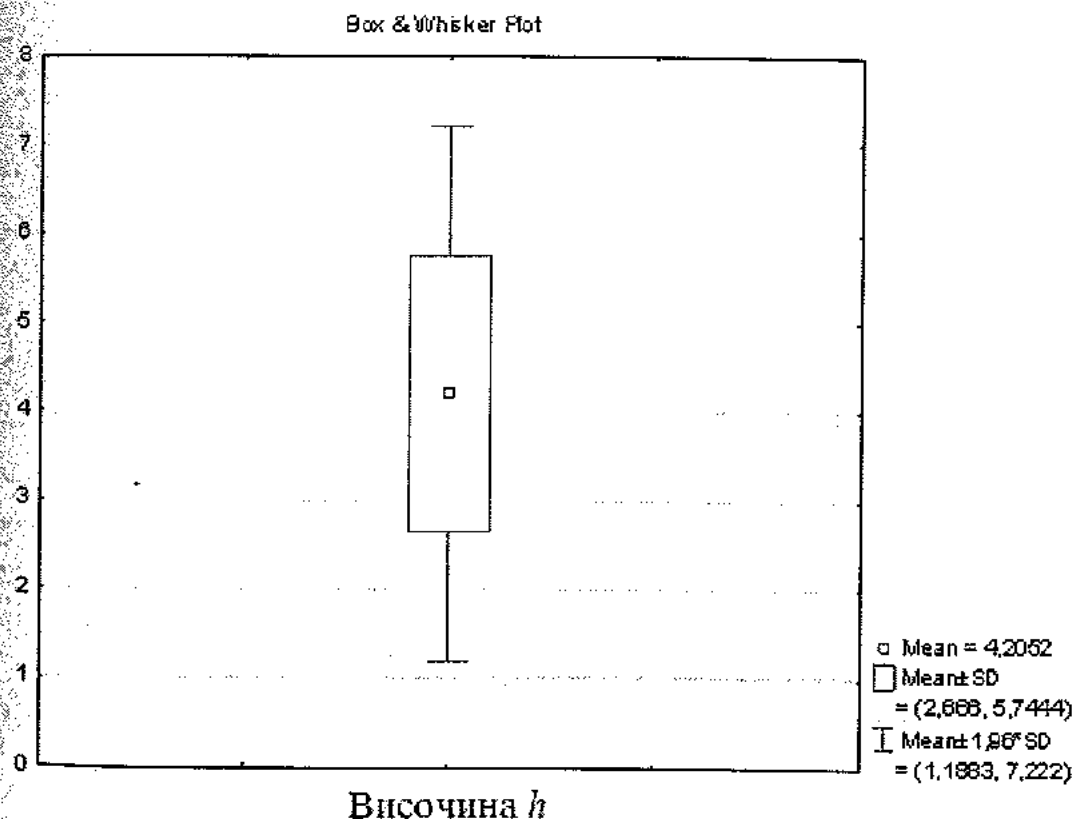
Поради исклучително нерамномерната фреквенција на појавувањето на одредени заби во присутната популација, односно поради хетерогеноста на групата, мошне е тешко да се извлече заклучок за големината на параметрите за секој заб одделно. Оттука, овие испитувања треба да се сметаат само како индицијски. Од претходните констатации произлегува дека би било упатно да се планираат водечките артефициелни површини со однапред планиран агол и со очекувана ретенција, со респект кон конкретно присутните параметри на подминираноста.

Показателите за сите испитувани потенцијално ретенциони заби за параметарот *височина h*, добиени со математичко-статистичка анализа на мерните податоци се дадени во таб. 9.

Табела 9. Средна големина на параметарот *височина h* за целиот урнек

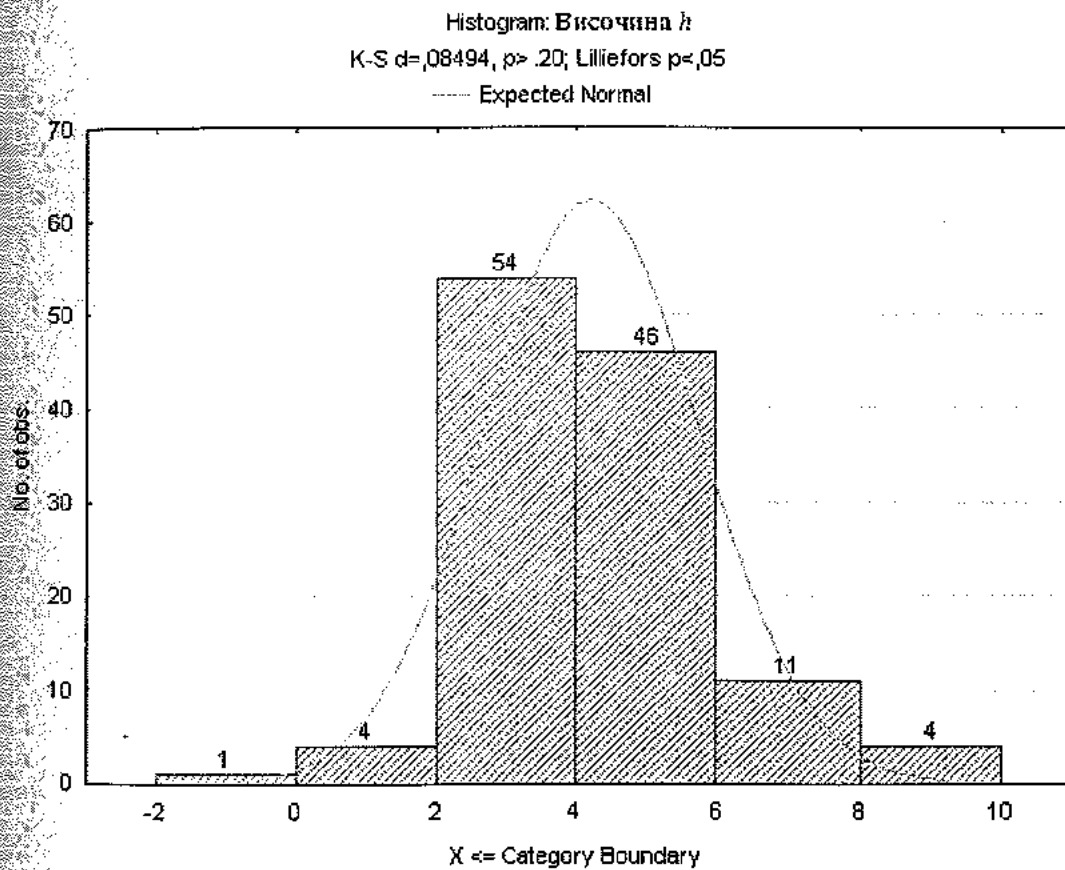
N	\bar{X} (mm)	SD (mm)	SE_x (mm)	$SE_{\bar{x}}$ (mm)	V_x	P (mm)	I_v (mm)
120	4,21	$\pm 1,54$	$\pm 1,55$	$\pm 0,141$	0,37	3,93-4,49	0,0-9,94

Со помош на т.н. Box & Wisker дијаграм, графички е прикажана дистрибуцијата на податоците за варијаблата *височина h* во просторот околу аритметичката средина добиен, прво, со додавање и со одземање на една стандардна девијација и, второ, со додавање и одземање на две (1,96) стандардни девијации (сл. 18.).



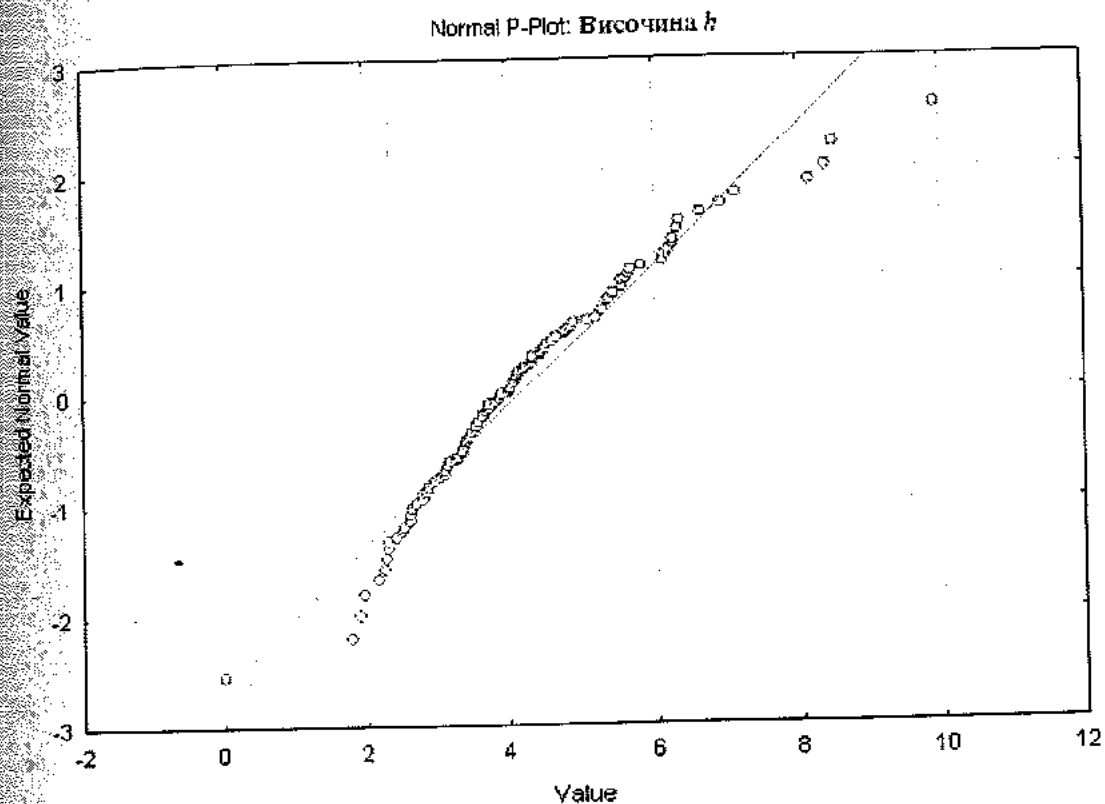
Слика 18. Графички приказ на дистрибуцијата на податоците за варијаблата *височина h*

Дистрибуцијата на податоците за варијаблата *височина h* се прикажани со помош на хистограм на кој, истовремено, е прикажана и теоретската (очекувана) дистрибуција на фреквенциите. Разликата помеѓу утврдената и теоретската нормална дистрибуција на фреквенциите е тестирана со помош на Kolmogorov-Smirnov и Lilliefors тест ($p > 0,20$; $p < 0,05$). Утврдената дистрибуција не се разликува значајно од теоретската или, со други зборови, и нашата утврдена дистрибуција на фреквенции е нормална (сл.19.).



Слика 19. Хистограм на нормалноста на дистрибуцијата за *височина h*

Дополнителното тестирање на нормалноста на нашата утврдена дистрибуција на фреквенциите на варијаблата *височина h* е направено со помош на т.н. normal-probability дијаграм. Од него уште појасно се согледува конзистентноста на утврдената, со теоретската нормална дистрибуција (сл. 20.).



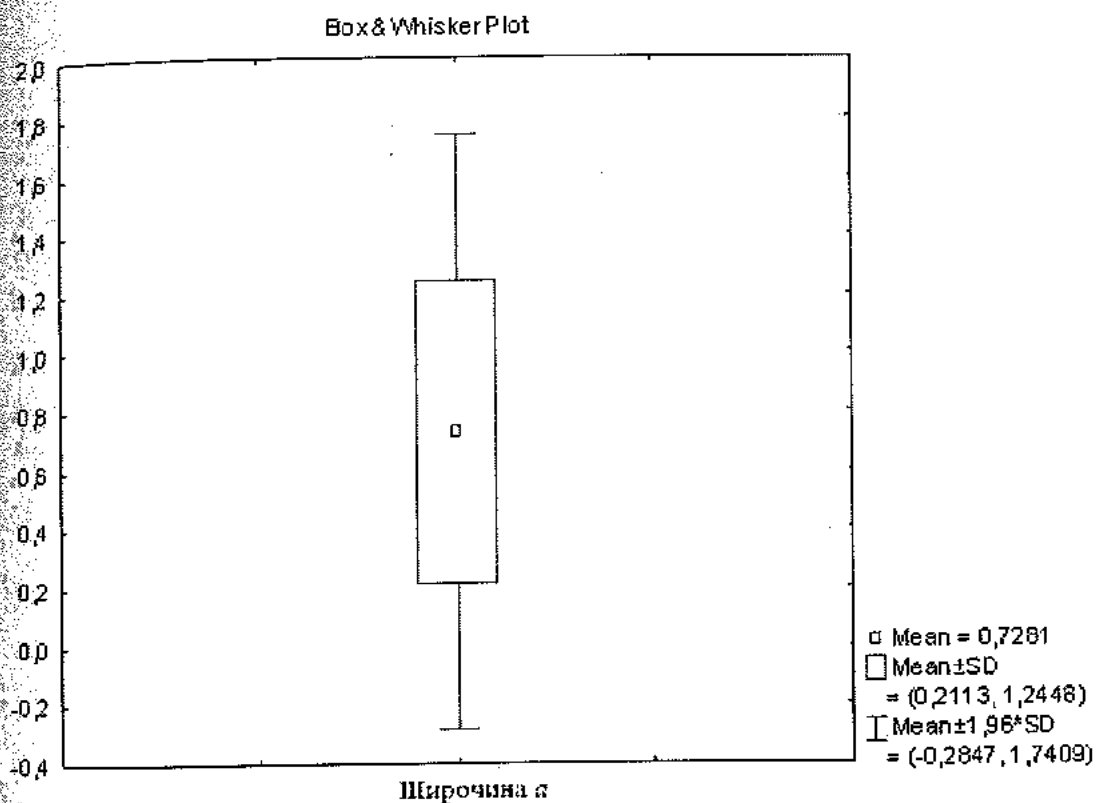
Слика 20. Тестирање на нормалноста на дистрибуцијата за *височина h*

Показателите за сите испитувани потенцијално ретенциони заби за параметарот *широчина a*, добиени со математичко-статистичка анализа на мерните податоци се дадени во таб. 10.

Табела 10. Средна големина на параметарот *широчина a* за целиот урнек

<i>N</i>	\bar{X} (mm)	<i>SD</i> (mm)	SE_x (mm)	$SE_{\bar{x}}$ (mm)	V_x	<i>P</i> (mm)	I_p (mm)
120	0,73	±0,52	±0,52	±0,048	0,71	0,64-0,82	0,0-2,56

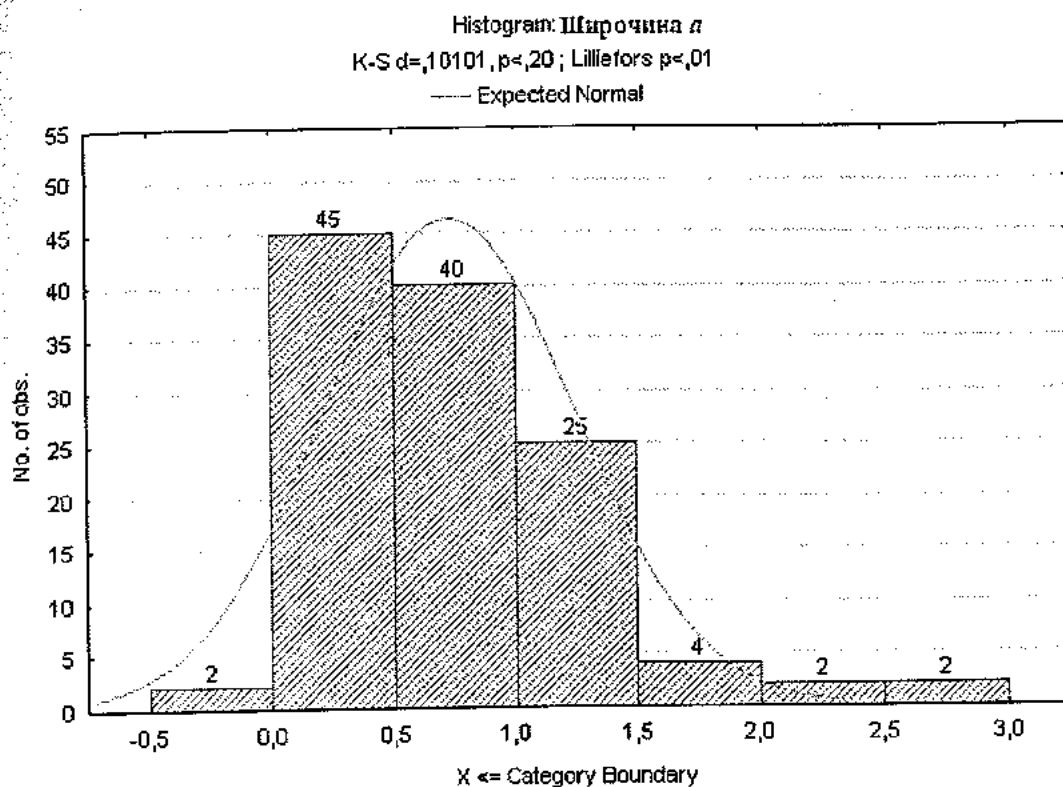
Со помош на т.н. Box & Whisker дијаграм, графички е прикажана дистрибуцијата на податоците за варијаблата *широчина a* во просторот околу аритметичката средина, добиен, прво, со додавање и со одземање на една стандардна девијација и, второ, со додавање и со одземање на две (1,96) стандардни девијации (сл. 21.).



Слика 21. Графички приказ на дистрибуцијата на податоците за варијаблата *широчина a*

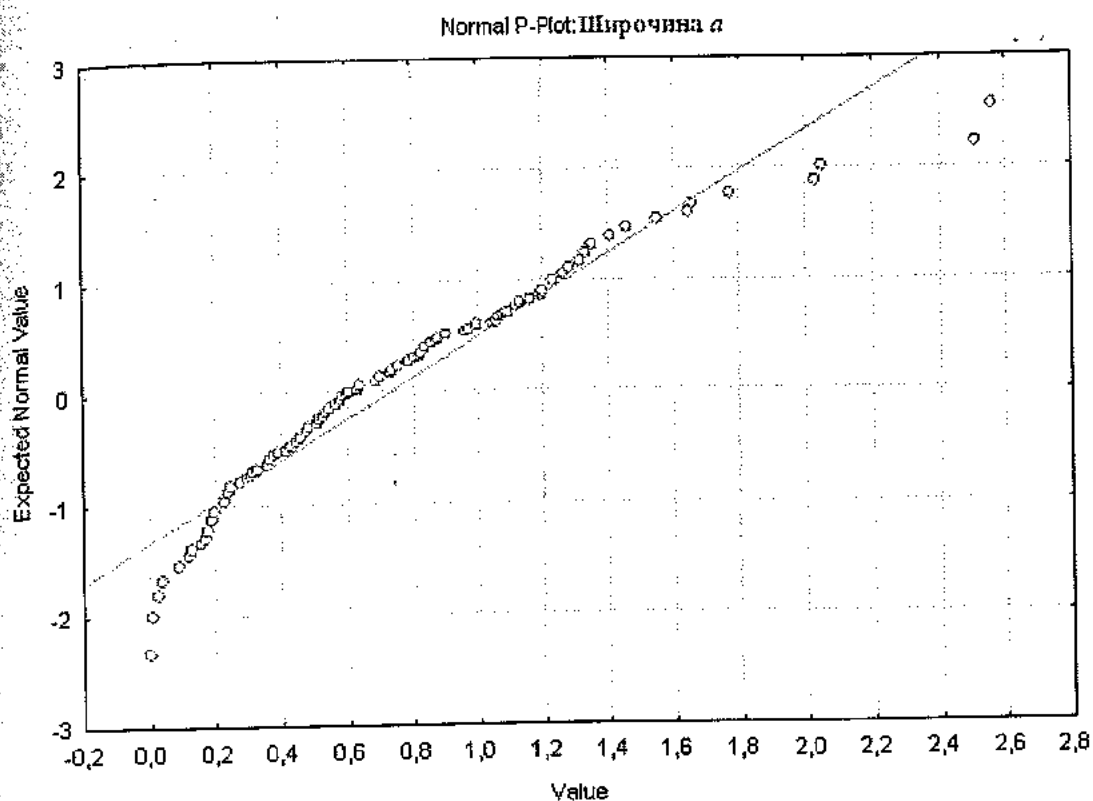
Дистрибуцијата на податоците за варијаблата *широчина a* се прикажани со помош на хистограм на кој, истовремено, е прикажана и теоретската (очекуваната) дистрибуција на фреквенциите. Разликата помеѓу утврдената и теоретската нормална дистрибуција на фреквенциите е тестирана со помош на Kolmogorov-Smirnov и Lilliefors тест ($p < 0,20$; $p < 0,01$). Утврдената дистрибуција значајно се разликува од теоретската, но, сепак, од обликот на хистограмот се гледа дека таа се приближува кон

нормалната, т.е. дека, при поголем број мерења, ќе се постигне целосно совпаѓање (сл. 22.).



Слика 22. Хистограм на нормалноста на дистрибуцијата за *широчина a*

Дополнителното тестирање на нормалноста на нашата утврдена дистрибуција на фреквенциите на варијаблата *широчина a* е направено со помош на т.н. normal-probability дијаграм. Од него (аналогно како кај височината) јасно се согледува тенденцијата на утврдената кон нормалната дистрибуција (сл. 23.).



Слика 23. Тестирање на нормалноста на дистрибуцијата за *широчина α*

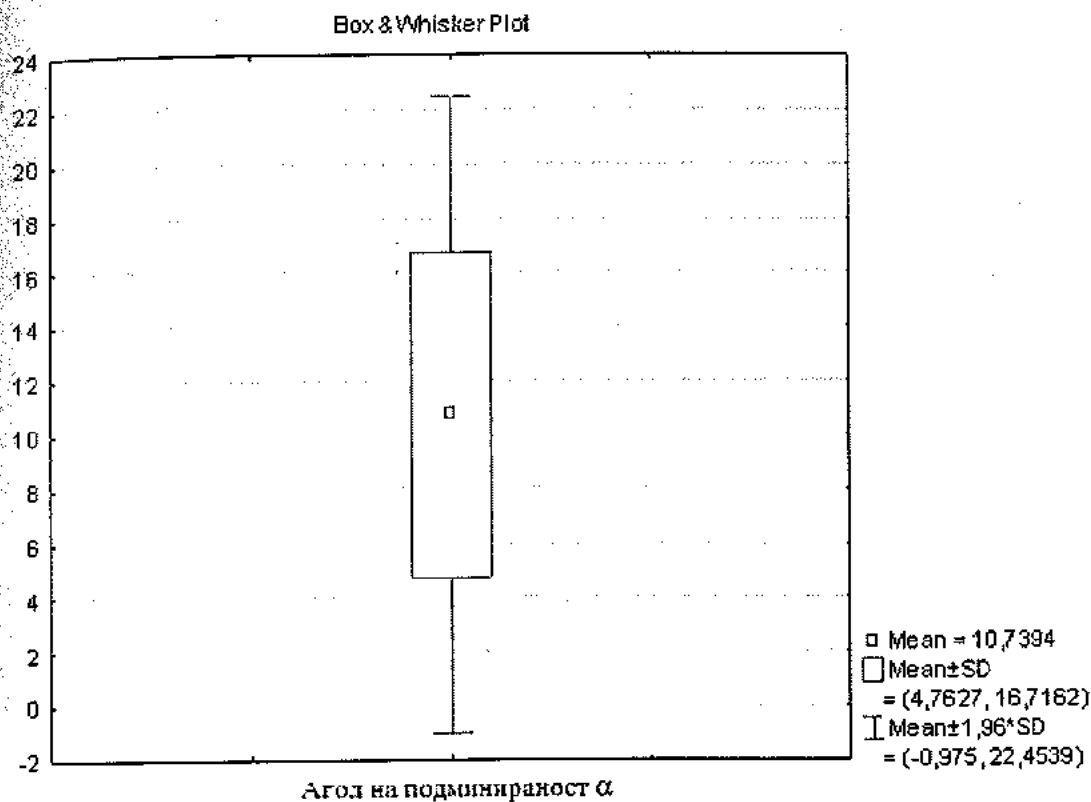
Показателите за сите испитувани потенцијално ретенциони заби за параметарот *агол на ѓодминираниоси α* или апроксималната конвергенција, добиени со математичко-статистичка анализа на мерните податоци се дадени во таб. 11.

Табела 11. Средна големина на параметарот *агол на ѓодминираниоси α* за целиот урнек

N	\bar{X}°	SD°	SE_x°	$SE_{\bar{x}}^\circ$	V_x	P°	I_v°
120	$10^\circ 44'$	$\pm 5^\circ 59'$	$\pm 6^\circ 00'$	$\pm 0^\circ 33'$	0,56	$9^\circ 40' - 11^\circ 49'$	$0^\circ 00' - 28^\circ 9'$

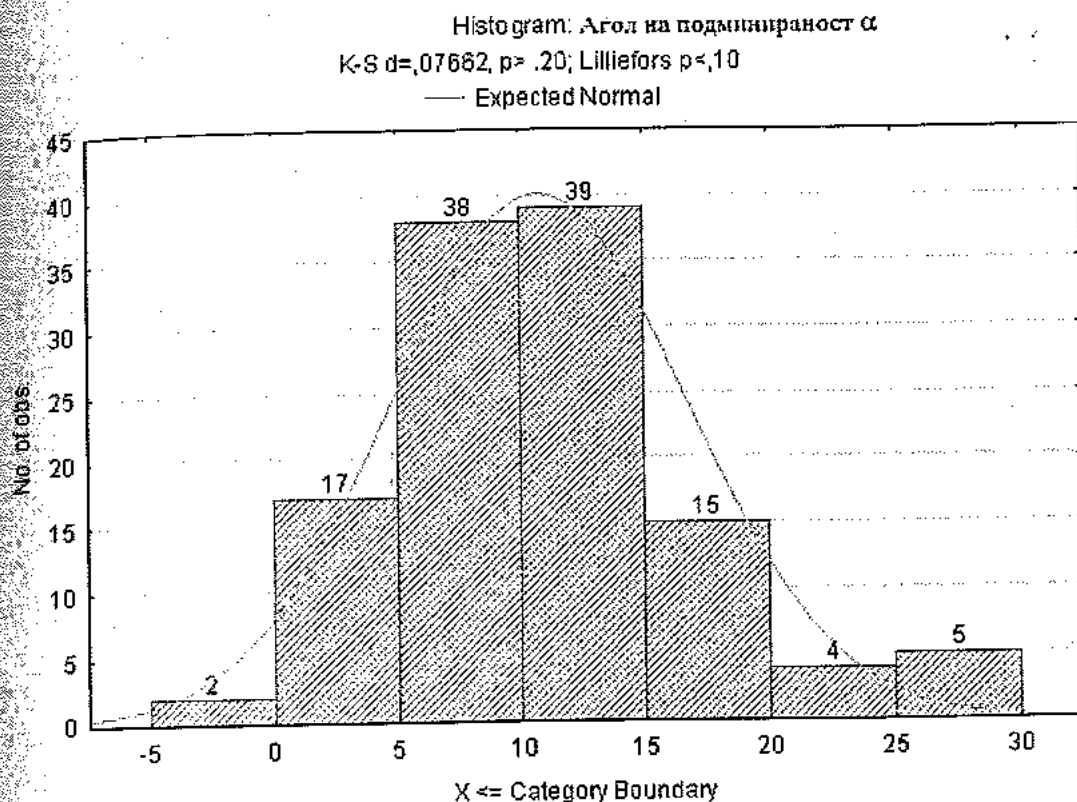
Со помош на т.н. Box & Wisker дијаграм, графички е прикажана дистрибуцијата на податоците за варијаблата *агол на ѓодминираниоси α* во просторот околу аритметичката средина, добиен, прво, со додавање и

со одземање на една стандардна девијација и, второ, со додавање и со одземање на две (1,96) стандардни девијации (сл. 24.).



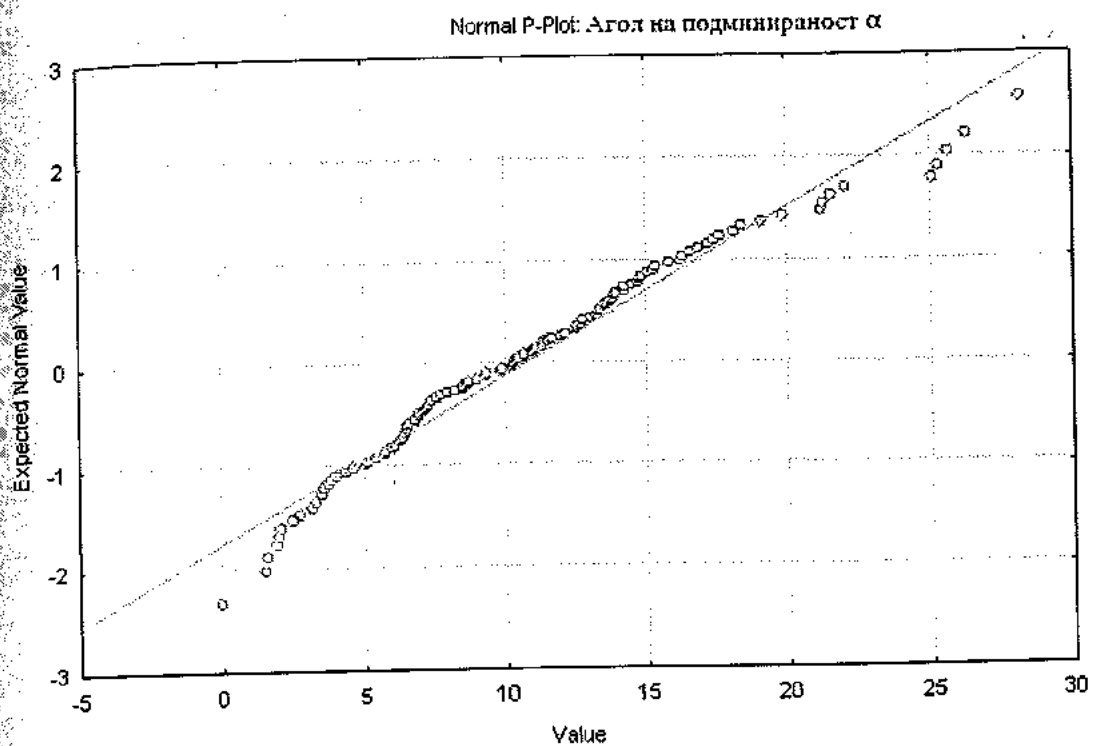
Слика 24. Графички приказ на дистрибуцијата на податоците за варијаблата *агол на подминраност α*

Дистрибуцијата на податоците за варијаблата *агол на подминраност α* се прикажани со помош на хистограм на кој, истовремено, е прикажана и теоретската (очекуваната) дистрибуција на фреквенциите. Разликата помеѓу утврдената и теоретската нормална дистрибуција на фреквенциите е тестирана со помош на Kolmogorov-Smirnov и Lilliefors тест ($p < 0,20$; $p < 0,01$). Утврдената дистрибуција не се разликува значајно од теоретската, т.е. таа е нормална (сл. 25.).



Слика 25. Хистограм на нормалноста на дистрибуцијата за *агол на подминираниост α*

Дополнителното тестирање на нормалноста на нашата утврдена дистрибуција на фреквенциите на варијаблата *агол на подминираниост α* е направено со помош на normal-probability дијаграм. Од него (аналогно како кај височината и широчината), јасно се согледува конзистентноста на утврдената, со нормалната дистрибуција (сл. 26.).



Слика 26. Тестирање на нормалноста на дистрибуцијата за *агол на подминираниост α*

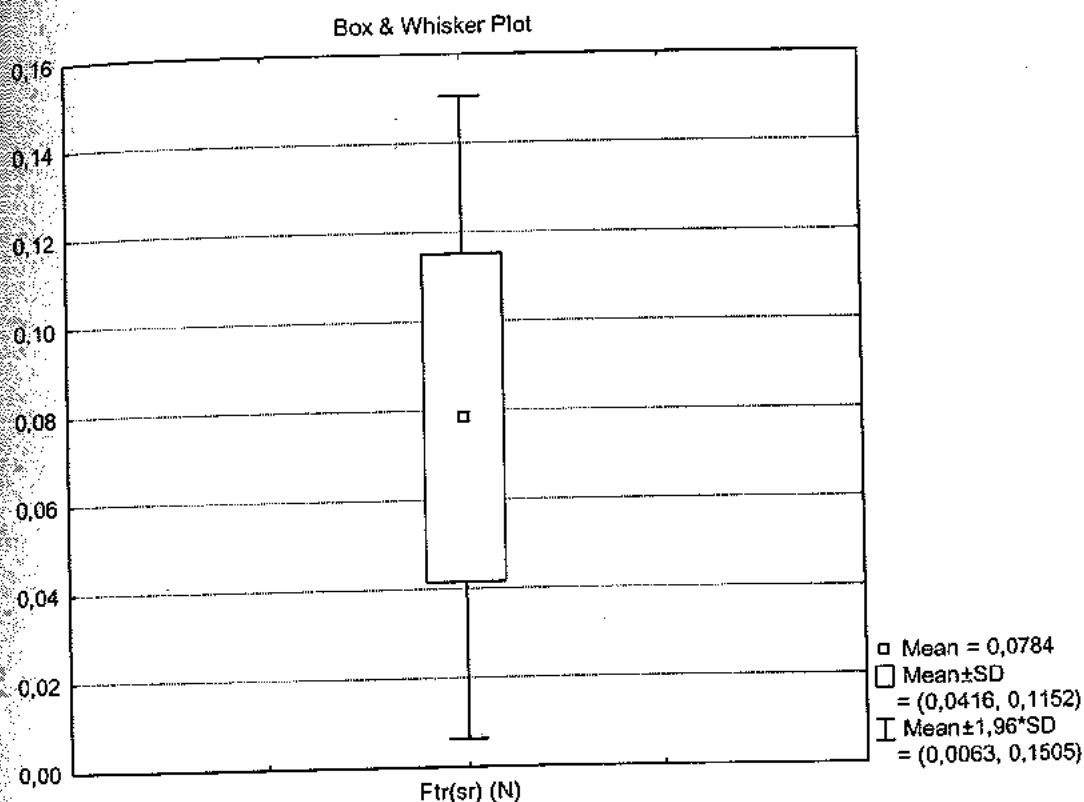
6. 2. Резултати од мерењето на ретенционата сила кај парцијална скелетирана протеза

Дескриптивните статистички показатели на мерните податоци за неподготвени ретенциони заби се дадени во таб. 12.

Табела 12. Средна големина на ретенционата сила кај протези без подготовка на ретенционите заби

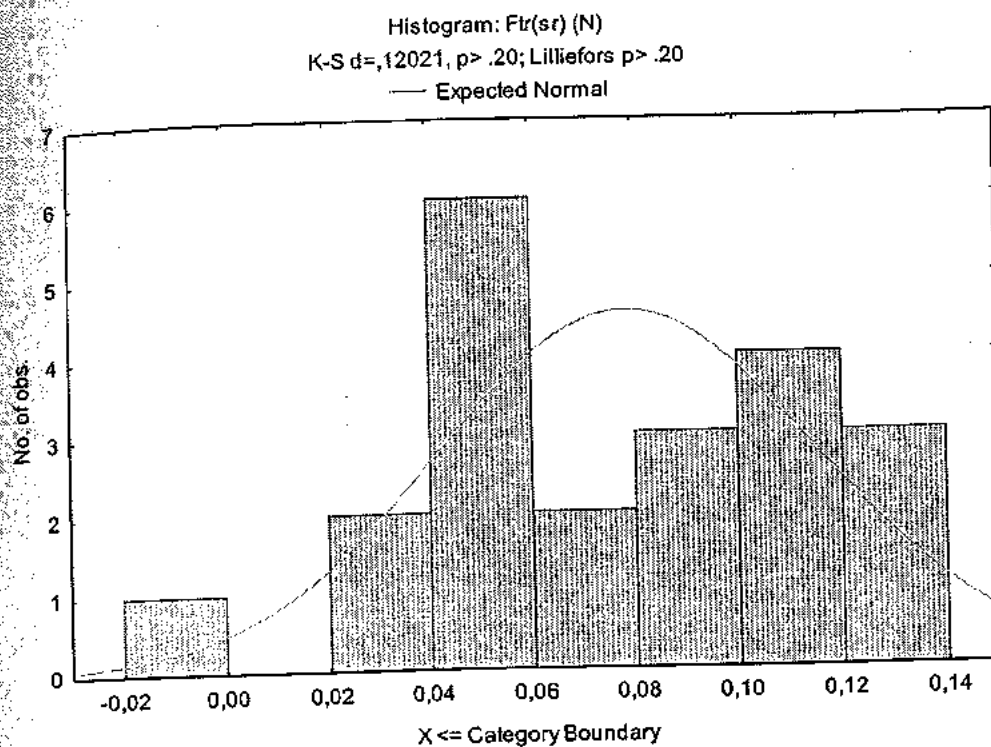
N	$\bar{X}(N)$	$SD(N)$	$SE_x(N)$	$SE_{\bar{x}}(N)$	V_x	$P(N)$	$I_v(N)$
40	0,08	$\pm 0,037$	$\pm 0,038$	$\pm 0,008$	0,46	-0,07-0,081	0,0-0,13

Со помош на т.н. Box & Wisker дијаграм, графички е прикажана дистрибуцијата на податоците за варијаблата ретенциона сила кај протези без подготовка на забите, во просторот околу аритметичката средина, добиен, прво, со додавање и со одземање на една стандардна девијација и, второ, со додавање и со одземање на две (1,96) стандардни девијации (сл.27.).



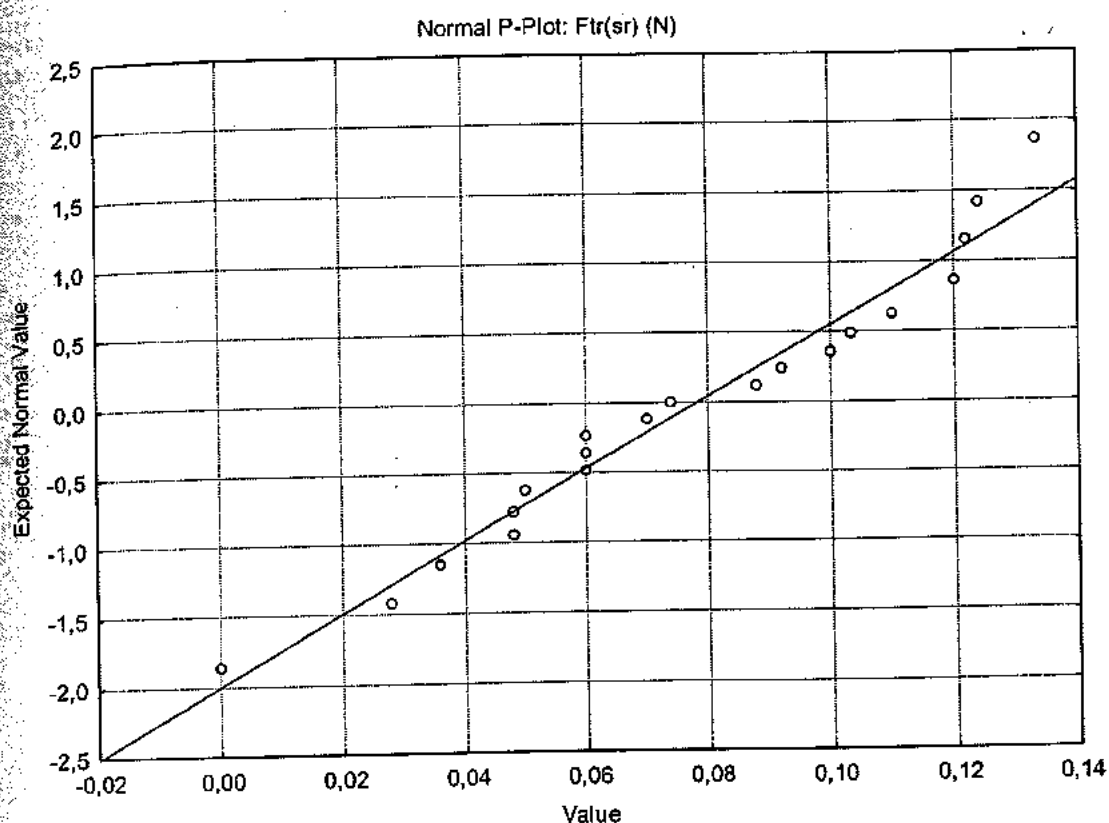
Слика 27. Графички приказ на дистрибуцијата на податоците за ретенциона сила кај протези без подготовка на ретенционите заби

Дистрибуцијата на податоците за варијаблата „неподготвени ретенциони заби – нулти агол“ се прикажани со помош на хистограм на кој, истовремено, е прикажана и теоретската (очекуваната) дистрибуција на фреквенциите. Разликата помеѓу утврдената и теоретската нормална дистрибуција на фреквенциите е тестирана со помош на Kolmogorov-Smirnov и Lilliefors тест ($p < 0,20$; $p < 0,01$). Утврдената дистрибуција значајно се разликува од теоретската (сл. 28.).



Слика 28. Хистограм на нормалноста на дистрибуцијата на варијаблата ретенциона сила кај неподготвени ретенциони заби

Дополнителното тестирање на нормалноста на нашата утврдена дистрибуција на фреквенциите на варијаблата „неподготвени ретенциони заби – нулти агол“ е направено со помош на normal-probability дијаграм. Од него, јасно, се согледува неконзистентноста на утврдената, со нормалната дистрибуција (сл. 29.).



Слика 29. Тестирање на нормалноста на дистрибуцијата за ретенционата сила кај неподготвени ретенциони заби

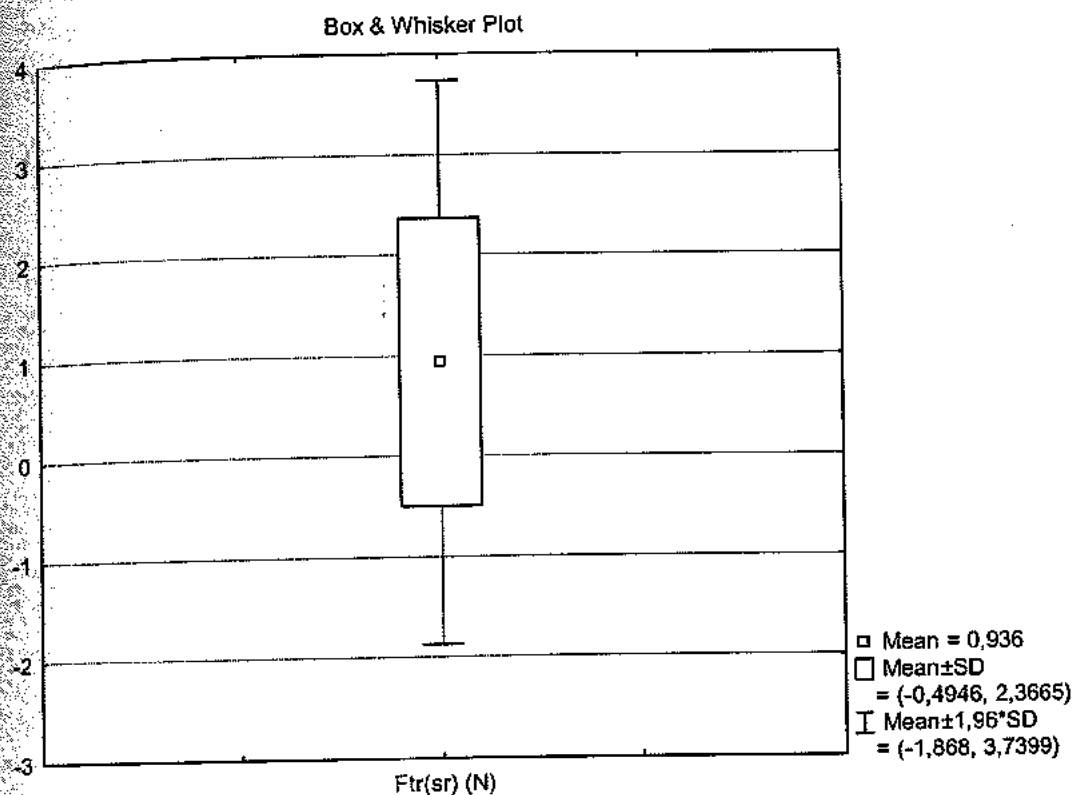
Добиените резултати за големината на ретенционата сила кај протези со подготвени водечки површини на ретенционите заби, под агол од 2° се дадени во таб. 13.

Табела 13. Средна големина на ретенционата сила кај протези со подготвени ретенциони заби

N	$\bar{X}(N)$	$SD(N)$	$SE_x(N)$	$SE_{\bar{x}}(N)$	V_x	$P(N)$	$I_v(N)$
40	0,94	$\pm 1,43$	$\pm 1,467$	$\pm 0,328$	$\pm 1,52$	0,297-1,583	0,075-6,51

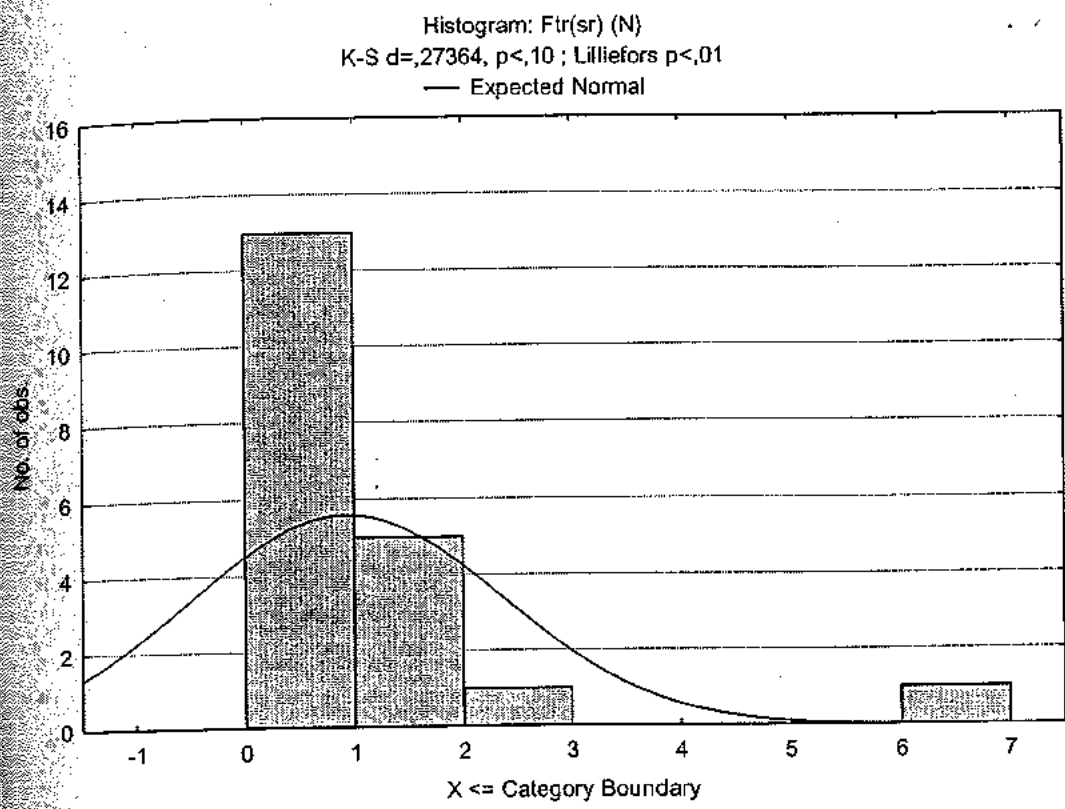
Со помош на т.н. Box & Wisker дијаграм, графички е прикажана дистрибуцијата на податоците за варијаблата ретенциона сила кај подготвени водечки површини на ретенционите заби, под агол од 2° . Во просторот околу аритметичката средина, добиена, прво, со додавање и со

одземање на една стандардна девијација и, второ, со додавање и со одземање на две (1,96) стандардни девијации (сл. 30.).



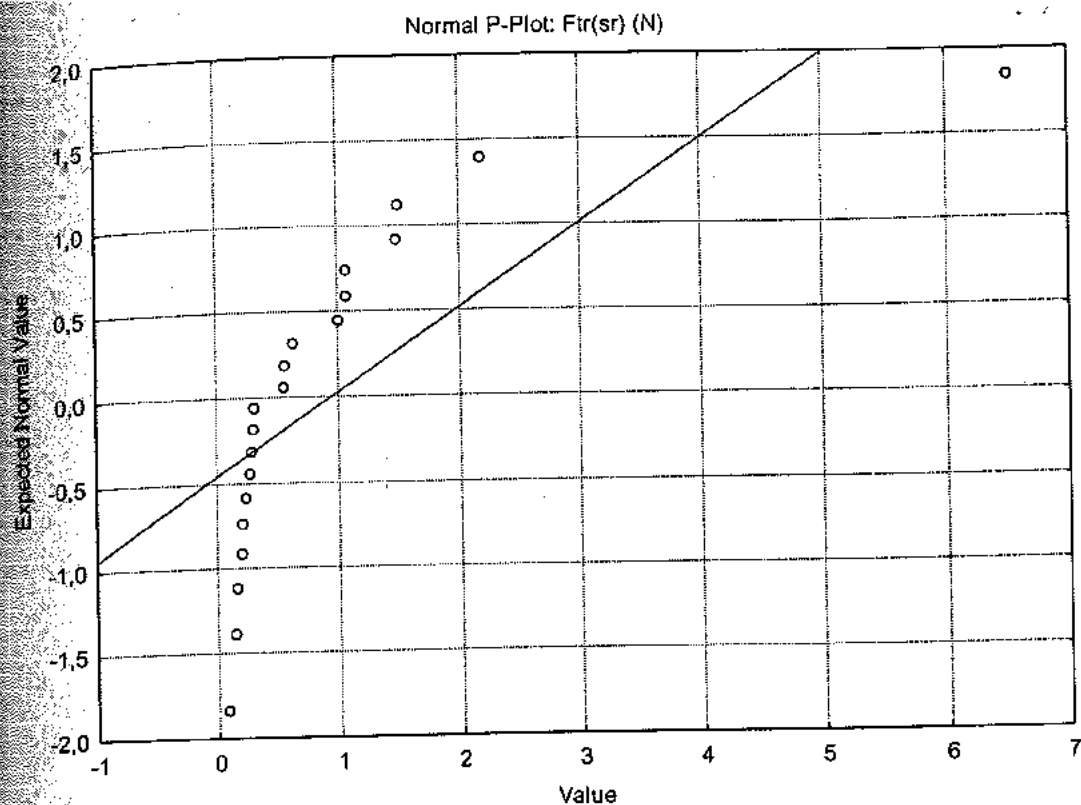
Слика 30. Графички приказ на дистрибуцијата на податоците за ретенциона сила кај протези со подготвени водечки површини

Дистрибуцијата на податоците за варијаблата „подготвени водечки површини на ретенционите заби, под агол од 2°“ е прикажана со помош на хистограм на кој, истовремено, е прикажана и теоретската (очекуваната) дистрибуција на фреквенциите. Разликата помеѓу утврдената и теоретската нормална дистрибуција на фреквенциите е тестирана со помош на Kolmogorov-Smirnov и Lilliefors тест ($p < 0,10$; $p < 0,01$). Утврдената дистрибуција значајно се разликува од теоретската нормална, но визуелно се согледува дека, при поголем број мерења, таа, сепак, ќе се приближи до нормалата (сл. 31.)



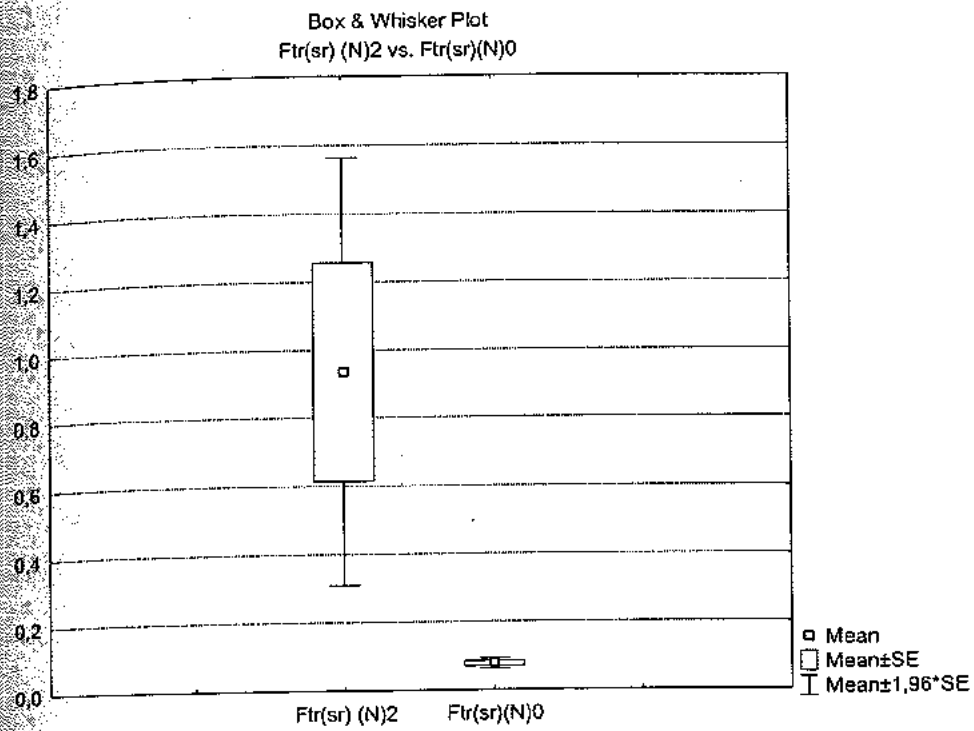
Слика 31. Хистограм на нормалноста на дистрибуцијата на варијаблата ретенциона сила кај протези со подготвени водечки површини

Дополнително тестирање на нормалноста на нашата утврдена дистрибуција на фреквенциите на варијаблата „подготвени водечки површини на ретенционите заби, под агол од 2°“ е направено со помош на дијаграм. Од него, јасно се согледува неконзистентноста на утврдената, со нормалната дистрибуција (сл. 32.).



Слика 32. Тестирање на нормалноста на дистрибуцијата за ретенционата сила кај подготвени водечки површини

Сите резултати, добиени од мерењата на големината ретенционана сила кај групата без подготвени водечки површини и кај групата со подготвени водечки површини, се тестирани со Т-тест на аритметичките средини на испитуваните варијабли и е констатирана значајна, висока разлика, односно просекот на измерените вредности на големината на ретенцијата кај подготвени водечки површини под агол од 2° е значително повисок, во споредба со просекот на големината на ретенцијата кај групата без подготвени водечки површини, односно Т-тестот изнесува 2,75 при $p=0,000000$ (сл. 33.).



Слика 33. Тестирање на резултатите за варијаблата ретенциона сила кај неподготвените и подготвените водечки површии

7. ДИСКУСИЈА НА РЕЗУЛТАТИТЕ

7. 1. Дискусија на резултатите од скенирањето на морфолошките карактеристики на забите

Во прегледот на литературата се дадени морфолошките карактеристики на забите, но од еден, така да кажеме, статичен аспект којшто не ни ја дава динамиката на движењето на забите во слободниот простор, при екстракција на забите и при условна морфолошка промена на забот. Сето ова е условено и од правилната положба на моделот, кога тој се поставува за испитување, што го истакнуваат сите автори, но не укажуваат како да се направи тоа.

Неопходно е да се констатира дека многубројните автори, речиси секогаш, ги акцептираат оптималните услови при изучувањето на морфолошките карактеристики на забите и просторните положби на референтните анатомски и протетички рамнини што ја дефинираат нултата положба на моделите, а ретко кој од нив прецизно ги дефинира реперите со кои еднозначно се утврдува нултата положба на рамнините и студио-моделите. Во оваа студија, како репери што еднозначно ги дефинираат рамнините и нивната просторна положба, се усвоени најстабилните коскени репери. Со ова е обезбедена стабилноста на процедурата што е применета во истражувањето.

Заради обезбедување оптимални услови за добивање вистински дентоморфолошки појдовни параметри и дефинирани физички услови за мерење на ретенционата сила, употребен е концептот на ТОК и соодветен дентален паралелометар, со што е обезбедена компланарноста и перпендикуларноста на сите референтни рамнини, а моделот е доведен во стриктна нулта положба.

Бидејќи кај нашата популација не се вршени слични истражувања, резултатите од овие истражувања треба да се сметаат како појдовни – индикациски.

И покрај тоа што се работи за мошне варијабилна морфологија на забите, со променлива инклинација – природна и новосоздадена, со променлива местоположба на екваторот (протетички и новонастанат, во текот на беззабноста) сепак, од добиените резултати, може да се согледа неопходноста од интервенција врз забите и од создавање артефициелни водечки површини.

Податоците во постојната литература се скудни во однос на влијанието на анатомската форма на забите врз големината на апроксималната ретенција. Ваквата констатација делумно се однесува и на искусствено создадените водечки површини (нивната просторна положба и корелативната врска на зависност со добиената ретенција).

И во дискусијата на резултатите на скенирањето и на мерењата на параметрите (h , a и α), кај секој заб одделно, треба да се констатира дека овие параметри се мошне различни и директно се зависни и од генетската и од анатомската морфологија на забот, како и од сумарните ефекти во периодот на беззабноста. Од ова резултира и нашата определба за планирање на ПСП, со респект кон постојната сумарна подминираност заради преземање соодветни интервенции со цел да се обезбедат функциите на протезата и да се попречат негативните ефекти од нејзината имплементација.

Врз основа на резултатите од мерењата на параметрите на подминираност височината, широчината и аголот, може да се согледа дека широките интервали на нивната варијација не се пресудни при планирањето на ПСП бидејќи се работи за големини со мал коефициент на варијација. Ова ни укажува на релативно стабилни параметри и репери. Оттука, може да се изнесат следните карактеристики:

- Параметарот височина на подминираноста h е значително постабилен од широчината на подминираноста. Средната вредност на височината од контактната точка до нивото на гингивата изнесува околу 4,2 mm, со мал коефициент на варијација од 37% и мал интервал на доверба.

- Кај параметарот широчина на подминираноста a се бележат големини од 0,0 до 2,56 mm, со најчеста средна големина од 0,73 и со коефициент на варијација од 71%.
- Аголот на подминираноста α што го дефинираат височината и широчината на подминираноста, има широк интервал на варијација од 0° до $28^\circ 09'$, при средна големина од $10^\circ 44'$. Ова не наведува на размислување за значајно нарушување на биостатичката рамнотежа и за создавање невообичаени подминирани простори, како резултат на инклинација, ротација и торквирање на забите, како сумарен ефект.

Кај добиените резултати за параметарот височина на подминираноста може да се забележи поволната карактеристика за должината на апроксималната површина на забот. Оваа поволност ја користи авторот Russel⁵⁸ кој укажува дека, при вертикален правец на фрезување, се добива најголема можна апроксимална површина при што стабилизацијата на протезата е најголема. Екстензионата водечка површина ја прифаќа и авторот Kratochvil⁴⁰ кој препорачува истружување на забот заради елиминирање на просторот помеѓу забот и протезата. Сличен став зазема и авторот Tihacek⁷⁰, меѓутоа, со мали ограничувања кои произлегуваат од дебелината на емајлот. Водечки површини кои ќе бидат колку што е можно подолги ги прифаќа и James³². Авторот, во својот метод за формирање водечки површини, со помош на шаблон и композитен материјал, ја зголемува ефикасноста на водечките површини. Треба да се прифати податокот, дека, споменатиот автор не обрнува внимание на одземеното количество забна супстанца, туку истружувањето на забот го ограничува со чувство на болка.

Авторите Krol⁴¹ и Demer²² имаат различен концепт во однос на должината и на функционалноста. Тие препорачуваат помали водечки површини во оклузо-гингивален правец. На овој начин, се обезбедува контакт на протезата со забот во делот на контактната точка, додека гингивалната третина е ослободена. Ваквите препораки, споменатите автори ги темелат на практичното согледување на состојбата при што, со

дискретна постапка, е оневозможено туркањето на забот за време на функцијата на протезата.

7.2. Дискусија на резултатите од измерената ретенциона сила кај парцијални скелетирани протези

Големината на ретенционата сила е пресуден фактор и мерило на успешноста на планирањето и на реализација на ПСП.

Под поимот ретенциона сила се подразбира големината на силата на отпорот на ретенционите елементи кон силите што настојуваат да ја изместат протезата од лежиштето. Во конкретниот случај, отпорот/ретенцијата произлегува од триењето меѓу деловите на протезата и преостанатите заби, што се остварува на допирната површина на која интимно налегнуваат. Таа е резултанта од фрикционата сила помеѓу ретенционите заби и протезата, како и на механичкиот отпор кој го дава дел од ретенциониот, заб напрегнат при свлекување.

Stamenković⁶⁴ ги дава основните постулати за улогата, за локализацијата и за екстензијата на водечките површини, при што точно ги детерминира нивните карактеристики за потребите при планирањето, изработката и правилното функционирање на ПСП. Значењето на водечки површини се сведува на:

- обезбедување на еден правец на внесување и на вадење на протезата;
- осигурување на планираната ретенција и стабилизација на протезата;
- елиминирање на штетното дејство врз ретенционите заби при ставањето и при вадењето на протезата;
- затворање на просторот помеѓу базата на протезата и забот носач на водечките површини, при што се елиминира просторот за задршка на храна;

- o учество во ретенцијата на протезата, во оние случаи кога насоката на внесување на протезата не е колинеарна со силите кои имаат тенденција да ја изместат протезата од нејзиното лежиште;
- o стабилизирање на протезата.

Авторот напоменува дека, при правилен избор на насоката на внесување на протезата и правилно формирање на водечките површини, може да се зголеми естетскиот ефект на протезата. Исто така, тој укажува на бројот и на распоредот на ретенционите заби, минимум потребни за сигурно водење на протезата, односно, да се користат најмалку две водечки површини кај протезите со две терминални седла или три до четири водечки површини кај протезите со вметнато и со терминално седло, а притоа, нивниот распоред е на двете страни од денталниот лак.

При планирањето на аголот на ретенцијата од 2° се определивме емпириски бидејќи не постојат егзактни податоци за зависноста на големината на ретенционата сила и аголот на подминраноста.

Според авторите Ahmad¹ и Stamenković⁶⁵, податоците за зависноста на големината на ретенционата сила од големината на аголот на подминраноста се често контрадикторни и во натамошните истражувања во доменот на оваа проблематика, ја наметнуваат потребата од строго дефинирање на условите под кои се вршат истражувањата. Ова се однесува и на препораките од споменатите автори за големината на аголот на водечките површини и големината на очекуваната ретенциона сила.

При изучувањето на овој проблем, за споредба, третирани се две групи испитаници: група модели со моментна подминраност – без подготовка на ретенционите заби и група модели со планирани и подготвени водечки површини под агол од 2° . Притоа е утврдена следната состојба:

Кај првата група, големината на силата на ретенцијата е мошне мала и се движи во граници од 0,0 до 0,13 *N*, со средна вредност од 0,08 *N*. Оваа големина ни оддалеку не ги задоволува барањата за стабилноста и за функционалноста на ПСП. Практично, измерените вредности се блиски до нулата, како константна големина, со тесен интервал на доверба *P*, и со интервал на варијација *I_v*.

Кај втората група модели, со планирањето и со подготовката на водечките површини и со обезбедувањето на аголот на ретенцијата од 2° , значително се зголемува ретенцијата. Таа варира во границите од $0,075 N$ до $6,51 N$, со средна вредност од $0,94 N$. Од ова произлегува дека, со зголемувањето на аголот α , ќе се зголемува и силата на ретенцијата F .

Во достапната литература не се среќаваат попрецизни податоци за испитувањата на зависноста помеѓу големината на аголот на правецот на внесување и на вадење на ПСП и големината на силата на ретенцијата. Stamenković, во литературата⁶⁴, констатира дека оријентационата големина на ретенцијата од $5N$ и поголема од $5N$ се карактеризира со примена во секојдневната практика, со извесни ограничувања.

Од прикажаните резултати во табелите можеме да го согледаме податокот кој укажува дека, во многу мал број случаи, моментната состојба на ретенционите заби ќе ја задоволи потребната подминираност. Иако во одредени случаи апроксималните површини на ретенционите заби се оценуваат како поволни и ќе можат да послужат како водечки површини, сепак, поради пополнувањето на подминираниите простори се губи можноста за ретенција. Поради ова, се определивме да ја смириме природата и да го зголемиме влијанието на водечките површини врз ретенционата сила, со подготовка на водечките површини на ретенционите заби. Со фрезата, која се наоѓа во вертикалната рачка на паралелометарот, направена е минимална инклинација. Ваквата одлука произлегува од фактот дека, со зголемениот наклон се менува и протетичкиот екватор, а со тоа, неможноста за аплицирање стабилизациони елементи и ретенциони кукички во потребните и точно определени простори на дел од забот. Со ваквата инклинација, иако минимална, го менуваме правецот на внесување и на вадење на протезата за што се залагаат и авторите Bates⁸, Stewart⁶⁷, Neill⁵¹ Watt и Mc Gregor⁷⁷ и др. Инклинацијата на моделот во паралелометарот и промената на правецот на протезата, со формирање водечки површини, ја прифаќаат и авторите Garcia, Bohnenkamp²⁹. Тие констатираат дека, со промена на правецот на внесување на протезата во однос на нулта положба, им се овозможува на одредени делови на скелетот на протезата, да се спротистават на

одвојувањето од лежиштето во однос на правецот на изместување на протезата.

Krol⁴¹ не ја прифаќа промената на инклинација, односно косите паралелни водечки површини. Анализата и планирањето на протезата, овој автор ги прави во нулта положба. Ваквиот став го потврдува со констатацијата дека нултата положба на моделот во паралелометар е најлесна за анализа.

Во литературата, Russel⁵⁸ го употребува поимот паралелни вертикални водечки површини. Под ова, ја подразбираме перпендикуларноста на водечките површини на оклузалната рамнина, односно на базата на моделот. Ваквиот став е најчесто контрадикторен со апсолутната вертикалност во просторот. Косите планпаралелни компланарни водечки површини затвораат различни коси агли со оклузалната рамнина, односно со базата на моделот и со анатомските оски на забите. Косите ретенциони агли на водечките површини, всушност, ја диригираат големината на ретенционата сила.

При определувањето на аголот на водечките површини, односно правецот на внесување и на вадење на протезата, масичето на паралелометарот треба да остане фиксно, во нулта положба, додека прецизното заземање на аголот се постигнува со инклинација на вертикалната рачка и брусното тело. Ова е неопходно затоа што постојните конструкции не овозможуваат контролирано и прецизно насочено поместување на масичето заедно со фиксираниот модел.

Врз основа на условите во сегментот на вметнато седло, се определува преферираниот правец на внесување и на вадење на протезата, додека во сегментот на терминално седло, елевацијата се пренесува транслаторно.

8. ЗАКЛУЧОЦИ

Со реализираната постапка во изучувањето на морфолошките карактеристики на потенцијалните ретенциони заби а, пред сè, просторната положба на оклузалната рамнина, нејзиниот однос кон другите референтни планари и паралелометарот, со особено внимание кон подминираниоста, целосно се остварени целите на оваа теза.

1. Усвоени се најсовремени сознанија за компланарноста, перпендикуларноста и еднозначната просторна положба на оклузалната рамнина, реализирани на паралелометарот.
2. Констатирано е дека, поради широката варијабилност на аголот на подминираниоста, тешко е остварливо обезбедувањето единствен правец на внесувањето на ПСП и нејзината соодветна функција без подготовка на потенцијалните ретенциони заби.
3. За обезбедување единствен правец на внесување и на вадење на ПСП, а со тоа и елиминирање на штетните хоризонтални сили под дејството на протезата врз ретенционите заби, во моментот на ставање и на вадење на протезата, оневозможување собирање храна помеѓу ретенционите заби и базата на протезата, се согледува неопходноста од формирање водечки површини со соодветна просторна положба и под однапред зададен агол. Ова е базирано врз сознанијата што се потврдуваат и со овие истражувања дека големината на аголот на вештачката подминираниост е директно корелирана со големината на силата на ретенцијата.
4. Со формирањето апроксимални артефицијални водечки површини на ретенционите заби од нанокмпозитни инлеј материјали, создадени се услови за внесување и за вадење на ПСП во единствен правец кој не е перпендикуларен врз оклузалната рамнина што резултира со соодветна големина на ретенционата сила и ги задоволува и другите нејзини очекувани функции.
5. Натомошните истражувања, во наши услови, би требало да продолжат во насока на: значително зголемување на фреквенциите

на појавување на секој потенцијален ретенционен заб одделно и изучување на зависноста и дефинирање на дијаграм на промената на големината на силата на ретенција, во зависност од зголемувањето на аголот на водечките артефициелни површини.

9. БИБЛИОГРАФИЈА

1. Ahmad I, Waters NE. Value of guide planes in partial denture retention. *J Dent* 1992 Feb; 20(1): 59-64.
2. Alfonso C., Toothaker RW., Wright RF., White GS. A technique to create appropriate abutment tooth contours for removable partial dentures. *J Prosthodont* 1999 Dec; 8(4): 273-275.
3. 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.
4. Andrade Tatozzo LS., Chiarello De Mattos Mda G., Faria Ribeiro R., Semprini M. Comparison of retentive systems for composites used as alternatives to porcelain in fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2003 Jan; 89(6): 572-578.
5. Applegate O. C. Essentials of Removable Partial Prosthesis. Philadelphia: W.B. Saunders Co, 1944.
6. Babić B. Klinicka protetika, parcijalna proteza. Dečije novine. Gornji Milanovac, 1990.
7. Barclay CW., Walmsley AD. Fixed and Removable Prosthodontics. Churchill Livingstone, London, 1998.
8. Bates, J. F. Removable Partial Denture Construction. 2nd ed. Littleton, Mass. John Wright & Sons Ltd., 1978.
9. 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.
10. Cameron DA., Lyons MF., Watson IB. The hinge clasp in removable partial denture design. *Dent Update* 1995 Apr; 22(3): 100-102.
11. Chu CH., Chow TW. Esthetic design of removable partial dentures. *Gen Dent* 2003 Jul-Aug; 51(4): 322-324.
12. Cretot M. L'ARCADE DENTAIRE HUMAINE (morfologie). Editions cdp, Paris, 1983.
13. Davenport JC., Basher RM., Heath JR., Ralph JP., Glantz PO., Hammond P. Tooth preparation. *Br Dent J* 2001 Mar 24; 190(6): 288-294.
14. Davenport JC., Hawamdeh K., Harrington E., Wilson HJ. Clasp retention and composites: an abrasion study. *J Dent* 1990 Aug; 18(4): 198-202.
15. Даштевски Бл., Богдановски И. Просторен однос помеѓу франкфуртска хоризонтала и оклузалната рамнина. 1^{ов}. Конгрес на стоматолозите на Македонија, Охрид: Здружение на стоматолози од Македонија. 1994: 82.
16. Даштевски Бл., Богдановски И., Гугучевски Љ. Location of the upper permanent canines. 2nd Congres of the Balkan Stomatological Society. Belgrade: Balkan Stomatological Society. 1997: 90.
17. Даштевски Бл., Гугучевски Љ., Бојаниевска Л., Спировска А. Дефинирањето на положбата на моделот во паралелометар — нулта положба. 3^{ов}. Конгрес на стоматолозите од Македонија со меѓународно учество, Охрид: Здружение на стоматолози од Македонија. 2002: 190-191

18. Dastevski Bl., Dastevska K., Trajkovska I. Symmetry in the field of the upper frontal segment. 5th Congress of the Balkan Stomatological Society. Thessaloniki: Balkan Stomatological Society. 2000: 218.
19. Даштевски Бр. Стоматопротетичка рамнина-антрополошки аспект. Елнат. Куманово, 1994.
20. Даштевски Бр. Употребна вредност на бипуиларната и Камперовата линија при определувањето на ориентационата протетичка рамнина. Докторска дисертација - Универзитет "Кирил и Методиј" - Скопје, 1987.
21. Dastevski Br., Dastevski Bl. Octant in antropometry of the viscerocranium. *Int Dent J.* 1995; 45(5): 309.
22. Demer W. J. An analysis of mesial rest-I-barclasp designs. *J. Prosthet. Dent.* 36: 243-253, 1976.
23. Edelhovff D., Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002 Jun; 22 (3): 241-249.
24. el-Mowafy O., Rubo MH. Resin-bonded fixed partial dentures--a literature review with presentation of a novel approach. *Int J Prosthodont.* 2000 Nov-Dec;13(6): 460-467.
25. Emara RZ., Byrne D., Hussey DL., Claffey N. Efekt of groove placement on the retention/resistance of resin-bonded retainers for maxillary and mandibular sekund molars. *J Prosthet Dent.* 2001 May; 85(5): 472-478.
26. Гугувчевски Љ. Електромиографски аспекти на физиолошкото мирување и интероклузално растојание кај корисниците на тотални протези. (Докторска дисертација) Стоматолошки факултет, Скопје, 1992, 113 стр.
27. Гугувчевски Љ. Оклузија. EIN.SOF. Скопје, 1997.
28. Гугувчевски Н. Љ., Дејаноски К., Велески Љ. Клиника на тотално протезирање. EIN.SOF. Скопје, 2003.
29. Garcia LT, Bohnenkamp DM. The use of composite resin in removable prosthodontics. *Compend Contin Educ Dent.* 2003 Sep; 24(9): 688-690, 692, 694 passim.
30. GLOSSARY OF PROSTHODONTIC TERMS *J Prosthet Dent.* 2005 July; 94(1): 10-92
31. Ivanhoe JR, Koka S. Intraoral recontouring aid. *J Prosthet Dent* 1996 Apr; 75(4): 443-445.
32. James S. Brudvik. *Advanced Removable Partial Dentures.* Quintessence Publishing Co. 1999 Chicago, Berlin, Tokyo, London, Paris, Barcelona, São Paulo, Moscow, Prague, and Warsaw.
33. James S. Brudvik, Aleksander Shor. The milled surfaces as a precision attachment. *Dent Clin N Am* 48: 2004; 685-708.
34. Јанкуловска Е. Анатомија и морфологија на вилиците и забите. Универзитет „Св. Кирил и Методиј“ - Скопје, Стоматолошки факултет, Скопје, 2001.
35. Johnson DL. Adapting a dental surveyor to function in two planes. *J Prosthodont* 1993 Sep; 2(3): 206-210

36. **Juraj K.** Dentalna antropologija. Izdavački zavod Jugoslovenske akademije, Zagreb, 1974.
37. **Kandić M, Nastić M.** Vezni elementi parcijalne proteze. Univerzitet u Beogradu, 1981.
38. **Kawamura M, Koide K, Sato T, Ishii H.** Effect of differences in guide plane configuration on abutment tooth displacement during clasp insertion. *Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi.* 2006 Jan; 50(1): 73-82
39. **Kippax AJ, Shore RC, Basker RM.** Preparation of guide planes using a reciprocating handpiece. *Br Dent J* 1996 Mar; 23; 180(6): 216-220.
40. **Kratochvil, F.J.** Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. *J. Prosthet. Dent.* 13: 114-124, 1963.
41. **Krol, A. J.** RPI clasp retainer and its modification. *Dent. Clin. North. Am.* 17: 631-649, 1973.
42. **Liebenberg WH.** Removable partial denture abutment restoration: a case report illustrating a new direct technique.
43. **Марик Д.** Увод у стоматолошку протетику. Универзитет у Београду, 1971.
44. **Martinović Z, Tihaček-Sojić LJ, Milić A.** Proximal contacts between abutment and artificial teeth of the removable partial denture. 7th Congress of the Balkan Stomatological Society, Kusadasy, 2002.
45. **Marxkors R.** Parcijalna proteza sa livenom bazom. Univerzität Münster, 1984.
46. **Meninig DA.** Removable partial dentures without rests. *J Prosthodont* 1994.
47. **McCarthy MF.** An intraoral surveyor. *J Prosthet Dent* 1989 Apr; 61(4): 462-464.
48. **McCord JF., Grey NJ., Winstanley RB., Johnson A.** A clinical overview of removable prostheses: 1. Factors to consider in planning a removable partial denture. *Dent Update.* 2002 Oct; 29(8): 376-381.
49. **Moschen I, Berger P., Falk M., Horl R., Horle M., Gausch K.** Comparison of resin-bonded prosthesis groove parallelism with the use of four tooth preparation methods.
50. **NaBadalung P. D., Nicholls I. J., Brudvik S. J.** Frictional Resistance of Removable Partial Dentures With Retrofitted Resin Composite Guide Planes. *Int J Prosthodont.* 1997 March-Apr; 10(2): 116-122.
51. **Neill D. J. Walter J D.** Partial dentures. Blackwell, Oxford, 1983.
52. **Pavarina AC., Machado AL., Vergani CE., Giampaolo ET.** Preparation of composite retentive areas for removable partial denture retainers. *J Prosthet Dent.* 2002 Aug; 88(2): 218-220.
53. **Prapotnich R., Domken O.** Impressions in removable partial dentures. *Rev Belge Med Dent.* 2001; 56(3): 204-215.
54. **Proussaefs P., Campagni W., Bernal G., Goodacre C., Kim J.** The effectiveness of auxiliary features on a tooth preparation with inadequate resistance form. *J Prosthet Dent.* 2004 Jan; 91(1): 33-41.
55. **Rodney D. Phoenix, 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, Istanbul, São Paulo, New Delhi, Moscow, Prague, and Warsaw.
56. **Rudd RW., Bange AA., Rudd KD., Montalvo R.** Preparing teeth to receive a removable partial denture. *J Prosthet Dent.* 1999 Nov; 82(5): 536-549.

57. **Rudd RW., Rudd KD.** A review of 243 errors possible during the fabrication of a removable partial denture: part I. *J Prosthet Dent.* 2001 Sep; 86(3): 251-261.
58. **Russel J. Stratton/Frank J. Wiebelt.** *An Atlas of Removable Partial Denture Design.* Quintessence Publishing Co., Inc. 1988 Chicago, London, Berlin, São Paulo, Tokyo, and Hong Kong.
59. **Samet N., Shohat M.** A systematic approach for removable partial denture design. *Refuat Hapeh Vehashinayim.* 2003 Apr; 20(2): 71-76, 83.
60. **Sato Y., Hosokawa R.** Proximal plate in conventional circumferential cast clasp retention. *J Prosth Dent* 2000 Mar; 83 (3) : 319-322.
61. **Sigaroundi K.** Restoring abutment teeth with cast restorations to fit existing removable prosthodontics. *J. Prosth. Dent.* 1985;(5): 628-631.
62. **Stamenković D.** *Dentalni Paralelometar.* Elit-Medicinske komunikacije, Beograd, 1993.
63. **Stamenković D.** Primena paralelometra u planiranju i izradi parcijalne skeletirane proteze, delovi I, II, III i IV. Univerzitet u Beogradu, *Stomatoloski glasnik Srbije*, 1987, 1988, 1989.
64. **Stamenković D., Nastić M.** *Stomatoloska protetika parcijalne proteze.* Zavod za udzbenike, Beograd, 2000.
65. **Stamenković D., Tihaček Lj.** Uloga vodećih površina u retenciji parcijalnih proteza. *Acta stomatologica Croatica*, vol 23, br 1, 49-58. 1989.
66. **Stanjić I., Todorović A.** The influence of materijal abrasion for aesthetics fillings on reduction of retaining force of rpd clasp. 7th Congress of the Balkan Stomatological Society, Kusadasy, 2002.
67. **Stewart K. L., Rudd K. D., Kueber W. A.** *Clinical Removable Partial prosthodontics.* St. Louis: C V Mosby Co, 1983.
68. **Suvin M.** *Djelomična proteza.* Školska knjiga. Zagreb, 1982.
69. **Teubner E., Marinello CP.** Determination of prospective tooth positions by means of model analysis-the Staub Cranial System. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2006; 116(7): 741-758.
70. **Tihaček LJ.** Uloga i značaj vodećih površina retencionih zuba skeletirane proteze, -Magisterski rad- Univerzitet u Beogradu, 1988.
71. **Tihaček Sojić LJ.** *Stomatološka protetika namenski ispuni.* Univerzitet u Beogradu, Nauka, 2000.
72. **Todorović A.** Cad/cam tehnologija u planiranju i izradi skeleta parcijalnih proteza. *Doktorska teza.* Stomatološki fakultet Univerziteta u Beogradu, 2000. Klinika za stomatolosku protetiku.
73. **Thomson H.** *Occlusion.* Wright. Second edition, 1990.
74. **Walls AW., Nohl FS., Wassell RW.** Crowns and other extra-coronal restorations: resin-bonded metal restorations. *Br Dent J.* 2002 Aug 10 ;193(3): 135-138, 141-142.
75. **Wang CH., Wang CC., Lee HE.** Use of silicone template to prepare guide planes for removable partial denture. *Gaoxiong Yi Xue Ke Xue Za Zhi.* 1990 Dec; 6(12): 661-664.
76. **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.
77. **Watt D. M., Mc Gregor A. R.,** *Designing Partial Dentures.* Bristol: Wright, 1984; 55-66.

78. **Wilkes PW., Shillingburg HT Jr., Johnson DL.** Effects of resistance form on attachment strength of resin-retained castings. J Okla Dent Assoc. 2000 Winter; 90(3): 16-20, 22,24-25
79. **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): 85-88.
80. **Wright WE.** Abutment tooth modification for removable partial denture therapy. Compendium. 1989 Jan; 10(1): 40-43, 46-47.
81. **Wulfes H.** Precision Milling and Partial Denture Constructions: A Manual; Modern Design, Efficient production.-1st Edition-Bremen: academia • dental International School BEGO Germany 2004.

АНЕКС

База на податоци

Испитаник	пол	заб	Подминираност			Ретенција	
			Висина	Ширина	Агол/°	0°	2°
мод1 исп4	ж	14	2.18	0.19	6.27	0.00	0.24
		24	2.65	0.57	13.32		
		26	4.27	0.25	4.67		
мод2 исп 5	м	45	7.16	1.66	14.22	0.06	0.63
		35	5.35	0.63	7.98		
		37	4.33	1.41	19.13		
мод3 исп 8	м	43	8.19	2.51	18.15	0.03	0.31
		35	6.26	1	10.30		
		37	4.12	1.12	16.34		
Мод4 исп 5	м	24	5.21	1.41	16.28	0.07	0.56
		14	4.14	1.2	17.28		
		17	5.28	1.31	15.09		
Мод 5 исп	м	45	4.47	0.09	2.50	0.05	
		33	6.11	1.06	11.06		
		37	4.46	2.05	25.68		
Мод 6 исп 6	ж	45	3.77	0.31	6.00	0.05	0.16
		34	4.92	0.23	4.00		
		37	2.66	1.2	25.28		
Мод7 исп17	м	45	6.31	0.7	7.60	0.12	1.00
		35	5.68	1.16	12.73		
		37	3.60	1.35	21.61		
Мод8 исп 19	ж	45	3.43	0.9	5.05	0.06	0.63
		34	3.74	0.84	13.83		
		36	1.92	0.6	18.46		
Мод9 исп11	ж	34	3.69	1.26	19.93	0.12	1.07
		45	4.09	0.32	5.77		
		47	2.66	1.19	25.10		
Мод10 исп15	ж	34	4.36	1.23	16.88	0.08	0.14
		43	3.78	0.04	1.96		
		45	4.62	1.28	16.62		
Мод11 исп16	м	34	8.41	0.82	6.85	0.03	0.28
		33	8.54	1.12	8.72		
		37	2.55	0.51	12.50		

Мод12исп8	ж	45	3.92	0.38	6.82	0.05	0.55
		34	4.57	0.49	7.39		
		37	3.49	1.65	26.29		
Мод13исп12	м	15	4.19	0.36	6.32	0.07	0.30
		23	2.82	0.54	12.04		
		26	3.40	0.88	15.35		
Мод14исп13	м	45	2.87	0.12	3.72	0.03	0.08
		33	3.17	0.53	10.71		
		35	1.80	0.37	12.81		
Мод15исп19	м	46	2.85	0.14	3.62	0.04	0.20
		35	2.44	0.39	10.31		
		37	2.83	0.69	14.86		
Мод16исп9	ж	45	3.47	0.64	11.66	0.10	6.51
		35	5.28	0.49	6.59		
		37	3.33	1.28	22.07		
Мод17исп13	ж	33	6.21	0.57	6.53	0.02	0.27
		45	4.78	0.43	6.43		
		47	3.95	2.03	28.15		
Мод18исп11	м	14	4.80	0.61	8.50	0.03	2.19
		23	4.69	0.49	7.24		
		25	5.28	1.23	14.28		
Мод19исп4	м	12	2.25	0.09	3.62	0.05	0.94
		14	4.25	0.96	13.90		
		17	3.38	0.13	13.90		
Мод20исп16	ж	35	2.72	0.17	4.89	0.00	0.09
		45	3.27	0.43	8.74		
		47	2.21	2.21	0		
Мод21исп18	ж	34	5.43	0.19	3.34	0.02	0.88
		45	5.56	0.18	3.19		
		47	3.17	0.17	4.39		
Мод22исп14	м	44	4.69	0.18	3.53	0.05	2.06
		34	6.66	1.08	10.44		
		36	5.28	1.55	17.48		
Мод23исп12	ж	44	9.94	1.77	11.31	0.01	0.24
		34	6.31	0.16	2.80		
		37	5.57	1.23	13.63		
Мод24исп10	м	13	4.05	0.42	7.20	0.00	0.11
		23	6.14	1.46	14.54		
		26	3.29	0.3	6.50		

Мод28исп18	М	33	4.17	1.05	15.28	0.00	0.19
		43	5.83	0.58	6.96		
		47	5.61	1.13	12.58		
Мод29исп20	Ж	25	6.34	1.33	13.03	0.01	0.22
		13	5.45	0.46	6.12		
		16	5.56	0.97	11.11		
Мод30исп7	Ж	24	2.28	0.01	1.61	0.08	0.92
		14	2.32	0.23	6.94		
		17	2.67	0.58	13.44		
Мод31исп28	М	44	4.79	0.20	3.54	0.11	1.09
		34	6.55	1.07	10.64		
		36	5.28	1.55	17.48		
Мод32исп9	М	35	3.78	0.73	12.13	0.05	0.26
		45	4.49	1.09	14.80		
		47	3.60	1.07	17.67		
Мод33исп25	Ж	44	3.54	0.59	10.68	0.01	0.14
		35	5.09	0.23	3.91		
		37	2.96	0.33	7.63		
Мод34исп10	Ж	44	3.69	0.45	8.21	0.04	0.22
		34	3.45	0.55	10.29		
		37	4.35	0.84	12.13		
Мод35исп23	Ж	24	4.34	0.79	11.53	0.01	0.17
		14	3.40	0.36	7.32		
		16	3.20	0.23	5.41		
Мод36исп7	М	45	5.37	0.76	9.30	0.04	0.34
		34	5.64	0.52	6.55		
		36	3.63	0.81	13.75		
Мод37исп20	М	43	4.07	0.46	7.72	0.05	1.28
		33	3.60	1.33	21.33		
		36	3.14	0.76	14.77		
Мод38исп1	Ж	35	2.31	0.03	2.10	0.03	0.94
		45	4.09	0.7	10.93		
		47	3.86	0.83	13.32		
Мод39исп2	Ж	45	3.58	0.54	9.81	0.02	0.34
		35	2.99	0.2	5.13		
		37	2.74	0.25	6.50		
Мод40исп17	Ж	45	3.37	0.74	13.56	0.00	0.09
		35	4.02	0	0		
		37	3.15	0.43	9.02		

18 исп 14	Ж	24	4.34	0.79	11.44	0.08	0.89
		14	3.50	0.36	7.23		
		16	3.30	0.23	5.44		
19 исп 6	М	23	3.67	0.24	5.05	0.02	0.22
		44	6.27	0.48	5.68		
		47	4.16	0.54	8.65		
15 исп 40	М	43	4.84	0.87	11.40	0.12	2.17
		34	4.54	0.69	9.88		
		37	6.95	2.56	21.28		