



УНИВЕРЗИТЕТ „ГОЦЕ ДЕЛЧЕВ“ - ШТИП

ФАКУЛТЕТ ЗА МЕДИЦИНСКИ НАУКИ

ДЕНТАЛНА МЕДИЦИНА

ШТИП

д-р Ариан Даци, Mr.Sci

**ЕВАЛВАЦИЈА НА ФИЗИЧКИТЕ И МЕХАНИЧКИТЕ КАРАКТЕРИСТИКИ НА
НАДГРАДБИ ИЗРАБОТЕНИ СО CAD/CAM ТЕХНОЛОГИЈА - IN VITRO СТУДИЈА**

-ДОКТОРСКА ДИСЕРТАЦИЈА-

Штип, мај 2023

ЕВАЛВАЦИЈА НА ФИЗИЧКИТЕ И МЕХАНИЧКИТЕ КАРАКТЕРИСТИКИ НА НАДГРАДБИ ИЗРАБОТЕНИ СО CAD/CAM ТЕХНОЛОГИЈА - IN VITRO СТУДИЈА

Интерен ментор: Проф. д-р Цена Димова, редовен професор, Факултет за медицински науки, Универзитет „Гоце Делчев“ во Штип, област Орална хирургија.

Екстерен ментор: Проф. д-р Гордана Ковачевска, редовен професор, Универзитет „Св. Кирил и Методиј“, Стоматолошки факултет- Катедра по стоматолошка протетика, во Скопје.

Членови на комисија за оценка и одбрана

Претседател: Проф. д-р Катерина Златановска, вонреден професор, Факултет за медицински науки Универзитет „Гоце Делчев“ Штип, протетика

Член: Проф. д-р Гордана Ковачевска, редовен професор, екстерен ментор Стоматолошки факултет Универзитет „Св. Кирил и Методиј“ Скопје, протетика

Член: Проф. д-р Цена Димова, редовен професор, интерен ментор, Факултет за медицински науки Универзитет „Гоце Делчев“ Штип, орална хирургија

Член: Проф. д-р Ерол Шабанов, редовен професор, Факултет за медицински науки Универзитет „Гоце Делчев“ Штип, протетика

Член: проф. д-р Весна Коруноска - Стевковска, редовен професор, Стоматолошки факултет Универзитет „Св. Кирил и Методиј“ Скопје, протетика

Научно поле: Базични и клинички истражувања во денталната медицина
Стоматологија (304)

Научна област: Протетика (30407)

Датум на одбрана: 04.07.2023

Датум на промоција: 2023

БЛАГОДАРНИЦИ

Особена благодарност изразувам кон мојот интерен ментор проф. д-р Цена Димова за покажаната безрезервна доверба, добронамерните стручни совети и колегијална поддршка во создавањето и обликувањето на докторскиот труд.

Посебна благодарност изразувам кон екстерниот ментор проф. д-р Гордана Ковачевска, за многу значајната помош со консултации и перманентна логистика во текот на изработката на дисертацијата, но и конкретна реализацијата на истражувањето.

Неизмерна благодарност должам кон проф. д-р Никола Оровчанец за ангажманот во полето на статистичка обработка на податоците. Неговите креативни насоки беа од огромно значење во дизајнирањето, табеларното и графичкото прикажување на добиените резултати. Сето ова придонесе за транспарентно презентирање на резултатите од истражувањето и квалитетна финална реализација на мојот докторат.

Изразувам искрена благодарност на Михаил Ќосев од стоматолошката ординации ПЗУ ординација по општа стоматологија со заботехничка лабораторија Др. Ковачевска - Скопје кој директно ми помогна во конкретната техничката реализација на примероците за in vitro испитувањата.

Изразувам искрена благодарност на проф. д-р Глигорче Вртаноски од Машинскиот факултет при Универзитетот „Св. Кирил и Методиј“ во Скопје за реализација на експерименталните испитувања.

На крај, голема благодарност изразувам кон сите пријатели, колеги и пациенти кои со години верно ме пратеа и ми помогнаа достоинствено да истраам по вистинската патека. Секој од нив на свој начин учествуваа во реализација на докторската дисертација.

СО ПОЧИТ И ПОСВЕТЕНО НА МОЈАТА ФАМИЛИЈА

АВТОРОТ

Рецензирани и објавени трудови (стручни, научни и апликативни) произлезени од истражувањето, печатени во домашни или меѓународни списанија или реферати и презентации од научни собири

Публикување на рецензиран научноистражувачки труд во меѓународно научно списание KNOWLEDGE – International Journal, Vol. 43 (4)

Arian Daci, Gordana Kovacevska, Cena Dimova, Marjan Petkov. (2020). IN-VITRO EVALUATION OF DEPTH READING AND QUALITY OF POST SPACE IN THE ROOT CANAL USING INTRAORAL (IOS) COMPARED TO A LABORATORY SCANNER FOR CAD/CAM POST AND CORE. KNOWLEDGE - International Journal: Vol. 43 No. 4: Knowledge in Practice

Публикување на рецензиран научноистражувачки труд во меѓународно научно списание KNOWLEDGE in Practice – International Journal, Vol. 43 (4)

Arian Daci, Aneta Mijoska, Gordana Kovacevska. (2020). CAD/CAM POST-AND-CORE: DIFFERENT MATERIALS FOR ESTHETIC AND FRACTURE STRENGTH. KNOWLEDGE-International Journal, 43(4), 641–644. Retrieved from <https://ikm.mk/ojs/index.php/kij/article/view/429>

ЕВАЛВАЦИЈА НА ФИЗИЧКИТЕ И МЕХАНИЧКИТЕ КАРАКТЕРИСТИКИ НА НАДГРАДБИ ИЗРАБОТЕНИ СО CAD/CAM ТЕХНОЛОГИЈА - IN VITRO СТУДИЈА

Краток извадок:

Вовед: Во последните години во клинички и лабораториски фази и протоколи за естетска и функционална рехабилитација на преостанати ендодонтско третирани коренски канали е со надградби изработени со имплементирање на нови CAD-CAM-технологии и материјали. Но, податоците за физичките и механичките карактеристики на надградби изработени со дигитални и CAD/CAM технологии, се недоволни.

Цел: Целта на оваа in vitro студија беше да се евалуираат физичките карактеристики со дигиталното отчитување на длабочината и квалитетот на препарираниот простор за колчето од надградбата во коренскиот канал користејќи интра орален скенер (ИОС) споредено со дигитален отпечаток добиен со скенирање на конвенционален отпечаток со лабораториски скенер (ЛС). Исто така, да се евалуираат и компарираат механичките карактеристики на надградби изработени со CAD/CAM технологија од: ПММА, Zirconia и PEEK блокови.

Материјали и методи: За евалуацијата на физички карактеристики беше изработен референтен мастер-модел, мандибуларен фабрички модел (Study Model KaVoTM). Забите: 33, 35 и 37 се испрепарира коронарниот дел 2mm над гингивалниот дел и се испрепарира еден канал со должина од 12mm и пречник на ширината на влезот на просторот од колчето од 1.4mm на заб 33, еден канал со должина од 6mm и пречник на ширината на влезот на просторот од колчето од 1.2mm на заб 35, и два канали со должина од 8 и 10mm и пречник на ширината на влезот на просторот од колчињата од 1.6mm на заб 37. Потоа, со скенирање со 3-Д оптички лабораториски скенер (NeWay, Open Technologies, Rezzato, Italy), конектиран со компјутерски софтвер (Exocad) и Medit i500 интраорален скенер (ИОС) опремен со најновата верзија на софтвер, се зема дигитален отпечаток. Податоците од двете скенирања во форма на STL-фајл се суперпонираа и се изврши димензионална анализа на должината и ширината на просторот за колчиња со дигитална алатка шублер.

Од мастер референтниот модел се изврши земање на конвенционален отпечаток, кој се скенира со 3-Д оптички лабораториски скенер и medit интра орален скенер (ИОС). Дигиталниот отпечаток во форма на stl фајл се префли во Dental CAD софтверот на EXOCAD, како втор виртуелен работен модел за изработка и истражување на физичките карактеристики на надградбите.

За евалуација и компарација на механичките карактеристики во трите групи се изработија по 36 надградби (по 12 примероци од секоја испитувана група) CAD/CAM надградби од ПММА, Zirconia и PEEK блокови. Примероците од трите групи се испитуваа на универзална тестирачка машина (Schimadzu AGS-X), поврзана и управувана со компјутерски софтвер за тестирање материјали (Trapezium X, Version 1.1.5), на кој се регистрираат сите податоци и се пресметува отпорноста на свиткување и модулот на еластичност. По поединечното поставување на колчињата со различни димензии, ударниот клип се движи рамномерно 5 mm/min до моментот на кршење на примерокот. Моментот на фрактура е кога аплицираната сила паѓа на нула. Испитувањето на отпорноста на фрактура/кршење се изврши на 36 надградби поставени на основата мастер модел со поставена изрежана надградба. Ударниот клип, при Тестот за цврстина на кршење, се движи рамномерно со брзина 1 mm/min и тестот се смета за завршен кога доаѓа до кршење на надградбата. Податоците се регистрираат и софтверот автоматски ја пресметува отпорноста на свиткување, модулот на еластичност, кривите на напонот и оптоварувањето на примерокот, заедно со максималната аплицирана сила, што претставува сила на кршење.

Статистичката анализа на податоците беше изведена со статистички програм STATISTICA 7.1.

Резултати: Врз основа на рангирањето на резултатите од отчитување на длабочината и ширината на просторот за колче од модел и отпечаток во подгрупите 33, 35 и 37, скениран со интра орален скенер (ИОС) значајно е поголема од длабочината и ширината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС). Резултатите од евалуацијата на механичките карактеристики за сила на свиткување и за сила на фрактура за помеѓу трите подгрупи (33 & 35 & 37) на

колчиња направени од ПММА, Zirconia и PEEK материјали, постои значајна разлика во силата на свиткување и силата на фрактура.

Заклучок: Отчитување на длабочината и ширината на просторот за колче модел и отпечаток во подгрупите 33, 35 и 37, скениран со интра орален скенер (ИОС) за значајно е поголема од длабочината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС). Со напредокот на CAD/CAM, дигиталните технологии и новите ПММА, Zirconia и PEEK материјали со високи естетски и механички особини може да се изработат индивидуални естетски едноделни надградби со максимална прецизност, се намалуваат клиничките и лабораториските фази за рехабилитација и се постигнува поголемо задоволство кај пациентите.

Клучни зборови: надградби, ПММА, Zirconia, PEEK, скенери, димензионална прецизност, сила на свиткување, модул на еластичност и сила на фрактура.

EVALUATION OF THE PHYSICAL AND MECHANICAL CHARACTERISTICS OF POST AND CORE MADE WITH CAD/CAM TECHNOLOGY - IN VITRO STUDY

Abstract:

Introduction: In recent years, clinical and laboratory phases and protocols for aesthetic and functional rehabilitation of remaining endodontically treated root canals have been upgraded by implementing new CAD-CAM technologies and materials. However, data on the physical and mechanical characteristics of restorations made with digital and CAD/CAM technologies are insufficient.

Aim: The purpose of this in vitro study was to evaluate the physical characteristics with digital readout of the depth and quality of the prepared space for the abutment post in the root canal using an intra oral scanner (IOS) compared to a digital impression obtained by scanning a conventional impression with a laboratory scanner (LS). Also, to evaluate and compare the mechanical characteristics of restorations made with CAD/CAM technology from: PMMA, Zirconia and PEEK blocks.

Material and method: For the evaluation of physical characteristics, a reference master model, mandibular factory model (Study Model KaVo™) was made. The coronal part of the teeth no. 33, 35 and 37 is prepared 2mm above the gingival border, one canal with a length of 12mm and a diameter of the width of the post entry space of 1.4mm is prepared on tooth 33, one canal with a length of 6mm and a diameter of the width of the post entry space 1.2mm on tooth 35, and two canals with a length of 8 and 10mm of the width of the post entry space width diameter of 1.6mm on tooth 37. Then, by scanning with a 3-D optical laboratory scanner (NeWay, Open Technologies, Rezzato, Italy), connected with computer software (Exocad) and Medit i500 intraoral scanner (IOS) equipped with the latest software version, a digital impression of the post space is taken. The data from the two scans in STL file form were superimposed and a dimensional analysis of the length and width of the post space was performed with a digital caliper tool.

A conventional impression was taken from the master reference model, which was scanned with a 3-D optical laboratory scanner and a medit intra oral scanner (IOS). The

digital impression in the form of an stl file is transferred to EXOCAD's Dental CAD software, as a second virtual working model for making and exploring the physical characteristics of the posts.

For the evaluation and comparison of the mechanical characteristics in the three groups, 36 CAD/CAM posts from PMMA, Zirconia and PEEK blocks were made (12 samples from each examined group). The samples from the three groups were tested on a universal testing machine (Schimadzu AGS-X), connected, and controlled by computer software for materials testing (Trapezium X, Version 1.1.5), which records all data and calculates bending resistance and modulus of elasticity.

After placing the posts of different dimensions one by one, the impact piston moves uniformly at 5 mm/min, until the moment of breaking the sample. The moment of fracture is when the applied force drops to zero. Fracture resistance testing was performed on 36 posts placed on a master model base with a cut out post in place. The impact piston, in the Breaking Strength Test, moves uniformly at a speed of 1 mm/min and the test is considered complete when the superstructure breaks. The data is recorded, and the software automatically calculates the bending resistance, modulus of elasticity, stress and load curves of the sample, together with the maximum applied force, which represents the breaking force.

The statistical analysis of the data was performed with the statistical program STATISTICA 7.1.

Results: Based on the ranking of the results of reading the depth and width of the post space from the model and impression in subgroups 33, 35 and 37, scanned with the intra oral scanner (IOS) the depth and width of the post space is significantly higher than scanned with a laboratory scanner (LS). The results of the evaluation of mechanical characteristics shows that there is a significant difference in bending strength and fracture strength between the three subgroups (33 & 35 & 37) of posts made of PMMA, Zirconia and PEEK materials.

Conclusions: Readings of the depth and the width of different model and impression for post entry space readings in subgroups 33, 35 and 37 scanned with an intra oral scanner (IOS) were significantly greater than the post entry space depth scanned with a laboratory

scanner (LS). With the advancement of CAD/CAM, digital technologies and new PMMA, Zirconia and PEEK materials with high aesthetic and mechanical properties, individual aesthetic one-piece restorations can be produced with maximum precision, reducing clinical and laboratory stages for rehabilitation and achieving greater patient satisfaction.

Keywords: post and core, PMMA resin, Zirconia, PEEK, scanners, dimensional accuracy, bending strength, modulus of elasticity and fracture strength.

СОДРЖИНА

1. ВОВЕД.....	1
2. ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРАТА.....	6
3. ЦЕЛИ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО.....	28
4. МЕТОДИ НА ИСТРАЖУВАЧКА РАБОТА.....	30
5. РЕЗУЛТАТИ.....	56
5.1. Резултати од Група 1- ПММА акрилатен материјал.....	56
5.2. Резултати од Група 2 - Zirconia керамички материјал.....	88
5.3. Резултати од Група 3- поли (етер-етер-кетон) (PEEK) модифициран полимер.....	120
6. ДИСКУСИЈА.....	160
7. ЗАКЛУЧОЦИ.....	179
8. ДОДАТОК.....	184
8.1. Користени кратенки.....	184
9. КОРИСТЕНА ЛИТЕРАТУРА (REFERENCES).....	185

1. ВОВЕД

Во секојдневната клиничка практика често среќаваме пациенти кои имаат преостанати, кариозно деструирани или фрактурирани ендодонтско третираните заби кои што имаат изгубена односно значајно намалена коронарна забна структура, неопходна за ретенција на идната дефинитивна реставрација (Ziebert, 1989). Пациентите кои немаат средства или не сакаат нивните радикали да се екстрахираат и да се заменат со протетички или импланто-протетички третман, сакаат да имаат поедноставен и помалку инвазивен третман за реставрирање на радикалите како носачи на фиксни надоместоци. Ендодонтски третираните заби покажуваат поголем ризик кон фрактури отколку виталните заби. Во случај на недоволна структура на забите, на тие заби често им се потребни надградби како основа конечната реставрација. Надградбата ја штити преостанатата структура на забот и обезбедува враќање на неговата функција (William C., 2005).

Надградбите како реставрации првпат биле воведени во стоматологијата од таткото на модерната стоматологија Пјер Фуше (Pierre Fauchard), во форма на златни и сребрени столпчиња во текот на 18 век. Тие овозможиле замена на забните коронки што недостасувале во комбинација со порцелански коронки. Првата комбинирана порцеланска коронка со колче била воведена во стоматологијата од американски стоматолог Џ. М. Ричмонд (C. M. Richmond) (1835–1902) и е наречена Ричмонд коронка (Andrew IS., 2007).

Интраканалниот третман на коренот на забот и изборот на колче за надградбата се доминантни фактори за одржување на структурата на коронарно ниво, понатамошна реставрација на забот и долгорочниот клинички успех на ендодонтски третираните заби (Fernandes et al., 2020).

Од раните 1900-ти до раните 1970-ти, материјалот за ендодонтско полнење на избор биле сребрени колчиња, самостојно или во комбинација со гутаперка (ГП). Како резултат на нивната ригидност тие лесно се поставувале во коренските канали (Tomov et al., 2013).

Претпротетичката подготовка на корените на ендодонтско третираните заби, може да се изврши со конвенционална техника на директен или индиректен

(лабораториски) метод за изработка на различни видови надградби класифицирани во две главни категории: индивидуални леани метални надградби и префабрикувани колчиња: метални, керамички или фибер колчиња. Овие можности за претпротетичка подготовка на коренските канали во клиничката практика имаат свои предности и недостатоци. Индивидуалните леани метални надградби се традиционален избор на третман индициран кај случаи со широки, некружни или канали со екстреман коницитет каде што не може да се постават цилиндрични префабрикувани колчиња со кои не се постигнува соодветна адаптација на колчето во каналот. Традиционалниот начин на третман кој преку фазата на цементирање на колчето во каналот, овозможува силна врска за конечна фикснопротетичка реставрација. Реставрацијата на ендодонтски третирани предни заби со употреба на леана метална надградба како основата на сите керамички коронки обично резултира со слаб естетски исход (Ковачевска, 1994).

Наспроти нив, посовремените префабрикуваните фибер колчиња имаат променливи нијанси приближни до бојата на забите, подобрени механички својства и подобра биокомпатибилност (Ковачевска, 2016; Даци, 2014). Нивен главен недостаток е што дијаметрите на колчињата не можат да се прилагодат на индивидуалниот дизајн на препарираниот простор за колчето во каналот.

Воведувањето и еволуцијата на computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) технологијата во денталната медицина донесе нов концепт на третман и изработка на протетички надоместоци. Голем број категории на материјали се достапни за изработка на CAD/CAM реставрации кои покажаа предвидливост и долговечност. Овие материјали вклучуваат естетска и висока цврстина на керамиката, композитни смоли и нанокерамика за дефинитивни и привремени протетички реставрации кои нудат леснотија на ракување и сјајна завршна обработка на површината. Секоја категорија материјали има уникатни карактеристики дизајнирани за специфични клинички апликации. Постојаното унапредување на компјутерски помогнатата технологија во денталната медицина овозможи развој на повеќе CAD/CAM и ‘рапидно прототипирање’ или RP комерцијални системи за изработка на протетички надоместоци. Заедничко за сите досегашни системи е скенирање на клиничките податоци и дигитално дизајнирање

на протетичките надоместоци, а самата изработка на надоместоците може да е со CNC режење, целосно RP (3-Д принтање) или 3-Д принтање на восочен или акрилатен надоместок кој се користи за фазата проба и вложување и леене следено од конвенционална постапка за изработка на надоместоците (Abduo et al., 2014; Fasbinder et al., 2012).

Компјутерски помогната технологија е област во денталната медицина која ги користи компјутерските можности и софтверските алгоритми за дизајнирање и изработка на разни типови на дентални реставрации. Оваа технологија може да вклучи адитивно изработување (additive manufacturing), како рапидно прототипирање (RP), или субтрактивна изработка, како компјутеризирано нумеричко контролирано (CNC) режење.

Адитивното изработување или 3- димензионално (3-Д) принтање користи слики од дигитален фајл за креирање на објект со наслојување на слоеви од избраниот материјал. При субтрактивната изработка, со CNC режењето се креира објект со материјализирање на слики од дигитален фајл, преку машинско сечење и режење на блоковите од одреден материјал, за добивање на зададената геометрија (Denis Roberto et al., 2017; Dankwort et al., 2004).

Синџирот на процеси за компјутерски потпомогната (CAD) и компјутерско потпомогнато производство (CAM) за протетички реставрации започнува со отпечаток на клиничката состојба. За таа цел, може да се користи или екстраорална дигитализација на гипсени модели или интраорална дигитализација. И покрај зголемената употреба на системи за дигитализирање на забите, има само неколку студии за нивната точност.

Денес, земањето на дигитален интраорален отпечаток со користење на интраорален скенер (ИОС) и изработката на протетички надоместоци со CAD/CAM технологија се почесто се применуваат во денталната практика. Ниту еден систем во моментот не ги регистрира податоците директно во усната шуплина и не изработува протетички надоместоци користејќи ги сите достапни материјали и техники. Тоа е нов револуционен метод на изработка на надградби.

Во последните години реставрирањето на преостанати ендодонтско третирани коренски канали е со надградби изработени со имплементирање на новите технологии и материјали во клиничките и лабораториските фази и протоколи за естетска и функционална рехабилитација со технологијата за компјутерски потпомогнато дизајнирање/компјутерски потпомогнато изработување (CAD/CAM) технологија.

Авторите Liu et al., 2010; Campanella et al., 2019, користејќи го овој метод, прикажуваат случај каде колчето и забното трупче (коронарниот дел) попрецизно се вклопуваат во подготвениот канален простор отколку префабрикуваните надградби, и како резултат на дизајнот на режаната надградба (колче и забно трупче) во еден дел со соодветни димензии допринесуваат за зајакната врска.

Од овие причини, предмет на истражувањето во докторската дисертација се одредени квантитативни и квалитативни испитувања за евалуација на физичките (димензионалната точност и прецизност) и механичките карактеристики на CAD/CAM надградби. Во денталната литература сè уште нема студија која ги испитува и компарира овие карактеристики на CAD/CAM надградби изработени со различни материјали и методи на земање на отпечаток за нивна изработка. Во докторскиот труд ќе дадеме детален осврт на целокупната постапка во клиничките и лабораториски фази за изработка на CAD/CAM надградби, од земање на дигитални или конвенционални отпечатоци до готова надградба, вклучувајќи го секако како неопходно и почетното потребно клиничко планирање, припрема на преостанатиот ендодонтско третиран корен за рехабилитирање.

Во докторскиот труд ќе дадеме детален осврт на целокупната постапка во клиничките и лабораториски фази за изработка на CAD/CAM надградби, од земање на дигитални или конвенционални отпечатоци до готова надградба, вклучувајќи го секако како неопходно и почетното потребно клиничко планирање, припрема на преостанатиот ендодонтско третиран радикал за рехабилитирање.

Во дигиталната и мануелната изработка на надградбите акцент ќе дадеме и на поодделните фази за изработка применети во забнотехничка лабораторија. Токму поради тоа целосно и релевантно ќе ги разработиме CAD/CAM надградби од

сите аспекти со што ќе ја заокруживме поставената теза. Правилната нејзина примена во клиничката пракса ни гарантира предвидливост за трајноста, издржливоста и стабилноста на надградбите и фиксните протетички надоместоци.

Придонес во разрешување на ваквите проблеми ќе направиме со компарација со разни други видови надградби изработени од: ПММА акрилатен материјал со CAD/CAM технологија; Zirconia керамички материјал со CAD/CAM технологија и модифициран полимер-поли (етер-етер-кетон) (PEEK) блок со CAD/CAM технологија. Во контекст на тоа намерата ни е да прикажеме какви се разликите и успешноста во протетичка рехабилитација.

2. ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРАТА

Литературните податоци за оваа проблематика беа добиени со пребарувањето на базите на податоци кои имаат оригинални трудови, ревијални прегледи и епидемиолошки студии изведени во европските држави и светот, објавени на англиски јазик во базите на Scopus, Google Scholar и Pubmed во последните 15 години. Пребарувањето се изведе според клучните зборови: надградба, CAD/CAM, интраорален скенер, фрактура, прецизност, ПММА, Zirconia керамички материјал, поли (етер-етер-кетон) (PEEK) модифициран полимер и др.

Во практиката, многу често се среќаваме со проблемот на беззабни простори како последица на мултипли екстракции на фрактурирани или кариозно деструирани заби, што резултира во нарушување на оклузалната хармонија и промени во стоматогнатиот систем. Уште во минатото се јавила идејата преостанатите корени да се надградат така што тие во забната низа ќе функционираат како природен надоместок и база за коронарна реставрација, при што во историјатот на надградбите на коренските канали, со текот на времето, претрпени се промени во основата на материјалите како и различни модификации за финална изработка. Примарната цел на надградбите е да се задржи основата на материјалот во централната оск на забот како јадро кај ендодонтски третирани коренски канали кои имаат голема загуба на коронарната структура. Рехабилитацијата на ендодонтско третирани заби/радикси во денталната медицина не е новитет, напротив таа е присутна од многу одамна и има долги историски ретроспективи. Потрагата по рехабилитација на фрактурирани ендодонско третирани заби во XX век уште повеќе ја заинтригирало човештвото кога клиничарите се обиделе да надоместат изгубени заби користејќи различни материјали.

Според Suvin и Kosovel, 1988, во основата на оваа концепција била изработка на вештачки коронки што се ретинирале во коренските канали.

Изборот на реставративна процедура за надградба на ендодонтски третирани заби, може да биде успешна само кога изборот на материјалот и

техниката најдобро одговараат на потребите на индивидуалната клиничка дијагноза особено кога потребите на поединечниот заб се вклопуваат во намената за севкупна протетичка реконструкција.

Поволниот исход за ендодонтски третирани заби реставрирани со канални надградби поврзано со факторите кои ја детерминираат одлуката за изработка, според авторот Fernandes (2003), зависи од широк спектар на фактори, како што се: материјал за изработка на надградба и дизајн на истата, материјал за забно трупче, висина на носачот на забно трупче и количина на преостаната коронарна површина на забот.

Треба да се има во предвид, кога се анализираат забите за надградба, дека постоењето на т.н. “ferule effect” е особено важно за долгорочен успех на каналните надградби. Феруле ефект, според авторот Richard (2002) се дефинира како вертикална димензија на забната структура во сооднос со гингивалниот аспект на преостанатата коронка. Овој ефект додава одредено задржување на колчето преку стабилизација и првенствено обезбедува форма за отпор на коронката (Machado, 2017), со што се подобрува долговечноста на истата. Покрај овие податоци, не треба да се занемари и препораката дека вкупната должината на надградба во коренскиот канал не треба да поминува 2/3 од должината на каналот (Richard T., 2008; Angélica M., 2017).

Металната надградба преставува избор на третман со надградба каде преку индивидуален дизајн со помош на директна техника за изработка на акрилатен модел за надградба со користење на материјал од автополимеризираща акрилна смола, следува изработка во лабораторијата со користење на легура на основен метал од злато, никел-хром, сребрени легури и слично. Литературни податоци од авторите Albers (1993) и Carossa et al.(2001) укажуваат дека леаните надградби од метал може да се изработат индиректно во забнотехничка лабораторија, со земање на отпечаток од подготвениот канал со употреба на еластичен отпечаточен материјал, или преку директна интраорална техника за изработка на акрилатен модел за надградба. Со текот на времето, поради нивната зачестена употреба, авторите Calva et al., (2020) смета дека леаните метални надградби станале

своевиден стандард во протетичката рехабилитација поради нивната долга и успешна клиничка историја. Според него, тие покажале висока стапка на успех, најдобро се прилагодуваат према форма на округли канали и не се јавува проблемот на поврзување на колчето со забното трупче, бидејќи е изработено од еден дел.

Индивидуално леаните метални надградби вообичаено одговараат на подготвениот простор за колчето и коронарниот дел од надградбата. Сепак, испитувањата во голем број трудови покажале дека преносот на оклузалните сили низ металното јадро ги фокусира напрегањата на одредени региони на коренот, предизвикувајќи можности за фрактура на коренот. Реставрацијата на ендодонтски третирани предни заби со употреба на леана метална надградба како основата на сите керамички коронки обично резултира со слаб естетски исход како резултат на просирноста на керамиката. Леана метална надградба може обично се користи во случаи кога дебелината на коронката е поголема од 1,6mm.

Фабричките метални колчиња чие производство започнало во 80-тите години од минатиот век како алтернатива на леаните надградби, покажале најголема ригидност и најголем степен на неуспех поради недостатокот на добра дистрибуција на оклузалниот стрес кон коренот на забот, без разлика дали се цементираны со систем на пасивна ретенција или активно навртување, односно дали се изработени од челик или титаниум (Alharbi et al., 2014). Овие можности за претпротетичко протетичката подготовка на радикаите во клиничката практика имаат свои предности и недостатоци.

Истражувањата на авторите Sadek et al., (2007) и Plotino et al., (2007) презентирале дека префабрикуваните фибер колчиња имаат променливи нијанси, подобрени механички својства и подобра биокompatibilност. Главен недостаток е што нивните дијаметри не можат да се прилагодат на индивидуалниот дизајн на препарираниот простор за колчето во каналот. Индивидуалните надградби се индицирани кај случаи со широки, некружни или канали со екстремно коницитет каде што не може да се постават цилиндрични префабрикувани колчиња со кои не

се постигнува соодветна адаптација на колчето во каналот (Bittner et al., 2010; Plasmans et al., 1986).

Интересен литературен податок ни прикажува авторот Bessone (2010) кој вели дека за време на сите функции во оралната празнина се создаваат оклузални оптоварувања на забите, каде просечната максимална оклузална загризна сила кај човекот е измерена 569 N во предниот регион и 911 N во задниот регион. Овие сили се потенцијална причина за деформации во стоматолошките реставрации поради димензионалните промени во должините или волумените, што треба да се има во предвид при протетичките реконструкции.

Историјатот на користење на епоксидни, смолести фибер надградби во коренските канали започнува во 1983 година со Lovell (1983) и продолжува со Duret-Rayno (1996), кој во 1988 година го измислил системот Composipost® кој вклучува јаглородни влакна во матрица од епоксидна смола. Надградби со јаглородни влакна беа воведени за да се намали стапката на неуспех на системите на надградување на ендодонтски реставрирани заби.

Понатаму развојот продолжува преку изработка на надградби од кварц и стаклени влакна вградени во матрица од смола, кои се развиени за да се одговори на исполнување на естетските барања за колче и приближување на модулот на еластичноста до вредноста на дентинот. Разликата во модулот на еластичност е можеби најважната алка при правењето на корелација меѓу метални и фибер надградби, констатирал авторот Martins (2021) во својот труд.

Понатаму, студијата на авторот Wang (2019) се заклучува дека надградбите со фибер смолести влакна покажуваат повисоки среднорочни стапки од 3 до 7 години на вкупно преживување подолго отколку металните, кога се користат за реставрација на ендодонтски третирани заби со преостанати помалку од два коронарни зида.

Во таа смисла авторите Utpa et al., (2015) ги компарираат клиничките и радиографските податоци за металните и фибер колчиња од аспект на неуспех и заклучуваат дека фиберглас колчињата имаат подобар успех, подобра

биокомпатибилност, можност за репарација, адаптивна боја и флексибилност со високо статистичка предност од $p < 0.01$.

Во клиничка ретроспективна студија спроведена во период од 4 години, од страна на Ferrari (1997) се испитани 200 пациенти од кои сто (група 1) се реставрирани со фибер надградби (Composipost®, Aestheti Post®, Aestheti Post Plus), а останатите сто (група 2) со леани надградби и метал-керамички коронки. Контролните прегледи се одвивале според нивните индивидуални потреби по 6 месеци, 1, 2 и 4 години. На секој преглед се правени рендгенски снимки. Следниве критериуми биле земени предвид како параметри: реставрација *in situ*, нема дебондирање на колчето, нема фрактура на колче или корен. Во групата 1 се забележани 95 успешни третмани, 3 пациенти не дошле на преглед и 2 пациенти имале неуспех во форма на ендодонтски компликации. Во групата 2 се забележани 84 успешни третмани, 9 фрактури на коренот, 3 периапикални ендодонтски лезии, 2 дислокации на колчето и 2 пациенти не дошле на контролен преглед.

Разликите меѓу двете групи се статистички значајни. Благодарение на оваа студија, исто така беше можно да се забележи дека фрактурите на коренот во случај на леани надградби не се поправаат, додека оние во случај на реставрација со надградби од фибер влакна сè уште може да се поправат.

Алтернативи на неметални надградби продолжиле да се изнаоѓаат, вклучувајќи ја керамиката (бела керамика од циркониум оксид) и колчиња од смолно модифициран композит зајакнат со стаклени влакна.

Фибер-стаклено зајакнатите колчиња како алтернатива на крутоста на цирконијата, можат да се сретнат како префабрикувани или индивидуални. Префабрикувани се направени од однапред истегнати силинизирани стаклени или кварцни влакна, ограничени со метакрилат или епоксиден полимер, со висок степен на конверзија и високо вкрстено поврзана структура што ги спојува влакната.

Предложени се различни дизајни на индивидуални системи, како што е оној составен од повеќекратни независни паралелно врзани влакна, засилени со смола, кои се поставуваат и адаптираат во внатрешноста на каналот, а потоа дополнуваат со смолест цемент. Бидејќи се составени од повеќе тенки

столпчиња на влакнести надградби, нивната адаптација во ослабените канали може да се подобри преку зајакнување на коренот и прилагодувајќи на формата на каналот бидејќи има еластичност и потоа се полимеризира. Затоа, теоретски, можноста за уредување на влакната во похомоген начин во внатрешноста на каналот во овие системи со индивидуално поврзани влакна ја подобрува адаптацијата на постот и затоа би се очекувало подобро однесување на јачината на врзувањето. Во push-out тестот на авторот Alves, (2002) се заклучува дека фибер смолестите влакна во сноп, се особено поволни за потенки и потесни коренски канали. Надградбите направени од фибер влакна всушност се произведени од претходно растегнати влакна импрегнирани во матрица од смола.

Влакната можат да бидат од јаглерод, стакло/силика и кварц, додека епоксидот и бис-ГМА се најшироко користените бази на смола. Но, неодамна беше откриено дека се водат студии и за полиимидот како можен материјал за основата од влакна по смола како замена за конвенционалните материјали.

Надградбите од циркониум оксид имаат висока јачина на свиткување, биокомпатибилни се и отпорни на корозија. Недостаток е дека циркониумските надградби се крути, со модул на еластичност повисок од дентинот и нерѓосувачкиот челик и тешко се отстрануваат од каналот ако има потреба за повторно лекување.

Како заклучок, студијата на авторот Novais (2016) покажала дека структурните карактеристиките значително влијаат на механичките својства на фибер колчињата. Јачината на свиткување е во директна корелација со односот влакно/матрица, додека флексуралниот модул е во обратна корелација со бројот на влакна на mm^2 од должината на надградбата. Структурни дефекти како меурчиња и дисконтинуитети долж интерфејсот помеѓу матрицата и влакната влијаат на јакоста на свиткување на надградбите. Модулот на свиткување и јакоста на свиткување не се засегнати од разликите во дијаметарот на влакната во FRC колчињата.

Појавата на меурчиња и празни простори на интерфејсот помеѓу дентинот и реставративниот материјал или пак на интерфејсот на надградбата и реставративниот материјал е возможна поради недостаток на полнител или поради

контракција при полимеризација. Vichy et al., (2002) известија дека главните причини за формирање празнини биле вискозноста на реставративниот материјал, структурата на коренскиот канал и методот на инсталација на надградбата.

Од 1980-тите, компјутерски потпомогнато дизајнирање/компјутерски потпомогнато производствената (CAD/CAM) технологија е употребена за да се намалат трошоците за забнотехничка изработка, да се обезбеди единствен квалитет на материјалите и да се развијат стандардизирани производни процеси преку имплементација на автоматизација. Во последниве години, CAD/CAM процесите исто така се применуваат на реставративна стоматологија, што резултира со значителен напредок. Овие подобрувања и дозволија на CAD/CAM технологијата да се примени на различни дентални дисциплини, вклучувајќи изработката на индиректни стоматолошки реставрации. За ова причина, постои голем интерес за истражување и развој на материјали кои можат да се користат во примената на CAD/CAM во стоматологијата. Еволуцијата на CAD/CAM системите е речиси експоненцијално поттикната од континуираното зголемување на компјутерската моќ и развојот на попрецизни единици за аквизиција, односно збир на податоци, како и машините за режење. Во денешно време, системот E4D (D4D Technologies) е способен да создаде слика без употреба на прашок од титаниум/цирковиум диоксид.

Адаптација на надградбата во коренскиот канал, прилагодувајќи се на индивидуалните карактеристики авторот Budrias (2001) во својот труд го презентира како уште еден важен момент во вкупниот биомеханички потенцијал на колчето. Во таа смисла, новите техники на компјутерските дизајни и изработки за прв пат се воведени од авторот Mormann, (2006) со така наречен CEREC систем, кој за прв пат ја отвара вратата кон овие технолошки напредоци.

Потребата за изнаоѓање на материјали кои се прилагодуваат на специфичните барања за коренско канална надградба и овозможуваат физиолошка стрес дистрибуција долж каналот во ситуација на повеќеаголни и неуниформни сили е клинички оправдана.

Авторот Оуар (2014), потенцира дека микрофрактурата на цементот, дислокацијата на надградбата и фрактурата на забите се поврзани со механичките својства и деформитетите на надградбите заедно со реставрациите.

CAD/CAM-фабрикуваните колчиња ги комбинираат предностите на традиционалните прилагодени надградби и префабрикуваните надградби од стаклено зајакнати фибер надградби. Направени со овој систем, имаат прецизно прилагодување во каналот, покажуваат висока естетика и предност да може да се користат во случаи каде што нема доволно коронарен дел поддржувајќи обемни протетички реставрации.

Во истражувањата на авторите Andreiotelli et al., (2013) се укажува дека технологијата за дизајн и компјутерски потпомогнато производство (CAD/CAM) продолжува рапидно да се развива во денталната медицина. Во статијата даваат преглед на оперативните компоненти и методологии што се користат со некои од CAD/CAM системи. Исто така дискутираат за идните трендови. Авторите потврдуваат дека овие системи покажуваат големо ветување, а квалитетот на перформансите дека варира меѓу системите. Исто така, укажуваат дека ниту еден единствен систем не стекнува податоци директно во усната шуплина и не произведува реставрации користејќи ги сите достапни материјали. Тие укажуваат дека понатамошните рафинирања на овие CAD/CAM технологии може да ги зголемат нивните можности, но за ефективна употреба ќе биде потребна дополнителна специјална обука. Употребата на компјутерски поддржан дизајн и компјутерски поддржана изработка овозможува изработка на надградба од еден дел, намалувајќи ја површината на контакт помеѓу колчето и смолесто-комполитниот материјал за коронарниот дел од забното трупче намалувајќи ги шансите за структурен неуспех на материјалот преку контролиран процес на режење на блокот од хомоген материјал.

Изворите на грешки, како што се деформациите на отпечатоците, волуметриските модификации на материјалот или несовершеностите на лиење кои се и специфични за традиционалната изработка на огноотпорни лиени материјали, едноставно исчезнуваат. Сепак, се појавуваат и други предизвици, а тие се главно

поврзани со дизајнот на софтверот, вештините на операторот и технологиите за режење. Еден од најважните предизвици со кои CAD/CAM технологијата се соочува денес во стоматолозијата е способноста за генерирање реставрации кои успешно се интегрираат естетски, функционално и биолошки не само со постоечката дентиција туку и со целиот систем на зглобови, мускули и заби кои го сочинуваат стоматогнатскиот систем.

Резултатите од студијата на Almutairi, (2020), покажаа дека надградбите почесто се користат во максилата отколку во мандибулата, со значајно намален интензитет кај канините, што во некоја рака ја покажува неподготвеноста на стоматолозите да се соочат со деструирани заби на аголот од забниот лак. Овие резултати поддржуваат некои од претходно објавените наоди од Japan et al., (2004) и Al-Namad et al., (2006), дека најчесто реставрираните заби со колче биле заби во максиларниот лак.

Објавени се неколку техники кои ги зајакнуваат ендодонтски третираните заби со CAD/CAM надградби, вклучувајќи директни и индиректни методи. Цирконија, композитна смола и хибридна керамика биле најчесто користени материјали.

Примената на цирконијата е воведена во раните 1990-ти и моментално е најцврстата керамика достапна за стоматолошка употреба. Тие се наведени како тетрагонални поликристали на цирконија стабилизирани со итриум (Y-TZP), содржат циркониум оксид (94,9%) и итриум оксид (5,1%). Кога е подложена на стрес, тетрагоналната кристална фаза на Y-TZP се трансформира во моноклинична фаза, со поврзано волуметриско проширување од 3–5%. Ова создава внатрешни напрегања кои се спротивставуваат на отворањето на пукнатините кои вообичаено доведуваат до фрактура на традиционалната керамика. Тие исто така поседуваат висока цврстина на свиткување слична на онаа на металните колчиња (900 MPa). Нивниот висок модул на еластичност ја прави помала веројатноста за адхезивен неуспех за време на цвакањето и дозволува поконзервативна подготовка на коренскиот канал, со што се намалуваат шансите за фрактура на коренот. Употребата на цирконија како материјал за изработка на надградби започнала во

1993 г. Како што е наведено во различни извештаи, оваа техника обезбедува колче и забно трупче со поголема цврстина, максимална приспособливост на каналот и соодветна естетика (Rosenblum et al., 1997; Meyenberg et al., 1995).

Целосно керамичката реставрација со коронка над керамичка надградба е ветувачки начин на третман за естетска реставрација на сериозно оштетени предни заби. Употребата на CAD/CAM техника за изработка на оклузален контакт целосно во високоцврста цирконска керамика ја намалува можноста за неуспех на реставрацијата поради фрактура, а за реставрација на предни заби обезбедува одлични естетски својства (Thilla_ et al., 2011).

Во прилог на тоа одат и испитувањата од страна на авторите Malathi et al., (2010), кои надградбите ги сметаат за третман на избор за обновување на сериозно оштетените ендодонтско третирани заби. Авторите истакнуваат дека критичка контрола на ендодонтските материјали во короналната третина на каналот и пулпната комора е од суштинско значење за да се задржи нејзината боја и проѕирност. Дополнително на ова, емитирањето на оптичките карактеристики на коронката се отежнува со употреба на метални надградби. Во студијата ја анализираше и споредувале јачината на фрактура на традиционалните колчиња од стаклени влакна со надградби од циркониум оксид изработени со употреба на CAD CAM технологија и за реставрација препорачаат надградби од циркониум оксид за предните и задните заби бидејќи имаат висока отпорност на фрактура.

Авторите Lee et al., (2014), во својата студија опишуваат техника за надминување на ограничувањата на стоматолошките скенери при сликање на просторот за колче со користење на едно фибер колче засилено со влакна и дизајн со помош на компјутер и технологија за производство со помош на компјутер (CAD/CAM), со што се елиминира потребата за „Скенирај колче“ со основниот модул за надградба во CAD софтверот. Оваа техника произведува анатомски правилно забно трупче и обезбедува правилна дебелина на реставрацијата на коронката.

Kumar и Patil (2012) публикуваат клинички извештај во кој го прикажуваат методот на искористување на присилна ортодонтска ерупција како алтернатива на

пародонталната хирургија. Компјутерски потпомогнат дизајн и компјутерски потпомогната техника за производство (CAD/CAM) се користени за реконструкција на десен максиларен централен инцизив со комплетно деструирана коронка под ниво на гингивата. Извршена е естетска рехабилитација со примена на мултидисциплинарен пристап, односно конвенционален ендодонтски третман проследен со ортодонтско истиснување и финална реставрација со помош на CAD-CAM и едноделно режана надградба и коронка од цирконија. По завршувањето на процедурата, периапикалните радиографија направени во период на следење од 3 месеци покажале дека колчето и коронарниот дел од забното трупче останале добро прилагодени на просторот за колче и дека има целосно заздравување на периапикалната лезија. Авторите користејќи го овој метод заклучиле дека се добива прецизно вклопување на надградбата, оваа техника може да обезбеди целосна естетска рехабилитација на тешко деструирани заби без да ја попречува биолошката ширина и на тој начин има подобра прогноза. Бидејќи CAD/CAM и циркониумската технологија се релативно нови ера на стоматологијата, тие може да претрпат еволутивни промени во блиска иднина.

Одредувањето на нивото на механичките карактеристики на денталните материјали е од големо значење во реконструктивната стоматологија.

Појдовна основа за успешна протетичка рехабилитација е обезбедување на биомеханика на протетичкиот надоместок, односно одредување на јачината и правецот на дејствување на силите кои настануваат во тек на нормалната физиолошка активност во новонастанатите услови. Воспоставување на рамнотежа помеѓу дејството на цвакалните сили, фикснопротетичкиот надоместок, надградбата и пародонциумот.

Дали некоја сила ќе биде причина за неуспех на претпротетичката и протетичката зависи од повеќе фактори, имено од интензитетот на силата на притисок, траењето на силата, правецот на делување, како и точката на нејзино делување.

Авторите Bhaktikamala et al. (2022) го истражувале ефектот на различни материјали за изработка на колчето од надградбата и приспособливоста врз

отпорноста на фрактури и начинот на фрактура на ендодонтски третираните заби. Анатомски прилагодените групи на колчиња покажале статистички значајна поголема отпорност на фрактура од префабрикуваните групи колчиња и групата С без колчиња ($P < 0,05$).

Assif et al., (1993) in vitro го проучуваат влијанието на дизајнот на колчето врз отпорноста на фрактура на ендодонтско третираните премолари реставрирани со лиени коронки. Експерименталниот модел користел леани надградби за да го тестира ефектот на дизајнот на колчето во системот/моделот колче-забно трупче со идентична ригидност. Резултатите од испитувањето на примероците со машина за тестирање Instron до неуспех укажуваат дека дизајнот на колчето не влијаел на отпорноста на фрактура на ендодонтски третираните премолари реставрирани со целосно лиени коронки. Исто така, немаше статистички значајна разлика помеѓу реставрираните заби со или без леани надградби.

Како ветувачки сигурен метод за изработка на надградби Leandro et al., (2014), дизајнирале надградби со CEREC систем CAD/CAM технологија. Податоците ги обработиле со CAD/CAM Inlab 4.2 софтвер (Sirona Dental Company, Bensheim Germany), создавајќи 3D дигитален модел добиен од отпечатокот со помош на алатката Toggle Impression Scan.11. На 3-Д дигитален модел надградбата ја дизајнирале виртуелно со Inlab SW 4.2 софтвер (Sirona Dental Company).

Begüm A., Turgut G. (2002) во својот труд ги анализира можностите за употреба на материјалот полиетеретеркетон (PEEK) во медицината поради блискиот модул на еластичност со природната коска. Па така освен во хируршките гранки, индикациите во стоматологијата се однесуваат на широки можности: импланти, протези, ортодонтски жици, абатменти и канални надградби, но материјалот не поседува способност за осеоинтеграција и тоа е една од ретките недостатоци во досегашните испитувања. Полиетеретеркетон (PEEK) е соединение составено од етер и кетонска група и поседува одлични сеопфатни перформанси. Најновите трудови во литературата поддржуваат употреба на PEEK и при CAD-CAM процедурите.

Анализата на резултатите кои ги добил авторот Nahar (2020) во врска со 4 испитувани материјали за надградба: стаклено-зајакнат композит (fiber-reinforced composite, FRC), јаглородно зајакнат полиетеретеркетон (carbon fiber-reinforced polyetheretherketone, CFR-PEEK), стаклено зајакнат полиетеретеркетон (glass fiber reinforced polyetheretherketone GFR-PEEK) and polyetherketoneketone (PEKK) и композитна смола (composite resin core) резултира со податоци каде стресот забележан во дентинот, кога се користеше CFR-PEEK постот е помал во споредба со FRC надградбата. Надградбите пак од PEEK и PFM покажаа сличен ефект кај дентинот при генерирање на стрес.

Според досегашните наоди, објавени во трудот на Yu (1994) надградбите од стаклено зајакнат полиетеретеркетон (glass fiber reinforced polyetheretherketone GFR-PEEK) и polyetherketoneketone (PEKK) ја намалуваат можноста за вертикална фрактура.

Tekin et al. (2020) поставиле за цел да го споредат стресот на материјалот кој се генерира по употребата на полиетеретеркетон со низок модул на еластичност (PEEK) како коренско-канална надградба и коронка наспроти надградба од материјал од фибер зајакнати стаклени влакна и метал керамичка коронка, со помош на метод на анализа на конечни елементи. Анализата покажала дека употребата на PEEK како материјал ги намалила вредностите на стрес-напрегањето во моделите на колчето, цементот и јадрото, при што немало некоја значајна промена во моделите. Употребата на композитната реставрација со PEEK надградба ги намалило вредностите на стрес-напрегањето во дентинот, колчето и композитното јадро, а ги зголемило вредностите на стрес на материјалот помеѓу цементот и коренот на забот.

Својствата на PEEK (низок модул на еластичност и висока отпорност на фрактура) го прават како валиден материјал за изработка на колче и коронарен дел од надградба и претставува ветувачки материјал за стоматолошки апликации (Ping et al., 2020; Aline et al., 2022).

Во својот труд објавен како пилот студија си поставува за цел да ја евалуира фрактурната отпорност и неуспехот на индивидуално направени (CAD/CAM)

колчиња, изработени со композитен материјал со зајакнати влакна и полимер со висока густина. Користени се 30 ендодонтски третирани втори премолари, евалуирани преку СЕМ микроскоп, група 1. fiber posts (Rely X, 3M-ESPE) со коронарен дел од композит (Filtek Bulk Fill Posterior, 3M-ESPE) како контролна група; група 2. (BLC): излеана надградба во еден дел од композитни блокчиња со зајакнати влакна (Trilog, Bioloren); група 3. (AMC): излеана надградба во еден дел од хибридни керамички дискови (Ambarino, Creamed). Сите се цементираны со самоадхезивен смолест цемент (Rely X U200, 3M ESPE).

Сите проценувани системи прикажале доволно добри просечни вредности при оптоварување до моментот на појава на дефект. CAD/CAM надградбите направени од полимер со висока густина покажале подобри перформанси од префабрикуваните фибер колчиња (Rita et al., 2019).

Авторите Nurit B. et al. (2010) го проучувале влијанието на едноделните режани циркониумски надградби како естетски метод при протетичка реставрација со керамички коронки. Идејата за нивното ин витро испитување била затоа што дотогаш, димензионалното вклопување и издржливоста на колчињата и забното трупче од 1 парче цирконија не биле утврдени. Посебна поента на оваа студија била да се процени точноста на вклопувањето на колчињата и коронарниот дел/забното трупче и да се спореди јакоста на смолкнување со други колчиња-и-коронарни системи. Испитувањето го извршиле на осумдесет и пет максиларни централни инцизиви и канини ендодонтско третирани и поделени во 5 групи (n=17) и тоа: лиено колче и забно трупче од злато (Au) како контрола, во 1-дел режано циркониумско колче и забно трупче (Zr), префабрикувано колче од цирконија со термички пресувано керамичко забно трупче (Zr/Cer), колче од титаниум и забно трупче од композитна смола (Ti) и комбинирано фибер/цирконија колче со забно трупче од композитна смола (Fiber/Zr). Колчињата и забните трупчиња ги цементирале со двојно-полимеризирачки композитен смолен цемент (Multilink). За секој примерок изработиле коронки од цирконија, цементираны и натоварени до неуспех. При оптоварувањата забележани се фрактури и дефекти како начин на неуспех. Фрактуратите биле споредувани со линеарен модел. Разликите во просечното растојание на маргиналната празнина помеѓу примероците на надградби со колче-

и-забно трупче и прилагодените колчиња и забни трупчиња од режана цирконија ги анализирале со парен t тест. Резултатите покажале значајна разлика во растојанието на маргиналната празнина на групата Zr ($P < .001$), во споредба со растојанието на маргиналната празнина на моделите на акрилатна смола. Просечните оптоварувања до неуспехот биле најголеми за групата Fiber/Zr во споредба со наранчаните колчиња и забни трупчиња од режана цирконија ($P < .001$). Авторите заклучиле дека сите испитувани системи покажале доволни средни вредности од оптоварување до дефект за реставрација на предните заби, вклучувајќи го неодамна развиените режани циркониумски надградби од 1-парче колче и забно трупче.

Денес со примената на дигиталните и CAD/CAM технологии рехабилитирањето на ендодонтски третирани радикакси со CAD/CAM надградби како претпротетичка рехабилитација на деструираната или фрактурирана коронарна забна супстанција е еден од највозбудливите и најбрзо растечките реконструктивни аспекти на денталната пракса.

Авторите Denis et al. (2018) го опишуваат рехабилитирањето на горен максиларен втор премолар со изработка на естетска CAD-CAM надградба добиена со скенирање на директен отпечаток од поливинил силоксан, а добиениот дигитален модел изрежан од префабрикуван акрилатен блок исполнет со наночестички/нанокластер (Lava Ultimate; 3M Dental Products). Методот заштедил време и ја подобрил ефикасноста на работниот тек во споредба со техниката на директна изработка на акрилатен модел за надградба. Авторите заклучиле дека употребата на CAD-CAM технологија и акрилатни блокови со наночестички резултирал со функционална и естетска надградба.

Причината за фрактури на колчето и забното трупче од надградбите е мултифакторијална. Авторите Alp et al. (2018) прават компарација на отпорноста на свиткување, отпорноста на ударна сила и на модулот на еластичност на ПММА акрилати за CAD/CAM надградби.

Сите три испитувани параметри покажуваат подобри резултати кај CAD/CAM групите, што може да се припише на единствениот начин на изработка на CAD/CAM ПММА материјалот (полимеризација на висока температура и притисок).

Дополнителни информации за механичките својства на акрилатните материјали дава и тестот за отпорност на кршење (fracture toughness test).

Во неодамна објавената студија на Steinmassl et al. (2018) се прикажани испитувањата на отпорноста на фрактури и модулот на еластичност на CAD/CAM акрилати за надградби. Иако сите CAD/CAM акрилатните примероци покажуваат повисок модул на еластичност од контролните групи, само две групи на CAD/CAM акрилатни примероци покажуваат поголема отпорност на кршење, односно ширењето на предетерминираната пукнатина оди побавно при апликација на сила. Овие резултати не одат во прилог на тврдењето за генерално подобрени механички карактеристики на сите материјали за изработка на дигитални и CAD/CAM надградби.

Денталните цемента се дизајнирани да ги задржат реставрациите, надградбите и врската со коренскиот канал за долготрајна употреба во оралната средина. Конвенционалните цемента од стаклено-јономерите и цинк фосфатите се меѓу најпопуларните материјали за цементирање на метални реставрации и надградби, додека цементите базирани на смола се претпочитаат за естетски апликации. Успешното цементирање на естетските реставрации во голема мера зависи од соодветниот третман и нанесувањето на силан на внатрешната површина на реставрацијата.

Се советува да се користи самонагризувачка техника со смолесто модифицирани самоврзувачки цемента како функционално-естетско решение за цементирање на современите фибер колчиња, стаклено зајакнати колчиња или едноделни компјутерски режани надградби, се вели во трудот на Pegoraro и Carvalho (2019).

Еден од предизвиците со кои се соочуваме се однесува и на врската помеѓу колчето и дентинот. Од тој аспект, целта на трудот на авторот Ubaldini (2019), била да се истражи врската помеѓу физичко-хемиските интеракции на цементите со

смола со каналниот дентин и задржувањето на фибер-влакната во коренските канали на колчиња или едноделни компјутерски режани надградби. Користени се самоадхезивни и тотално-нагризувачки техники за претретман на колчињата, а како метод е користен е pull-out метод, додека резултатите се добиени преку Raman спектроскопија. Заклучокот наведува дека претретманот игра позитивна улога во зголемување на врската меѓу колчето и дентинот.

Двојноврзувачките смолести цементи применети со самоадхезивна техника на цементирање на колчето се супериорни во однос на другите цементирачки системи и можности, при што познавајќи ги понудените можности, стоматологот треба да ја одбере најадекватната варијанта, се вели во трудот на Almohareb (2017).

Авторите Ghorab et al. (2021) укажуваат на резултатите од добиените SEM набљудувања кои покажале дека зголемување на грубоста на површината и изложеноста на надградбата со стаклени влакна доведува до поголема микромеханичка и хемиска адхезија помеѓу смолестиот цемент и фибер надградбата.

Дигиталната стоматологија е развиена за да се зголеми прецизноста и да се забрза процесот на производство. Токму затоа Mangano et al. (2017), анализирале и објавиле ревијален труд во кој заклучокот вели дека оптичките отпечатоци ја намалуваат непријатноста кај пациентот, временски се ефикасни, ги поедноставуваат клиничките процедури за стоматологот елиминирајќи ги моделите од гипс и овозможувајќи подобра комуникација со забниот техничар и со пациентите. Тековните IOS-системи се доволно прецизни за земање на дигитални отпечатоци за изработка на цела серија на протетички реставрации и на природни заби и на импланти, можат да се користат за дизајн на насмевка, изработка на надградби, фикснопротетички надоместоци (фасети, коронки и мостови), мобилни протетички надоместоци (парцијални и тотални протези), протетички супраструктури, оптуратори, оклузални вметнувачи и др.

Rudolph et al. (2016) во својата студија вршеле споредба на прецизноста на различните системи за интраорално и екстраорално дигитализирање за

денталната CAD/CAM технологија. Синџирот на процеси за компјутерски потпомогната (CAD) и компјутерско потпомогнато производство (CAM) за протетички реставрации започнува со отпечаток на клиничката состојба. За таа цел, може да се користи или екстраорална дигитализација на гипсени модели или интраорална дигитализација. И покрај зголемената употреба на системи за дигитализирање на забите, има само неколку студии за нивната точност. Во 2019 година, Campanella et al. (2019) презентирале случај на прилагодување на CAD-CAM надградби изработени врз основа на дизајнирање со интраорално скенирање и режење од метален блок. CAD/CAM надградбите со оваа применета техника, со употреба на интраорален скенер (IOS) за пост-ендодонтска рехабилитација може да доведат до побрза и поефикасна прилагодена реализација.

Antonio et al. (2020) преку приказ на случај на пациент, користеле интраорално скенирање за изработка на CAD/CAM надградба на ендодонтски третиран долен прв премолар. Авторите овој клинички протокол го реализирале на претходни *in vitro* експерименти кои ја потврдиле способноста на 3shape Trios скенерот да го отчитува просторот за колче до 9 mm во длабочина. Дигиталната техника им овозможила да ја конвертираат конкавната површина на коренскиот канал во конвексна површина на колчето и да се реализира анатомска надградба што ја подобрува биомеханиката на ендодонтски третираниот заб намалувајќи ја можноста за фрактури на коренот. Тие заклучиле дека употребата на интраорален дигитален скенер претставува можност за лекарот бидејќи го забрзува производството на анатомски надградби и фиксни протетички реставрации. Исто така, земањето отпечаток со интраорална камера и компјутерско режење на надградбата на ендодонтски третираниот долен прв премолар, допринесува меѓупросторот помеѓу надградбата и дентинот да биде многу мал, со што се намалува влијанието на цементот како поврзувачки фактор и вака изработена индивидуална надградба ја смета за супериорна.

Авторите Coutinho et al. (2020) направиле стратегија за пребарување во MEDLINE/PubMed, Scopus и Google Scholar со клучни зборови: интраорални скенери, точност, апликации, стоматологија, при што добиле 395 написи. По рачно пребарување, идентификувале вкупно 415 написи. По извршената анализа

избрале, сумирале и дискутирале 30 написи кои ги исполнувале критериумите за избор. Како заклучок во рамките на овој преглед, пријавените литератури покажале дека дигиталните интра-орални отпечатоци претставиле достигнување во денталната медицина, бидејќи тие го намалуваат времето што се бара за клиничките процедури со подобра комуникација со техничарот и пациентот.

Тековните интраорални скенери (ИОС) се доволно точни за земање на отпечатоци за изработка на сите видови протетички реставрации на природните заби и импланти. Како додаток, тие можат да се користат за дизајнирање насмевки и за изработка на надградби, парцијални протези што можат да се отстранат, обтуратори, ортодонтски алајнери и др. Употребата на ИОС при реставрации со долг распон на природни заби или импланти е сè уште предизвик.

Дополнително, позицијата на камерата за време на скенирањето и бројот на скенирани слики влијаат на точноста на примероците.

Инциденцата на радиографијата во секојдневната стоматолошка пракса е многу висока. Од тие причини, радиграфското разликување на материјалите е неопходно поради различните материјали кои се употребуваат како канални надградби. Керамиката инфилтрирана со полимер која се користи при CAD/CAM системите во трудот на Erzurumlu et al. (2021) е прикажана како прилично радиолуцентна, особено важно при ревизији и планирање на реконструкции, но генерално не е специфицирано колкава треба да е радиолуцентноста кај компјутерско дизајнираните надоместоци.

Од страна на авторите Ruthcunas et al. (2017) поврзано со точноста на апаратурата за дигитална експресија во стоматологијата, се анализирани и сумирани податоци поврзани со влијанието на растојанието и аголноста помеѓу имплантите, длабочината на поставување, типот на скенер, стратегијата за скенирање, карактеристиките на скенерот и референтниот скенер, искуството на операторот итн. Овој ревијален труд смета дека податоците се сеуште недоволни и како такви потребна им е повисока релевантност и уште анализи кои недостасуваат.

Бројот на клинички студии за точноста на отпечатоците од дигиталните имплантанти е мал.

Така, влијанието на различни фактори, како што се патеката за скенирање или скенираното тело, не може да се идентификува. Сепак, се покажа дека точноста на неодамнешните ИОС за отпечатоци од дигитални имплантанти кај пациенти е клинички прифатлива. Сепак, грешката при преносот сè уште треба да се земе предвид при изработка на надградби со CAD-CAM методологија потенцираат Schmidt et al. (2022) во анализата на 8 релевантни труда од оваа проблематика.

Интересни се податоците од Hayama et al. (2018) каде прикажуваат дека дигиталните отпечатоци имаат супериорна вистинитост (54–108 μm), но помала прецизност (100–121 μm) во споредба со конвенционалните отпечатоци (вистинитост 122–157 μm , прецизност 52–119 μm). Поголемата глава на скенерот за интраорално скенирање покажа подобра вистинитост и прецизност од помалата глава и во просек бараше помалку скенирани слики од дигиталните отпечатоци од помалата глава ($p < 0,05$). На мапата во боја, при читање на дистрибуцијата на отстапување, постои тенденција да се разликуваат конвенционалните и дигиталните отпечатоци.

Во студијата направена од Raul et al. (2022) е установено дека интраоралните скенери (IOS) достигнале точка каде што нивното влијание во стоматолошката ординација не може да се негира. Растојанието помеѓу врвот на IOS и препаратот може да има импликации врз точноста на дигиталниот модел. Целта на оваа студија била да се проценат разликите во точноста помеѓу дигиталните отпечатоци во сценариото на различни растојанија на скенирање. Биле извршени 20 последователни скенови на пет однапред одредени растојанија: 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm и 23 mm од еден оператор. Растојанието на скенирање од 10 mm покажало најдобра точност со вкупна вредност на вистинитост од 23,05 μm и прецизна вредност од 4,2 μm . Извлечениот заклучок бил дека зголемените растојанија на скенирање може да ја намалат точноста на дигиталниот отпечаток.

Според трудот објавен од Lee (2014) изработувањето на надградба и коронка на ендодонтски третиран заб со големо губење на структура од коронката на забот

е комплицирано, тешко и одзема многу време. Овој напис опишува 2 техники за изработка на анатомска керамичка надградба и коронка со соодветна дебелина со употреба на интраорален дигитален скенер и компјутерски потпомогната технологија за производство и технологија на брзо прототипирање.

Spitznagel et al., (2018) се авторитети кои потврдуваат дека постигнувањата во компјутерски потпомогнатиот дизајн (CAD) и компјутерско потпомогнато производство (CAM) технологии и леснотијата на нивна примена овозможуваат развој на нови концепти на третман за модерната дентална медицина. Апликациите за CAD/CAM нудат стандардизиран процес на производство, што резултира во сигурен, предвидлив и економичен проток на работа за индивидуални и сложени реставрации поддржани од забите. CAD/CAM технологијата има предности, вклучувајќи дигитални отпечатоци и модели и употреба на виртуелни артикулатори.

Сепак, имплементацијата на оваа технологија сè уште се смета за скапа и бара високо обучен персонал. Во моментов, софтверот за дизајн има повеќе апликации. Прецизноста на производството за реставрација може подобро да се постигне со апарати за режење со 5 оски.

Во рамките на прегледот на објавената литература Takeuchi et al. (2018) истакнуваат дека во текот на последната деценија, интраоралните скенери за земање дигитални отпечатоци значително се подобрија, го намалуваат потребното време и ја поедноставуваат клиничката процедура со подобра комуникација со техничарот и пациентот.

Анализата на досега објавените истражувања и неуниформните резултати и заклучоци кои произлегуваат од нив ја наметнаа потребата за понатамошни испитувања на техниките и материјалите за нивна изработка. Очекуваме да добиеме точни и релевантни податоци кои навистина би ги поткрепиле високите очекувања од дигиталните и CAD/CAM технологии за изработка на надградби од различни материјали.

Објавените податоци за CAD/CAM надградбите се сеуште недоволни и ограничени. Постои и разновидност во мислењата во достапната литература за физичките и механичките карактеристики на CAD/CAM надградбите. Токму затоа

потребни се дополнителни студии за да се испита долгорочниот исход од овој третман што ни претставуваше предизвик за изработка на докторската дисертација. Со компаративна анализа на техниките и материјалите за нивна изработка очекуваме да добиеме точни и релевантни податоци за физичките и механичките карактеристики на просторот за колче и надградбите.

3. ЦЕЛИ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО

Современите трендови на научно истражување ја актуелизираат важноста за претпротетичка рехабилитација на преостанати ендодонтско третирани радикали со CAD/CAM надградби како носачи на фиксни надоместоци. Имајќи ги во предвид нашите досегашни сознанија за можностите за нивна клиничка и лабораториска изработка, стекнатото клиничко искуство, како и врз база на досегашните поединечни истражувања, во очекување на клинички студии на подолг период, *in vitro* студиите за биомеханичките испитувања на нови материјали и техники се потребни за првична потврда на тврдењата на производителите на дентални материјали и технологии.

Предмет на истражувањата во докторската дисертација се испитување на физичките (димензионална стабилност и прецизност на колчето и коронарниот дел од надградбата) и механичките карактеристики на надградби изработени со CAD/CAM технологија.

За реализирање на овој интерес, дефинирани се целите на нашето испитување:

1. Испитување и компарација на физичките карактеристики (димензионалната стабилност и прецизност на колчето):

А. Дигиталното отчитување на длабочината и квалитетот на препарираниот простор за колчето од надградбата во коренскиот канал од CAD/CAM изработени надградби користејќи интра орален скенер (ИОС)

Б. Дигиталното отчитување на длабочината и квалитетот на препарираниот простор за колчето од надградбата во коренскиот канал споредено со дигитален отпечаток добиен со скенирање на конвенционален отпечаток со лабораториски скенер (ЛС).

2. Испитување и компарација на механичките карактеристики на надградби изработени со CAD/CAM технологија од: ПММА акрилатен материјал, Zirconia керамички материјал и модифициран полимер-поли (етер-етер-кетон) (PEEK) блок:

- A. Мерење и компарација на отпорноста на свиткување (flexural strength)
- Б. Мерење и компарација на модулот на еластичност (flexural modulus)
- В. Мерење и компарација на цврстина на кршење (fracture toughness) и
- Г. Испитување на корелацијата помеѓу различните механички карактеристики мерени кај трите испитувани групи.

Поради недостаток на резултати за физичките и механичките карактеристики на надградби изработени со дигитални и CAD/CAM технологии, хипотезите во оваа студија се поставени како нулта хипотези. Во согласност со целите на истражувањето поставени се следните хипотези:

Хипотеза 1. Не постои статистички значајна разлика во димензионалната стабилност и прецизност на колчето (дигиталното отчитување на длабочината и квалитетот на препарираниот простор за колчето од надградбата во коренскиот канал) од CAD/CAM изработени надградби користејќи интра орален скенер (ИОС) споредено со дигитален отпечаток добиен со скенирање на конвенционален отпечаток со лабораториски скенер;

Хипотеза 2. Не постои статистички значајна разлика во отпорноста на свиткување (flexural strength) на надградби изработени од ПММА акрилатен материјал со CAD/CAM технологија помеѓу трите подгрупи (33, 35, 37);

Хипотеза 3. Не постои статистички значајна разлика на модулот на еластичност (flexural modulus) на надградби изработени од Zirconia керамички материјал со CAD/CAM технологија помеѓу трите подгрупи (33, 35, 37);

Хипотеза 4. Не постои статистички значајна разлика на цврстина на кршење (fracture toughness) на надградби изработени од модифициран полимер-поли (етер-етер-кетон) (PEEK) блок со CAD/CAM технологија помеѓу трите подгрупи (33, 35, 37).

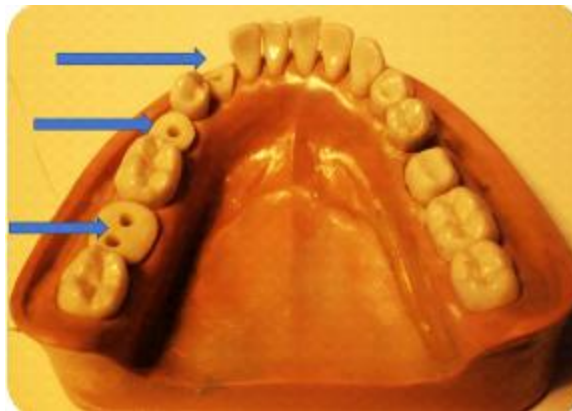
4. МЕТОДИ НА ИСТРАЖУВАЧКА РАБОТА

Оваа in-vitro студија беше спроведена на Универзитетскиот Стоматолошки Клинички Центар „Св. Пантелејмон“ во Скопје. Сите примероци на CAD/CAM надградби беа припремени во забнотехничката лабораторија при ПЗУ Др. Ковачевска во Скопје. Испитувањата на физичките и механичките карактеристики на ПММА акрилатните материјали беа направени на Машинскиот факултет при Универзитетот „Св. Кирил и Методиј“ во Скопје.

4.1. Материјали и метод за испитување на физички карактеристики – димензионална стабилност и прецизност на колчето (дигиталното отчитување на длабочината и квалитетот на препарираниот простор за колчето од надградбата во коренскиот канал), од CAD/CAM изработени надградби користејќи интра орален скенер (ИОС) споредено со дигитален отпечаток добиен со скенирање на конвенционален отпечаток со лабораториски скенер (ЛС).

4.1.1. Изработка на мастер референтен модел

За изработка на референтниот мастер-модел, користевме мандибуларен фабрички модел (Study Model KaVo™), со подвижни акрилатни заби. На забите: 37, 35 и 33 го пресековме коронарниот дел 2mm над гингивалниот дел. Потоа, со борер за препарирање/подготовка во коренскиот дел на подвижните забни трупчиња испрепарираме еден канал со должина од 12mm и пречник на ширината на влезот на просторот од колчето од 1.4mm на заб 33, еден канал со должина од 6mm и пречник на ширината на влезот на просторот од колчето од 1.2mm на заб 35, и два канали со должина од 8 и 10mm и пречник на ширината на влезот на просторот од колчињата од 1.6mm на заб 37 (сл. 1).



Слика 1. Референтниот мастер-модел за изработка на надградби со CAD/CAM технологија

Figure 1. The reference master model for the production of restorations with CAD/CAM technology

ПРОТОКОЛ ЗА ИЗРАБОТКА ВО ЗАБНОТЕХНИЧКА ЛАБОРАТОРИЈА

За да направиме компјутерско дизајнирање користевме: интраорален и лабораториски скенер, компјутер, Scan и CAD (computer aided designing) софтвер. По подготовката на просторот за колчиња од надградбите, на мастер моделот со препарирани простори за колчиња на 33, 35 и 37 подвижните забни трупчиња, пристапиме кон скенирање со 3-Д оптички лабораториски скенер (NeWay, Open Technologies, Rezzato, Italy), конектиран со компјутерски софтвер (Exocad) (сл. 2).



Слика 2. Мастер модел и скенирање со 3-Д оптички лабораториски скенер (NeWay, Open Technologies, Rezzato, Italy)

Figure 2. Master model and scan with a 3-D optical laboratory scanner (NeWay, Open Technologies, Rezzato, Italy)

Според наводите на производителот, прецизноста на скенерот е до 2 μm , а резолуцијата 5 μm .

Со оваа постапка изработивме виртуелен работен модел за изработка и истражување на физичките карактеристики на надградбите (сл. 3).

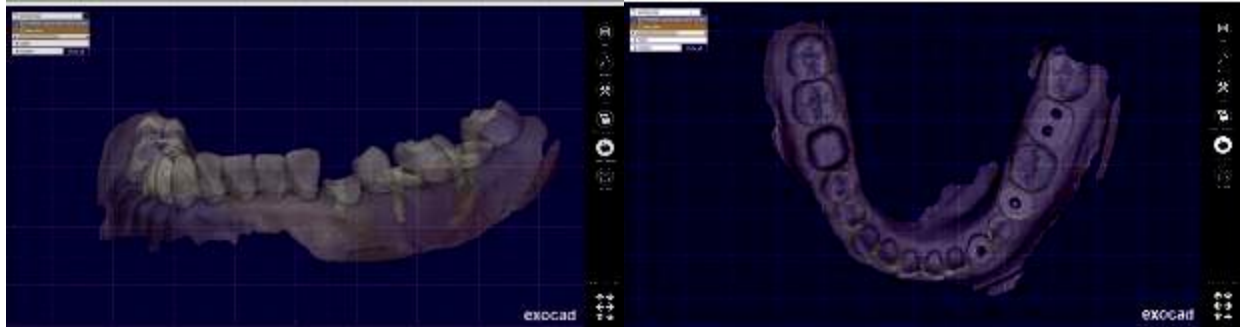


Слика 3. Виртуелен работен модел добиен со скенирање со 3-Д оптички лабораториски скенер
Figure 3. A virtual working model obtained by scanning with a 3-D optical laboratory scanner

Потоа, со користење на Medit i500 интраорален скенер (ИОС) опремен со најновата верзија на софтвер, со скенирање на испрепарираниот мастер модел зедовме дигитален отпечаток (сл. 4). Со оваа постапка изработивме втор виртуелен работен модел за изработка и истражување на физичките карактеристики на надградбите (сл. 5).



Слика 4. Постапка на скенирање со Medit i500 интра орален скенер (ИОС)
Figure 4. Scanning procedure with Medit i500 intra oral scanner (IOS)



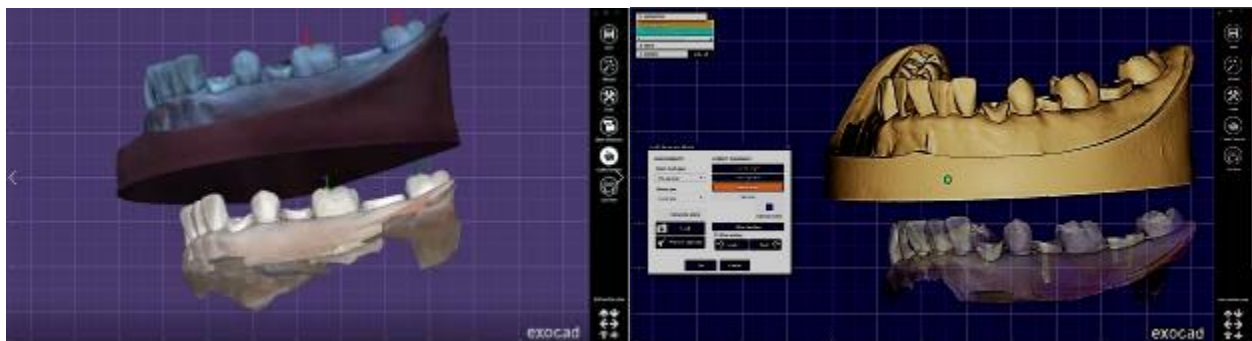
Слика 5. Виртуелен работен модел добиен со скенирање со интра орален скенер
Figure 5. A virtual working model obtained by scanning with an intra oral scanner

Дигиталниот отпечаток во форма на stl фајл го префрливме во Dental CAD софтверот на EXOCAD (сл. 6).



Слика 6. Дигиталниот отпечаток во форма на stl фајл
Figure 6. The digital print in the form of an stl file

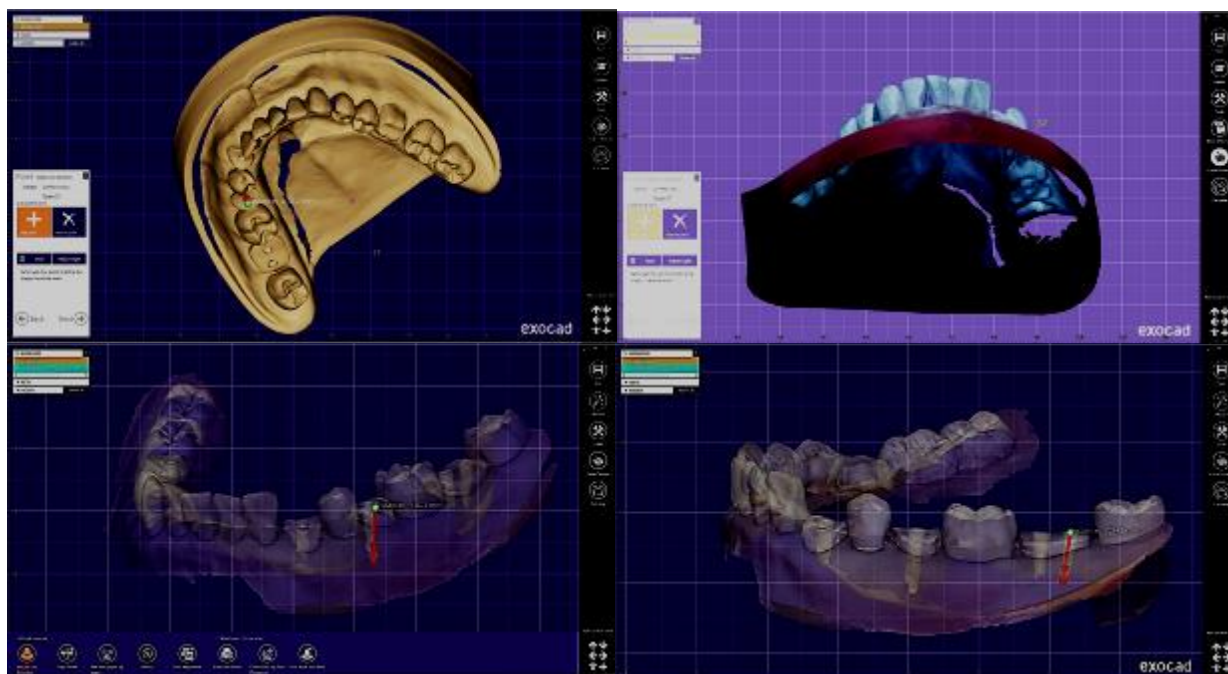
Потоа, податоците од скенираниот мастер модел со лабораториски скенер во форма на STL-фајл ги суперпониравме со податоците во форма на STL-фајл од скенираниот мастер модел со интраорален скенер за да мерењата на отстојувањето секогаш да бидат помеѓу исти точки (сл. 7).



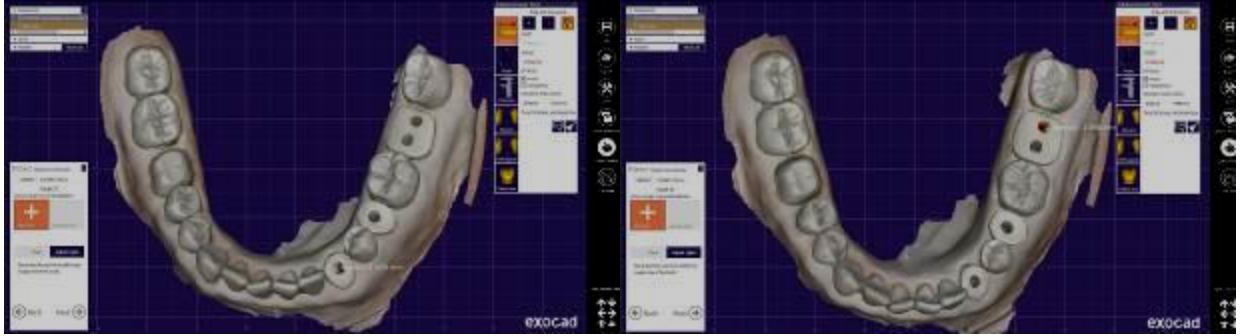


Слика 7. Постапка на суперпонирање на скенираниот мастер модел со лабораториски скенер со скенираниот мастер модел со интраорален скенер
Figure 7. Procedure of superimposing the master model scanned by the laboratory scanner with the master model scanned by the intraoral scanner

На суперпонираните виртуелни мастер модели од лабораториски и интраорален скенер извршивме димензионална анализа на должината и ширината на просторот за колчиња со дигитална алатка шублер (сл. 8 и 9.).



Слика 8. Димензионална анализа на должината на просторот за колчиња на виртуелните мастер модели со дигитална алатка шублер
Figure 8. Dimensional analysis of posts space length on virtual master models with a digital caliper tool



Слика 9. Димензионална анализа на ширината на просторот за колчиња на виртуелните мастер модели со дигитална алатка шублер
Figure 9. Dimensional analysis of posts space width on virtual master models with a digital caliper tool

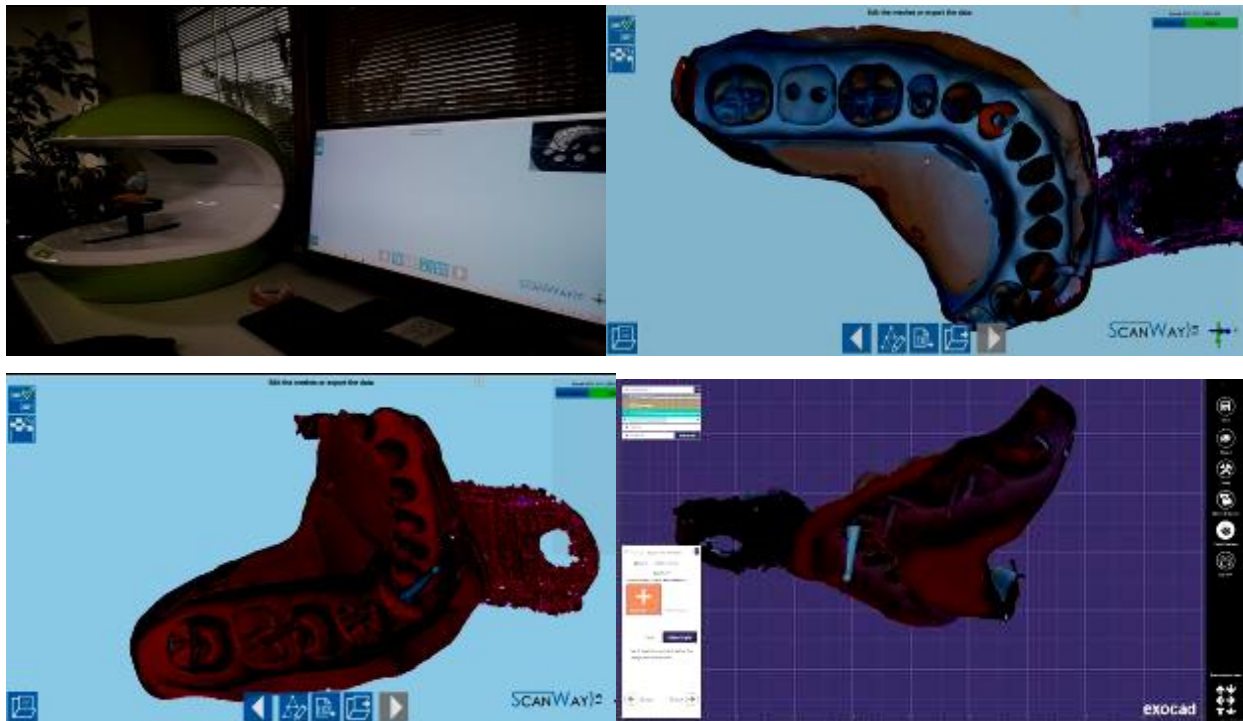
Од мастер референтниот модел извршивме земање на конвенционален отпечаток со силиконски материјал (ZHERMACK Elite HD + Putty Soft, Germany) (сл. 10).



Слика 10. Постапка на земање отпечаток од мастер моделот
Figure 10. Procedure of taking an impression from the master model

На земениот конвенционален отпечаток за индиректна лабораториска изработка на CAD/CAM надградбите, пристапивме кон скенирање со 3-Д оптички лабораториски скенер, конектиран со компјутерски софтвер (Exocad). Со оваа

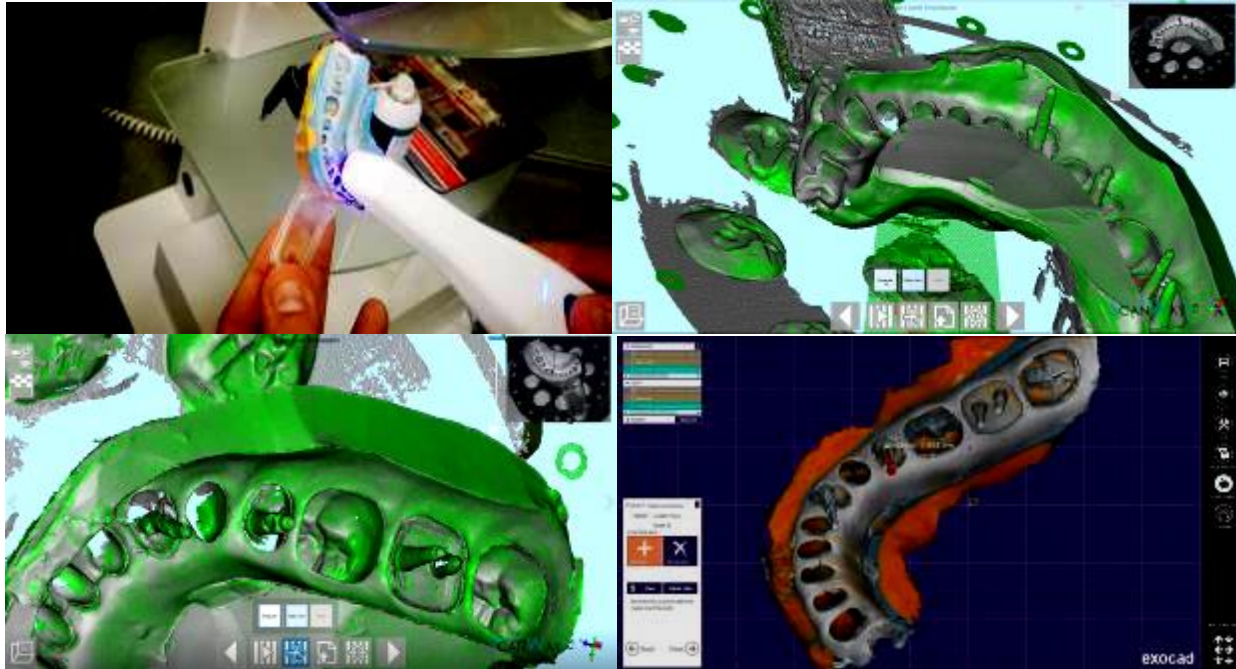
постапка изработивме виртуелен работен модел за изработка и истражување на физичките карактеристики на надградбите (сл. 11).



Слика 11. Постапка на скенирање на конвенционален отпечаток со 3-Д оптички лабораториски скенер (NeWay, Open Technologies, Rezzato, Italy) и добивање виртуелен модел

Figure 11. Procedure of scanning a conventional impression with a 3-D optical laboratory scanner (NeWay, Open Technologies, Rezzato, Italy) and obtaining a virtual model

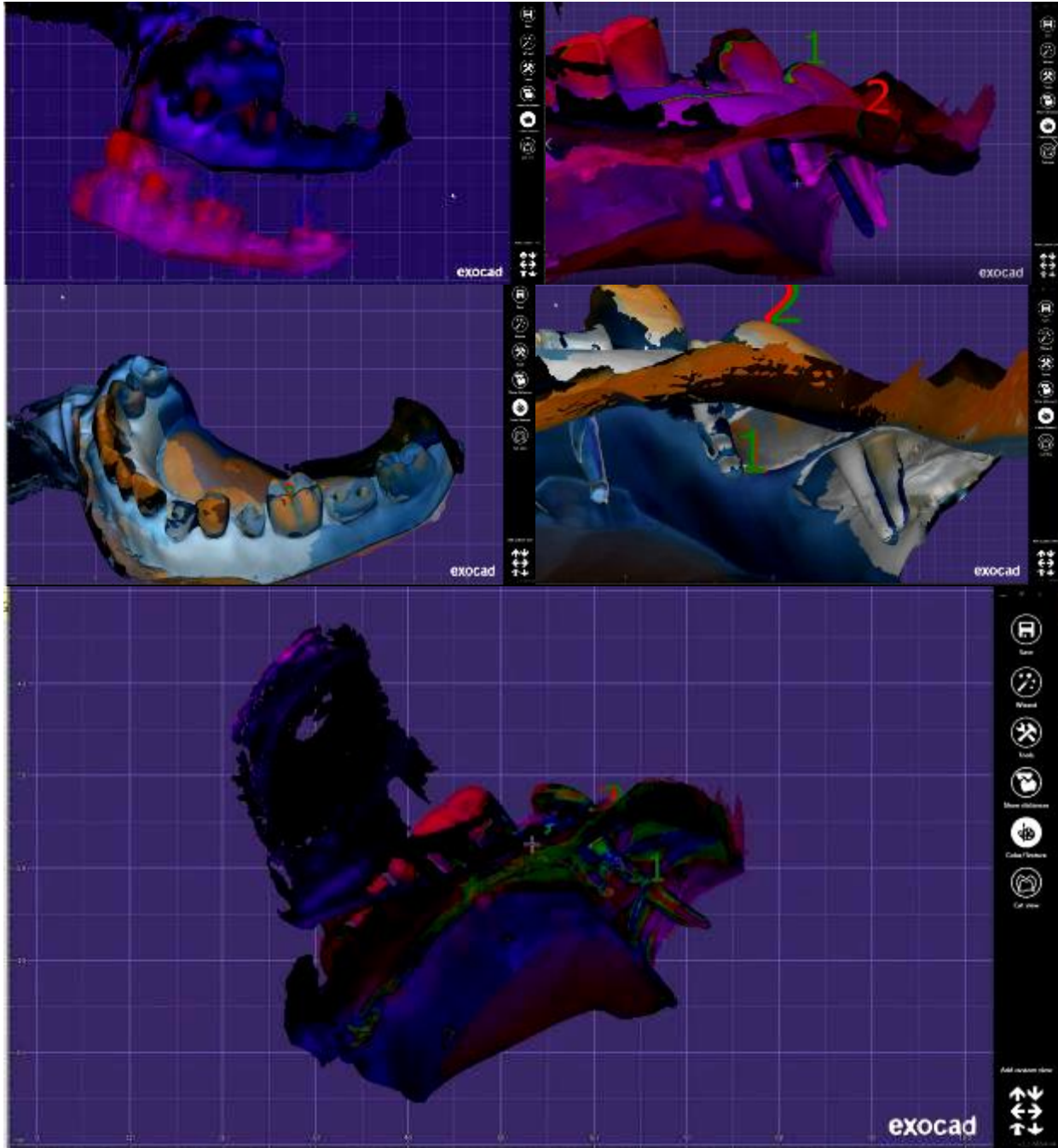
Потоа, пристапивме кон скенирање на земениот конвенционален отпечаток за индиректна лабораториска изработка на CAD/CAM надградбите, со користење на medit интра орален скенер (ИОС) зедевме дигитален отпечаток. Дигиталниот отпечаток во форма на stl фајл го префрливме во Dental CAD софтверот на EXOCAD. Со оваа постапка изработивме втор виртуелен работен модел за изработка и истражување на физичките карактеристики на надградбите (сл. 12).



Слика 12. Скенирање на конвенционален отпечаток со интра орален скенер и добивање виртуелен модел
Figure 12. Scanning a conventional impression with an intra oral scanner and obtaining a virtual model

Потоа, податоците од скенираниот конвенционален отпечаток со лабораториски скенер во форма на STL-фајл ги суперпониравме со податоците во форма на STL-фајл од конвенционален отпечаток со интраорален скенер за да мерењата на отстојувањето секогаш да бидат помеѓу исти точки (сл. 13), конектиран со компјутерски софтвер (Exocad).





Слика 13. Суперпонирање со податоците во форма на STL-фајл на дефинитивен дизајн на надградби од конвенционален отпечаток скениран со лабораториски и интраорален скенер

Figure 13. Superimposition of the data in the form of an STL file of a definitive design of posts restorations from a conventional impression scanned with a laboratory and intraoral scanner

На виртуелните работни модели со алатките од CAD (computer aided designing) софтвер ја визуализиравме поставеноста на надградбите во коренските канали. Потоа, со дигитална алатка шублер вршевме мерење на отчитувањето на длабочината и ширината изразена во mm и квалитетот на просторот за колчињата од надградбите во коренските канали на виртуелните модели од лабораторискиот и интраоралниот скенер (сл. 14).



Слика 14. Димензионална анализа на длабочината, ширината и квалитетот на просторот за колче со дигитална алатка шублер на виртуелен модел од конвенционалниот отпечаток скениран со лабораториски и интра орален скенер
Figure 14. Dimensional analysis of the depth, width and quality of the post space with a digital caliper tool on a virtual model of the conventional impression scanned with a laboratory and intra oral scanner

Добиените резултати ги компариравме од двата скенера помеѓу себе, како и со резултатите од димензионална анализа на должината на борерите за препарирање на каналите на мастер моделот, со помош на микрометарскиот винт индиректно, со точност на отчитување на мерената вредност од 0,01 mm.

4.2. Материјали и метод за испитување на механичките карактеристики

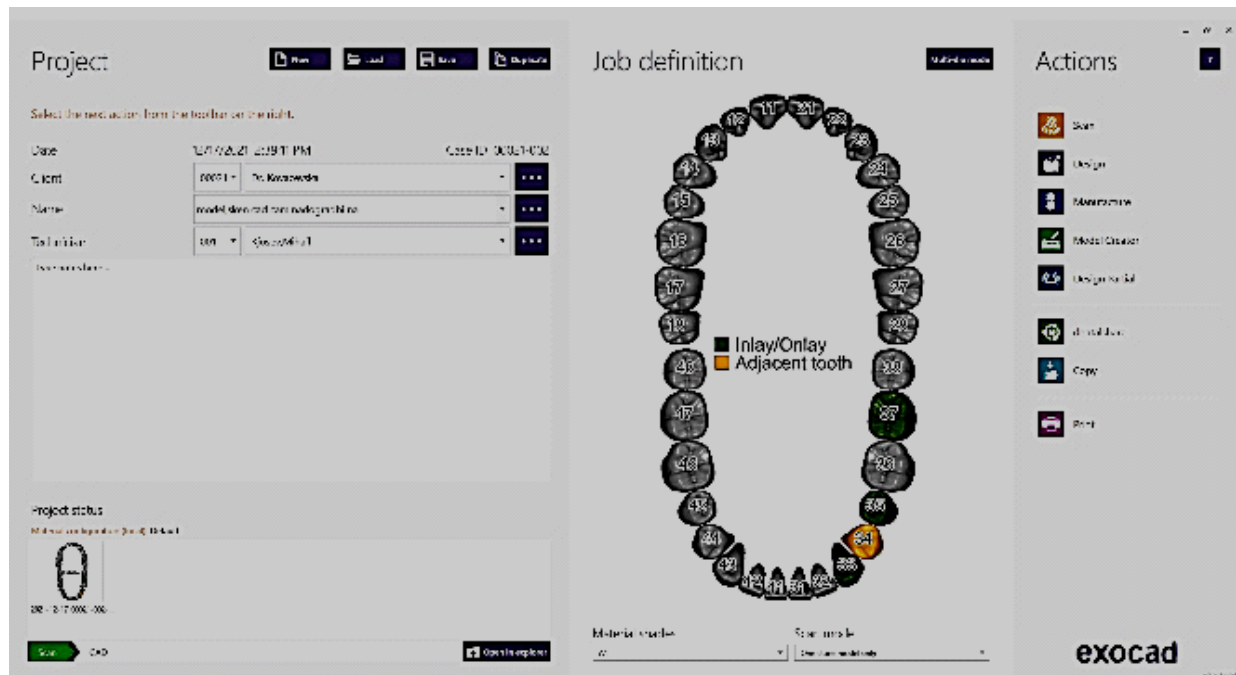
Материјали

Постапката за правење на примероци за истражувањето на механичките карактеристики на надградбите во трите групи се изработуваа со дизајнирање, позиционирање во блокови со помош на CAM (computer aided manufacturing) софтвер, изработка на STL фајл и CAM (компјутерско водено изработување /режење) на надградбите од ПММА, Zirconia и PEEK поли (етер-етер-кетон) блокови со YENA CAD/CAM D15 - 5-axis CNC машина.

Протетички лабораториски протокол- нарачка

За да направиме компјутерско дизајнирање користевме: интраорален и лабораториски скенер, компјутер, Scan и CAD (computer aided designing) софтвер.

Во првиот чекор од протетичкиот лабораториски протокол направивме нарачка (сл. 15). Во овој налог одбравме и модифицираме различни параметри.

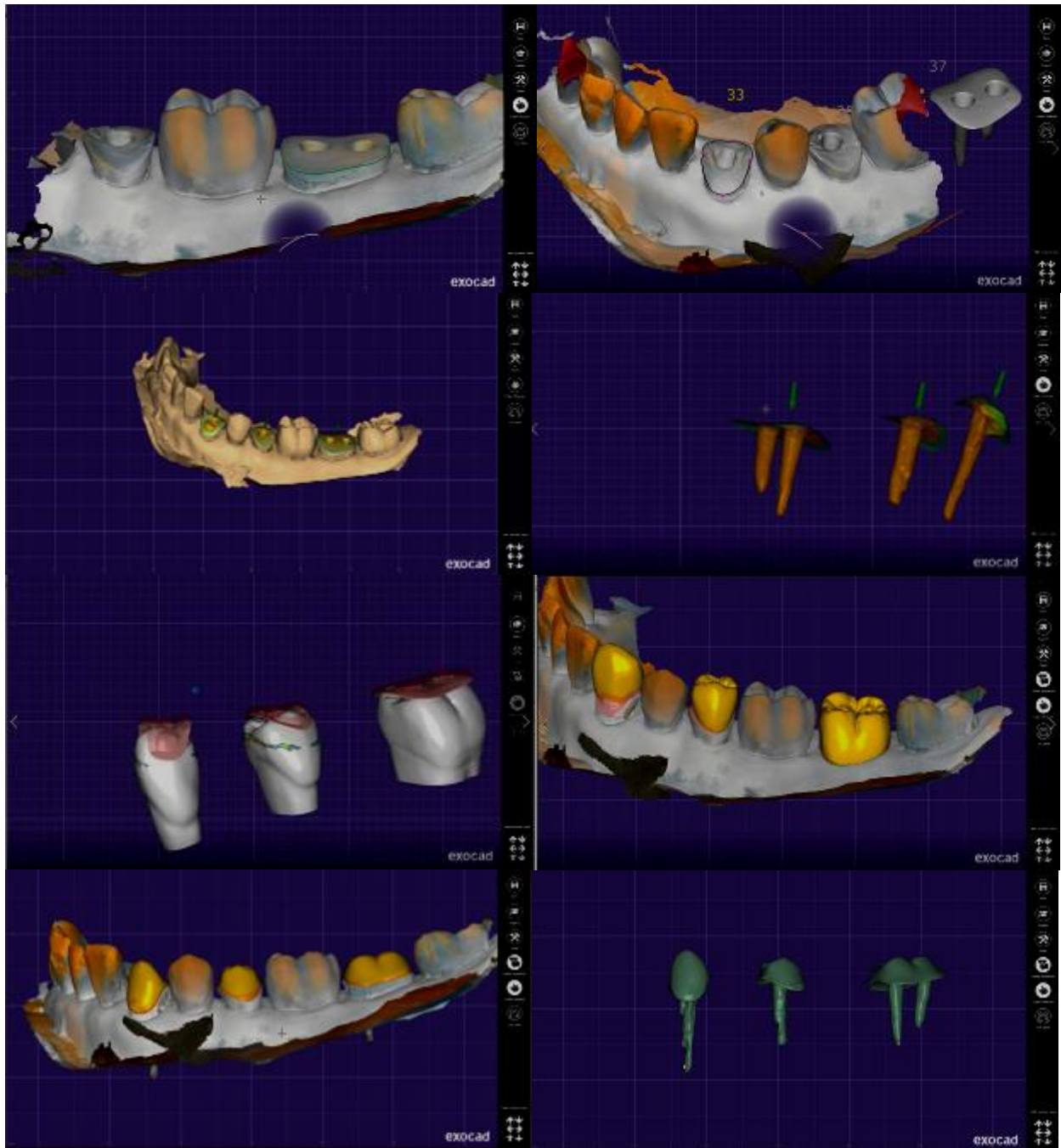


Слика 15. Подготвителна нарачка, во кој налог се бираат и модифицираат различни параметри

Figure 15. A preparatory order, in which an order selects and modifies various parameters

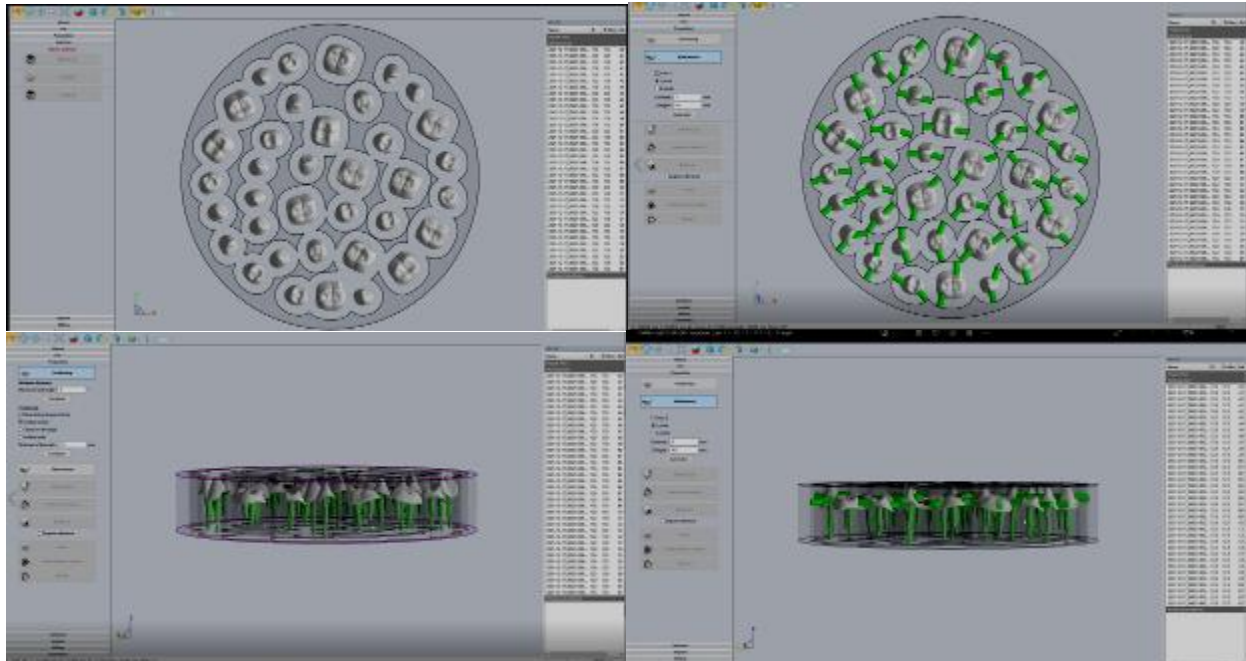
Дигиталниот протокол дизајнирање на надградби

Со CAD (компјутерски водено дизајнирање) ги дизајниравме надградбите (започнавме со модел ориентација, маркирање на маргинални линии и инсерти на дирекции). Потоа, вршевме дизајнирање (моделирање) и димензионирање на колчињата од надградбите. Дизајнирањето и димензионирањето на надградбите го продолживме со виртуелно поставување заби за ориентација, проверка на паралитет за телото на надградбите и виртуелно дизајнирање (моделирање) и димензионирање на коронарниот дел (забно трупче) од надградбите (сл. 16).



Слика 16. Компјутерски водено дизајнирање и димензионирањето (CAD) на надградбите: модел ориентација, маркирање на маргинални линии, инсерти на дирекции, виртуелно поставување заби за ориентација и проверка на паралитет за тело на надградбите, дизајнирање и димензионирање на колчињата и виртуелно дизајнирање и димензионирање на коронарниот дел (забно трупче)
Figure 16. Computer-aided design and dimensioning (CAD) of posts: model orientation, marking of marginal lines, insertion of directions, virtual placement of teeth for orientation and parallel check for body of posts, design and dimensioning of posts and virtual design and dimensioning of the coronal part (dental log)

Потоа, дизајнираните надградби ги позиционираме во блокови од ПММА, Zirconia и РЕЕК поли (етер-етер-кетон) блокови со помош на CAM (computer aided manufacturing) софтвер (сл. 17).



Слика 17. Позиционирање во блокови

Figure 17. Positioning in blocks

Испитувани групи

STL-фајлот со дизајнирани и позиционирани во блок надградби со CAD/CAM-технологија, го префрливме во CAM софтверот за CAM (компјутерско водено изработување /режење) на надградбите со YENA CAD/CAM D15 - 5-axis CNC машина (сл. 18). Подготовката на материјалот и техниката на изработка беше во согласност со инструкциите на производителот.



Слика 18. YENA CAD/CAM D15 - 5-axis CNC машина
Figure 18. YENA CAD/CAM D15 - 5-axis CNC machine

CAD/CAM надградбите беа изрежани и поделени во три групи:

Група 1. Надградби изрежани од ПММА-диск (PoliDent PMMA CAD-CAM disc BASIC, Characteristics: Vickers hardness: 26 HV. Flexural strength: min. 114 MPa. E-Module: min. 2771 MPa. Residual monomer < 1%. Diameter: 95 - 100 mm. Thickness: 12, 13, 14, 15, 16, 18, 20, 25, 30, 35 mm.) (сл. 19).



Слика 19. ПММА CAD/CAM disc и надградби изработени од ПММА акрилатен материјал со CAD/CAM технологија
Figure 19. PMMA CAD/CAM disc and restorations made of PMMA acrylate material with CAD/CAM technology

Група 2. Надградби изрежани од Zirconia керамички материјал/ CAD/CAM zirconia блок from pre-sintered Y-TZP blocks (sagemax® NexxZr®T, translucent dental

zirconia, Made in USA, (3Y-TZP) with very high flexural strength (1270 MPa), Diameter: W 98.5-25-NT-A200-SD (сл. 20).



Слика 20. Zirconia CAD/CAM блок CAD/CAM disc и надградби изработени од Zirconia со CAD/CAM технологија
Figure 20. Zirconia CAD/CAM block CAD/CAM disc and posts made of Zirconia with CAD/CAM technology

Група 3. Надградби изрежани од ПЕЕК-диск поли (етер-етер-кетон) модифициран полимер, CopraPeek light-PEEK-Blank 98 x 15mmS, Material properties/ technical data composition PEEK (polyetheretherketone), modified Technical data flexural strength (Weibull) 186,6 MPa water absorption 4,66 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ solubility -0,1 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ (сл. 21).



Слика 21. ПЕЕК CAD/CAM disc и надградби изработени од ПЕЕК материјал со CAD/CAM технологија
Figure 21. PEEK CAD/CAM disc and extensions made of PEEK material with CAD/CAM technology

Примероците се идентификуваат со соодветен број за секоја испитувана група.

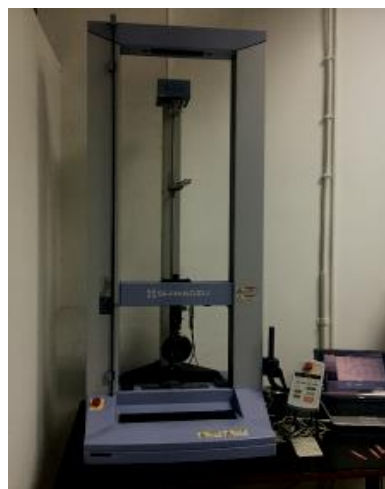
Испитувањето на механичките карактеристики на изрежаните надградби, обработката и припремата на примероците во соодветна димензија за секое истражување, како и апаратурата и протоколот за изведување на тестирањата беше изведено во согласност со протоколот предвиден во последниот ISO-стандард за полимери за протезна база од 2013 година — ISO 20795-1:2013, Dentistry – Denture base polymers⁽⁴⁾.

Методи на испитување

Тестовите за испитување на механичките карактеристики се направени на Машинскиот факултет при Универзитетот „Кирил и Методиј“, во Лабораторијата за калибрација на сила и момент на сила.

Протокол за испитување отпорност на свиткување и модул на еластичност

Примероците од трите групи се испитуваа на универзална тестирачка машина (Schimadzu AGS-X), поврзана и управувана со компјутерски софтвер за тестирање материјали (Trapezium X, Version 1.1.5), на кој се регистрираат сите податоци и се пресметува отпорноста на свиткување и модулот на еластичност (сл. 22)



Слика 22: Универзална тестирачка машина (Schimadzu AGS-X)
Figure 22. Universal testing machine (Schimadzu AGS-X)

Отпорност на свиткување на колчињата од надградбите се одредува со тест на свиткување – тест на три точки (three-point bending test). Испитувањето се изврши на 12 примероци од секоја испитувана група (вкупно 36 примероци) со димензии должина на колчиња од 6, 8, 10 и 12mm.

Отпорноста на свиткување се пресметува според формулата:

$$\sigma = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

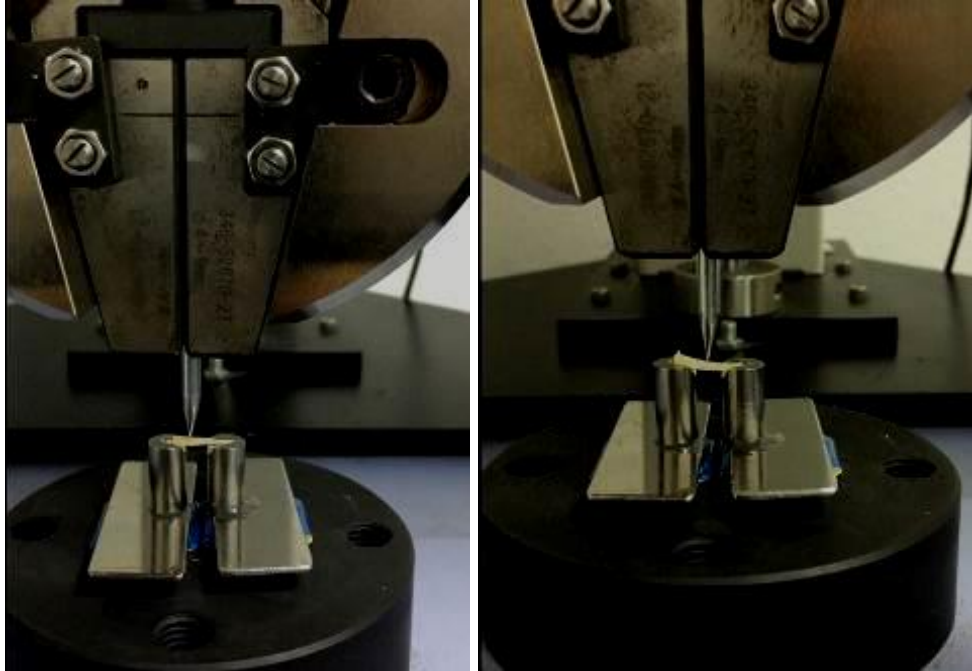
σ — отпорност на свиткување (MPa); F — максимално оптоварување (N) на примерокот; l — оддалеченост меѓу потпорите (mm); b — ширина на примерокот (mm); h — висина на примерокот (mm).

Модулот на еластичност се пресметува според формулата:

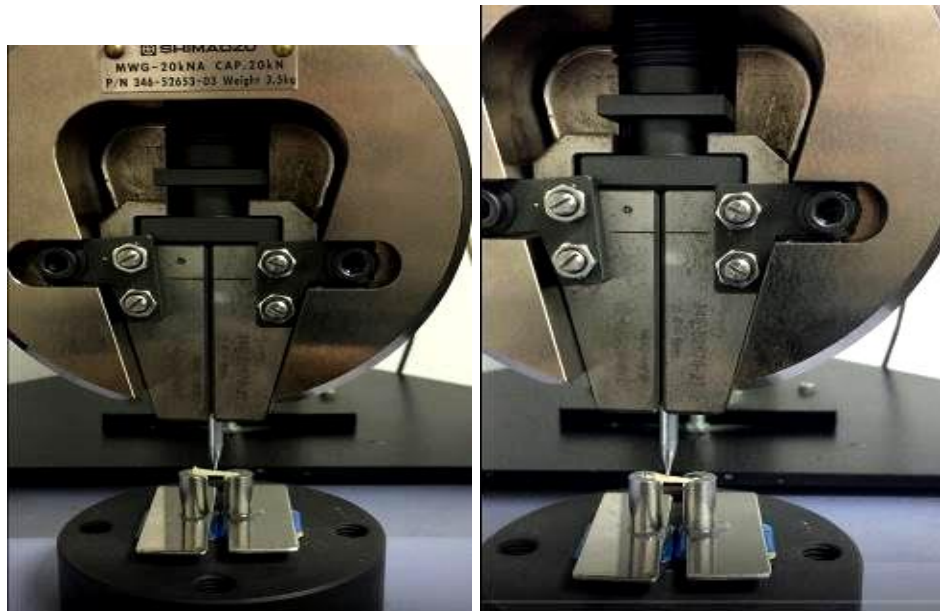
$$E = \frac{F_1 l^3}{4bh^3d}$$

E – модул на еластичност (MPa); F_1 — сила при дефлексија (N); d – дефлексија на силата F_1 (N); l , b , и h се погоре дефинирани.

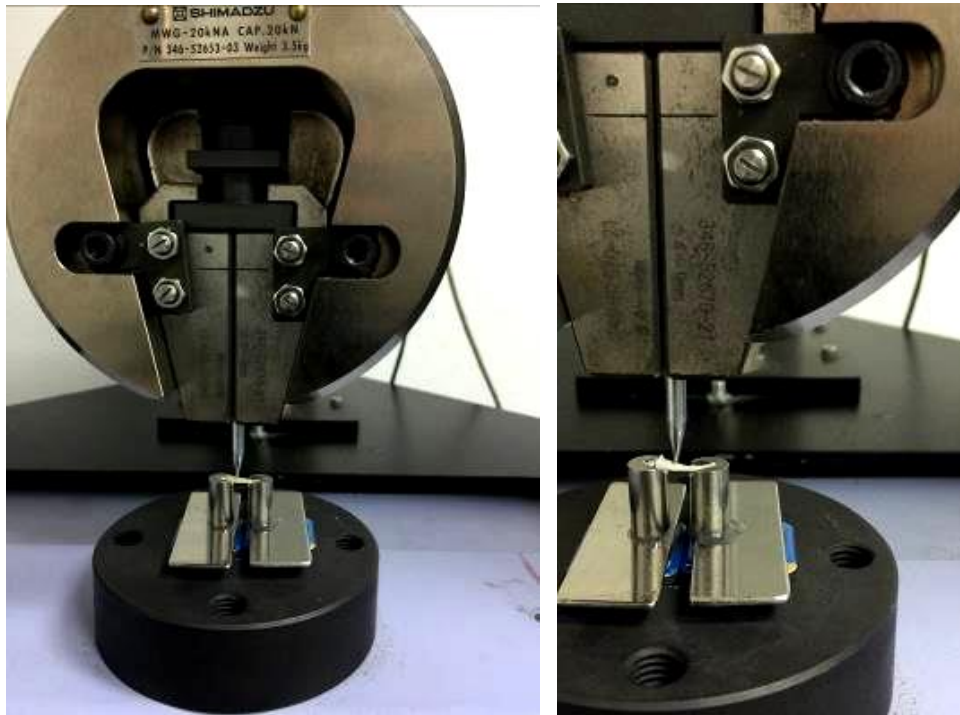
Примероците од трите испитувани групи на материјали, ги поставувавме на метална основа, со два паралелни вертикално поставени цилиндри, чиј горен дел завршува со полукружни жлебови, во кои ги поставувавме колчињата од надградбите. Растојанието меѓу центрите на полукружните горни површини на цилиндрите го адаптиравме спрема должината на колчињата за испитување. Централниот ударен клип е поставен и прицврстен на машината за тестирање во средината меѓу вертикалните цилиндри (сл. 23, 24 и 25.).



Слика 23. ПММА колче поставено на основа за тест на отпорност на свиткување:
а) почетна состојба и б) состојба пред кршење на примерокот
Figure 23. PMMA post mounted on a base for Bending Resistance Test: a) initial state
and b) state before breaking the specimen

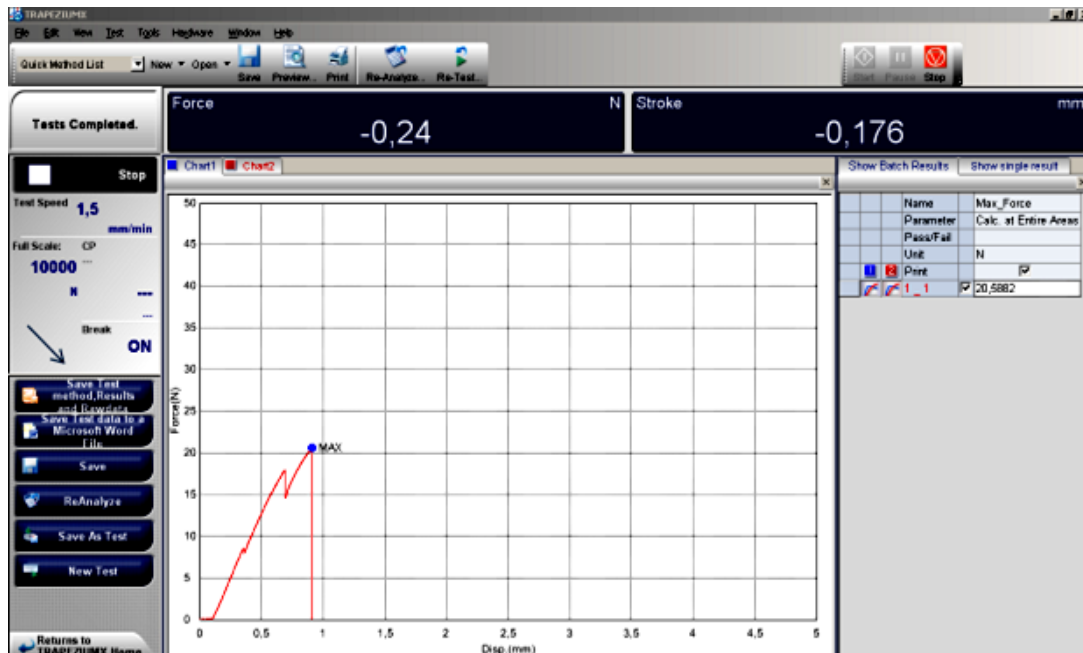


Слика 24. Zirconia колче поставено на основа за тест на отпорност на свиткување:
а) почетна состојба и б) состојба пред кршење на примерокот
Figure 24. Zirconia post mounted on a base for Bending Resistance Test: a) initial state
and b) state before breaking the specimen

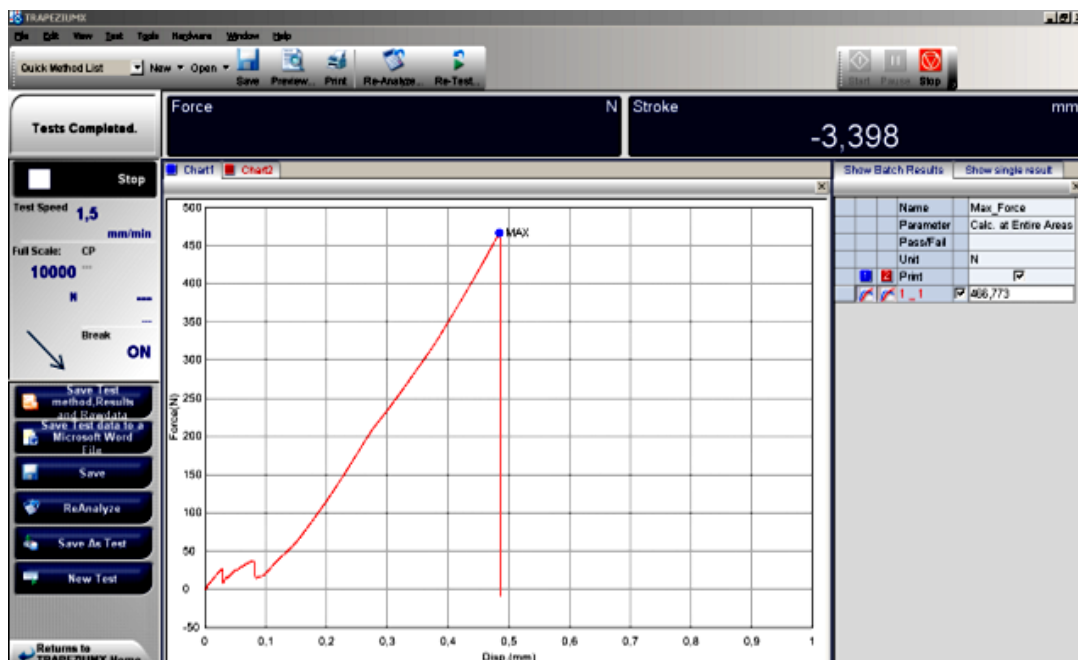


Слика 25. ПЕЕК колче поставено на основа за тест на отпорност на свиткување: а) почетна состојба и б) состојба пред кршење на примерокот
Figure 25. PEEK peg mounted on a base for Bending Resistance Test: a) initial condition and b) condition before breaking the specimen

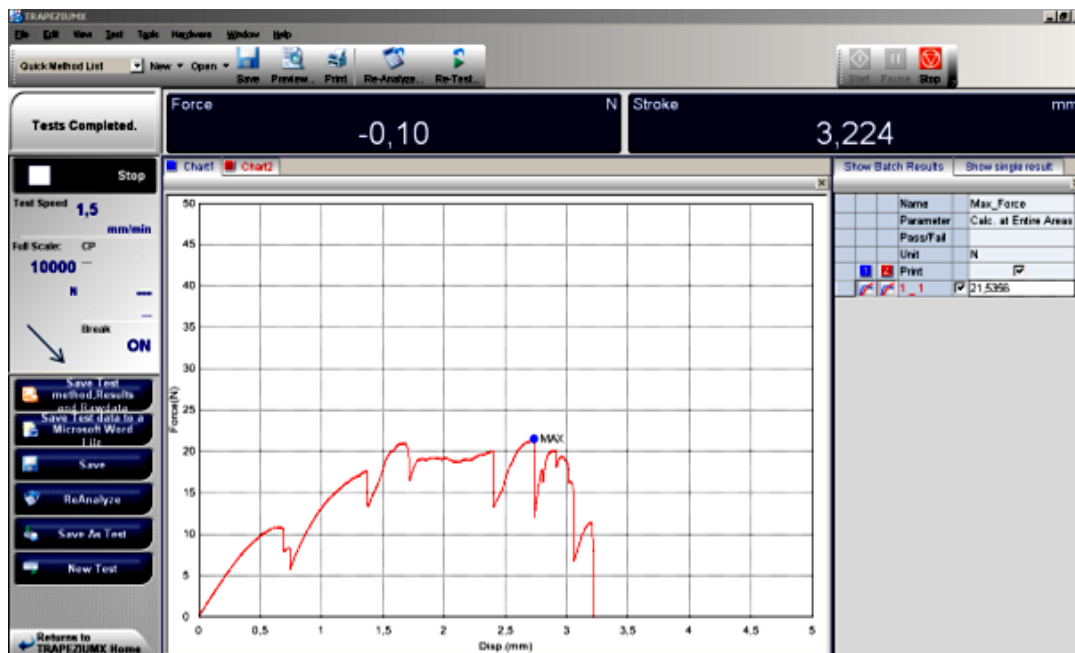
По поставување на секое колче со различни димензии, ударниот клип се движи рамномерно со брзина од 5 mm/min до моментот на кршење на примерокот. Моментот на кршење е кога аплицираната зададена сила паѓа на нула. Податоците се регистрираат и софтверот автоматски ја пресметува отпорноста на свиткување и модулот на еластичност (сл. 26, 27 и 28.).



Слика 26. Графички приказ на криви од вредноста на напонот и силата при тест на отпорност на свиткување на ПММА колче
 Figure 26. Graphical display of curves of the value of voltage and force during Bending Resistance Test of PMMA post



Слика 27. Графички приказ на криви од вредноста на силата и поместувањето при тест на отпорност на свиткување на Zirconia колче
 Figure 27. Graphical display of curves of stress and force value during Bending Resistance Test of Zirconia post



Слика 28. Графички приказ на криви од вредноста на силата и поместувањето при тест на отпорност на свиткување на ПЕЕК колче
 Figure 28. Graphic display of curves of the value of voltage and force during Bending Resistance Test of PEEK post

Протокол за испитување на отпорност на кршење

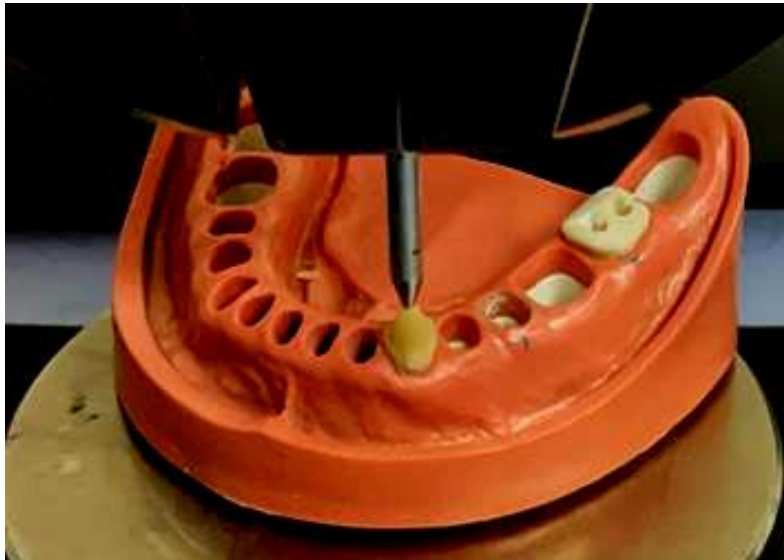
Испитување на отпорност на фрактура со модифициран тест на свиткување.

Испитувањето на отпорноста на фрактура/кршење (англ. fracture toughness) или модифициран тест на свиткување Fracture Toughness Test (FTT) или Single-Notch-Edge-Bending Test (SNEBT), на надградбите се изврши со Тестот на свиткување на три точки (англ. Three-point bend test), според ISO-стандардот, наречен Модифициран тест на свиткување.

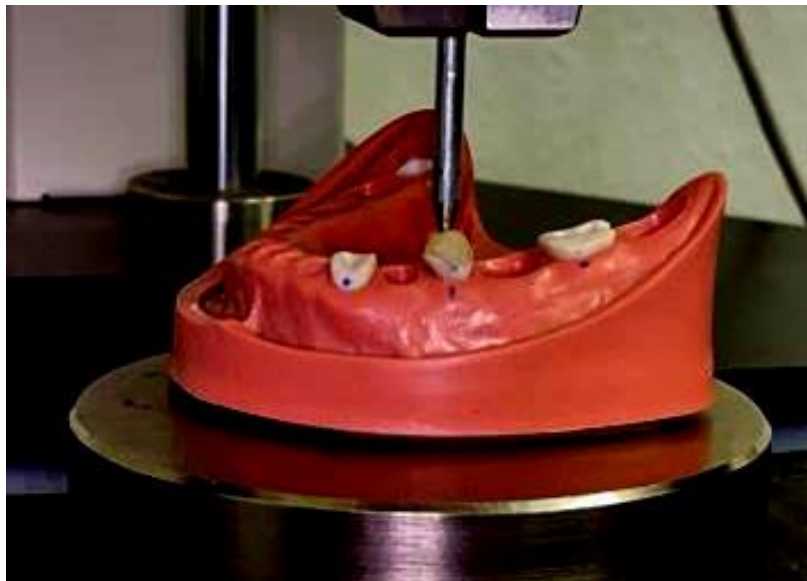
Испитувањето се изврши на 36 надградби (по 12 примероци од секоја испитувана група) со димензии должина 6, 8, 10 и 12 mm.

Основата, која ја монтиравме за овој тест на универзалната тестирачка машина (Schimadzu AGS-X), (сл. 29, 30 и 31.), е мастер моделот со поставена изрежана надградба. Истиот е центриран на металната основа така што надградбата поставена во испрепарираниот простор на соодветниот заб да биде на горната страна на примерокот (сл. 29). Ударниот клип, при Тестот за цврстина на кршење, се движи рамномерно со брзина 1 mm/min и тестот се смета за завршен

кога доаѓа до кршење на надградбата, односно кога постигнатата сила се редуцира за 5 % од максималната сила или помалку од 1 N.



Слика 29. Мастер моделот со ПММА надградба на 33 заб поставен на основа за тест на отпорност на кршење
Figure 29. The master model with a PMMA build-up post of no.33 teeth mounted on a base for the Break Resistance Test

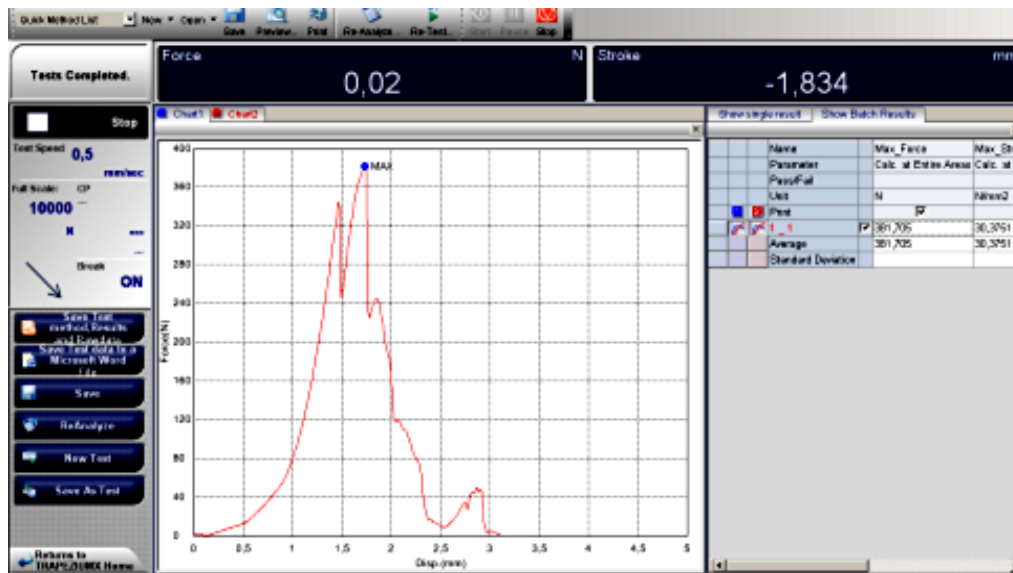


Слика 30. Мастер моделот со Zirconia надградба на 35 заб поставен на основа за тест на отпорност на кршење
Figure 30. The master model with Zirconia build-up post of no.35 teeth mounted on a base for the Fracture Resistance Test

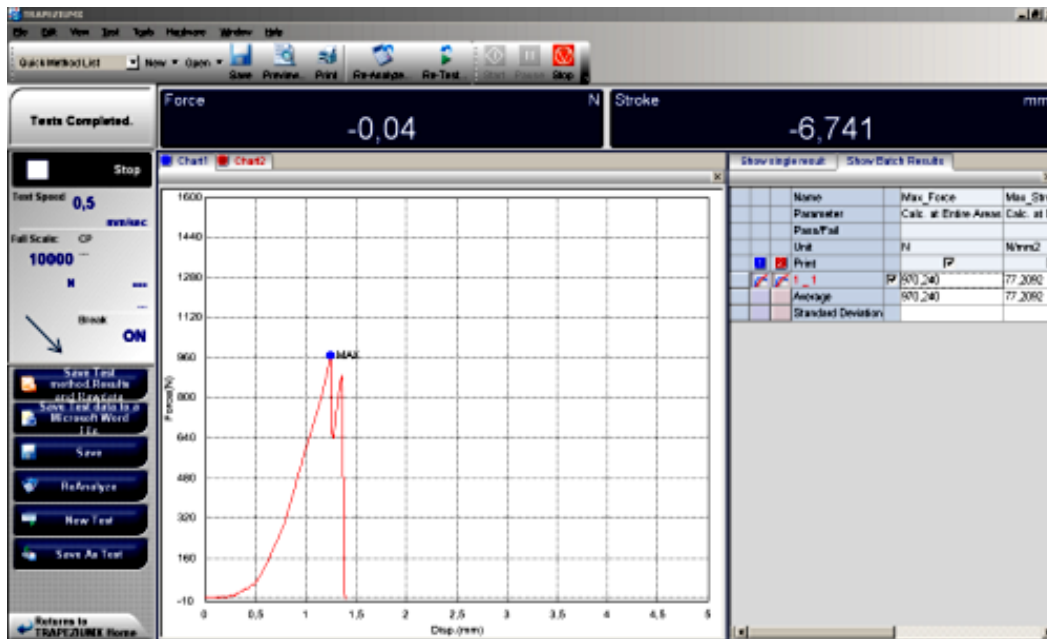


Слика 31. Мастер моделот со PEEK надградба на 35 заб поставен на основа за тест на отпорност на кршење
 Figure 31. The master model with a PEEK build-up post of no.35 teeth mounted on a base for the Break Resistance Test

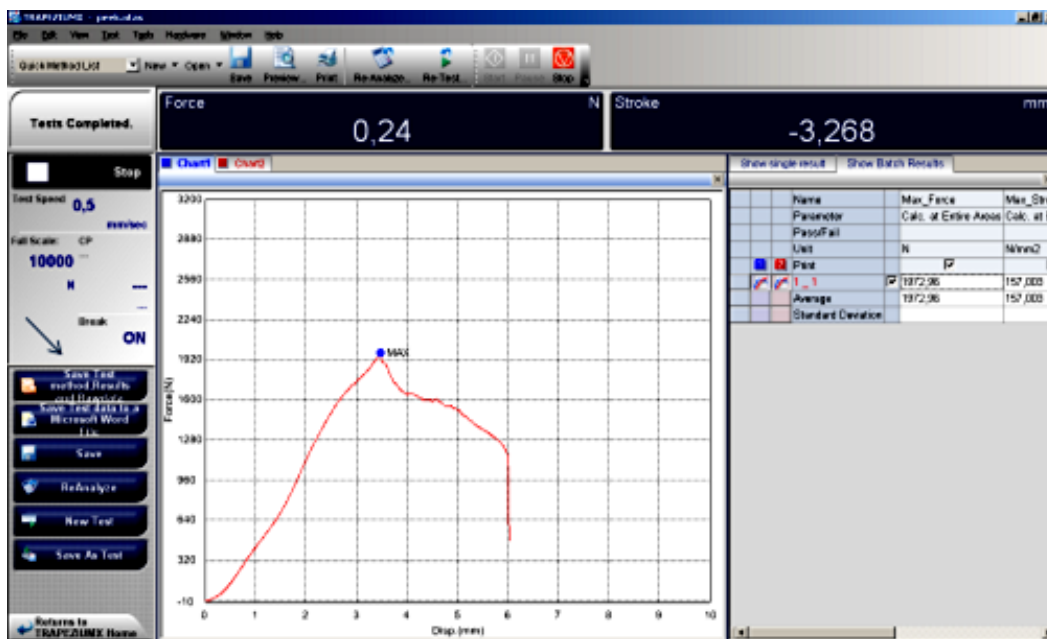
На компјутерскиот софтвер, поврзан со машината, се регистрираат кривите на напонот и оптоварувањето на примерокот, заедно со максималната аплицирана сила, што претставува сила на кршење (сл. 32, 33 и 34.).



Слика 32. Графички приказ на криви од вредноста на силата и поместувањето при тест на отпорност на кршење на ПММА надградба
 Figure 32. Graphic display of curves of the value of stress and force during the Test of resistance to fracture/breakage of PMMA post



Слика 33. Графички приказ на криви од вредноста на силата и поместувањето при тест на отпорност на кршење на Zirconia надградба
 Figure 33. Graphical display of stress and force value curves during the Fracture/Break Resistance Test of Zirconia post



Слика 34. Графички приказ на криви од вредноста на силата и поместувањето при тест на отпорност на фрактура/кршење на ПЕЕК надградба
 Figure 34. Graphic display of curves of the value of voltage and force during the test of resistance to fracture/breakage of PEEK superstructure

За да може да се реализираат поставените цели, исто така како и за целосно покривање на она што преставува предмет на истражувањето, се направени комбинации на неколку квантитативни и квалитативни методолошки техники и методи со цел да се изведе собирање и обработка на податоците.

За потребите на статистичката анализа на собраните податоци е користен софтверскиот пакет STATISTICA 7.1.

За таа цел применети се следните методи:

1. Кај сериите со нумерички белези [сила на свиткување, сила на кршење, длабочина на просторот за колче (модел) ЛС/ИОС, длабочина на просторот за 2-ро колче (модел) ЛС/ИОС, ширина за колче (модел) ЛС/ИОС, ширина за 2-ро колче (модел) ЛС/ИОС, длабочина за колче (отпечаток) ЛС/ИОС, длабочина за 2-ро колче (отпечаток) ЛС/ИОС, ширина за колче (отпечаток) ЛС/ИОС, ширина за 2-ро колче (отпечаток) ЛС/ИОС] изработена е Descriptive Statistics (Mean; Std. Deviation; $\pm 95,00$ % CI; Median; Minimum; Maximum).

1.1. Дистрибуцијата на податоци е тестирана со: Kolmogorov-Smirnov test; Lilliefors test; Shapiro-Wilks test (p).

1.2. Разликите во длабочината на просторот за колче & 2-ро колче /ЛС & ИОС; разликите во ширината на просторот за колче & 2-ро колче /ЛС & ИОС анализирани се со примена на Mann-Whitney U test (Z / p).

1.3. Разликите во силата на свиткување и силата на фрактура, помеѓу трите подгрупи (33, 35, 37) за трите групи на материјали, како и разликата во релацијата подгрупи / материјали, анализирани се со примена на Analysis of Variance / LSD Test (F / p) и Kruskal-Wallis ANOVA by Ranks (H / p) / Multiple Comparisons p values (2-tailed), во зависност од дистрибуцијата на податоците.

1.4. Корелацијата во релација сила на свиткување и силата на фрактура во трите групи на материјали анализирана е со примена на Pearson коефициентот на корелација (r/p) и Spearman Rank Order (R/p); во зависност од дистрибуцијата на податоците.

Сигнификантноста е одредувана за $p < 0.05$.

Податоците се табеларно и графички прикажани.

Во многу студии тестот на отпорност на свиткување (flexural strength) е прв тест за анализирање на механичките карактеристики, поради тоа што го репродуцира свиткувањето на надградбата и ја имитира ситуацијата во устата за време на мастикација.

Најчесто користен метод за мерење на отпорноста на свиткување е тестот на свиткување (Flexural Strength Test), тест на свиткување на три-точки (Three-Point Bend Test) препорачан и во последниот ISO стандард. Ваквиот метод на тестирање на свиткување е користен во многу студии за компарација на отпорноста на свиткување, модулот на еластичност и вкупната енергија потребна за фрактура (Total Fracture Work).

5. РЕЗУЛТАТИ

Резултатите од испитуваните групи беа детално обработени со статистички софтвер за обработка на податоци. Добиените резултати од истражувањата се комбинирани, статистички обработени и врз основа на добиените резултати се донесени и финалните заклучоци. Резултатите ги претставуваме табеларно и графички.

5.1. Резултати од Група 1- ПММА акрилатен материјал

5.1.1. Подгрупа 33

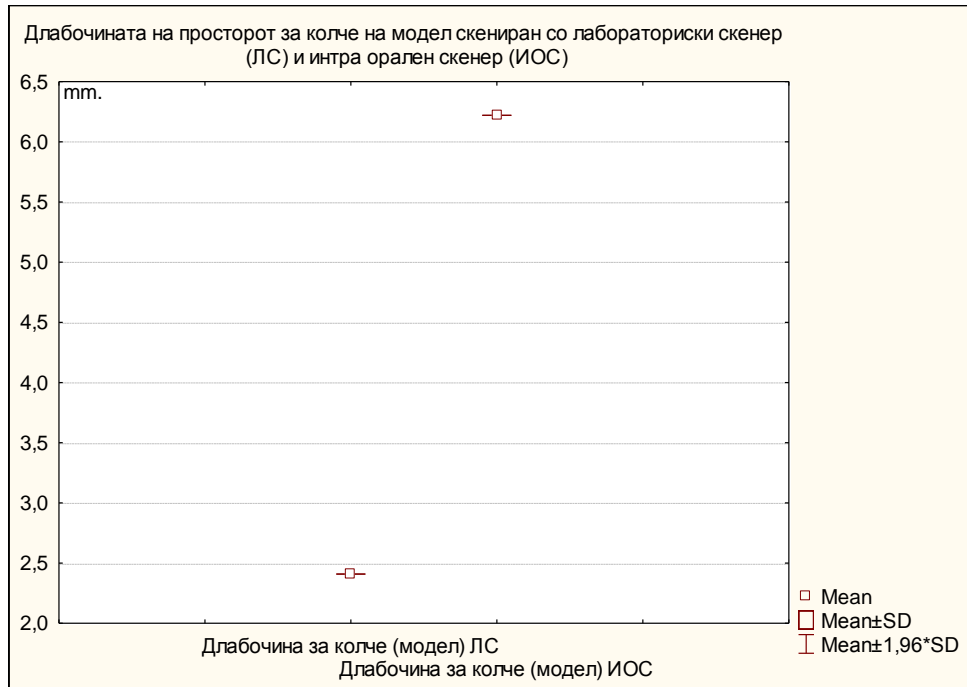
Отчитување на (физички карактеристики) длабочината во mm на просторот за колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 1. и графикон 1.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 2,41 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 6,22 mm.

Табела 1. Отчитување на длабочината на просторот за колче во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
Table 1. Reading the depth of the post space in the root canal of a model scanned with a laboratory scanner (LS) and an intra oral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Длабочина за колче (модел) ЛС	12	2,41	2,41	2,41	2,41	0,00
Длабочина за колче (модел) ИОС	12	6,22	6,22	6,22	6,22	0,00



Графикон 1. Отчитување на длабочината на просторот за колче на модел / ЛС & ИОС / подгрупа 33

Graph 1. Depth reading for model of the post space / LS & IOS / Subgroup 33

Отчитување на (физички карактеристики) длабочината во mm на просторот за колче (модел) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е поголема од длабочината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 1.1).

Табела 1.1. Разлика во длабочината на просторот за колче / ЛС & ИОС
Table 1.1. Difference in depth of post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Длабочина за колче (модел)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

Отчитување на (физички карактеристики) ширината во mm на просторот за колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 2. и графикон 2.

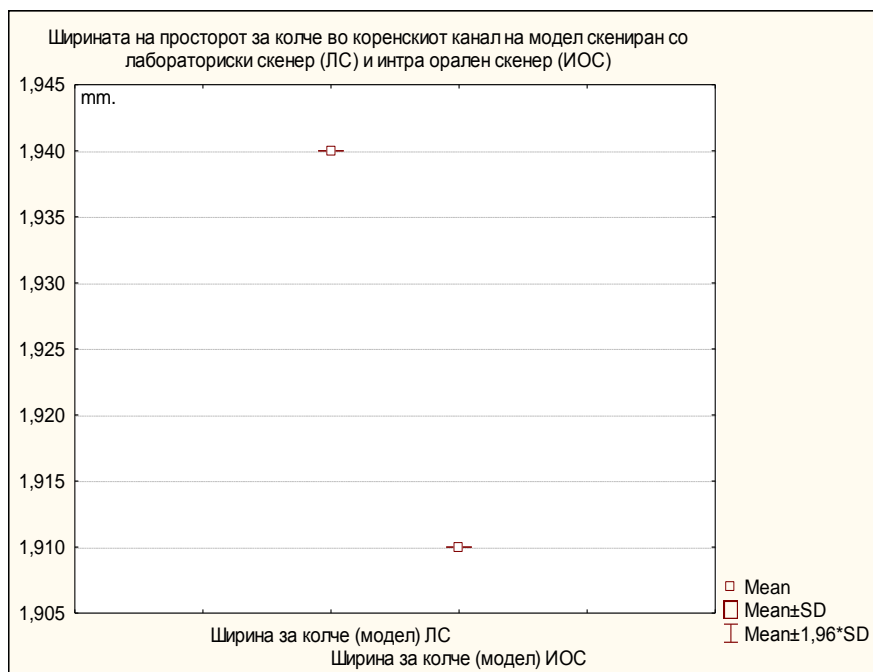
Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 1,94 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 1,91 mm.

Табела 2. Отчитување на ширината на просторот за колче во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)

Table 2. Reading of the post space width in the root canal of a model scanned with a laboratory scanner (LS) and an intra oral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Ширина за колче (модел) ЛС	12	1,94	1,94	1,94	1,94	0,00
Ширина за колче (модел) ИОС	12	1,91	1,91	1,91	1,91	0,00



Графикон 2. Отчитување на ширината на просторот за колче на модел / ЛС & ИОС / подгрупа 33

Graph 2. Model pin space width reading / LS & IOS / Subgroup 33

Отчитување на ширината на просторот за колче (модел) скениран со лабораториски скенер (ЛС) за $Z = 4,80$ и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е поголема од

ширината на просторот за колче скениран со интра орален скенер (ИОС) (табела 2.1).

Табела 2.1. Разлика во ширината на просторот за колче / ЛС & ИОС
Table 2.1. Difference in width of post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Ширина за колче (модел)	222,00	78,00	0,00	4,80	0,000	12	12

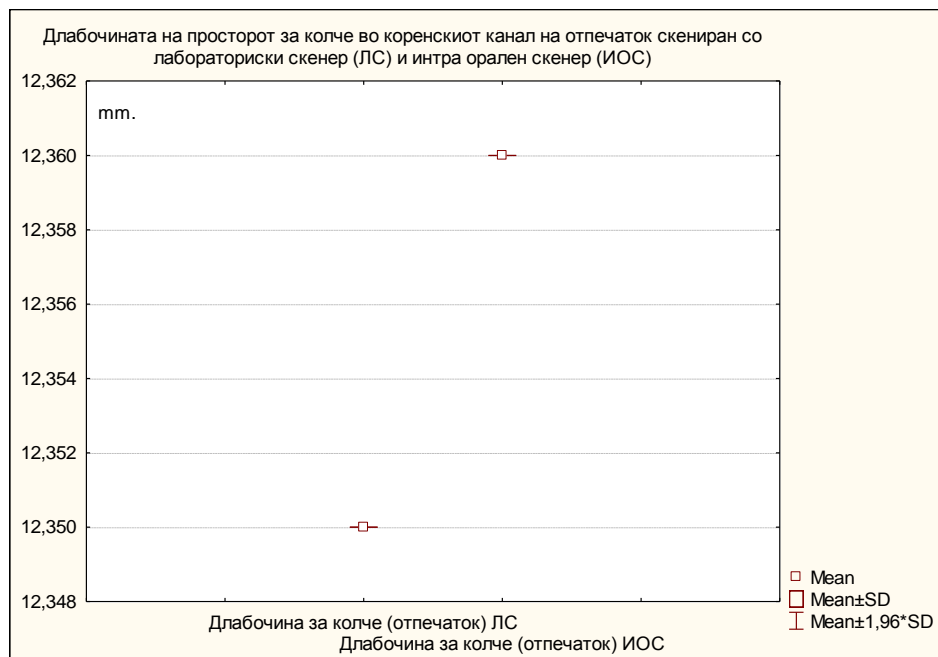
Отчитување на длабочината во mm на просторот за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 3. и графикон 3.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 12,35 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 12,36 mm.

Табела 3. Отчитување на длабочината на просторот за колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
Table 3. Reading the depth of the post space in the root canal on an impression scanned with a laboratory scanner (LS) and an intra oral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Длабочина за колче (отпечаток) ЛС	12	12,35	12,35	12,35	12,35	0,00
Длабочина за колче (отпечаток) ИОС	12	12,36	12,36	12,36	12,36	0,00



Графикон 3. Отчитување на длабочината на просторот за колче на отпечаток / ЛС & ИОС / подгрупа 33

Graph 3. Impression post space depth Reading / LS & IOS / Subgroup 33

Отчитување на длабочината на просторот за колче (отпечаток) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е поголема од длабочината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 3.1).

Табела 3.1. Разлика во длабочината на просторот за колче / ЛС & ИОС
Table 3.1. Difference in depth of post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Длабочина за колче (отпечаток)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

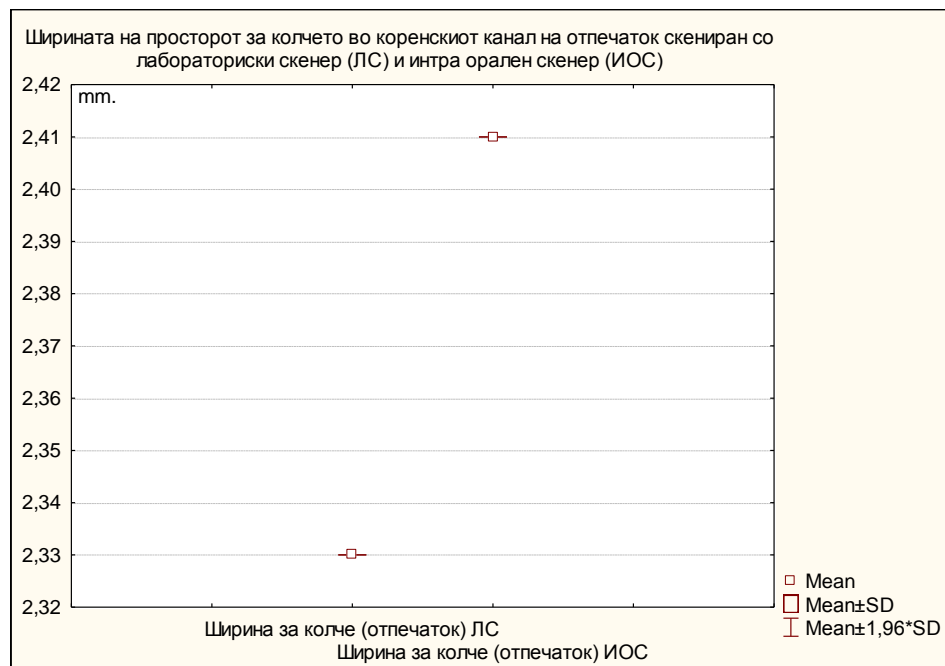
Ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 4. и графикон 4.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 2,33 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,41 mm.

Табела 4. Отчитување на ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
Table 4. Reading of the post space width in the root canal on an impression scanned with a laboratory scanner (LS) and an intra oral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Ширина за колче (отпечаток) ЛС	12	2,33	2,33	2,33	2,33	0,00
Ширина за колче (отпечаток) ИОС	12	2,41	2,41	2,41	2,41	0,00



Графикон 4. Отчитување на ширината на просторот за колче на отпечаток / ЛС & ИОС / подгрупа 33

Graph 4. Reading the width of the post space / LS & IOS / Subgroup 33

Отчитување на ширината на просторот за колче (отпечаток) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е поголема од ширината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 4.1).

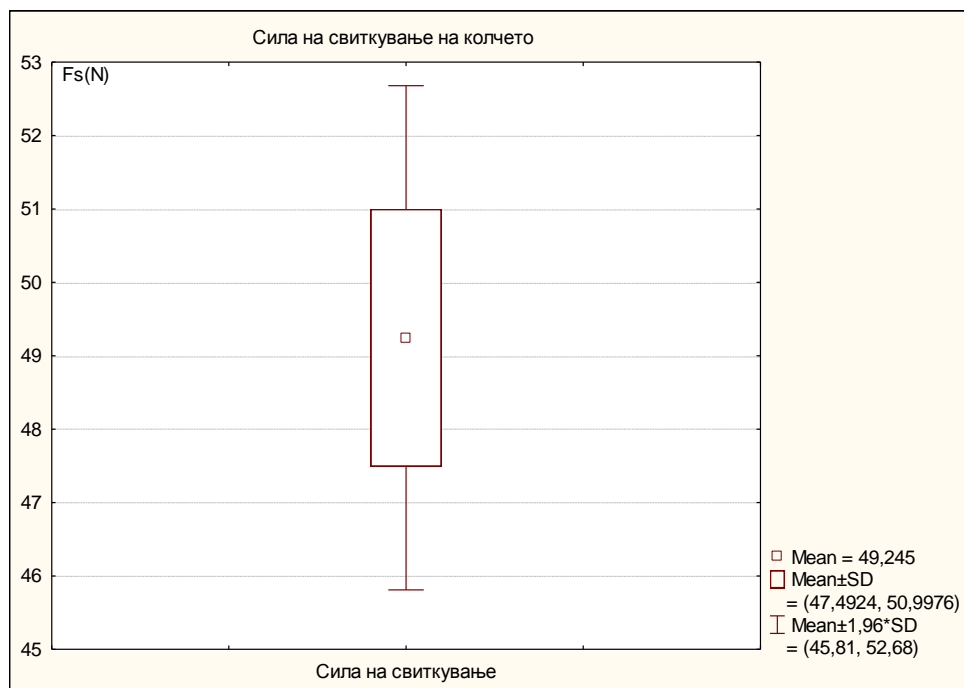
Табела 4.1. Разлика во ширината на просторот за колче / ЛС & ИОС
Table 4.1. Difference in width of post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N	Valid N
Ширина за колче (отпечаток)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

Fs (N) силата на свиткување (flexural strength) на колчето во подгрупа 33 варира во интервалот $49,25 \pm 1,75$ Fs (N), $\pm 95,00\%CI: 48,13-50,36$; медијана изнесува 49,61 Fs (N), минималната вредност изнесува 46,21 Fs (N) а максималната вредност изнесува 51,67 Fs (N) (табела 5. и графикон 5.).

Табела 5. Сила на свиткување на колчето
Table 5. Post bending force

Variable	N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std. Dev.
Сила на свиткување	12	49,25	48,13	50,36	49,61	46,21	51,67	1,75



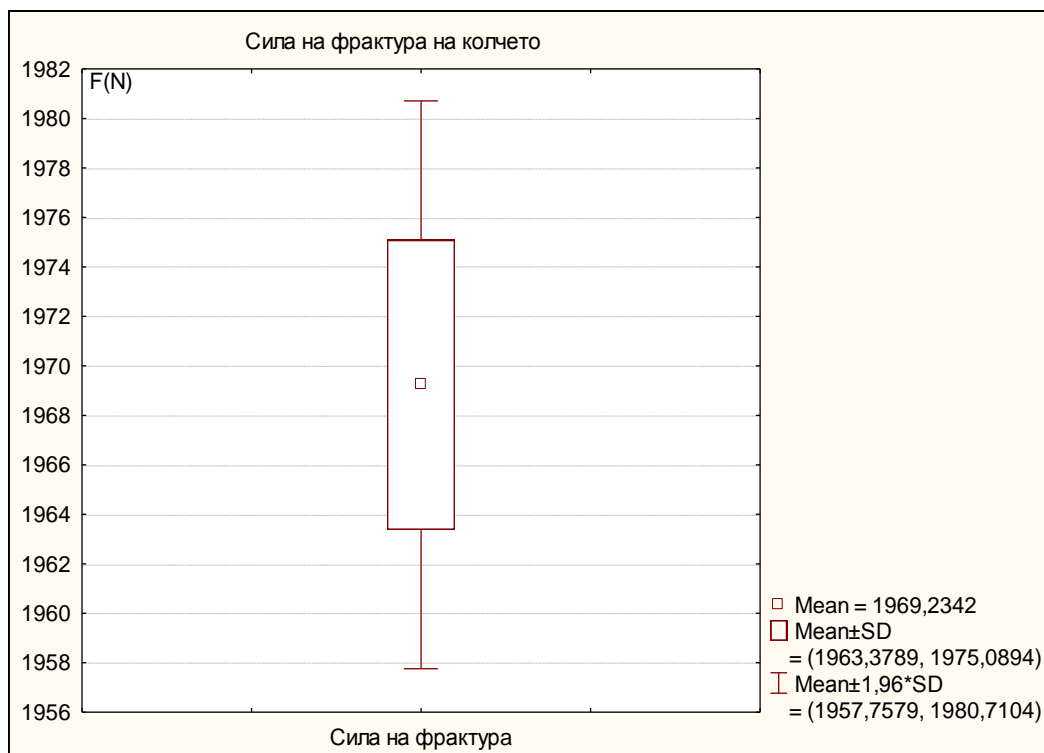
Графикон 5. Сила на свиткување на колчето / подгрупа 33
Graph 5. Post Bending Strength / Subgroup 33

F (N) силата на фрактура на колчето во подгрупа 33 варира во интервалот $1969,23 \pm 5,86$ F(N), $\pm 95,00\%CI: 1965,51-1972,95$; медијана изнесува 1967,96 F (N),

минималната вредност изнесува 1961,87 F (N) а максималната вредност изнесува 1982,88 F (N) (табела 6. и графикон 6.).

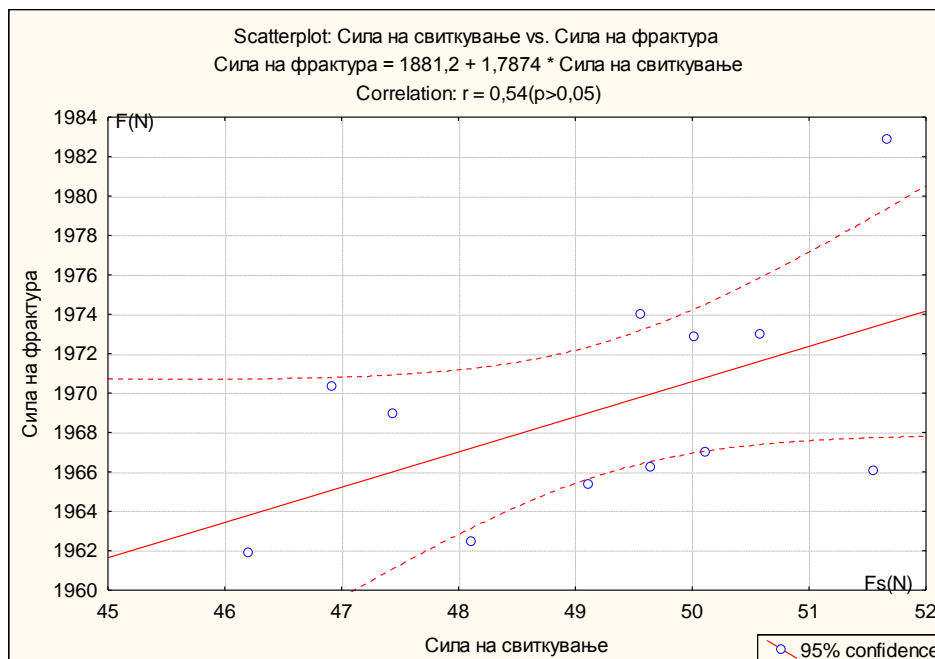
Табела 6. Сила на фрактура на колчето
Table 6. Post fracture strength

Variable	N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std. Dev.
Сила на фрактура	12	1969,2	1965,51	1972,95	1967,96	1961,87	1982,88	5,86



Графикон 6. Сила на фрактура на колчето / подгрупа 33
Graph 6. Post fracture strength/subgroup 33

На графикон 7. прикажаните резултати се однесуваат на корелацијата во релацијата сила на свиткување & сила на фрактура. За $r = 0,54$ ($p > 0,05$) утврдена е средно јака позитивна незначајна корелација. Имено, со покачувањето на силата на свиткување за 1Fs (N), силата на фрактура се зголемува за 1,79 F (N), незначајно за $p > 0,05$.



Графикон 7. Сила на свиткување & Сила на фрактура / корелација / подгрупа 33
 Graph 7. Bending Strength & Fracture Strength / Correlation / Subgroup 33

5.1.2. Подгрупа 35

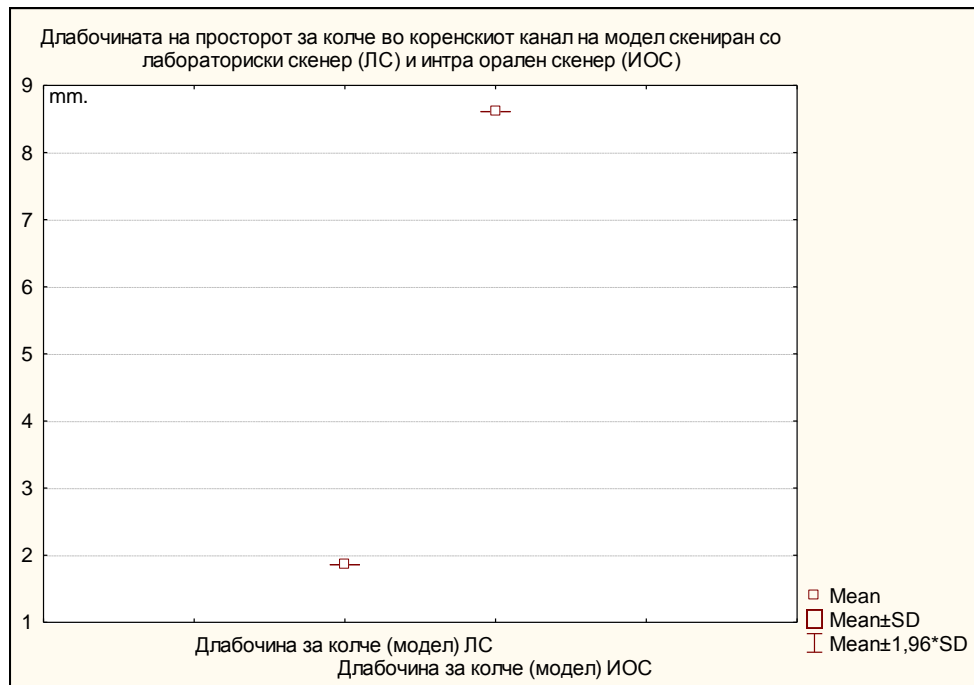
Отчитувањето на длабочината на просторот во mm за колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 7. и графикон 8.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 1,86 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 8,61 mm.

Табела 7. Отчитување на длабочината на просторот за колче во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС).
 Table 7. Reading the depth of the post space in the root canal of a model scanned with a laboratory scanner (LS) and an intra oral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Длабочина за колче (модел) ЛС	12	1,86	1,86	1,86	1,86	0,00
Длабочина за колче (модел) ИОС	12	8,61	8,61	8,61	8,61	0,00



Графикон 8. Отчитување на длабочината на просторот за колче на модел / ЛС & ИОС / подгрупа 35

Graph 8. Reading the depth of the post space on model / LS & IOS / subgroup 35

Отчитување на длабочината на просторот во mm за колче (модел) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од длабочината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 7.1).

Табела 7.1. Разлика во длабочината на просторот за колче / ЛС & ИОС

Table 7.1. Difference in depth of peg space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Длабочина за колче (модел)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

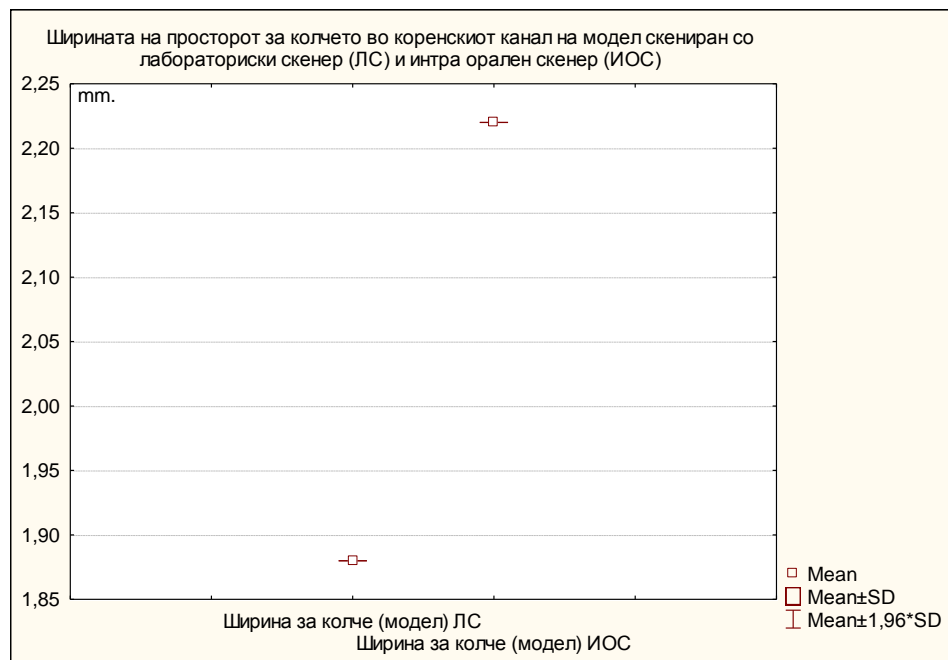
Отчитување на ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 8. и графикон 9.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 1,88 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,22 mm.

Табела 8. Отчитување на ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС).
Table 8. Reading of the pin space width in the root canal of a model scanned with a laboratory scanner (LS) and an intra oral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Ширина за колче (модел) ЛС	12	1,88	1,88	1,88	1,88	0,00
Ширина за колче (модел) ИОС	12	2,22	2,22	2,22	2,22	0,00



Графикон 9. Отчитување на ширината на просторот за колче на модел / ЛС & ИОС / подгрупа 35

Graph 9. Reading the width of the post space on model / LS & IOS / subgroup 35

Ширината на просторот за колче (модел) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од ширината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 8.1).

Табела 8.1. Разлика во ширината на просторот за колче / ЛС & ИОС
 Table 8.1. Difference in width of post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Ширина за колче (модел)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

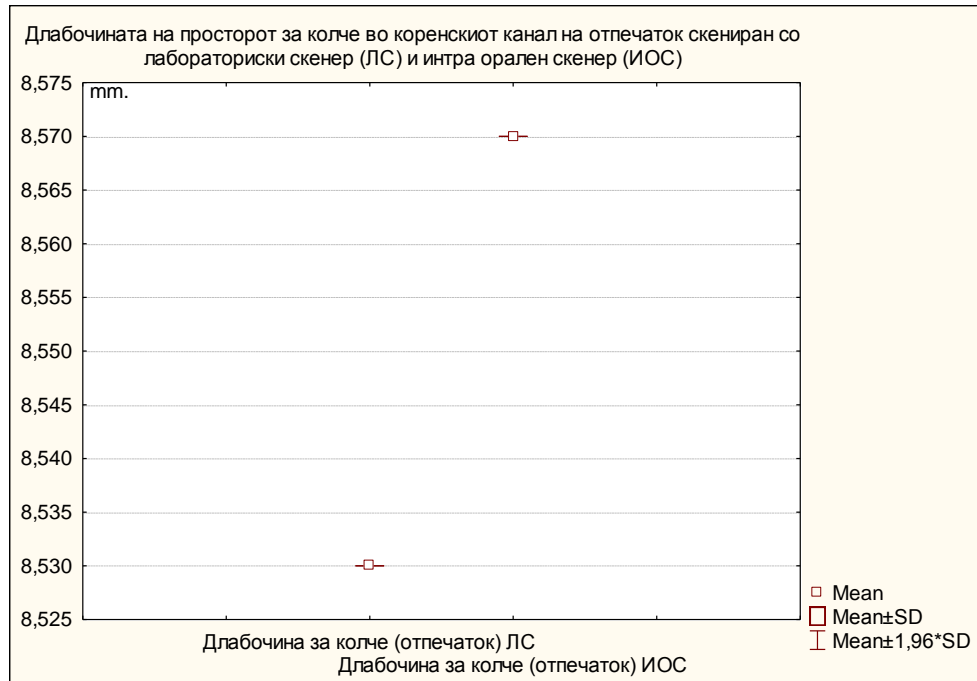
Длабочината на просторот за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 9. и графикон 10.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 8,53 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 8,67 mm.

Табела 9. Отчитување на длабочината на просторот за колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
 Table 9. Reading the depth of the post space in the root canal on an impression scanned with a laboratory scanner (LS) and an intra oral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Длабочина за колче (отпечаток) ЛС	12	8,53	8,53	8,53	8,53	0,00
Длабочина за колче (отпечаток) ИОС	12	8,57	8,57	8,57	8,57	0,00



Графикон 10. Отчитување на длабочината на просторот за колче на отпечаток / ЛС & ИОС / подгрупа 35

Graph 10. Reading the depth of the impression post space / LS & IOS / subgroup 35

Длабочината на просторот за колче (отпечаток) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од длабочината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 9.1).

Табела 9.1. Разлика во длабочината на просторот за колче / ЛС & ИОС
Table 9.1. Difference in depth of post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Длабочина за колче (отпечаток)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

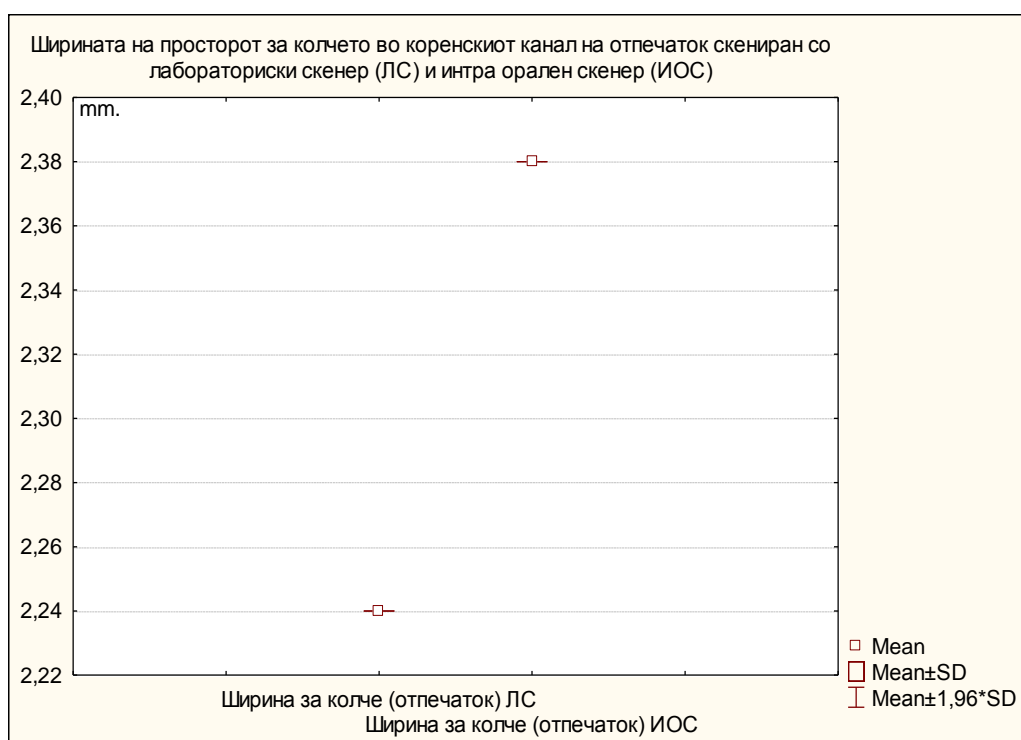
Ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 10. и графикон 11.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 2,24 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,38 mm.

Табела 10. Отчитување на ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
Table 10. Reading of the post space width in the root canal on an impression scanned with a laboratory scanner (LS) and an intra oral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Ширина за колче (отпечаток) ЛС	12	2,24	2,24	2,24	2,24	0,00
Ширина за колче (отпечаток) ИОС	12	2,38	2,38	2,38	2,38	0,00



Графикон 11. Отчитување на ширината на просторот за колче на отпечаток / ЛС & ИОС / подгрупа 35

Graph 11. Model pin space width reading / LS & IOS / Subgroup 33

Ширината на просторот за колче (отпечаток) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е поголема од ширината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 10.1).

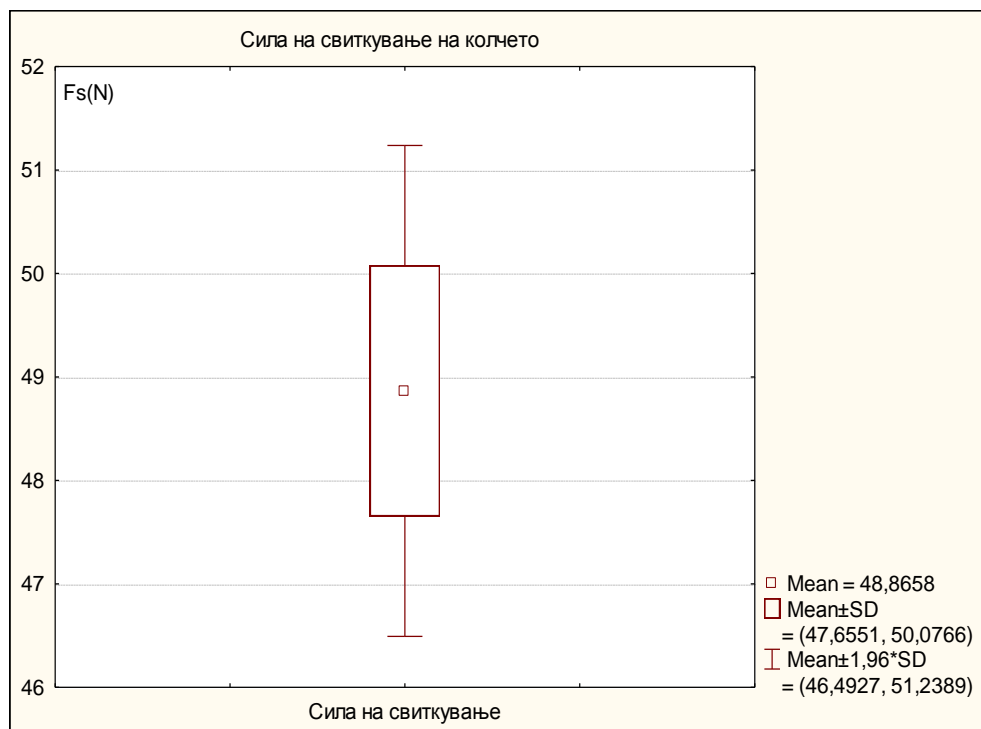
Табела 10.1. Разлика во ширината на просторот за колче / ЛС & ИОС
Table 10.1. Difference in width of post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N	Valid N
Ширина за колче (отпечаток)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

Силата на свиткување на колчето во подгрупа 35 варира во интервалот $48,87 \pm 1,21$ Fs (N), $\pm 95,00\%$ CI: 48,10-49,64; медијана изнесува 48,80 Fs (N), минималната вредност изнесува 46,92 Fs (N) а максималната вредност изнесува 50,88 Fs (N) (табела 11. и графикон 12.).

Табела 11. Сила на свиткување на колчето
Table 11. Post bending force

Variable	N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std. Dev.
Сила на свиткување	12	48,87	48,10	49,64	48,80	46,92	50,88	1,21

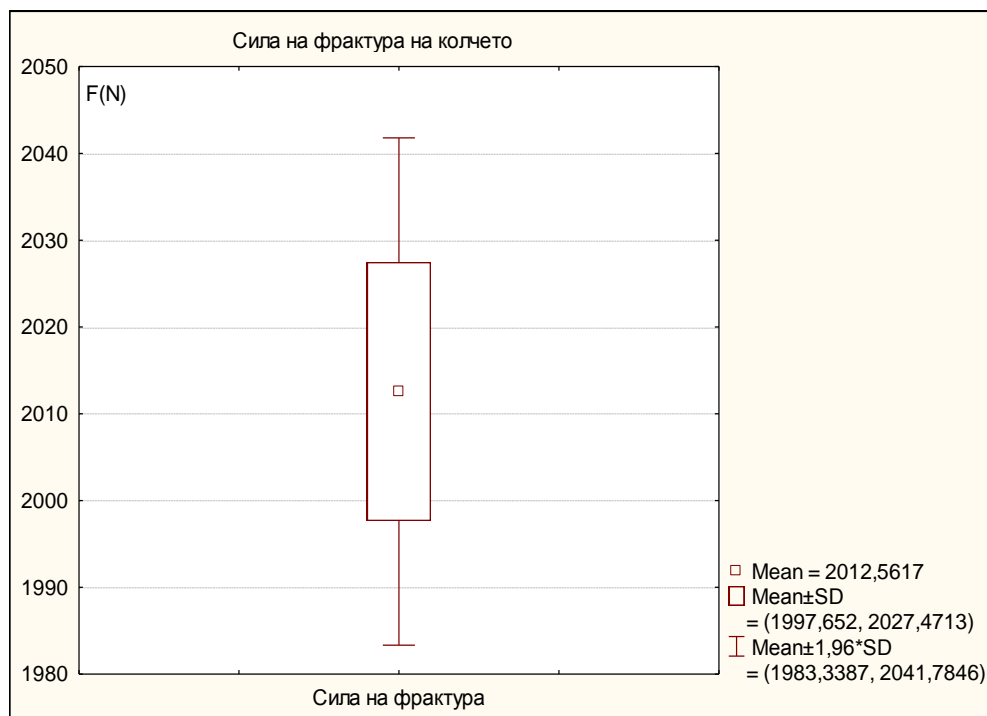


Графикон 12. Сила на свиткување на колчето / подгрупа 35
Graph 12. Post bending force/ subgroup 35

Силата на фрактура на колчето во подгрупа 35 варира во интервалот $2012,56 \pm 14,91$ F (N), $\pm 95,00\%$ CI: 2003,09-2022,04; медијана изнесува 2016,68 F (N), минималната вредност изнесува 1967,92 F (N) а максималната вредност изнесува 2025,41 F (N) (табела 12. и графикон 13.).

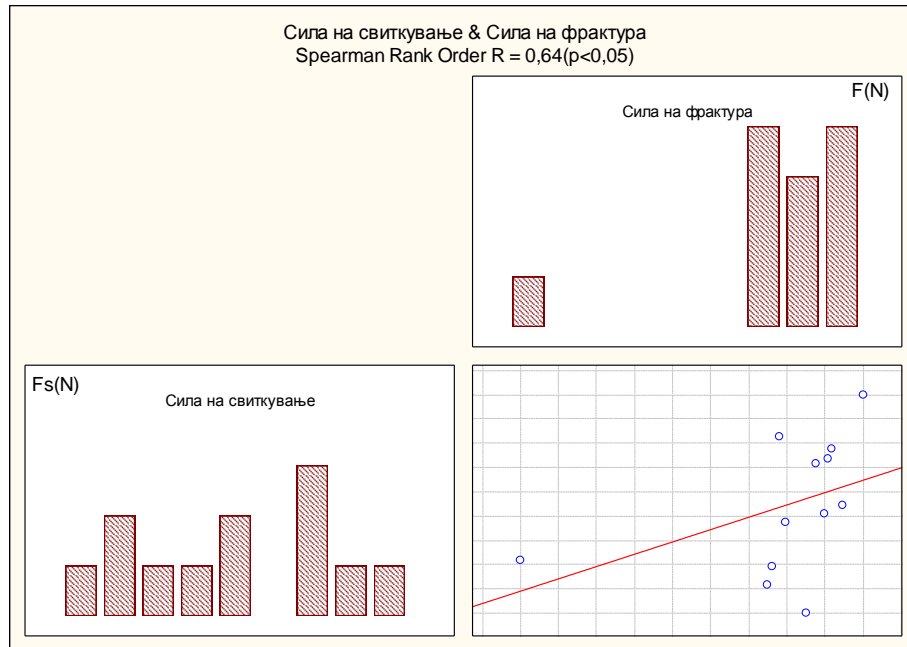
Табела 12. Сила на фрактура на колчето
Table 12. Post fracture force

Variable	N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std. Dev.
Сила на фрактура	12	2012,56	2003,09	2022,04	2016,68	1967,92	2025,41	14,91



Графикон 13. Сила на фрактура на колчето / подгрупа 35
Graph 13. Post fracture force / subgroup 35

На графикон 14. прикажаните резултати се однесуваат на корелацијата во релацијата сила на свиткување & сила на фрактура. За $R = 0,64$ ($p < 0,05$) утврдена е средно јака позитивна значајна корелација. Имено, со покачувањето на силата на свиткување, силата на фрактура се зголемува, значајно за $p < 0,05$.



Графикон 14. Сила на свиткување & Сила на фрактура / корелација / подгрупа 35
Graph 14. Post bending force & fracture force / correlation / subgroup 35

5.1.3. Подгрупа 37

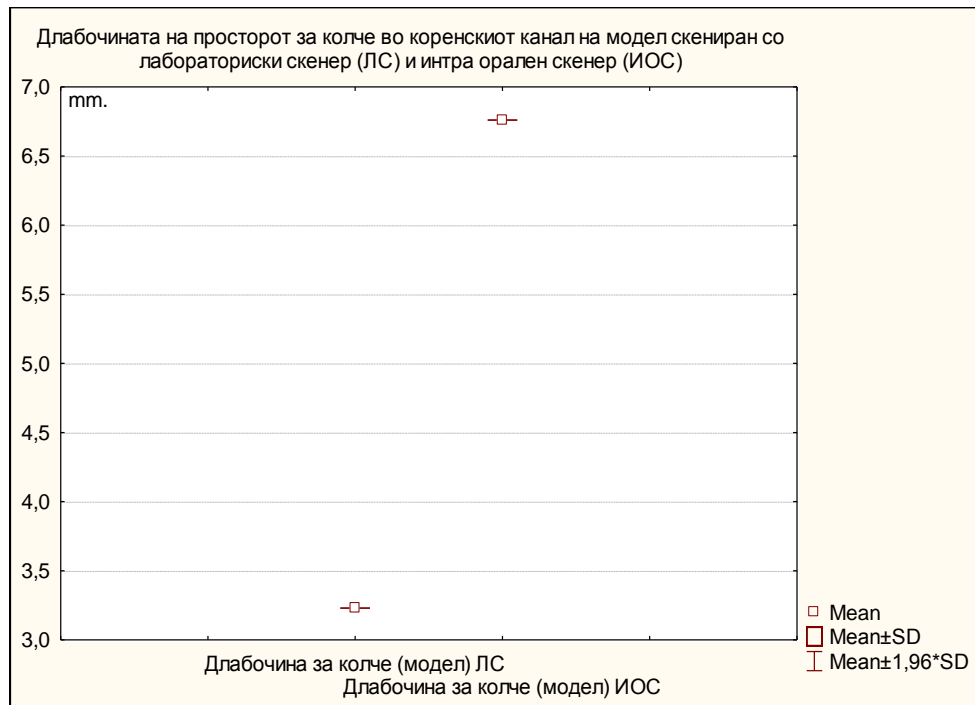
Отчитувањето на длабочината на просторот во mm за колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 13. и графикон 15.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 3,23 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 6,76 mm.

Табела 13. Отчитување на длабочината на просторот за колче во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
Table 13. Reading the width of the impression post space / LS & IOS

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Длабочина за колче (модел) ЛС	12	3,23	3,23	3,23	3,23	0,00
Длабочина за колче (модел) ИОС	12	6,76	6,76	6,76	6,76	0,00



Графикон 15. Отчитување на длабочината на просторот за колче на модел / ЛС & ИОС / подгрупа 37

Graph 15. Reading the width of the impression post space / LS & IOS / subgroup 35

Длабочината на просторот за колче (модел) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од длабочината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 13.1).

Табела 13.1. Разлика во длабочината на просторот за колче / ЛС & ИОС
Table 13.1. Difference in depth of post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Длабочина за колче (модел)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

Отчитувањето на длабочината на просторот во mm за 2-ро колче во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 14. и графикон 16.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 3,64 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 8,32 mm.

Табела 14. Отчитување на длабочината на просторот за 2-ро колче во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)

Table 14. Reading of the depth of the space for the 2nd post in the root canal of a model scanned with a laboratory scanner (LS) and an intra oral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Длабочина за колче (модел) ЛС	12	3,64	3,64	3,64	3,64	0,00
Длабочина за колче (модел) ИОС	12	8,32	8,32	8,32	8,32	0,00



Графикон 16. Отчитување на длабочината на просторот за 2-ро колче на модел / ЛС & ИОС / подгрупа 37

Graph 16. Space depth reading for 2nd post on model / LS & IOS / Subgroup 37

Длабочината на просторот за 2-ро колче (модел) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е поголема од длабочината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 14.1).

Табела 14.1. Разлика во длабочината на просторот за 2-ро колче / ЛС & ИОС
 Table 14.1. Difference of the depth reading of the 2nd post space /LS&IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Длабочина за колче (модел)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

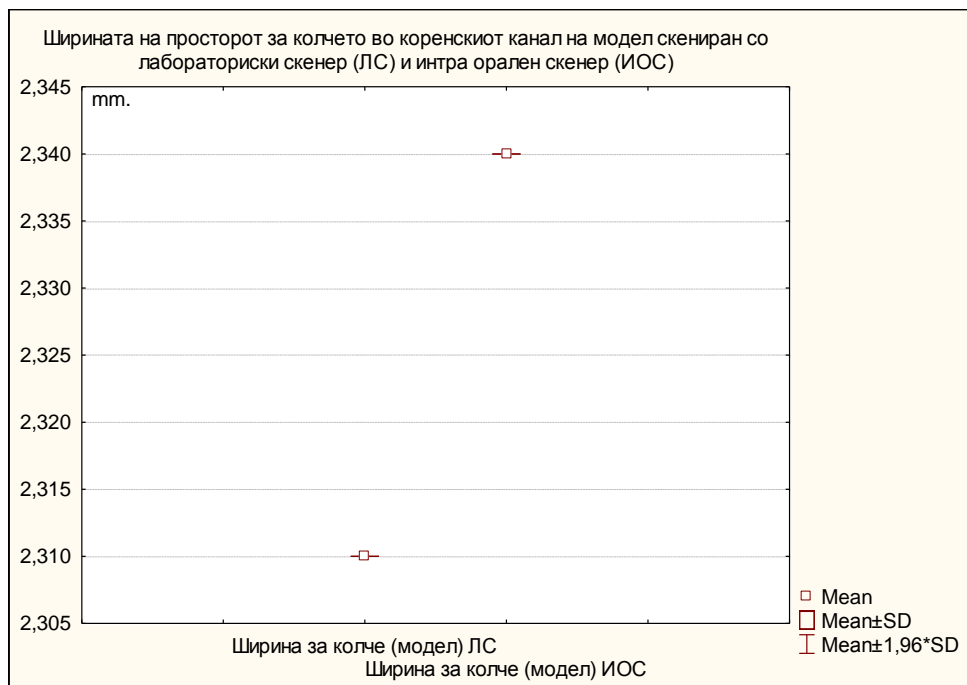
Ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 15. и графикон 17.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 2,31 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,34 mm.

Табела 15. Отчитување на ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
 Table 15. Reading the width of the post space in the root canal of the model scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Ширина за колче (модел) ЛС	12	2,31	2,31	2,31	2,31	0,00
Ширина за колче (модел) ИОС	12	2,34	2,34	2,34	2,34	0,00



Графикон 17. Отчитување на ширината на просторот за колче на модел / ЛС & ИОС / подгрупа 37

Graph 17. Reading of width for post space on model LS/IOS, subgroup 37

Ширината на просторот за колче (модел) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од ширината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 15.1).

Табела 15.1. Разлика во ширината на просторот за колче / ЛС & ИОС

Table 15.1. Difference in depth of post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Ширина за колче (модел)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

Ширината на просторот за 2-ро колче во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 16. и графикон 18.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 2,23 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,29 mm.

Табела 16. Отчитување на ширината на просторот за 2-ро колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)

Table 16. Reading the width of the 2nd post space in the root canal of the model scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Ширина за колче (модел) ЛС	12	2,23	2,23	2,23	2,23	0,00
Ширина за колче (модел) ИОС	12	2,29	2,29	2,29	2,29	0,00



Графикон 18. Отчитување на ширината на просторот за 2-ро колче на модел / ЛС & ИОС / подгрупа 37

Graph 18. Space width reading for 2nd post on model / LS & IOS / Subgroup 37

Отчитување на ширината на просторот во mm за 2-ро колче (модел) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од ширината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 16.1).

Табела 16.1. Разлика во ширината на просторот за 2-ро колче / ЛС & ИОС
 Table 16.1. Difference in width of the 2nd post space /LS&IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Ширина за колче (модел)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

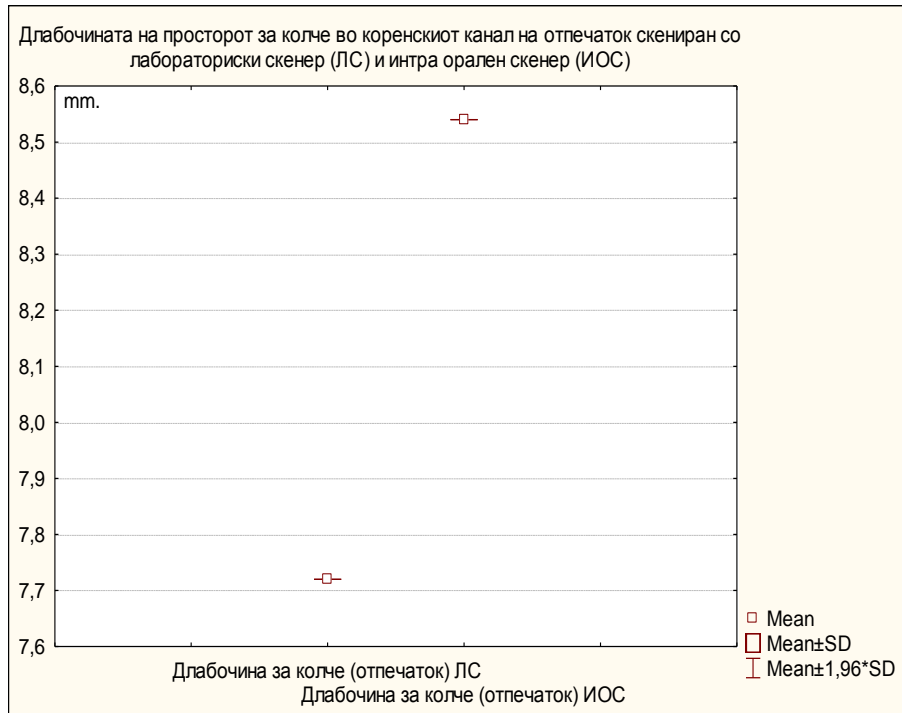
Отчитување на длабочината на просторот во mm за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 17. и графикон 19.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 7,72 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 8,54 mm.

Табела 17. Отчитување на длабочината на просторот за колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) интра орален скенер (ИОС)
 Table 17. Reading of the depth of the post space in the root canal on an impression scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Длабочина за колче (отпечаток) ЛС	12	7,72	7,72	7,72	7,72	0,00
Длабочина за колче (отпечаток) ИОС	12	8,54	8,54	8,54	8,54	0,00



Графикон 19. Отчитување на длабочината на просторот за колче на отпечаток / ЛС & ИОС / подгрупа 37

Graph 19. Space depth reading for post on impression I / LS & IOS / Subgroup 37

Длабочината на просторот за колче (отпечаток) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од длабочината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 17.1).

Табела 17.1. Разлика во длабочината на просторот за колче / ЛС & ИОС
Table 17.1. Difference in depth of post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Длабочина за колче (отпечаток)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

Длабочината на просторот за 2-ро колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 18. и графикон 20.

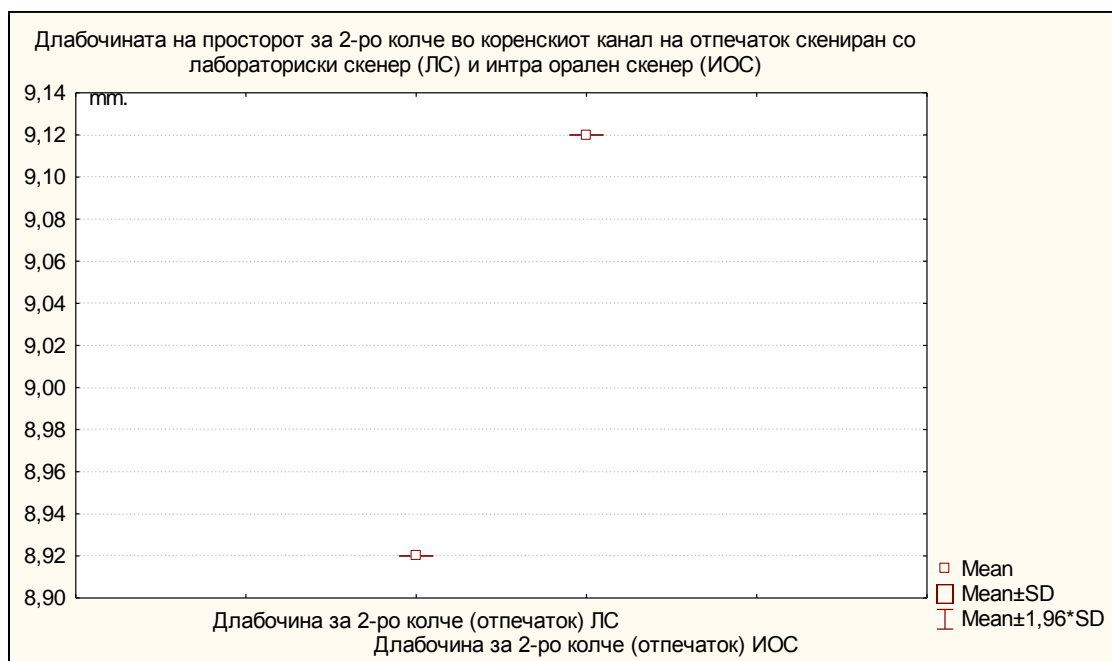
Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 8,92 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 9,12 mm.

Табела 18. Отчитување на длабочината на просторот за 2-ро колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)

Table 18. Reading of the depth of the 2nd post space in the root canal on an impression scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Длабочина за колче (отпечаток) ЛС	12	8,92	8,92	8,92	8,92	0,00
Длабочина за колче (отпечаток) ИОС	12	9,12	9,12	9,12	9,12	0,00



Графикон 20. Отчитување на длабочината на просторот за 2-ро колче на отпечаток / ЛС & ИОС / подгрупа 37

Graph 20. Space width reading for 2nd post on impression / LS & IOS / Subgroup 37

Длабочината на просторот за 2-ро колче (отпечаток) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е поголема од длабочината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 18.1).

Табела 18.1. Разлика во длабочината на просторот за 2-ро колче / ЛС & ИОС
 Table 18.1. Difference in depth of the 2nd post space /LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Длабочина за колче (отпечаток)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

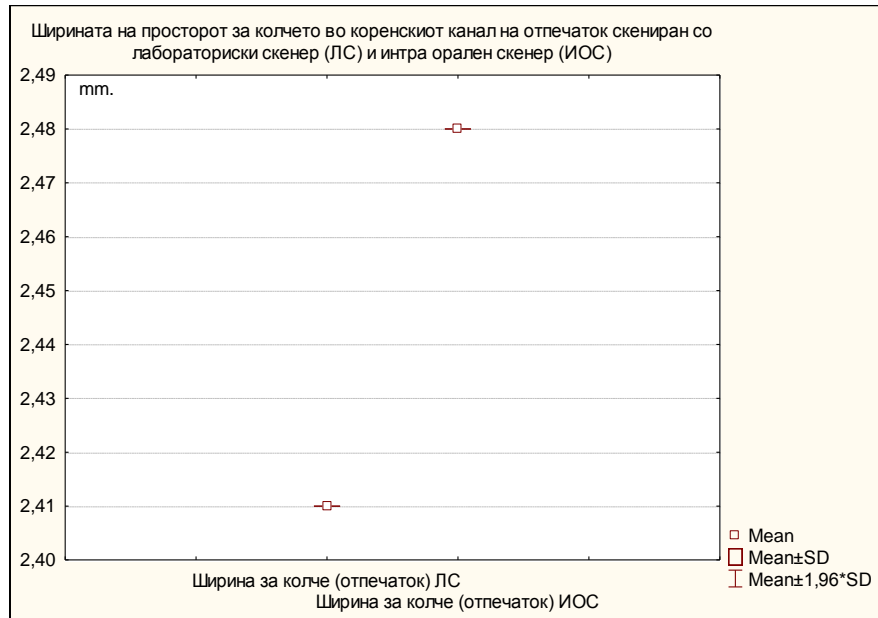
Ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 19. и графикон 21.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 2,41 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,48 mm.

Табела 19. Отчитување на ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
 Table 19. Space width reading for post on impression / LS & IOS

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Ширина за колче (отпечаток) ЛС	12	2,41	2,41	2,41	2,41	0,00
Ширина за колче (отпечаток) ИОС	12	2,48	2,48	2,48	2,48	0,00



Графикон 21. Отчитување на ширината на просторот за колче на отпечаток / ЛС & ИОС / подгрупа 37

Graph 21. Space width reading for post on impression / LS & IOS / Subgroup 37

Ширината на просторот за колче (отпечаток) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е поголема од ширината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 19.1).

Табела 19.1. Разлика во ширината на просторот за колче / ЛС & ИОС

Table 19.1. Space width difference for post space on impression / LS & IOS / Subgroup 37

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N	Valid N
Ширина за колче (отпечаток)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

Ширината на просторот за 2-ро колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 20. и графикон 22.

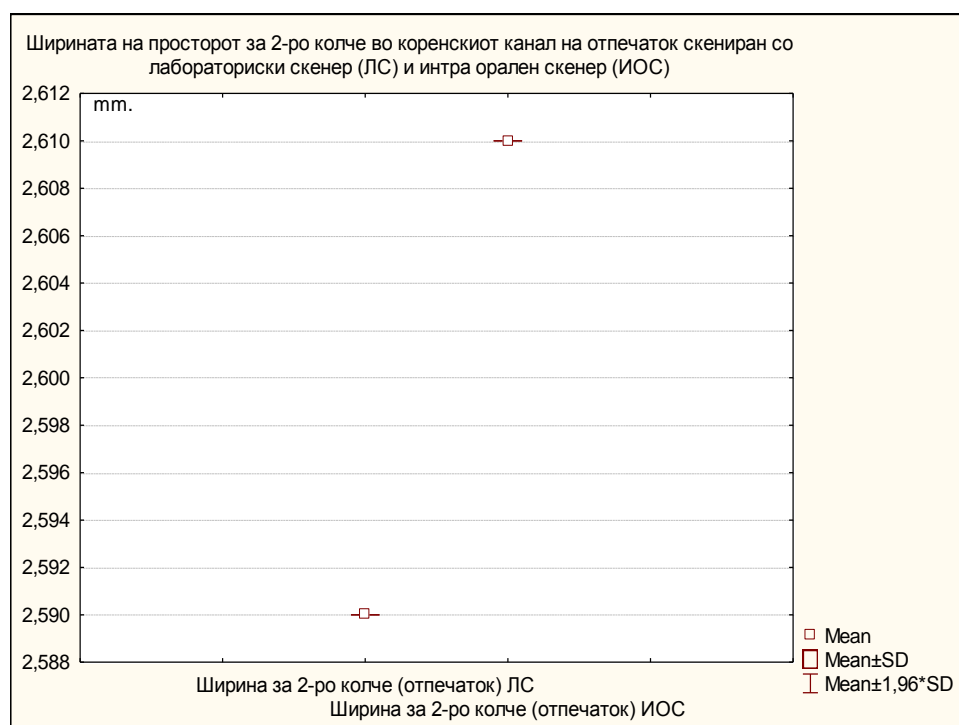
Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 2,59 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,61 mm.

Табела 20. Отчитување на ширината на просторот за 2-ро колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)

Table 20. Space width reading for 2nd post in root canal on impression scanned laboratory or intra oral scanner/ LS & IOS

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Ширина за колче (отпечаток) ЛС	12	2,59	2,59	2,59	2,59	0,00
Ширина за колче (отпечаток) ИОС	12	2,61	2,61	2,61	2,61	0,00



Графикон 22. Отчитување на ширината на просторот за 2-ро колче на отпечаток / ЛС & ИОС / подгрупа 37

Graph 22. Space width reading for 2nd post on impression / LS & IOS / Subgroup 37

Ширината на просторот за 2-ро колче (отпечаток) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е поголема од ширината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 20.1.).

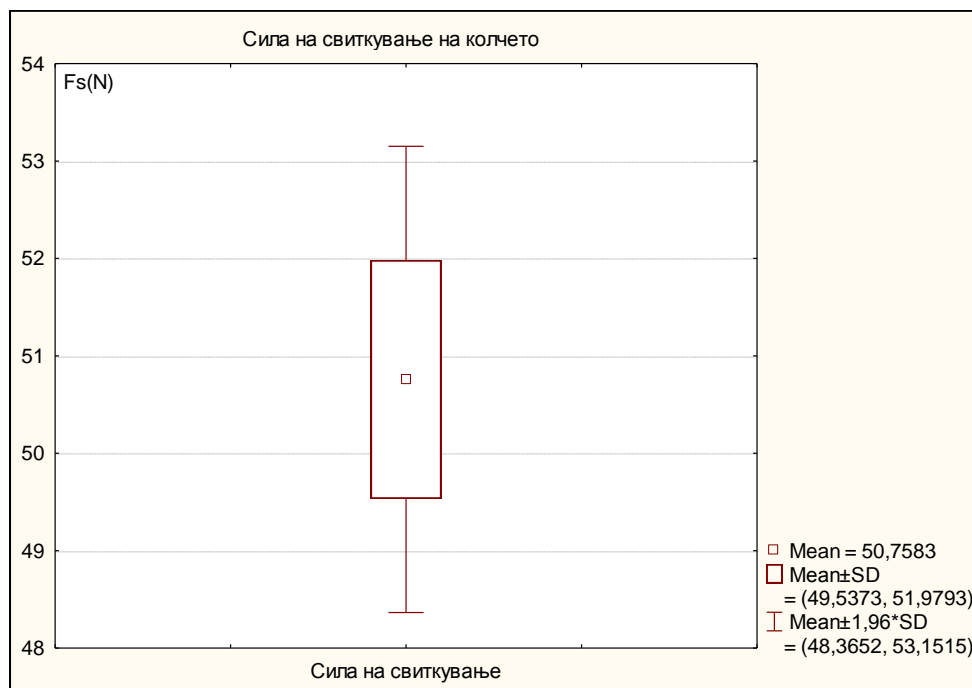
Табела 20.1. Разлика во ширината на просторот за колче / ЛС & ИОС
Table 20.1. Difference in width of the post space /LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N	Valid N
Ширина за колче (отпечаток)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

Силата на свиткување на колчето во подгрупа 37 варира во интервалот $50,76 \pm 1,22$ Fs (N), $\pm 95,00\%$ CI: 49,98-51,53; медијаната изнесува 50,76 Fs (N), минималната вредност изнесува 48,43 Fs (N) а максималната вредност изнесува 53,11 Fs (N) (табела 21. и графикон 23.).

Табела 21. Сила на свиткување на колчето
Table 21. Post bending force

Variable	N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std. Dev.
Сила на свиткување	12	50,76	49,98	51,53	50,76	48,43	53,11	1,22

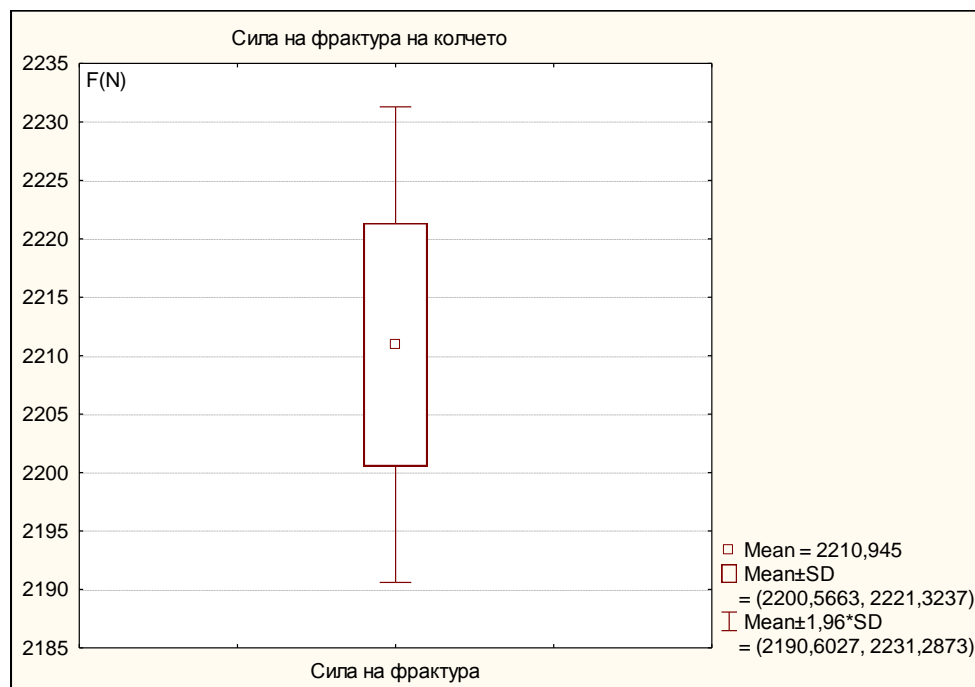


Графикон 23. Сила на свиткување на колчето / подгрупа 37
Graph 23. Post bending force / subgroup 37

Силата на фрактура на колчето во подгрупа 37 варира во интервалот $2210,95 \pm 10,38$ F (N), $\pm 95,00\%$ CI: 2204,35-2217,54; медијаната изнесува 2214,31 F (N), минималната вредност изнесува 2192,31 F (N) а максималната вредност изнесува 2222,59 F (N) (табела 22. и графикон 24.).

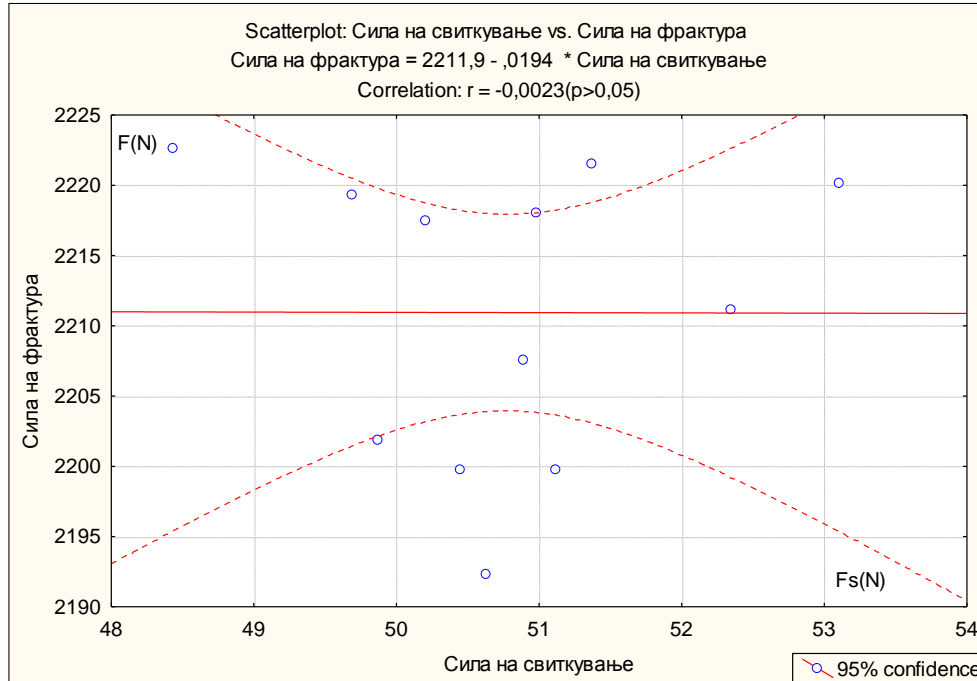
Табела 22. Сила на фрактура на колчето
Table 22. Post fracture force

Variable	N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std. Dev.
Сила на фрактура	12	2210,95	2204,35	2217,54	2214,31	2192,31	2222,59	10,38



Графикон 24. Сила на фрактура на колчето / подгрупа 37
Graph 24. Post fracture force / subgroup 37

На графикон 25. прикажаните резултати се однесуваат на корелацијата во релацијата сила на свиткување & сила на фрактура. За $r = -0,0023$ ($p > 0,05$) утврдена е изразито слаба негативна незначајна корелација. Имено, со покачувањето на силата на свиткување за 1Fs (N), силата на фрактура се намалува за 0,02 F(N), незначајно за $p > 0,05$.



Графикон 25. Сила на свиткување & Сила на фрактура / корелација / подгрупа 37
 Graph 25. Post bending force & Post fracture force / correlation / subgroup 37

5.1.4. Сила на свиткување на колчето / Разлика помеѓу подгрупи

Резултатите прикажани на табела 23. и табела 23.1 се однесуваат на разликата во силата на свиткување помеѓу трите подгрупи на колчиња направени од ПММА акрилатен материјал.

За $F = 5,99$ и $p < 0,01$ ($p = 0,006$) помеѓу трите подгрупи (33 & 35 & 37) на колчиња направени од ПММА акрилатен материјал постои значајна разлика во силата на свиткување.

Табела 23. Сила на свиткување на колчето / Разлика помеѓу подгрупи
 Table 23. Post bending force / subgroups difference

Variable	SS Effect	df Effect	MS Effect	SS Error	df Error	MS Error	F	p
Сила на свиткување	24,06	2	12,03	66,31	33	2,01	5,99	0,006

Меѓугрупните разлики во силата на свиткување прикажани се во пост-хок анализата.

За $p > 0,05$ ($p = 0,52$) нема значајна разлика во силата на свиткување помеѓу првата подгрупа 33 и втората подгрупа 35.

Силата на свиткување во третата подгрупа 37 за $p < 0,05$ ($p = 0,01$) значајно е поголема него во првата подгрупа 33.

Силата на свиткување во третата подгрупа 37 за $p < 0,01$ ($p = 0,003$) значајно е поголема него во втората подгрупа 35.

Табела 23.1. Post-hoc / LSD Test

Table 23.1. Post-hoc / LSD Test

Подгрупи	{1} M=49,25	{2} M=48,87	{3} M=50,76
33 {1}		0,52	0,01
35 {2}	0,52		0,003
37 {3}	0,01	0,003	

5.1.5. Сила на фрактура на колчето / Разлика помеѓу подгрупи

Резултатите прикажани на табела 24. и табела 24.1. се однесуваат на разликата во силата на фрактура помеѓу трите подгрупи на колчиња направени од ПММА акрилатен материјал.

За $N = 29,90$ и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) помеѓу трите подгрупи (33 & 35 & 37) на колчиња направени од ПММА акрилатен материјал постои значајна разлика во силата на фрактура.

Табела 24. Сила на фрактура на колчето / Разлика помеѓу подгрупи

Table 24. Post fracture force / subgroup difference

Depend: Сила на фрактура	Code	Valid N	Sum of Ranks
33	33	12	84,00
35	35	12	216,00
37	37	12	366,00

Меѓугрупните разлики во силата на фрактура прикажани се на табела 24.1.

Силата на фрактура во првата подгрупа 33 за $p < 0,05$ ($p=0,03$) значајно е помала него во втората подгрупа 35.

Силата на фрактура во првата подгрупа 33 за $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е помала него во третата подгрупа 37.

Силата на фрактура во втората подгрупа 35 за $p < 0,05$ ($p=0,01$) значајно е помала него во третата подгрупа 37.

Табела 24.1. Multiple Comparisons p values (2-tailed) / Сила на фрактура на колчето
Table 24.1. Multiple Comparisons p values (2-tailed) / Post fracture force

Depend: Сила на фрактура	33 R:7,00	35 R:18,00	37 R:30,70
33		0,03	0,000
35	0,03		0,01
37	0,000	0,01	

5.2. Резултати од Група 2 - Zirconia керамички материјал

5.2.1. Подгрупа 33

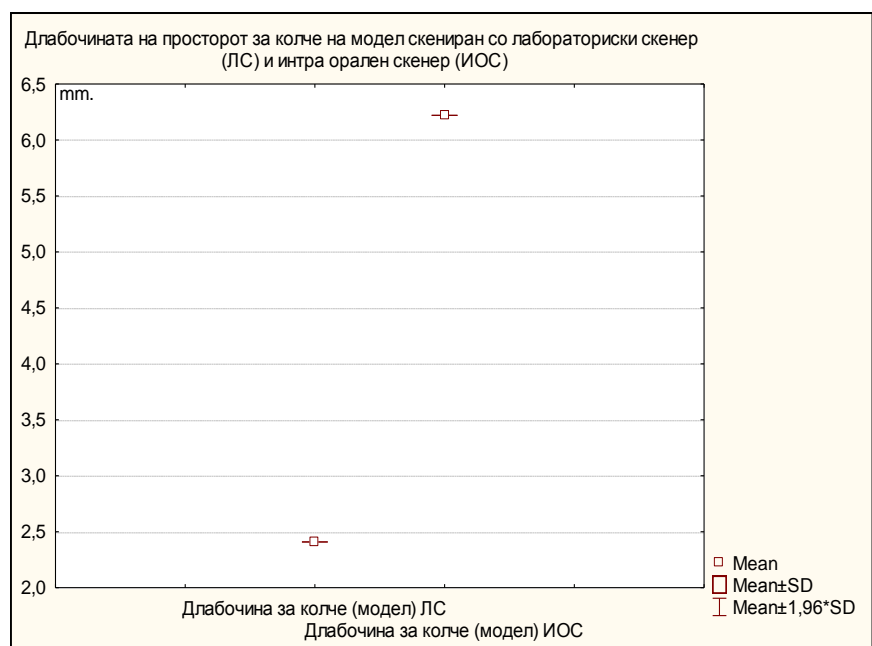
Отчитување на длабочината на просторот за колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 25. и графикон 26.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 2,41 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 6,22 mm.

Табела 25. Отчитување на длабочината на просторот за колче во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
Table 25. Reading of the depth of the post space in the root canal on an model scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Длабочина за колче (модел) ЛС	12	2,41	2,41	2,41	2,41	0,00
Длабочина за колче (модел) ИОС	12	6,22	6,22	6,22	6,22	0,00



Графикон 26. Отчитување на длабочината на просторот за колче на модел ЛС & ИОС / подгрупа 33

Graph 26. Space depth reading for post on model / LS & IOS / Subgroup 33

Длабочината на просторот за колче (модел) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е поголема од длабочината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 25.1.).

Табела 25.1. Разлика во длабочината на просторот за колче / ЛС & ИОС

Table 25.1. Difference in depth of the post space/ LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Длабочина за колче (модел)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

Ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 26. и графикон 27.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 1,94 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,22 mm.

Табела 26. Отчитување на ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) интра орален скенер (ИОС)
 Table 26. Reading of the width of the post space in the root canal on a model scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Ширина за колче (модел) ЛС	12	1,94	1,94	1,94	1,94	0,00
Ширина за колче (модел) ИОС	12	2,22	2,22	2,22	2,22	0,00



Графикон 27. Отчитување на ширината на просторот за колче на модел / ЛС & ИОС / подгрупа 33

Graph 27. Space width reading for post on model / LS & IOS / Subgroup 33

Ширината на просторот за колче (модел) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од ширината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 26.1.).

Табела 26.1. Разлика во ширината на просторот за колче / ЛС & ИОС
 Table 26.1. Difference in width of the post space/ LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Ширина за колче (модел)	222,00	78,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

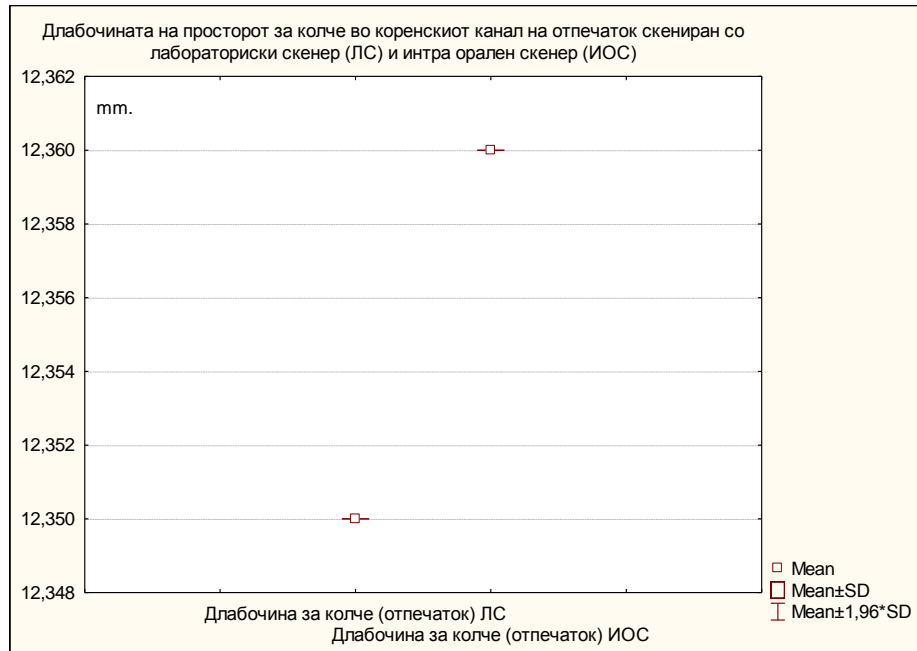
Длабочината на просторот за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 27. и графикон 28.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 12,35 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 12,36 mm.

Табела 27. Отчитување на длабочината на просторот за колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
 Table 27. Reading of the depth of the post space in the root canal on an impression scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Длабочина за колче (отпечаток) ЛС	12	12,35	12,35	12,35	12,35	0,00
Длабочина за колче (отпечаток) ИОС	12	12,36	12,36	12,36	12,36	0,00



Графикон 28. Отчитување на длабочината на просторот за колче на отпечаток / ЛС & ИОС / подгрупа 33

Graph 28. Space depth reading for post on impression / LS & IOS / Subgroup 33

Длабочината на просторот за колче (отпечаток) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,01$ ($p = 0,000$) значајно е поголема од длабочината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 27.1.).

Табела 27.1. Разлика во длабочината на просторот за колче / ЛС & ИОС

Table 27.1. Difference in depth of the post space/ LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Длабочина за колче (отпечаток)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

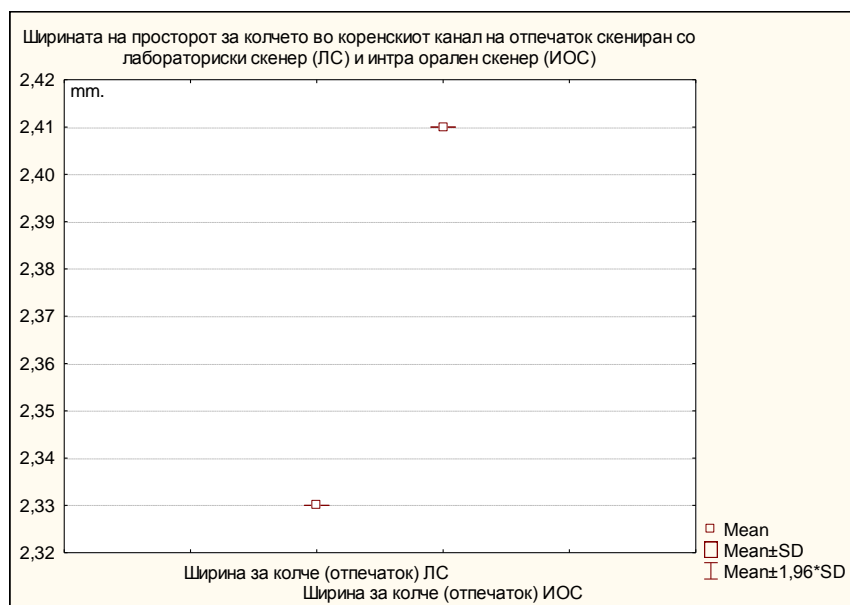
Ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 28. и графикон 29.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 2,33 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,41 mm.

Табела 28. Отчитување на ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
 Table 28. Reading of the width of the post space in the root canal on an impression scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Ширина за колче (отпечаток) ЛС	12	2,33	2,33	2,33	2,33	0,00
Ширина за колче (отпечаток) ИОС	12	2,41	2,41	2,41	2,41	0,00



Графикон 29. Отчитување на ширината на просторот за колче на отпечаток / ЛС & ИОС / подгрупа 33

Graph 29. Space width reading for 2nd post on impression / LS & IOS / Subgroup 33

Ширината на просторот за колче (отпечаток) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е поголема од ширината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 28.1.).

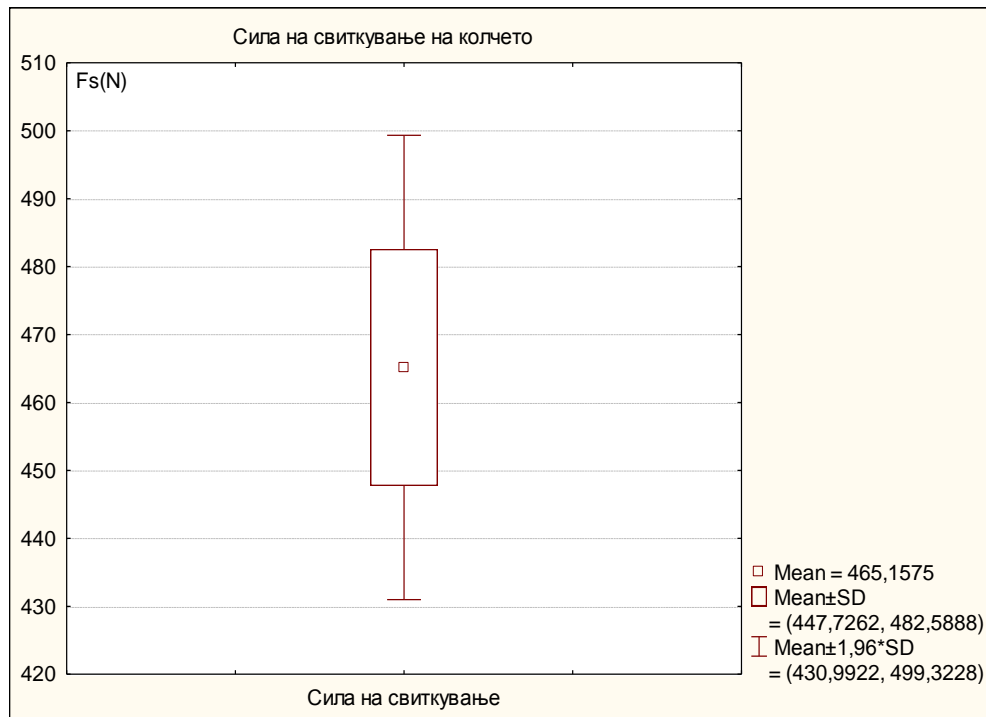
Табела 28.1 Разлика во ширината на просторот за колче / ЛС & ИОС
 Table 28.1. Difference in width of the post space/ LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N	Valid N
Ширина за колче (отпечаток)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

Силата на свиткување на колчето во подгрупа 33 варира во интервалот $465,16 \pm 17,43$ Fs (N), $\pm 95,00\%$ CI: 454,08-476,23; медијаната изнесува 461,99 Fs (N), минималната вредност изнесува 431,33 Fs (N) а максималната вредност изнесува 494,11 Fs (N) (табела 29. и графикон 30.).

Табела 29. Сила на свиткување на колчето
Table 29. Post bending force

Variable	N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std. Dev.
Сила на свиткување	12	465,16	454,08	476,23	461,99	431,33	494,11	17,43

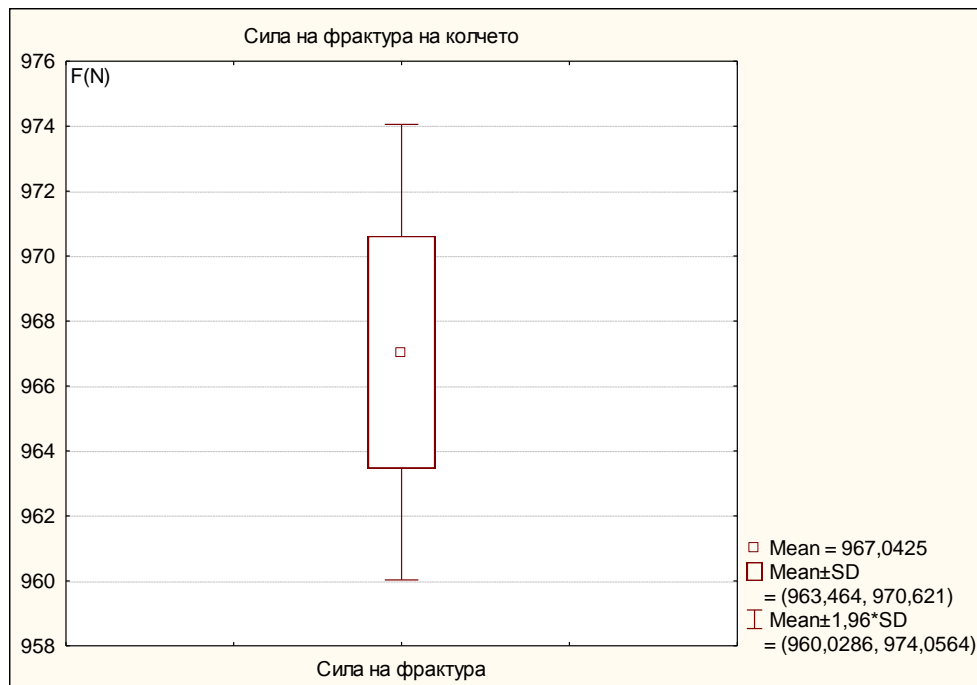


Графикон 30. Сила на свиткување на колчето / подгрупа 33
Graph 30. Post bending force / subgroup 33

Силата на фрактура на колчето во подгрупа 33 варира во интервалот $967,04 \pm 3,58$ F (N), $\pm 95,00\%$ CI: 964,77-969,32; медијаната изнесува 967,81 F (N), минималната вредност изнесува 961,32 F(N), а максималната вредност изнесува 971,31 F (N) (табела 30. и графикон 31.).

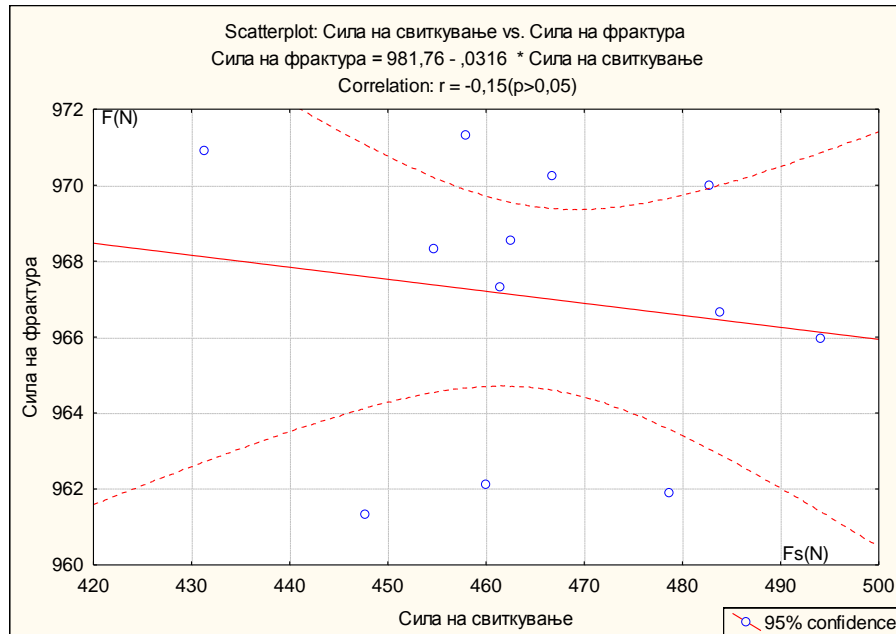
Табела 30. Сила на фрактура на колчето
Table 30. Post fracture force

Variable	N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std. Dev.
Сила на фрактура	12	967,04	964,77	969,32	967,81	961,32	971,31	3,58



Графикон 31. Сила на фрактура на колчето / подгрупа 33
Graph 31. Fracture strength / subgroup 33

На графикон 32. прикажаните резултати се однесуваат на корелацијата во релацијата сила на свиткување & сила на фрактура. За $r = -0,15$ ($p > 0,05$) утврдена е умерено слаба негативна незначајна корелација. Имено, со покачувањето на силата на свиткување за 1Fs (N), силата на фрактура се намалува за 0,15 F (N), незначајно за $p > 0,05$.



Графикон 32. Сила на свиткување & Сила на фрактура / корелација / подгрупа 33
 Graph 32. Post bending force & Post fracture force / correlation / subgroup 33

5.2.2. Подгрупа 35

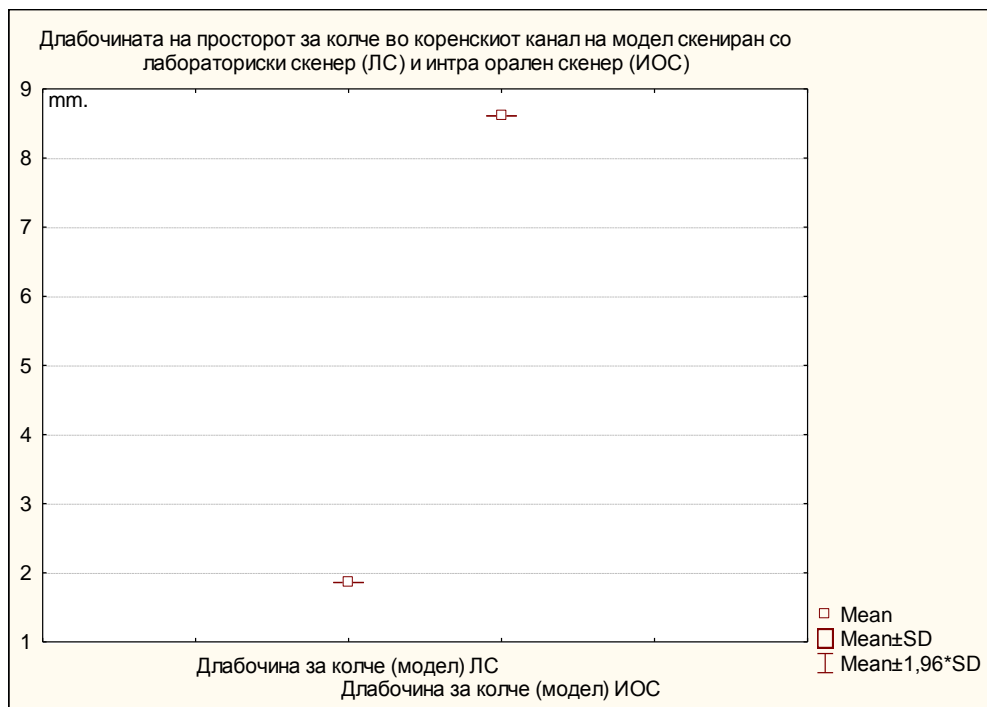
Отчитувањето на длабочината на просторот во mm за колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 31. и графикон 33.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 1,86 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 8,61 mm.

Табела 31. Отчитување на длабочината на просторот за колче во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
 Table 31. Reading of the depth of the post space in the root canal on an model scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Длабочина за колче (модел) ЛС	12	1,86	1,86	1,86	1,86	0,00
Длабочина за колче (модел) ИОС	12	8,61	8,61	8,61	8,61	0,00



Графикон 33. Отчитување на длабочината на просторот за колче на модел / ЛС & ИОС / подгрупа 35

Graph 33. Space width reading for post on model / LS & IOS / Subgroup 35

Длабочината на просторот за колче (модел) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,01$ ($p=0,000$) значајно е поголема од длабочината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 31.1).

Табела 31.1. Разлика во длабочината на просторот за колче / ЛС & ИОС

Table 31.1. Difference in depth of the post space/ LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Длабочина за колче (модел)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

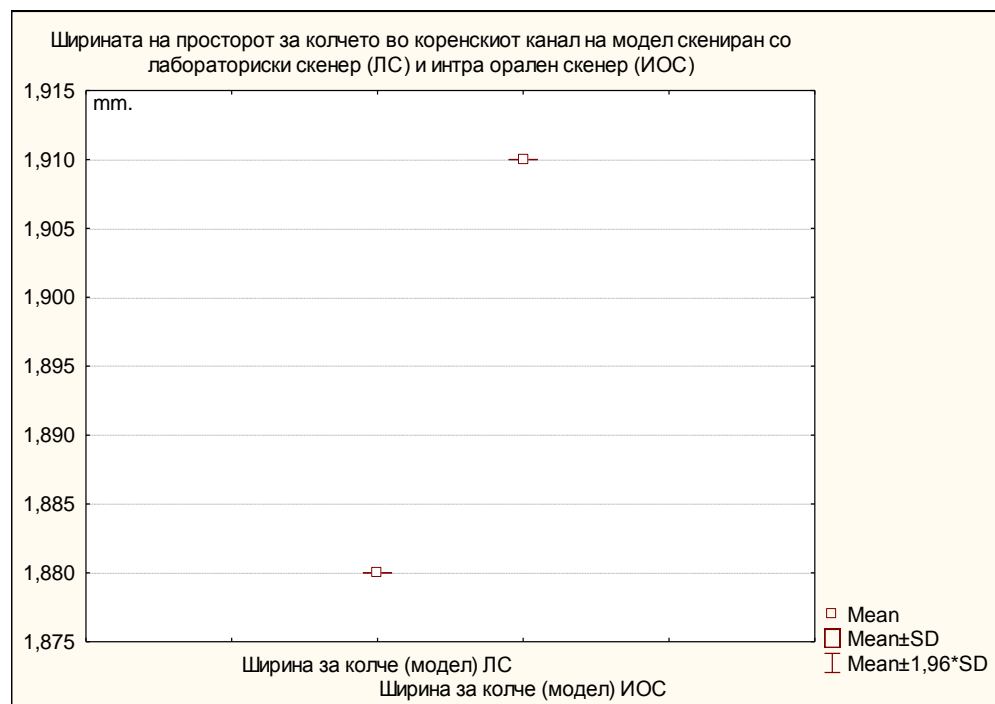
Ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 32. и графикон 34.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 1,88 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 1,91 mm.

Табела 32. Отчитување на ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
Table 32. Reading of the width of the post space in the root canal on an model scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Ширина за колче (модел) ЛС	12	1,88	1,88	1,88	1,88	0,00
Ширина за колче (модел) ИОС	12	1,91	1,91	1,91	1,91	0,00



Графикон 34. Отчитување на ширината на просторот за колче на модел / ЛС & ИОС / подгрупа 35

Graph 34. Space width reading for 2nd post on model / LS & IOS / Subgroup 37

Шириката на просторот за колче (модел) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,01$ ($p = 0,000$) значајно е поголема од ширината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 32.1).

Табела 32.1. Разлика во ширината на просторот за колче / ЛС & ИОС
Table 32.1. Difference in width of the post space/ LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Ширина за колче (модел)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

Длабочината на просторот за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 33. и графикон 35.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 8,53 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 8,57 mm.

Табела 33. Отчитување на длабочината на просторот за колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
Table 33. Reading of the depth of the post space in the root canal on an impression scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Длабочина за колче (отпечаток) ЛС	12	8,53	8,53	8,53	8,53	0,00
Длабочина за колче (отпечаток) ИОС	12	8,57	8,57	8,57	8,57	0,00



Графикон 35. Отчитување на длабочината на просторот за колче на отпечаток /ЛС & ИОС / подгрупа 35

Graph 35. Space depth reading for post on impression / LS & IOS / Subgroup 35

Отчитувањето на длабочината на просторот во mm за колче (отпечаток) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од длабочината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 33.1).

Табела 33.1. Разлика во длабочината на просторот за колче / ЛС & ИОС
Table 33.1. Difference in depth of the post space/ LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Длабочина за колче (отпечаток)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

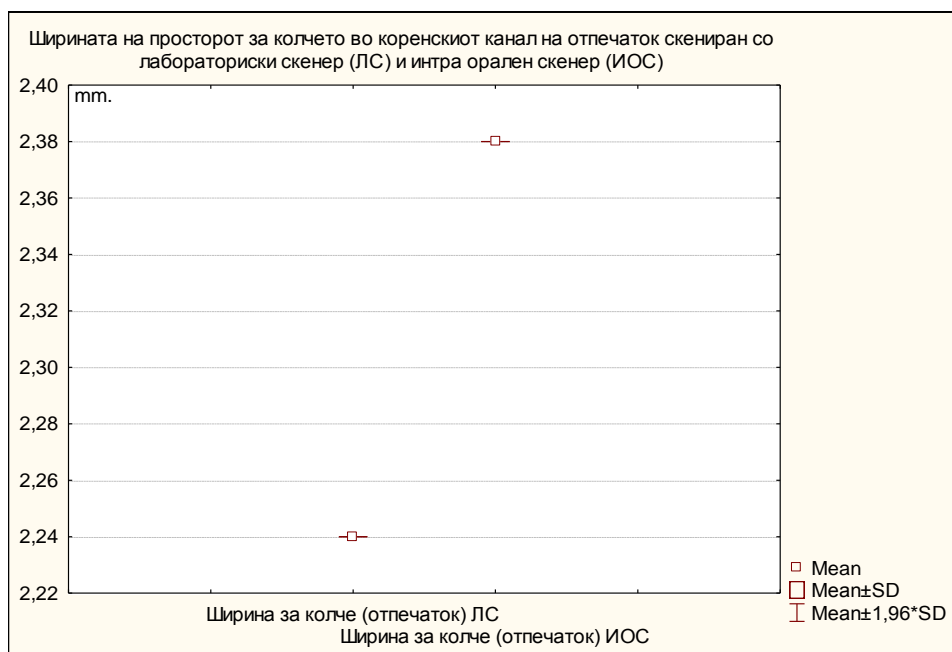
Ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 34. и графикон 36.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 2,24 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,38 mm.

Табела 34. Отчитување на ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
Table 34. Reading of the width of the post space in the root canal on an impression scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Ширина за колче (отпечаток) ЛС	12	2,24	2,24	2,24	2,24	0,00
Ширина за колче (отпечаток) ИОС	12	2,38	2,38	2,38	2,38	0,00



Графикон 36. Отчитување на ширината на просторот за колче на отпечаток / ЛС & ИОС / подгрупа 35

Graph 36. Space width reading for post on impression / LS & IOS / Subgroup 35

Ширината на просторот за колче (отпечаток) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од ширината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 34.1).

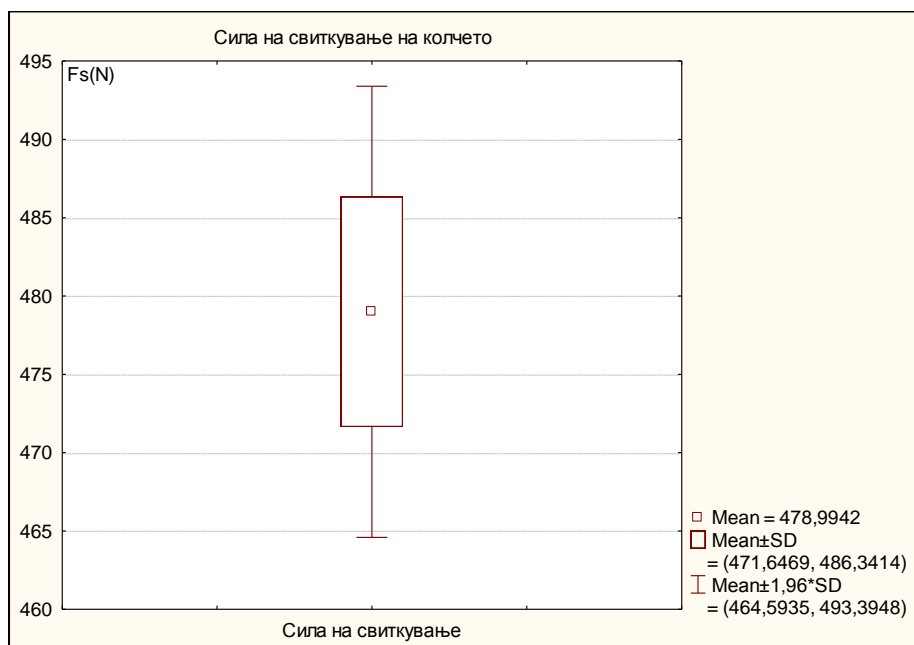
Табела 34.1. Разлика во ширината на просторот за колче / ЛС & ИОС
 Table 34.1. Difference in width of the post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N	Valid N
Ширина за колче (отпечаток)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

Силата на свиткување на колчето во подгрупа 35 варира во интервалот $478,99 \pm 7,35$ Fs (N), $\pm 95,00\%$ CI: 474,33-483,66; медијаната изнесува 477,92 Fs (N), минималната вредност изнесува 468,33 Fs (N) а максималната вредност изнесува 490,12 Fs (N) (табела 35. и графикон 37.)

Табела 35. Сила на свиткување на колчето
 Table 35. Post bending strength

Variable	N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std. Dev.
Сила на свиткување	12	478,99	474,33	483,66	477,92	468,33	490,12	7,35



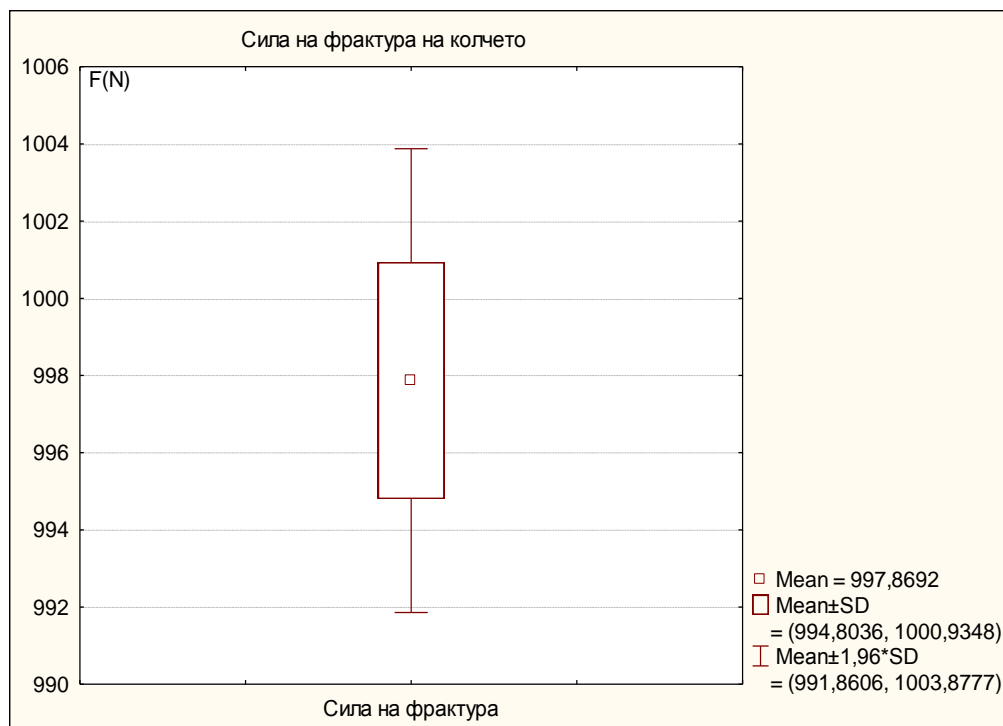
Графикон 37. Сила на свиткување на колчето / подгрупа 35
 Graph 37. Post bending force/ subgroup 35

Силата на фрактура на колчето во подгрупа 35 варира во интервалот $997,87 \pm 3,07$ F (N), $\pm 95,00\%$ CI: 995,92-999,82; медијаната изнесува 998,73 F (N),

минималната вредност изнесува 991,54 F (N) а максималната вредност изнесува 1001,49 F (N) (табела 36. и графикон 38.).

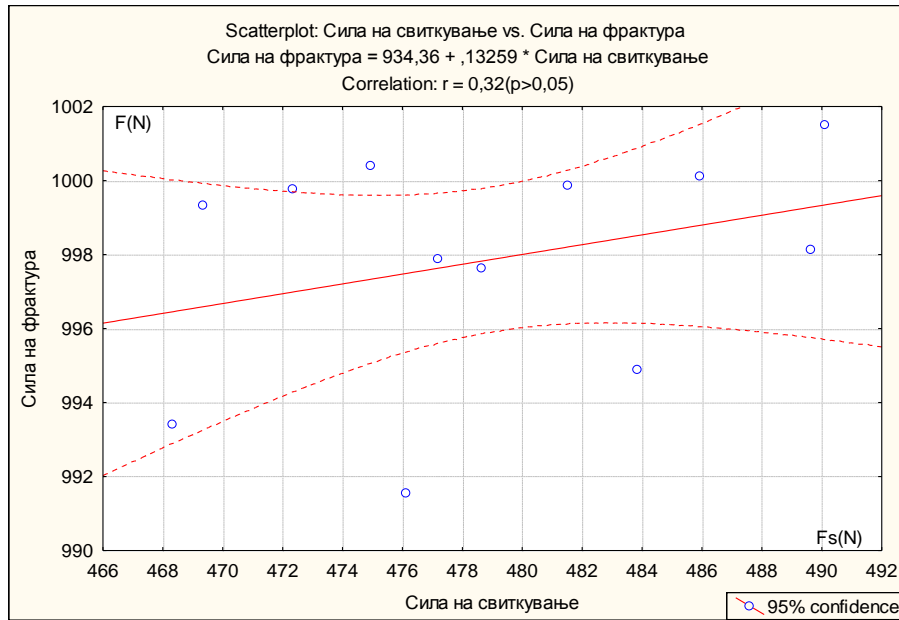
Табела 36. Сила на фрактура на колчето
Table 36. Post fracture strength

Variable	N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std. Dev.
Сила на фрактура	12	997,87	995,92	999,82	998,73	991,54	1001,49	3,07



Графикон 38. Сила на фрактура на колчето / подгрупа 35
Graph 38. Fracture strength of the post / subgroup 35

На графикон 39. прикажаните резултати се однесуваат на корелацијата во релацијата сила на свиткување & сила на фрактура. За $r = 0,32$ ($p > 0,05$) утврдена е умерено јака позитивна незначајна корелација. Имено, со покачувањето на силата на свиткување за 1Fs (N), силата на фрактура се зголемува за 0,13 F (N), незначајно за $p > 0,05$.



Графикон 39. Сила на свиткување & Сила на фрактура / корелација / подгрупа 35
 Graph 39. Post bending force & post fracture / correlation / subgroup 35

5.2.3. Подгрупа 37

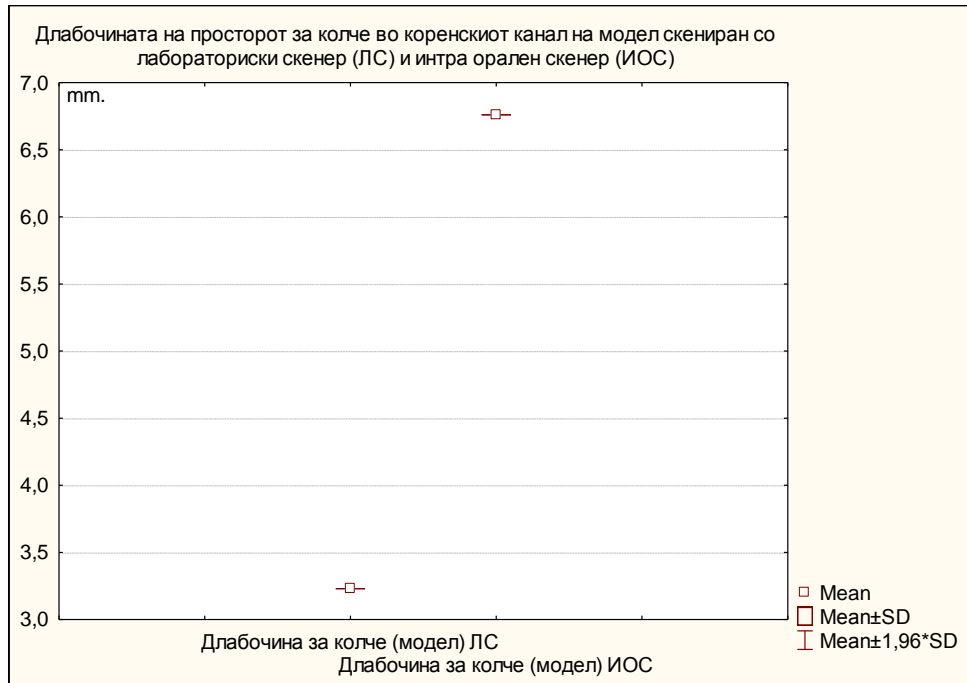
Отчитување на длабочината на просторот во mm за колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 37. и графикон 40.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 3,23 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 6,76 mm.

Табела 37. Отчитување на длабочината на просторот за колче во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
 Table 37. Reading of the depth of the post space in the root canal on model scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Длабочина за колче (модел) ЛС	12	3,23	3,23	3,23	3,23	0,00
Длабочина за колче (модел) ИОС	12	6,76	6,76	6,76	6,76	0,00



Графикон 40. Отчитување на длабочината на просторот за колче на модел / ЛС & ИОС / подгрупа 37

Graph 40. Space width reading for post on model / LS & IOS / Subgroup 37

Длабочината на просторот за колче (модел) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од длабочината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 37.1).

Табела 37.1. Разлика во длабочината на просторот за колче / ЛС & ИОС
Table 37.1. Difference in depth of the post space /LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Длабочина за колче (модел)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

Длабочината на просторот за 2-ро колче во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 38. и графикон 41.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 3,64 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 8,32 mm.

Табела 38. Отчитување на длабочината на просторот за 2-ро колче во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)

Table 38. Reading of the depth of the post space in the root canal 2nd post on a model scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Длабочина за колче (модел) ЛС	12	3,64	3,64	3,64	3,64	0,00
Длабочина за колче (модел) ИОС	12	8,32	8,32	8,32	8,32	0,00



Графикон 41. Отчитување на длабочината на просторот за 2-ро колче на модел / ЛС & ИОС / подгрупа 37

Graph 41. Space depth reading for post on model / LS & IOS / Subgroup 37

Длабочината на просторот за 2-ро колче (модел) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,01$ ($p = 0,000$) значајно е поголема од длабочината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 38.1).

Табела 38.1. Разлика во длабочината на просторот за 2-ро колче/ ЛС & ИОС
 Table 38.1. Difference in depth of the post space, 2nd post / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Длабочина за колче (модел)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

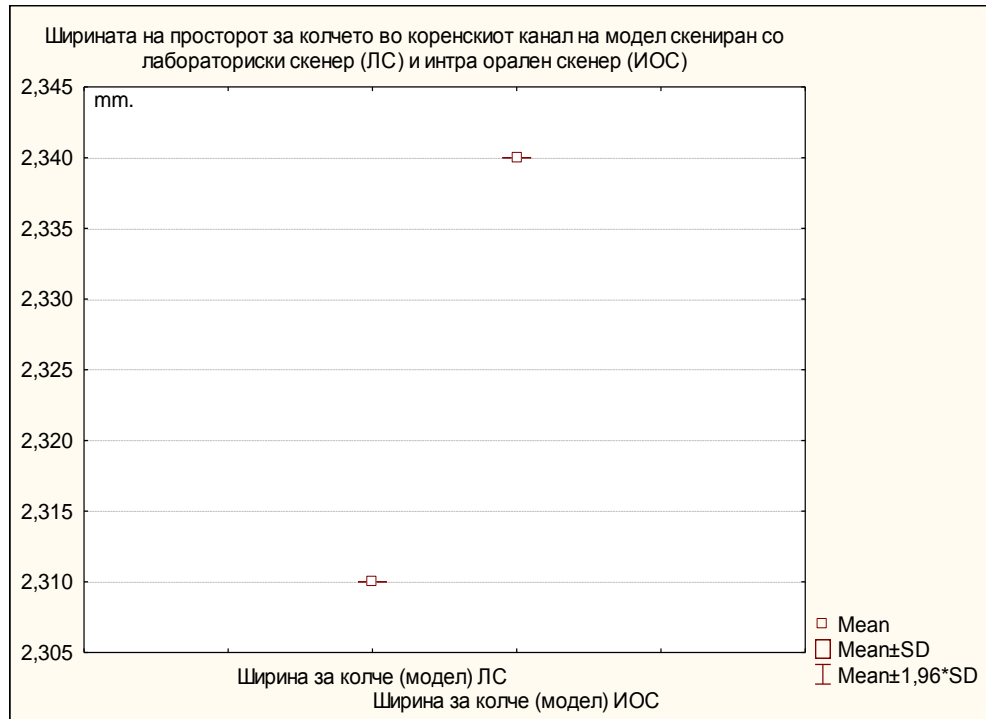
Ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 39. и графикон 42.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 2,31 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,34 mm.

Табела 39. Отчитување на ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
 Table 39. Reading of the width of the post space in the root canal on a model scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Ширина за колче (модел) ЛС	12	2,31	2,31	2,31	2,31	0,00
Ширина за колче (модел) ИОС	12	2,34	2,34	2,34	2,34	0,00



Графикон 42. Отчитување на ширината на просторот за колче на модел / ЛС & ИОС / подгрупа 37

Graph 42. Space width reading for post on model / LS & IOS / Subgroup 37

Ширината на просторот за колче (модел) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од ширината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 39.1).

Табела 39.1. Разлика во ширината на просторот за колче / ЛС & ИОС
Table 39.1. Difference in width of the post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Ширина за колче (модел)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

Ширината на просторот за 2-ро колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 40. и графикон 43.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 2,23 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,29 mm.

Табела 40. Отчитување на ширината на просторот за 2-ро колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)

Table 40. Reading of the width of the post space in the root canal 2nd post on a model scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Ширина за колче (модел) ЛС	12	2,23	2,23	2,23	2,23	0,00
Ширина за колче (модел) ИОС	12	2,29	2,29	2,29	2,29	0,00



Графикон 43. Отчитување на ширината на просторот за 2-ро колче на модел / ЛС & ИОС / подгрупа 37

Graph 43. Space width reading for 2nd post on model / LS & IOS / Subgroup 37

Ширината на просторот за 2-ро колче (модел) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од ширината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 40.1).

Табела 40.1. Разлика во ширината на просторот за 2-ро колче / ЛС & ИОС
Table 40.1. Difference in width of the post space, 2nd post / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Ширина за колче (модел)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

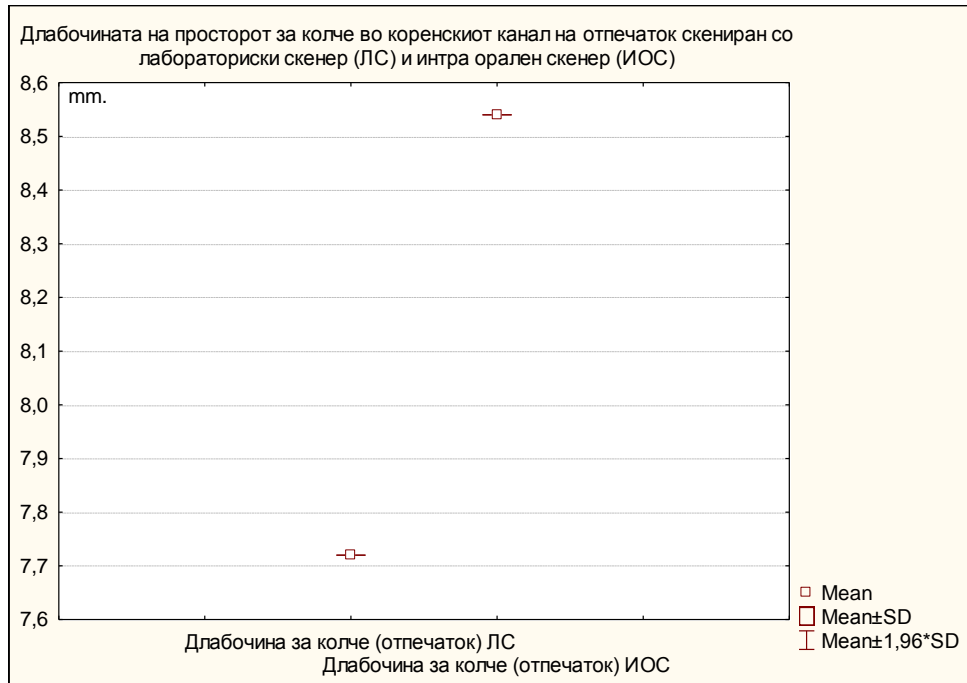
Длабочината на просторот за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 41. и графикон 44.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 7,72 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 8,54 mm.

Табела 41. Отчитување на длабочината на просторот за колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
Table 41. Reading of the depth of the post space in the root canal on an impression scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Длабочина за колче (отпечаток) ЛС	12	7,72	7,72	7,72	7,72	0,00
Длабочина за колче (отпечаток) ИОС	12	8,54	8,54	8,54	8,54	0,00



Графикон 44. Отчитување на длабочината на просторот за колче на отпечаток / ЛС & ИОС / подгрупа 37
 Graph 44. Space width reading for post on impression / LS & IOS / Subgroup 37

Длабочината на просторот за колче (отпечаток) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од длабочината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 41.1).

Табела 41.1. Разлика во длабочината на просторот за колче / ЛС & ИОС
 Table 41.1. Difference in depth of the post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Длабочина за колче (отпечаток)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

Длабочината на просторот за 2-ро колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 42. и графикон 45.

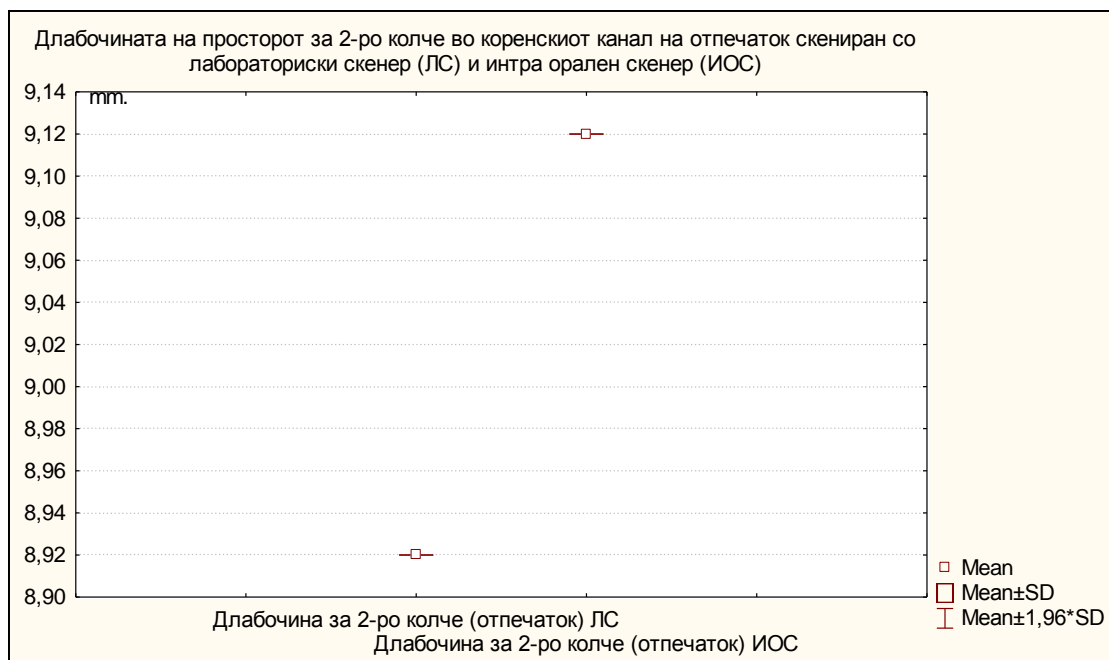
Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 8,92 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 9,12 mm.

Табела 42. Отчитување на длабочината на просторот за 2-ро колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)

Table 42. Reading of the depth of the post space in the root canal, 2nd post on an impression scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Длабочина за колче (отпечаток) ЛС	12	8,92	8,92	8,92	8,92	0,00
Длабочина за колче (отпечаток) ИОС	12	9,12	9,12	9,12	9,12	0,00



Графикон 45. Отчитување на длабочината на просторот за 2-ро колче на отпечаток / ЛС & ИОС / подгрупа 37

Graph 45. Space width reading for 2nd post on impression / LS & IOS / Subgroup 37

Длабочината на просторот за 2-ро колче (отпечаток) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од длабочината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 42.1).

Табела 42.1. Разлика во длабочината на просторот за 2-ро колче / ЛС & ИОС
 Table 42.1. Difference in depth of the post space, 2nd post / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Длабочина за колче (отпечаток)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

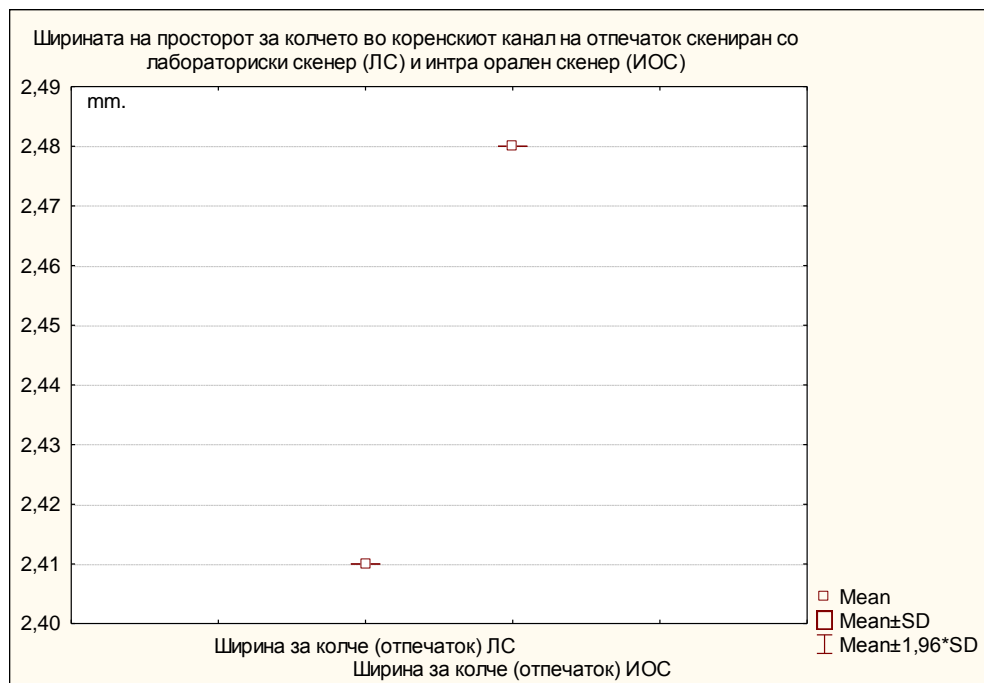
Ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 43. и графикон 46.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 2,41 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,48 mm.

Табела 43. Отчитување на ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
 Table 43. Reading of the width of the post space in the root canal on an impression scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Ширина за колче (отпечаток) ЛС	12	2,41	2,41	2,41	2,41	0,00
Ширина за колче (отпечаток) ИОС	12	2,48	2,48	2,48	2,48	0,00



Графикон 46. Отчитување на ширината на просторот за колче на отпечаток / ЛС & ИОС / подгрупа 37

Graph 46. Space width reading for post on impression / LS & IOS / Subgroup 35

Ширината на просторот за колче (отпечаток) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од ширината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 43.1).

Табела 43.1. Разлика во ширината на просторот за колче / ЛС & ИОС

Table 43.1. Difference in width of the post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N	Valid N
Ширина за колче (отпечаток)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

Ширината на просторот за 2-ро колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 44. и графикон 47.

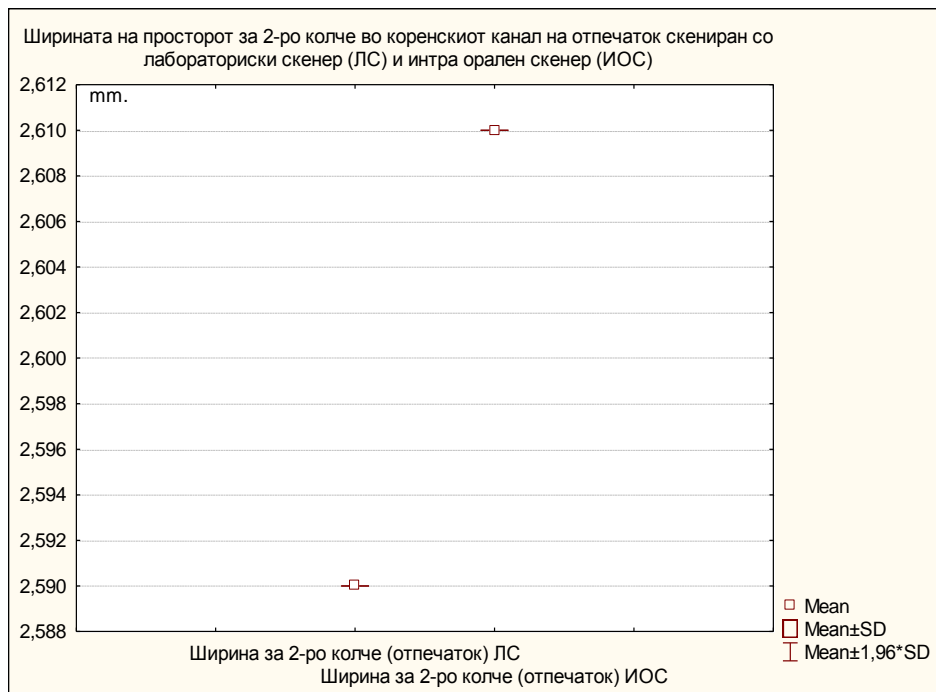
Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 2,59 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,61 mm.

Табела 44. Отчитување на ширината на просторот за 2-ро колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)

Table 44. Reading of the width of the post space in the root canal ,2nd post on a impression scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Ширина за колче (отпечаток) ЛС	12	2,59	2,59	2,59	2,59	0,00
Ширина за колче (отпечаток) ИОС	12	2,61	2,61	2,61	2,61	0,00



Графикон 47. Отчитување на ширината на просторот за 2-ро колче на отпечаток / ЛС & ИОС / подгрупа 37

Graph 47. Space width reading for 2nd post on impression / LS & IOS / Subgroup 35

Ширилата на просторот за 2-ро колче (отпечаток) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од ширината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 44.1).

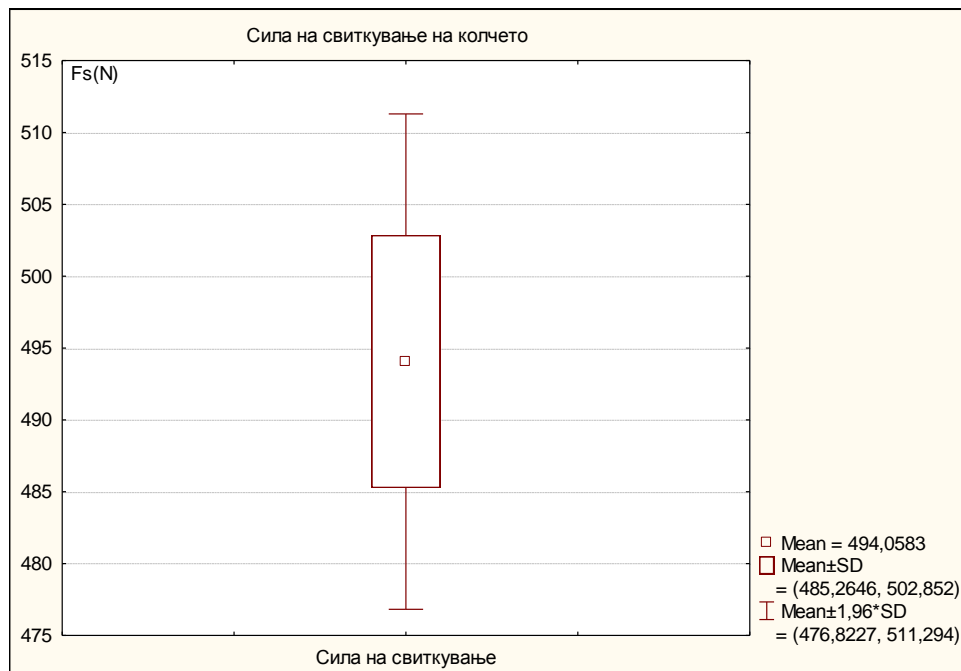
Табела 44.1. Разлика во ширината на просторот за колче / ЛС & ИОС
 Table 44.1. Difference in width of the post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N	Valid N
Ширина за колче (отпечаток)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

Силата на свиткување на колчето во подгрупа 37 варира во интервалот $494,06 \pm 8,79$ Fs (N), $\pm 95,00\%$ CI: 488,47-499,65; медијаната изнесува 497,45 Fs (N), минималната вредност изнесува 472,81 Fs (N) а максималната вредност изнесува 502,37 Fs (N) (табела 45. и графикон 48.).

Табела 45. Сила на свиткување на колчето
 Table 45. Post bending strength

Variable	N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std. Dev.
Сила на свиткување	12	494,06	488,47	499,65	497,45	472,81	502,37	8,79

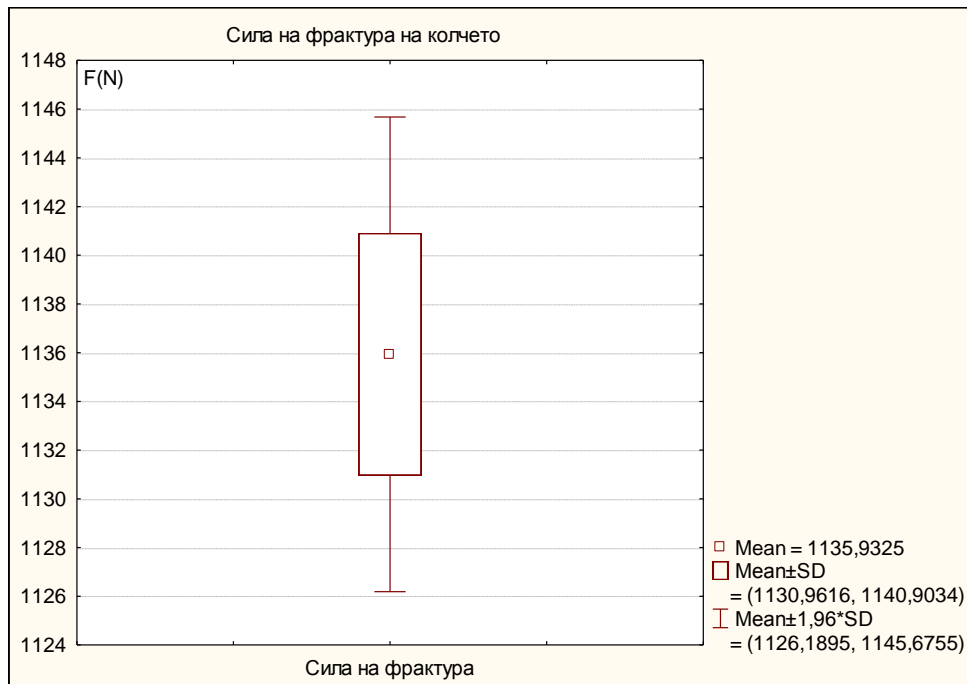


Графикон 48. Сила на свиткување на колчето / подгрупа 37
 Graph 48. Post bending force / subgroup 37

Силата на фрактура на колчето во подгрупа 37 варира во интервалот $1135,93 \pm 4,97$ F (N), $\pm 95,00\%$ CI: 1132,77-1139,09; медијаната изнесува 1137,77 F (N), минималната вредност изнесува 1125,99 F (N) а максималната вредност изнесува 1141,12 F (N) (табела 46. и графикон 49.).

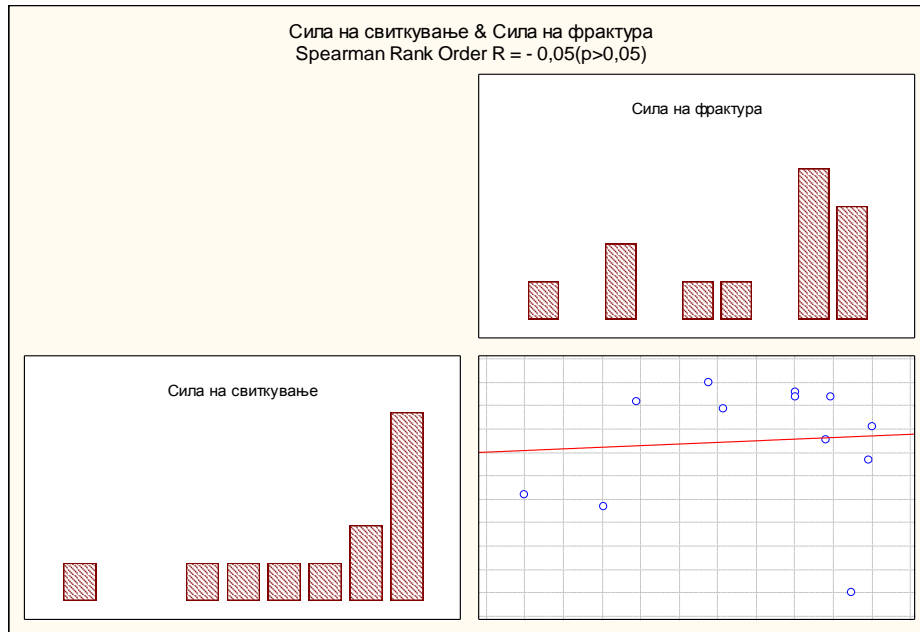
Табела 46. Сила на фрактура на колчето
Table 46. Post fracture strength

Variable	N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std. Dev.
Сила на фрактура	12	1135,93	1132,77	1139,09	1137,77	1125,99	1141,12	4,97



Графикон 49. Сила на фрактура на колчето / подгрупа 37
Graph 49. Post fracture force / subgroup 37

На графикон 50. прикажаните резултати се однесуваат на корелацијата во релацијата сила на свиткување & сила на фрактура. За $R = -0,05$ ($p > 0,05$) утврдена е изразито слаба негативна незначајна корелација.



Графикон 50. Сила на свиткување & Сила на фрактура / корелација / подгрупа 37
Graph 50. Post bending force / fracture force / correlation / subgroup 37

5.2.4. Сила на свиткување на колчето / Разлика помеѓу подгрупи

Резултатите прикажани на табела 47. и табела 47.1 се однесуваат на разликата во силата на свиткување помеѓу трите подгрупи на колчиња направени од Zirconia керамички материјал.

За $N = 19,38$ и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) помеѓу трите подгрупи (33 & 35 & 37) на колчиња направени од Zirconia керамички материјал постои значајна разлика во силата на свиткување.

Табела 47. Сила на свиткување на колчето / Разлика помеѓу подгрупи
Table 47. Post bending strength/ Comparisons among subgroups

Depend: Сила на свиткување	Code	Valid N	Sum of Ranks
33	33	12	121,00
35	35	12	200,00
37	37	12	345,00

Меѓугрупните разлики во силата на свиткување прикажани се на табела 47.1.

Силата на свиткување во првата подгрупа 33 за $p > 0,05$ ($p=0,38$) незначајно е помала него во втората подгрупа 35.

Силата на свиткување во првата подгрупа 33 за $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е помала него во третата подгрупа 37.

Силата на свиткување во втората подгрупа 35 за $p < 0,05$ ($p=0,01$) значајно е помала него во третата подгрупа 37.

Табела 47.1. Multiple Comparisons p values (2-tailed) / Сила на свиткување на колчето
Table 47.1. Multiple Comparisons p values (2-tailed/ Post bending strength

Depend: Сила на свиткување	33 R:10,08	35 R:16,67	37 R:28,75
33		0,38	0,000
35	0,38		0,01
37	0,000	0,01	

5.2.5. Сила на фрактура на колчето / Разлика помеѓу подгрупи

Резултатите прикажани на табела 48. и табела 48.1 се однесуваат на разликата во силата на фрактура помеѓу трите подгрупи на колчиња направени од Zirconia керамички материјал.

За $F = 6207,44$ и $p < 0,01$ ($p=0,00$) помеѓу трите подгрупи (33 & 35 & 37) на колчиња направени од Zirconia керамички материјал постои значајна разлика во силата на фрактура.

Табела 48. Сила на фрактура на колчето / Разлика помеѓу подгрупи
Table 48. Post fracture strength/ Comparisons among subgroups

Variable	SS Effect	df Effect	MS Effect	SS Error	df Error	MS Error	F	p
Сила на фрактура	194142,4	2	97071,20	516,05	33	15,64	6207,44	0,00

Меѓугрупните разлики во силата на фрактура прикажани се во пост-хок анализата.

Силата на фрактура во првата подгрупа 33 за $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е помала него во втората подгрупа 35.

Силата на фрактура во првата подгрупа 33 за $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е помала него во третата подгрупа 37.

Силата на фрактура во втората подгрупа 35 за $p < 0,01$ ($p=0,00$) значајно е помала него во третата подгрупа 37.

Табела 48.1. Post-hoc / LSD Test

Table 48.1. Post-hoc / LSD Test

Подгрупи	{1} M=967,04	{2} M=997,87	{3} M=1135,93
33 {1}		0,000	0,000
35 {2}	0,000		0,00
37 {3}	0,000	0,00	

5.3. Резултати од Група 3- поли (етер-етер-кетон) (PEEK) модифициран полимер

5.3.1. Подгрупа 33

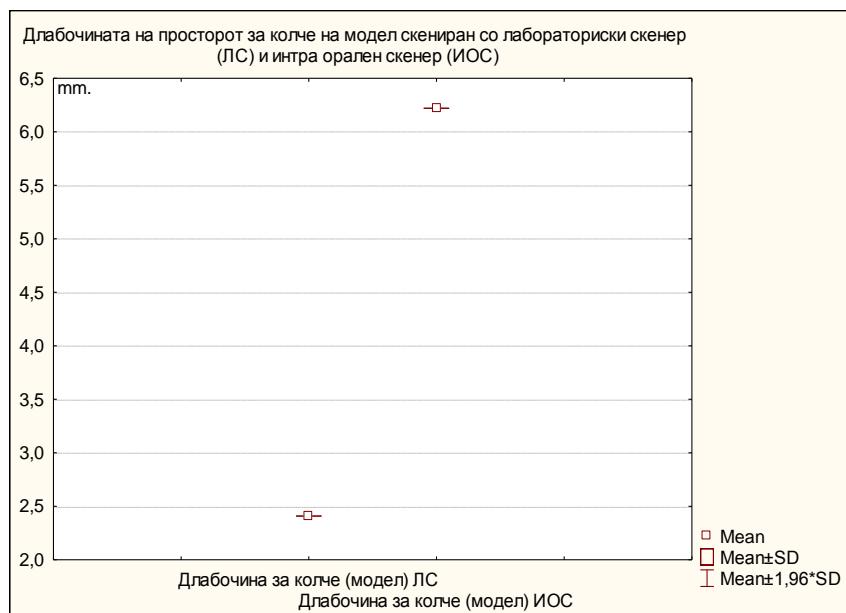
Длабочината на просторот за колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 49. и графикон 51.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 2,41 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 6,22 mm.

Табела 49. Отчитување на длабочината на просторот за колче во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
Table 49. Reading of the depth of the post space in the root canal on model scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Длабочина за колче (модел) ЛС	12	2,41	2,41	2,41	2,41	0,00
Длабочина за колче (модел) ИОС	12	6,22	6,22	6,22	6,22	0,00



Графикон 51. Отчитување на длабочината на просторот за колче на модел / ЛС & ИОС / подгрупа 33

Graph 51. Space depth reading for post on model / LS & IOS / Subgroup 33

Длабочината на просторот за колче (модел) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е поголема од длабочината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 49.1).

Табела 49.1. Разлика во длабочината на просторот за колче / ЛС & ИОС

Table 49.1. Difference in depth of the post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Длабочина за колче (модел)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

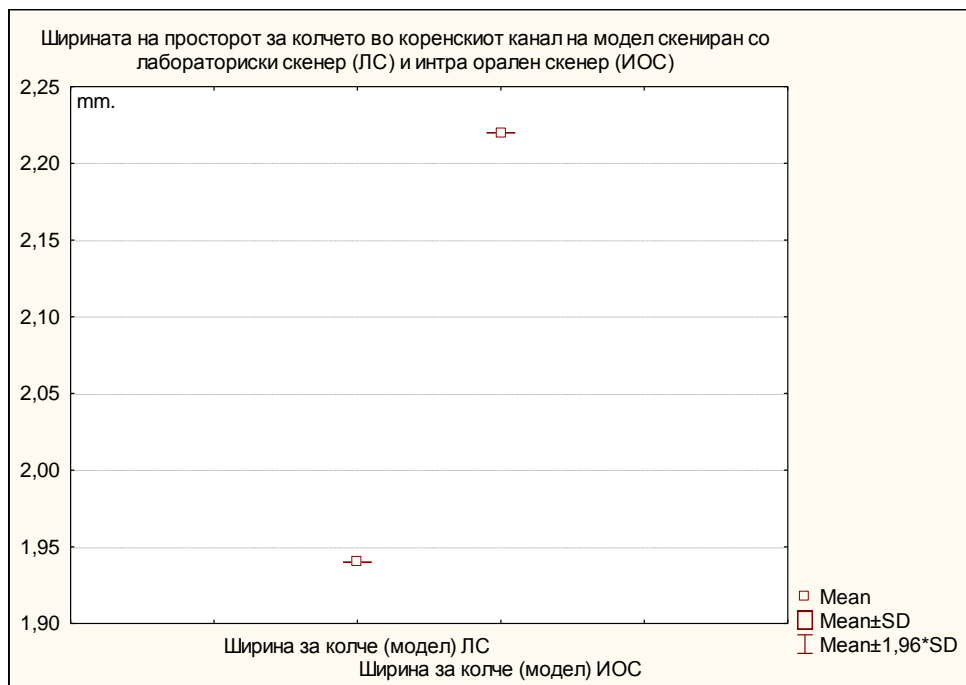
Ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 50. и графикон 52.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 1,94 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,22 mm.

Табела 50. Отчитување на ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
 Table 50. Reading of the width of the post space in the root canal on model scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Ширина за колче (модел) ЛС	12	1,94	1,94	1,94	1,94	0,00
Ширина за колче (модел) ИОС	12	2,22	2,22	2,22	2,22	0,00



Графикон 52. Отчитување на ширината на просторот за колче на модел / ЛС & ИОС / подгрупа 33
 Graph 52. Space width reading for post on model / LS & IOS / Subgroup 33

Ширината на просторот за колче (модел) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од ширината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 50.1).

Табела 50.1. Разлика во ширината на просторот за колче / ЛС & ИОС
Table 50.1. Difference in width of the post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Ширина за колче (модел)	222,00	78,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

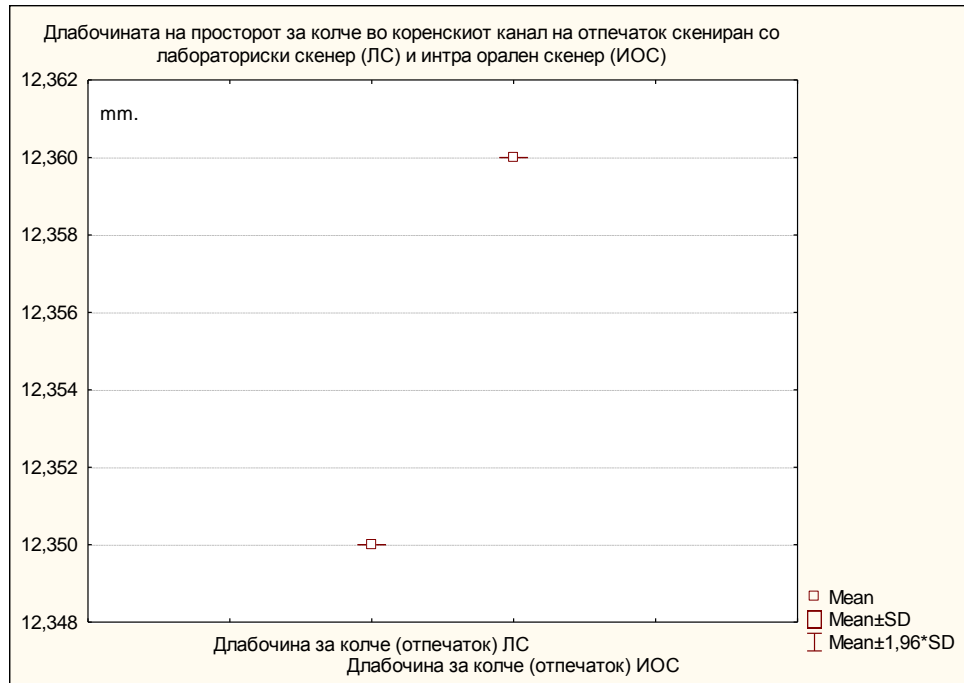
Длабочината на просторот за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 51. и графикон 53.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 12,35 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 12,36 mm.

Табела 51. Отчитување на длабочината на просторот за колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
Table 51. Reading of the depth of the post space in the root canal on an impression scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Длабочина за колче (отпечаток) ЛС	12	12,35	12,35	12,35	12,35	0,00
Длабочина за колче (отпечаток) ИОС	12	12,36	12,36	12,36	12,36	0,00



Графикон 53. Отчитување на длабочината на просторот за колче на отпечаток / ЛС & ИОС / подгрупа 33
Graph 53. Space depth reading for post on impression / LS & IOS / Subgroup 33

Длабочината на просторот за колче (отпечаток) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од длабочината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 51.1).

Табела 51.1. Разлика во длабочината на просторот за колче / ЛС & ИОС
Table 51.1. Difference in depth of the post space / LS & IOS

.Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Длабочина за колче (отпечаток)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

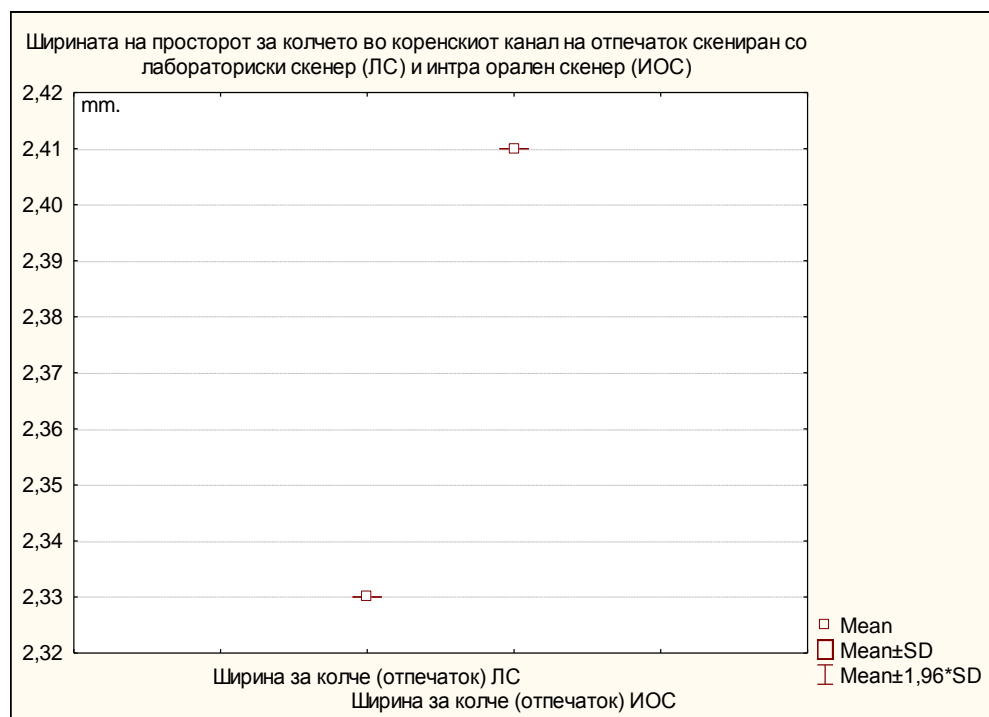
Ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 52. и графикон 54.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 2,33 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,41 mm.

Табела 52. Отчитување на ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
Table 52. Reading of the width of the post space in the root canal on an impression scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Ширина за колче (отпечаток) ЛС	12	2,33	2,33	2,33	2,33	0,00
Ширина за колче (отпечаток) ИОС	12	2,41	2,41	2,41	2,41	0,00



Графикон 54. Отчитување на ширината на просторот за колче на отпечаток / ЛС & ИОС / подгрупа 33

Graph 54. Space width reading for post on impression / LS & IOS / Subgroup 33

Ширината на просторот за колче (отпечаток) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од ширината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 52.1.).

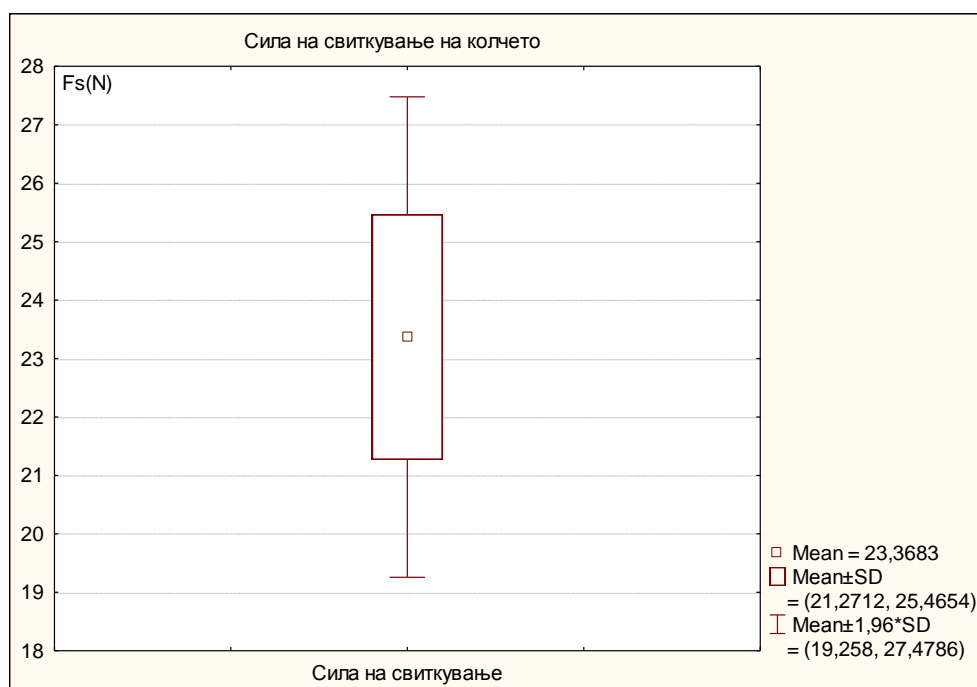
Табела 52.1. Разлика во ширината на просторот за колче / ЛС & ИОС
Table 52.1. Difference in depth of the post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N	Valid N
Ширина за колче (отпечаток)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

Силата на свиткување на колчето во подгрупа 33 варира во интервалот $23,37 \pm 2,10$ Fs (N), $\pm 95,00\% \text{CI}: 22,04-24,70$; медијаната изнесува 23,88 Fs (N), минималната вредност изнесува 19,83 Fs (N), а максималната вредност изнесува 26,44 Fs (N) (табела 53. и графикон 55.).

Табела 53. Сила на свиткување на колчето
Table 53. Post bending strength

Variable	N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std. Dev.
Сила на свиткување	12	23,37	22,04	24,70	23,88	19,83	26,44	2,10

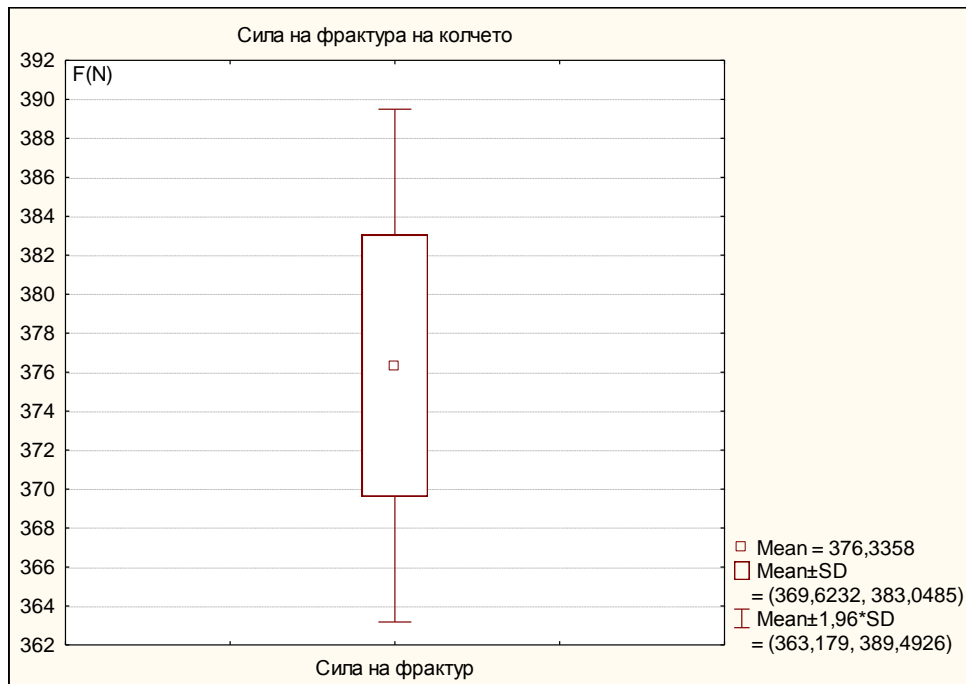


Графикон 55. Сила на свиткување на колчето / подгрупа 33
Graph 55. Post bending force / subgroup 33

Силата на фрактура на колчето во подгрупа 33 варира во интервалот $376,34 \pm 6,71$ F (N), $\pm 95,00\%$ CI: 372,07-380,60; медијаната изнесува 378,57 F (N), минималната вредност изнесува 362,32 F (N) а максималната вредност изнесува 385,89 F (N) (табела 54. и графикон 56.).

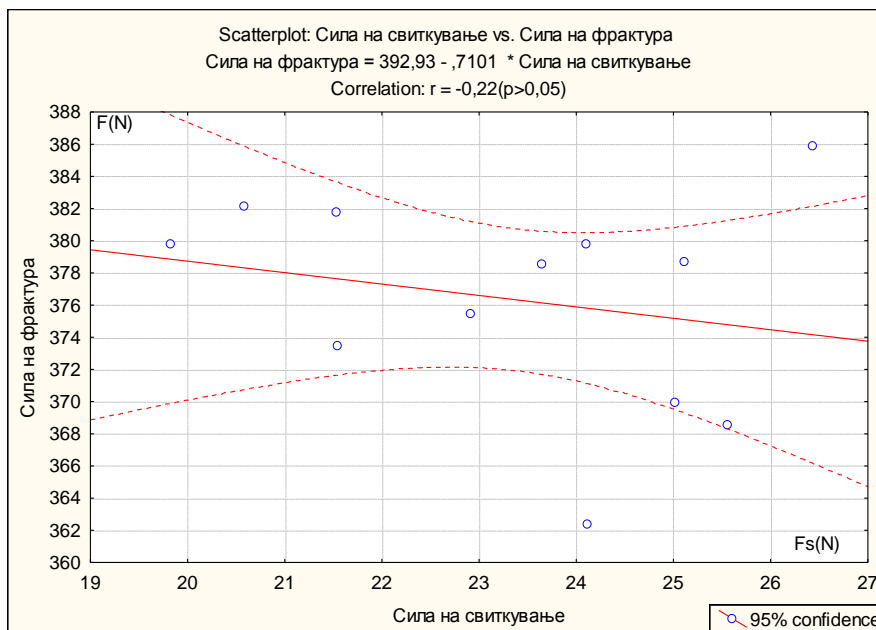
Табела 54. Сила на фрактура на колчето
Table 54. Post fracture strength

Variable	N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std. Dev.
Сила на фрактура	12	376,34	372,07	380,60	378,57	362,32	385,89	6,71



Графикон 56. Сила на фрактура на колчето / подгрупа 33
Graph 56. Fracture strength / subgroup 33

На графикон 57. прикажаните резултати се однесуваат на корелацијата во релацијата сила на свиткување & сила на фрактура. За $r = -0,22$ ($p > 0,05$) утврдена е умерено слаба негативна незначајна корелација. Имено, со покачувањето на силата на свиткување за 1Fs (N), силата на фрактура се намалува за 0,71 F (N), незначајно за $p > 0,05$.



Графикон 57. Сила на свиткување & Сила на фрактура / корелација / подгрупа 33
 Graph 57. Post bending force & fracture force / correlatin / subgroup 33

5. 3.2. Подгрупа 35

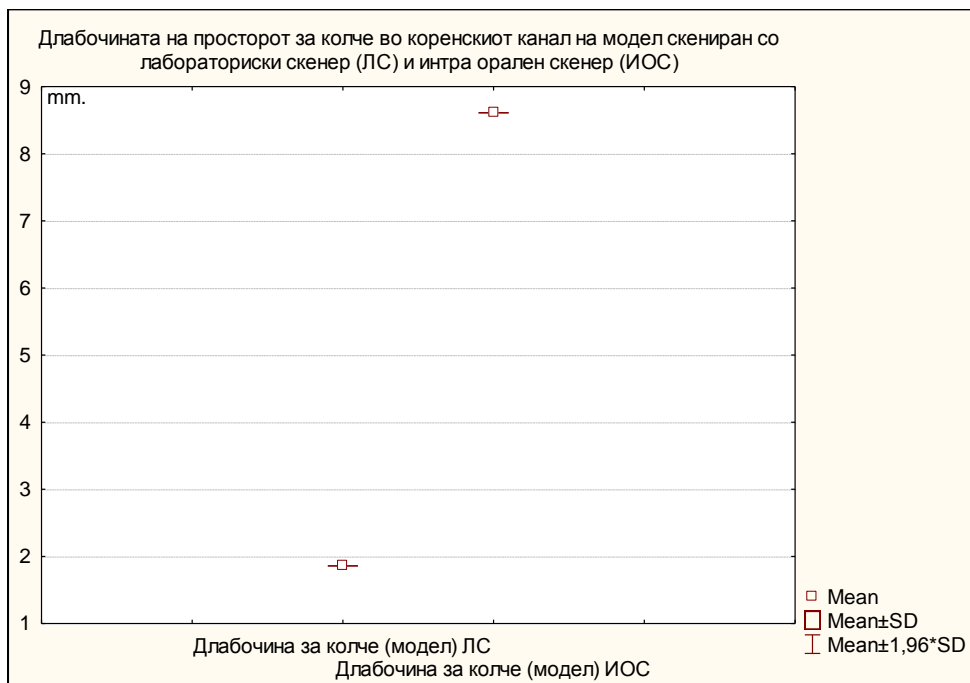
Длабочината на просторот за колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 55. и графикон 58.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 1,86 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 8,61 mm.

Табела 55. Отчитување на длабочината на просторот за колче во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
 Table 55. Reading of the depth of the post space in the root canal on model scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Длабочина за колче (модел) ЛС	12	1,86	1,86	1,86	1,86	0,00
Длабочина за колче (модел) ИОС	12	8,61	8,61	8,61	8,61	0,00



Графикон 58. Отчитување на длабочината на просторот за колче на модел ЛС & ИОС / подгрупа 35

Graph 58. Space depth reading for post on model / LS & IOS / Subgroup 35

Длабочината на просторот за колче (модел) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од длабочината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 55.1).

Табела 55.1. Разлика во длабочината на просторот за колче / ЛС & ИОС
 Table 55.1. Difference in depth of the post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Длабочина за колче (модел)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

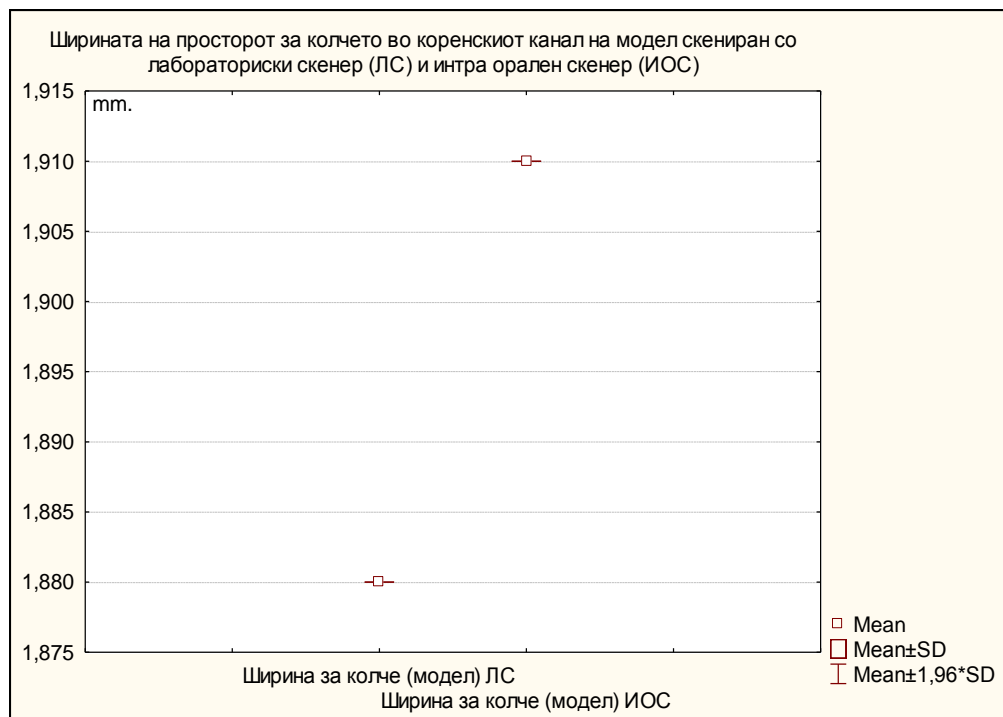
Ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 56. и графикон 59.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 1,88 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 1,91 mm.

Табела 56. Отчитување на ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
Table 56. Reading of the width of the post space in the root canal on model scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Ширина за колче (модел) ЛС	12	1,88	1,88	1,88	1,88	0,00
Ширина за колче (модел) ИОС	12	1,91	1,91	1,91	1,91	0,00



Графикон 59. Отчитување на ширината на просторот за колче на модел / ЛС & ИОС / подгрупа 35

Graph 59. Space depth reading for post on model / LS & IOS / Subgroup 35

Ширијата на просторот за колчето (модел) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од ширината на просторот за колчето скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 56.1).

Табела 56.1. Разлика во ширината на просторот за колче / ЛС & ИОС
 Table 56.1. Difference in width of the post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Ширина за колче (модел)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

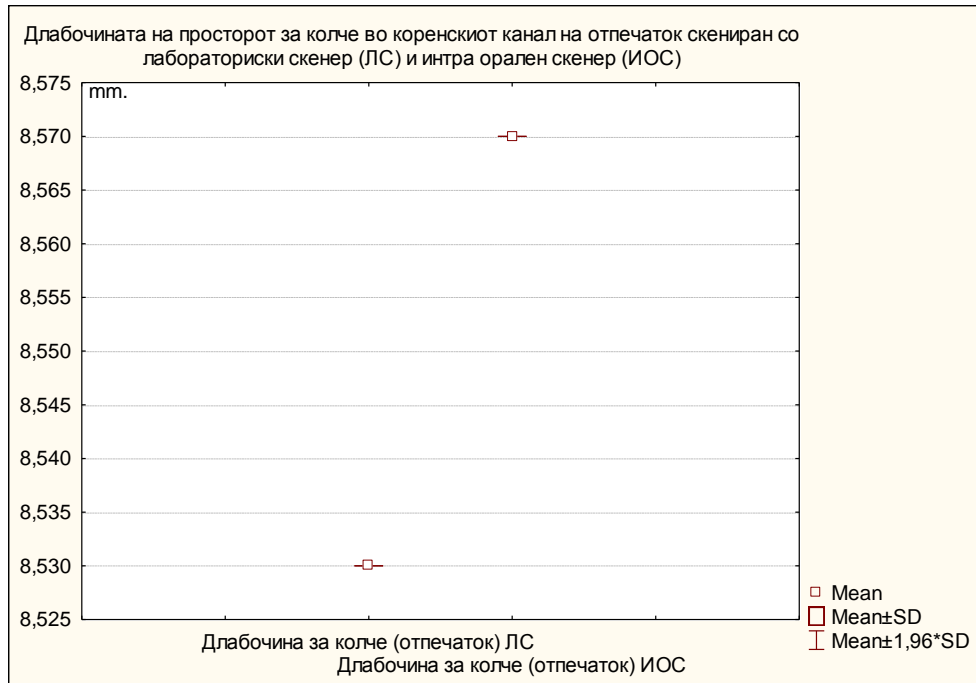
Длабочината на просторот за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 57. и графикон 60.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 8,53 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 8,57 mm.

Табела 57. Отчитување на длабочината на просторот за колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
 Table 57. Reading of the depth of the post space in the root canal on an impression scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Длабочина за колче (отпечаток) ЛС	12	8,53	8,53	8,53	8,53	0,00
Длабочина за колче (отпечаток) ИОС	12	8,57	8,57	8,57	8,57	0,00



Графикон 60. Отчитување на длабочината на просторот за колче на отпечаток /
 ЛС & ИОС / подгрупа 35
 Graph 60. Space deth reading for post on impression / LS & IOS / Subgroup 35

Длабочината на просторот за колче (отпечаток) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е поголема од длабочината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 57.1).

Табела 57.1. Разлика во длабочината на просторот за колче / ЛС & ИОС
 Table 57.1. Difference in depth of the post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Длабочина за колче (отпечаток)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

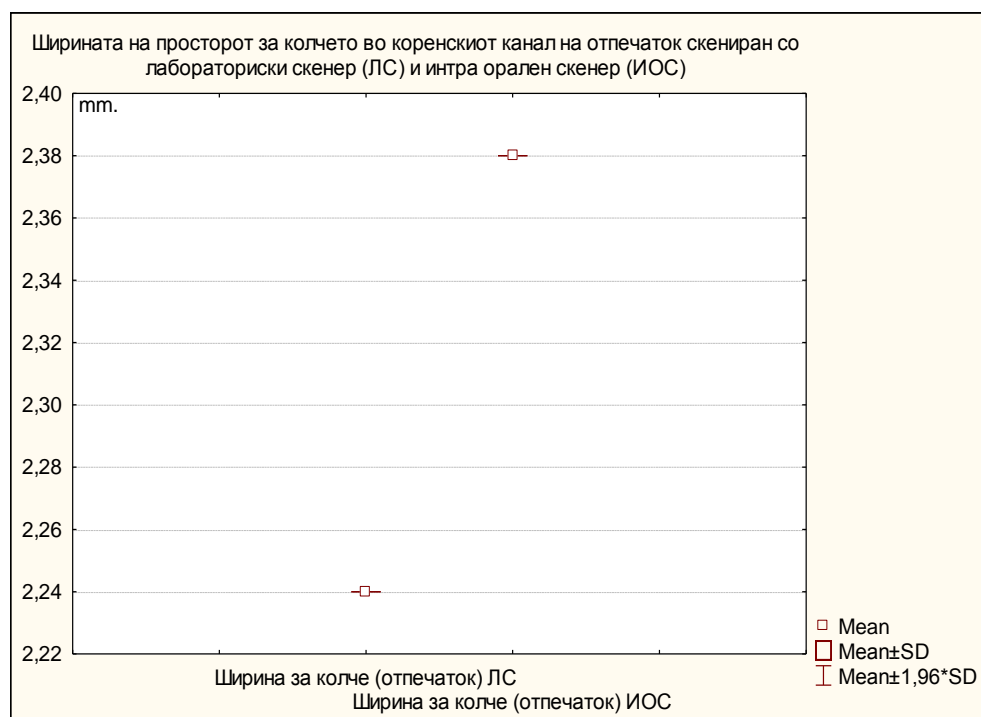
Ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 58. и графикон 61.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 2,24 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,38 mm.

Табела 58. Отчитување на ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
Table 58. Reading of the width of the post space in the root canal on an impression scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Ширина за колче (отпечаток) ЛС	12	2,24	2,24	2,24	2,24	0,00
Ширина за колче (отпечаток) ИОС	12	2,38	2,38	2,38	2,38	0,00



Графикон 61. Отчитување на ширината на просторот за колче на отпечаток / ЛС & ИОС / подгрупа 35

Graph 61. Space width reading for post on impression I / LS & IOS / Subgroup 35

Ширината на просторот за колче (отпечаток) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,01$ ($p=0,000$) значајно е поголема од ширината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 58.1).

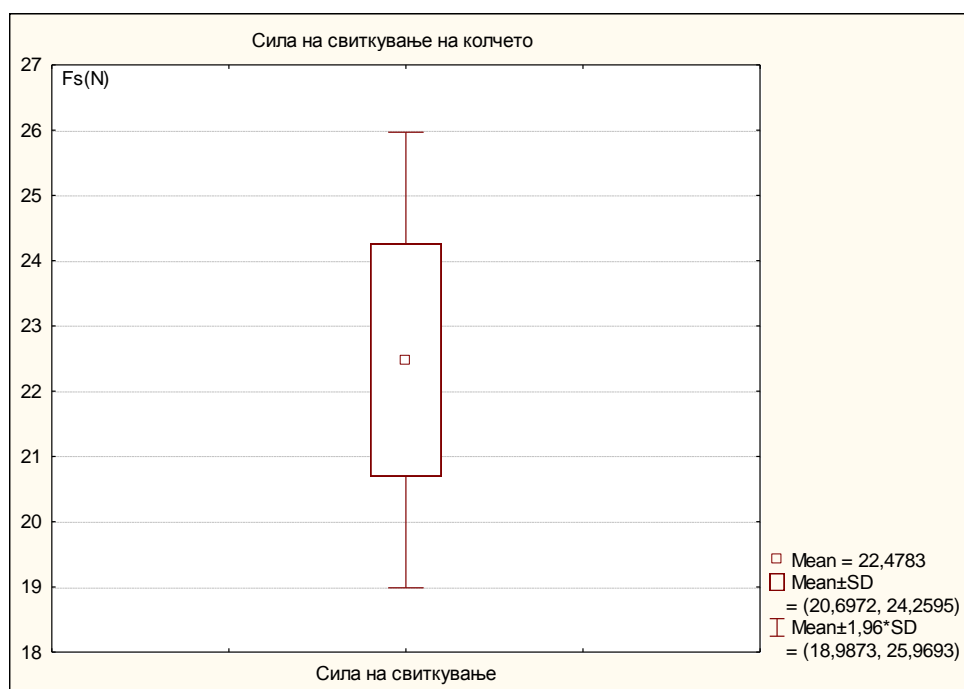
Табела 58.1. Разлика во ширината на просторот за колче / ЛС & ИОС
Table 58.1. Difference in width of the post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N	Valid N
Ширина за колче (отпечаток)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

Силата на свиткување на колчето во подгрупа 35 варира во интервалот $22,48 \pm 1,78$ Fs (N), $\pm 95,00\% \text{CI}: 21,35-23,61$; медијаната изнесува 22,75 Fs (N), минималната вредност изнесува 19,88 Fs (N) а максималната вредност изнесува 24,67 Fs (N) (табела 59. и графикон 62.)

Табела 59. Сила на свиткување на колчето
Table 59. Post bending strength

Variable	N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std. Dev.
Сила на свиткување	12	22,48	21,35	23,61	22,75	19,88	24,67	1,78

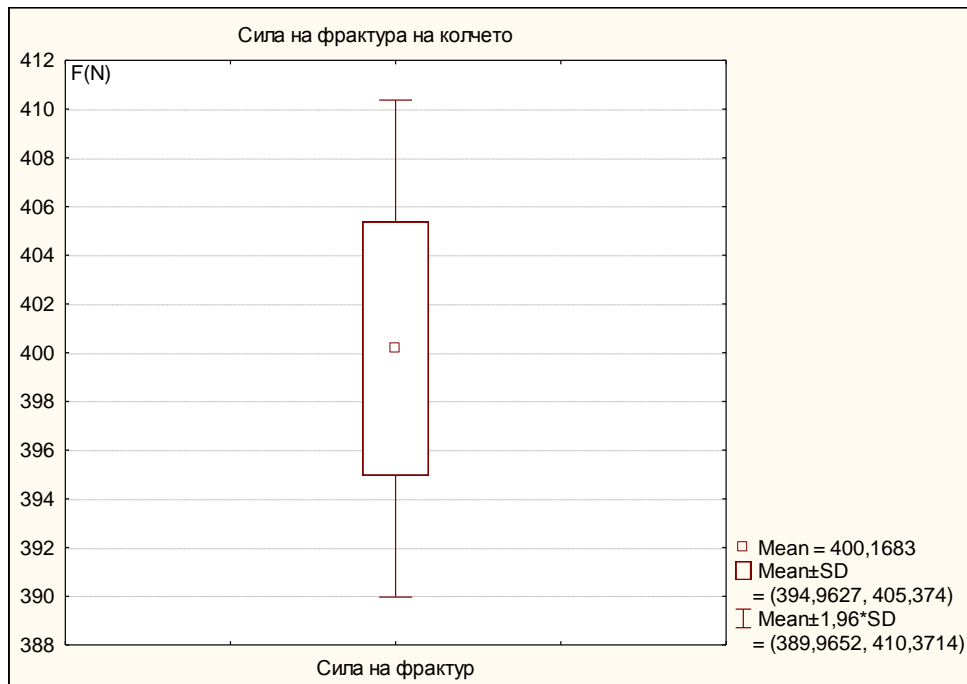


Графикон 62. Сила на свиткување на колчето / подгрупа 35
Graph 62. Post bending force subgroup 35

Силата на фрактура на колчето во подгрупа 33 варира во интервалот $400,17 \pm 5,21$ F (N), $\pm 95,00\%$ CI: 396,86-403,48; медијаната изнесува 400,78 F (N), минималната вредност изнесува 389,87 F (N) а максималната вредност изнесува 409,21 F (N) (табела 60. и графикон 63.)

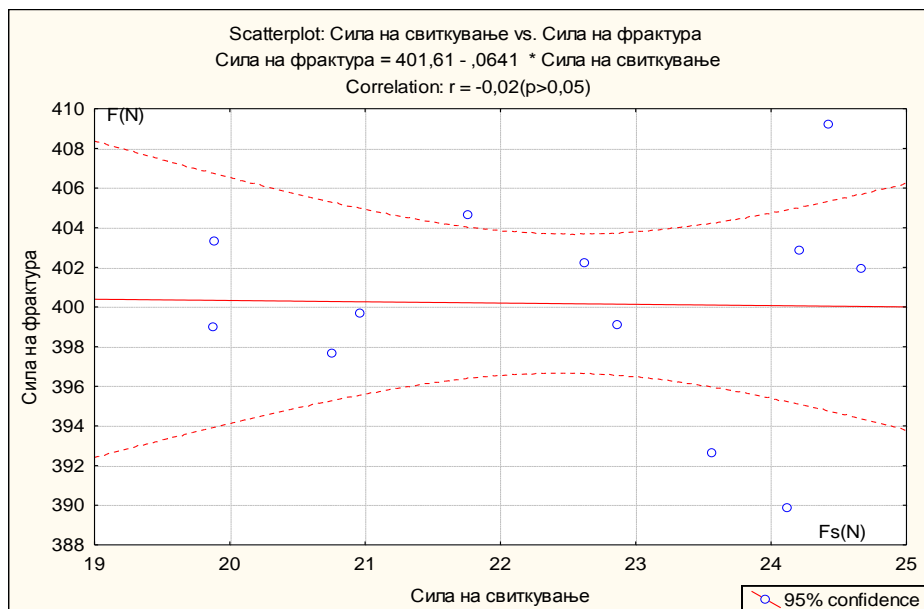
Табела 60. Сила на фрактура на колчето
Table 60. Post fracture strength

Variable	N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std. Dev.
Сила на фрактура	12	400,17	396,86	403,48	400,78	389,87	409,21	5,21



Графикон 63. Сила на фрактура на колчето / подгрупа 35
Graph 63. Fracture strength / subgroup 35

На графикон 64. прикажаните резултати се однесуваат на корелацијата во релацијата сила на свиткување & сила на фрактура. За $r = -0,02$ ($p > 0,05$) утврдена е изразито слаба негативна незначајна корелација. Имено, со покачувањето на силата на свиткување за 1Fs (N), силата на фрактура се намалува за 0,06 F (N), незначајно за $p > 0,05$.



Графикон 64. Сила на свиткување & Сила на фрактура / корелација / подгрупа 35
 Graph 64. Post bending force 7 fracture force / correlation / subgroup 35

5.3.3. Подгрупа 37

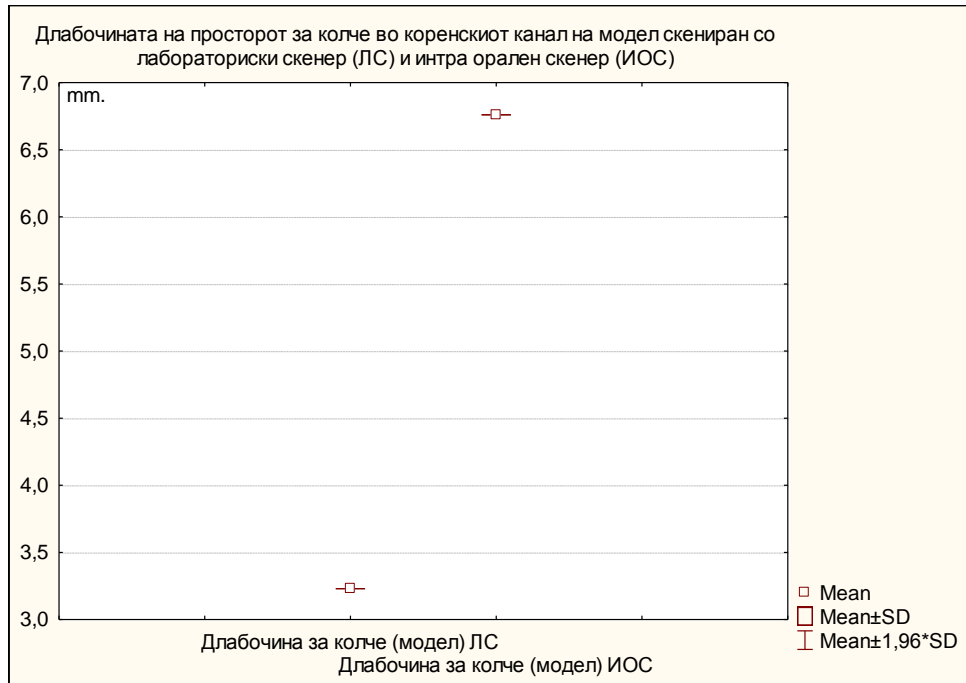
Длабочината на просторот за колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 61. и графикон 65.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 3,23 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 6,76 mm.

Табела 61. Отчитување на длабочината на просторот за колче во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
 Table 61. Reading of the depth of the post space in the root canal on model scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Длабочина за колче (модел) ЛС	12	3,23	3,23	3,23	3,23	0,00
Длабочина за колче (модел) ИОС	12	6,76	6,76	6,76	6,76	0,00



Графикон 65. Отчитување на длабочината на просторот за колче на модел / ЛС & ИОС / подгрупа 37

Graph 65. Space depth reading for post on model / LS & IOS / Subgroup 37

Длабочината на просторот за колче (модел) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од длабочината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 60.1).

Табела 61.1. Разлика во длабочината на просторот за колче / ЛС & ИОС
Table 61.1. Difference in depth of the post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Длабочина за колче (модел)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

Длабочината на просторот за 2-ро колче во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 62. и графикон 66.

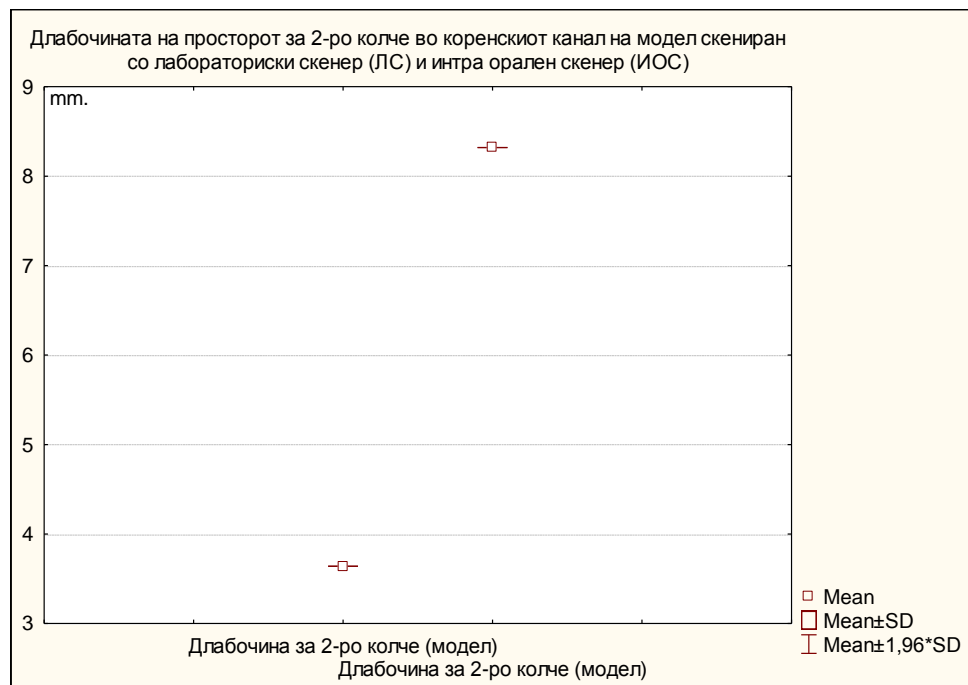
Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 3,64 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 8,32 mm.

Табела 62. Отчитување на длабочината на просторот за 2-ро колче во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)

Table 62. Reading of the depth of the post space in the root canal 2nd post on model scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Длабочина за колче (модел) ЛС	12	3,64	3,64	3,64	3,64	0,00
Длабочина за колче (модел) ИОС	12	8,32	8,32	8,32	8,32	0,00



Графикон 66. Отчитување на длабочината на просторот за 2-ро колче на модел / ЛС & ИОС / подгрупа 37

Graph 66. Space depth reading for 2nd post on model / LS & IOS / Subgroup 35

Длабочината на просторот за 2-ро колче (модел) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е поголема од длабочината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 61.1).

Табела 62.1. Разлика во длабочината на просторот за 2-ро колче/ ЛС & ИОС
 Table 62.1. Difference in depth of the post space 2nd post / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Длабочина за колче (модел)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

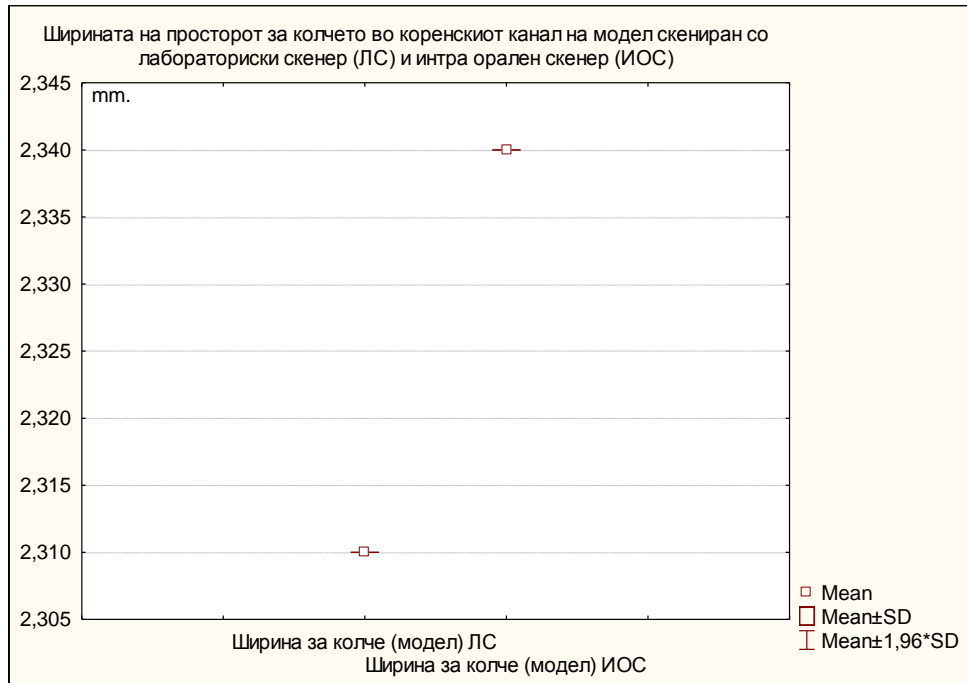
Ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 63. и графикон 67.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 2,31 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,34 mm.

Табела 63. Отчитување на ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
 Table 63. Reading of the width of the post space in the root canal on model scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Ширина за колче (модел) ЛС	12	2,31	2,31	2,31	2,31	0,00
Ширина за колче (модел) ИОС	12	2,34	2,34	2,34	2,34	0,00



Графикон 67. Отчитување на ширината на просторот за колче на модел / ЛС & ИОС / подгрупа 37

Graph 67. Space width reading for post on model / LS & IOS / Subgroup 37

Ширината на просторот за колче (модел) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од ширината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 63.1).

Табела 63.1. Разлика во ширината на просторот за колче / ЛС & ИОС
Table 63.1. Difference in width of the post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Ширина за колче (модел)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

Ширината на просторот за 2-ро колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 64. и графикон 68.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 2,23 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,29 mm.

Табела 64. Отчитување на ширината на просторот за 2-ро колчето во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)

Table 64. Reading of the width of the post space in the root canal ,2nd post on model scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Ширина за колче (модел) ЛС	12	2,23	2,23	2,23	2,23	0,00
Ширина за колче (модел) ИОС	12	2,29	2,29	2,29	2,29	0,00



Графикон 68. Отчитување на ширината на просторот за 2-ро колче на модел / ЛС & ИОС / подгрупа 37

Graph 68. Space width reading for 2nd post on model / LS & IOS / Subgroup 37

Ширината на просторот за 2-ро колче (модел) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од ширината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 63.1).

Табела 64.1. Разлика во ширината на просторот за 2-ро колче/ ЛС & ИОС

Table 64.1. Difference in width of the post space 2nd post / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Ширина за колче (модел)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

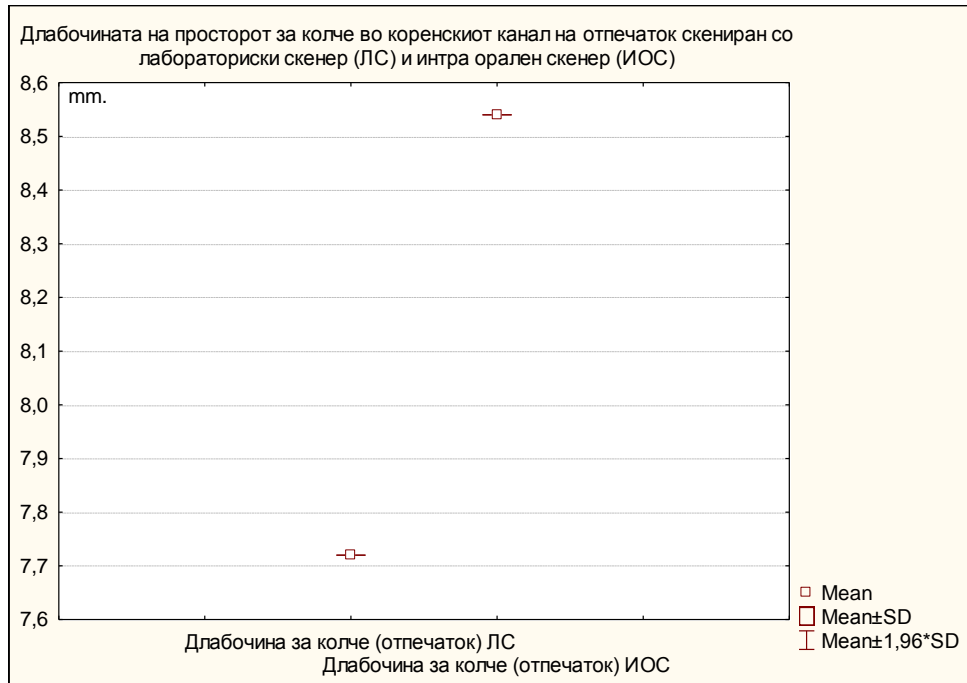
Длабочината на просторот за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 65. и графикон 69.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 7,72 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 8,54 mm.

Табела 65. Отчитување на длабочината на просторот за колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
Table 65. Reading of the depth of the post space in the root canal on an impression scanned

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Длабочина за колче (отпечаток) ЛС	12	7,72	7,72	7,72	7,72	0,00
Длабочина за колче (отпечаток) ИОС	12	8,54	8,54	8,54	8,54	0,00



Графикон 69. Отчитување на длабочината на просторот за колче на отпечаток / ЛС & ИОС / подгрупа 37

Graph 69. Space depth reading for post on impression / LS & IOS / Subgroup 37

Длабочината на просторот за колче (отпечаток) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од длабочината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 65.1).

Табела 65.1. Разлика во длабочината на просторот за колче / ЛС & ИОС
Table 65.1. Difference in-depth of the post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Длабочина за колче (отпечаток)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

Длабочината на просторот за 2-ро колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 66. и графикон 70.

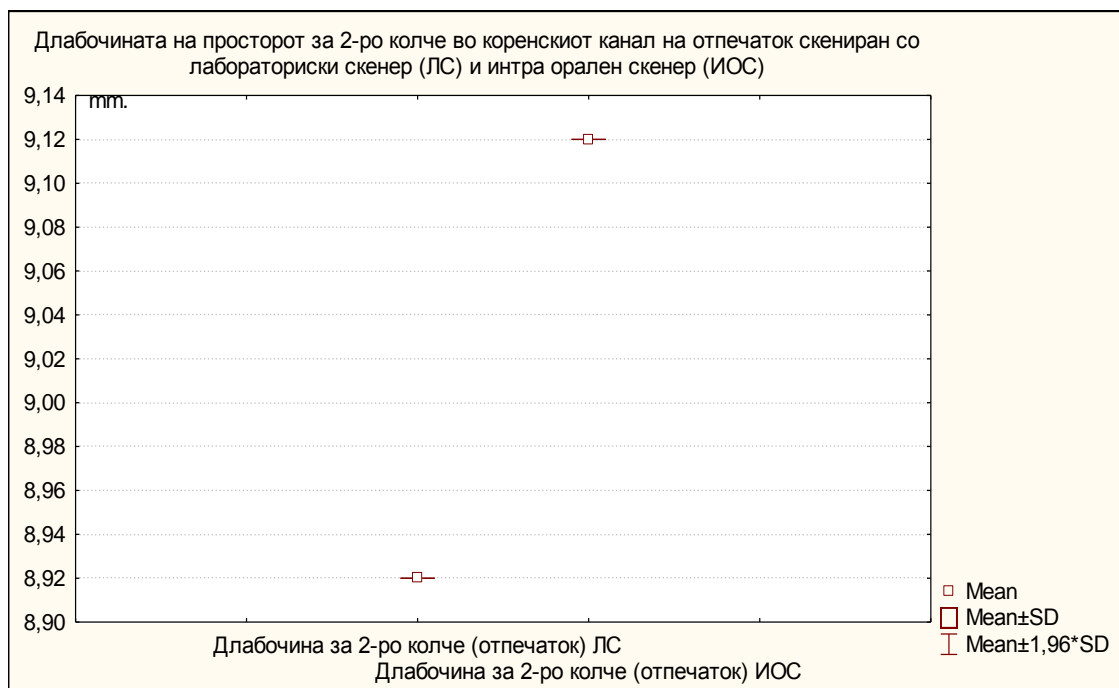
Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 8,92 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 9,12 mm.

Табела 66. Отчитување на длабочината на просторот за 2-ро колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)

Table 66. Reading of the depth of the post space in the root canal 2nd post on an impression scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Длабочина за колче (отпечаток) ЛС	12	8,92	8,92	8,92	8,92	0,00
Длабочина за колче (отпечаток) ИОС	12	9,12	9,12	9,12	9,12	0,00



Графикон 70. Отчитување на длабочината на просторот за 2-ро колче на отпечаток / ЛС & ИОС / подгрупа 37

Graph 70. Space depth reading for 2nd post on impression / LS & IOS / Subgroup 37

Длабочината на просторот за 2-ро колче (отпечаток) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од длабочината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 66.1).

Табела 66.1. Разлика во длабочината на просторот за 2-ро колче / ЛС & ИОС
 Table 66. Difference in depth of the post space, 2nd post / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N ЛС	Valid N ИОС
Длабочина за колче (отпечаток)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

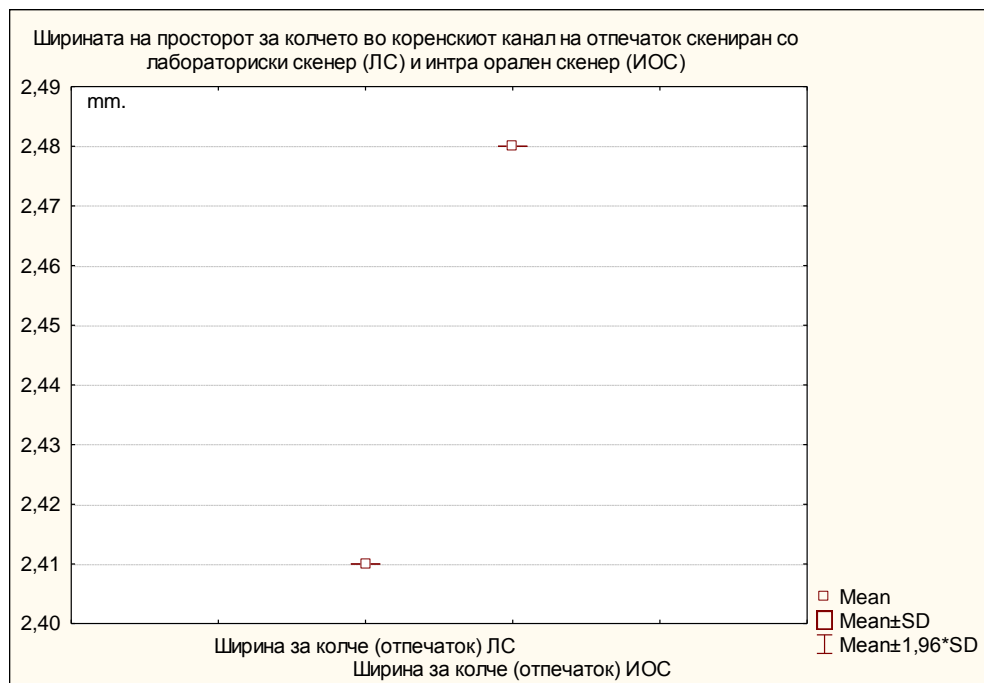
Ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 67. и графикон 71.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 2,41 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,48 mm.

Табела 67. Отчитување на ширината на просторот за колчето во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)
 Table 67. Reading of the width of the post space in the root canal on an impression scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Ширина за колче (отпечаток) ЛС	12	2,41	2,41	2,41	2,41	0,00
Ширина за колче (отпечаток) ИОС	12	2,48	2,48	2,48	2,48	0,00



Графикон 71. Отчитување на ширината на просторот за колче на отпечаток / ЛС & ИОС / подгрупа 37

Graph 71. Space width reading for post on impression / LS & IOS / Subgroup 37

Ширината на просторот за колче (отпечаток) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од ширината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 67.1).

Табела 67.1. Разлика во ширината на просторот за колче / ЛС & ИОС

Table 67.1. Difference in width of the post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N	Valid N
Ширина за колче (отпечаток)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

Ширината на просторот за 2-ро колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) прикажана е на табела 68. и графикон 72.

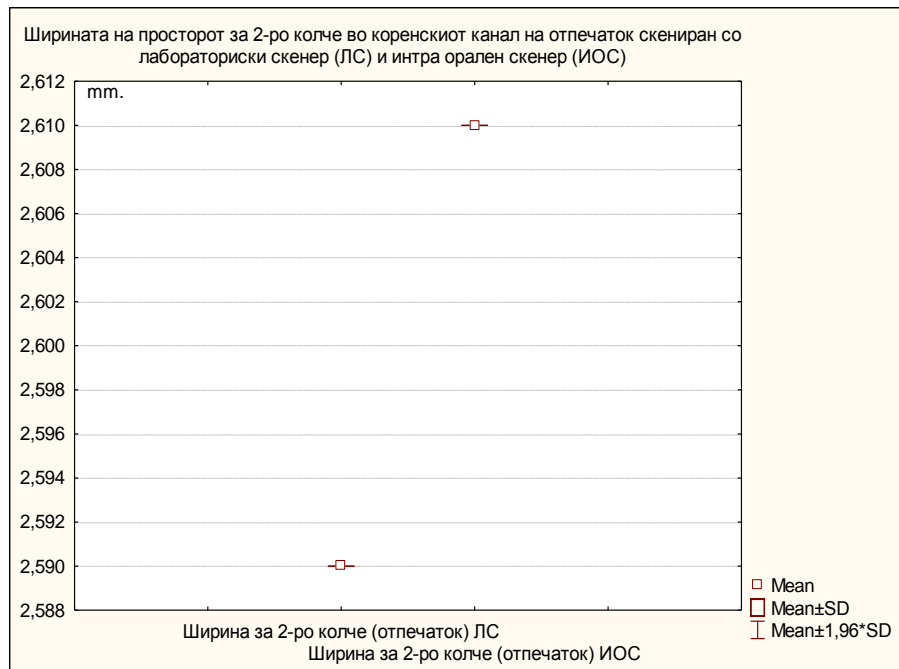
Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со лабораториски скенер (ЛС) се идентични и изнесуваат 2,59 mm.

Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,61 mm.

Табела 68. Отчитување на ширината на просторот за 2-ро колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)

Table 68. Reading of the width of the post space in the root canal 2nd post on an impression scanned by laboratory scanner (LS) and intraoral scanner (IOS)

Variable	Valid N	Mean	Median	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Ширина за колче (отпечаток) ЛС	12	2,59	2,59	2,59	2,59	0,00
Ширина за колче (отпечаток) ИОС	12	2,61	2,61	2,61	2,61	0,00



Графикон 72. Отчитување на ширината на просторот за 2-ро колче на отпечаток / ЛС & ИОС / подгрупа 37

Graph 72. Space width reading for 2nd post on impression / LS & IOS / Subgroup 37

Ширината на просторот за 2-ро колче (отпечаток) скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема од ширината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС) (табела 68.1).

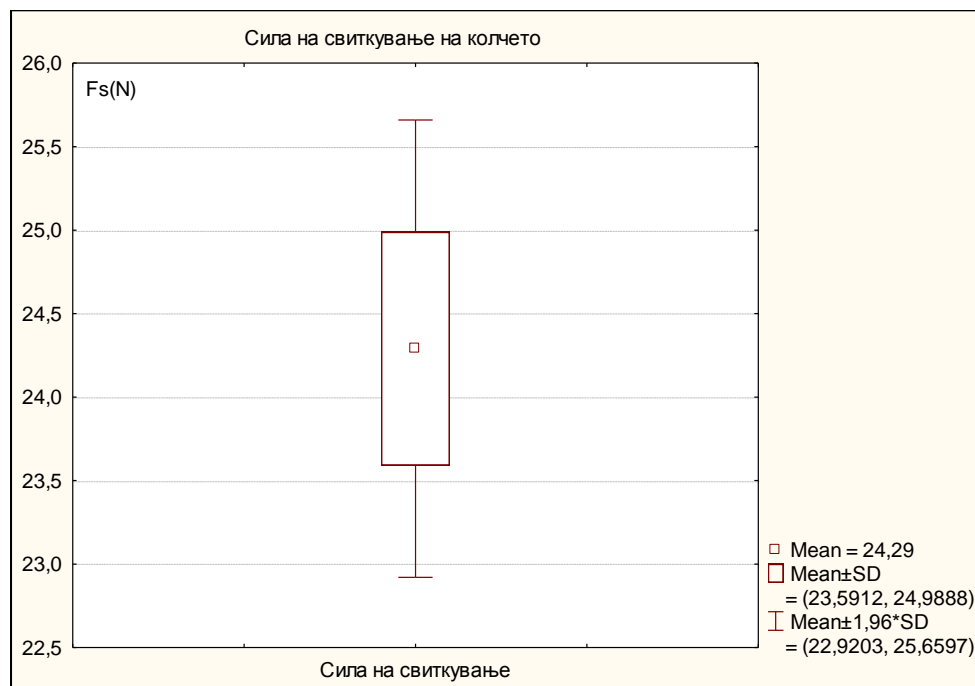
Табела 68.1. Разлика во ширината на просторот за колче / ЛС & ИОС
 Table 68.1. Difference in width of the post space / LS & IOS

Variable	Rank Sum ЛС	Rank Sum ИОС	U	Z adjusted	p-level	Valid N	Valid N
Ширина за колче (отпечаток)	78,00	222,00	0,00	-4,80	0,000	12	12

Силата на свиткување на колчето во подгрупа 37 варира во интервалот $24,29 \pm 0,70$ Fs (N), $\pm 95,00\%$ CI: 23,85-24,73; медијаната изнесува 24,49 Fs (N), минималната вредност изнесува 22,92 Fs(N) а максималната вредност изнесува 25,14 Fs (N) (табела 69. и графикон 73.)

Табела 69. Сила на свиткување на колчето
 Table 69. Post bending strength

Variable	N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std. Dev.
Сила на свиткување	12	24,29	23,85	24,73	24,49	22,92	25,14	0,70

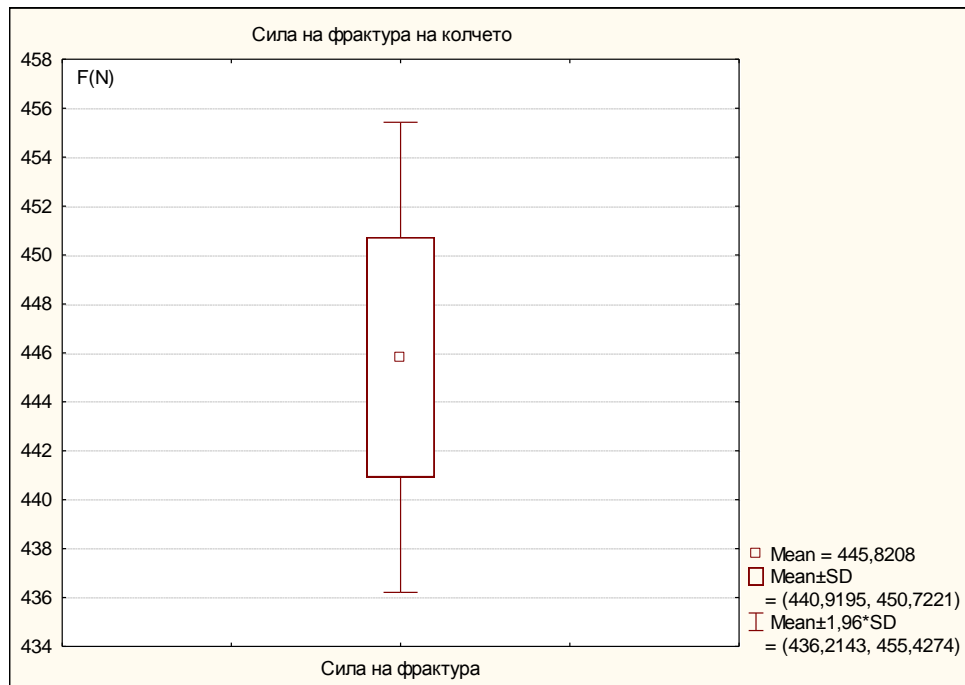


Графикон 73. Сила на свиткување на колчето / подгрупа 37
 Graph 73. Post bending force / subgroup 37

Силата на фрактура на колчето во подгрупа 37 варира во интервалот $445,82 \pm 4,90$ F (N), $\pm 95,00\%$ CI: 442,71-448,94; медијаната изнесува 446,97 F (N), минималната вредност изнесува 436,80 F (N) а максималната вредност изнесува 452,67 F (N) (табела 70. и графикон 74.)

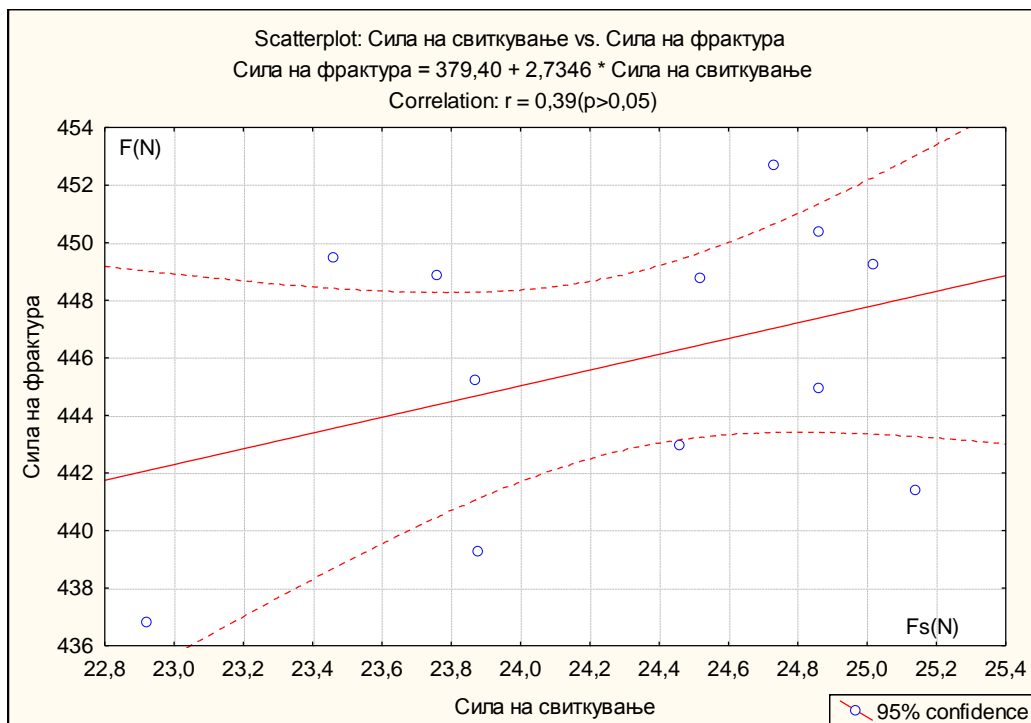
Табела 70. Сила на фрактура на колчето
Table 70. Post fracture strength

Variable	N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std. Dev.
Сила на фрактура	12	445,82	442,71	448,94	446,97	436,80	452,67	4,90



Графикон 74. Сила на фрактура на колчето / подгрупа 37
Graph 74. Fracture strength / subgroup 37

На графикон 75. прикажаните резултати се однесуваат на корелацијата во релацијата сила на свиткување & сила на фрактура. За $r = 0,39$ ($p > 0,05$) утврдена е умерено јака позитивна незначајна корелација. Имено, со покачувањето на силата на свиткување за 1Fs (N), силата на фрактура се зголемува за 2,73 F (N), незначајно за $p > 0,05$.



Графикон 75. Сила на свиткување & Сила на фрактура / корелација / подгрупа 37
 Graph 75. Post bending force/ fracture force / correlation / subgroup 37

5.3.4. Сила на свиткување на колчето / Разлика помеѓу подгрупи

Резултатите прикажани на табела 71. и табела 71.1. се однесуваат на разликата во силата на свиткување помеѓу трите подгрупи на колчиња направени од поли (етер-етер-кетон) (PEEK) модифициран полимер.

За $F = 3,67$ (N) и $p < 0,05$ ($p = 0,04$) помеѓу трите подгрупи (33 & 35 & 37) на колчиња направени од поли (етер-етер-кетон) (PEEK) модифициран полимер постои значајна разлика во силата на свиткување (табела 71 и 71.1).

Табела 71. Сила на свиткување на колчето / Разлика помеѓу подгрупи
 Table 71. Post bending strength/comparisons among subgroups

Variable	SS Effect	df Effect	MS Effect	SS Error	df Error	MS Error	F	p
Сила на свиткување	19,69	2	9,85	88,64	33	2,69	3,67	0,04

Табела 71.1. Post-hoc / LSD Test
Table 71.1. Post-hoc / LSD Test

Подгрупи	{1} M=23,37	{2} M=22,48	{3} M=24,29
33 {1}		0,19	0,18
35 {2}	0,19		0,01
37 {3}	0,18	0,01	

5.3.5. Сила на фрактура на колчето / Разлика помеѓу подгрупи

Резултатите прикажани на табела 72. и табела 72.1 се однесуваат на разликата во силата на фрактура помеѓу трите подгрупи на колчиња направени од поли (етер-етер-кетон) (PEEK) модифициран полимер.

За $F = 466,64$ (N) и $p < 0,001$ ($p=0,000$) помеѓу трите подгрупи (33 & 35 & 37) на колчиња направени од поли (етер-етер-кетон) (PEEK) модифициран полимер постои значајна разлика во силата на фрактура.

Табела 72. Сила на фрактура на колчето / Разлика помеѓу подгрупи
Table 72. Post fracture strength/ comparisons among subgroups

Variable	SS Effect	df Effect	MS Effect	SS Error	df Error	MS Error	F	p
Сила на фрактура	29921,22	2	14960,61	1057,99	33	32,06	466,64	0,000

Меѓугрупните разлики во силата на фрактура прикажани се во пост-хок анализата.

Силата на фрактура во првата подгрупа 33 за $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е помала него во втората подгрупа 35.

Силата на фрактура во првата подгрупа 33 за $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е помала него во третата подгрупа 37.

Силата на фрактура во втората подгрупа 35 за $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е помала него во третата подгрупа 37.

Табела 72.1. Post-hoc / LSD Test
Table 72.1. Post-hoc / LSD Test

Подгрупи	{1} M=376,34	{2} M=400,17	{3} M=445,82
33 {1}		0,000	0,000
35 {2}	0,000		0,000
37 {3}	0,000	0,000	

5.4. Сила на свиткување / Материјали

На табела 73. и графикон 76. прикажаните резултати се однесуваат на силата на свиткување кај колчињата во однос на материјалот.

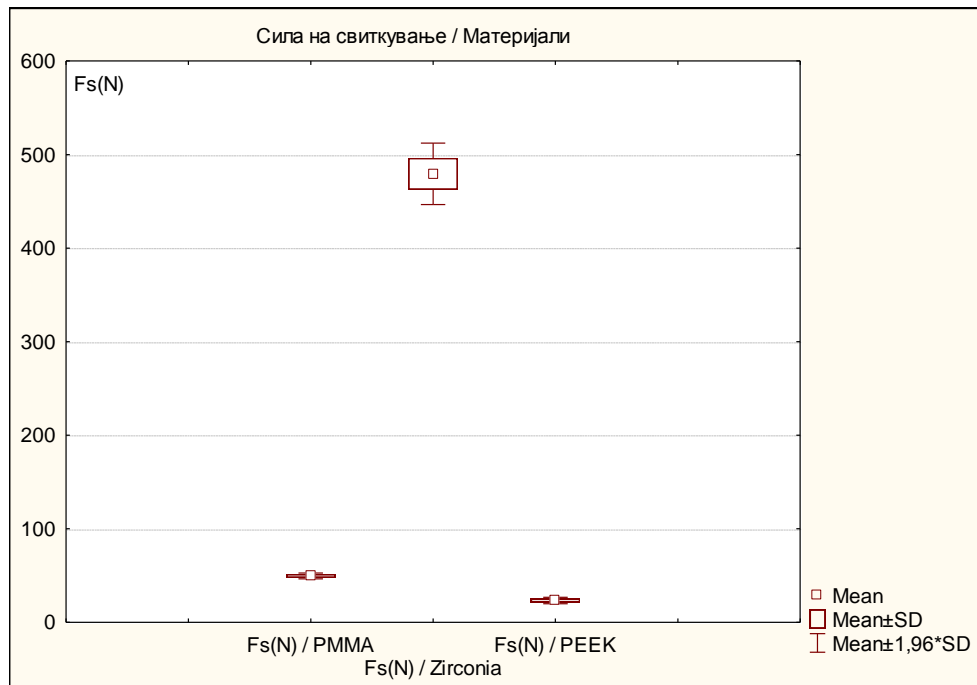
Силата на свиткување на колчето од PMMA акрилатен материјал варира во интервалот $49,62 \pm 1,61$ Fs (N), $\pm 95,00\%$ CI: 49,08-50,17; медијаната изнесува 49,80 Fs (N), минималната вредност изнесува 46,21 Fs (N), а максималната вредност изнесува 53,11 Fs (N).

Силата на свиткување на колчето од Zirconia керамички материјал варира во интервалот $479,40 \pm 16,73$ Fs (N), $\pm 95,00\%$ CI: 473,74-485,07; медијаната изнесува 482,14 Fs (N), минималната вредност изнесува 431,33 Fs (N) а максималната вредност изнесува 502,37 Fs (N).

Силата на свиткување на колчето од PEEK модифициран полимер варира во интервалот $23,38 \pm 1,76$ Fs (N), $\pm 95,00\%$ CI: 22,78-23,97; медијаната изнесува 23,88 Fs (N), минималната вредност изнесува 19,83 Fs (N), а максималната вредност изнесува 26,44 Fs (N).

Табела 73. Сила на свиткување / Материјали
Table 73. Post bending strength / materials

Variable	Valid N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std. Dev.
Fs(N) / PMMA	36	49,62	49,08	50,17	49,80	46,21	53,11	1,61
Fs(N) / Zirconia	36	479,40	473,74	485,07	482,14	431,33	502,37	16,73
Fs(N) / PEEK	36	23,38	22,78	23,97	23,88	19,83	26,44	1,76



Графикон 76. Сила на свиткување / PMMA, Zirconia, PEEK
Graph 76. Post bending force / PMMA, Zirconia, PEEK

Резултатите прикажани на табела 73.1. се однесуваат на разликата во силата на свиткување помеѓу колчињата од трите групи на материјал.

За $N = 95,12$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) помеѓу трите групи на материјали (PMMA, Zirconia, PEEK) постои значајна разлика во силата на свиткување на колчињата.

Табела 73.1. Сила на свиткување / Материјали / Разлика
Table 73.1. Post bending strength / materials / comparisons

Depend: Сила на свиткување	Code	Valid N	Sum of Ranks
PMMA	1	36	1962,00
Zirconia	2	36	3258,00
PEEK	3	36	666,00

Меѓугрупните разлики во силата на свиткување на колчињата во зависност од материјалот прикажани се на табела 73.2.

Силата на свиткување кај колчињата од PMMA за $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е помала него силата на свиткување кај колчињата од Zirconia.

Силата на свиткување кај колчињата од PMMA за $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема него силата на свиткување кај колчињата од PEEK.

Силата на свиткување кај колчињата од Zirconia за $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема него силата на свиткување кај колчињата од PEEK.

Табела 73.2. Multiple Comparisons p values (2-tailed) / Сила на свиткување на колчето / Материјали

Table 73.2. Multiple Comparisons p values (2-tailed) / Post bending strength / materials

Depend: Сила на свиткување	PMMA R:54,50	Zirconia R:90,50	PEEK R:18,50
PMMA		0,000	0,000
Zirconia	0,000		0,000
PEEK	0,000	0,000	

Резултатите прикажани на табела 73.3 се однесуваат на разликата во силата на свиткување помеѓу колчињата од трите групи & подгрупи на материјал.

За $N = 99,15$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) помеѓу трите групи & подгрупи на материјали (PMMA, Zirconia, PEEK) постои значајна разлика во силата на свиткување на колчињата.

Табела 73.3. Сила на свиткување / Материјали / Разлика помеѓу подгрупи

Table 73.3. Post bending strength / materials / comparisons among subgroups

Подгрупи	Code	Valid N	Sum of Ranks
33	1	12	628,00
35	2	12	588,00
37	3	12	746,00
33	4	12	985,00
35	5	12	1064,00
37	6	12	1209,00
33	7	12	225,50
35	8	12	156,50
37	9	12	284,00

Code: 1-3 / PMMA; Code: 4-6 Zirconia; Code: 7-9 / PEEK

Меѓугрупните разлики во силата на свиткување на колчињата во зависност од материјалот прикажани се на табела 73.4.

Највисоката сила на свиткување кај колчињата од PMMA (R:62,17) за $p < 0,05$ ($p = 0,02$) значајно е поголема него силата на свиткување кај колчињата од PEEK (R:18,79) и $p < 0,01$ ($p = 0,004$) / (R:13,04), во однос на другите подгрупи разликата не е значајна.

Највисоката сила на свиткување кај колчињата од Zirconia (R:100,75) за $p < 0,01$ ($p = 0,006$) значајно е поголема него силата на свиткување (R:52,33), (R:49,00) кај колчињата од PMMA, и за $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е поголема него силата на свиткување (R:18,79), (R:13,04), (R:23,67) кај колчињата од PEEK, во однос на другите подгрупи разликата не е значајна.

Највисоката сила на свиткување кај колчињата од PEEK (R:23,67) за $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е помала него силата на свиткување (R:82,08), (R:88,67), (R:100,75) кај колчињата од Zirconia, во однос на другите подгрупи разликата не е значајна.

Табела 73.4. Сила на свиткување / Материјали / Разлика помеѓу подгрупи
Table 73.4. Post bending strength / materials / comparisons among subgroups

Code	1 R:52,33	2 R:49,00	3 R:62,17	4 R:82,08	5 R:88,67	6 R:100,75	7 R:18,79	8 R:13,04	9 R:23,67
1/33		1,00	1,00	0,72	0,16	0,006	0,31	0,08	0,90
2/35	1,00		1,00	0,35	0,07	0,002	0,65	0,18	1,00
3/37	1,00	1,00		1,00	1,00	0,09	0,02	0,004	0,09
4/33	0,72	0,35	1,00		1,00	1,00	0,000	0,000	0,000
5/35	0,16	0,07	1,00	1,00		1,00	0,000	0,000	0,000
6/37	0,006	0,002	0,09	1,00	1,00		0,000	0,000	0,000
7/33	0,31	0,65	0,02	0,000	0,000	0,000		1,00	1,00
8/35	0,08	0,18	0,004	0,000	0,000	0,000	1,00		1,00
9/37	0,90	1,00	0,09	0,000	0,000	0,000	1,00	1,00	

Code: 1-3 / PMMA; Code: 4-6 Zirconia; Code: 7-9 / PEEK

5.5. Сила на фрактура / Материјали

На табела 74. и графикон 77. прикажаните резултати се однесуваат на силата на фрактура кај колчињата во однос на материјалот.

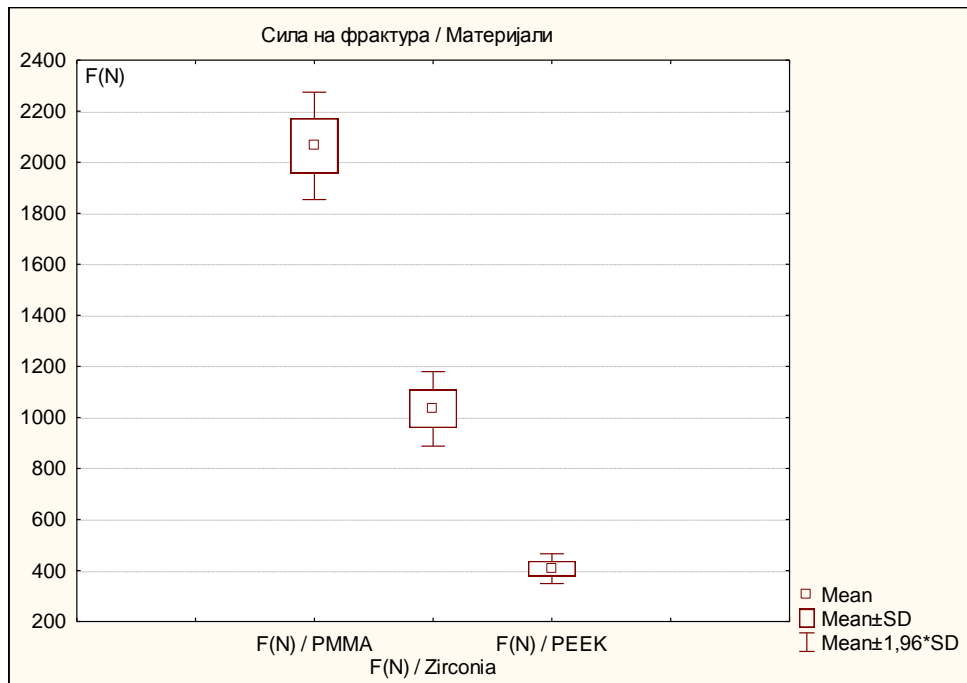
Силата на фрактура на колчето од PMMA акрилатен материјал варира во интервалот $2064,25 \pm 107,26$ F (N), $\pm 95,00\%$ CI: 2027,96-2100,54; медијаната изнесува 2016,68 F (N), минималната вредност изнесува 1961,87 F (N) а максималната вредност изнесува 2222,59 F (N).

Силата на фрактура на колчето од Zirconia керамички материјал варира во интервалот $1033,62 \pm 74,58$ F (N), $\pm 95,00\%$ CI: 1008,38-1058,85; медијаната изнесува 998,73 F (N), минималната вредност изнесува 961,32 F (N) а максималната вредност изнесува 1141,12 F (N).

Силата на фрактура на колчето од PEEK модифициран полимер варира во интервалот $407,44 \pm 29,75$ F (N), $\pm 95,00\%$ CI: 397,38-417,51; медијаната изнесува 400,78 F (N), минималната вредност изнесува 362,32 F (N) а максималната вредност изнесува 452,67 F (N).

Табела 74. Сила на фрактура / Материјали
Table 74. Post fracture strength / materials

Variable	Valid N	Mean	Confidence -95,00%	Confidence +95,00%	Median	Minimum	Maximum	Std. Dev.
F(N) / PMMA	36	2064,25	2027,96	2100,54	2016,68	1961,87	2222,59	107,26
F(N) / Zirconia	36	1033,62	1008,38	1058,85	998,73	961,32	1141,12	74,58
F(N) / PEEK	36	407,44	397,38	417,51	400,78	362,32	452,67	29,75



Графикон 77. Сила на фрактура / PMMA, Zirconia, PEEK
Graph 77. Fracture strength / PMMA, Zirconia, PEEK

Резултатите прикажани на табела 74.1. однесуваат на разликата во силата на фрактура помеѓу колчињата од трите групи на материјал.

За $N = 95,12$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) помеѓу трите групи на материјали (PMMA, Zirconia, PEEK) постои значајна разлика во силата на фрактура на колчињата.

Табела 74.1. Сила на фрактура / Материјали / Разлика
Table 74.1. Post fracture strength / materials / comparisons

Depend: Сила на фрактура	Code	Valid N	Sum of Ranks
PMMA	1	36	3258,00
Zirconia	2	36	1962,00
PEEK	3	36	666,00

Меѓугрупните разлики во силата на фрактура на колчињата во зависност од материјалот прикажани се на табела 74.2.

Силата на фрактура кај колчињата од PMMA за $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема него силата на фрактура кај колчињата од Zirconia.

Силата на фрактура кај колчињата од PMMA за $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема него силата на фрактура кај колчињата од PEEK.

Силата на фрактура кај колчињата од Zirconia за $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема него силата на фрактура кај колчињата од PEEK.

Табела 74.2. Multiple Comparisons p values (2-tailed) /Сила на фрактура на колчето / Материјали

Table 74.2. Multiple Comparisons p values (2-tailed) / Post fracture strength / materials

Depend: Сила на фрактура	PMMA R:90,50	Zirconia R: 54,50	PEEK R:18,50
PMMA		0,000	0,000
Zirconia	0,000		0,000
PEEK	0,000	0,000	

Резултатите прикажани на табела 74.3. се однесуваат на разликата во силата на фрактура помеѓу колчињата од трите групи & подгрупи на материјал.

За $N = 105,55$ и $p < 0,001$ ($p=0,000$) помеѓу трите групи & подгрупи на материјали (PMMA, Zirconia, PEEK) постои значајна разлика во силата на фрактура на колчињата.

Табела 74.3. Сила на фрактура / Материјали / Разлика помеѓу подгрупи
Table 74.3. Post fracture strength / materials / comparisons among subgroups

Подгрупи	Code	Valid N	Sum of Ranks
33	1	12	948,00
35	2	12	1080,00
37	3	12	1230,00
33	4	12	510,00
35	5	12	654,00
37	6	12	798,00
33	7	12	78,00
35	8	12	222,00
37	9	12	366,00

Code: 1-3 / PMMA; Code: 4-6 Zirconia; Code: 7-9 / PEEK

Меѓугрупните разлики во силата на фрактура на колчињата во зависност од материјалот прикажани се на табела 74.4.

Највисоката сила на фрактура кај колчињата од PMMA (R:102,50) за $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема него силата на фрактура кај колчињата од Zirconia (R:42,50) и $p < 0,01$ ($p=0,006$) / (R:54,50); за $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема него силата на фрактура (R:6,50), (R:18,90), (R:30,50) кај колчињата од PEEK, во однос на другите подгрупи разликата не е значајна.

Највисоката сила на свиткување кај колчињата од Zirconia (R:66,50) за $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е поголема него силата на фрактура (R:6,50) кај колчињата од PEEK, а за $p < 0,01$ ($p=0,000$) значајно е поголема него силата на фрактура (R:18,90), во однос на другите подгрупи разликата не е значајна.

Највисоката сила на фрактура кај колчињата од PEEK за $p < 0,001$ ($p=0,000$) значајно е помала него силата на фрактура (R:90,00), (R:102,50) кај колчињата од PMMA, а за $p < 0,01$ ($p=0,005$) значајно е помала од (R:79,00), во однос на другите подгрупи разликата не е значајна.

Табела 74.4. Сила на фрактура / Материјали / Разлика помеѓу подгрупи
Table 74.4. Post fracture strength / materials / comparisons

Code	1 R:79,00	2 R:90,00	3 R:102,50	4 R:42,50	5 R:54,50	6 R:66,50	7 R:6,50	8 R:18,90	9 R:30,50
1/33		1,00	1,00	0,16	1,00	1,00	0,000	0,000	0,005
2/35	1,00		1,00	0,007	0,20	1,00	0,000	0,000	0,000
3/37	1,00	1,00		0,000	0,006	0,18	0,000	0,000	0,000
4/33	0,16	0,007	0,000		1,00	1,00	0,18	1,00	1,00
5/35	1,00	0,20	0,006	1,00		1,00	0,006	0,18	1,00
6/37	1,00	1,00	0,18	1,00	1,00		0,000	0,006	0,18
7/33	0,000	0,000	0,000	0,18	0,006	0,000		1,00	1,00
8/35	0,000	0,000	0,000	1,00	0,18	0,006	1,00		1,00
9/37	0,005	0,000	0,000	1,00	1,00	0,18	1,00	1,00	

Code: 1-3 / PMMA; Code: 4-6 Zirconia; Code: 7-9 / PEEK

6. ДИСКУСИЈА

Рестаурацијата на екстензивно оштетени заби претставува предизвик за докторите по дентална медицина. Во такви случаи историски вообичаена практика била ендодонтски третман на забот, за да се овозможи со колчето што треба да се цементира во коренскиот канал да се постигне задржување за рестаурацијата поставена над коронарниот крај на колчето. Сепак, реставрираните заби со колчиња имале репутација на лоши рестаурации со висока стапка на неуспех. Главниот начин на неуспех бил губење на ретенцијата, т.е. одвојување на колчето од цементот за цементирање или одвојување на цементот од сидовите на просторот за колче. Ова е проследено, но поретко, со фрактура на коренот (Santos-Filho et al., 2008). За да се избегне ваков тераписки неуспех од круцијално значење е препознавање на физичките и механичките карактеристики на материјалите за изработка на надградби. Dominic et al., (2010) ги испитувале јачината на свиткување и модулите на материјалите за колчиња и го проценувале ефектот врз пресметаните својства на виткање кај различен дијаметар/должина (D/L) на тест примероците за свиткување со тестот на три точки. Докажале дека силата на свиткување на FRC материјали како нови генерално ги надминуваат јачините на отпуштање на металите од кои се направени ендодонтските колчиња. Високите вредности на модулот на Веибул допринесува за добра клиничка сигурност на FRC колчиња. Вредностите на модулот на виткање на тестираните колчиња биле од 2-6 пати (FRC) до 4-10 пати (метал) поголеми од дентинот.

При изборот на дентални материјали за употреба при трајна рестаурација на сериозно деструирани заби, докторите мора да изберат материјал со оптимални механички и физички својства за таа конкретна апликација, со естетиката како секундарно барање. Како што трендот во стоматологијата се менува кон композитни ендодонтски колчиња зајакнати со влакна во замена на металните колчиња, овој напис прегледува како фибер колчињата се разликуваат од нивните метални претходници и како тие суштински варираат од еден дизајн и состав до друг. Дополнително, во написот се испитуваат клиничкото значење на механичките

својства во ретенционите колчиња, како всушност функционираат фибер колчињата и нивната интеракција со забот (Leendert et al., 2013).

Изработката на CAD/CAM протетички надоместоци и надградби е нова технологија во претпротетичката-протетичка рехабилитација на преостанати ендодонтско третирани корени (Maira A. G. et al., 2022; Hamid, Nor Faharina Abdul, et al. 2021). Тековните интраорални скенери (IOS) овозможуваат директно земање отпечатоци за изработка на индивидуални надградби со помош на компјутерско дизајнирање/компјутерско потпомогнато производство (CAD/CAM) со последователно режење на монолитни материјали. Повеќе автори во рамките на ин витро студии, заклучуваат дека употребата на I.O.S. за дигитални отпечатоци може да биде остварлива алтернатива на аналогната техника (Christian et al., 2021; Francesco et al., 2019).

Во истражувањата во оваа докторска дисертација, беа испитувани физичките (димензионалната стабилност и прецизност на колчето) со дигитално отчитување на длабочината и квалитетот на препарираниот простор за колчето од надградбата во коренскиот канал од CAD/CAM изработени надградби, користејќи интра орален скенер (ИОС) и дигиталното отчитување на длабочината и квалитетот на препарираниот простор за колчето од надградбата во коренскиот канал споредено со дигитален отпечаток добиен со скенирање на конвенционален отпечаток со лабораториски скенер (ЛС).

Испитувањето беше изведено за да се евалуира димензионалната стабилност и прецизност на колчињата во препарираниот простор за колче во каналот од коренот преку компарација на дигиталното отчитување со дигитална алатка шублер на (физички карактеристики) длабочина и ширина во mm на просторот за колчиња во коренскиот канал на модел и отпечаток скенирани со лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС). Податоците од скенираниот модел со лабораториски скенер во форма на STL-фајл ги суперпониравме со податоците во форма на STL-фајл од скенираниот модел со интраорален скенер за да мерењата на отстојувањето секогаш да бидат помеѓу исти точки конектиран со компјутерски софтвер (Exocad). Исто така, податоците од

скенираниот конвенционален отпечаток со лабораториски скенер во форма на STL-фајл ги суперпониравме со податоците во форма на STL-фајл од скенираниот конвенционален отпечаток со интраорален скенер за да мерењата на отстојувањето секогаш да бидат помеѓу исти точки конектиран со компјутерски софтвер (Exocad).

Дескриптивната статистика, во оваа студија, направена за разликите во длабочината на просторот за колче & 2-ро колче /ЛС & ИОС; разликите во ширината на просторот за колче & 2-ро колче /ЛС & ИОС анализирани се со примена на Mann-Whitney U test (Z / p) направена за трите подгрупи (33, 35 и 37 заб), во секоја испитувана група за компарација на поклопувањето на дигиталните колчиња на суперпонираните виртуелни мастер модели и виртуелниот модел од конвенционалниот отпечаток скениран со интра орален скенер (ИОС) за $Z = -4,80$ и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е поголема од ширината на просторот за колче скениран со лабораториски скенер (ЛС).

При рангирањето на резултатите од група 1- ПММА акрилатен материјал, подгрупа 33, од направената анализа на отчитување на (физички карактеристики) длабочина во mm на просторот за колчето во коренскиот канал, скениран со лабораториски скенер (ЛС), просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност се идентични и изнесуваат 2,41 mm. Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 6,22 mm. Резултатите од отчитување на ширина во mm на просторот за колче во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС), просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност се идентични и изнесуваат 1,94 mm. Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 1,91 mm.

При споредбите на отчитување на длабочина во mm на просторот за колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС), просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност се идентични и изнесуваат 12,35 mm. Просечната вредност, медијаната, минималната

и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 12,36 mm. Отчитување на ширина во mm на просторот за колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС), просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност се идентични и изнесуваат 2,33 mm. Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,41 mm.

При рангирањето на резултатите од група 1- ПММА акрилатен материјал, подгрупа 35, од направената анализа на отчитување на (физички карактеристики) длабочина во mm на просторот за колчето во коренскиот канал, скениран со лабораториски скенер (ЛС), просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност се идентични и изнесуваат 1,86 mm. Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 8,61 mm. Отчитувањето на ширината во mm на просторот за колче во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС), просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност се идентични и изнесуваат 1,88 mm. Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,22 mm. Отчитувањето на длабочината во mm на просторот за колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС), просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност се идентични и изнесуваат 8,53 mm. Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 8,67 mm. Отчитувањето на ширината во mm на просторот за колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС), просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност се идентични и изнесуваат 2,24 mm. Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,38 mm.

Резултатите од испитувањата во оваа дисертација, покажуваат група 1-ПММА акрилатен материјал, подгрупа 37, за отчитување на длабочина во mm на просторот за колче во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС), просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност се идентични и изнесуваат 3,23 mm. Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 6,76 mm. Отчитувањето на длабочина во mm на просторот за 2-ро колче во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС), просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност се идентични и изнесуваат 3,64 mm. Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 8,32 mm. Отчитувањето на ширината во mm на просторот за колче во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС), просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност се идентични и изнесуваат 2,31 mm. Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,34 mm. Отчитувањето на ширината во mm на просторот за 2-ро колче во коренскиот канал на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС), просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност се идентични и изнесуваат 2,23 mm. Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,29 mm. Отчитувањето на длабочината во mm на просторот за колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС), просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност се идентични и изнесуваат 7,72 mm. Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 8,54 mm. Отчитувањето на длабочина во mm на просторот за 2-ро колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС), просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност се идентични и изнесуваат 8,92 mm. Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и

изнесуваат 9,12 mm. Отчитувањето на ширината во mm на просторот за колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС), просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност се идентични и изнесуваат 2,41 mm. Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,48 mm. Отчитувањето на ширината во mm на просторот за 2-ро колче во коренскиот канал на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС), просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност се идентични и изнесуваат 2,59 mm. Просечната вредност, медијаната, минималната и максималната вредност одредени со интра орален скенер (ИОС) се идентични и изнесуваат 2,61 mm.

Со добиените резултати ја негиравме Хипотеза 1. и докажавме дека постои статистички значајна разлика во димензионалната стабилност и прецизност на колчето (дигиталното отчитување на длабочината и квалитетот на препарираниот простор за колчето од надградбата во коренскиот канал) од CAD/CAM изработени надградби користејќи интра орален скенер (ИОС) споредено со дигитален отпечаток добиен со скенирање на конвенционален отпечаток со лабораториски скенер. Истата изјава ја потврдуваат Pinto et al., 2017 со in-vitro студија и ги потврдуваат нашите резултати, за проценка на отчитувањето на длабочината и квалитетот на просторот за колчето од надградбата со користење на ИОС, во споредба со традиционален отпечаток со силиконски материјал на шест ендодонтски третирани премолари. За секој примерок земале дигитални и традиционални отпечатоци. За дигиталните отпечатоци користеле софтвер за дизајнирање со помош на компјутер (CAD) со цел да се интегрираат резултатите од скенерот во тродимензионална мрежа за да може да се направат мерењата. К-датотека била искористена за мерење на должината на просторот за колче на секој примерок добиен преку традиционалниот отпечаток од силиконски материјал. Понатаму, извршиле проценка на ширината на влезовите на просторите од колчињата. Со оваа ин витро студија, докажале дека примената на ИОС за отчитување со цел да се изработи анатомско колче и коронарен дел од надградбата сè уште не е сигурна, бидејќи сè уште постојат ограничувања на длабочината на

отчитување за тесните канали на коренот. Всушност, во овој тип на канали е тешко да се постигне со светлосниот зрак на ИОС до најдлабоките области на просторот за колчето, со последователно нецелосно отчитување на длабочината на просторот. Авторите утврдиле дека сеуште постојат лимити во отчитувањето на тесните коренски канали каде тешко е светлосните зраци на ИОС да ги достигнат најдлабоките регии на просторот за колче.

Иновациите во технологијата за интраорален скенер (IOS) отвораат сè повеќе индикации за дизајн и производство со помош на компјутер (CAD-CAM). Производителите тврдат дека најновите генерации на скенери овозможуваат дигитализирање на препаратите на коренскиот канал.

Lucien et al., 2023 врз основа на податоците од истражувањето и споредбата на мерната грешка на оптичките отпечатоци од коренскиот канал добиени со четири интраорални и еден екстраорален стоматолошки скенер и да се нагласи ефектот од присуството или отсуството на соседните заби врз квалитетот на дигиталниот модел на надградби. Дигиталните модели потоа биле извезени како датотеки со стандарден теселационен јазик (STL) и биле анализирани за да се оцени средната мерна грешка при дигитализацијата на подготовката на коренот на три различни длабочини: 0-3 mm, 3-6 mm и 6-9 mm. Пронајдени биле статистички разлики помеѓу скенерите ($P < 0,05$). Просечната грешка при мерењето се движела од $9,8 \pm 0,5 \mu\text{m}$ со Medit i700 до $28,2 \pm 10 \mu\text{m}$ со E3. Групата Primescan, TRIOS 4 и Medit i700 покажале минимално значајни разлики. Присуството на соседните заби имало негативен ефект врз квалитетот на моделот за некои скенери, главно поради опструкција на главата на IOS. Авторите заклучиле и препорачуваат дека земањето на оптички отпечатоци со современи интраорални скенери се адаптиран метод за регистрација на подготовка на коренскиот канал за изработка на надградби.

Според истражувањата на Mengyuan et al., 2023 полудигиталната техника за изработка на надградби може да ги замени конвенционалните методи. Оваа студија предложи полудигитален работен тек кој интегрирал земање на интраканален отпечаток со скенирање на забите и проценка на точноста на надградбите направени од него. Авторите заклучиле дека полудигиталната техника испитувана

во оваа студија може да произведе подобро прилагодени приспособени надградби од конвенционалната техника.

Fabricio et al., 2021 ја испитувале адаптацијата на леани метални надградби изработени со конвенционален метод за моделирање со смола директно во коренскиот канал (конвенционално директно моделирање) и индиректно во работен модел од гипс (конвенционално индиректно моделирање). Надградбите од композитна смола ги режеле од нанохибридни стаклено-керамички композитни блокови од CAD-CAM (Brava Block; FGM) со користење на делумно дигитален работен тек. Користеле лабораториски скенер за дигитализирање на отпечатоците од поливинил силоксан (дел-дигитален скениран отпечаток директно CAD-CAM [PSC]) на коренските канали и моделите на смола направени директно (делумно дигитален директен CAD-CAM [PDC]) или индиректно (делумно дигитален индиректен CAD-CAM [PIC]). Авторите заклучиле дека металните надградби имале малку подобра адаптација од CAD-CAM композитните надградби, сепак, работниот тек на делумно дигиталната изработка на CAD-CAM композитни надградби обезбедила параметри за адаптација во клинички прифатлив опсег и дека одзема помалку време.

Понатамошни ин витро студии се потребни за испитување и компарација на физичките карактеристики (димензионалната стабилност и прецизност на колчето) на надградби изработени со CAD/CAM технологија, со примена на дигитално отчитување на длабочината и квалитетот на препарираниот простор за колчето од надградбата во коренскиот канал/модел споредено со дигитален отпечаток добиен со скенирање на конвенционален отпечаток користејќи различни видови на интра орални (ИОС) и лабораториски скенери (ЛС) со поголема прецизност.

Крајната цел на земањето дигитални отпечатоци за изработка на надградби е точноста и прецизноста на пасивно адаптирање на колчето во просторот за колче во коренскиот канал. Robert L. et al., 2022 во in vitro студија докажале дека точноста на дигитално земање отпечатоци со интраорални скенери и изработка на CAD/CAM надградби во целосно дигитален работен тек, земајќи ги предвид различните методи за отпечатоци на IOS (Primescan (PRI), Trios4 без (TRI) и со scanpost (TRI+SP) (Дел А), и изработка на CAD/CAM надградби со режење на циркониум

диоксид (ZIR) и композит од смола (COM)-P+C (Дел Б) со висок процент на точност и веродостојност. Статистичката анализа беше направена со помош на анализа на варијанса (ANOVA, $p < 0,05$). Податоците од Дел Б открија значително поголема точност за ZIR отколку за COM ($p < 0,05$). Во рамките на ограничувањата на оваа студија, циркониум диоксид CAD/CAM надградби може да се препорача за изработка во целосно дигитален работен тек во однос на точноста на вклопувањето. Отстапувањата на сите истражени методи за дигитален отпечаток од референтната база на податоци беа во клинички прифатлив опсег.

Во истражувањата на Marwa E. et al., 2023, чија методологија е многу слична со нашата, ја испитувале вистинитоста на дигиталните отпечатоци на просторите за колчиња со различни длабочини (8 mm и 10 mm), снимени со помош на три IOS, вклучувајќи ги Primescan AC, Medit i500 и CS 3600. Датотеките STL ги споредиле со датотеките добиени од традиционалното скенирање на отпечатоци извршено со десктоп скенер InEos X5. Потоа, софтверот за обратно инженерство ги мерел вредностите на вистинитоста, кои беа анализирани со користење на двонасочна анализа на варијанса (ANOVA), проследена со пост-хок тест на Туки. Нивото на значајност беше поставено на $p < 0,05$. Пронајдени се значителни разлики помеѓу скенерите во однос на вредностите на средната вредност на коренскиот квадрат (RMS) ($p < 0,001$). Највисоката вредност на RMS била пронајдена за CS 3600 ($0,30 \pm 0,11$ mm), проследено со Primescan AC ($0,26 \pm 0,09$ mm), додека најниската вредност била пронајдена за Medit i500 ($0,18 \pm 0,05$ mm). Колчињата длабоки 8 милиметри имаа значително повисока RMS вредност од оние со длабочина од 10 милиметри ($0,28 \pm 0,10$ mm и $0,21 \pm 0,09$ mm, соодветно) ($p = 0,009$). Скенерот Medit i500 покажал највисока вистинитост на дигитални отпечатоци после просторот во споредба со Primescan AC и CS 3600. Во дигиталните отпечатоци снимени со CS 3600, длабочината на просторот за колче од 10 mm имал поголема вистинитост од длабочината од 8 mm. Покрај тоа, CS 3600 бил помалку способен да ја сними целата должина на 8 mm и 10 mm длабочините на просторот за колче отколку Primescan AC и Medit i500.

Во слични вакви In vitro истражувања Nino T. et al., 2018 ја проценувале јачината на истиснување push-out strength на колчиња од фибер влакна направени

со компјутерски потпомогнат дизајн/компјутерски потпомогнато производство (CAD/CAM) технологија по употреба на 1 од 3 техники на скенирање на просторот за колчиња, имено, директно скенирање (DS), скенирање на полиетерски отпечаток (IS) и скенирање на гипс модел (MS). Нултата хипотеза била отфрлена, дека јачината на врската со истиснување значително се разликува меѓу групите. Поточно, фибер колчиња изработени по DS техника постигнале повисока ретенција отколку оние што беа изработени по IS и MS техники. Задржувањето на колчето било подобро за колчињата со фибер влакна направени со техника DS отколку за оние направени од IS и MS.

Значењето на ова истражување се состои во тоа што е едно од првите коишто ги испитуваат механичките карактеристики на надградби изработени со CAD/CAM-технологија. Испитувањето и компарацијата на механичките карактеристики: отпорност на свиткување (flexural strength), модул на еластичност (flexural modulus), цврстина на кршење (fracture toughness) и испитување на корелацијата помеѓу различните механички карактеристики мерени кај трите испитувани групи на надградби изработени со CAD/CAM технологија од: ПММА акрилатен материјал, Zirconia керамички материјал и модифициран полимер-поли (етер-етер-кетон) (PEEK) блок. Бројот на примероци ($n = 36$) во секоја група во ин витро студијата, беше во согласност со бројот на примероци во слични публикувани студии. Примероците со CAD/CAM технологија беа изработувани од еден техничар со долгогодишно искуство, строго придржувајќи се до протоколот за изработка, наведен од производителот. Со цел димензионалните промени на колчињата да се доведат во директна корелација со материјалот за изработка, примероците беа изработени со еден стл фајл со исти димензии во однос на должината и ширината на колчињата во трите подгрупи (33, 35 и 37 заб) изрежани со YENA CAD/CAM D15 - 5-axis CNC машина од ПММА акрилатен материјал, Zirconia керамички материјал и модифициран полимер-поли (етер-етер-кетон) (PEEK) блокови.

Во in vitro компаративна студија Warin P, Somchai U. 2021 ги испитувале својствата на компјутерски потпомогнато дизајнирање-компјутерски потпомогнато производство (CAD-CAM) режани колчиња направени од експериментални

комполитни дискови засилени со влакна во различна насока на влакна со тестот за свиткување со три точки и ги споредувале со флексуралните својства на режаните CAD-CAM колчиња со комерцијални монтажни колчиња, RelyX и FRC PostecPlus. Податоците ги анализирале со користење на еднонасочна ANOVA и Game-Howell пост-хок тест. Експерименталниот еднонасочен композитен диск зајакнат со влакна покажал потенцијал да се користи како CAD-CAM диск за изработка на колче и забно трупче. Ова може да се припише на фактот дека неговиот модул на еластичност е сличен на модулот на еластичност на коренот на дентинот.

Слично како и во нашето истражување, Giuseppe et al., 2019 ги истражувале механичките својства на шупливо фибер ендодонтско колче кое се карактеризирало со присуство на празен централен цилиндричен канал кој се протегал по целата должина. Овој посебен облик им овозможувал на лекарите да го користат колчето и како носач на цементот појачан со смола. Десет шупливи колчиња биле поделени во две групи: контролна група (непополнети шупливи колчиња) (Група 0) и шупливи колчиња исполнети со двојна смола цемент (Група 1). Примероците од двете групи биле подложени на механичка и микроморфолошка анализа со изведување на тест во три точки и набљудувања на SEM. Во тестот со три точки, примероците од Групата 1 покажале оптоварување на фрактура од $57,09 \pm 5,06$ (N), силата на свиткување од $1323,53 \pm 110,09$ MPa и Young's modulus од $42,87 \pm 0,86$ GPa. Примероците од групата 2 покажале оптоварување на фрактура од $38,17 \pm 1,7$ (N), силата на свиткување од $908,87 \pm 30,98$ MPa и Young's modulus од $40,33 \pm 1,9$ GPa. Разликата помеѓу оптоварувањето на фрактурата, силата на свиткување и отклонувањето помеѓу двете групи била статистички високо значајна ($p < 0,01$). Понатаму, разликата помеѓу вредностите на Young's modulus на двете групи бил со статистички значајна ($p < 0,05$). Добиените вредности се слични на оние на другите објави достапни во литературата.

Нашите резултати се во согласност и со испитувањата на Reem et al., 2019 кои вршеле испитување на отпорноста на кршење и начините на неуспех на ендодонтско третирани корени, реставрирани со три различни надградби изработени со компјутерски потпомогнат дизајн/компјутерски потпомогнато

производство (CAD/CAM). Немало значајна разлика помеѓу примероците од метал и цирконија во однос на неповолно кршење, додека неколку примероци полимерски инфилтриран керамички мрежен материјал (PICN) покажале поволно кршење и материјалот може да се користи при изработка на надградби со помош на CAD/CAM технологија.

Ендодонтски третирани заби со недоволна забна структура често се реставрираат со коронки. Ако нема доволен дентин за поддршка на реставрација, треба да се изврши претпротетичка протетичка рехабилитација со изработка на надградба. Конвенционалната техника на изработка на индивидуално леани метални надградби и директна изработка на надградби со цементирање на фибер колчиња и изработка на композитно забно трупче се најчесто користени методи. Леаните метални надградби имаат долга историја на успешна употреба поради нивните супериорни физички својства. Сепак, нивниот висок модул на еластичност може да предизвика концентрации на стрес во околниот радикуларен дентин, што резултира со фрактури на коренот. Иако се препорачува надградбите за зајакнување на деструирани или фрактурирани заби, неколку истражители истакнуваат дека тие надградби со несоодветен отпор на колчињата на ротациони сили можат да ги ослабат забите. Следствено, фрактурите на корените претставуваат најсериозен тип на неуспех кај забите реставрирани со колчиња. За да се спречат фрактури на коренот, колчето треба да има еластичен модул сличен на оној на дентин - својство кое овозможува поуниформа распределба на стресот со распределба на оклузалното оптоварување.

Од друга страна, за да обезбеди соодветно задржување за реставрација и соодветна заштита на преостанатата структура на забите, важно е колчето да е цврсто зацементирано, но сепак треба да може лесно да се отстрани доколку е потребно повторно лекување. Традиционално, титаниумски, јаглородни, полиетиленски фибер колчиња и метални надградби се користат за фронтална регија. Меѓутоа, кога се изработуваат целосно керамичките реставрации, металните столбови може негативно да влијаат на естетски резултати. Покрај тоа, реакциите на корозија можат предизвикуваат метален вкус, орално горење, орална

болка, сензибилизација и други алергиски реакции. Во однос на естетските и здравствените грижи, неметални колчиња не само што даваат естетска супериорност над металите надградби, но исто така ја исклучуваат можноста за корозија и го намалуваат ризикот од токсичност.

Покрај микроструктурните карактеристики, на механичките својства на колчињата влијаат и други фактори како што е адхезивниот интерфејс помеѓу матрицата и влакната. Карактеристиката што има поголемо влијание врз механичките својства на колчињата е типот на влакното. Тврдоста на колчето од стаклени влакна не влијае на јачината на свиткување. Во рамките на ограничувањата на оваа ин витро студија, колчињата со најадекватни својства за клиничка употреба се столбовите од стаклени влакна.

Víctor Alonso de la Peña et al., 2016 во in vitro студија ги испитувале механичките својства (јачина на свиткување и цврстина) на седум различни композитни колчиња зајакнати со влакна, во однос на нивните микроструктурни карактеристики. Анализирале двеста осумдесет колчиња, во седум групи по 40 колчиња. Во секоја група, 15 колчиња биле подложени на тест за цврстина на свиткување во три точки, 15 на микротврдомер за цврстина Кпоор и 10 на скенирачки електронски микроскоп со цел да се одреди дијаметарот на влакната и процентот на влакна вградени во матрицата. Главниот дијаметар на колчињата се движел од 1,50 mm до 2,20 mm. Јачината на свиткување и цврстината зависеле од типот на влакна што го формирале колчето. Пониската јакост на свиткување на колчето може да се должела на недоволно поврзување помеѓу влакната и матрицата на смолата. Според резултатите, авторите заклучиле дека покрај микроструктурните карактеристики, може и други фактори да влијаат на механичките својства на колчињата. Карактеристиката која има поголемо влијание врз механичките својства на колчињата е типот на влакна.

Зголемената потреба за естетски и биокомпатибилни реставрации доведе до развој на префабрикувани циркониумски керамички надградби. Поради големиот интерес и широката употреба на цирконски керамички надградбени системи, во последните 15 години се објавени бројни ин витро студии.

Özkurt et al., 2010 во ревијален труд ги презентираат податоците за ретенцијата, отпорноста на фрактура, микропукнатини, преносот на светлина, естетските предности и радиогустината на циркониумските колчиња. Врз основа на резултатите од овие студии, се покажало дека циркониумските колчиња го подобруваат естетскиот квалитет на сите керамички коронки и затоа се препорачува нивна употреба.

Анализата врз основа на резултати кои се однесуваат на корелацијата во релација сила на свиткување & сила на фрактура е од посебно значење. За $r = -0,0023$ ($p > 0,05$) утврдена е изразито слаба негативна незначајна корелација. Имено, со покачувањето на силата на свиткување за $1F_s$ (N), силата на фрактура се намалува за $0,02 F$ (N), незначајно за $p > 0,05$.

Резултати се однесуваат на корелацијата во релацијата сила на свиткување & сила на фрактура. За $r = -0,0023$ ($p > 0,05$) утврдена е изразито слаба негативна незначајна корелација. Имено, со покачувањето на силата на свиткување за $1F_s$ (N), силата на фрактура се намалува за $0,02 F$ (N), незначајно за $p > 0,05$.

Дескриптивната статистика, во оваа студија, направена за разликите во силата на свиткување за $F = 5,99$ и $p < 0,01$ ($p = 0,006$) помеѓу трите подгрупи (33 & 35 & 37) на колчиња направени од ПММА акрилатен материјал постои значајна разлика во силата на свиткување.

Резултатите за разликата во силата на фрактура за $N = 29,90$ и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) помеѓу трите подгрупи (33 & 35 & 37) на колчиња направени од ПММА акрилатен материјал постои значајна разлика во силата на фрактура.

Исто така, резултатите за разликата во силата на свиткување за $N = 19,38$ и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) помеѓу трите подгрупи (33 & 35 & 37) на колчиња направени од Zirconia керамички материјал постои значајна разлика во силата на свиткување.

Резултатите за разликата во силата на фрактура за $F = 6207,44$ (N) и $p < 0,01$ ($p = 0,00$) помеѓу трите подгрупи (33 & 35 & 37) на колчиња направени од Zirconia керамички материјал постои значајна разлика во силата на фрактура.

Значајно е да се спомене дека кај резултатите за разликата во силата на свиткување за $F = 3,67$ (N) и $p < 0,05$ ($p = 0,04$) помеѓу трите подгрупи (33 & 35 & 37) на колчиња направени од поли (етер-етер-кетон) (PEEK) модифициран полимер постои значајна разлика во силата на свиткување.

Исто така и кај резултатите за разликата во силата на фрактура за $F = 466,64$ (N) и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) помеѓу трите подгрупи (33 & 35 & 37) на колчиња направени од поли (етер-етер-кетон) (PEEK) модифициран полимер постои значајна разлика во силата на фрактура.

Силата на свиткување на колчето од PMMA акрилатен материјал варира во интервалот $49,62 \pm 1,61$ Fs (N), $\pm 95,00\%CI: 49,08-50,17$; медијаната изнесува 49,80 Fs (N), минималната вредност изнесува 46,21 Fs (N), а максималната вредност изнесува 53,11 Fs (N). Силата на свиткување на колчето од Zirconia керамички материјал варира во интервалот $479,40 \pm 16,73$ Fs (N), $\pm 95,00\%CI: 473,74-485,07$; медијаната изнесува 482,14 Fs (N), минималната вредност изнесува 431,33 Fs (N) а максималната вредност изнесува 502,37 Fs (N). Силата на свиткување на колчето од PEEK модифициран полимер варира во интервалот $23,38 \pm 1,76$ Fs (N), $\pm 95,00\%CI: 22,78-23,97$; медијаната изнесува 23,88 Fs (N), минималната вредност изнесува 19,83 Fs (N), а максималната вредност изнесува 26,44 Fs (N).

Резултатите за разликата во силата на свиткување помеѓу колчињата за $N = 95,12$ и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) помеѓу трите групи на материјали (PMMA, Zirconia, PEEK) постои значајна разлика во силата на свиткување на колчињата. Силата на свиткување кај колчињата од PMMA за $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е помала него силата на свиткување кај колчињата од Zirconia. Силата на свиткување кај колчињата од PMMA за $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е поголема него силата на свиткување кај колчињата од PEEK. Силата на свиткување кај колчињата од Zirconia за $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е поголема него силата на свиткување кај колчињата од PEEK.

При евалвацијата на меѓугрупните разлики во силата на свиткување на колчињата во зависност од материјалот, највисоката сила на свиткување кај колчињата од PMMA ($R: 62,17$) за $p < 0,05$ ($p = 0,02$) значајно е поголема него силата

на свиткување кај колчињата од PEEK (R:18,79) и $p < 0,01$ ($p = 0,004$) / (R:13,04), во однос на другите подгрупи разликата не е значајна. Највисоката сила на свиткување кај колчињата од Zirconia (R:100,75) за $p < 0,01$ ($p = 0,006$) значајно е поголема него силата на свиткување (R:52,33), (R:49,00) кај колчињата од PMMA, и за $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е поголема него силата на свиткување (R:18,79), (R:13,04), (R:23,67) кај колчињата од PEEK, во однос на другите подгрупи разликата не е значајна. Највисоката сила на свиткување кај колчињата од PEEK (R:23,67) за $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е помала него силата на свиткување (R:82,08), (R:88,67), (R:100,75) кај колчињата од Zirconia, во однос на другите подгрупи разликата не е значајна.

При анализа на резултатите за силата на фрактура на колчето од PMMA акрилатен материјал утврдено е дека варира во интервалот $2064,25 \pm 107,26$ F (N), $\pm 95,00\%CI: 2027,96-2100,54$; медијаната изнесува 2016,68 F (N), минималната вредност изнесува 1961,87 F (N) а максималната вредност изнесува 2222,59 F (N). Силата на фрактура на колчето од Zirconia керамички материјал варира во интервалот $1033,62 \pm 74,58$ F (N), $\pm 95,00\%CI: 1008,38-1058,85$; медијаната изнесува 998,73 F (N), минималната вредност изнесува 961,32 F (N) а максималната вредност изнесува 1141,12 F (N). Силата на фрактура на колчето од PEEK модифициран полимер варира во интервалот $407,44 \pm 29,75$ F (N), $\pm 95,00\%CI: 397,38-417,51$; медијаната изнесува 400,78 F (N), минималната вредност изнесува 362,32 F (N) а максималната вредност изнесува 452,67 F (N).

Меѓугрупните разлики во силата на фрактура помеѓу колчињата од трите групи на материјал за $N = 95,12$ и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) помеѓу трите групи на материјали (PMMA, Zirconia, PEEK) постои значајна разлика во силата на фрактура на колчињата. Силата на фрактура кај колчињата од PMMA за $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е поголема него силата на фрактура кај колчињата од Zirconia. Силата на фрактура кај колчињата од PMMA за $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е поголема него силата на фрактура кај колчињата од PEEK. Силата на фрактура кај колчињата од Zirconia за $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е поголема него силата на фрактура кај колчињата од PEEK. Статистичката анализа за меѓугрупните разлики во силата на фрактура на колчињата во зависност од материјалот покажаа дека највисоката

сила на фрактура кај колчињата од PMMA (R:102,50) за $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е поголема него силата на фрактура кај колчињата од Zirconia (R:42,50) и $p < 0,01$ ($p = 0,006$) / (R:54,50); за $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е поголема него силата на фрактура (R:6,50), (R:18,90), (R:30,50) кај колчињата од PEEK, во однос на другите подгрупи разликата не е значајна.

Највисоката сила на свиткување кај колчињата од Zirconia (R:66,50) за $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е поголема него силата на фрактура (R:6,50) кај колчињата од PEEK а за $p < 0,01$ ($p = 0,000$) значајно е поголема него силата на фрактура (R:18,90), во однос на другите подгрупи разликата не е значајна.

Со добиените резултати ги потврдивме: Хипотеза 2. и докажавме дека не постои статистички значајна разлика во отпорноста на свиткување (flexural strength) на надградби изработени од ПММА акрилатен материјал со CAD/CAM технологија помеѓу трите подгрупи (33, 35, 37); Хипотеза 3. не постои статистичка разлика на модулот на еластичност (flexural modulus) на надградби изработени од Zirconia керамички материјал со CAD/CAM технологија помеѓу трите подгрупи (33, 35, 37), бидејќи тој се презема директно од стандардните испитувањата на производителот за соодветниот материјал; Хипотеза 4. не постои статистички значајна разлика на цврстина на кршење (fracture toughness) на надградби изработени од модифициран полимер- поли (етер-етер-кетон) (PEEK) блок со CAD/CAM технологија помеѓу трите подгрупи (33, 35, 37).

Ki-Sun L., et al., 2017 ги оценувале биомеханичкото однесување и долгорочната безбедност на полимерот со високи перформанси PEKK како интрадикуларна дентална материјал за изработка на надградби преку компаративна анализа на конечни елементи (FEA) со други конвенционални материјали за надградби. Конструирале 3D FEA модел на максиларен централен инцизив. Циклична сила на оптоварување од 50 (N) била применета под агол од 45° до надолжната оска на забот на палаталната површина на коронката. За споредба со традиционално користените материјали за надградби, три материјали (злато, фиберглас и PEKK) биле симулирани за да се утврдат нивните својства за надградби. PEKK, со понизок модул на еластичност од дентинот на коренот, покажал релативно висока отпорност на неуспех и поповолна распределба на

стресот од конвенционалниот материјал за надградби. Сепак, надградбите од РЕКК покажале поголема веројатност за откачување и дефект на коронката при долгорочно циклично оптоварување отколку системите со надградби од метал или фиберглас.

Слично како и во ова истражување, Melahat ÇG., et al., 2020 укажале дека префабрикуваните колчиња од PolyEtherKetoneKetone (РЕКК), РЕКК прилагодени конфигурирани колчиња според големината на коренскиот канал и конвенционалните фибер колчиња се соодветна алтернатива на фибер колчињата. Тестирањето на јачината на врската го вршеле со истиснување со помош на универзална машина за тестирање, а фрактури ги испитувале под електронски микроскоп за скенирање. Податоците ги анализирале со користење на еднонасочни ANOVA и Tukey's HSD тестови, со нивото на значајност поставено на 0,05. Највисоките вредности на јачината на врската во цервикалниот дел биле забележани со индивидуалните РЕКК колчиња (17,3470 МПа), додека највисоките вредности на цврстина на врската во средниот и апикалниот дел биле забележани со конвенционалните фибер колчиња (11,5375 МПа и 6,8625 МПа, соодветно). Вредностите на јачината на врската за сите надградби се намалиле во цервикален до апикален правец.

Нашите резултати ќе имаат апликативна примена во секојдневната клиничка практика во смисла на препорака на CAD/CAM надградбите како адекватно претпротетичко решение за пациентите со преостанати ендодонтско третирани радикали кај кои од разни анатомски, физиолошки или финансиски причини нивна естракција и протетичка или импланто-протетичката рехабилитација не е прифатлива.

Иако предностите на CAD/CAM надградбите се големи и првичните сознанија за нив се ветувачки, резултатите за нивните физички и механички карактеристики од ова истражување допринесоа во одговорот на прашањето дека CAD/CAM изработените надградби конечно ги надминуваат сите недостатоци поврзани со конвенционалните техники на изработка на метални леани или со конфекциски (метални, фибер или керамички) колчиња.

Со спроведеното истражување се потрудивме да се вклучиме во примената на современите дигитални и CAD/CAM технологии во стоматолошката протетика и се надеваме дека ќе побудиме интерес за дополнителни истражувања на оваа неисцрпна тема во денталната медицина во целост.

7. ЗАКЛУЧОЦИ

Врз основа на добиените резултати од нашите in-vitro испитувања и анализата на резултатите кои се однесуваат на евалвација на физичките и механичките карактеристики на надградби изработени со дигитални и CAD/CAM технологии можеме да ги донесеме следните заклучоци:

1. Во однос на резултати од испитувањето и компарацијата на физичките карактеристики (димензионална стабилност и прецизност на колчето и коронарниот дел од надградбата) на надградби изработени со CAD/CAM технологија со дигиталното отчитување на длабочината и ширината на препарираниот простор за колчето од надградбата во коренскиот канал на модел споредено со дигитален отпечаток добиен со скенирање на конвенционален отпечаток користејќи лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)- подгрупа 33:

- од направената анализа на отчитување на длабочината во mm на просторот за колчето во коренскиот канал и ширината на колчето имаат значајно поголеми димензии ($p < 0,001$) на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) (2,41 mm, 1,94 mm, наизменично) во однос на вредностите на модел скениран со интра орален скенер (ИОС) (6,22 mm, 1,91 mm, наизменично)
- од направената анализа на отчитување на (физички карактеристики) длабочината во mm на просторот за колчето во коренскиот канал, ширината на колчето, имаат значајно поголеми димензии ($p < 0,001$) на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) (12,35 mm и 2,33 mm наизменично) во однос на вредностите на модел скениран со интра орален скенер (ИОС) (12,36 mm и 2,41 mm, наизменично)

2. Во однос на резултати од испитувањето и компарацијата на физичките карактеристики (димензионална стабилност и прецизност на колчето и коронарниот дел од надградбата) на надградби изработени со CAD/CAM технологија со дигиталното отчитување на длабочината и ширината на препарираниот простор за колчето од надградбата во коренскиот канал на модел споредено со дигитален

отпечаток добиен со скенирање на конвенционален отпечаток користејќи лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)- подгрупа 35:

- од направената анализа на отчитување на (физички карактеристики) длабочината во mm на просторот за колчето во коренскиот канал и ширината на колчето имаат значајно поголеми димензии ($p < 0,001$) на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) (1,86 mm, 1,88 mm, наизменично) во однос на вредностите на модел скениран со интра орален скенер (ИОС) (8,61 mm, 2,22 mm, наизменично)
- од направената анализа на отчитување на (физички карактеристики) длабочината во mm на просторот за колчето во коренскиот канал и ширината на колчето, имаат значајно поголеми димензии ($p < 0,001$) на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) (8,53 mm и 2,24 mm наизменично) во однос на вредностите на модел скениран со интра орален скенер (ИОС) (8,67 mm и 2,38 mm, наизменично)

3. Во однос на резултатите од испитувањето и компарацијата на физичките карактеристики (димензионална стабилност и прецизност на колчето и коронарниот дел од надградбата) на надградби изработени со CAD/CAM технологија со дигиталното отчитување на длабочината и ширината на препарираниот простор за колчето од надградбата во коренскиот канал на модел споредено со дигитален отпечаток добиен со скенирање на конвенционален отпечаток користејќи лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС)- подгрупа 37:

- од направената анализа на отчитување на (физички карактеристики) длабочината во mm на просторот за колчето во коренскиот канал, длабочината на второто колче, ширината на колчето и ширината на второто колче имаат значајно поголеми димензии ($p < 0,001$) на модел скениран со лабораториски скенер (ЛС) (3,23 mm, 3,64 mm, 2,31 mm, 2,23 mm наизменично) во однос на вредностите на модел скениран со интра орален скенер (ИОС) (6,76 mm, 8,32 mm, 2,34 mm, 2,29 mm наизменично)
- од направената анализа на отчитување на (физички карактеристики) длабочината во mm на просторот за колчето во коренскиот канал,

длабочината на второто колче, ширината на колчето и ширината на второто колче имаат значајно поголеми димензии ($p < 0,001$) на отпечаток скениран со лабораториски скенер (ЛС) (7,72 mm, 8,92 mm, 2,41 mm и 2,59 mm наизменично) во однос на вредностите на модел скениран со интра орален скенер (ИОС) (8,54 mm, 9,12 mm, 2,48 mm и 2,61 mm наизменично)

4. Во однос на резултатите од испитувањето и компарацијата на механичките карактеристики на надградби изработени со CAD/CAM технологија од: ПММА акрилатен материјал, Zirconia керамички материјал и модифициран полимер-поли (етер-етер-кетон) (PEEK) блок:

- при мерење и компарација на отпорноста на свиткување (flexural strength) помеѓу трите подгрупи (33 & 35 & 37) на колчиња направени од ПММА акрилатен материјал и помеѓу трите подгрупи (33 & 35 & 37) на колчиња направени од Zirconia керамички материјал, како и помеѓу трите подгрупи (33 & 35 & 37) на колчиња направени од поли (етер-етер-кетон) (PEEK) модифициран полимер постои значајна разлика во силата на свиткување. Отпорноста на свиткување на колчето изработено од ПММА е сигнификантно поголема во однос на колчињата изработени од Zirconia керамички материјал и колчињата изработени од поли (етер-етер-кетон) (PEEK) модифициран полимер.
- при мерење и компарација на цврстина на кршење (fracture toughness) помеѓу трите подгрупи (33 & 35 & 37) на колчиња направени од ПММА акрилатен материјал, помеѓу трите подгрупи (33 & 35 & 37) на колчиња направени од Zirconia керамички материјал, како и помеѓу трите подгрупи (33 & 35 & 37) на колчиња направени од поли (етер-етер-кетон) (PEEK) модифициран полимер постои значајна разлика во силата на кршење. Во однос на силата на кршење на колчето изработено од Zirconia керамички материјал е сигнификантно поголема во однос на колчињата изработени од ПММА и колчињата изработени од поли (етер-етер-кетон) (PEEK) модифициран полимер.

5. Испитување на корелацијата помеѓу различните механички карактеристики мерени кај трите испитувани групи:

- резултатите за разликата во силата на свиткување помеѓу трите подгрупи на колчиња направени од ПММА акрилатен материјал, за $F = 5,99$ и $p < 0,01$ ($p = 0,006$) помеѓу трите подгрупи (33 & 35 & 37) на колчиња направени од ПММА акрилатен материјал постои значајна разлика во силата на свиткување. Силата на свиткување во третата подгрупа 37 за $p < 0,05$ ($p = 0,01$) значајно е поголема отколку во првата подгрупа 33. Силата на свиткување во третата подгрупа 37 за $p < 0,01$ ($p = 0,003$) значајно е поголема него во втората подгрупа 35.
- резултатите за разликата во силата на кршење помеѓу трите подгрупи на колчиња направени од ПММА акрилатен материјал, за $H = 29,90$ и $p < 0,001$ ($p = 0,000$) помеѓу трите подгрупи (33 & 35 & 37) на колчиња направени од ПММА акрилатен материјал постои значајна разлика во силата на кршење. Меѓугрупните разлики во силата на кршење во првата подгрупа 33 за $p < 0,05$ ($p = 0,03$) значајно е помала него во втората подгрупа 35, во првата подгрупа 33 за $p < 0,001$ ($p = 0,000$) значајно е помала отколку во третата подгрупа 37, а во втората подгрупа 35 за $p < 0,05$ ($p = 0,01$) значајно е помала него во третата подгрупа 37.

6. Надградби изработени со CAD/CAM технологија со дигиталното отчитување на длабочината и ширината на препарираниот простор за колчето од надградбата во коренскиот канал на модел споредено со дигитален отпечаток добиен со скенирање на конвенционален отпечаток користејќи лабораториски скенер (ЛС) и интра орален скенер (ИОС) имаат повисоки вредности за механичките карактеристики од бараните за клиничка употреба.

7. Со напредокот на CAD/CAM, дигиталните технологии и новите ПММА, Zirconia и PEEK материјали со високи естетски и механички особини може да се изработат индивидуални естетски едноделни надградби со максимална прецизност, се намалуваат клиничките и лабораториските фази за рехабилитација и се постигнува поголемо задоволство кај пациентите.

Заклучоците во оваа докторска дисертација исто така ја нагласуваат важноста на земањето дигитални отпечатоци за изработка на надградби со

CAD/CAM технологија. Од посебно значење е познавањето на дигиталните технологии и нивната примена во секојдневната пракса од страна на докторите/специјалисти по стоматолошка протетика и забните техничари/ стручни забни техничари.

Оригинален допринос за науката дава и самиот факт што во литературата сè уште не постојат резултати од испитувања на физичките и механичките карактеристики на материјалите за изработка на CAD/CAM надградби.

Поради сложената интеракција на биолошките со механичките фактори во усната шуплина, резултатите од корелацијата на повеќе поединечни физички и механички карактеристики кои се испитуваа во оваа студија ќе овозможат полесно да се предвиди однесувањето на материјалите. Заклучоците од оваа докторска дисертација се очекува да имаат значаен научен допринос во евалвацијата на физичките и механички карактеристики на CAD/CAM изработени надградби кои недостасуваат во денталната литература.

Заклучоците во оваа докторска дисертација исто така ја нагласуваат важноста на димензионалната стабилност и прецизност на колчето од надградбата за ретенцијата, стабилноста, зачувувањето на преостанатите коренски структури во интактна состојба и отпорноста на фрактури интраорално се од есенцијално значење за клиничките перформанси на CAD/CAM надградбите.

Како финален заклучок, може да се издвои дека отчитувањето на длабочина и квалитет на препарираниот простор за колчето во коренскиот канал користејќи интра орален (ИОС) споредено со лабораториски скенер, добиените релевантни сознанија во иднина би претставувале важен податок за донесување на поедноставна одлука во изборот на терапија и земањето на отпечатоци.

За оваа проблематика во последно време во светската стручна јавност многу се зборува и пишува. Токму поради тоа научниот придонес на истражувањата во докторската дисертација е со намера да бидеме во чекор со времето, а очекуваме дека истите ќе предизвикаат интерес и потреба за нови истражувања на оваа проблематика.

8. ДОДАТОК

8.1. Користени кратенки:

PMMA – полиметил метакрилат

PEEK– поли (етер-етер-кетон)

CAD/CAM – (Computer-aided design/Computer-aided manufacturing) -

Компјутерски потпомогнат дизајн/Компјутерски потпомогнато производство

3-D – тридимензионално

CNC – (Computer numerical control) - Компјутерска нумеричка контрола

RP – (Rapid prototyping) - Брзо прототипирање

STL – (Stereolithography) - Стереолитографија

IOS– интра орален скенер

LS– лабораториски скенер

ISO – (International standard organization) - Меѓународна организација за стандарди

Кратенки за единици мерки:

MPa – мегапаскал

GPa – гигапаскал

N - њутн

mm - милиметар

µm – микрометар

9. КОРИСТЕНА ЛИТЕРАТУРА (REFERENCES)

- Albers, HF. (1993). Core Build-Ups and Posts, ADEPT Report;4:25-35.
- Al-Hamad KQ, Al-Omari M, Al-Wahadni A, Darwazeh A. (2006). Radiographic assessment of post-retained crowns in an adult Jordanian population. J Contemp Dent Pract Sep;7(4):29-36.
- Alharbi FA, Nathanson D, Morgano S, Baba NZ. (2014). Fracture resistance and failure mode of fatigued endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced resin posts and metallic posts in vitro. Dent Traumatol.30(4):317–25.
- Aline GH., Ricardo AC., Isaias DS., Milton EM., William CB., Rafael PV. (2022). Stress distribution in restorations with glass fiber and polyetheretherketone intraradicular posts: An in silico analysis. Dental Materials Journal; 41(3): 376–381.
- Almohareb T. (2017). Sealing ability of esthetic post and core system. J. Contemp. Dent. Pract. 18: 627-632.
- Almutairi AR, Mathar MI. (2020). Quality of Post & Core Restorations Performed by Dental Students. Integr J Med Sci.7:5.
- Alp GC, Murat S, Yilmaz B. (2018). Comparison of Flexural Strength of Different CAD/CAM PMMA-Based Polymers: Comparison of Flexural Strength of Interim Resin Materials. J Prosthodont.28(2):127-55.
- Alves PB, Jurema ALB, Torres CRG, Borges AB, Liporoni CS. (2022). Bond Strength Evaluation between Different Glass Fiber Post Systems to Restore Weakened Roots. J. Compos. Sci, 6, 252.
- Andreiotelli M, Kamposiora P, Papavasiliou G. (2013). “Digital data management for CAD/CAM technology. An update of current systems,” The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry, vol. 21, no. 1, pp. 9–15.
- Andrew IS., (2007). "The birth of the most important 18th century dental text: Pierre Fauchard's Le Chirurgien Dentiste". Journal of Dental Research 86 (10): 922–926.
- Angélica M., Kaue ALH., Vagner FR., Aloisio OS., Ricardo AC, Atais B. (2017). Biomechanical behavior of teeth without remaining coronal structure restored with different post designs and materials. Mater Sci Eng C., 76, pp. 839-844.
- Antonio L., Virginia DT., Gianni G., Edoardo M., Vincenzo C. (2020). CAD/CAM Customized Glass Fiber Post and Core with Digital Intraoral Impression: A Case Report. Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry:12 17–24.

- Assif D, Bitenski A, Pilo R, et al. (1993). Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. *J Prosthet Dent.*69:36-40.
- A Maroli, KAL Hoelcher, VF Reginato, AO Spazzin, RA Caldas, A Bacchi. (2017) Biomechanical behavior of teeth without remaining coronal structure restored with different post designs and materials. *Mater Sci Eng C.*, 76, pp. 839-844.
- AL Dwairi ZN, Tahboub K, Baba NZ. (2019). A comparison of the surface Properties of CAD/CAM and Conventional Polymethylmethacrylate (PMMA) *J Prosthodont.*28(4):323-46.
- Begüm A., Turgut G. (2002). Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosth Dent.*87:431-437.
- Bessone L, Bodereau EF. (2010). Evaluation of Different Post Systems: Finite Element Method. *Int J Odontostomatol*; 4:229-36.
- Bhaktikamala A, Chengprapakorn W, Serichetaphongse P. (2022). Effect of Different Post Materials and Adaptability on Fracture Resistance and Fracture Mode in Human Endodontically Treated Teeth. *Int J Dent.* Aug 4; 2022:9170081.
- Boudrias P, Sakkal S, Petrova Y. (2001). Anatomical post design meets quartz fiber technology: rationale and case report. *Compend Contin Educ Dent*; 22:337-348.
- Calva H, Sukhija U, Rassawet R, Rani V. (2020). A Review on Post and Core. *Scholar J Dent Sci*; 7:51-56.
- Campanella V, Carosi P, Casella, Pinto A, Di Girolamo M. (2019). Clinical fitting of a cast metal post and core obtained by means of an intraoral optical scanning and digital workflow. *J Biol Regul Homeost Agents.* May-Jun;33(3):43-50.
- Carossa S, Lombardo S, Pera P, Corsalini M, Rastello ML, Preti PG. (2001). Influence of Posts & Cores on Light Transmission Through Different All-Ceramic Crowns: Spectrophotometric and Clinical Evaluation. *Int J Prosthodont*; 14:9-14.
- Christian W, Henriette K, Magdalena T, Benedikt C Spies, Florian B, Axel B. (2021). Does ambient light affect the accuracy and scanning time of intraoral scans? *J Prosthet Dent.* 2021 Jun;125(6):924-931. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.03.021. Epub 2020 May 30.
- Coutinho CA, Hegde D, Shetty S, Iyer R, Priya A. (2020). Intraoral scanners: a narrative review. *Journal of Research in Dentistry*, 8(1):1-9.
- Dankwort CW, Weidlich R, Guenther B, Blaurock JE. (2004). Engineers' CAX education-it's not only CAD. *Computer-Aided Design*; 36:1439-50.

- Dominic A Stewardson, Adrian C Shortall, Peter M Marquis, Philip J Lumley. (2010). The flexural properties of endodontic post materials. *Dent Mater.* 2010 Aug;26(8):730-6. doi: 10.1016/j.dental.03.017. Epub 2010 Apr 21.
- Duret B, Duret F, Reynaud M. (1996). Long-life physical property preservation and postendodontic rehabilitation with the Composit post. *Compend Contin Educ Dent;(Suppl)*: S50-6.
- Erzurumlu (2021) Evaluation of radiopacities of CAD/CAM restorative materials and resin cements by digital radiography. *Clin Oral Investig Oct;25(10):5735-5741.*
- Denis Roberto FS., Rogério GC., Isabelli CF., Leonardo GC., André VR., Carla C G., Giselle MC. (2017). CAD/CAM post-and-core using different esthetic materials: Fracture resistance and bond strengths. *Am J Dent. Dec;30(6):299-304.*
- Fabricio P., Rogério GC., Evelise MS., Rodrigo NR. (2021). Effect of half-digital workflows on the adaptation of custom CAD-CAM composite post-and-cores. *J Prosthet Dent.* 2021 Dec;126(6):756-762.
- Denis RFS., Rogério GC., Gisele MC., Rodrigo NR. (2018). Scanning of root canal impression for the fabrication of a resin CAD-CAM-customized post-and-core. *J Prosthet Dent, Aug, 120(2), 242-245.*
- Fasbinder Dennis J. (2012). Chairside CAD/CAM: An Overview of Restorative Material Options, *Compend Contin Educ Dent.* Jan;33(1):50, 52-8.
- Ferri M, Cagidiaco CM, Goracci C, Vichi A, Mason PN, Radovic I. (1997). Long term retrospective study of the clinical performance of fiber posts *Prac Periodontic Aesth Dent; 9:513-520.*
- Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. (2003). Factors determining post selection: A literature review. *J Prosthet Dent.*90(6):556–62.
- Fernandes V, Ferraz A, Ferreira S, Carvalho O, Silva F, Miller P, et al. (2020). Root intracanal posts on rehabilitation of endodontic treated teeth —A narrative review. *RevSALUS; 2: 19- 27.*
- Francesco F, Gianpaolo S, Carlo C, Paolo C, Giorgio G, Enrico F. G. (2019). Influence of Intra-Oral Scanner (I.O.S.) on The Marginal Accuracy of CAD/CAM Single Crowns. *Int. J. Environ. Res. Public Health, 16, 544.*
- Giuseppe LG., Edoardo FC., Roberto LG., Francesco P., Fabiana N., Massimo C. (2019). Evaluation of Mechanical Properties of a Hollow Endodontic Post by Three Point Test and SEM Analysis: A Pilot Study. *Materials (Basel).* Jun; 12(12): 1983.
- Gorhab SM, El-Kabbaney A, Abdelkader A, Del Fabbro M. (2021). Impact of Different Surface Treatments of CAD/CAM Fabricated Glass Fiber Posts on Push-Out Bond Strength to Root Canal Dentin. *JIDMR;14(3):72-80.*
- Hamid, Nor Faharina Abdul, et al. (2021). "Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing [CAD / CAM] Post and Core--A Review." *Journal of*

Evolution of Medical and Dental Sciences, vol. 10, no. 36, 6 Sept., pp. 3143+. Gale OneFile: Health and Medicine, link.gale.com/apps/doc/A676443434/HRCA?u=anon~53808c6f&sid=googleScholar&xid=2dcffe9f. Accessed 5 May 2023.

Hayama H, Fueki K, Noriyuki W. (2018). Trueness and precision of digital impressions obtained using an intraoral scanner with different head size in the partially edentulous mandible *Journal of Prosthodontic Research*; 62(3): 347-350.

<http://www.oxfordreference.com/view/10.1093/oi/authority.20110803100420406>.

Ju-Hyoung Lee. (2014). Accelerated techniques for a post and core and a crown restoration with intraoral digital scanners and CAD/CAM and rapid prototyping. *J Prosthet Dent*. Nov;112(5):1024-9.

Ki-Sun L., Joo HS., Jong EK., Jee HK., Won CL., Sang WS., Jeong YL. (2017). Biomechanical evaluation of a tooth restored with high performance polymer PEKK post-core system: a 3D finite element analysis. *Biomed Res Int* 2017; 1373127.

Lee JH, Sohn DS, Lee CH. (2014). Fabricating a fiber-reinforced post and zirconia core with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*. Sep;112(3):683-5. doi: 0.1016/j.prosdent. 2014.01.015. Epub 2014 Mar 27. PMID: 24680166.

Leendert B., Cornelis HP., James CB. (2013). The clinical significance of mechanical properties in retentive posts. *Compend Contin Educ Dent*. Jun;34(6):446-55.

Leandro Passos Soares, Pedro Gurgel de Souza, Candal Garcia, Bianca Barino. (2014). Designing a custom-made post and core using CAD/CAM technology's CEREC system. *Canadian Journal of Restorative Dentistry & Prosthodontics*, Vol. 7, No. 3 — Fall/automne.

Lovell MG. (1983). The bond between CFRC and restorative materials. MS Thesis, University of London.

Lucien D., Bernardin M., Laurent T., Nicolas L. (2023). Comparison of the measurement error of optical impressions obtained with four intraoral and one extra-oral dental scanners of post and core preparations. *Heliyon*. 2023 Jan 25;9(2): e13235.

Machado J. (2017). Currently used systems of dental posts for endodontic treatment. *Procedia Structural Integrity*;5: 27–33.

Maira A. G, Camilo A. G, Paula A. B. (2022). Efficacy of CAD/CAM Glass Fiber Posts for the Restoration of Endodontically Treated Teeth. *Int J Biomater*. Jan 21; 2022:8621835.

Malathi Dayalan, Abhishek Jairaj, K. R. Nagaraj, Ravindra C. Savadi. (2010). An Evaluation of Fracture Strength of Zirconium Oxide Posts Fabricated Using CAD-CAM Technology Compared with Prefabricated Glass Fibre Posts. *J Indian Prosthodont Soc (Oct-Dec)* 10(4):213–218.

- Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. (2017). Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Health*.17(1):149.
- Martins DM, Junqueira RB, Carvalho RF, Lopes MF, Lacerda S, Faé DS, Aparecido C, Lemos A. (2021). Is a fiber post better than a metal post for the restoration of endodontically treated teeth? A systematic review and meta-analysis. *J Dent*.112(9):77-90.
- Marwa E., Lomaya G., Hoda MAS. (2023). Effect of different intraoral scanners and post-space depths on the trueness of digital impressions. *Dent Med Probl*. Apr 18. doi: 10.17219/dmp/162573.
- Melahat Çelik G., Süleyman ÇD., Gülhan Y., Emre M. (2020). Custom and prefabricated PolyEtherKetoneKetone (PEKK) post-core systems bond strength: Scanning electron microscopy evaluation. *Microsc. Res. Tech*. 83, 804–810.
- Mengyuan L., Hongliang M., Haifeng X., Chen C. (2023). Evaluation of a half-digital technique for fabricating customized post-cores: A pilot study. *Heliyon*. Apr 7;9(4): e15363.
- Meyenberg KH, Lüthy H, Schärer P. (1995). Zirconia posts: A new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent*.7:73–80.
- Mörmann WH. (2006). The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*. 137:7-13.
- Nahar R, Mishra SK, Chowdhary R. (2020). Evaluation of stress distribution in an endodontically treated tooth restored with four different post systems and two different crowns-A finite element analysis. *J Oral Biol Craniofac Res*. 10:719-726.
- Nino T, Jelena J, Michele C, Cecilia G, Alessandro V , Simone G, Marco F. (2018). Effects of scanning technique on in vitro performance of CAD/CAM-fabricated fiber posts. *J. Oral Sci*. 60, 262–268.
- Novais VR, Rodrigues RB, Simamoto Júnior PC, Correr-Sobrinho L, Soares CJ. (2016). Correlation between the mechanical properties and Structural Characteristics of Different Fiber Posts Systems. *Braz Dent J*; 27(1) :97-101.
- Nurit B., Thomas H., Anthony R. (2010). Evaluation of a One-piece Milled Zirconia Post & Core with Different Post & Core Systems: An Vn vitro Study. *J Prosthet Dent*; 103:369-379.
- Oyar P. (2014). The effects of post-core and crown material and luting agents on stress distribution in tooth restorations. *J Prosthet Dent*. Aug;112(2):211-9.
- Pegoraro T, da Silva NRFA, Carvalho RM. (2007). Cements for use in esthetic dentistry *Dent Clin North Am*. Apr;51(2):453-71.
- Peng Liu, a Xu-Liang Deng, and Xin-Zhi Wang. (2010). Use of a CAD/CAM fabricated Glass Fiber Post & Core to Restore Fractured Anterior Teeth: A Clinical Report. *J Prosthet Dent*; 103:330-333.

- Ping Li, Dorina Hasselbeck, Alexey Unkovskiy, Feraydoon Sharghi and Sebastian Spintzyk. (2020). Retentive Characteristics of a Polyetheretherketone Post-Core Restoration with Polyvinylsiloxane Attachments. *Polymers*, 12, 2005; doi:10.3390/polym12092005.
- Pinto A, Arcuri L, Carosi P, Nardi A, Libonati A, Ottria L, Campanella V. (2017). In Vitro evaluation of the post space depth reading with an intra-oral scanner (IOS) compared to a traditional silicon. *Implantology*; 4:110-17.
- Plasmans PJ, Visseren LG, Vrijhoef MM, Kayser AF. (1986). In vitro Comparison of Dowel and Core Techniques for Endodontically Treated Molars, *J Endod*;12:382-7.
- Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. (2007). Flexural Properties of Endodontic Posts and Human Root Dentin. *Dent Mater*; 23:1129-35.
- Rahul Kumar Suvarna Patil. (2012). Forced orthodontic extrusion and use of CAD/CAM for reconstruction of grossly destroyed crown: A multidisciplinary approach. *J Conserv Dent*. Apr-Jun; 15(2): 191–195.
- Raul NR., Andrei BF., Daniel P., Anca J. (2022). Scanning Distance Influence on the Intraoral Scanning Accuracy-An In Vitro Study. *Materials (Basel)* Apr 22;15(9):3061.
- Reem A., Abdul RMS., Waad K. (2019). Evaluating Fracture Resistance And Failure Modes Of Root Filled Teeth Restored With CAD/CAM-Fabricated Post And Core. *Clin Cosmet Investig Dent*. Nov 14; 11:349-355.
- Richard S Swartz, James W Robins. (2002). Review article: Placement and restoration of endodontically treated teeth. *J Endod*;30(5): 120-36.
- Richard T. (2008). Fiber Post Selection and Placement Criteria: A Review *Insid Dent.*, 4 (4), pp. 86-94.
- Rita E., Jelena J., Hani O., Munir S., Marco F., Ziad S. (2019). Fracture Resistance and Failure Pattern of Endodontically Treated Teeth Restored with Computer-aided Design/ Computer-aided Manufacturing Post and Cores: A Pilot Study. *J Contemp Dent Prac*. Jan 1;20(1):56-63.
- Robert L, Alexander S, Roland Binder, Marian K, Jonas V, Bernd W, Maximiliane A S. (2022). Accuracy of Digital Impression Taking with Intraoral Scanners and Fabrication of CAD/CAM Posts and Cores in a Fully Digital Workflow. *Materials (Basel)*. Jun 13;15(12):4199.
- Rosenblum MA, Schulman A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*. 128:297–307.
- Rudolph K, Heike R. (2016). Accuracy of intraoral and extraoral digital data acquisition for dental restorations. *Journal of applied oral science: revista FOB* vol.24(1): 85-94.

- Rutkunas V, Geciauskaite A, Jegelevicius D, Vaitiekunas M. (2017). Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review. *Eur J Oral Implantol*;10 (1):101-120.
- Sadek FT, Monticelli F, Goracci C, Tay FR, Cardoso PE, Ferrari M. (2007). Bond Strength Performance of Different Resin Composites Used as Core Materials Around Fiber Posts. *Dent Mater*; 23:95-9.
- Santos-Filho P.C., Castro C.G., Silva G.R., Campos R.E., Soares C.J. (2008). Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. *Int. Endod. J.* 2008; 41:493–501. doi: 10.1111/j.1365-2591. 01383.x.
- Sarfaraz M., Sonal M., Salim M., Narendra N., Deeksha S., Himanshu A. (2016). Three-dimensional finite element analysis of the stress distribution in the endodontically treated maxillary central incisor by glass fiber post and dentin post. *J Indian Prosthodont Soc.*; 16:70–4.
- Schmidt A, Wostman B. Schlenz MA. (2022). Accuracy of digital implant impressions in clinical studies: A systematic review *Clin Oral Implants Res.* Jun;33(6):573-585.
- Soares Leandro Passos, de Souza Pedro Gurgel, Garcia Candal, Barino Bianca. (2014) Designing a custom-made post and core using CAD/CAM technology's CEREC system. *Canadian Journal of Restorative Dentistry & Prosthodontics*, Vol. 7, No. 3 — Fall/autumne.
- Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC. (2018). CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. *J Dent Res.*97(10):1082-1091.
- Steinmassl O, Ofermann V, Stockl W. (2018). In Vitro Analysis of the Fracture Resistance of CAD/CAM Denture Base Resins. *Materials*, 11(3):401.
- Suvin M, Kosovel Z. (1988). *Fiksna protetika*. Zagreb, Skolska knjiga.
- Swartz Richard S, Robins W James. (2002) Review article: Placement and restoration of endodontically treated teeth. *J Endod*:30(5): 120-36.
- Takeuchi Y, Koizumi H, Furuchi M, Sato Y, Okhubo C. (2018). Use of digital impression system with intraoral scanner for fabricating restorations and fixed dental prosthesis. *J Oral Sci*;60(1):1-7.
- Tekin S, Adiguzel O, Hangul S, Atas O, Erpacal B. (2020) Evaluation of the use of PEEK material in post-core and crown restorations using finite element analysis. *American J Dent.*;33:251-257.
- Thilla Sekar Vinothkumar, Deivanayagam Kandaswamy, Pallavi Chanana. (2011). CAD/CAM fabricated single-unit all-ceramic post–core–crown restoration. *J Conserv Dent.* Jan-Mar; 14(1): 86–89.
- Tomov G, Kovacevska G. (2013). Local Argyrosis of Oral Mucoza: Diagnostic and Treatment Considerations. *International Journal of Science and Research (IJSR) ISSN (Online):2319-7064.*

- Ubal dini ALM, Benetti AR, Sato F, Pascotto RC, Neto AM, Baesso ML, Peutzfeldt A. (2018). Challenges in luting fibre posts: Adhesion to the post and to the dentine. *Dent Mater*, Jul;34(7):1054-1062.
- Uthappa R, Mod D, Kharod P, Pavitra S, Ganiger K, Kharod H. (2015). Comparative evaluation of the metal post and fiber post in the restoration of the endodontically treated teeth. *Journal of Dental Research and Review*. 2 (2): 73-80.
- Vichi A, Grandini S, Davidson CL, Ferrari M. (2002). An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions. *Dent Mater*.18:495-502.
- Víctor Alonso de la Peña, IL Darriba, M Caserío Valea, F Guitián Rivera. (2016). Mechanical properties related to the microstructure of seven different fiber reinforced composite posts. *The journal of advanced prosthodontics*. 12/1 8 (6), 433-438.
- Wang X, Shu X, Zhang Y, Yang B, Jian Y, Zhao K. (2019). Evaluation of fiber posts vs metal posts for restoring severely damaged endodontically treated teeth: a systematic review and meta-analysis. *Quintessence Int*. 50(1):8-20.
- Warin P, Urapepon S. (2021). Development of fibre-reinforced composite disk for computer-aided design-computer-aided manufacturing milled posts; Experimental composite disk using e-glass fibre in different fibre direction. *J Indian Prosthodont Soc*. Oct-Dec;21(4):425-429. doi:10.4103/ jips. Jips _ 135_21.
- William Cheung. (2005). A Review of the Management of Endodontically Treated Teeth. Post, Core and the Final Restoration. *J Am Dent Assoc*. 2005 May;136(5):611-9. doi: 10.14219/jada.archive.2005.0232.
- Yaman SD, Karacaer O, Sahin M. (2004). Stress distribution of post-core applications in maxillary central incisors. *J Biomater Appl*. January; 18(3):163–77.
- Yu Y C, Abbott P V. (1994). The effect of endodontic access cavity preparation and subsequent restorative procedures on incisor crown retention. *Aust Dent J*; 39: 247–251.
- Zerrin Unal Erzurumlu, Cennet Elcin Sagirkaya, Kerem Erzurumlu. (2021). Evaluation of radiopacities of CAD/CAM restorative materials and resin cements by digital radiography. *Clin Oral Investig*. Oct;25(10):5735-5741.
- Ziebert GJ. (1989). Restoration of endodontically treated teeth. In: Malone WFP, Koth DL, Cavazos E, et al (eds). *Tylman's Theory and Practice of Fixed Prosthodontics*. 8th ed. St. Louis, Mo: Ishiyaku Euro-America;407-418.
- Даци Ариан (2014) Влијанието на различни видови на површински третман врз ретенцијата на глас фибер ендодонтски колчиња. Магистерски труд, Стоматолошки факултет, УКИМ, Скопје.

Ковачевска Г, Косева Б, Бундевска Ј, Ковачевски А, Трпевска В. (2016).
Ендодонтски третирани радикали на деструирани молари- техника на
рехабилитација со G CC фибер колчиња и gradia core индивидуални
надградби. Макед. стоматол преглед XXXIX Бр. 2, ISSN 0350-8129 UDK
616-31: 41-66.

Ковачевска Г. (1994). Стомато-протетичка рехабилитација на преостанати
радикали со метални надградби како носачи на фиксни конструкции.
Докторска дисертација, Скопје.