

UNIVERZITET U BEOGRADU

STOMATOLOŠKI FAKULTET

Branka V. Trifkovi

**ANALIZA METROLOŠKIH
KARAKTERISTIKA UREĐAJA ZA
OPTIKU DIGITALIZACIJU
STOMATOLOŠKIH CAD/CAM SISTEMA**

Doktorska disertacija

Beograd, 2012

UNIVERSITY OF BELGRADE
SCHOOL OF DENTAL MEDICINE

Branka V. Trifkovi

**ANALYSIS OF METROLOGICAL
CHARACTERISTICS OF THE OPTICAL
DIGITIZATION DEVICES IN DENTAL
CAD/CAM TECHNOLOGY**

Doctoral Dissertation

Belgrade, 2012

PODACI O MENTORU, KOMENTORU I ČLANOVIMA KOMISIJE

Mentor: Doktor stomatoloških nauka, redovni profesor, *Aleksandar Todorovi*, Univerzitet u Beogradu, Stomatološki fakultet.

Komentor: Doktor tehničkih nauka, docent, *Igor Budak*, Univerzitet u Novom Sadu, Fakultet tehničkih nauka.

Članovi komisije:

1. Doktor stomatoloških nauka, redovni profesor, *Dragoslav Stamenkovi*, Univerzitet u Beogradu, Stomatološki fakultet;
2. Doktor stomatoloških nauka, redovni profesor, *Kosovka Obradovi – ur i*, Univerzitet u Beogradu, Stomatološki fakultet;
3. Doktor stomatoloških nauka, vanredni profesor, *Vojkan Lazi*, Univerzitet u Beogradu, Stomatološki fakultet;
4. Doktor stomatoloških nauka, vanredni profesor, *Slobodan Dodi*, Univerzitet u Beogradu, Stomatološki fakultet;
5. Doktor tehničkih nauka, docent, *or e Vukeli*, Univerzitet u Novom Sadu, Fakultet tehničkih nauka.

Datum odbrane:

Mariji,

devojčici koja svemu daje smisao!

Zahvalnost

Na prvom mestu želim da istaknem, da mi je izuzetna čast i zadovoljstvo, što sam imala priliku da svoju profesionalnu karijeru izgradim zahvaljujući i sjajnom učitelju i izuzetnom čoveku, mom mentoru, prof.dr sci. Aleksandru Todoroviću. Ovim putem želim da mu izrazim neizmernu i duboku zahvalnost!

Posebno se zahvaljujem prof. dr sci. Dragoslavu Stamenkoviću na ukazanom poverenju i profesionalnoj saradnji, koja je za mene predstavljala izuzetno zadovoljstvo.

Mom komentoru, doc.dr sci. Igoru Budaku, koji je zahvaljujući i svojom stručnom znanju, omogućio da ovu oblast stomatoloških nauka sagledam iz perspektive inženjera.

Prof.dr sci. Vojkanu Laziću iskreno zahvaljujem na nesebičnoj podršci, korisnim savetima i utrošenom vremenu.

Doc.dr sci. Tatjani Puškar na prijateljskoj i stručnoj pomoći.

Prof.dr sci. Kosovki Obradovićima – učiteljima i prof.dr sci. Slobodanu Dodiću koji su svojim znanjem i iskustvom dali značajan doprinos ovoj disertaciji.

Doc.dr sci. Goru Vukeliću na uloženom trudu, stručnim savetima i korisnim sugestijama.

Mojim roditeljima, za izuzetno razumevanje i podršku.

Branka Trifković

ANALIZA METROLOŠKIH KARAKTERISTIKA URE AJA ZA OPTIKU KU DIGITALIZACIJU STOMATOLOŠKIH CAD/CAM SISTEMA

REZIME

Razvoj i unapređenje metoda 3D digitalizacije u proteklih četrdeset godina, omogućio je da se ideja o primeni digitalnog otiska u stomatologiji pretvori u stvarnost. Za razliku od konvencionalnog otiska koji predstavlja kopiju zuba i okolnih tkiva u negativu, 3D digitalizacija je postupak u okviru koga se vrši prikupljanje podataka u vidu koordinata – tačka i obavlja njihovo prevođenje u digitalnu formu. Razlike u radnim principima postupaka 3D digitalizacije predstavljale su povod da se u okviru istraživanja ispituju i uporede osnovne metrološke karakteristike odabranih uređaja za optiku ku digitalizaciju, koji se primenjuju u stomatološkoj praksi. Na osnovu postavljene hipoteze definisan je osnovni cilj istraživanja: *utvrditi da li postoji razlika u preciznosti i tačnosti između uređaja za optiku ku digitalizaciju kod kojih je postupak digitalizacije zasnovan na različitim radnim principima i na osnovu toga proceniti stepen njihove merne nesigurnosti.*

Osnovu eksperimenta čini metoda CAD inspekcije, čijom primenom je moguće izvršiti kvantitativnu i kvalitativnu analizu izmerenih odstupanja uzoraka CAD eksperimentalnih modela u odnosu na CAD master model i na taj način utvrditi stepen preciznosti i tačnosti posmatranih uređaja. CAD eksperimentalni uzorci su nastali u postupku digitalizacije osnovnog modela od gipsa pomoću sledećih uređaja: Cerec[®] AC (Sirona, Germany), Cerec[®] InEos Blue (Sirona, Germany), Trios (3 shape AS, Denmark), KaVo Everest (KaVo, Germany) i Sinergia Scan (Nobil - Metal, S.p.A. Italy). Digitalizacijom osnovnog modela pomoću industrijskog optičkog uređaja Atos III Triple Scan dobijen je CAD master model. Obrada izmerenih rezultata obuhvatala je 3D i 2D analizu.

Rezultati 3D analize prikazuju da je najviši stepen preciznosti uređaja u postupku digitalizacije desne polovine zubnog luka gornje vilice prisutan kod Sinergia Scan, slede KaVo Everest, Trios, Cerec[®] InEos Blue i Cerec[®] AC uređaji. Najviši stepen tačnosti u istom postupku ima Cerec[®] InEos Blue, slede Sinergia Scan, Cerec[®] AC i KaVo Everest uređaji. Dobijeni rezultati potvrđuju da uređaji za ekstraoralnu digitalizaciju imaju viši

stepen tačnosti i preciznosti u odnosu na uređaje za intraoralnu digitalizaciju. Utvrđeno je da postoji mnoštvo faktora, koji utiču na preciznost i tačnost postupka digitalizacije, koje je potrebno eliminisati ili svesti na najmanju moguću meru. Rezultati istraživanja pokazuju da uređaji koji poseduju dve kamere za digitalizaciju imaju viši stepen tačnosti i preciznosti u odnosu na uređaje sa jednom kamerom.

Rezultati analize 2D ravnanskih preseka zuba desne polovine gornje vilice (centralni sekuti, prvi premolar i prvi molar) prikazuju različite stepene preciznosti i tačnosti uređaja. Smatra se da su rezultati posledica različitog pozicioniranja zuba u okviru mernog volumena kamere i grešaka unutar sistemskih softvera. Jedan od značajnih faktora koji utiče na preciznost i tačnost postupka digitalizacije je oblik i stepen inklinacije spoljašnjih površina digitalizovanih zuba.

Određivanje tačnih dimenzija mernog etalona i numeričko prikazivanje merne nesigurnosti u okviru ovog istraživanja nije realizovano. Razlog je morfologija zuba i okolnih anatomskih detalja koje dimenzije nije moguće tačno izmeriti. U okviru analize merne nesigurnosti prikazani su svi faktori koji utiču na preciznost i tačnost postupka digitalizacije. Pomenuti problem predstavlja jedan od putokaza za buduća istraživanja u okviru kojih bi trebalo definisati metodologiju koja će omogućiti numeričku analizu merne nesigurnosti.

KLJUČNE REČI

Kompjuterom vođena inspekcija
CAD/CAM

Kompjuterom vođeno dizajniranje
Uređaji za intraoralnu digitalizaciju
Uređaji za ekstraoralnu digitalizaciju

Tačnost
Preciznost
3D digitalizacija

NAUČNA OBLAST: Stomatološke nauke

UŽA NAUČNA OBLAST: Stomatološka protetika

UDK BROJ: 004.9:616.314-76/-77(043.3)

ANALYSIS OF METROLOGICAL CHARACTERISTICS OF THE OPTICAL DIGITIZATION DEVICES IN DENTAL CAD/CAM TECHNOLOGY

ABSTRACT

Development and improvement of 3D digitization methods in the last forty years, have enabled that virtual impression in dentistry becomes a reality. Unlike conventional impressions, which represent negative copies of prepared teeth and surrounding tissue, 3D digitization collects data on the coordinates of surface points and transfers them into digital form. Various working principles of 3D digitization methods were the reason, that in the framework of this research to investigate and compare the basic metrological characteristics of selected optical digitization devices. Based on the hypothesis, following goal of investigation were formulated: to establish whether there is a difference in the accuracy and precision between the optical digitization devices where the process of digitization based on various working principles and determine the degree of measurement uncertainty.

The basis of this experiment is CAD inspection. CAD inspection was used to measure and analyze deviations between the CAD reference model and experimental CAD models. In this way is possible to determine the precision and accuracy of the observed optical digital device. The experimental CAD models were generated by 3D digitization of the stone replica using Cerec[®] AC (Sirona, Germany), Cerec[®] In Eos Blue (Sirona, Germany), Trios (3 shape AS, Denmark), KaVo Everest (KaVo, Germany) and Sinergia Scan (Nobil - Metal, S.p.A. Italy) surface digitization devices. The CAD master model was generated by 3D digitization of the stone replica, using Atos III Triple Scan surface digitization device. Processing of the measured results included 2D and 3D analysis.

The results of 3D analysis showed that the highest level of precision in the proceeding of digitizing the right half of upper dental arch are present in Sinergia Scan, then follow KaVo Everest, Trios, Cerec[®]InEos Blue i Cerec[®]AC devices. The highest level of accuracy in the same procedure have Cerec[®]InEos Blue, follow the Sinergia Scan, Cerec[®]AC i KaVo Everest.

The results of this *in vitro* experimental study, confirm that the extraoral digitization devices have a higher level of precision and accuracy, in comparison with intraoral optical digitization devices. It was found a numerous factors, that affect the accuracy and precision of the digitization procedure, they should be eliminated or reduced to a minimum. The results of this research showed that the devices that consisting of two cameras have higher degree of precision and accuracy in comparison with devices consisting of a single camera.

The results of 2D analysis showed that the optical digitization device have varying degrees of precision and accuracy, which is observed into 2D vertical plane section of teeth 11, 14 i 16. It is considered that the results are a consequence of different positioning of the teeth inside the measuring volume of the camera. One of the important factor which has an impact the accuracy and precision on the digitization process is form and inclination of axial – whole of the prepared tooth. Determination of the exact dimensions of measurement standards and numerical presentation of uncertainty of measurement in this study was not achieved, because it was difficult to establish exact dimensions of complex geometry objects such as tooth. The analysis of measurement uncertainty shows all factors which affecting the accuracy and precision of digitization procedure. The problem is one of the guideline for the future researchs within which is necessary to define the methodology, that will enable numerical analysis of measurement uncertainty.

KAYWORDS

Computer aided Inspection
CAD/CAM
Computer aided design
Intraoral Scanner
Extraoral Scanner
Accuracy
Precision
3D digitization

ACADEMIC EXPERTISE: Dental Science

FIELD OF ACADEMIC EXPERTISE: Dental Prosthodontics

UDK NUMBER: 004.9:616.314-76/-77(043.3)

SADRŽAJ

1.	UVOD	1
2.	PREGLED LITERATURE	4
2.1.	Istorijat i razvoj CAD/CAM sistema u stomatološkoj protetici	4
2.2.	Digitalizacija – kompjuterom vođena inspekcija	5
2.2.1.	Mehaničke metode digitalizacije	9
2.2.1.1.	Manuelne mehaničke metode digitalizacije	10
2.2.1.2.	Automatske mehaničke metode digitalizacije	11
2.2.2.	Optičke metode digitalizacije	12
2.2.2.1.	Osnovni principi rada uređaja za optičku digitalizaciju	12
2.3.	Tehničke karakteristike uređaja za optičku digitalizaciju stomatoloških CAD/CAM sistem	24
2.3.1.	Osnovne karakteristike intraoralnih uređaja za optičku Digitalizaciju	25
2.3.1.1.	Osnovne karakteristike Cerec [®] AC uređaja za digitalizaciju	26
2.3.1.2.	Osnovne karakteristike Trios (3SHAPE A/S) uređaja za digitalizaciju	33
2.3.2.	Osnovne karakteristike ekstraoralnih uređaja za optičku digitalizaciju	35
2.3.2.1.	Osnovne karakteristike Cerec [®] In Eos uređaja za digitalizaciju	35
2.3.2.2.	Osnovne karakteristike KaVo Everest uređaja za digitalizaciju	38
2.3.2.3.	Osnovne karakteristike Sinergia Scan uređaja za digitalizaciju	39
2.3.2.4.	Osnovne karakteristike ATOS uređaja za digitalizaciju	40
2.4.	Rekonstrukcija površina – generisanje CAD modela	43
2.5.	Metrologija – nauka o merenju i njen značaj	44
2.5.1.	Merna nesigurnost	47
2.5.2.	Faktori koji utiču na rezultate postupka merenja	48
2.5.2.1.	Spoljašnji faktori	48
2.5.2.2.	Unutrašnji faktori	54
3.	RAZLOZI ISTRAŽIVANJA	56
4.	RADNA HIPOTEZA	58
5.	CILJEVI ISTRAŽIVANJA	59
6.	MATERIJALI I METODE ISTRAŽIVANJA	60

6.1. Materijali	60
6.2. Metode	62
6.2.1. Izrada CAD master modela	63
6.2.1.1. Priprema osnovnog modela i preparacija zuba	63
6.2.1.2. Otisak i izrada radnog modela od gipsa	64
6.2.1.3. Digitalizacija radnog modela i kreiranje CAD master modela	65
6.2.2. Izrada CAD eksperimentalnih modela	66
6.2.2.1. Digitalizacija uzoraka prve eksperimentlne grupe	67
6.2.2.2. Digitalizacija uzoraka druge eksperimentlne grupe	67
6.2.2.3. Digitalizacija uzoraka tre e eksperimentlne grupe	68
6.2.2.4. Digitalizacija uzoraka etvrte eksperimentlne grupe	68
6.2.2.5. Digitalizacija uzoraka pete eksperimentlne grupe	69
6.2.3. CAD inspekcija i kvantitativna analiza rezultata	69
7. REZULTATI	71
7.1. Kvantitativna analiza rezultata koji prikazuju preciznost ure aja za opti ku digitalizaciju	72
7.2. Kvantitativna analiza rezultata koji prikazuju ta nost ure aja za opti ku digitalizaciju	73
7.3. Kvantitativna analiza rezultata koji prikazuju ta nost ure aja za opti ku digitalizaciju u odnosu na definisane vrednosti odstupanja	81
7.4. Kvantitativna analiza rezultata koji prikazuju preciznost i ta nost ure aja u postupku digitalizacije gornjeg desnog centralnog sekuti a	90
7.5. Kvantitativna analiza rezultata koji prikazuju preciznost i ta nost ure aja u postupku digitalizacije gornjeg desnog prvog premolara	101
7.6. Kvantitativna analiza rezultata koji prikazuju preciznosti i ta nost ure aja u postupku digitalizacije gornjeg desnog prvog molara	111
8. DISKUSIJA	122
8.1. Diskusija literature	122
8.2. Diskusija metodologije	126
8.3. Diskusija rezultata 3D analize	129

8.3.1.	Diskusija kvantitativne analize rezultata koji prikazuju preciznost ure aja za opti ku digitalizaciju	129
8.3.2.	Diskusija kvantitativne analize rezultata koji prikazuju ta nost ure aja za opti ku digitalizaciju	132
8.3.3.	Diskusija kvantitativne analize rezultata koji prikazuju ta nost ure aja za digitalizaciju u odnosu na definisane vrednosti odstupanja	136
8.4.	Diskusija rezultata 2D analize	139
8.4.1.	Diskusija kvantitativne analize rezultata koji prikazuju preciznost i ta nost ure aja u postupku digitalizacije gornjeg desnog centralnog sekuti a	139
8.4.2.	Diskusija kvantitativne analize rezultata koji prikazuju preciznost i ta nost ure aja u postupku digitalizacije gornjeg desnog prvog premolara	142
8.4.3.	Diskusija kvantitativne analize rezultata koji prikazuju preciznost i ta nost ure aja u postupku digitalizacije gornjeg desnog prvog molara	144
8.4.4.	Analiza merne nesigurnosti	147
9.	ZAKLJU CI	148
10.	LITERATURA	150
11.	PRILOZI	161
	PRILOG A – Predmetni indeks	161
	PRIOLOG B – Aneks	164
12.	BIOGRAFIJA AUTORA	169

Ubrzan razvoj nauke krajem 20. i početkom 21. veka značajano je izmenio stomatološku praksu. Primena novih dijagnostičkih i terapijskih metoda unapredila je kvalitet stomatoloških usluga. Rezultati dosadašnjeg razvoja pokazuju da je najveći napredak postignut u oblastima: stomatološki materijali, implantologija i kompjuterske tehnologije.

Primena kompjuterskih tehnologija našla je svoje mesto u svim granama savremene stomatologije. Težnja da se pojednostavi postupak i skрати vreme izrade zubnih nadoknada sa jedne strane, ali i potreba za nadoknadama visokog stepena preciznosti i izuzetnih estetskih karakteristika sa druge strane, predstavljaju samo neke od razloga zbog kojih kompjuterske tehnologije, zahvaljujući svojim performansama, zauzimaju značajno mesto u stomatološkoj protetici.

Zamena konvencionalnog otiskivanja zuba i okolnih tkiva nekom od metoda 3D digitalizacije predstavlja jedan od imperativa u modernoj stomatologiji. *Virtuelni otisak* postao je adekvatna alternativa konvencionalnom postupku otiskivanja. Dugogodišnji razvoj i usklađivanje tehnoloških mogućnosti postojećih uređaja za digitalizaciju sa zahtevima stomatološke struke, implementirao je nove metode 3D digitalizacije u praktičnu upotrebu. Za razliku od konvencionalnog otiska koji predstavlja kopiju zuba i okolnih tkiva u negativu, 3D digitalizacija obuhvata veći broj metoda u okviru kojih se vrši prikupljanje podataka o koordinatama tačaka sa površina objekta i njihovo prevođenje u digitalan oblik. 3D digitalizacija je metoda merenja u okviru koje se prikupljanje podataka o dimenzijama objekta zasniva na različitim radnim principima. Konvencionalno otiskivanje i 3D digitalizacija predstavljaju prvu "kariku" u lancu izrade zubnih nadoknada, što ukazuje na značajan uticaj njihove tačnosti i preciznosti na kvalitet rubnog zaptivanja.

Ideja da konvencionalno otiskivanje u potpunosti zameni intraoralna optička digitalizacija naišla je na mnogobrojne tehničke poteškoće (vlažni uslovi u usnoj duplji, potreba za aplikovanjem praha, pomeranje kamere i pacijenta u toku digitalizacije, ograni-

čene mogućnosti kada je u pitanju veličina digitalizovane oblasti i sl) koje su u velikoj meri ograničile indikaciono područje njene primene. Za razliku od malog broja CAD/CAM sistema koji podržavaju metode optičke intraoralne digitalizacije, u praktičnoj upotrebi je prisutno mnoštvo sistema koji podržavaju metode ekstraoralne optičke digitalizacije. Razlozi za to su mnogobrojni: bolja kontrola postupka, mogućnost digitalizacije zubnog luka u celini, digitalizacija bez nanošenja praha, povoljni uslovi okoline i sl.

Do pre nekoliko godina u praktičnoj upotrebi bio je aktuelan samo jedan CAD/CAM sistem – Cerec[®] koji podržava metodu intraoralne optičke površinske digitalizacije. Radni principi postupka digitalizacije Cerec[®] sistema zasnovani su na postulatima optičke triangulacije. Danas se u praksi pojavljuje sve veći broj novih CAD/CAM sistema za intra- i ekstraoralnu digitalizaciju, koji osim svetlosnih zraka, različitih talasnih dužina, u postupku digitalizacije koriste i laserske zrake. Postupak digitalizacije utemeljen je na različitim radnim principima: paralelna konfokalna mikroskopija, generisanje digitalnog video zapisa, stereofotogrametrija, svetlosna ili laserska triangulacija i dr. Postojanje velikog broja CAD/CAM sistema kod kojih je postupak optičke digitalizacije zasnovan na različitim radnim principima pokreće niz pitanja koja se odnose na stepen njihove preciznosti i tačnosti.

Činjenica da sve veći broj CAD/CAM sistema pruža mogućnost da se elektronski zapisi digitalizovanog objekta ekspeđuju u STL formatu elektronskog zapisa podataka ili izvornog oblaka tačaka olakšala je ovo istraživanje. Istraživačima je omogućeno da poređenjem i analizom elektronskih podataka digitalizovanog objekta dođu do saznanja o preciznosti i tačnosti uređaja za digitalizaciju.

Prvi rezultat postupaka 3D digitalizacije je oblak tačaka, koji sadrži sirove podatke o digitalizovanom objektu. Njegovom obradom i poligonizacijom dobija se definitivna forma CAD objekta koju je moguće otpremiti u STL ili nekom drugom elektronskom formatu. Specifičnost STL formata je prikaz površine objekta u vidu mreže trouglova i mogućnost kvantitativne i kvalitativne analize u nekom od softverskih programskih paketa specijalne namene. Pomenute karakteristike poslužile su kao povod da se u okviru doktorske disertacije primenom postupka CAD inspekcije izvrši kvantitativna i kvalitativna analiza izmerenih odstupanja CAD eksperimentalnih modela u odnosu na CAD master model.

Primenom metoda CAD inspekcije moguće je utvrditi stepen preciznosti i tačnosti virtuelnih modela, što predstavlja glavni pokazatelj preciznosti i tačnosti uređaja za digitalizaciju.

S obzirom na relativno kratku vremensku distancu u kojoj su CAD/CAM tehnologije prisutne u stomatologiji, razumljivo je što u dostupnim literaturnim podacima nema mnogo publikovanih radova koji se bave ispitivanjima tačnosti i preciznosti postupaka 3D digitalizacije. Istraživanja koja su sprovedena u doktorskoj disertaciji, bez namere da favorizuju bilo koji od odabranih sistema, prikazuju stepen tačnosti i preciznosti uređaja za optičku digitalizaciju i u skladu sa dobijenim rezultatima predlažu osnovne smernice u njihovoj kliničkoj i laboratorijskoj primeni.

2.1. ISTORIJAT I RAZVOJ CAD/CAM SISTEMA U STOMATOLOŠKOJ PROTETICI

Prve ideje o primeni CAD/CAM tehnologija u stomatologiji datiraju iz 1970. godine, kada je doktor Bruce Altschuler predstavio lasersku holodontografiju. [1] Autor prvih publikovanih radova u kojima se spominje kompjuterizovana stomatologija i idejni tvorac savremenih stomatoloških CAD/CAM sistema bio je dr Francois Duret (1971). [2,3] Dr Duret je konstruktor prvog dentalnog CAD/CAM prototipa koji je promovisan, na Garanciere simpozijumu u Francuskoj 1983. godine. Dve godine kasnije, (1985) izrađena je prva kruna u kliničkim uslovima. [4] Iz tog vremena potiče njegova poznata rečenica koja ima vizionarski sadržaj:

„jedno je sigurno: od kada je prva CAD/CAM krunica izrađena ispred 800 stomatologa, stomatologija se izmenila i nikada više neće biti ista” Duret (1996). [5]

Značajan uticaj na implementaciju i razvoj CAD/CAM sistema u stomatologiji imala su tri naučnika:

- **Dr Francois Duret.** Prvi je započeo primenu intraoralne optičke digitalizacije, kompjuterskog dizajniranja i mašinske izrade zubnih nadoknada. Idejni je tvorac Sopa Bioconcept[®] sistema, koji je predstavljao osnovu za dalji razvoj CAD/CAM tehnologija u stomatologiji.
- Na drugom mestu je **dr Mörmann** koji je sa **dr Brandestinijem** konstruisao Cerec[®] sistem, čije uvođenje u praktičnu upotrebu predstavlja početak ere masovne upotrebe CAD/CAM tehnologija u stomatologiji. Prva nadoknada izrađena pomoću Cerec[®] 1 sistema napravljena je u septembru 1985. godine, bio je to MOD inlej od feldspatne keramike, na gornjem levom drugom molaru. [6,7]

-
- Na trećem mestu je **dr Matts Andersson**, idejni tvorac Procera[®] sistema. Dr Andersson je u postupku izrade metalnih konstrukcija zubnih nadoknada od legure titana, primenio tehniku erozije varničenjem u kombinaciji sa kopirajućim frezovanjem. Ovaj čin predstavlja prekretnicu u stomatološkoj protetici i označava početak izrade metalne osnove zubnih nadoknada od legura koje u svom sastavu ne sadrže nikl. Izrada nadoknada od keramike u okviru Procera[®] sistema počela je nekoliko godina kasnije, oko 1990. godine. [8,9]

Danas, CAD/CAM sistemi predstavljaju vrhunac računarskih tehnologija. Iako su utemeljeni i znatno više zastupljeni u okviru različitih grana industrije, našli su mnoštvo realizovanih i potencijalnih primena u stomatologiji. Akronim CAD/CAM potiče od engleskih termina **Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing** što u prevodu znači kompjuterom vođeno ili podržano dizajniranje i izrada nekog proizvoda. Osnovna namena CAD/CAM sistema je kreiranje dvodimenzionalnih ili trodimenzionalnih modela zubnih nadoknada i njihova materijalizacija putem numerički upravljanih mašina za izradu. [10]

U osnovi, sve CAD/CAM sisteme u stomatologiji čine tri komponente:

- uređaj namenjen prostornoj digitalizaciji zuba i okolnih tkiva, što odgovara području **CAI** (*Computer Aided Inspection* – eng);
- hardver i softver pomoću kojih se kreira elektronski model digitalizovanog objekta, prikazuje na ekranu računara i dizajnira forma tela nadoknade što odgovara području **CAD** (*Computer Aided Design* – eng);
- numerički upravljana mašina koja izrađuje zubne nadoknade, što odgovara području **CAM** (*Computer Aided Manufacturing* – eng). [11,12]

2.2. DIGITALIZACIJA — KOMPJUTEROM VOĐENA INSPEKCIJA

Digitalizacija ili kompjuterom vođena inspekcija predstavlja postupak prikazivanja digitalizovanih podataka ili *"kompjuterskih otisaka"* na osnovu prostornog premeravanja preparisanih zuba i okolnih tkiva u ustima ili na modelu. U zavisnosti od tehničkih mogućnosti uređaja, digitalizacija može da se realizuje u dvodimenzionalnoj i trodimenzionalnoj formi. Osnovu digitalizacije svih savremenih CAD/CAM sistema predstavlja trodimenzionalna (u daljem tekstu 3D) tehnologija merenja.

Treba naglasiti, da se primena termina digitalizacija često upotrebljava za opis različitih procesa u zavisnosti od oblasti upotrebe. Pojam digitalizacija se u početku odnosio na proces prikupljanja diskretnih podataka o tačkama na površini objekta, primenom kontaktnih senzora. Uvođenjem novih tehnologija za akviziciju podataka, sa mogućnošću kontinuirane akvizicije niza tačaka, što se opisuje pojmom *skeniranje*, termin skeniranje je počeo paralelno da se koristi za opis procesa digitalizacije. S obzirom da je osnovni cilj procesa akvizicije podataka dobijanje 3D digitalnog modela površine, uzimajući u obzir pojavu novih metoda za dobijanje digitalnog modela, za čiji opis pojam skeniranje nije adekvatan, pojam 3D digitalizacija je danas opšte prihvaćen u svetskim okvirima.

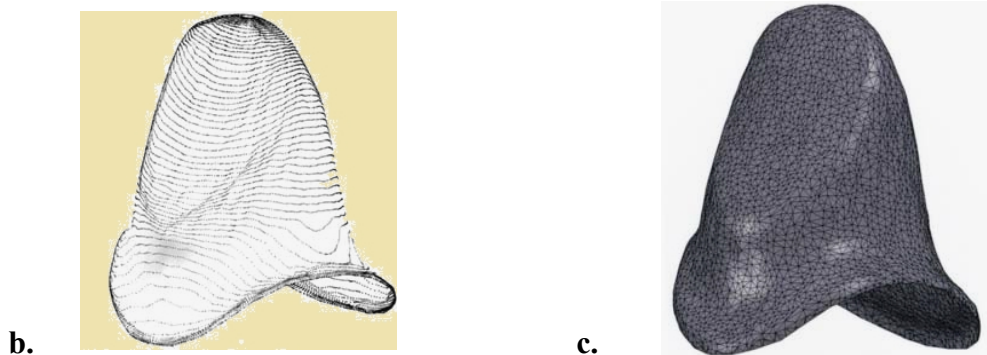
Termin 3D digitalizacija opisuje postupak u okviru koga se sa površine objekta vrši prikupljanje podataka u vidu koordinata – tačaka i njihovo prevođenje u digitalnu formu. (Slika 1) Rezultat 3D digitalizacije je skup tačaka, čiji je položaj definisan preko koordinata, koji se u literaturi, zbog oblika koji zauzima u prostoru naziva **oblak tačaka** (*point cloud* – eng). [13,14] Tačnost i preciznost postupka 3D digitalizacije, kao prvog koraka u postupku izrade nadoknada primenom CAD/CAM tehnologija, ima presudan uticaj na tačnost i preciznost virtuelnog modela zuba, što značajno utiče na kvalitet rubnog zaptivanja izrađenih nadoknada. [10]

Tehnička usavršavanja u oblasti računarskih i informacionih tehnologija podstakla su pojavu novih metoda 3D digitalizacije, koje primenjuju različite tehnologije merenja. U odnosu na primenjene tehnologije merenja, sve metode 3D digitalizacije mogu da budu:

1. pasivne metode i
2. aktivne metode. [15]



a.



Slika 1. Virtuelni modeli zuba i zubnih nadoknada:
 a. prikaz digitalizovanog zuba – oblak tačaka;
 b. prikaz zubne nadoknade u vidu koordinata i tačaka i
 c. STL poligonalni model zubne nadoknade.

Izvor: Slika A. Kalogerakis E, Nowrouzezahrai D, Simari P, Singh K. Extracting lines of curvature from noisy point clouds. *Computer Aided – Design* 2009;41(4):281-292.
 Slike B,C. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh G. A three-dimensional evaluation of laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent* 2006;95:194-200.

Pasivne metode nemaju praktičnu primenu u medicinskim naukama. Njihova osnovna karakteristika je odsustvo interakcije sa objektom. Kod aktivnih metoda prisutna je interakcija sa objektom preko ostvarivanja kontakta ili projektovanjem sa objekta nekog od oblika elektromagnetnog zračenja (u nastavku teksta EMZ). Aktivne metode 3D digitalizacije se dele na:

1. kontaktne metode i
2. bezkontaktne metode. [15]

Osnovna karakteristika kontaktnih metoda, kao što i sam naziv sugeriše, jeste kontakt između objekta i senzora (uglavnom je to pipak mernog senzora). Pomenute metode u stomatologiji su poznate kao metode mehaničke prostorne digitalizacije.

Princip rada bezkontaktnih metoda se zasniva na projektovanju energije, što prati snimanje reflektovanog ili transmitovanog signala, pa je u skladu sa tim i izvršena podela bezkontaktnih metoda na **refleksivne** i **transmisione**. Najbolji primer 3D digitalizacije koja funkcioniše na principu transmisije je kompjuterizovana tomografija u okviru koje se vrši detekcija x-zraka koji su propušteni kroz objekat.

Kada je reč o refleksivnim tehnikama 3D digitalizacije neophodno je istaći, da izvori elektromagnetnog zračenja mogu da emituju svetlosnu energiju, zvuk (ultrazvuk) ili neku drugu vrstu elektromagnetnih talasa (infracrveni, ultravioletni i mikrotalasi). Princip rada tehnika u kojima se primenjuju zvuk, infracrveni, ultravioletni i mikrotalasi

zasnovan je na merenju vremena (*time of flight* – eng) u toku koga se emitovani zrak reflektuje sa objekata i registruje na senzoru. [14] Kod reflektivnih tehnika koje u postupku digitalizacije koriste svetlost oblik predmeta se određuje na osnovu merenja intenziteta svetlosti koja se reflektuje sa objekata. Refleksivne i transmisione metode digitalizacije (Mikro CT, Cone Beam i sl) predstavljaju osnovne izvore virtuelnih podataka na osnovu kojih se u okviru stomatoloških CAD/CAM sistema vrši dizajniranje i izrada različitih vrsta zubnih nadoknada, pomoćnih dijagnostičkih i terapijskih sredstava. Klasifikaciju metoda 3D digitalizacije u stomatologiji moguće je izvršiti na više načina.

A) U odnosu na način prikupljanja podataka 3D digitalizacija u stomatologiji može biti:

MEHANIČKA (kontaktna)	OPTIČKA (bezkontaktna)
manuelna	optička tačkasta digitalizacija
automatska	optička površinska digitalizacija

Izvor svetlosti kod **optičkih** metoda može biti:

1. laserska svetlost i
2. strukturirana svetlost iz opsega vidljivog dela spektra elektromagnetnog zračenja.

B) Bezkontaktne metode 3D digitalizacije u odnosu na vrstu interakcije između projektovane energije i objekta mogu biti:

1. refleksivne i
2. transmisione.

C) U odnosu na prostor gde se 3D digitalizacija vrši razlikuju se:

1. intraoralne (direktne) i
2. ekstraoralne (indirektne) metode 3D digitalizacije.

D) Na osnovu principa funkcionisanja uređaji za 3D digitalizaciju mogu da vrše:

1. tačkasto merenje (sonda uređaja za mehaničku digitalizaciju, laserski zrak);

-
2. linearno merenje (presek laserskog zraka) i
 3. slikanje površine objekat (sistemi koji funkcionišu na principima fotogrametrije i topometrije). [16,17,18]

2.2.1. MEHANIČKE METODE DIGITALIZACIJE

Mehaničke metode digitalizacije su dobile ime na osnovu fizičkog kontakta mernih uređaja (najčešće je to glava mernog senzora) i objekta. Digitalizacija ovom metodom zahteva prisustvo mernog alata koga, uglavnom, predstavlja merna sonda. Njena uloga je da "opipa" objekat u pojedinim tačkama. Mernu sondu čine dva dela: merna glava i sistem za prihvatanje mernih pipaka. Sonde mogu da budu različitih veličina i prilagođene su dimenzijama objekta koji se meri. One su najčešće sfernog oblika (rubinske ili safirne kugle) i pričvršćene su na pokretnoj "ruci" koja se pomera pomoću zglobnog sistema. [19] Princip rada sonde sastoji se u detekciji veličine sile kojom se dodiruje objekat. Postupak digitalizacije obuhvata očitavanje dovoljnog broja mernih tačaka, nakon čega se konstruiše mreža tačaka, koja je kod trodimenzionalnih uređaja prikazana kao "*oblak tačaka*" u 3D formi. Na osnovu dobijenih informacija formira se geometrijski oblik digitalizovanog objekta.

Da bi se postigao visok stepen tačnosti neophodno je registrovati što veći broj mernih tačaka, a to teorijski zahteva mnogo vremena za njihovo očitavanje. Iz praktičnih razloga, da bi vreme digitalizacije bilo kraće, broj mernih tačaka je smanjen.

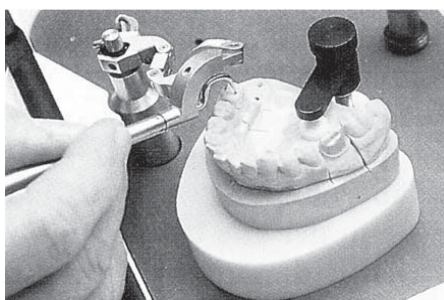
U tehničkom smislu, na kvalitet digitalizacije mehaničkim uređajima utiče veliki broj parametara: veličina glave sonde, intenzitet sile kojom sonda vrši pritisak na objekat, dužina ručice, osetljivost indukcionih senzora, pokretljivost glave uređaja, broj mernih tačaka po jedinici površine i softver.

U zavisnosti od načina pokretanja uređaja za digitalizaciju izvršena je podela mehaničkih metoda digitalizacije na: **manuelne i automatske**.

2.2.1.1. MANUELNE METODE MEHANIČKE DIGITALIZACIJE

Manuelne metode mehaničke digitalizacije danas nemaju praktičnu primenu. Njihov značaj je isključivo istorijskog karaktera. U odnosu na prostor gde se vršila digitizacija, manuelne metode se dele na intraoralne i ekstraoralne.

Tvorac mehaničkog **manuelnog intraoralnog** metoda digitalizacije je Mushabac (D.R. Muschabac: US Patent Documents 4 182 312, 1977). Za potrebe digitalizacije ovom metodom upotrebljena je stomatološka sonda koja se rukom pomerala po preparisanom zubu. Metoda je zahtevala da se držač mehanizma fiksira za zubni niz. Predlog je bio da se koristi modifikovana kašika za otiske u koju se stavlja gips za uzimanje otiska. Metoda nije doživela praktičnu primenu. [19,20] Razvoj **manuelnih ekstraoralnih** mehaničkih metoda digitalizacije unapređen je u okviru Denti Cad sistema (BEGO, Bremen) (Rekov 1987). (Slika 2)



Slika 2. Manuelna mehanička ekstraoralna metoda digitalizacije, DentiCad sistem

Izvor:

Rekow D. Computer aided design and manufacturing in dentistry: A review of the state of art. J Prosthet Dentistry 1987;58:512-516.

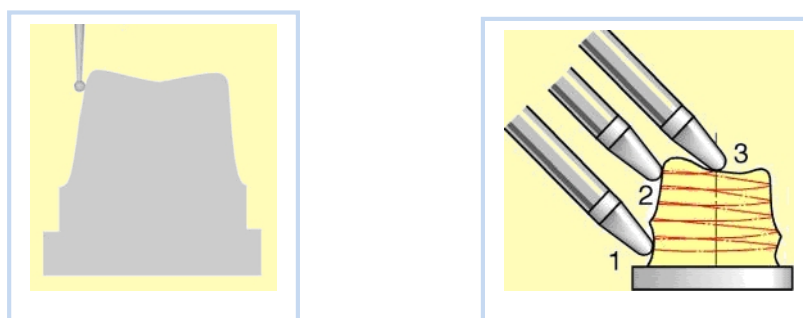
Sonda uređaja je bila povezana za ručicu pomoću šest šarnira. Za merenje uglova koristili su se Hallovi senzori (detektori magnetnog polja), nasuprot kojih su se nalazili delovi šarnira na kojima su montirani magneti. U zavisnosti od položaja ugla šarnira magnet se približavao ili udaljavao od Hall-ovih senzora. Intenzitet magnetnog polja merio se elektronski. Prostorni položaj vrha sonde izračunavao se pomoću trigonometrijskog odnosa. Dodir na površini zuba predstavljao je krajnju tačku pokreta senzora koju je registrovao kompjuter, na taj način je definisana površina preparacije. Pomeranje sonde vršeno je manuelno. [20]

2.2.1.2. AUTOMATSKE METODE MEHANIČKE DIGITALIZACIJE

Tačnija, preciznija i brža digitalizacija samo su neke od karakteristika zbog kojih metode automatske mehaničke digitalizacije imaju praktičnu primenu u stomatologiji.

Jedan od prvih sistema u okviru koga je primenjena metoda automatske mehaničke ekstraoralne digitalizacije je Procera[®] (Nobel BiocareAB, Zürich, Switzerland). Prvi put su ga opisali Anderson i Oden (1983). [21] Prvenstveno je bio namenjen za izradu zubnih nadoknada od titana (tehnika erozije varničenjem). Nekoliko godina kasnije razvijena je tehnologija izrade nadoknada od keramike.

Na vrhu senzora Procera[®] uređaja nalazi se safirna kugla, promera oko 0,5 mm. U postupku digitalizacije glava senzora klizi po zubu pomoću mehanizma za automatsko kretanje. U postupku digitalizacije definisane su početna i krajnja dodirna tačka. Prva ili polazna tačka se nalazi otprilike 1 mm ispod demarkacije preparacije. Krajnja tačka je lokalizovana na vrhu preparisanog zuba. (Slika 3) Pritisak na radni model iznosi od 0,15 – 0,2 Pa. Za vreme prosečnog trajanja digitalizacije jednog zuba (od 3 do 5 minuta) registruje se od 20000 do 50000 mernih tačaka.



Slika 3. Prikaz rada automatskog mehaničkog uređaja za digitalizaciju

Informacije iz uređaja koji koriste trodimenzionalnu tehnologiju digitalizacije, pretvaraju se u 3D "oblak tačka" i reprodukuju preparaciju zuba na monitoru računara koristeći specijalizovani sistem za obradu podataka.

S'obzirom na aktuelne trendove u razvoju stomatoloških CAD/CAM sistema uređaji za mehaničku digitalizaciju postaju deo istorije, a razlog za to su njihovi nedostaci:

1. dodir sa objektom može da ošteti objekat ili uspori rad uređaja;

-
2. za razliku od najsavremenijih optičkih uređaja čija frekvencija iznosi od 10 do 500 kHz, najbrži automatski mehanički uređaju rade sa frekvencijom od svega nekoliko stotina herca;
 3. ne postoji mogućnost digitalizacije geometrijski komplikovanih preparacija (preparacije za inleje, onleje, delimične krune) i otisaka; [22,23,24]
 4. digitalizacija detelja malih dimenzija zavisi od dijametra i oblika vrha mernog senzora. [25]

Pomenuti nedostaci uređaja za mehaničku digitalizaciju predstavljaju glavne razloge zbog kojih uređaji za optičku digitalizaciju zauzimaju njihovu poziciju u svakodnevnoj praktičnoj upotrebi.

2.2.2. OPTIČKE METODE DIGITALIZACIJE

Optičke metode digitalizacije imaju dugu tradiciju u CAD/CAM tehnologijama koje se primenjuju u stomatologiji. S obzirom na pomenute nedostatke uređaja za mehaničku digitalizaciju i aktuelne trendove u oblasti tehnološkog razvoja, CAD/CAM sistemi najnovije generacije u postupku digitalizacije primenjuju isključivo optičke metode.

U predhodnom poglavlju (Vidi: poglavlje 2.2) opisana je podela optičkih metoda digitalizacije na **tačkaste i površinske**. Optičke metode u postupku digitalizacije koriste **svetlosne ili laserske zrake**. Podela je izvršena na osnovu klasifikacije izvora svetlosti na **koherentne i nekoherentne**. Tipičan predstavnik koherentnih svetlosnih izvora je laser. Ne koherentni izvori emituju svetlost različitih talasnih dužina iz opsega vidljivog dela spektra. Svim metodama optičke digitalizacije zajedničko je da virtuelni zapisi nastaju prikupljanjem reflektovane svetlosti koja se sa svetlosnog izvora projektuje na objekat. Krajnji rezultat ovog postupka je "optički otisak" (Mörmann, 2006). [26,27]

2.2.2.1. OSNOVNI PRINCIPI RADA UREĐAJA ZA OPTIČKU DIGITALIZACIJU

Osnovu optičke digitalizacije čini nastanak digitalne slike i njen prikaz na monitoru računara. Sve uređaje za optičku digitalizaciju čine dve komponente:

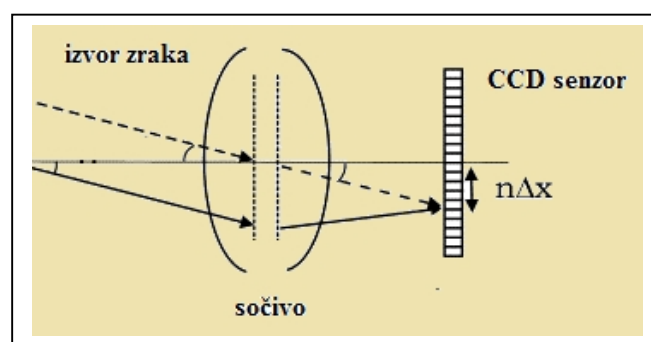
- izvor svetlosti (svetlosni ili laserski zraci) i
- optički sistem koji reflektujuću svetlost dovodi do fotoosetljivih elemenata.

Osnovu svih kamera za optičku digitalizaciju čine optički i senzorski deo.

Optički deo kamere čine sistem sočiva i optičkih filtera. Zadatak optičkog dela je da formira sliku objekta na senzoru kamere.

Senzorski deo kamere čine fotoosetljivi senzori koji raspodelu optičkih potencijala pretvaraju u električne. U kamerama za optičku digitalizaciju koje se koriste u stomatološkim CAD/CAM sistemima najčešće su ugrađeni poluprovodnički senzori. Njihov zadatak je da izvrše konverziju izvesne količine svetlosti u električnu energiju određene voltaže. Savremene kamere najčešće poseduju CCD (*charge coupled device* – eng) ili CMOS (*complementary metal – oxide-semiconductor*, eng) senzore. Osnovni deo CCD senzora čine pikseli koji predstavljaju veliki broj, na svetlost, osetljivih tačaka raspoređenih u redove i kolone. (Slika 4) Piksel je definisan i kao najmanji gradivni element svake digitalne slike.

Osnovna razlika između CCD i CMOS senzora je u tome što se kod CMOS obrada svakog piksela izvodi u okviru senzora. Kod CCD tehnologije obrada piksela se vrši eksterno, što CMOS tehnologiju čini bržom i jeftinijom. Ipak, fizički princip konverzije svetlosti u naelektrisanje kvalitetnije se izvodi u okviru CCD senzora. Triangulacioni senzori vrhunskog kvaliteta u današnje vreme, po pravilu, se izrađuju u CCD tehnologiji.



Slika 4. Prikaz rada CCD senzora

Uređaji novije generacije, kao što je LavaTM C.O.S (3M ESPE), poseduju CMOS senzore, koji imaju visok stepen osetljivosti. Pomenuta karakteristika omogućava pri-

menu kamere za digitalizaciju u uslovima slabog osvetljenja i izradu u malim dimenzijama, što olakšava pravilnu upotrebu u postupku intraoralne digitalizacije. [28]

Osnovni izvor informacija u postupku 3D digitalizacije su svetlosni ili laserski zraci različitih talasnih dužina. Najčešće tehnike na kojima je zasnovan postupak digitalizacije su: optička triangulacija, emisija strukturirane svetlosti, konfokalna mikroskopija, stereovizija, interferometrija i fotogrametrija. Pomenute tehnike u postupku premeravanja objekta primenjuju neki od sledećih radnih principa: triangulacija, merenje vremena (*time daily* – eng) i monokularno slikanje.

Većina uređaja za optičku digitalizaciju koji se primenjuju u stomatološkim CAD/CAM tehnologijama funkcioniše u skladu sa principima *triangulacije ili konfokalne mikroskopije*. Neki uređaji novije generacije rade na *principima konoskopske holografije i digitalizacije u obliku video zapisa*.

Princip rada uređaja koji podržavaju metode triangulacije

Osnovu postupka triangulacije definisao je grčki filozof Tales u 6. veku p.n.e. Ona predstavlja jednu od najzastupljenijih bezkontaktnih metoda za premeravanje objekata. [29] Iako je dugo u praktičnoj upotrebi, njena brzina i tačnost su drastično poboljšani poslednjih godina, zahvaljujući razvoju hardverskih komponenti i softverske podrške.

Problem optičke digitalizacije u stomatologiji prevaziđen je primenom CCD senzora. Za nastanak slike primenom uređaja za optičku digitalizaciju, odgovorna je refleksija svetlosti koja se emituje sa objekta. Projekcijom svetlosti preko zajedničkog sistema sočiva na CCD senzoru, u svakom pikselu, oslobađa se struja određenog napona. Intenzitet električnog napona je proporcionalan količini svetlosti u određenoj tački i meri ga elektronika za ocenjivanje. Izmereni intenzitet električnog impulsa daje digitalno oslikan predmet u dvodimenzionalnoj formi. Primenom metoda triangulacije dobija se treća, odnosno vertikalna dimenzija objekta. S'obzirom na već pomenutu podelu izvora svetlosti, kod triangulacije se razlikuju dve osnovne metode:

- 1) **laserska triangulacija** i
- 2) **svetlosna triangulacija**. [30]

Laserski zraci u postupku triangulacije

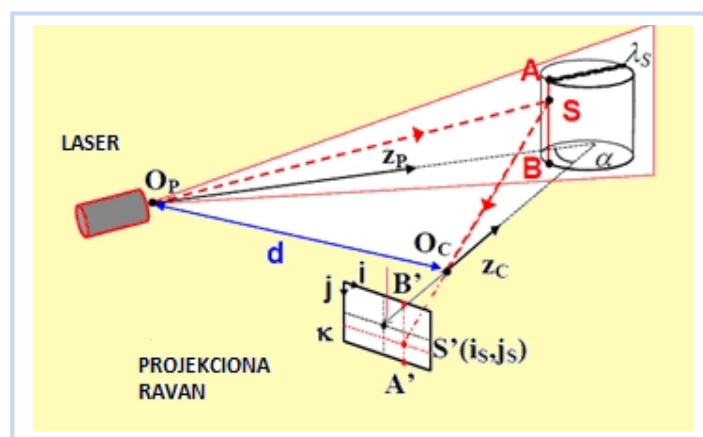
Laser (*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* – eng) naziv je za optičke uređaje koji vrše emisiju koherentnog snopa fotona. Za razliku od svetlosti koju emituju uobičajeni izvori, laserski zrak predstavlja usko usmeren snop monohromatske svetlosti (svetlost jedne talasne dužine/boje). Snop je koherentan, što znači da su elektromagnetni talasi u međusobnoj istoj fazi i šire se u istom smeru. [31] Uređaji koji u postupku digitalizacije emituju laserske zrake funkcionišu na osnovu triangulacionog postupka po Lelandais i Clainchard-u (1984). [10] Ovoj kategoriji pripada emisija laserskih zraka koji imaju **tačkastu i trakastu projekciju**, što objašnjava podelu optičkih metoda digitalizacije u stomatologiji, na metode tačkaste (uređaj za ekstraoralnu digitalizaciju Cerec[®] Scan) i trakaste digitalizacije. (Slika 5,6) Postupak digitalizacije se odvija u skladu sa postulatima aktivne triangulacije. [32] (Slika 7)



Slika 5. Tačkasta projekcija laserskog zraka



Slika 6. Trakasta projekcija laserskog zraka



Slika 7. Aktivna triangulacija laserskim zracima

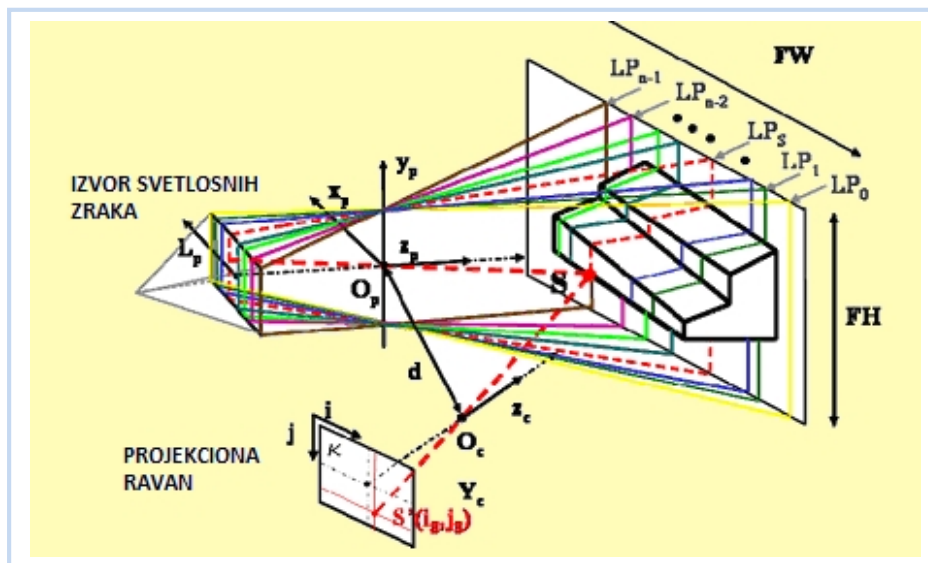
Tačka O_p predstavlja izlaznu, a O_c upadnu tačku laserskog zraka. Njihovo međusobno rastojanje definiše linija d . Optičke ose izvora laserskog zraka z_p i kamere z_c formiraju ugao α (ugao triangulacije). Laserski izvor projektuje uzan snop zraka koji pogađa objekat u tački S (*single – point triangulation*, eng). Reflektovani zrak je prikazan na ravni k kao tačka S' . Merenjem koordinata tačke $S'(i_s, j_s)$ na projekcionoj ravni, definisan je njen položaj. Prostorni položaj tačke S određuje se pomoću jednostavnih geometrijskih operacija. [33-35] U konvencionalnoj konfiguraciji triangulacije neophodno je pronaći kompromis između vidnog polja, rezolucije uređaja za digitalizaciju i efekta senke koji se javlja u slučajevima visokih vrednosti ugla α . S obzirom na pomenute okolnosti, adekvatno vidno polje moguće je postići isključivo sa malim vrednostima ugla triangulacije. Na ovaj način se povećava tačnost digitalizovanih podataka. Ugao triangulacije ne sme da bude veći od 10° . [36]

Kamera koja emituje laserske zrake opremljena je cilindričnim sočivima, čija uloga je da šire svetlosni snop duž jednog pravca i generišu laserski zrak koji osvetljava više tačaka na objektu u isto vreme. Na prikazanoj slici ravan laserskog zraka je označena kao λ_s , a osvetljene tačke se nalaze na uglu između ravni i nepoznatog objekta (linija AB). Merenje rastojanja svih tačaka slike, od A do B u nivou ravni k , uvek određuje trodimenzionalan oblik objekta u sličnosti sa osvetljenim tačkama. Kako trigonometrijski proračun vertikalne dimenzije može biti obavljen samo duž preseka laserskog svetla, kombinacijom rotacionog i translatornog pomeranja objekta ili kamere proces digitalizacije se sprovodi na celokupnom objektu.

Postupak laserske triangulacije odlikuje visoka tačnost i relativna neosetljivost na uslove osvetljenja i efekte površinske teksture objekta, veći kontrast laserskog zraka nasuprot konvencionalnom izvoru svetlosti, brzo prikupljanje podataka, mogućnost digitalizacije podminiranih površina i odsustvo kontakta sa objektom. Nedostatak predstavlja nemogućnost digitalizacije transparentnih i visoko reflektivnih površina, što iziskuje njihovo matiranje. Uređaji za intraoralnu lasersku digitalizaciju imaju veći ugao triangulacije u odnosu na uređaje za intraoralnu digitalizaciju koji podržavaju LED tehnologiju. Kod laserskih uređaja snop projektovanih zraka ima veći ugao divergencije. Veći ugao triangulacije umanjuje tačnost digitalizovanih podataka, što znači da je za nastanak kvalitetne slike objekta potrebno više pojedinačnih snimaka.

Svetlosni zraci iz opsega vidljivog dela spektra EMZ u postupku triangulacije

Svetlost je vrsta EMZ (talasna dužina od 380 do 760 nm) koja je vidljiva ljudskim okom. Uređaji za optičku digitalizaciju koji emituju strukturiranu svetlost, identično kao i uređaji koji koriste laserske zrake, u postupku digitalizacije primenjuju principe aktivne triangulacije. Pomenuti uređaji projektuju dvodimenzionalne obrasce nekoherentne svetlosti, što omogućava da se istovremeno dobiju informacije o položaju svake tačke na objektu. U postupku digitalizacije moguća je projekcija jednog ili više svetlosnih zraka. U oba slučaja zrak λ_s (Vidi: slika 7) koji je služio kao primer u postupku triangulacije primenom laserskih zraka zamenjen je snopom svetlosnih zraka. (Slika 8) Zraci su indeksirani preko LP koordinate na projekcionoj ravani. Tačna informacija o položaju tačke S na objektu nalazi se na preseka linije SS' i ravni $LP=LP_s$. [37] Najbitnije, u ovom postupku, je da se različite tačke koje definišu položaj objekta pravilno indeksiraju duž LP koordinate. U skladu sa tim ciljem razvijene su mnogobrojne teorije o principima projekcije svetlosnih zraka na objekat. [38,39]



Slika 8. Osnovni principi postupka aktivne triangulacije

Naročita pažnja je usmerena na projekciju i izgled svetlosnih zraka trakastog oblika, koji poboljšavaju rezoluciju sveukupnog premeravanja. Dokazano je da se nepreciznosti eliminišu smanjenjem rastojanja između traka. [40]

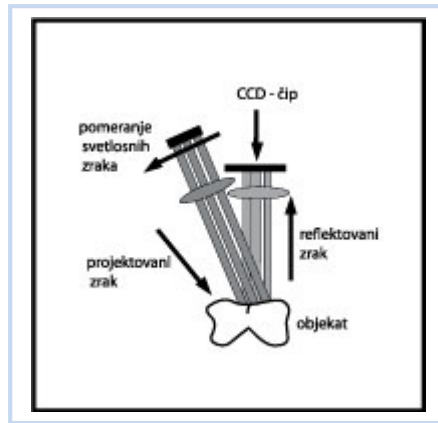
Aktuelni trendovi u razvoju strukturiranih svetlosnih sistema imaju za cilj povećanje brzine projekcije zraka sa ciljem unapređenja tačnosti digitalizovanih podataka, naročito u slučajevima kada se objekti pomeraju (npr. intraoralna digitalizacija).

Za razliku od kompjutera, koji u postupku 3D digitalizacije koristi principe aktivne triangulacije određivanje dimenzija predmeta u ljudskom mozgu se vrši na osnovu pasivne triangulacije. Poznato je da su organi čula vida zaslužni za nastanak slike trodimenzionalnog objekta. Mozak zauzima značajno mesto u komparativnoj analizi slike nastale u oba oka, što ljudima omogućava orijentaciju u prostoru. Međutim, uprkos značajnom kapacitetu, optički sistem čoveka pokazuje izvesne nedostatke. Čovek može da proceni udaljenost objekta, ali trodimenzionalnu sliku formira na osnovu postojećeg znanja, što omogućava spoznaju relativne dimenzije objekta. Kompjuter, uz određena ograničenja ima mogućnosti da simulira proces analize slike u ljudskom mozgu, ali objekti koji imaju nepravilan oblik, kao što je zub, zahtevaju precizne proračune. U praksi se proces nastanka digitalne slike razlikuje od postupka koji se odvija u ljudskom mozgu.

Kao primer triangulacije strukturiranom svetlošću može se navesti postupak optičke digitalizacije kod Cerec[®] sistema. U postupku se primenjuju svetlosni zraci koji se u vidu traka emituju na površinu objekta i reflektuju u dodiru sa njim. Zrak emitovan iz jednog ugla, nakon kontakta sa objektom reflektuje se pod drugim uglom. Posmatrana iz različitih uglova, mreža projektovanih zraka trpi deformacije. Analizom i merenjem deformacija moguće je odrediti tačan oblik (treću dimenziju) objekta. Međutim, tačnost merenja rubova preparacije na ovaj način je smanjena, jer je rezolucija tačaka koje determinišu ivice preparacije loša. Da bi se dobile visoke vrednosti rezolucije slike ivica preparacije neophodno je, emitovane trakaste zrake, pomerati duž objekta i napraviti seriju od nekoliko uzastopnih snimaka. Ovaj postupak u literaturi je poznat je kao triangulacija faznog pomeranja (*phase shift triangulation* – eng). [41, 42] (Slika 9)

U postupku digitalizacije kreira se serija od nekoliko elektronskih zapisa koji se analiziraju u kompjuteru. Pomeranje trakastih zraka svetlosti uzrokuje refleksiju zraka različite talasne dužine, što utiče na broj piksela u digitalnoj fotografiji. Konačan oblik objekta nastaje preračunavanjem intenziteta svetlosti koja se odbija sa zakrivljenih površina zuba, za vreme dok se zraci pomeraju duž objekta.

Dokazano je da je za nastanak korektne slike kod Cerec[®] sistema starije generacije neophodno oko 0,16 sekundi. Bilo bi idealno da za to vreme kamera miruje. Pokret kamere i pacijenta može da kompromituje rezoluciju slike, jer se zraci u toku digitalizacije dodatno deformišu. [43]



Slika 9. Triangulacija faznog pomeranja

Uređaji novije generacije, kao što je Cerec[®] AC, ovaj problem su ublažili primenom sistemskih mera, koje imaju zadatak da automatski eliminišu digitalne zapise nastale za vreme podrhtavanja kamere. Zadatak softvera je da analizira svaki piksel na slici i da se prilikom kreiranja definitivne forme virtuelnog objekta koriste samo najprecizniji podaci. U postupku nastanka konačne slike digitalizovanog objekta softver vrši odabir tri uzastopna digitalna zapisa u kojima nema zamućenja. Proizvođač sugeriše da udaljenost kamere od objekta ne bude veća od 7 mm. [44] Detaljna objašnjenja o principu rada kamere Cerec[®] AC sistema prikazana su u poglavlju 2.3.1.

Nedostatak postupaka digitalizacije kod kojih je prikupljanje podataka zasnovano na principima triangulacije je nepravilno reflektovanje svetlosti sa površine objekta. U nekim slučajevima refleksija svetlosti može i da izostane. Posledica ovog fenomena je nastanak iregularne virtuelne forme objekta. [45] Eliminacija ovog efekata postiže se aplikovanjem matirajućeg praha (titan dioksid ili magnezijum oksid), čija primena omogućava homogenu disperziju svetlosti, što unapređuje tačnost postupka digitalizacije. [46] Međutim, individualno nanošenje praha u različitim debljinama, narušava oblik i dimenzije spoljašnje površine objekta, što može da ima uticaja na kvalitet rubnog zaptivanja izrađenih nadoknada. [11,47- 49]

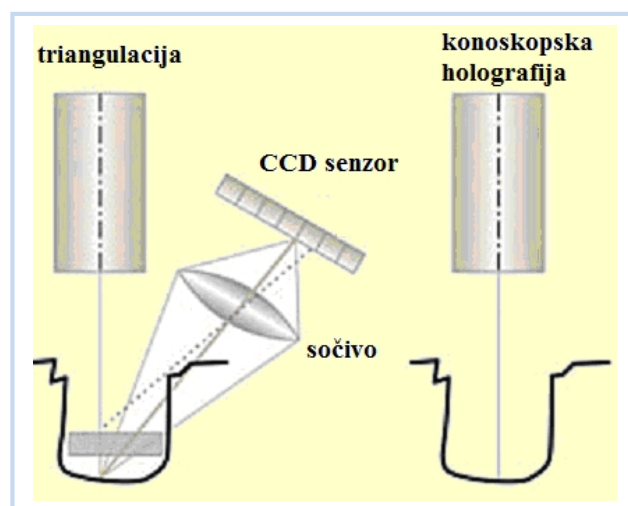
Ne postoje naučno utemeljeni dokazi kojima je moguće obrazložiti da li postoji značajna razlika u tačnosti i preciznosti između uređaja koji emituju laserske ili zrake iz vidljivog dela spektra. Smatra se da su slike koje nastaju u postupku digitalizacije laserskim uređajima oštrije, a razlog za to je struktura svetlosnih zraka koja predstavlja kombinaciju zraka svih boja, zbog čega sočiva optičkog sistema različito reflektuju svetlost. Svi reflektovani svetlosni zraci ne projektuju se uvek u centru fokusa sočiva. Opisani

fenomen umanjuje tačnost digitalizacije i poznat je pod nazivom hromatska aberacija. Hromatska aberacija je optička mana zbog koje se svetlosni zraci različite talasne dužine fokusiraju na različitim tačkama duž optičke ose sočiva. [50] Pomenuti fenomen ne može da se eliminiše, ali moguće ga je ublažiti specifičnim dizajnom sistema sočiva. Za razliku od bele svetlosti, laserski zrak je jedne boje i u njegovoj refleksiji fenomen hromatskih aberacija se ne pojavljuje.

Princip rada uređaja koji podržavaju metode konoskopske holografije

Konoskopska holografija je metoda kod koje se u postupku digitalizacije emituju laserski zraci. Trenutno se primenjuje u okviru novog ekstraoralnog optičkog uređaja za digitalizaciju firme Procera® (Nobel BiocareAB, Zürich, Switzerland).

Konoskopsku holografiju odlikuje kolinearnost, što znači da upadni i reflektujućii laserski zrak imaju istu putanju. Laserski zrak u obliku traka emituje se na objekat sa unapred određene udaljenosti. Reflektovani zraci, koji sadrže veliku količinu kvalitativnih podataka, prikupljaju se pomoću specijalnog senzora. Senzor je u mogućnosti da premeri svaku konveksnu ili konkavnu površinu u rasponu do 240° , do koje laserski zrak može daopreti. Zahvaljujući ovim osobinama moguće je izvršiti digitalizaciju oti-saka, dubokih kaviteta i objekata kompleksne morfologije. Kvalitet digitalizacije je poboljšan zahvaljujući tehničkom unapređenju senzora i celog sistema.



Slika 10. Šematski prikaz postupaka triangulacije i konoskopske holografije

Za razliku od holografije, koju odlikuje kolinearnost laserskog zraka, u postupku triangulacije emitovani i reflektovani zraci imaju različite uglove projekcije, što umanjuje tačnost informacija koje se prikupljaju sa podminiranih površina i zidova dubokih kaviteta. [51] (Slika10)

Princip rada uređaja koji podržavaju metode digitalizacije pomoću video zapisa

a.) Digitalizacija zuba i okolnih tkiva pomoću video zapisa predstavlja osnovnu karakteristiku Lava™ C.O.S. (3M ESPE) intraoralnog uređaja. Za razliku od digitalizacije koja je zasnovana na *"point – and – click"* tehnologiji, za koju je karakteristično mirovanje kamere i nastanak pojedinačnih slika, kreiranje video zapisa se vrši pomeranjem kamere u željenom pravcu.

Ova tehnologija je prepoznatljiva po sledećim karakteristikama:

1. optički video zapis (*active/optical wavefront sampling* – eng) ;
2. poseban algoritam za obradu slike i
3. rekonstrukcija modela u tekućem (realnom) vremenu.

Termin *"active wavefront sampling"* se odnosi na prikupljanje mnogobrojnih pojedinačnih informacija o strukturi trodimenzionalnih objekta. [52] Slika digitalizovanog objekta nastaje u senzoru kamere na osnovu prikupljenih uzoraka svetlosti koja se reflektuje sa objekta. Pomenuti metod predstavlja patent kompanije 3M ESPE i poznat je pod nazivom *"3D – in – Motion technology"*. Kamera ovog sistema poseduje 192 plave LED diode i 22 sočiva. Tri CMOS senzora istovremeno prikupljaju podatke iz tri različite perspektive, pri čemu se trodimenzionalni video zapisi formiraju na osnovu podataka koji su u fokusu kamere, ali i van njega. Za pouzdanu i preciznu digitalizaciju Lava C.O.S. koristi svetlo u plavom opsegu spektara. Zahvaljujući posebnom algoritmu za obradu slike, trodimenzionalna forma objekta se generiše u realnom vremenu.

Uređaj je u mogućnosti da prikupi 20 grupa 3D podataka u jednoj sekundi. Svaka grupa sadrži podatke prikupljene sa 10000 tačaka. Proizvođač ističe da se u postupku digitalizacije jedne sekvence (oko 2 minuta) prikupe informacije sa oko 24000000 tačaka. Veliki broja podataka, zajedno sa specijalnim algoritmom za obradu slika omogućava nastanak slike izvrsnog kvaliteta i visokog stepena tačnosti. Proizvođač sugerise da udaljenost kamere od objekta bude u rasponu od 5 do 15 mm. Ukoliko operater prekorači sugerisanu distancu digitalizacija se automatski prekida. Pomenuta karakteristika je

veoma bitna, jer eliminiše implementaciju podataka lošeg kvaliteta u video zapis. [53] Postupak digitalizacije ovom metodom zahteva aplikaciju praha.

b.) Osnovu postupaka digitalizacije pomoću Trios (3ShapeA/S, Denmark) uređaja čini video zapis čije nastajanje je zasnovano na postulatima konfokalne mikroskopije. U postupku digitalizacije izvor svetlosti emituje zrake koji osciluju na površini objekta. Oscilacije svetlosnih zraka mogu da budu prostorne i vremenske. Osnovna karakteristika sistema je mogućnosti promena pozicija fokusa kamere u odnosu na objekat, što obezbeđuje adekvatan prostorni odnos između kamere i objekta. Visoka rezolucija slike postiže se automatskim podešavanjem tačne pozicije između fokusa kamere i piksela slike, što obezbeđuje preciznu rekonstrukciju trodimenzionalne površine objekta. Varijacija položaja fokusa definisana je određenom frekvencijom, što omogućava da u postupku digitalizacije kamera, optički sistem i objekat zauzimaju precizno definisanu poziciju. Na ovaj način skraćeno je vreme digitalizacije, što omogućava da se smanji uticaj koji pomeranje kamere i glave pacijenta imaju na kvalitet digitalizovanih podataka. [54] Osnovni parametri koji predstavljaju merilo kvaliteta uređaja za optičku digitalizaciju su:

1. **tačnost;**
2. **preciznost;**
3. **rezolucija i**
4. **brzina digitalizacije.**

Tačnost je razlika između senzorskog očitavanja i stvarne vrednosti merene veličine na mernom objektu.

Preciznost (u upotrebi su termini **ponovljivost i reproducibilnost**) predstavlja meru odstupanja rezultata ponovljenih merenja u nepromenjenim uslovima.

Rezolucija je minimalna udaljenost između mernih tačaka u horizontalnoj i vertikalnoj ravni. Rezoluciju možemo definisati i kao gustinu mreže tačaka (broj tačaka u jednom redu ili koloni) ili kao maksimalan broj ulaznih podataka po jedinici dužine. Rezolucija se izražava brojem tačaka po jedinici merene dužine (*dots per inch* – eng). U osnovi razlikujemo dve vrste rezolucije: optičku i interpoliranu.

Optička rezolucija je stvarna rezolucija uređaja i jedina je bitna za kvalitet uređaja i digitalizovanih podataka.

Interpolirana rezolucija predstavlja rezoluciju koju uređaj ili upravljački program postiže interpoliranjem, odnosno umetanjem dodatnih tačaka između postojećih digitalizovanih tačaka, tako da se njihova pozicija izračunava na osnovu položaja susednih tačaka. Reč je o poboljšanju rezultata digitalizacije koji se temelje na proceni, što može, ali i ne mora da poboljša kvalitet krajnje slike objekta.

Brzina digitalizacije je definisana brojem merenih tačaka koje se prikupe u određenom vremenskom periodu. [28]

Karakteristike uređaja za optičku digitalizaciju ukazuju na njihove prednosti:

1. odsustvo kontakta sa objektom;
2. digitalizacija mekih (otisci), lomljivih i objekata sa kompleksnom morfologijom (preparacije za izradu inleja, onleja, endo- i delimičnih kruna); [55]
3. brža digitalizacija (u poređenju sa mehaničkim uređajima);
4. visoka rezolucija digitalizovanih podataka; [56]
5. mogućnost digitalizacije sitnih detalja teško dostupnih mesta. [25]

Optičke karakteristike objekta mogu da naruše tačnost digitalizovanih podataka. [55] Dokazano je da su mat i ravne površine pogodnije za digitalizaciju. Nasuprot tome zubi su transparentni, reflektuju svetlost, imaju zaobljene površine i oštre ivice na rubovima preparacije. Pojedini autori ističu negativan uticaj efekata senke (*shadow effect* – eng) i efekta penetracije što predstavlja jedan od osnovnih problema optičke digitalizacije. [57] Ove poteškoće mogu uspešno da se eliminišu nanošenjem praha titan – dioksida ili magnezijum – oksida. [58] Aplikacija praha narušava izvornu morfologiju objekta i povećava njegove dimenzije. Smatra se da debljina praha iznosi od 0,013 do 0,085 mm, [59] odnosno 0,020 do 0,040 mm. [60]

Česta pojava u postupku optičke digitalizacije je nekompletno prikazivanje pojedinih delova objekta. Eliminaciju ovog nedostataka moguće je postići primenom višestrukih merenja celog objekta, koja se zatim koriguju pojedinačnim digitalizacijama delova koji nemaju adekvatnu rezoluciju. [22,61]

Tabela 1. Prednosti i nedostaci uređaja za mehaničku digitalizaciju

UREĐAJI ZA MEHANIČKU DIGITALIZACIJU	
Prednosti	Nedostaci
Visok stepen tačnosti i preciznosti	Mala brzina i niska frekvencija digitalizacije
	Preciznost digitalizacija sitnih detalja na objektima zavisi od promera galve sonde
	Nemaju mogućnost digitalizacije objekata sa negativnim modulima (kaviteti za inleje, onleje, otisci)
	Kontakt sa objektom

Tabela 2. Prednosti i nedostaci uređaja za optičku digitalizaciju

UREĐAJI ZA OPTIČKU DIGITALIZACIJU	
Prednosti	Nedostaci
Velika brzina i visoka frekvencija digitalizacije	Aplikacija praha
Veća preciznost digitalizacije sitnih detalja na objektima	Nepovoljni uslovi u postupku intraoralne digitalizacije: prisustvo krvi i pljuvačke, pomeranje pacijenta, podrhtavanje kamere, lokalizacija demarkacije
Mogućnost digitalizacija objekata različitog oblika, stepena tvrdoće i teksture površine	Efekat odsjaja
Odsustvo kontakta sa objektom	Mrlje u digitalizovanoj slici – prirodna pojava kod laserskih zraka
Visoka rezolucija digitalizovanih podataka	

2.3. TEHNIČKE KARAKTERISTIKE UREĐAJA ZA OPTIČKU DIGITALIZACIJU STOMATOLOŠKIH CAD/CAM SISTEMA

Podela CAD/CAM sistema na intraoralne i ekstraoralne ukazuje na osobenosti njihove praktične primene i predstavlja jednu od osnovnih karakteristika po kojoj su prepoznatljiviji. Ideja da konvencionalno otiskivanje preparisanih zuba i okolnih tkiva zameni intraoralna optička digitalizacija postala je imperativ u razvoju CAD/CAM sistema. Međutim, praktična primena ovog metoda danas je privilegija koju poseduje šest komercijalno dostupnih CAD/CAM sistema:

-
1. CEREC[®] AC (Sirona Dental System GMBH, Germany);
 2. iTero (CADENT, LTD, SAD);
 3. E4D (D4D TECHNOLOGIES, LLC, SAD);
 4. Lava[™]C.O.S. (3M ESPE, SAD);
 5. Trios (3SHAPE A/S, Denmark) i
 6. DirectScan (HINT - ELS GMBH, Germany).

Postoje sistemi koji nisu komercijalno dostupni i nemaju masovnu praktičnu primenu:

1. IOS FastScan (IOS TECHNOLOGIES, SAD);
2. DENSYS 3D (DENSYS LTD, Izrael);
3. DPI-3D (DIMENSIONAL PHOTONICS INTERNATIONAL, SAD) i
4. 3D Progress (MHT S I MHT Optic Research AG, Schweiz).

Nasuprot malom broju komercijalno dostupnih CAD/CAM sistema koji podržavaju metode intraoralne digitalizacije, danas je na tržištu prisutan veliki broj sistema koji podržava metode ekstraoralne digitalizacije. Neki od najpoznatijih su: CEREC[®] (Sirona Dental System GMBH), Procera[®] (Nobel Biocare AB), 3Shape Dental Designer (3Shape AS), Cercon (Degudent GmbH), KaVo Everest CAD/CAM (KaVo), Bego Medical (Bego), DSC Precident (DSC Dental AG), Lava (3M ESPE AG), Wol-Ceram (Wol-Dent GmbH), ZENO Tec System (Wieland Dental).

S obzirom na aktuelnost i obimnost odabrane teme u predstojećem delu pregleda literature prikazane su osnovne tehničke karakteristike intra- i ekstraoralnih CAD/CAM sistema koji su predmet istraživanja doktorske teze.

2.3.1. OSNOVNE KARAKTERISTIKE INTRAORALNIH UREĐAJA ZA OPTIČKU DIGITALIZACIJU

Digitalizacija površina zuba i okolnih tkiva intraoralnom kamerom predstavlja osnovnu karakteristiku intraoralnih (ordinacijskih) CAD/CAM sistema. Intraoralna digitalizacija zamenila je postupak konvencionalnog otiskivanja, što je omogućilo eliminaciju nepreciznosti koje su prisutne u postupcima otiskivanja i izrade radnog modela. [36] Od svih pomenutih intraoralnih CAD/CAM sistema samo Cerec[®] AC i E4D pružaju

moгуćnost izrade nadoknada u ordinacijskim i laboratorijskim uslovima. Kod ostalih intraoralnih CAD/CAM sistema izrada nadoknada se izvodi u zubotehničkoj laboratoriji.

2.3.1.1. OSNOVNE KARAKTERISTIKE CEREC[®] AC UREĐAJA ZA DIGITALIZACIJU

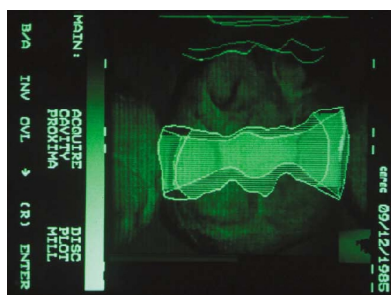
Najpoznatije ime među stomatološkim CAD/CAM sistemima nastalo je kombinacijom početnih slova reči *CEramic REConstruction*. Tokom poslednjih nekoliko godina Cerec[®] je značajno unapredio tehnologiju izrade zubnih nadoknada i od sistema koji je prvenstveno bio namenjen ordinacijskoj izradi inleja i onleja (Cerec[®]1), izrastao je u sistem koji omogućava izradu različitih vrsta zubnih nadoknada u ordinacijskim i/ili laboratorijskim uslovima.

Ideja o razvoju sistema nastala je pre tridesetak godina i utemeljili su je dr Werner Mörmann i Marco Brandestini. Osnovna zamisao im je bila da eliminišu komplikovane kliničke procedure izrade, pre svega konvencionalno otiskivanje, i da u što kraćem vremenskom periodu naprave inleja. U to vreme numerički upravljane mašine bile su zastupljene u pojedinim granama industrije. Mörmann i Brandestini su smatrali da isti koncept može da se primeni u stomatologiji i to im je pošlo za rukom 1980, godine, kada počinje razvoj Carec[®] sistema.

Da bi bili sigurni da su podaci dobijeni u postupku intraoralne digitalizacije verodostojni, sproveli su određena istraživanja. Ideja je bila da se projektuje snop paralelnih svetlosnih zraka i da se reflektovani zraci detektuju pomoću CCD senzora, ispod ugla peralakse preparacije, uz primenu principa triangulacije. Upotrebili su CCD senzor dimenzija 14x14 mm, rezolucije 0,050 mm. U postupku merenja primenili su mrežu svetlih i tamnih traka promera 0,250 mm, koja je bila smeštena u memoriji optičkih podataka. Problem je predstavljala integracija velikog optičkog i elektronskog sistema u uređaj malih dimenzija, koji može da stane u usnu duplju. Rešenje je postignuto integracijom CCD senzora u intraoralnu kameru, čija veličina je prilagođena dimenzijama usne duplje.

Softversku komponentu Cerec[®]1 sistema programirao je dr Alain Ferru. Prvobitna softverska podrška omogućila je dizajniranje i izradu inleja i onleja. (Slika 11) Najveći nedostatak predstavljala je veličina diskrepance između zuba i nadoknade koja je iznosila od 0,100 – 0,250 mm. Prvi inleja koji je napravljen pomoću Cerec[®]1 sistema izrađen je

od Vita Mark 1 feldspatne keramike (Vita, Bad Säckingen, Germany) 19. septembra 1985. godine na Stomatološkom fakultetu Univerziteta u Zürich - u. Firma Simens 1986. godine je otkupila patentno pravo i već 1987. pokrenula izradu Cerec[®]1 sistema u komercijalne svrhe. [62]



Slika 11. Cerec[®]1 - virtuelna forma inleja

Izvor: Mick Ivan, Data capture stabilising device for the Cerec CAD/CAM chairside camera, Dissertacion 2009, Johannesburg

Godine 1994. na tržištu se pojavljuje Cerec[®]2 kod koga je indikaciono područje prošireno na izradu pojedinačnih kruna. Naredno unapređenje tehničkih mogućnosti usledilo je 1997. godine, što je rezultiralo povećanjem preciznosti nadoknada. Vrednosti marginalnog zjapa, u proseku, su iznosile od 0,05 do 0,075 mm. [63,64,65] (Tabela 3)

Tabela 3. Tehničke karakteristike kamera Cerec[®]1 i Cerec[®]2 sistema

	Cerec [®] 1	Cerec [®] 2
Veličina digitalizovanog polja	14x14x7 mm	18x14x12 mm
Veličina piksela	0,05x0,05 mm	0,025x0,029 mm
Preciznost treće dimenzije	0,05 mm	0,025 mm
Tačnost merenja	±0,05 mm	±0,025 mm
Vreme digitalizacije	0,18 sec	0,15 sec
Ugao triangulacije	oko 4°	oko 4°

Tokom 2000. godine Sirona je na tržište plasirala Cerec[®]3. Tri godine kasnije (2003) usledilo je unapređenje tehničkih karakteristika i na tržištu se pojavljuje Cerec[®]3D. Cerec[®]3D je poboljšanjem hardverskih i softverskih performansi, uvođenjem novih brusnih instrumenata omogućio potpunu automatizaciju i pojednostavljenje u radu. Proizvođač ističe da devijacija slike u postupku digitalizacije Cerec[®]3D kamerom iznosi oko 0,031 mm. [66]



Slika 12. Cerec[®] AC i numerički upravljane glodalice

Izvor: <http://www.sirona.com/en/>

Početak 2009. godine Cerec[®] je predstavio Cerec[®] AC čija se intraoralna kamera Cerec[®] Bluecam odlikuje znatno boljim performansama od svih prethodnih kamera ovog sistema. (Slika 12) Uporedo sa unapređenjem softvera kamere Cerec[®] je implementacijom novog sistema sočiva i plave svetlosti značajno poboljšao njene tehničke karakteristike. Smanjen je ugao triangulacije, što je omogućilo da se umanjuje udaljenost između kamere i objekta u postupku digitalizacije i na taj način poveća tačnost digitalizovanih podataka. Princip digitalizacije Cerec[®] AC kamerom teoretski ima svoje uporište u zakonima fizike, prema kojima se tačnost optičkih sistema za digitalizaciju izražava na sledeći način

$$\Delta z = \lambda / \sin u,$$

gde λ predstavlja talasnu dužinu svetlosti, a $\sin u$ veličinu otvora na kameri (kao kod mikroskopa).

Budući da veličina otvora na kameri može da se menja u izuzetno malom opsegu i to u zavisnosti od dimenzija polja koje se digitalizuje, upotrebom plave svetlosti (*blue LED technology* – eng) talasne dužine 420 nm i novog sistema sočiva unapređena je tačnost digitalizovanih podataka za oko 60%. Prethodna kamera emitovala je infracrvenu svetlost talasne dužine 820 nm. Primenom novog sistema sočiva unapređen je opseg dubine fokusa kamere, što je omogućilo kvalitetniju digitalizaciju delova koji su više udaljeni od fokusa. Kamera obezbeđuje jednak intenzitet osvetljenja digitalizovane oblasti, što je unapredilo tačnost premeravanja objekata. Istraživanja pokazuju da devijacija slike u postupku digitalizacije Cerec[®] AC kamerom iznosi $\pm 0,019$ mm. [66]

Cerec[®] AC Bluecam u postupku prikupljanja digitalizovanih podataka primenjuje principe aktivne triangulacije. [67,68,69,70] Osnovna karakteristika tehnike optičke površinske digitalizacije Cerec[®] AC uređaja je pravljenje serije pojedinačnih zapisa (*piont and click* – eng) koji nakon filtriranja i softverske analize ulaze u konfiguraciju novonastale slike. Kamera pruža mogućnost rada u dva režima: automatskom (*continuous measuring mode* – eng) i manuelnom (*manual mode* – eng). Radom kamere u automatskom režimu upravlja softver i digitalizacija se obavlja u momentu kada kamera miruje. Rad kamere je usavršen i postoji mogućnost da se determiniše koliki stepen podrhtavanja kamere će da bude tolerisan. Kamera poseduje sistem za stabilizaciju i automatsku eliminaciju slika koje su nastale u momentu njenog podrhtavanja. Na ovaj način se u postupku nastanka konačnog digitalnog zapisa eliminišu zamućeni i nekorektni "optički otisci". U manuelnom režimu rada operater aktivira kameru, bez obzira na to da li ona miruje ili ne. Uporedo sa promenom vrste svetlosnih zraka Sirona je unapredila celokupnu hardversku komponentu. Poboľšana je brzina digitalizacije. Za digitalizaciju jedne polovine zubnog niza potrebno je oko 40 sekundi, zubnog luka u celini 2 minuta. Postupak digitalizacije zahteva aplikaciju praha (titan dioksid). [71] Jedna od bitnih karakteristika Cerec[®] AC sistema je mogućnost da elektronski zapisi digitalizovanog objekta budu isporučeni u STL formatu.

16. avgusta 2012. godine, Sirona je promovisala novu intraoralnu kameru Cerec[®] Omnicam. Prvi put u svetu predstavljen je uređaj u okviru koga su objedinjene tehnike 2D i 3D intraoralne digitalizacije. Osnovu postupka čini pravljenje video zapisa bez nanošenja praha, što je omogućilo digitalizaciju zubnog luka u celini. Za uspešnu digitalizaciju potrebno je da zubi budu suvi, bez tragova krvi i pljuvačke. Primenom "anti – shake" funkcija u postupku kreiranje digitalne slike u potpunosti su eliminisani zapisi u kojima su prisutna zamućenja. Ravnomerna osvetljenost digitalizovane oblasti obezbeđuje precizniju digitalizaciju. Digitalizovani objekti prikazani su u prirodnoj boji. Cerec[®] Omnicam i Cerec[®] AC pokrivaju iste indikacione oblasti: inleji, onleji, delimične krune, cele krune, fasete, privremeni mostovi do četiri člana i nadoknade koje je moguće izraditi u saradnji sa Sirona Connect – om.

Kompjutersko dizajniranje zubnih nadoknada u okviru CEREC[®] sistema

Kao što je u prethodnom poglavlju istaknuto, idejni tvorac softvera Cerec[®] sistema bio je dr Alain Feruu. Prva verzija softvera pružala je mogućnost dizajniranja inleja u

dvodimenzionalnoj formi i tri perspektive: rubovi nadoknade, okluzalna i aproksimalna površina. Postupak je bio neprecizan, a okluzalna i aproksimalna površina su zahtevale obimne korekcije od strane operatera. [72]



Slika 13. Softverska komponenta Cerec[®] 2 sistema

Izvor: Mick Ivan, Data capture stabilising device for the Cerec CAD/CAM chairside camera, Dissertacion 2009, Johannesburg

Unapređenje softvera u okviru Cerec[®] 2 sistema omogućilo je dizajniranja cele krune i okluzalnih kontakata primenom tri moda: ekstrapolacija, korelacija i funkcija. Ipak, dizajn nadoknade se i dalje prikazivao dvodimenzionalno. (Slika 13) Trodimenzionalno prikazivanje preparisanog zuba, zuba antagonista i zagrižajnog registrata prvi put je bilo moguće zahvaljujući softveru koji se pojavio 2003. godine. Unapređenja su usledila već 2005. i 2006. godine, kada je primenom savremenijih verzija softvera omogućeno automatsko podešavanje anatomije pune krune individualnoj preparaciji i kontaktima sa agonistima i antagonistima. Automatske funkcije, kao što su "podešavanje krunica", "podešavanje kvžica" i "virteulno brisanje" pružaju mogućnost kontrole vertikalne dimenzije okluzije pre konačne izrade nadoknada. [73]

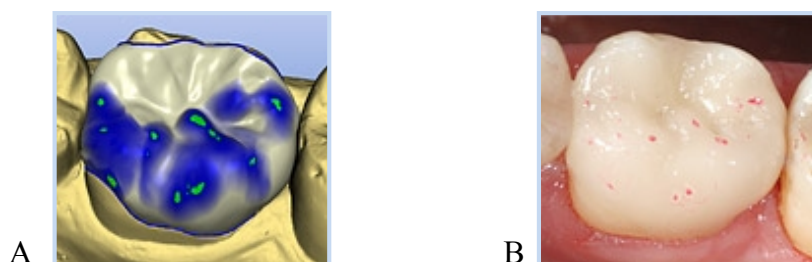
Godine 2007. pojavila se nova verzija softvera 3.01. koja je u osnovi slična predhodnoj, ali je nadograđna funkcijom koja je nazvana "*biogeneric design*". Nova funkcija pruža mogućnosti: rekonstrukciju nadoknada pomoću automatske adaptacije prema susednim zubima i dizajniranje okluzalne površine na osnovu digitalnog otiska zagrižajnog registrata i zuba antagonista. "*Biogeneric occlusal surfaces*" predstavlja model matematičkog opisa prirodne okluzalne morfologije koji je nastao na osnovu analize nekoliko hiljada intaktnih površina zuba primenom posebnih algoritamskih principa. Model matematički opisuje svaki zub pomoću specijalnih numeričkih parametara.

[74] Digitalizacijom nekoliko stotina intaktnih, zuba različite morfologije, konstituisana je baza podataka. Originalna morfologija zuba se rekonstruiše na osnovu informacija dobijenih sa agonista ili antagonista. Koncept funkcioniše slično ljudskom mozgu koji je sposoban da dešifruje rečenicu na osnovu nekoliko fragmentiranih slova. (Slika 14) Na isti način Cerec[®]Biogeneric identifikuje postojeće strukture i automatski rekonstruiše okluzalne površine na osnovu individualne morfologije zuba. Cerec[®]Biogeneric predstavlja prvi metod koji metrički analizira stanje pojedinačne denticije, što je poslužilo kao osnova za kreiranje adekvatne okluzalne morfologije. [75] (Slika 15)



Slika 14. Fragmentirana slova koja ljudski mozak može da prepozna

Izvor: <http://www.sirona.com/en/>

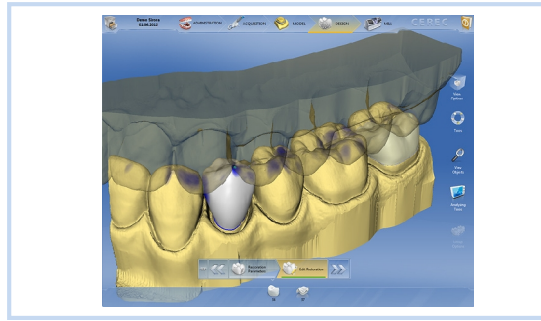


Slika 15. Intenzitet kontakata;
A. softver, B. usta pacijenta.

Izvor: <http://www.sirona.com/en/>

Softver je tako koncipiran da zahteva minimalno angažovanje korisnika. U ovoj verziji moguće je automatsko iscrtavanje demarkacije. Digitalizovani objekat, na monitoru računara, moguće je posmatrati iz svih perspektiva. Sistem pruža mogućnost uveličanja odabranih segmenata 3D slike.

U trenutku kada je nastao ovaj tekst Cerec[®] je plasirao novu verziju softvera 4.0. koji se odlikuje sledećim karakteristikama: novi korisnički interfejs i alati za virtuelno dizajniranje, mogućnost istovremenog dizajniranja većeg broja nadoknada i unapređen Cerec[®]Biogeneric koncept. (Slika16)



Slika 16. Cerec[®] softver 4.0 novi korisnički interfejs

Izvor: <http://www.sirona.com/en/>

Kompjuterom upravljana izrada zubnih nadoknada CEREC[®] sistema

Izrada keramičkog inleja od prefabrikovanog bloka feldspatne keramike (Vita, Bad Säckingen, Germany) predstavlja jedan od prvih pokušaja mašinske izrade zubnih nadoknada u okviru Cerec[®] sistema. Postupak je pokazao da u relativno kratkom vremenskom periodu postoji mogućnost obrade keramičkog materijala pomoću diska za brušenje, a da pri tome ne dođe do oštećenja nadoknade.

U nizu sprovedenih eksperimenata dokazano je, da oblikovanje spoljašnjeg dela tela inleja uklanjanjem keramike u mazio – distalnom smeru omogućava izradu nadoknade prihvatljivog stepena tačnosti. Isti eksperimenti su pokazali zadovoljavajući stepen preciznosti ponovljenog postupka izrade, što je rezultiralo njegovom praktičnom implementacijom 1983. godine u okviru Cerec[®] 1 sistema.

Cerec[®] tim i Simens u okviru Cerec[®] 2 sistema uvode cilindrični dijamantski borer, što je omogućilo mašinsku izradu kruna. [76] Kompromis između efikasnosti postupka mašinske izrade, dužine trajanja borera i hrapavosti površine postignut je uvođenjem novih brusnih instrumenata u okviru Cerec[®] 3 sistema. Posebno treba naglasiti značaj koničnog "step bur" borera (upotrebljava se od 2006. godine). Njegovom primenom, zahvaljujući smanjenom promeru vrha, omogućena je izrada finih detalja na nadoknadama. [72]

Jedan od najznačajnijih problema u postupku mašinske izrade nadoknada koji značajno utiče na njihovu preciznost je trošenje brusnih instrumenata. Problem je prevaziđen tako što je stepen potrošenosti borera ukalkulisan u dimenzije novog oblika za brušenje.

Od 2000. godine kada se pojavio Cerec[®]3 sa novim numerički upravljanim uređajem za mašinsku izradu zubnih nadoknada nije bilo njegovog značajnog unapređenja sve do 2007. godine kada su na tržište plasirani Cerec[®]MC L, Cerec[®] MC XL i in LAB MC XL, namenjeni ordinacijskoj i laboratorijskoj upotrebi. Njihovom primenom povećana je brzina izrade nadoknada za 60% i omogućena je obrada keramičkih blokova dvostruko većih dimenzija. Proizvođač ističe da tačnost uređaja iznosi oko $\pm 0,025$ mm. [77] Sistem trenutno poseduje borere oblika "step bur" i "cylinder pointed bur" koji su dostupni u dve različite dimenzije. Novi boreri su duži i čvršći od predhodnih, što je umanjilo procenat pucanja.

Danas su na tržištu prisutna dva nova uređaja za mašinsku izradu nadoknada: verzija Cerec[®] MC L i Cerec[®]MC XL (poseduje dva motora). Pomoću Cerec[®] MC L uređaja moguća je izrada inleja, onleja, delimičnih kruna, celih kruna i faseta, dok je kod Cerec[®]MC XL indikaciono područje prošireno i na izradu privremenih nadoknada.

U postupku ordinacijske izrade zubnih nadoknada Cerec[®]AC pruža mogućnost upotrebe sledećih materijala: feldspatna, litijum – disilikatna staklo keramika, alumina i cirkonijum oksidna keramika, kompoziti i materijali na bazi polimera.

2.3.1.2. OSNOVNE KARAKTERISTIKE TRIOS (3SHAPE A/S) UREĐAJA ZA DIGITALIZACIJU

Trios (3Shape A/S, Denmark) pripada grupi intraoralnih CAD/CAM sistema nove generacije. (Slika 17) Za razliku od Cerec[®]AC indikaciono područje Trios sistema je prošireno i obuhvata izradu inleja, onleja, delimičnih kruna, faseta, pojedinačnih kruna (sa subgingivalnom preparacijom), mostova i nadoknada na implantima. Digitalizacija bez aplikovanja praha predstavlja jednu od prepoznatljivih karakteristika sistema. Dizajniranje i izrada nadoknada obavljaju se u zubotehničkoj laboratoriji, na osnovu podataka koji su prosleđeni iz ordinacije.

Radni modul pruža mogućnost da se elektronski zapisi u STL formatu primenjuju u okviru drugih CAD/CAM sistema. Za sisteme koji poseduju ovu mogućnost često se upotrebljava termin "otvoreni sistemi". Pojava "otvorenih sistema" predstavlja rezultat aktuelnih trendova u razvoju CAD/CAM tehnologija, čiji je cilj međusobna integracija i unapređenje razmene podataka i usluga.



Slika 17. Trios (3ShapeAS)

Izvor: <http://www.3shapedental.com/restoration/dentist/digital-impression-taking.aspx>

Za razliku od postojećih intraoralnih sistema, koji osim aplikacije praha u preskripciji navode uputstva o pozicioniranju kamere za vreme digitalizacije, upotreba kamere Trios sistema nema precizirane propozicije o njenom položaju. Radni principi digitalizacije Trios sistema opisani su u poglavlju 2.2.1.2. U postupku digitalizacije jedne sekvence prikupi se preko 3000 2D slika u sekundi, što je 100 puta brže u odnosu na konvencionalne video kamere. Kombinovanjem 1000 do 100000 3D slika kreira se "digitalni otisak" koji nastaje na osnovu realnih podataka, za razliku od digitalnih otisaka u čijem formiranju se primenjuje postupak interpolacije. Vizuelizacija otiska na monitoru računara dešava se u istom trenutku kada se vrši digitalizacija. Za digitalizaciju jedne polovine zubnog niza neophodno je oko 25 sekundi, dok je za ceo zubni niz potrebno oko 2 minuta. Tehničke karakteristike sistema znatno su unapređene primenom "Smart – touch" monitora i opcije "wireless network connection", što lekaru obazbeđuje kompletan uvid u laboratorijsku proceduru izrade nadoknada. Jedna od karakteristika sistema je integracija virtuelnog artikulatora u okviru CAD komponente. Softverska podrška je usavršena do te mere da pruža mogućnost integrisanog virtuelnog prikazivanja nadoknada i kontura lica pacijenta. Kamera poseduje sopstvenu bateriju što omogućava upotrebu bez kabla i sterilizaciju u autoklavu.

2.3.2. OSNOVNE KARAKTERISTIKE EKSTRAORALNIH UREĐAJA ZA OPTIČKU DIGITALIZACIJU

Digitalizacija površina modela zuba i okolnih struktura predstavlja osnovnu karakteristiku ekstraoralnih (laboratorijskih) CAD/CAM sistema. U osnovi uređaje za ekstraoralnu digitalizaciju čine:

- svetlosni izvor;
- jedna ili više kamera i
- postolje koje omogućava fiksiranje i promenu pozicije modela u odnosu na izvor svetla i kamere.

Istraživanja pokazuju da su uređaji sa dve kamere brži, tačniji i precizniji u odnosu na uređaje koji poseduju jednu kameru. [78]

Primena ekstraoralnih CAD/CAM sistema indikovana je u slučajevima kada je demarkacija na preparisanim zubima lokalizovana subgingivalno i kada postoji potreba za izradom zubnih nadoknada velikog raspona. Realizacija ekstraoralnih metoda obuhvata konvencionalno otiskivanje i izradu radnih modela. Pouzdana i tačna digitalizacija zahteva da radni model bude izrađen od materijala koga uređaj za digitalizaciju može da detektuje. Najčešće su to specijalne vrste gipsa.

2.3.2.1. OSNOVNE KARAKTERISTIKE CEREC[®] InEos BLUE UREĐAJA ZA DIGITALIZACIJU

Početkom 2006. godine Sirona je u praktičnu upotrebu uvela Cerec[®]InEos, uređaj za ekstraoralnu optičku digitalizaciju. (Slika 18) Postupak digitalizacije kod InEos uređaja utemeljen je na principima aktivne triangulacije i obavlja se kamerama visoke rezolucije. (Vidi: poglavlje 2.2.2.1) Za razliku od uređaja za intraoralnu digitalizaciju kod kojih brzina digitalizacije utiče na kvalitet digitalizovanih podataka, kod ekstraoralni sistema ona nema presudan značaj za tačnost i preciznost podataka, jer je kamera uređaja fiksirana na odgovarajućem postolju i postupku digitalizacije miruje.

Cerec[®] InEos pruža dve mogućnosti digitalizacije radnih modela:

1. digitalizacija modela u mirovanju;
2. digitalizacija kada se pojedinačni radni patrljci rotiraju na pokretnom postolju.



Slika 18. Cerec[®]InEos uređaj za optičku digitalizaciju

Za digitalizaciju radnog modela jedne polovine zubnog niza potrebno je oko 40 sekundi. Softver ovog sistema omogućava dizajniranje:

- punih nadoknada od keramike (VinCrOn);
- kapica keramičkih nadoknada (FrameWork 3D);
- nadoknada nastalih digitalizacijom voštanog modela (Wax Up3D) i
- individualnih suprastruktura na implantima (Abutment 3D).

Indikaciono polje obuhvata izradu klizača, prečki, dvostrukih kruna i suprastruktura na implantima.

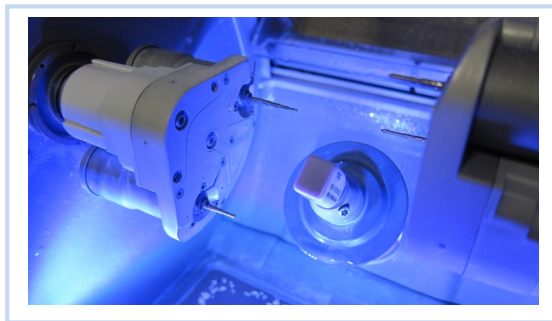
Istovremeno sa pojavom nove intraoralne kamere koja emituje plavu svetlost, Cerec[®] ja na tržište plasirao novi InEos Blue uređaj. Princip rada kamere identičan je principima na kojima je zasnovan rad intraoralne kamere Cerec[®]AC sistema. (Vidi: poglavlje 2.2.1.2) Kamera Cerec[®]InEos Blue sistema poseduje mogućnost automatske digitalizacije. Značajno smanjen ugao triangulacije omogućava kvalitetniju digitalizaciju rubova preparacije i zidova dubokih kaviteta.

Jedna od prepoznatljivih karakteristika sistema je moćan inLab 3Dsoftver, koji je u svojoj poslednjoj verziji omogućio da se elektronski zapisi digitalizovanog objekta prikažu u STL formatu. Unapređena softverska podrška pruža mogućnost realizacije širokog spektra indikacija (od kapica za solo krune do individualnih suprastruktura na implantima). Primenom *"Biogeneric design"* koncepta unapređeno je dizajniranje okluzalne površine nadoknada.

Nova verzija softvera pružila je mogućnost da se u kreiranju virtuelnih radnih modela kombinuju zapisi koji su nastali u postupcima intraoralne digitalizacije i digitalizacije konvencionalnih otisaka. Virtuelni zapisi se šalju pomoću interneta

(Cerec[®] Connect) u centralnu ili drugu odabranu laboratoriju. U centralnoj Cerec[®] laboratoriji se primenom stereolitografskih (SLA) tehnika izrađuje radni model, od akrilata, koji služi za izradu nadoknada. Ako se podaci prosleđuju u drugu laboratoriju, u tom slučaju, izrada zubnih nadoknada se vrši u skladu sa uobičajenim postupkom izrade nadoknada CAD/CAM tehnologijama.

Rezultat globalizacije savremenog tržišta je unapređenje saradnje između različitih proizvođača stomatološke opreme i materijala. Sirona i 3Shape[™] ostvarili su interakciju na nivou softverskog interfejsa, što je omogućilo da se elektronski zapisi objekata digitalizovanog pomoću 3Shape[™] uređaja obrađuju u in Lab 3D softveru (Sirona, Germany).



Slika 19. InLab MC XL uređaj za mašinsku izradu zubnih nadoknada

Laboratorijska izrada nadoknada u okviru Cerec[®]InEos sistema vrši se pomoću inLab MC XL uređaja za mašinsku izradu nadoknada. Osnovno obeležje MC XL inLab uređaja su 4 motora i 5 osa obrtanja, što je omogućilo bržu izradu nadoknada. (Slika 19) Proizvođač u preskripciji ističe da preciznost uređaja u postupku izrade nadoknada iznosi od $\pm 0,025$ mm, bez obzira na vrstu materijala koji se obrađuje. Zahvaljujući moćnom inLab 3D 3.85 softveru Cerec[®] je prvi put pružio mogućnost:

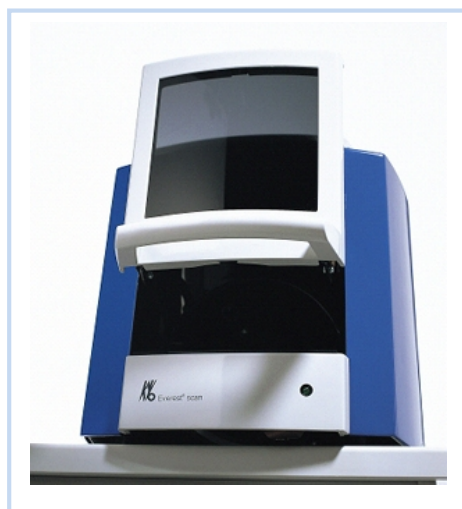
- mašinske izrade radnih modela;
- izrade fiksnih zubnih nadoknada velikog raspona (do 12 članova) i
- izrade nadoknada od različitih vrsta materijala (feldspatna, litijum - disilikatna staklo keramika, alumina i cirkonijum oksidna keramika, kompoziti i polimeri).

Zahvaljujući razvoju informaciono - komunikacionih tehnologija omogućeno je da se virtuelni zapisi digitalizovanog objekta, putem mreže Cerec[®]Connect, prosleđuju u laboratoriju. Osnivanjem InfiniDent proizvodnog centra, Sirona je svojim korisnicima

pružila mogućnost izrade različitih vrsta nadoknada u jedinstvenoj centralnoj laboratoriji.

2.3.2.2. OSNOVNE KARAKTERISTIKE KaVo EVEREST® UREĐAJA ZA DIGITALIZACIJU

Uređaji KaVo Everest predstavljaju veliku porodicu optičkih svetlosnih ekstraoptičkih uređaja za digitalizaciju kod kojih je postupak digitalizacije utemeljen na principima aktivne triangulacije. Projekcija svetlosnih zraka, koji su difuzno raspoređeni na površini objekta, obavlja se iz 15 različitih pravaca. Na ovaj način omogućeno je da kamera detektuje reflektovane zrake u dovoljno jasnom kontrastu. Radni model je fiksiran na platformi koja ima mogućnost pomeranja u horizontalnoj i vertikalnoj ravni. Proizvođač ističe da tačnost uređaja iznosi $\pm 0,035$ mm, preciznost $< 0,02$ mm, rezolucija kamere 1040 x 329 piksela i merni volumen 80 x 60 mm. Za digitalizaciju modela zunbog niza u celini potrebno je oko 95 sekundi, a za nastanak pojedinačne digitalizovane slike oko 10 sekundi. [79] (Slika 20)



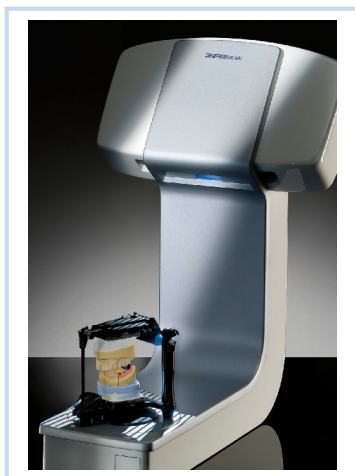
Slika 20. KaVo Everest uređaj za digitalizaciju

Izvor: <http://www.kavo-cadcam.com/Everest-System/Everest-scan-pro.aspx>

Sistem pruža mogućnost kompjuterskog dizajniranja i mašinske izrade svih vrsta fiksnih zubnih nadoknada (inleji, onleji, delimične i pojedinačne krune, mostovi, izrada individualnih suprastruktura na implantima i sl) od različitih materijala (keramika, legure metala, kompoziti, polimeri i sl).

2.3.2.3. OSNOVNE KARAKTERISTIKE SINERGIA SCAN UREĐAJA ZA DIGITALIZACIJU

Sinergia Scan pripada grupi optičkih ekstraoralnih uređaja koji u postupku digitalizacije projektuju strukturiranu svetlost. Uređaj ima dve kamere čija je uloga prikupljanje svetlosnih zraka koje se reflektuju sa objekta. Radni principi postupka digitalizacije zasnovani su na postulatima aktivne stereovizije. Svi uređaji za digitalizaciju kod kojih su radni principi zasnovani na principima stereovizije poseduju dve kamere. Pomoću dve slike istog prizora moguće je odrediti dubinu određenih tačaka na objektu na osnovu informacija o položaju kamera. Određivanje položaja iste tačke na obe slike vrši se primenom epipolarnih ograničenja i korelacijskih algoritama.



Slika 21. Sinergia Scan uređaj za digitalizaciju

Izvor: http://www.nobilmetal.it/public/products_attach/stampa_sinergiaScan_eng_15_02_12.pdf

Prozvođač ističe da tačnost uređaja iznosi $\pm 0,012$ mm, a preciznost postupka digitalizacije 0,002 mm. Za digitalizaciju jednog zuba potrebno je oko 90, zubnog luka u celini oko 180 sekundi. Rezolucija uređaja iznosi 2000000 trouglova. Digitalizovane podatke moguće je prikazati u obliku STL formata. Sinergia Scan pripada grupi "otvorenih" CAD/CAM sistema, što znači da je virtuelne podatke digitalizovanog objekta moguće koristiti u okviru različitih CAM modula: mašinsko frezovanje, lasersko sinterovanje, 3D štampa, stereolitografija i slično. [80] Njegova primena omogućava izradu

različitih vrsta fiksnih zubnih nadoknada (inleji, onleji, delimične i pojedinačne krune, mostovi, individualne suprastrukture na implnatima). (Slika 21)

2.3.2.4. KARAKTERISTIKE ATOS UREĐAJA ZA DIGITALIZACIJU

Atos sistem (*Advanced TOpometric Sensor* – eng) objedinjuje nekoliko optičkih uređaja visoke rezolucije, koji pružaju mogućnost trodimenzionlane digitalizacije objekata različitih veličina, tekstura, boja, površina i geometrijskih oblika. Najsavremeniji uređaj za digitalizaciju iz porodice ATOS je **III Triple Scan** koji emituje strukturiranu svetlost iz opsega plavog dela spektra. (Slika 22) Plavo svetlo male talasne dužine obezbeđuje tačnu i preciznu digitalizaciju objekata, nezavisno od uslova okolnog osvetljenja. Postupak digitalizacije utemeljen je na principima aktivne triangulacije i stereofotogrametrije. Atos Triple Scan poseduje dve kamere visoke rezolucije sa integrisanim CCD sensorima i posebno konstruisanom optikom za precizna merenja. Tačnost, rezolucija i merni volumen potpuno su prilagodljivi zahtevima merenja. Postupaku digitalizacije predhodi obavezna kalibracija kamere.

Za potpunu digitalizaciju objekta neophodno je napraviti više pojedinačnih merenja sa različitih strana. U svakom pojedinačnom merenju ATOS automatski prepoznaje nekodirane referentne tačke koje se nalaze unutar mernog volumena, što omogućava da se sva pojedinačna merenja postave u zajednički koordinatni sistem, upravo, pomoću tih tačaka. Sistem automatski detektuje spoljašnje uticaje (vibracije i sl) i prema potrebi ponavlja merenje. Merna nesigurnost sistema zavisi od veličine objekta i za male objekte iznosi oko 0,01 mm.

Osnovne karakteristike 3D mernog sistema ATOS su:

- digitalizacija na principu stereofotogrametrije, aktivne triangulacije (dve digitalne kamere sa CCD sensorom visoke rezolucije) i metode kodiranog svetla; [81,129]
- digitalizacija objekata različitih veličina (od nekoliko milimetara do nekoliko desetina metara);
- visok stepen tačnosti digitalizacije ($\pm 0,005$ mm);
- velika brzina digitalizacije i
- mobilnost sistema, obrada rezultata u programu GOM INCEPT koji pruža mogućnost poređenja, poligonizacije, eksportovanja podataka u druge formate i izradu mernih izveštaja.

Sistem **ATOS III Triple Scan** koristi posebnu mernu i projekcionu tehnologiju koju je razvila kompanija GOM (paket za 3D nadzor, dimenzionalne analize i obradu 3D poligoniziranih mreža trodimenzionalnih oblaka tačaka). Uređaj je metrološki testiran i naučno prihvaćen kao preporučeni merni alat. Podržan je od strane naprednog hardvera i inteligentnog softvera (*GOM Professional softwer*) što omogućava brza i precizna merenja. Primenom novih tehnologija **ATOS III Triple Scan** je unapredio tačnosti merenja čak i visoko refleksnih površina. Sistem daje potpune podatke o geometriji površine za kompleksne komponente sa dubokim rupama ili ostrim rubovima.

U postupku digitalizacije vrši se projekcija strukturirane svetlosti u obliku traka određenog promera. Pojedinačna merenja sadrže do 4 miliona 3D mernih tačaka. Trajanje svakog pojedinačnog mjerenja iznosi 0,8 sekundi. (Tabela 4) Rezultati digitalizacije mogu da se prikažu u obliku: mreže poligona (STL format zapisa), oblaka tačaka (ASCII format zapisa) i preseka (IGES format zapisa).

Primena sistema omogućava:

- Konstrukciju objekta visoke tačnosti;
- Komparaciju realne geometrije sa CAD podacima;
- Analizu devijacija po presecima i
- Generisanje mernih izveštaja.



Slika 22. Atos III Triple Scan uređaj za digitalizaciju

Tabela 4. Tehničke karakteristike Atos III Triple Scan uređaja

Konfiguracija sistema	ATOS III Triple Scan
Rezolucija kamere	2 x 8 000 000 piksela
Merna površina (mm²)	38 x 29 – 2000 x 1500 mm ²
Udaljenost između tačaka (mm)	0,01 – 0,61 mm

Po završetku digitalizacije ATOS programski paket generiše poligoniziranu mrežu objekta vrlo visoke rezolucije, postavljajući male trouglove na zakrivljenijim, a veće na ravnim delovima površine objekta. Na ovaj način se dobija poligonalni model prihvatljive veličine bez gubljenja na detaljnosti iste. Poligonalni model čini nekoliko miliona trouglova, koji dovoljno detaljno opisuju objekat.

Tabela 5. Prikaz tehničkih karakteristika CAD/CAM sistema

UREĐAJ ZA DIGITALIZACIJU	TAČNOST	PRECIZNOST	MERNI VOLUMEN	REZOLUCIJA KAMERE
ATOS Triple Scan	0,005 mm	•	38 x 29 – 2000 x 1500 mm ²	2 x 8 000000 piksela
Cerec[®] AC	≤ 0,019 mm	•	•	0,025 x 0,025 mm (veličina jednog piksela)
Cerec[®] InEos Blue	≤ 0,019 mm	•	•	0,025 x 0,025 mm
Trios	•	•	•	•
KaVo Everest	< 0,02 mm	•	80 x 60 mm	1040 x 1329 piksela
Sinergia Scan	< 0,012 mm	< 0,002 mm	200 x 200 x 200 mm	2000000 trouglova

- Nema dostupnih podataka

2.4. REKONSTRUKCIJA POVRŠINA – GENERISANJE CAD MODELA

Matematički posmatrano digitalizacija je proces prikazivanja objekata pomoću diskretnog seta binarnih cifara (0 i 1). Rezultat digitalizacije je oblak tačaka (*point of cloud* – eng) koji se nakon obrade u nekom od specijalizovanih programskih sistema transformiše u površinski model. Oblak tačaka je skup tačaka (najčešće predstavljenih preko dekartovih XYZ koordinata) određene rezolucije. Rekonstrukcija površina predstavlja fazu u kojoj se na osnovu rezultata 3D digitalizacije vrši kreiranje površinskog (*surface* – eng) i solid modela u matematičkom obliku. U geometrijskom modeliranju se razlikuju dva načina generisanja površina: [82]

- 1) aproksimacija na osnovu krivih (*curved surface aproximation* – eng) i
- 2) poligonalna aproksimacija (*polyhedral surface aproximation* – eng).

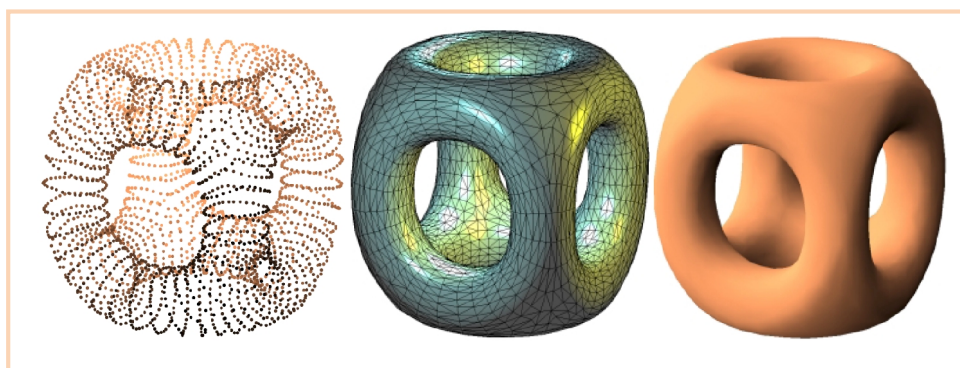
U tom smislu u ovoj fazi postoje dva prilaza:

- 1) generisanje površinskih modela na bazi presečnih – sekcijskih krivih (*cross-sectional* – eng) i
- 2) generisanje površinskih modela putem poligonalne aproksimacije. [14]

Rekonstrukcija površinskih modela na bazi presečnih – sekcijskih krivih je prikaz koji se već duži niz godina primenjuje i podrazumeva generisanje površinskog modela na osnovu presečnih krivih linija, prethodno kreiranih u određenoj rezoluciji koja zavisi od složenosti površine objekta koji se rekonstruiše.

Rekonstrukcija površinskih modela putem poligonalne aproksimacije u najkraćem, zasniva se na generisanju površinskog modela aproksimativnim transformisanjem poligonizovanog modela generisanog na bazi oblaka tačaka.

Prva faza ovog procesa podrazumeva formiranje poliedarske strukture čiju površinu čini poligonalna, najčešće triangulirana, mreža čija temena su aproksimativno generisana na bazi (pre – procesiranih) podataka – tačaka. Mreža trouglova se formira povezivanjem tačaka iz jedne polilinije sa tačkama iz druge polilinije. Generisana poliedarska struktura se primenom algoritama za transformaciju, prevodi u površinski model. (Slika 23)



Slika 23. Poligonalni prilaz u generisanju CAD modela. [88]

Izvor: Budak I, Doktorska disertacija, Development of the system for intelligent pre-processing of 3D - digitization results from free - form surfaces, Ljubljana 2009.

U okviru ovog istraživanja površina modela CAD objekta prikazana je u STL formatu. **STL** (*Standard Tessellation Language* – eng) predstavlja format zapisa razvijen za potrebe stereolitografskih CAD sistema za brzu izradu prototipa. Može se definisati i kao format zapisa koji u vidu trouglova prikazuje površine trodimenzionalnih objekata. Površina objekta se prikazuje preko niza trouglova, koji su definisani sa tri tačke koje označavaju njegove vrhove. Pozicija vrhova trougla određana je položajem u odnosu na prostorne ravni X,Y,Z koordinatnog sistema. STL opisuje površinsku geometriju trodimenzionalnog objekta bez prikazivanja boje, teksture ili neke druge karakteristike objekta. [83] Osim STL, elektronski podaci o digitalizovanom objektu mogu da budu prikazani u vidu ASCII I DICOM3 zapisa. [84]

2.5. METROLOGIJA – NAUKA O MERENJU I NJEN ZNAČAJ

Nauka o merenju ili metrologija predstavlja poseban deo pojedinih prirodnih i tehničkih nauka koji se bavi metodama merenja fizičkih veličina, razvojem i izradom mernih uređaja, reprodukcijom, pohranjivanjem mernih jedinica i svim ostalim aktivnostima koje omogućavaju merenje i usavršavanje postupaka merenja. Merenje predstavlja skup aktivnosti čiji je cilj dobijanje vrednosti merene veličine. [85] Razvoj tehničkih nauka omogućio je unapređenje metoda merenja, mernih instrumenata, prateće opreme i softvera. Metode merenja svoje uporište nalaze u zakonima fizike. Brojne naučne oblasti razvile su se tek kada su ostvarene odgovarajuće mogućnosti merenja. U

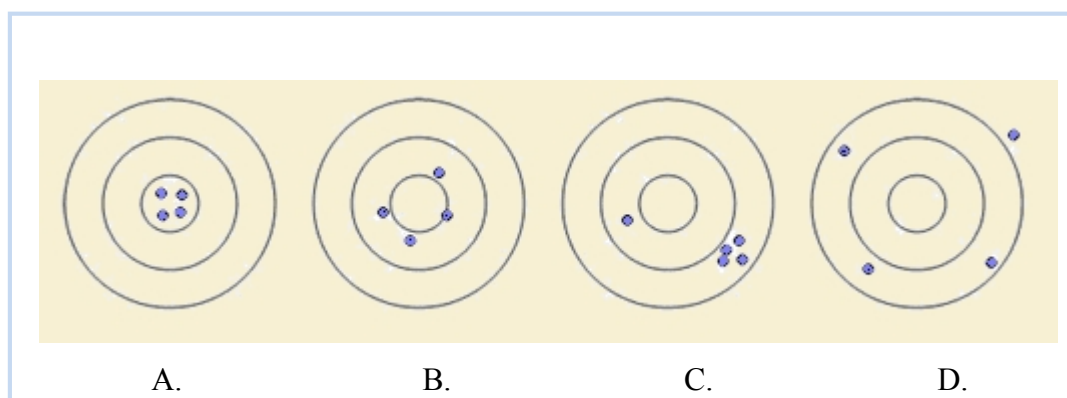
zavisnosti od vrste i cilja u postupku merenja se primenjuju različiti merni instrumenti i prateća oprema.

Klasifikacija metrologije izvršena je na više različitih načina. Jedna od klasifikacija je na *opštu i primenjenu* metrologiju. *Opšta metrologija* izučava probleme merenja u svim metrološkim oblastima, bez obzira na to koje se fizičke veličine mere i koji se merni instrumenti upotrebljavaju. *Primenjena metrologija* izučava problematiku merenja u jednoj karakterističnoj oblasti.

Prema oblastima primene metrologija može da bude: tehnička, industrijska, medicinska i astronomska. Metrologiju možemo posmatrati kao naučnu, industrijsku i zakonsku. [85]

Naučna metrologija izučava najviši nivo tačnosti u okviru date oblasti. U metrologiji se primenjuje niz termina koji su definisani u VIM (*International Vocabulary of Basic and General Terms in Metrology* – eng). Dva najvažnija termina pomoću kojih se verifikuje merna nesigurnost, stabilnost i ponovljivost postupka merenja su **tačnost i preciznost**.

Tačnost (*accuracy* – eng) (ISO 5725:2012) je termin koji označava podudaranje rezultata merenja sa pravom vrednošću merene veličine. Tačnost uređaja za merenje predstavlja njegovu sposobnost da daje rezultete merenja koji su bliski pravoj vrednosti koja je predmet merenja. Tačnost treba razlikovati od preciznosti.



Slika 24. A. Tačno i precizno; B. Tačno i neprecizno;
C. Netačno i precizno; D. Netačno i neprecizno

Preciznost (*precision* – eng) (ISO 5725:2012) mernog sistema, zvana reproduciбилnost ili ponovljivost, jeste stepen u kojem ponovna merenja pod nepromenjenim uslovima pokazuju isti rezultat. [86] Preciznost je sposobnost mernog uređaja da ponovnim merenjem ne dovede do promene izmerene veličine. Preciznost ne možemo definisati na osnovu jednog merenja. Osnovni pokazatelj preciznosti je standardna devijacija

rezultata višestruko ponovljene procedure merenja, što znači da je standardna devijacija statistička mera ponovljivosti rezultata merenja. Razlika između preciznosti i tačnosti ilustrativno je prikazana na slici. (Slika 24)

Prema standardu ISO 10012:2012 merni proces je **skup operacija koje se primenjuju za utvrđivanje vrednosti veličine koja se meri**, dok je merna oprema: instrument za merenje – merilo, softver, etalon, referentni materijal, pomoćni aparati ili neka njihova kombinacija, neophodna za realizaciju procesa merenja.

Postupak koji predhodi svakom merenju je kalibracija. To je skup operacija kojima se uspostavlja veza između veličina koje se očitavaju na indikatoru instrumenta i odgovarajuće vrednosti mernog etalona. Kalibracija se izvodi u skladu sa određenom procedurom, uz primenu adekvatnih metoda i opreme.

Etalon predstavlja materijalizovanu meru ili merni sistem čija je namena definisanje, očuvanje i reprodukcija jedne ili više vrednosti iste veličine sa ciljem da ta veličina služi kao referentna vrednost u postupku merenja. Za proces merenja primenom postupku digitalizacije, u okviru stomtoloških CAD/CAM sistema, od velikog značaja je termin **referentni materijal**. To je materijal ili supstanca čije su jedno ili više svojstava dobro definisani tako da omogućavaju njihovu upotrebu za kalibraciju nekog merila, proveru metoda merenja ili označavanje vrednosti materijala koji se meri.

Definisanje veličine koja se meri je prvi korak u postupku merenja. Merenje nije moguće izvršiti ukoliko se ne definiše baza "idealne" geometrije, koja predstavlja osnovu za merenje. Pravilna merenja zahtevaju da reference merenja budu jasno određene, a merna tehnika jedinstveno usvojena.

Radni principi uređaja kojima se vrši merenje zasnovani su na postulatima zakona fizike, na osnovu čega je izvršena podela merenja na: mehanička, optička, električna, piezoelektrična, fotoelektrična, termoelektrična, pneumatska i dr. Danas se u praksi merenje izvodi pomoću instrumenata koji rade na bazi različitih vrsta senzora. Metode 3D digitalizacije u okviru CAD/CAM stomatoloških sistema rade na ovom principu.

Budući da postupak 3D digitalizacije u stomatologiji predstavlja premeravanje modela kompleksne morfologije, pri čemu je numerički teško iskazati njegovu realnu veličinu, isti možemo svrstati u grupu relativnih metoda u kojima se merenje zasniva na poređenju merene veličine sa posebno izrađenim uzorkom ili etalom. Vrednosti merene veličine mogu da se izraze kao odstupanja izmerenih vrednosti od utvrđenog mernog etalona.

Kao što je istaknuto u predhodnim poglavljima, postupak 3D digitalizacije u stomatologiji se izvodi adekvatnim uređajima koji u osnovi predstavljaju merne instrumente. Princip rada uređaja za 3D digitalizaciju koji se upotrebljavaju u stomatologiji opisani su u poglavljima 2.2.1. i 2.2.2.

2.5.1. MERNÁ NESIGURNOST

U suštini, sva merenja su netačna i zahtevaju iskaz o mernoj nesigurnosti. Merna nesigurnost označava sumnju u valjanost rezultata merenja. Za rezultate merenja možemo da kažemo da su kompletni, samo ako ih prati kvantitativni izveštaj o mernoj nesigurnosti. Merna nesigurnost je karakteristika svakog procesa merenja i neophodno ju je razlikovati od greške koja nastaje u istom postupku. Greška predstavlja razliku između izmerene i stvarne vrednosti merene veličine.

Procesi merenja treba da budu planirani, verifikovani, validovani, realizovani, dokumentovani i njima se mora upravljati. Faktore koji utiču na proces merenja treba identifikovati i uzeti u obzir pri projektovanju svih merenja. Upravljanje procesom se obavlja u skladu sa dokumentovanim procedurama.

U osnovi svi procesi merenja se sastoje od:

1. operacija merenja (merni zadatak, uslovi okoline u kojoj se merenje obavlja);
2. procedure merenja (kako se izvršava merni zadatak);
3. opreme za merenje ili merila (kalibri, instrumenti, softveri) i
4. osoblja za kvantitativno i kvalitativno utvrđivanje mernih karakteristika proizvoda i mernog sistema.

Procesi merenja su definisani kada se utvrdi merni zadatak, obim merenja i postupci poređenja i obrade rezultata.

Merna nesigurnost se pripisuje mernoj opremi koja se koristi, obučenosti osoblja i uslovima okoline u kojoj se merenje izvodi. Prema standardu ISO 10012:2012 za svaki proces merenja, iz sistema menadžmenta merenjem, procenjuje se merna nesigurnost. [87] Procene merne nesigurnosti moraju da budu zapisane, a svi poznati izvori rasipanja rezultata treba da su dokumentovani. Koncept, metode procene merne nesigurnosti i prikazivanje rezultata merenja navedeni su u „Uputstvu za izražavanje nesigurnosti u merenju” (*Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement (GUM)*) – eng). [88] Prema GUM - u *“nesigurnost ”* je sumnja u rezultat, dok je *merna nesigurnost* parametre

tar koji karakteriše rasipanje vrednosti merene veličine i pripisuje se rezultatu merenja. Prema GUM priručniku osnovne komponente merne nesigurnosti su:

a) **Standardna nesigurnost tipa A (UA)** – Komponenta koja se određuje iz statističke raspodele rezultata merenja. Predstavlja standardnu devijaciju rasipanja rezultata i odgovara slučajnim greškama merenja.

b) **Standardna nesigurnost tipa B (UB)** – Komponenta nesigurnosti nastala zbog očekivanih događaja (očekivane verovatnoće rasipanja, na primer nesigurnost očitavanja vrednosti i sl), odgovara sistemskim greškama merenja u klasičnoj terminologiji. Određuje se pojedinačnom analizom i ne zavisi od broja merenja. Ukupna merna nesigurnost može se odrediti samo ako su poznati svi ključni faktori koji utiču na proces merenja. [89] Svi faktori se mogu razvrstati u nekoliko grupa: osoblje, metode, uslovi okoline, oprema i način postupanja sa predmetom merenja. [90, 91]

2.5.2. FAKTORI KOJI UTIČU NA REZULTATE POSTUPKA MERENJA

Cilj svakog postupka merenja, kome pripada i postupak 3D digitalizacije, je da se odrede potrebne merne karakteristike objekta sa najvećom mogućom tačnošću. Rezultati postupka merenja zavise od uticaja **spoljašnjih** i **unutrašnjih** faktora.

Pod terminom **spoljašnji** faktori podrazumevaju se svi faktori koji utiču na postupak merenja, a koji nisu direktno povezani sa osnovnim principima akvizicije (prikupljanja) podataka, koji se u odabranoj metodi primenjuju.

Unutrašnji faktori predstavljaju radne principe na osnovu kojih se u okviru odabranog sistema za digitalizaciju vrši prikupljanje podataka.

2.5.2.1. SPOLJAŠNJI FAKTORI

S obzirom na karakter uzoraka spoljašnjih uticaja, spoljašnji faktori mogu se podeliti na:

- a. **karakteristike objekta;**
- b. **uticaj okoline (temperatura, vibracije, vlažnost, osvetljenje, nečistoće);**
- c. **tehnološki uticaji (definicija mernog zadatka, planiranje merenja i rukovanje opremom);**
- d. **programska podrška;**
- e. **ljudski faktor i**
- f. **zahtevi naknadne obrade podataka.**

Ad a. Karakteristike objekta

Objekat merenja predstavlja značajnu komponentu svakog postupka digitalizacije. Interakcija objekta merenja i mernog sanzora ima direktan uticaj na kvalitet postupka digitalizacije i definiciju sistemskih grešaka merne metode. Osnovne karakteristike objekta koje utiču na postupak merenja su: geometrijske (dimenzije, površinska geometrija, lokalne osobine površine objekta), materijalne i optičke.

Uticaj dimenzija objekta je u direktnoj vezi sa veličinom mernog volumena koji je potrebno osigurati u postupku planiranja merenja. U postupku premeravanja neophodno je obezbediti pravilno pozicioniranje objekta unutar iskoristivog mernog volumena uređaja. U stomatološkoj praksi ovaj pojam se odnosi na pozicioniranje zuba ili njihovih modela u odnosu na merni volumen uređaja za digitalizaciju. Pravilno pozicioniranje kamere u odnosu na objekat detaljno je opisano u pratećim uputstvima za upotrebu uređaja u kojima je precizno iskazana dimenzija njihovog mernog volumena. Značaj tačne digitalizacije zuba i okolnih tkiva od velike je važnosti, imajući u vidu da je reč o malim objektima specifičnih geometrijskih oblika. [92] Zubi predstavljaju objekte kompleksne i različite morfologije, za koje ne postoji univerzalan referentni oblik, što predstavlja poteškoću u premeravanju njihove površinske topografije i dimenzija. [55]

Uticaj površinske geometrije objekta definiše njegov položaj u odnosu na kameru za digitalizaciju. Površine koje se premeravaju moraju da budu jasno vidljive i dostupne senzorima (svetlosnim izvorima) kamerama. Senzor je potrebno pozicionirati tako da u potpunost omogući digitalizaciju, imajući u vidu lokalne geometrijske karakteristike objekta (rubovi, nagli prelazi, zasenjene površine, pojava samorefleksije i sl). U postupku planiranja procedure merenja neophodno je da se objekat i senzor u svakom trenutku postave u optimalan položaj u kome će normale posmatrane površine biti u što većoj meri kolinearne sa smerom snopa projektovanog zraka. Ukoliko digitalizaciju u potpunosti nije moguće ostvariti iz jedne projekcije (npr. zbog postojanja oštrih rubova, refleksije kod izrazito zakrivljenih površina i sl), s obzirom na lokalne karakteristike površinske geometrije, potrebno je korigovati relativnu orijentaciju kamere u onoliko neophodnih koraka koliko je potrebno da se postigne željena potpunost digitalizovanog oblaka tačaka, pod uslovom da je područje merenja dostupno. Kod uređaja koji se primenjuju u stomatologiji u postupku digitalizacije postoji mogućnost: da objekat i

senzor miruju, da se senzor pomera u odnosu na objekat ili da se objekat pomera, a senzor miruje.

Uticaj lokalnih osobina površine objekta. Pod lokalnim osobinama površine podrazumevaju se one karakteristike koje su nastale kao posledica obrade (npr. hrapavost, uglačanost) ili predstavljaju površinska svojstva odabranog materijala (npr. poroznost), a koje svojim prisustvom utiču na nesigurnost postupka digitalizacije. Ovaj efekt se posredno odražava na postupak numeričke rekonstrukcije površinske geometrije objekta. S obzirom na postojanje ovog fenomena i razlika u osobinama površina intaktnih i preparisanih zuba, kao i radnih modela koji su izrađeni od različitih materijala može se pretpostaviti, da u digitalizaciji zuba savremenim optičkim uređajima ima razlika u tačnosti digitalizovanih podataka. Pomenutu konstataciju potvrđuju istraživanja DeLonga i saradnika (2001) koji ističu da na kvalitet postupka digitalizacije utiču optičke karakteristike objekta kao što su translucencija i boja, ali i tekstura, odnosno hrapavost površine. [93] Dokazano je da su mat i ravne površine pogodnije za digitalizaciju. [55]

Uticaj materijalnih karakteristika površine objekta. Zbog nepostojanja direktnog kontakta uređaja za optičku digitalizaciju sa površinom objekta, uticaj materijalnih karakteristika površine treba posmatrati u proširenom smislu kroz interakciju površina nekih delimično transparentnih materijala sa projektovanim zrakom. [94,95] Kao primer možemo navesti projekciju laserskog zraka na mermernu površinu. Usled njene delimične providnosti, uzrokovane lokalnom nehomogenom kristalnom strukturom, doći će do parcijalnog prodiranja zraka u osnovni materijal. Posledica prodiranja je gubljenje Gaussove karakteristike projektovane tačke. Izmereni podaci imaju izražen šum, zbog nejednakosti optičkih osobina površine. Kod objekata koji pokazuju ove osobine praksa je da se površine modela tretira tankim difuznim slojem boje ili praha da bi se pomenuti efekat otklonio. S obzirom na strukturu zuba možemo pretpostaviti da se ista pojava može očekivati u postupku digitalizacije bez nanošenja praha. Aplikacija praha omogućava da se površina zuba koji je po svojoj prirodi translucentan, pretvori u opaknu površinu, što omogućava pravilniju refleksiju svetlosti. [96]

Uticaj optičkih karakteristika površine objekta. Optička svojstva površine objekta predstavljaju karakteristike koje su u funkciji materijala od koga je objekat izrađen, osobina površine i izvora svetlosti. Intenzitet osvetljenja koje će sistem zabeležiti u postupku digitalizacije predstavlja sumu intenziteta osnovnih refleksionih komponenti koje dolaze sa objekta. [97] Savremeni sistemi za digitalizaciju zahtevaju da se pro-

jektovani zraci sa vidljive površine objekta difuzno reflektuju direktno u kamere. Površine koje imaju izrazita reflektirajuća svojstva uzrokuju da se upadni zrak reflektuje u izuzetno uskom snopu, koji ne mora obavezno da prolazi kroz centar sočiva. Ovaj fenomen predstavlja izvor grešaka u postupku digitalizacije. Kod modela proizvoljne prostorne geometrije, osim direktnih, moguće su i pojave sekundarnih refleksija koje se javljaju kada se svetlo višestruko odbija sa neke direktno osvetljene na okolne površine. Rudolph i saradnici (2007) u svojim istraživanjima navode da su laserski uređaji za digitalizaciju koji se primenjuju u stomatologiji manje osetljivi na uticaje koje proizvode površine objekata sa naglašenom refleksijom. [98]

Ad b. Uticaj okoline

Uticaj okoline na mernu nesigurnost rezultata uvek je prisutan. Njegovu ocenu, najčešće, je teško kvantifikovati usled velikog broja mogućih uticajnih elemenata i njihovih interakcija. Ako sistem merni objekt – senzor posmatramo kao celinu koja je izložena spoljašnjim uticajima može se zaključiti, da će upravo interakcija s okolinom predstavljati najizraženiji trajni spoljašnji uticaj, te da će se efekti ostalih spoljašnjih uticaja dodatno komplikovati prilikom interakcije sa istom. Proširimo li ovu definiciju i na meritelja, lako je zaključiti da će, u opštem smislu, uticaj okoline na mernu nesigurnost rezultata merenja uvek biti prisutan, ali će ocena ovog faktora u ukupnoj grešci biti teško kvantifikovana usled velikog broja mogućih uticajnih elemenata i njihovih interakcija. Pod uticajima okoline najčešće se podrazumevaju direktni uticaji, kao što su promena temperature, vlažnost, vibracije ili osvetljenje, a koji mogu istovremeno delovati na elemente mernog senzora i objekat. Ne smemo zanemariti uticaj i pojedinih elemenata na osobu koja vrši merenje.

Uticaj toplote. Izvori svetla koje koriste uređaji za digitalizaciju predstavljaju lokalni izvor toplote unutar konstrukcije mernog senzora. Svaki uređaj je konstruisan tako da obezbeđuje odvođenje viška toplote nastale prilikom rada svetlosnih izvora u cilju očuvanja njihove temperaturne stabilnosti, a samim tim i kontinuiranog intenziteta projektovane svetlosti. U postupku digitalizacije neophodno je održati stabilnu temperaturu izvora svetla i kompletne konstrukcije senzora. Uticaj unutrašnjeg izvora toplote najizraženiji je u vidu zagrevanja optičkih elemenata koji služe za definisanje i precizno usmeravanje strukturiranog svetla na površinu objekta. CCD kamere koje se uobičajeno

koriste za akviziciju slike, pri temperaturama višim od radne pokazuju tendenciju pojave šuma.

Uticaj vibracija naročito je naglašen kod primene kamera za intraoralnu digitalizaciju. Podrhtavanje ruke terapeuta u toku digitalizacije i istovremeno pomeranje glave pacijenta utiče na refleksiju svetlosti sa objekta i smanjuje kvalitet digitalizovanih podataka. CAD/CAM sistemi nove generacije pomenuti problem pokušavaju da eliminišu uvođenjem novih softverskih i hardverskih rešenja u okviru kamere, što je detaljnije objašnjeno u poglavlju 2.3.1.

Uticaj osvetljenja. Promena intenziteta svetlosti iz okruženja može da dovede njegove interakcije s projektovanim svetlosnim zrakom koji dolazi sa kamere, što direktno utiče na kvalitet digitalizacije. Uticaji se u nekoj meri mogu kompenzovati korigovanjem intenziteta svetla koje je prisutno u okruženju (npr. vanjsko osvetljenje koje ne menja intenzitet). Promenljivost intenziteta osvetljenja okoline može uzrokovati povremeni gubitak definicije rezolucije piksela na objektu koji se meri, što dovodi do neželjenih refleksija. Rasveta u prostoriji u kojoj se vrši digitalizacija u vidu neonskih lampi nema kompletan spektralni raspon kao dnevno svetlo ili topli izvori svetlosti (halogene lampe), što prilikom digitalizacije dovodi do pojave neželjenih artefakata i distorzija u slici. Neonsku rasvetu u prostoriji treba izbegavati. Laserski uređaji za digitalizaciju zbog svoje izrazite monohromatičnosti, manje su osetljivi na ovaj uticaj od sistema koji koriste nekoherentne svetlosne izvore. Osim na merne uređaje karakter osvetljenja ima uticaja i na osobu koja vrši merenje.

Uticaj prašine ili drugih izvora nečistoća odnosi se na prašinu koja je prisutna u okruženju i na površini kamere. Prisustvo prašine može da utiče na kvalitet projektovanih i reflektovanih zraka, samim tim i na rezoluciju digitalizovane slike .

Ad c. Tehnološki uticaji

Definicija mernog zadatka. Ispravna definicija svakog mernog zadatka zahteva postojanje tehničke dokumentacije kojom su definisani ciljevi merenja i karakteristike objekta koji se meri, kako bi se u daljem toku obrade dobijenih podataka u potpunosti mogla rekonstruisati njegova geometrija.

Planiranje merenja. Postupak planiranja mjerenja obuhvata sledeće korake:

- definisanje veličine mernog volumena;

-
- optimizaciju relativnog položaja mernog senzora u odnosu na objekt, na osnovu zahteva postavljenih mernim zadatkom i geometrijom objekta;
 - planiranje prihvatanja mernog objekta i
 - tretiranje površine objekta.

Rukovanje opremom za merenje. Uspešnost procesa merenja i sprovođenje naknadne analize dobijenih podataka zavisi od tehnoloških karakteristika opreme, ergonomičnosti korišćenja opreme, upravljačkog programa, ali i od znanja i iskustva operatera u primeni odabrane tehnologije.

Programska podrška je predstavljena različim upravljačkim programskim paketima koji su instalirani u sistem. Poznavanje efekata koji se javljaju prilikom interakcije mernog senzora sa površinom objekta i njihovih uticaja na mernu nesigurnost (npr. uticaj refleksije svetlosti sa zakrivljenih površina), može se preko odgovarajućih programskih algoritama upotrebiti za planiranje relativne orijentacije mernog senzora u odnosu na objekat. Postoji mogućnost da se u postupku planiranja definišu optimalni parametri provođenja merenja uz minimalizovanje merne nesigurnosti, pod uslovom da su okvirna geometrija, karakteristike površine objekta i tehnološki uticaji mernog senzora prilikom planiranja poznati. Zbog velikog broja mogućih spoljnih i unutrašnjih faktora koje bi takav algoritam trebao uzeti u obzir prilikom planiranja merenja novih objekata nepoznate geometrije, većina softvera za merenje ne sadrži ovaj programski modul, te se taj posao najčešće uz određene preporuke prepušta operateru.

Ad e. Ljudski faktor

Ako analiziramo sve faze nekog procesa merenja vidljivo je da je direktan ili indirektan uticaj čoveka neizbežan. Možemo pretpostaviti da se za isti merni objekat, uz iste uslove okruženja, na istom mernom uređaju može očekivati da će dva operatera različitih nivoa znanja i iskustva imati različit uticaj na kvantitativni iznos merne nesigurnosti, iako u korišćenju mernoj tehnologiji ili merenom objektu nije bilo nikakvih promena.

Ad f. Zatevi naknadne obrade podataka

Pažljivo planiranje postupka merenja omogućava da se u naknadnoj obradi rezultati merenja površina ili geometrijskih karakteristika objekta mogu rekonstruirati na osnovu izmerenih tačaka u najkraćem mogućem roku, s najvećom mogućom tačnošću i bez potrebe za naknadnim merenjima pojedinih elemenata objekta. Poželjno je da se prilikom analize izmerenih podataka potreba za saradnjom između osoba koja obavljaju merenje i obrađuju izmerene podatke svede na minimalnu moguću meru. Pojava različitih tipova uređaja za digitalizaciju i velikog broja tržišno dostupnih CAD programskih paketa za obradu podataka, dovela je do pojave međusobnih nekompatibilnosti, kako zbog nemogućnosti učitavanja nekog formata, tako i zbog razlike unutar pojedine verzije istog formata (najčešće zbog nepotpunosti implementacije filtera za konverziju iz formata u format), čime se utiče na pouzdanost rezultata merenja.

2.5.2.2. UNUTRAŠNJI FAKTORI

Tehnološki principi na koje se merna metoda oslanja pri definisanju merne informacije predstavljaju *unutrašnje faktore* u užem smislu. U širem smislu to su faktori koji imaju realan uticaj na kvalitet i raspodelu digitalizovanih podataka, a koji proizlaze iz stvarnih konstrukcijskih rešenja uređaja za digitalizaciju.

Unutrašnji faktori koji utiču na kvalitet rezultata merenja su:

- strukturalni elementi mernog uređaja;
- način definisanja merne tačke i mernog volumena;
- kalibracija sistema i
- programska greška.

Strukturalni elementi mernih uređaja koji utiču na tačnost i preciznost postupka digitalizacije su: različite vrste senzora, optički elementi, izvori svetlosti i pokretni elementi.

Kamere za digitalizaciju koje se primenjuju u stomatološkim CAD/CAM sistemima opremljene sa CCD ili CMOS senzorima. Razlike u njihovim tehničkim karakteristikama opisane su u poglavlju 2.2.2.1. Tačnost merenja u postupku digitalizacije u mnogome zavisi od stepena tačnosti slike površine objekta koja se formira u senzoru. [99]

Optički elementi koji se nalaze u kamerama za digitalizaciju predstavljaju sisteme sočiva. Najčešći izvori grešaka na ovom nivou nastaju u toku promene putanje reflektovanog zraka prilikom prolaska kroz sočivo. Pomenuti fenomeni, u fizici, su poznati kao aberacije. Hromatska aberacija utiče na tačnost digitalizovanih podataka i predstavlja fenomen karakterističan za sisteme koji projektuju strukturiranu svetlost.

Način definisanja mernih tačaka i mernog volumena u užem smislu podrazumeva matematičku definiciju radnih principa merne metode i uticaja na tačnost koji iz nje proizilaze. Razlike u radnim principima uređaja za digitalizaciju koji su predmet istraživanja doktorske teze detaljno su opisane u poglavlju 2.2.2.1.

Kalibracija je skup operacija koje pod određenim uslovima uspostavljaju odnos između vrednosti koje pokazuje merni instrument ili vrednosti koje predstavlja materijalizovana mera ili referentni materijal ili vrednosti koje realizuje standard merenja. [152] Obavlja se na objektima poznatog oblika i geometrije, koji po svom obliku uglavnom ne odgovaraju obliku objekta koji se meri. Geometrija objekta koji se meri nema uticaja na kalibracijske parametre.[42]

Prikaz osnovnih tehničkih karakteristika i principa rada uređaja za digitalizaciju koji su predmet istraživanja doktorske teze, ukazuje na postojanje značajnih razlika u načinu prikupljanja digitalizovanih podataka i stepenu njihove tačnosti i preciznosti. Osnovne metrološke karakteristike uređaja za digitalizaciju predstavljaju izvor informacija kojima se kvantitativno izražava stepen odstupanja CAD modela zuba u odnosu na dimenzije realnog objekta.

Postupak 3D digitalizacije predstavlja prvu kariku u lancu izrade nadoknada primenom CAD/CAM tehnologija. Poznato je da se u svakoj fazi postupka izrade nadoknada, bilo da je reč o konvencionalnim ili CAD/CAM metodama, pojavljuju greške. Greške celokupnog postupka se sumiraju i ukoliko su veće u početnim fazama izrade više utiču na kvalitet rubnog zaptivanja gotovih nadoknada. Prema podacima iz literature klinički prihvatljive vrednosti diskrepance između zuba i nadoknade imaju raspon od 0,05 – 0,07 mm. [100,101] Neki autori, iste vrednosti pripisuju nadoknadama koje su izrađene CAD/CAM tehnologijama. [100,101] Tačnost uređaja za digitalizaciju bi trebala da bude znatno ispod navedenih vrednosti. Podaci o tačnosti predstavljaju bitnu informaciju koja kvantitativno izražava stepen odstupanja CAD modela digitalizovanog zuba u odnosu na dimenzije realnog objekta.

Preciznost uređaja za digitalizaciju predstavlja bitan parametar koji ukazuje na kvalitet digitalizacije u funkciji ponovljivosti, što je sa aspekta njihove praktične upotrebe veoma važno.

Sve učestalija primena CAD/CAM tehnologija u stomatološkoj praksi i dosadašnja iskustva u radu sa njima, predstavljaju izazov koji istraživačima pruža niz mogućnosti u ispitivanju njihovih karakteristika, sa ciljem da se postojeći nedostaci eliminišu i zamenе boljim tehničkim rešenjima. S obzirom na dostupne literaturne podatke i iskustva u radu sa uređajima za digitalizaciju, kao logično postavlja se pitanje: "Kolika je razlika u tačnosti i preciznosti između različitih uređaja za digitalizaciju?"

Uređaji za optičku digitalizaciju u stomatologiji predstavljaju merne instrumente čiji osnovni zadatak predstavlja premeravanje površina zuba i okolnih tkiva, koji su u literaturi opisani kao objekti kompleksne morfologije. Dokazano je da oblik objekta u većoj ili manjoj meri utiče na kvalitet digitalizovanih podataka. Budući da izrada različitih vrsta zubnih nadoknada zahteva primenu adekvatnog dizajna preparacije sa naglašenim promenama zakrivljenosti površina (demarkacija preparacije, prelasci aksijalnih zidova u okluzalne površine ili dno kaviteta i sl.) kao logično postavlja se pitanje: "Da li i u kojoj meri dizajn preparacije ima uticaja na tačnost i preciznost digitalizovanih podataka?"

U osnovnoj definiciji 3D digitalizacije, eksplicitno se naglašava da ona predstavlja metodu merenja. Već je istaknuto da svako merenje zahteva izveštaj o mernoj nesigurnosti, čiji zadatak je prikazivanje faktora koji utiču na rezultate merenja. Postojanje mnoštva faktora koji utiču na rezultate postupka 3D digitalizacije predstavljalo je povod za sveukupnu analizu koja ima za cilj da ukaže na njihovo prisustvo i značaj u svakodnevnoj kliničkoj praksi. Pomenute konstatacije objašnjavaju razloge zbog kojih je planirano i realizovano ovo istraživanje.

Imajući u vidu činjenicu da je postupak optičke digitalizacije kod stomatoloških CAD/CAM sistema zasnovan na različitim radnim principima definisana je radna hipoteza na osnovu koje se smatra da

postoji razlika u preciznosti i tačnosti između uređaja za optičku digitalizaciju kod kojih je postupak merenja zasnovan na različitim radnim principima.

Osnovni cilj doktorske disertacije proizašao je iz postavljene hipoteze i glasi:

utvrditi da li postoji razlika u preciznost i tačnosti između uređaja za optičku digitalizaciju kod kojih je postupak digitalizacije zasnovan na različitim radnim principima i na osnovu toga proceniti stepen njihove merne nesigurnosti.

Iz osnovnog cilja proizašli su bliži ciljevi istraživanja:

- 1. Izmeriti stepen odstupanja CAD modela eksperimentalnih grupa u odnosu na CAD master model;*
- 2. Uporediti razliku između preciznosti i tačnosti uređaja za optičku digitalizaciju u postupku uzastopne digitalizacije istih objekata.*
- 3. Uporediti razliku u preciznosti i tačnosti između intra- i ekstraoralnog uređaja za optičku digitalizaciju.*
- 4. Uporediti razliku između preciznosti i tačnosti iste vrste uređaja za optičku digitalizaciju kod kojih je postupak digitalizacije sproveden u različitim uslovima merenja.*
- 5. Izmeriti stepen odstupanja na nivou definisanih vertikalnih poprečnih preseka CAD eksperimentalnih modela zuba u odnosu na CAD master model.*
- 6. Utvrditi kakav je uticaj tehničkih karakteristika uređaja za digitalizaciju, metodologija digitalizacije i veličina merenih objekata na preciznost, tačnost i mernu nesigurnost digitalizovanih podataka.*

MATERIJALI I METODE

ISTRAŽIVANJA

6

Provera radne hipoteze obavljena je pomoću metode CAD inspekcije. CAD inspekcija predstavlja metodu za kontrolu geometrijskih i dimenzionalnih odstupanja zasnovanu na primeni parametara CAD modela, čijom upotrebom se vrši provera odstupanja geometrije CAD eksperimentalnih uzorka u odnosu na geometriju CAD master modela. [102] Testiranje radne hipoteze sprovedeno je u kontrolisanim *in vitro* uslovima, što je obezbedilo da se devijacije koje nastaju u postupku digitalizacije svedu na minimum. [103]

6.1. MATERIJALI

U postupku izvođenja eksperimenta upotrebljen je sledeći materijal:

- **osnovni model;**
- **radni model;**
- **CAD master model;**
- **CAD eksperimentalni modeli i**
- **softver za obradu podataka.**

Za potrebe eksperimenta odabran je model gornje vilice – **osnovni model** (*basic study model*, KaVo, Germany) u koga su postavljeni akrilatni zubi (*DSP – model teeth*, No. 11, 14 i 16, KaVo, Germany). Nakon preparacije zuba obavljeno je otiskivanje osnovnog modela otisnim masama iz grupe adicijonih silikona. Radni model je izrađen od specijalne vrste gipsa (*Blue Die Stone*, TechCeram) čije optičke osobine obezbeđuju pouzdanu digitalizaciju.

Digitalizacija radnog modela izvršena je odabranim uređajima za optičku digitalizaciju. Izvođenje eksperimenta zahtevalo je kreiranje **CAD master** i **CAD eksperimentalnih** modela. CAD master model predstavlja rezultat digitalizacije osnovnog modela od gipsa pomoću optičkog Atos III Triple Scan uređaja. CAD master model

je **referentni materijal ili merni etalon** sa kojim su poređeni eksperimentalni CAD modeli.

Eksperimentalni CAD modeli su nastali u postupku digitalizacije radnog modela od gipsa primenom sledećih uređaja za optičku digitalizaciju:

1. **Cerec[®] AC** (Sirona, Germany) – intraoralna optička površinska digitalizacija;
2. **Trios** (3shape AS, Denmark) – intraoralna optička površinska digitalizacija;
3. **Cerec[®] InEos Blue** (Sirona, Germany) – ekstraoralna optička površinska digitalizacija;
4. **KaVo Everest Scan pro 071241** (KaVo, Germany) – ekstraoralna optička površinska digitalizacija i
5. **Sinergia Scan** (Nobil-Metal, S.p.A. Italy) – ekstraoralna optička površinska digitalizacija.

Na ovaj način formirano je pet eksperimentalnih grupa koje je činilo po 10 CAD eksperimentalnih modela.

Eksperimentalna grupa 1. – 10 CAD modela nastalih digitalizacijom pomoću Cerec[®] AC (Sirona, Germany);

Eksperimentalna grupa 2. – 10 CAD modela nastalih digitalizacijom pomoću Trios (3shapeAS, Denmark);

Eksperimentalna grupa 3. – 10 CAD modela nastalih digitalizacijom pomoću Cerec[®] InEos Blue (Cerec, Sirona, Germany);

Eksperimentalna grupa 4. – 10 CAD modela nastalih digitalizacijom pomoću KaVo Everest Scan pro 071241 (KaVo, Germany) i

Eksperimentalna grupa 5. – 10 CAD modela nastalih digitalizacijom pomoću Sinergia Scan (Nobil - Metal, S.p.A. Italy).

Virtuelni - master i eksperimentalni - CAD modeli su generisani u STL formatu. CAD inspekcija, kvantitativna analiza i deo statističke analize rezultata sprovedeni su primenom licenciranog softverskog programskog sistema GOM Inspect V7 SR2.

6.2. METODE

U okviru eksperimenta, primenom metoda CAD inspekcije, vršena su poređenja i merenja odstupanja između CAD master i CAD eksperimentalnih modela koji predstavljaju rezultat digitalizacije radnog modela od gipsa.

Postupak CAD inspekcije činile su sledeće faze:

- digitalizacija uzoraka (izrada CAD master i CAD eksperimentalnih modela);
- unošenje odgovarajućeg CAD master modela i CAD eksperimentalnih modela u softver za CAD inspekciju;
- pozicioniranje CAD eksperimentalnog modela prema CAD master modelu u cilju njihovog međusobnog preklapanja i
- merenje odstupanja CAD eksperimentalnog modela u odnosu na CAD master model. [102, 104]

Prva faza CAD inspekcije je 3D digitalizacija. Osnovni cilj 3D digitalizacije jeste dobijanje virtualnih CAD eksperimentalnih modela u cilju njihovog geometrijskog i dimenzionalnog poređenja sa CAD master modelom.

CAD inspekcija i kvantitativna analiza rezultata vršene su pomoću softverskog programskog sistema GOM Inspect V7 SR2. Kvantitativna analiza rezultata obuhvatala je:

1. Kvantitativnu analizu rezultata odstupanja CAD eksperimentalnih modela zuba i okolnih površina u odnosu na CAD master model (3D analiza) i
2. Kvantitativnu analizu rezultata odstupanja između CAD eksperimentalnih modela i CAD master modela na unapred definisanom vertikalnom preseku odabranih zuba gornje vilice sa desne strane: centralnog sekutića, prvog premolara i prvog molara (2D analiza).

U okviru eksperimenta analizirana su odstupanja za zadate nivoe tolerancija 0,01, 0,025 i 0,05 mm. Definisane vrednosti odstupanja prikazane su na mapi regiona u boji.

6.2.1. IZRADA CAD MASTER MODELA

CAD master model predstavlja rezultat digitalizacije radnog modela od gipsa pomoću Atos III Triple Scan optičkog uređaja. CAD master model je *referentni materijal ili merni etalon* sa kojom su poređeni CAD eksperimentalni modeli.

Izrada CAD master modela obuhvatala je sledeće faze:

- Pripremu osnovnog modela i preparaciju zuba;
- Realizaciju otiska i izradu radnog modela od gipsa i
- Digitalizaciju radnog modela i kreiranje CAD master modela.

6.2.1.1. PRIPREMA OSNOVNOG MODELA I PREPARACIJA ZUBA

U okviru istraživanja korišćeni su akrilatni zubi (*DSP – model teeth, No. 11, 14 i 16, KaVo, Germany*), koji su za potrebe brušenja i otiskivanja postavljeni u odgovarajući model (*basic study model, KaVo, Germany*). Primenom standardizovane metodologije preparisani su:

1. gornji desni centralni sekutić za izradu keramičke krune;
2. gornji desni prvi premolar za izradu keramičkog inleja i
3. gornji desni prvi molar za izradu keramičke krune.

Preparacija gornjeg desnog centralnog sekutića za izradu keramičke krune

Preparacija gornjeg desnog centralnog sekutića za izradu keramičke krune obavljena je u skladu sa sledećim preporukama: demarkacija u obliku stepenika sa zaobljenim unutrašnjim zidom širine 1,00 mm, nagib pojedinačne aksijalne površine 3° i okluzalno skraćenje od 1,5 mm. [105,151] Sa aksijalnih površina uklonjeno je od 1,00 do 1,5 mm zubne supstance. Preparacija je izvedena dijamantskim borerom, čiji vrh ima promer 1 mm, koničnost borera 3° (*Turbo Diamond Instruments 848, 018 i 397, 023 NTI*). Za završnu obradu radnog patrljka upotrebljeni su ultra fini dijamantski boreri (*Logic – Set 5, NTI*).

Preparacija gornjeg desnog prvog premolara za izradu keramičkog inleja

Preparacija gornjeg desnog prvog premolara za inlejš II klase koji je lokalizovan okluzo – distalno zahtevala je dubinu kaviteta od 2,00 mm, zaobljene prelaze između unutrašnjih zidova, divergenciju zidova kaviteta oko 3° ka okluzalnoj i aproksimalnim površinama, širinu okluzalnog kaviteta u veličini ½ kvržičnog rastojanja i širinu istmusa na okluzalnoj površini oko 2 mm. Dimenzija stepenika na aproksimalnom zidu kaviteta iznosila je 2,00 mm. Stepnik je udaljen 1,00 mm od gledno – cementne granice i sa aproksimalnim zidom kaviteta formira ugao od 90°. [106] Preparacija je obavljena pomoću dijamantskih borera adekvatnih dimenzija i stepena koničnosti od 3° (*Turbo Diamond Instruments* – 848, 018 NTI). U završnoj obradi upotrebljeni su ultra fini dijamantski boreri (*Logic – Set 3, NTI*).

Preparacija gornjeg desnog prvog molara za izradu keramičke krune

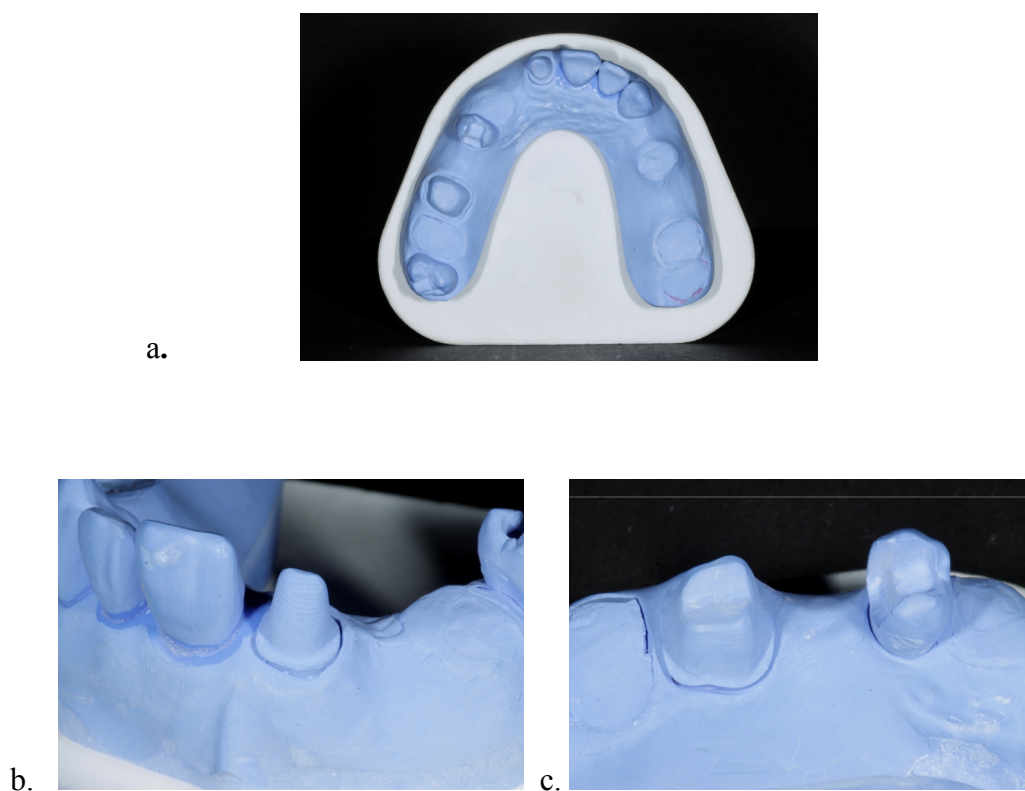
Preparacija gornjeg desnog prvog molara za izradu keramičke krune izvedena je u skladu sa sledećim preporukama: demarkacija u obliku stepenika sa zaobljenim unutrašnjim zidom širine 1.00 mm, nagib pojedinačne aksijalne površine 3° i okluzalno skraćenje 1,5 mm na vodećim i 2 mm na potpornim kvržicama. Sa aksijalnih površina uklonjeno je 1,2 mm zubne supstance. [105] Preparacija je izvedena dijamantskim borerima adekvatnih dimenzija i stepena koničnosti od 3° (*Turbo Diamond Instruments* 848, 018, 397, 023 NTI). Za završnu obradu radnog patrljka upotrebljeni su ultra fini dijamantski boreri (*Logic – Set 5, NTI*).

Preparacija svih zuba obavljena je manuelno, visokoturažnim brusnim instrumentima od strane istog, dobro obučenog, operatera.

6.2.1.2. OTISAK I IZRADA RADNOG MODELA OD GIPSA

Za potrebe otiskivanja osnovni model sa preparisanim zubima postavljen je u artikulatork (*ARH Articulator, Dentatus*). Otisak je uzet standardnom perforiranom kašikom, adicijonim silikonima (*Express TM2 Ultra – Light Body Quick, 3M ESPE*) primenom jednofazne tehnike. Radni model je izliven od gipsa (*Blue Die Stone, Tech-Ceram*) koji je pogodan za ekstraoralnu digitalizaciju. (Slika 25) Dokazano je da na

površini modela izrađenog od ove vrste gipsa ne dolazi do penetracije projektovanih zraka, što omogućava veći stepen tačnosti i preciznosti postupka digitalizacije. [107] Izrada radnog modela upotrebom istog omogućila je da se postupak digitalizacije izvrši bez nanošenja praha. Na ovaj način eliminisana je greška koja nastaje usled aplikovanja praha, a koja za posledicu ima povećanje dimenzije objekta i narušavanje njegove izvorne morfologije. Nakon 24 sata od izlivanja definitivnog radnog modela obavljena je digitalizacija pomoću Atos III Triple Scan.



Slika 25. Izgled radnog modela od gipsa
a. Cela gornja vilica.
b. Izgled radnog patrljka gornjeg centralnog sekutića.
c. Izgled radnih patrljaka gornjeg prvog premolara i prvog molara.

6.2.1.3. DIGITALIZACIJA RADNOG MODELA I KREIRANJE CAD MASTER MODELA

Digitalizacija radnog modela izvršena je pomoću univerzalnog optičkog Atos III Triple Scan uređaja. Postupaku je prethodila obavezna kalibracija kamere. Digitalizacija je obavljena u skladu sa propisanim uslovima koji zahtevaju da temperatura vazduha u prostoriji bude 20 ± 1 C°, vlažnost $55\% \pm 10\%$. Izvršena je bez nanošenja matirajućeg

praha, nakon čega je u posupku preprocesiranja, generisanja poligonalne mreže i segmentacije površina kreiran CAD master model. (Slika 26)



Slika 26. Izgled CAD master modela.

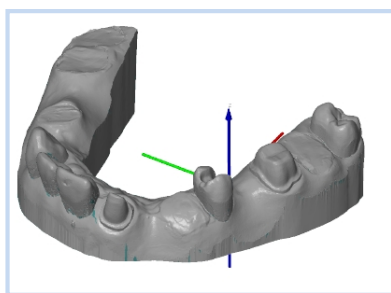
6.2.2. IZRADA EKSPERIMENTALNIH CAD MODELA

Ekperimentalni CAD modeli su raspoređeni u 5 ekperimentalnih grupa koje je činilo 10 CAD modela.

- Ekperimentalna grupa 1. – 10 ekperimentalnih CAD modela nastalih digitalizacijom pomoću intraoralnog optičkog površinskog uređaja Cerec[®]AC (Sirona, Germany).
- Ekperimentalna grupa 2. – 10 ekperimentalnih CAD modela nastalih digitalizacijom pomoću intraoralnog optičkog površinskog uređaja Trios (3shape, Denmark).
- Ekperimentalna grupa 3. – 10 ekperimentalnih CAD modela nastalih digitalizacijom pomoću ekstraoralnog optičkog površinskog uređaja Cerec[®]InEos Blue (Sirona, Germany).
- Ekperimentalna grupa 4. – 10 ekperimentalnih CAD modela nastalih digitalizacijom pomoću ekstraoralnog optičkog površinskog uređaja KaVo Everest Scan pro 071241, (KaVo, Germany).
- Ekperimentalna grupa 5. – 10 ekperimentalnih CAD modela nastalih digitalizacijom pomoću ekstraoralnog optičkog površinskog uređaja Sinergia Scan (Nobil – Metal, S.p.A. Italy).

6.2.2.1. DIGITALIZACIJA UZORAKA PRVE EKSPERIMENTALNE GRUPE

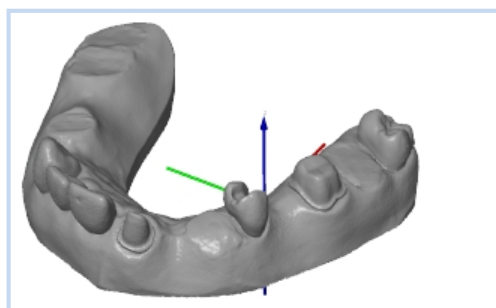
Uzorci prve eksperimentalne grupe ($n = 10$) u STL formatu predstavljaju rezultat digitalizacije radnog modela od gipsa pomoću Cerec[®] AC (Sirona, Germany) uređaja. Digitalizacija je izvršena bez nanošenja matirajućeg praha. Realizovana je od strane dobro obučenog operatera, pri čemu je kamera pozicionirana 7,00 mm od incizalne, odnosno okluzalne površine zuba. [108] (Slika 27)



Slika 27. CAD model prve eksperimentalne grupe

6.2.2.2. DIGITALIZACIJA UZORAKA DRUGE EKSPERIMENTALNE GRUPE

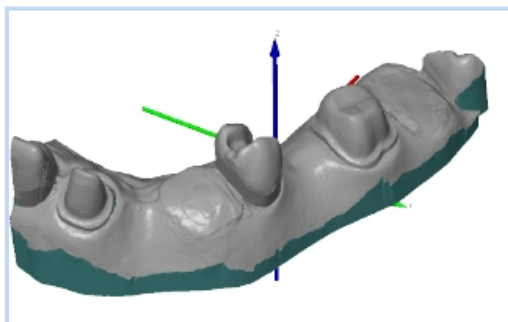
Modeli druge eksperimentalne grupe ($n = 10$) predstavljaju rezultat digitalizacije radnog modela od gipsa pomoću Trios (3shape AS, Denmark) uređaja. Kao i u predhodnom postupku digitalizacija je obavljena od strane dobro obučenog operatera, bez nanošenja praha. Tehničke karakteristike uređaja nisu zahtevale da se kamera pozicionira na tačno definisanoj udaljenosti u odnosu na objekat. (Slika 28)



Slika 28. CAD model druge eksperimentalne grupe

6.2.2.3. DIGITALIZACIJA UZORAKA TREĆE EKSPERIMENTALNE GRUPE

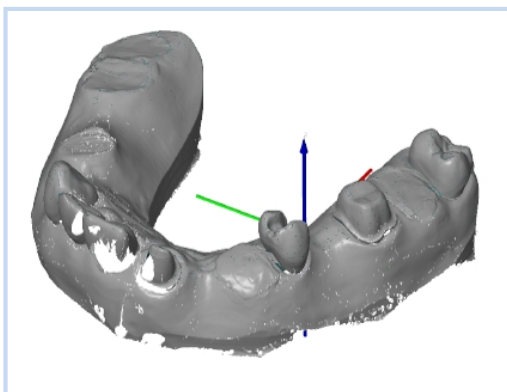
Uzorci treće eksperimentalne grupe (n – 10) predstavljaju rezultat digitalizacije radnog modela pomoću ekstraoralnog optičkog površinskog Cerec[®]InEos Blue (Cerec, Sirona, Germany) uređaja. Postupak digitalizacije izveden je u skladu sa preporučenom procedurom, bez nanošenja matirajućeg praha. (Slika 29)



Slika 29. CAD model treće eksperimentalne grupe

6.2.2.4. DIGITALIZACIJA UZORAKA ČETVIRTE EKSPERIMENTALNE GRUPE

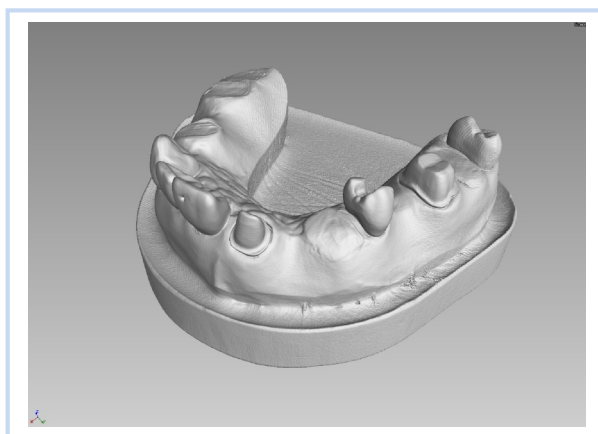
Uzorci četvrte eksperimentalne grupe (n – 10) predstavljaju rezultat digitalizacije radnog modela pomoću ekstraoralnog optičkog površinskog uređaja KaVo Everest Scan pro 071241, (KaVo, Germany). Digitalizacija je obavljena u skladu sa preporukama proizvođača, bez nanošenja praha . (Slika 30)



Slika 30. CAD model četvrte eksperimentalne grupe

6.2.2.5. DIGITALIZACIJA UZORAKA PETE EKSPERIMENTALNE GRUPE

Modeli pete eksperimentalne grupe (n – 10) predstavljaju rezultat digitalizacije radnog modela pomoću ekstraoralnog optičkog površinskog uređaja Sinergia Scan (Nobil – Metal, S.p.A. Italy). Postupak digitalizacije je obavljen bez nanošenja praha u skladu sa preporukom proizvođača. (Slika 31)



Slika 31. CAD model pete eksperimentalne grupe

6.3.2. CAD INSPEKCIJA I KVANTITATIVNA ANALIZA REZULTATA

CAD inspekcija i kvantitativna analiza izmerenih vrednosti odstupanja eksperimentalnih CAD modela u odnosu na CAD master model obavljene su pomoću softverskog programskog sistema GOM Inspect V7 SR2.

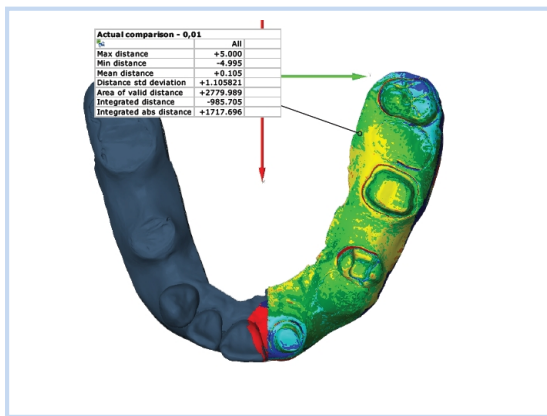
Koristeći algoritme (*best – fit*, eng) pomoću kojih se na najbolji način uklapaju i poravnavaju CAD eksperimentalni sa CAD master modelom program izračunava distance između odabranih površina.

Kvantitativna analiza rezultata obuhvatala je dva dela:

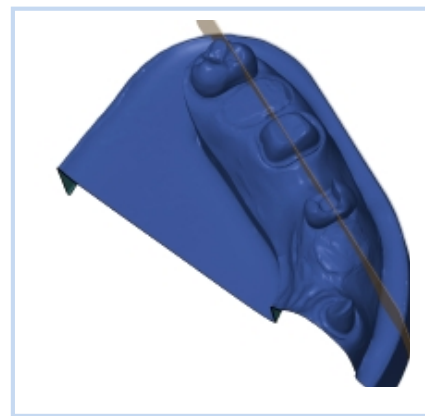
1. Kvantitativnu analizu rezultata merenja odstupanja CAD eksperimentalnih modela u odnosu na CAD master model (3D analiza) (Slika 32) i
2. Kvantitativnu analizu rezultata merenja odstupanja na unapred definisanom preseku CAD eksperimentalnih modela u odnosu na CAD master model preparisnih zuba gornje vilice sa desne strane: centralnog sekutića, prvog premolara i prvog molara (2D analiza). (Slika 33)

Rezultati kvantitativne analize predstavljeni su numerički i na mapi regiona u boji, koja definisane vrednosti odstupanja prikazuje različitim bojama. U okviru eksperimenta analizirana su odstupanja za sledeće zadate vrednosti tolerancija: 0,01, 0,25 i 0,05 mm.

Statistička obrada podataka vršena je pomoću statističkog programskog paketa Statgraphics Centurion XV. Statistička analiza obuhvatila je određivanje standardne devijacije srednjih vrednosti odstupanja, 95% intervala poverenja, srednje vrednosti odstupanja, koeficijanta asimetrije i spljoštenosti. Određivanje statistički značajne razlike između uzoraka vršeno je primenom testa jednofaktorske analize varijanse (ANOVA). Nivo značajnosti je iznosio $p < 0,05$.



Slika 32. Izgled mape regiona u boji u postpku poređenja CAD master i CAD eksperimentalnih modela



Slika 33. Lokalizacija poprečnih preseka na kojima su vršene analize

Kvantitativna i jedan deo statističke analize rezultata obavljen je pomoću softverskog programskog sistema GOM Inspect V7 SR2 koji izmerena odstupanja prikazuje numerički, a distribuciju i raspodelu dobijenih vrednosti u obliku histograma i mape regiona u boji. Osnovno poređenje vršeno je na minimalnom tolerancijskom nivou softvera GOM Inspect V7 SR2, čija vrednost iznosi 0,01 mm. Statistička obrada rezultata realizovana je pomoću programskog paketa Statgraphics Centurion XV.

Analiza rezultata obuhvata dva dela:

1. 3D ANALIZA

- Kvantitativna analiza rezultata koji prikazuju preciznost uređaja za optičku digitalizaciju;
- Kvantitativna analiza rezultata koji prikazuju tačnost uređaja za optičku digitalizaciju;
- Kvantitativna analiza rezultata koji prikazuju tačnost uređaja za optičku digitalizaciju u odnosu na definisane vrednosti odstupanja.

2. 2D ANALIZA

- Kvantitativna analiza preciznosti i tačnosti uređaja u postupku digitalizacije gonjeg desnog centralnog sekutića;
- Kvantitativna analiza preciznosti i tačnosti uređaja u postupku digitalizacije gonjeg desnog prvog premolara i
- Kvantitativna analiza preciznosti i tačnosti uređaja u postupku digitalizacije gonjeg desnog prvog molara.

7.1. KVANTITATIVNA ANALIZA REZULTATA KOJI PRIKAZUJU PRECIZNOST UREĐAJA ZA OPTIČKU DIGITALIZACIJU

Kvantitativna analiza rezultata koji predstavljaju pokazatelj preciznosti uređaja za optičku digitalizaciju obuhvatala je poređenje srednjih vrednosti standardnih odstupanja CAD eksperimentalnih uzoraka u odnosu na CAD master model. (Tabela 6) Najviše srednje vrednosti standardnih odstupanja uočavaju se kod Cerec® AC (1,06119 mm), a najniže kod Sinergia Scan (0,66898 mm) uređaja.

Tabela 6. Statistička analiza rezultata srednjih vrednosti standardnih odstupanja

Uređaj	Uzorci	Srednja vrednost odstupanja	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent asimetrije	Koeficijent spljoštenosti
CerecAC	10	1,06119	0,044811	0,978342	1,14372	0,0865399	0,680494
CerecInEosBlue	10	1,00571	0,0869435	0,904114	1,19405	1,5531	0,827803
KaVo	10	0,726492	0,0451253	0,648914	0,791276	-0,859844	-0,107576
Sinergia	10	0,66898	0,0193131	0,616537	0,688377	-3,36926	5,01493
TRIOS	10	0,738792	0,00598507	0,729749	0,74726	-0,21496	-0,667998
Ukupno	50	0,840233	0,168772	0,616537	1,19405	1,54017	-1,86173

•Svi numerički podaci su izraženi u milimetrima.

Tabela 7. Jednofaktorska analiza varijanse (ANOVA)

Poreklo	Suma kvadrata	Stepen slobode	Srednja vrednost sume kvadrata	F- koeficijent	P-Vrednost
Između grupa	1,2876	4	0,321901	133,99	0,0000
Unutar grupa	0,108111	45	0,00240246		
Ukupno	1,39572	49			

Vrednost $p = 0,0000$ ($p < 0,05$) ukazuje da sa pouzdanošću od 95% prihvatamo hipotezu na osnovu koje se smatra da postoji statistički značajna razlika u preciznosti između uređaja za digitalizaciju. (Tabela 7)

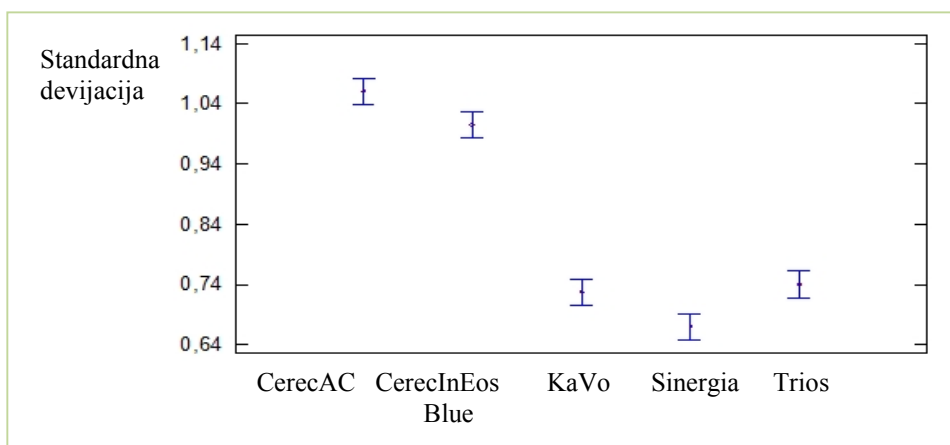
Međusobnim poređenjem kvantitativnih vrednosti kojima je iskazana preciznost uređaja za digitalizaciju ustanovljeno je da postoji statistički značajna razlika između: Cerec® AC – Cerec® InEos Blue , Cerec® AC – KaVo Everest, Cerec® AC – Sinergia Scan, Cerec® AC – Trios, Cerec® InEos – KaVo Everest, Cerec® InEos Blue – Trios, Cerec® InEos Blue – Sinergia Scan, KaVo Everest – Sinergia Scan i Sinergia Scan – Trios. Između vrednosti koje prikazuju preciznost uređaja KaVo Everest i Trios nije zabeležena statistički značajna razlika. (Tabela 8)

Najniže vrednosti intervala poverenja, prisutne su kod Sinergia Scan (0,6165 – 0,6837 mm), a najviše kod Cerec® AC uređaja (0,9783 – 1,1437 mm). (Tabela 6, Grafikon 2)

Tabela 8. Poređenje uređaja za digitalizaciju na osnovu preciznosti

Uređaji	Razlika	Vrednosti razlike	+/- granice odstupanja
CerecAC - CerecInEosBlue	*	0,0554879	0,0441495
CerecAC - KaVo	*	0,334702	0,0441495
CerecAC - Sinergia	*	0,392215	0,0441495
CerecAC - TRIOS	*	0,322403	0,0441495
CerecInEosBlue - KaVo	*	0,279215	0,0441495
CerecInEosBlue - Sinergia	*	0,336727	0,0441495
CerecInEosBlue - TRIOS	*	0,266915	0,0441495
KaVo - Sinergia	*	0,0575122	0,0441495
KaVo - TRIOS		-0,0122998	0,0441495
Sinergia - TRIOS	*	-0,069812	0,0441495

* statistički značajna razlika



Grafikon 1. Prikaz intervala poverenja za preciznost uređaja

7.2. KVANTITATIVNA ANALIZA REZULTATA KOJI PRIKAZUJU TAČNOST UREĐAJA ZA OPTIČKU DIGITALIZACIJU

Kvantitativna analiza rezultata koji prikazuju tačnost Cerec® AC, Cerec® InEos Blue, Trios, KaVo Everest i Sinergia Scan uređaja obuhvatala je poređenja srednjih vrednosti izmerenih odstupanja CAD eksperimentalnih modela u odnosu na CAD master model. (Tabela 9)

Tabela 9. Statistička analiza rezultata srednjih vrednosti odstupanja

Uređaj	Broj uzoraka	Srednja vrenost odstupanja	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent asimerije	Koeficijent spljoštenosti
CerecAC	10	0,0896631	0,0201667	0,0597078	0,115497	-0,479617	-0,881712
CerecInBlue	10	0,0823524	0,0343604	0,00895235	0,121871	-1,31031	0,642097
KaVo	10	0,113692	0,0207142	0,0817615	0,1463	-0,267121	-0,542865
Sinergia	10	0,0849243	0,00525558	0,0707482	0,0894347	-3,33623	4,76381
TRIOS	10	0,121548	0,00225766	0,118028	0,12556	0,135792	-0,00435581
Ukupno	50	0,0984359	0,0252713	0,00895235	0,1463	-2,61442	2,48916

- Svi numerički podaci su izraženi u milimetrima.

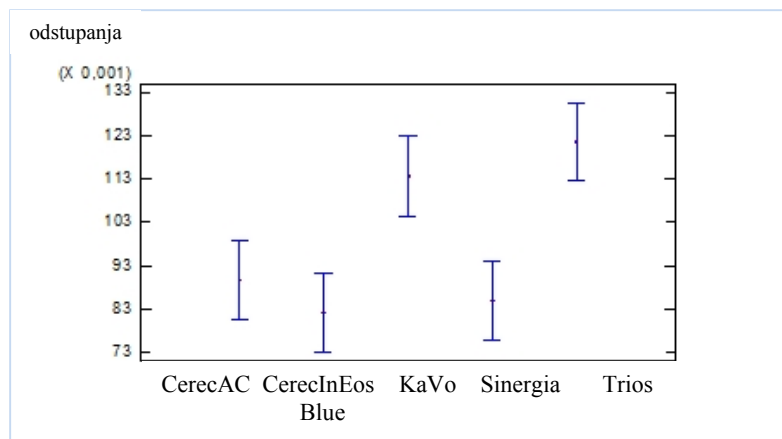
Tabela 10. Jednofaktorska analiza vrijanse (ANOVA)

Poreklo	Suma kvadrata	Stepen slobode	Srednja vrednost sume kvadrata	F- koeficijent	P-Vrednost
Između grupa	0,0128512	4	0,0032128	7,84	0,0001
Unutar grupa	0,0184422	45	0,000409826		
Ukupno	0,0312934	49			

Rezultat testa jednofaktorske analize varijanse (ANOVA) gde je $p = 0,0001$ ($p < 0,05$), pokazuje da sa pouzdanošću od 95% prihvatamo hipotezu, na osnovu koje se smatra da postoji statistički značajna razlika u tačnosti između uređaja za digitalizaciju. (Tabela 10)

Grafički prikaz vrednosti intervala poverenja ukazuje na prisustvo statistički značajne razlike u tačnosti između posmatranih uređaja za digitalizaciju. Najniže vrednosti odstupanja CAD eksperimentalnih uzoraka u odnosu na CAD master model zabeležene su kod Cerec[®]InEos Blue (0,0089 – 0,1218 mm), a najviše kod Trios uređaja za digitalizaciju (0,1180 – 0,1255 mm). (Tabela 9, Grafikon 2)

Međusobnim poređenjem vrednosti koje predstavljaju kvantitativne pokazatelje tačnosti uređaja za digitalizaciju ustanovljeno je da postoji statistički značajna razlika u tačnosti između: Cerec[®]AC – KaVo Everest, Cerec[®]AC – Trios, Cerec[®]InEos Blue – KaVo Everest, Cerec[®]InEos Blue – Trios, KaVo Everest – Sinergia Scan i Sinergia Scan – Trios. Između vrednosti koje prikazuju tačnost uređaja Cerec[®]AC – Cerec[®]InEos Blue, Cerec[®]InEos Blue – Sinergia Scan, KaVo Everest – Trios nije zabeležena statistički značajna razlika. (Tabela 11)



Grafikon 2. Prikaz intervala poverenja za tačnost uređaja

Tabela 11. Poređenje uređaja na osnovu tačnosti postupka digitalizacije

Uređaji	Vrednosti razlike	+/- granice odstupanja
CerecAC - CerecInEosBlue	0,00731071	0,0182346
CerecAC - KaVo *	-0,0240288	0,0182346
CerecAC - Sinergia	0,00473884	0,0182346
CerecAC - TRIOS *	-0,0318849	0,0182346
CerecInEosBlue - KaVo *	-0,0313395	0,0182346
CerecInEosBlue - Sinergia	-0,00257186	0,0182346
CerecInEosBlue - TRIOS *	-0,0391956	0,0182346
KaVo - Sinergia *	0,0287676	0,0182346
KaVo- TRIOS	-0,00785606	0,0182346
Sinergia - TRIOS *	-0,0366237	0,0182346

* statistički značajna razlika

Kvantitativna analiza rezultata koji prezentuju tačnost i preciznost uređaja za optičku digitalizaciju, pomoću programskog paketa GOM Inspect V7 SR2, prikazana je u obliku histograma. Histogram je grafički prikaz rezultata merenja u kojem apscisa predstavlja skupove rezultata koji su unutar opsega merene veličine, a ordinata učestalost njihovih pojavljivanja. Determinisane vrednosti odstupanja izražene su numerički (u milimetrima) i u vidu mape regiona u boji. (Slika 34,35,36,37,38)

Prilikom tumačanja histograma potrebno je analizirati: raspodelu rezultata oko centralne vrednosti apscise, disperziju i frekvenciju pojave rezultata i oblik histograma. (uži dijagram implicira veću tačnost, viši dijagram bolju preciznost). Prikazani histogrami ukazuju na različitu disperziju i raspodelu izmerenih odstupanja u odnosu na centralnu vrednost apscise (0,00 mm). Međusobnim poređenjem pojedinačnih uzoraka unutar svake eksperimentalne grupe, uočavaju se razlike u položaju i izgledu ordinata histograma, koje ukazuju na prisustvo razlika u preciznosti i tačnosti uređaja za digitalizaciju.

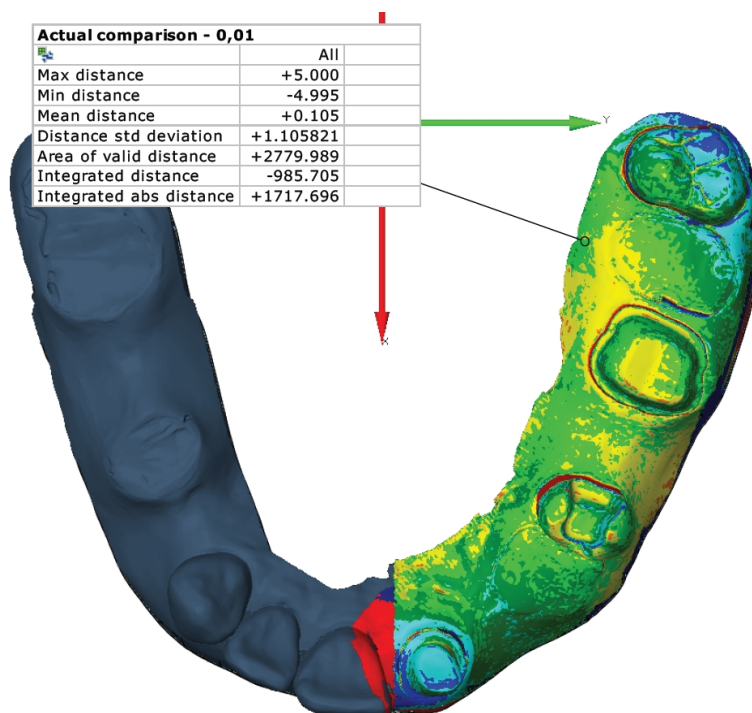
Histogrami koji predstavljaju Cerec® AC uređaj pokazuju asimetričanu raspodelu i visok stepen rasipanja rezultata u odnosu na centralnu vrednost apscise. Dijagram je spljošten. Pik dijagrama nije posebno naglašen i na pojedinim histogramima odstupa od centralne vrednosti apscise. (Slika 39)

Na histogramima koji prikazuju Cerec® InEos Blue uređaj uočava se spljoštena ordinata i simetrična raspodela rezultata u odnosu na centralnu vrednost apscise. Uzak dijagram ukazuje na manju disperziju rezultata. (Slika 40)

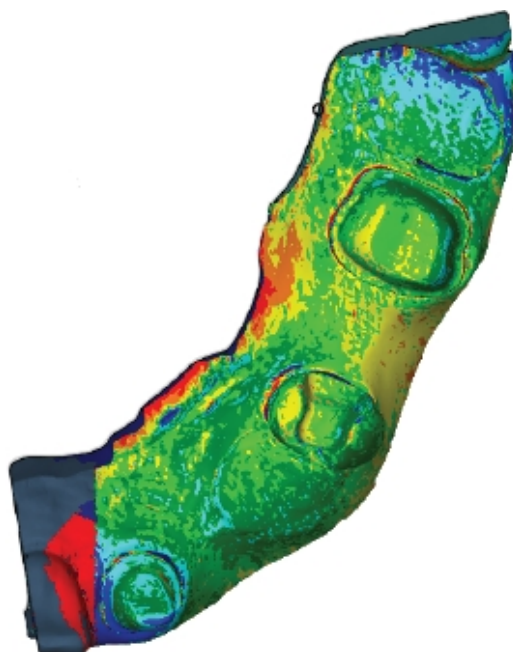
Histogrami KaVo Everest uređaja za digitalizaciju prikazuju asimetričanu raspodelu izmerenih odstupanja u odnosu na centralnu vrednost apscise. Kod svih 10 uzoraka pik dijagrama je visok, naglašen i pomeren u levo (polje koje predstavlja odstupanje od -0,01 do 0,00 mm). Uočava se spljošten dijagram i velika disperzija rezultata. (Slika 41)

Na histogramima koji prikazuju Trios uređaj za digitalizaciju prisutna je simetričana raspodela izmerenih i odstupanja u odnosu na centralnu vrednost apscise. Pik dijagrama je naglašen. Uočava se mala disperzija rezultata. (Slika 42)

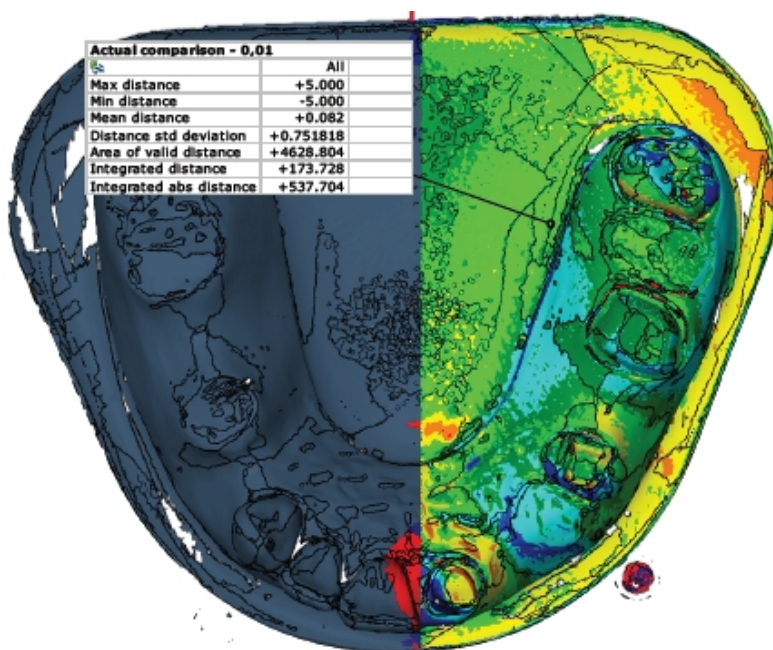
Pik histograma koji predstavljaju Sinergia Scan uređaj je naglašen i pomeren desno u odnosu na centralnu vrednost apscise (polje od 0,00 do 0,01 mm). Uočava se izrazito mala disperzija asimetrično raspoređenih rezultata.



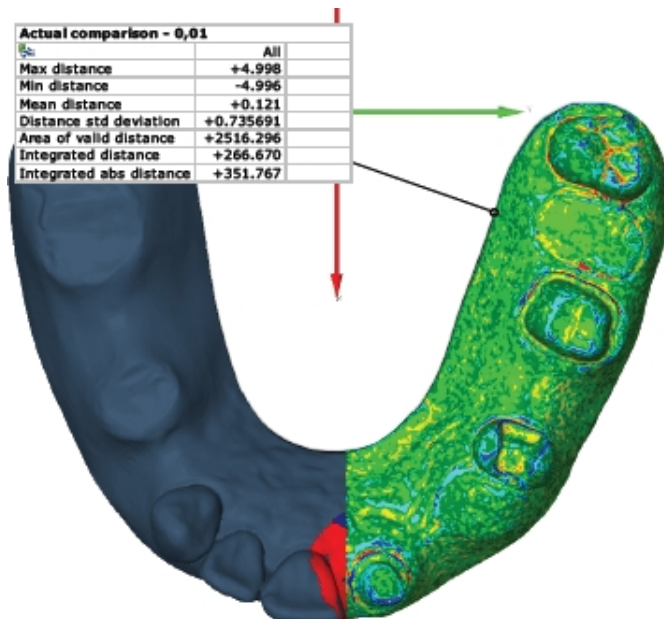
Slika 34. Mapa regiona u boji – Cerec® AC uređaj za digitalizaciju



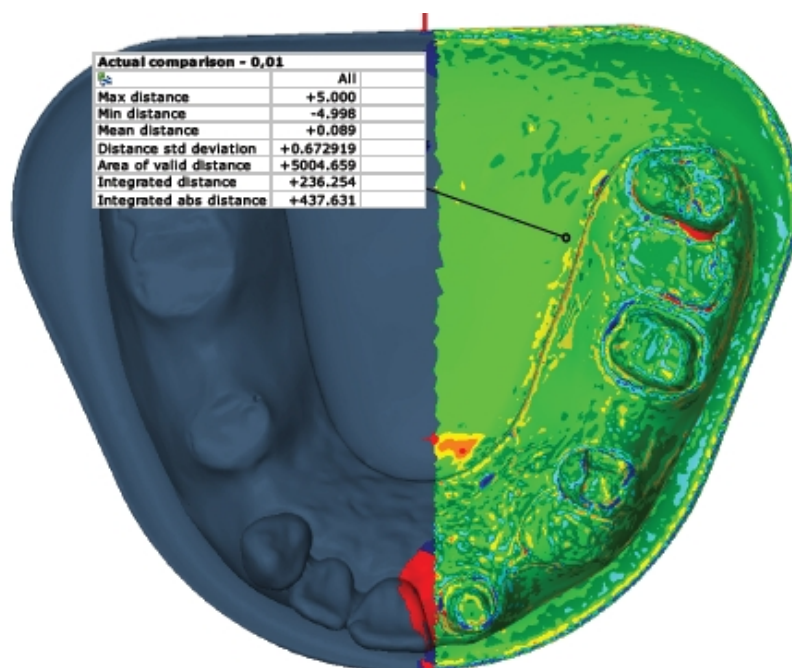
Slika 35. Mapa regiona u boji – Cerec® InEos Blue uređaj za digitalizaciju



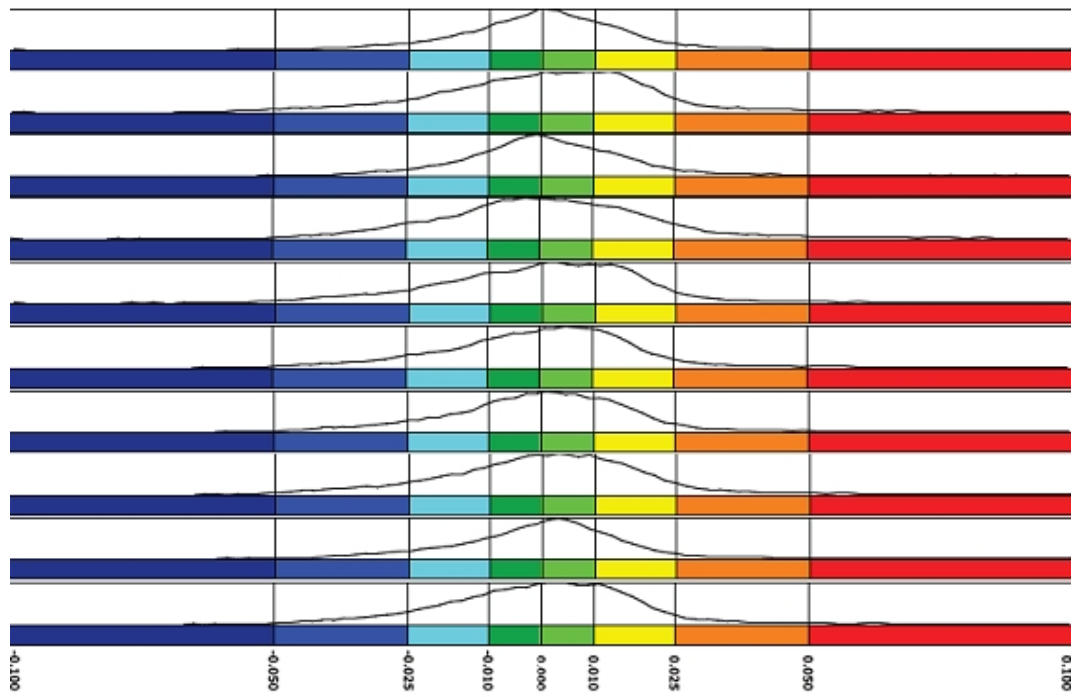
Slika 36. Mapa regiona u boji – KaVo Everest uređaj za digitalizaciju



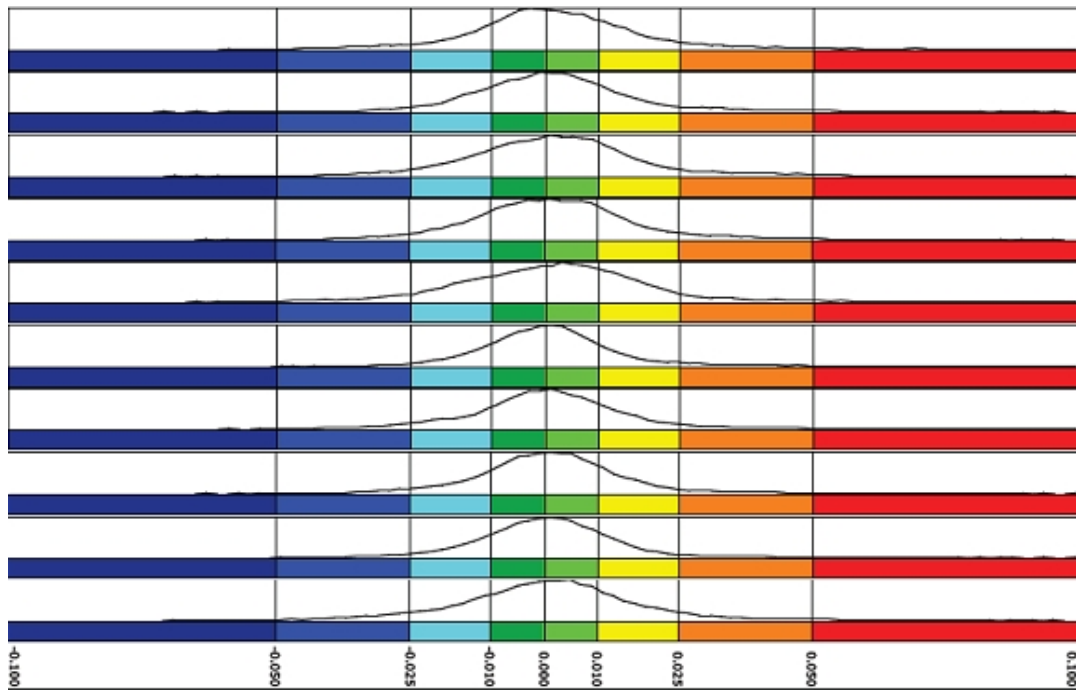
Slika 37. Mapa regiona u boji – Trios uređaj za digitalizaciju



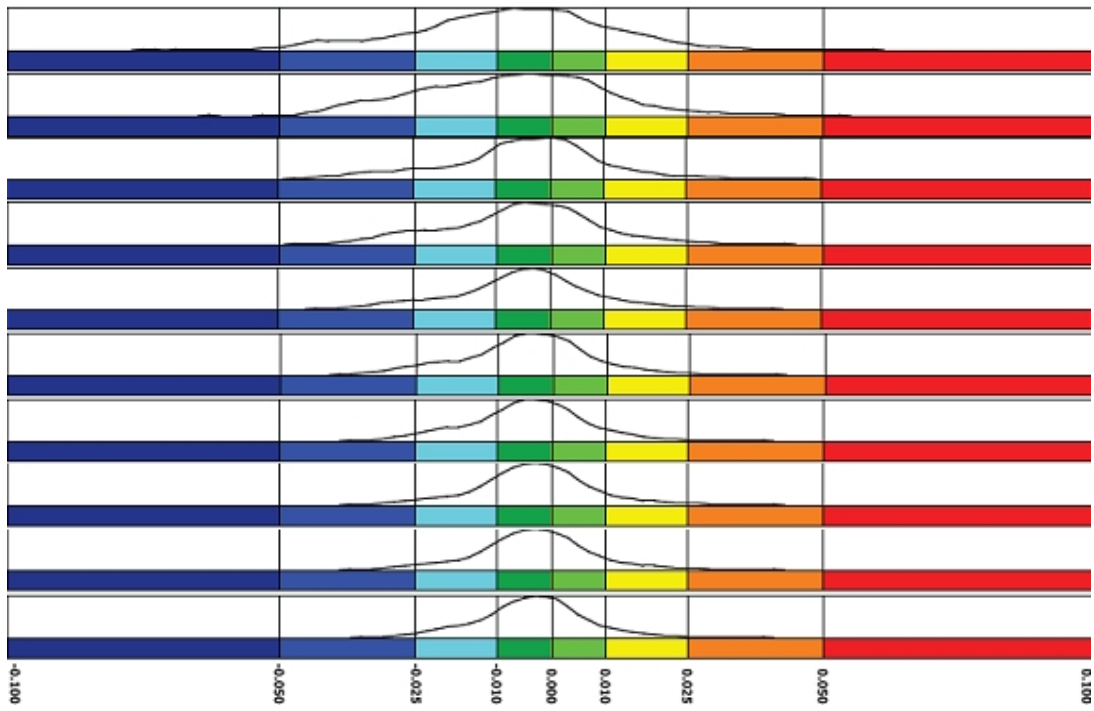
Slika 38. Mapa regiona u boji – Sinergia Scan uređaj za digitalizaciju



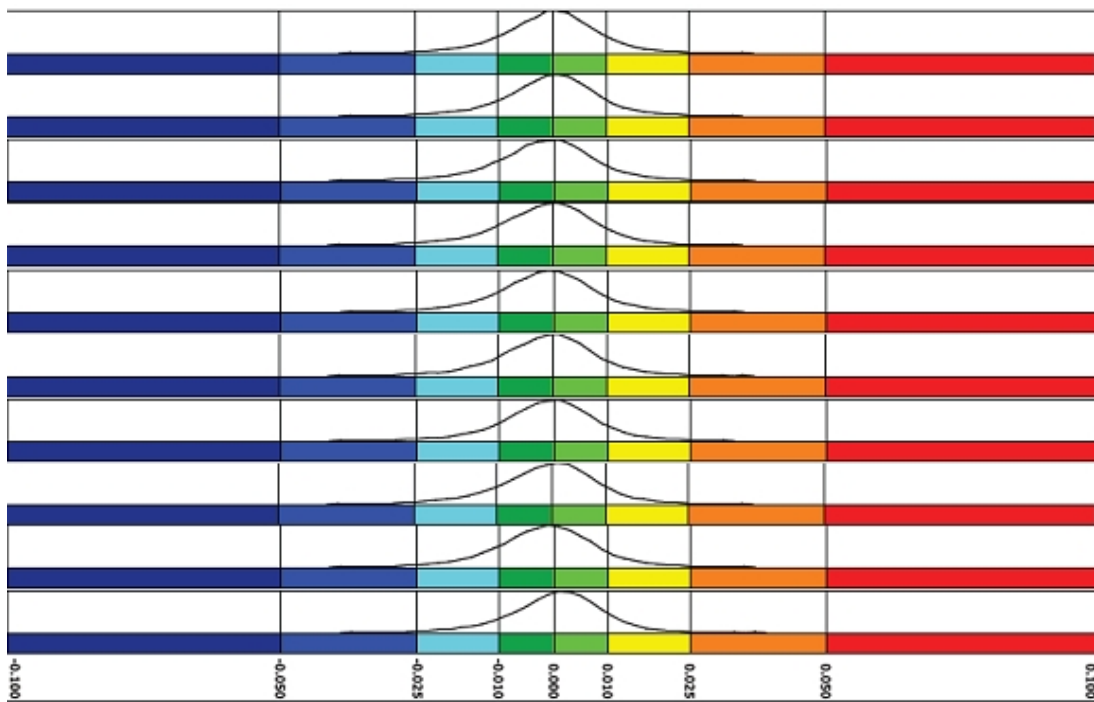
Slika 39. Histogram – Cerec[®] AC uređaj za digitalizaciju



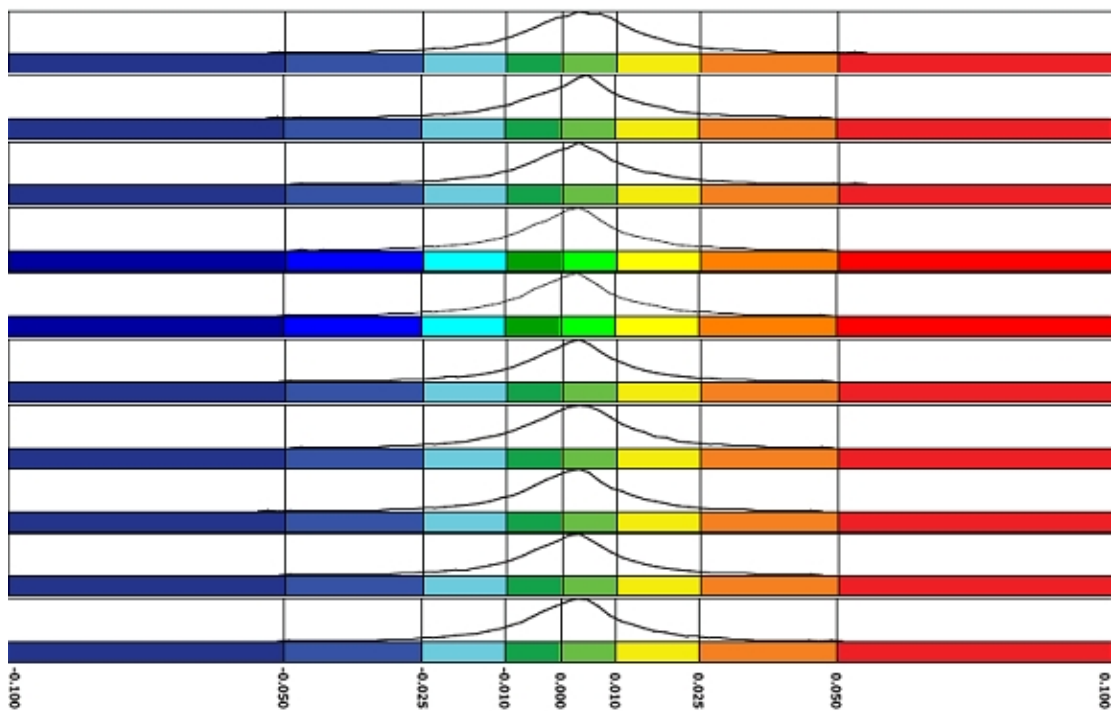
Slika 40. Histogram – Cerec[®] InEos Blue uređaj za digitalizaciju



Slika 41. Histogram – KaVo Everest uređaj za digitalizaciju



Slika 42. Histogram – Trios uređaj za digitalizaciju



Slika 43. Histogram – Sinergia Scan uređaj za digitalizaciju

7.3. KVANTITATIVNA ANALIZA REZULTATA KOJI PRIKAZUJU TAČNOST UREĐAJA ZA OPTIČKU DIGITALIZACIJU U ODNOSU NA DEFINISANE VREDNOSTI ODSUPANJA

Analiza rezultata pomoću softvera GOM Inspect V7 SR2 obuhvatala je proračune za odstupanja (tolerancijska polja) čije vrednosti iznose: 0,01, 0,025 i 0,05 mm.

Programski sistem GOM Inspect V7 SR2 u postupku analize odstupanja CAD eksperimentalnih modela u odnosu na CAD master model dobijene vrednosti grupiše u sledeće kategorije:

Positive fail – vrednosti koje predstavljaju odstupanja koja su za 100% veća od iznosa determinisane tolerancije.

Positive warm – vrednosti odstupanja koja se nalaze u opsegu od 75% do 100% od iznosa determinisane tolerancije.

Positive pass – vrednosti koje predstavljaju odstupanja koja se nalaze u opsegu od 0% do 75% od iznosa determinisane tolerancije.

Negative pass – vrednosti koje predstavljaju odstupanja koja se nalaze u opsegu od -75% do 0% od iznosa determinisane tolerancije.

Negative warm – vrednosti koje predstavljaju odstupanja koja se nalaze u opsegu od -100% do -75% od iznosa determinisane tolerancije.

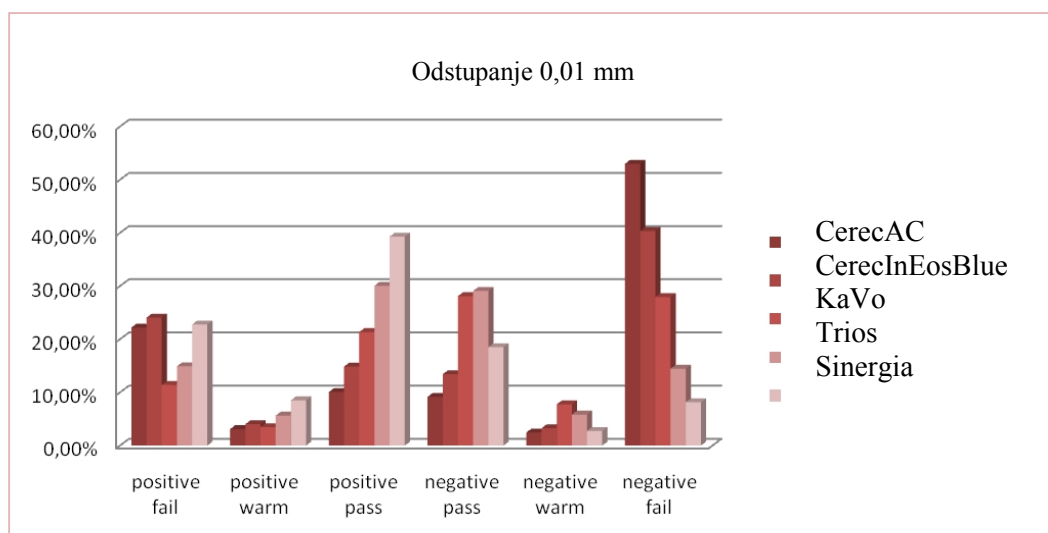
Negative fail – vrednosti koje predstavljaju odstupanja koja su manja -100% od iznosa determinisane tolerancije.

Analiza rezultata koji prikazuju tačnost na odstupanju 0,01 mm

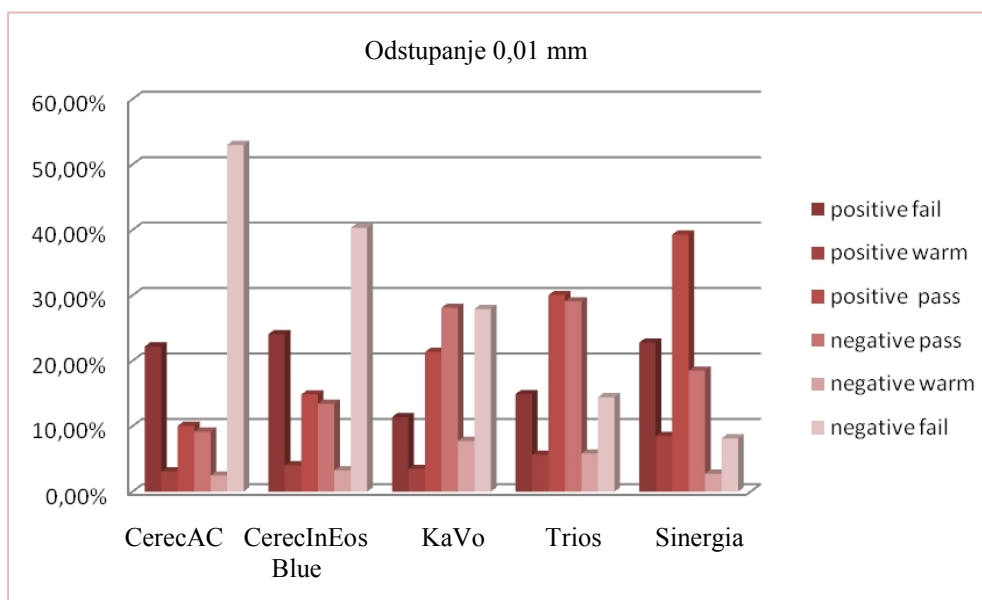
Statistička analiza rezultata za tolerancijsko polje čija vrednost iznosi 0,01mm prikazana je tabelarno i grafički. Uočava se da je najviši procenat *positive pass* vrednosti prisutan kod Sinergia Scan (39,29%), a najmanji kod Cerec[®] AC uređaja (10,08%). Vrednosti *negative pass* najviše su zastupljene kod Trios (29,09%), a najmanje kod Cerec[®] AC uređaja (9,17%). Najviši procenat *negative fail* vrednosti uočava se kod Cerec[®] AC uređaja (53,01%). Cerec[®] InEos Blue ima najviše odstupanja u oblasti *positive fail* (24,07%) . (Tabela 12, Grafikon 3,4)

Tabela 12. Procenatualna zastupljenost odstupanja (tolerancijsko polje 0,01 mm)

tolerancija 0,01 mm		CerecAC	CerecInEosBlue	KaVo	TRIOS	Sinergia
positive fail	više od 100%	22,20%	24,07%	11,40%	14,92%	22,78%
positive warm	75% do 100%	3,10%	4,03%	3,46%	5,64%	8,52%
positive pass	između 0% i 75%	10,08%	14,87%	21,36%	30,06%	39,29%
negative pass	između -75% i 0%	9,17%	13,43%	28,11%	29,09%	18,50%
negative warm	-100% do -75%	2,46%	3,26%	7,75%	5,83%	2,76%
negative fail	manje od -100%	53,01%	40,34%	27,93%	14,46%	8,15%
		100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%



Grafikon 3. Prikaz procentualne zastupljenosti odstupanja (tolerancijsko polje 0,01 mm)



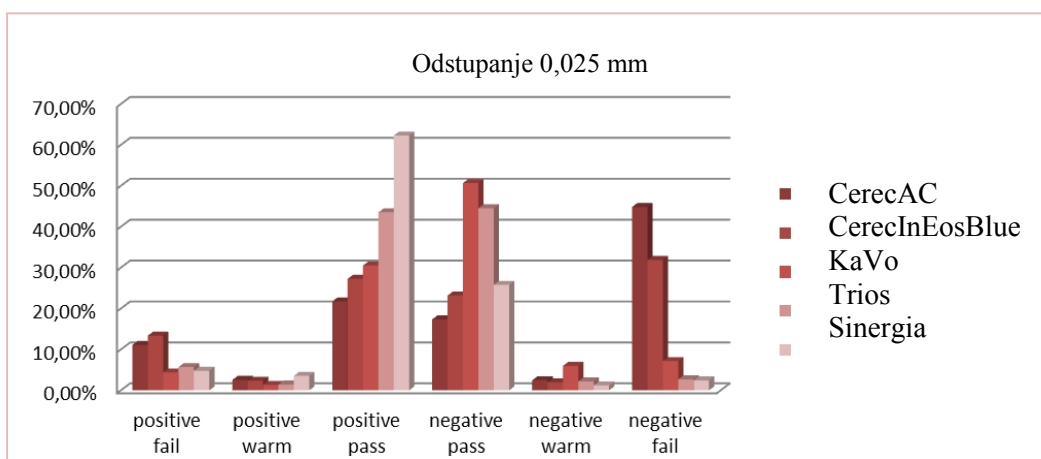
Grafikon 4. Raspored procentualne zastupljenosti odstupanja kod posmatranih uređaja (tolerancijsko polje 0,01 mm)

Analiza rezultata koji prikazuju tačnost na odstupanju 0,025 mm

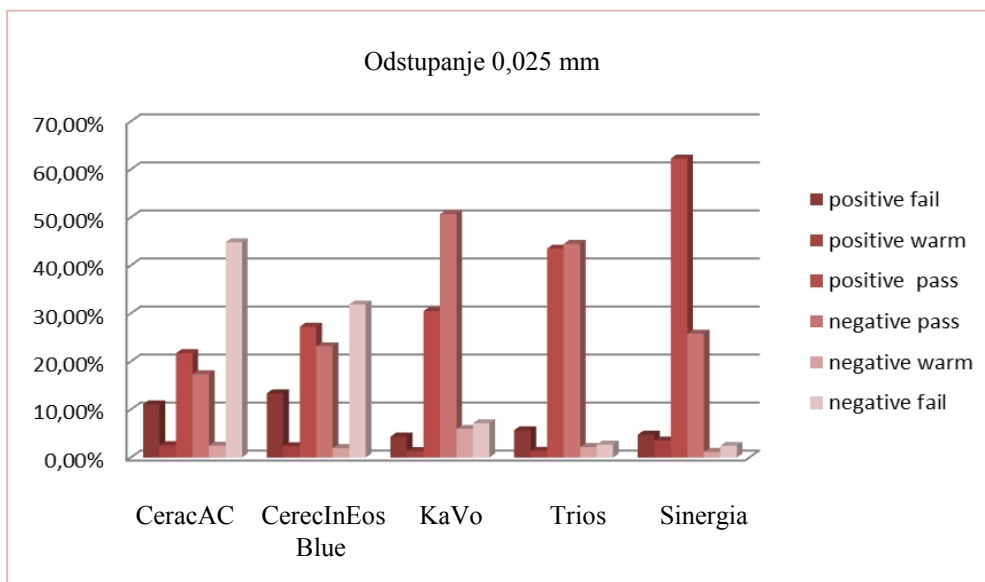
Najviši procenat *positive pass* vrednosti uočava se kod Sinergia Scan (62,28%), a najmanji kod Cerec[®] AC uređaja (21,73%). *Negative pass* vrednosti u najvećem procentu su prisutne kod KaVo Everest (50,67%), najmanje kod Cerec[®] AC (17,35%). Najviši procenat *negative fail* vrednosti zabeležen je kod Cerec[®] AC (44,82%), dok su *positive fail* vrednosti najviše zastupljene kod Cerec[®] InEos Blue uređaja (13,36%). (Tabela 13, Grafikon 5,6)

Tabela 13. Procenatualna zastupljenost odstupanja (tolerancijsko polje 0,025 mm)

tolerancija 0,025 mm		CerecAC	CerecInEos Blue	KaVo	TRIOS	Sinergia
positive fail	više od 100%	11,08%	13,36%	4,35%	5,69%	4,78%
positive warm	75% do 100%	2,56%	2,35%	1,35%	1,42%	3,54%
positive pass	između 0% i 75%	21,73%	27,26%	30,51%	43,52%	62,28%
negative pass	između -75% i 0%	17,35%	23,17%	50,67%	44,50%	25,78%
negative warm	-100% do -75%	2,46%	1,98%	5,97%	2,20%	1,19%
negative fail	manje od -100%	44,82%	31,88%	7,14%	2,68%	2,43%
		100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%



Grafikon 5. Prikaz procentualne zastupljenosti odstupanja (tolerancijsko polje 0,025 mm)



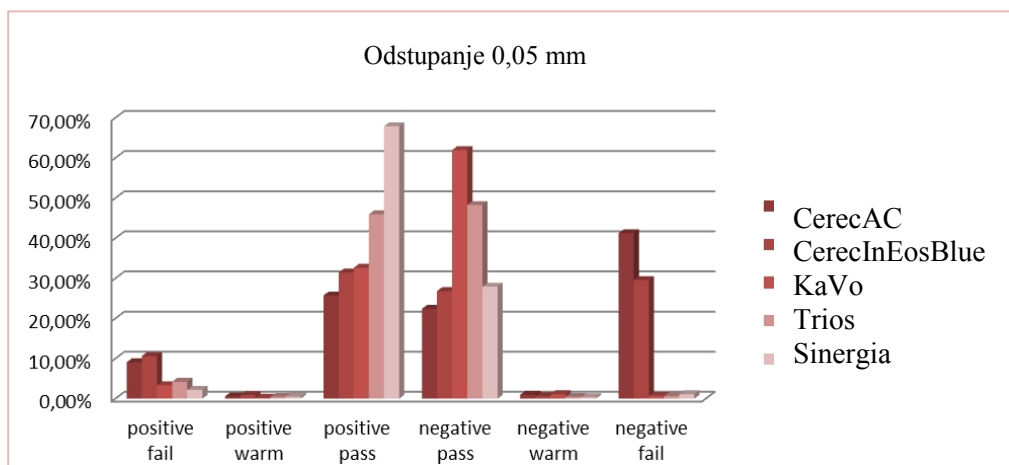
Grafikon 6. Raspored procentualne zastupljenosti odstupanja kod posmatranih uređaja (tolerancijsko polje 0,025 mm)

Analiza rezultata koji prikazuju tačnost na odstupanju 0,05 mm

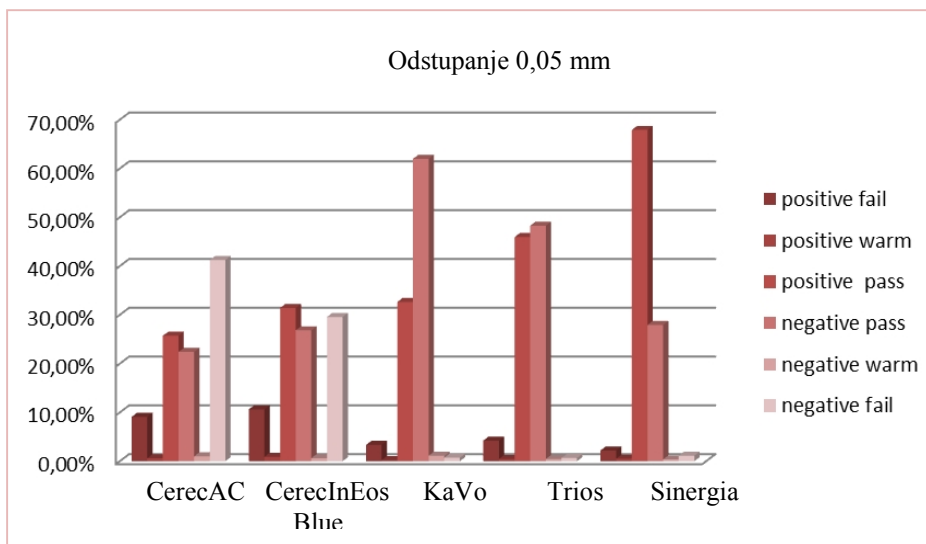
Uočava se da je najviši procenat *positive pass* vrednosti prisutan kod Sinergia Scan (67,90%), a najmanji kod Cerec[®] AC uređaja (25,71%). *Negative pass* vrednosti u najvećem procentu su zastupljene kod KaVo Everest (61,97%). Cerec[®] AC uređaj ima najmanji procenat *negative pass* (22,40%) i najviši procenat *negative fail* vrednosti (42,24%). Najveći procenat odstupanja u oblasti *positive fail* ima Cerec[®]InEos Blue (10,63%). (Tabela 14, Grafikon 7,8)

Tabela 14. Procentualna zastupljenost odstupanja (tolerancijsko polje 0,05 mm)

tolerancija 0,05 mm		CerecAC	CerecInEosBlue	KaVo	TRIOS	Sinergia
positive fail	više od 100%	9,07%	10,63%	3,35%	4,23%	2,20%
positive warm	75% do 100%	0,59%	0,91%	0,23%	0,45%	0,49%
positive pass	između 0% i 75%	25,71%	31,43%	32,63%	45,94%	67,90%
negative pass	između -75% i 0%	22,40%	26,82%	61,97%	48,27%	27,92%
negative warm	-100% do -75%	0,99%	0,63%	1,11%	0,45%	0,36%
negative fail	manje od -100%	41,24%	29,57%	0,70%	0,65%	1,12%
		100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%



Grafikon 7. Prikaz procentualne zastupljenosti odstupanja (tolerancijsko polje 0,05 mm)



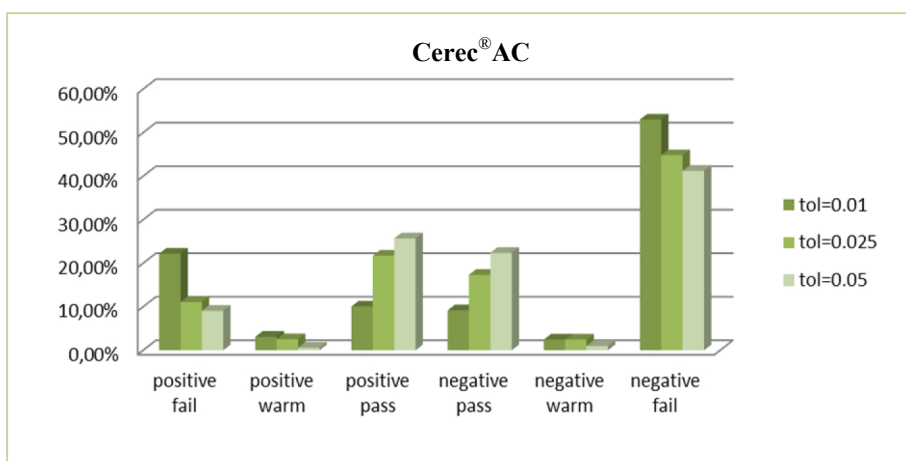
Grafikon 8. Raspored procentualne zastupljenosti odstupanja kod posmatranih uređaja (tolerancijsko polje 0,05 mm)

Analiza rezultata koji prikazuju tačnost Cerec[®] AC uređaja u odnosu na definisane vrednosti odstupanja

Uporednom analizom odstupanja kod Cerec[®] AC uređaja uočava se da je najveća procentualna zastupljenost *positive pass* (25,71%) i *negative pass* (22,40%) vrednosti u zoni tolerancije od 0,05 mm. Vrednosti *negative fail* (53,01%) i *positive fail* (22,20%) u najvećem procentu su zastupljene u zoni tolerancije 0,01 mm. (Tabela 15, Grafikon 9)

Tabela 15. Procentualna zastupljenost odstupanja kod Cerec[®] AC uređaja

	CerecAC		
	tol=0,01 mm	tol=0,025 mm	tol=0,05 mm
positive fail	22,20%	11,08%	9,07%
positive warm	3,10%	2,56%	0,59%
positive pass	10,08%	21,73%	25,71%
negative pass	9,17%	17,35%	22,40%
negative warm	2,46%	2,46%	0,99%
negative fail	53,01%	44,82%	41,24%



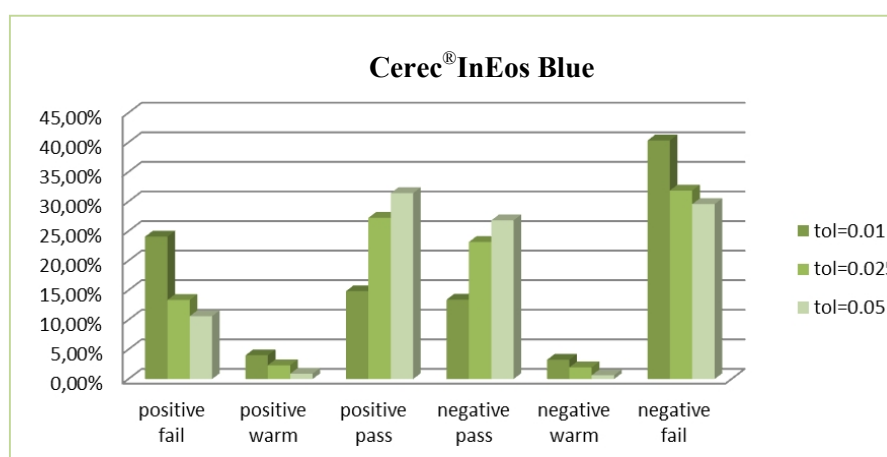
Grafikon 9. Prikaz procentualne zastupljenosti odstupanja

Analiza rezultata koji prikazuju tačnost Cerec® InEos Blue uređaja u odnosu na definisane vrednosti odstupanja

Analizom odstupanja kod uređaja Cerec® InEos Blue uočava se da je najveća procentualna zastupljenost *positive pass* (31,43%) i *negative pass* (26,82%) vrednosti u zoni tolerancije od 0,05 mm. Vrednosti *negative fail* (40,34%) i *positive fail* (24,07%) u najvećem procentu su zastupljene u zoni tolerancije od 0,01 mm. (Tabela 16, Grafikon 10)

Tabela 16. Procentualna zastupljenost odstupanja kod Cerec® InEos uređaja

	CerecInEos Blue		
	tol=0,01 mm	tol=0,025 mm	tol=0,05 mm
positive fail	24,07%	13,36%	10,63%
positive warm	4,03%	2,35%	0,91%
positive pass	14,87%	27,26%	31,43%
negative pass	13,43%	23,17%	26,82%
negative warm	3,26%	1,98%	0,63%
negative fail	40,34%	31,88%	29,57%



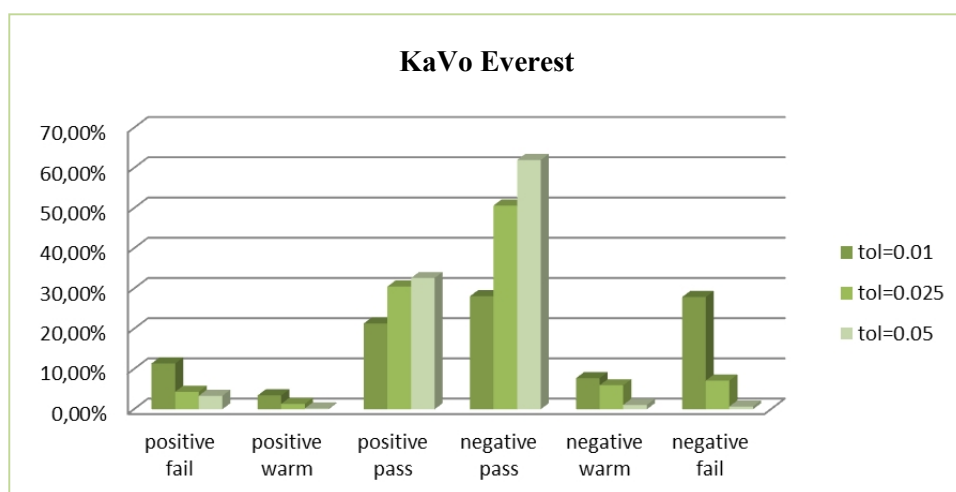
Grafikon 10. Prikaz procentualne zastupljenosti odstupanja

Analiza rezultata koji prikazuju tačnost KaVo Everest uređaja u odnosu na definisane vrednosti odstupanja

Prikaz definisanih vrednosti odstupanja za uređaj KaVo Everest pokazuje da je najveća procentualna zastupljenost u zoni tolerancije od 0,05 mm, iznosi za *positive pass* 32,63% i *negative pass* 61,97%. Vrednosti *negative fail* (27,93%) i *positive fail* (11,40%) u najvećem procentu su zastupljene u zoni tolerancije od 0,01 mm. (Tabela 17, Grafikon 11)

Tabela 17. Procentualna zastupljenost odstupanja kod KaVo Everest uređaja

	KaVo Everest		
	tol=0,01mm	tol=0,025mm	tol=0,05mm
positive fail	11,40%	4,35%	3,35%
positive warm	3,46%	1,35%	0,23%
positive pass	21,36%	30,51%	32,63%
negative pass	28,11%	50,67%	61,97%
negative warm	7,75%	5,97%	1,11%
negative fail	27,93%	7,14%	0,70%



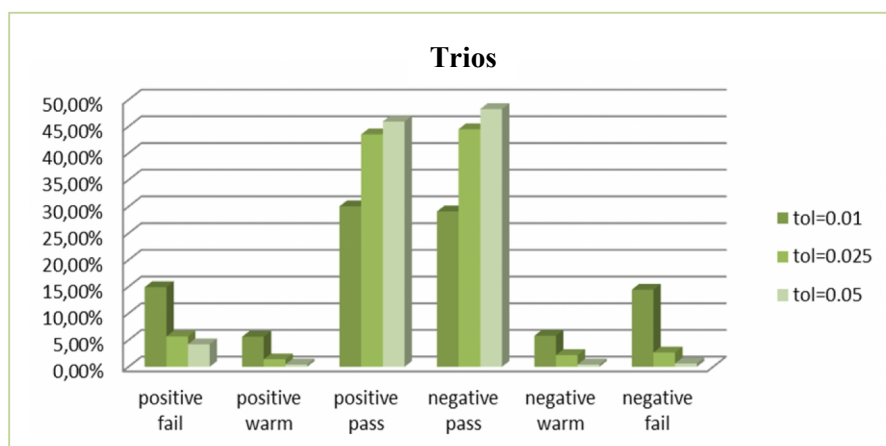
Grafikon 11. Prikaz procentualne zastupljenosti odstupanja

Analiza rezultata koji prikazuju tačnost Trios uređaja u odnosu na definisane vrednosti odstupanja

Analizom definisanih tolerancija kod Trios uređaja uočava se da je najveća procentualna zastupljenost *positive pass* (45,94%) i *negative pass* (48,27%) vrednosti u zoni tolerancije 0,05 mm. Vrednosti *negative fail* (14,46%) i *positive fail* (14,92%) u najvećem procentu su zastupljene u zoni tolerancije od 0,01 mm. (Tabela 18, Grafikon 12)

Tabela 18. Procentualna zastupljenost odstupanja kod Trios uređaja

	TRIOS		
	tol=0,01mm	tol=0,025mm	tol=0,05mm
positive fail	14,92%	5,69%	4,23%
positive warm	5,64%	1,42%	0,45%
positive pass	30,06%	43,52%	45,94%
negative pass	29,09%	44,50%	48,27%
negative warm	5,83%	2,20%	0,45%
negative fail	14,46%	2,68%	0,65%



Grafikon 12. Prikaz procentualne zastupljenosti odstupanja

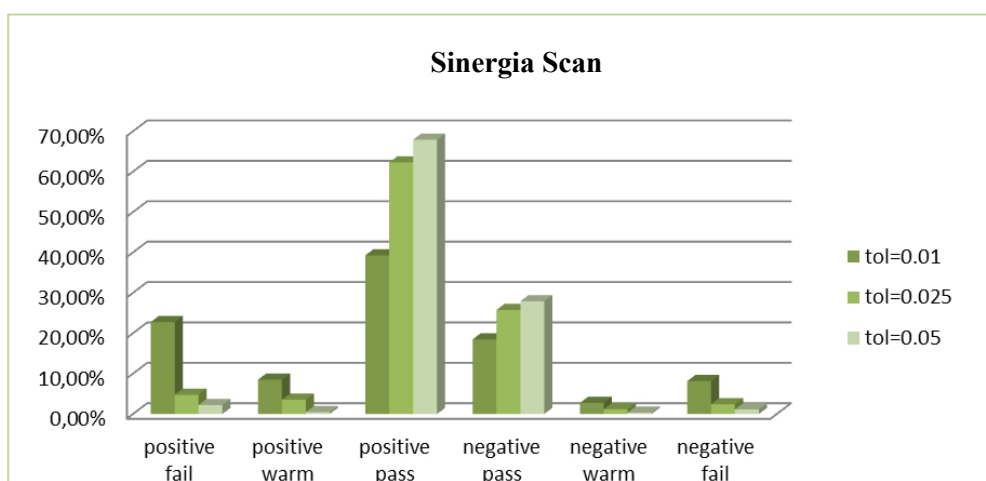
Analiza rezultata koji prikazuju tačnost Sinergia Scan uređaja u odnosu na definisane vrednosti odstupanja

Analizom definisanih vrednosti odstupanja kod Sinergia Scan uređaja uočava se da je najveća procentualna zastupljenost *positive pass* (67,90%) i *negative pass*

(27,92%) u zoni tolerancije od 0,05 mm. Vrednosti *negative fail* (8,15%) i *positive fail* (22,78%) u najvećem procentu su zastupljene u zoni tolerancije 0,01 mm. (Tabela 19, Grafikon 13)

Tabela 19. Procentualna zastupljenost odstupanja kod Sinergia Scan uređaja

	Sinergia Scan		
	tol=0,01mm	tol=0,025mm	tol=0,05mm
positive fail	22,78%	4,78%	2,20%
positive warm	8,52%	3,54%	0,49%
positive pass	39,29%	62,28%	67,90%
negative pass	18,50%	25,78%	27,92%
negative warm	2,76%	1,19%	0,36%
negative fail	8,15%	2,43%	1,12%



Grafikon 13. Prikaz procentualne zastupljenosti odstupanja

7.4. KVANTITATIVNA ANALIZA REZULTATA KOJI PRIKAZUJU PRECIZNOST I TAČNOST UREĐAJA U POSTUPKU DIGITALIZACIJE GORNJEG DESNOG CENTRALNOG SEKUTIĆA

Kvantitativna analiza rezultata koji prikazuju preciznost uređaja u postupku digitalizacije gornjeg desnog centralnog sekutića

Kvantitativna analiza rezultata koji predstavljaju pokazatelj preciznosti uređaja u postupku digitalizacije zuba 11 obuhvatala je analizu srednjih vrednosti standardnih od-

stupanja CAD eksperimentalnih uzoraka u odnosu na CAD master model. (Tabela 20)
Najviša srednja vrednost standardnih odstupanja uočava se kod Trios (0,0183 mm), a najniža kod Cerec[®]InEos Blue (0,0119 mm) uređaja.

Tabela 20. Statistička analiza rezultata srednjih vrednosti standardnih odstupanja

Uređaj	Broj uzoraka	Srednja vrednost odstupanja	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent asimetrije	Koeficijent spljoštenosti
CerecAC	10	0,0130202	0,00262757	0,0107474	0,0199416	3,05425	4,11998
CerecInEosBlue	10	0,0119771	0,00226383	0,00899719	0,0165383	0,956046	0,215821
KaVo	10	0,0163476	0,00786398	0,00860144	0,032381	1,5397	0,356419
Sinergia	10	0,0122146	0,00155414	0,0101194	0,0141137	-0,361168	-0,981271
TRIOS	10	0,0183694	0,00236604	0,0165601	0,024252	2,57663	2,75181
Ukupno	50	0,0143858	0,00464659	0,00860144	0,032381	5,08833	5,91523

- Svi numerički podaci su izraženi u milimetrima.

Tabela 21. Jednofaktorska analiza varijanse (ANOVA)

Poreklo	Suma kvadrata	Stepen slobode	Srednja vrednost sume kvadrata	F- koeficijent	P-Vrednost
Između grupa	0,000320985	4	0,0000802464	4,90	0,0023
Unutar grupa	0,000736962	45	0,0000163769		
Ukupno	0,00105795	49			

Vrednost $p = 0,0023$, ($p < 0,05$) ukazuje da sa pouzdanošću od 95% prihvatamo hipotezu na osnovu koje se smatra da postoji statistički značajna razlika u preciznosti između posmatranih uređaja u postupku digitalizacije zuba 11. (Tabel 21)

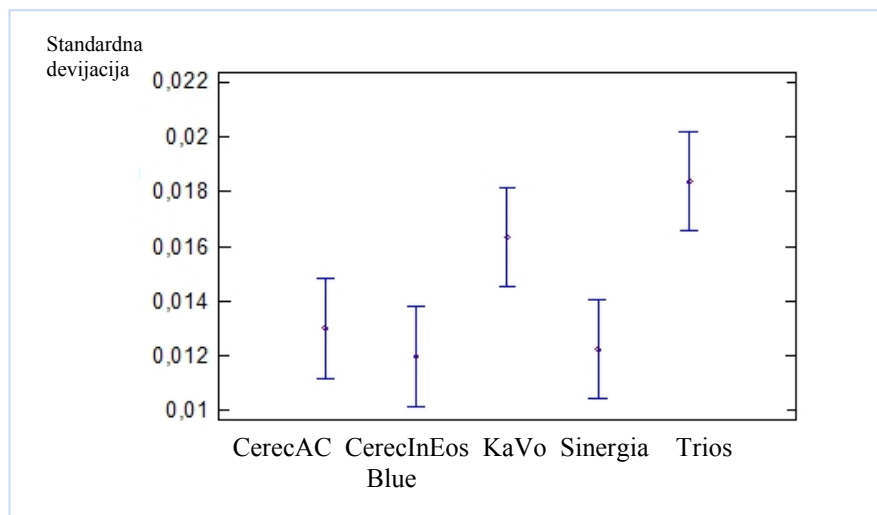
Tabela 22. Poređenje urađaja na osnovu preciznosti postupka digitalizacije

Uređaji	Razlika	+/- granica odstupanja
CerecAC - CerecInEosBlue	0,0010431	0,00364514
CerecAC - KaVo	-0,00332741	0,00364514
CerecAC - Sinergia	0,00080562	0,00364514
CerecAC - TRIOS	* -0,00534918	0,00364514
CerecInEosBlue - KaVo	* -0,00437051	0,00364514
CerecInEosBlue - Sinergia	-0,000237482	0,00364514
CerecInEos Blue- TRIOS	* -0,00639229	0,00364514
KaVo - Sinergia	* 0,00413303	0,00364514
KaVo - TRIOS	-0,00202177	0,00364514
Sinergia - TRIOS	* -0,0061548	0,00364514

* prisutna statistički značajna razlika

Poređenjem kvantitativnih vrednosti kojima je iskazana preciznost uređaja u postupku digitalizacije zuba 11 ustanovljeno je da postoji statistički značajna razlika između: Cerec[®]AC – Trios, Cerec[®]InEos Blue – KaVo Everest, Cerec[®]InEos Blue – Trios, KaVo Everest – Sinergia Scan i Sinergia Scan – Trios. Između rezultata koji

kvantitativno prikazuju preciznost uređaja Cerec® AC – Cerec® InEos Blue, Cerec® AC – KaVo Everest, Cerec® AC – Sinergia Scan, Cerec® InEos Blue – Sinergia Scan i KaVo Everest – Trios nije prisutna statistički značajna razlika. (Tabela 22)



Grafikon 14. Prikaz intervala poverenja za preciznost

Najniže vrednosti intervala poverenja prisutne su kod Cerec® InEos Blue (0,0089 – 0,0165 mm), a najviše kod Trios uređaja (0,0165 – 0,0242 mm). (Tabela 21, Grafikon 14)

Kvantitativna analiza rezultata koji prikazuju tačnost uređaja u postupku digitalizacije gornjeg desnog centralnog sekutića

Kvantitativna analiza rezultata koji prikazuju tačnost uređaja u postupku digitalizacije gornjeg desnog centralnog sekutića obuhvatala je poređenja srednjih vrednosti odstupanja CAD eksperimentalnih uzoraka u odnosu na CAD master model, na 2D uzorku vertikalnog preseka zuba. (Tabela 23)

Tabela 23. Statistička analiza rezultata srednjih vrednosti odstupanja

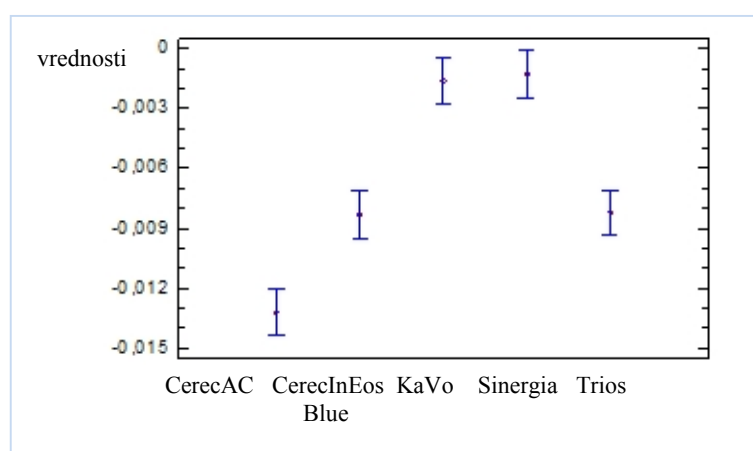
Uređaj	Broj uzoraka	Srednja vrednost odstupanja	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent asimetrije	Koeficijent spljoštenosti
CerecAC	10	-0,0132041	0,0019558	-0,0158562	-0,00902526	1,16546	0,806731
CerecInEosBlue	10	-0,00831076	0,00368688	-0,014009	-0,0032949	-0,543393	-0,788839
KaVo	10	-0,00160541	0,00331056	-0,00981134	0,000658303	-2,63187	2,70691
Sinergia	10	-0,00129225	0,00136896	-0,0037693	0,00132674	0,192151	0,716803
TRIOS	10	-0,00820356	0,00165403	-0,0101871	-0,00484475	0,957421	0,336857
Ukupno	50	-0,00652322	0,0051881	-0,0158562	0,00132674	-0,362537	-1,86597

- Svi numerički podaci su izraženi u milimetrima.

Test jednofaktorske analize varijanse pokazuje da je $p = 0,0000$, ($p < 0,05$), što znači da sa pouzdanošću od 95% prihvatamo hipotezu, na osnovu koje se smatra da postoji statistički značajna razlika u tačnosti posmatranih uređaja u postupku digitalizacije zuba 11. (Tabela 24)

Tabela 24. Jednofaktorska analiza varijanse (ANOVA)

Izvor	Suma kvadrata	Stepen slobode	Srednja vrednost sume kvadrata	F- koeficijent	P-vrednost
Između grupa	0,00102201	4	0,000255503	38,73	0,0000
Unutar grupa	0,000296892	45	0,0000065976		
Ukupno	0,0013189	49			



Grafikon 15. Prikaz intervala poverenja za tačnost posmatranih uređaja

Grafički prikaz intervala poverenja ukazuje na prisustvo statistički značajne razlike u tačnosti uređaja. Najniže vrednosti odstupanja pojedinačnih CAD eksperimentalnih uzoraka zuba 11 u odnosu na CAD master model zabeležene su kod Cerec[®]AC (od -0,0158 do -0,0090 mm), a najviše kod Sinergia Scan uređaja (-0,0037 do 0,0013 mm). (Tabela 23, Grafikon 15)

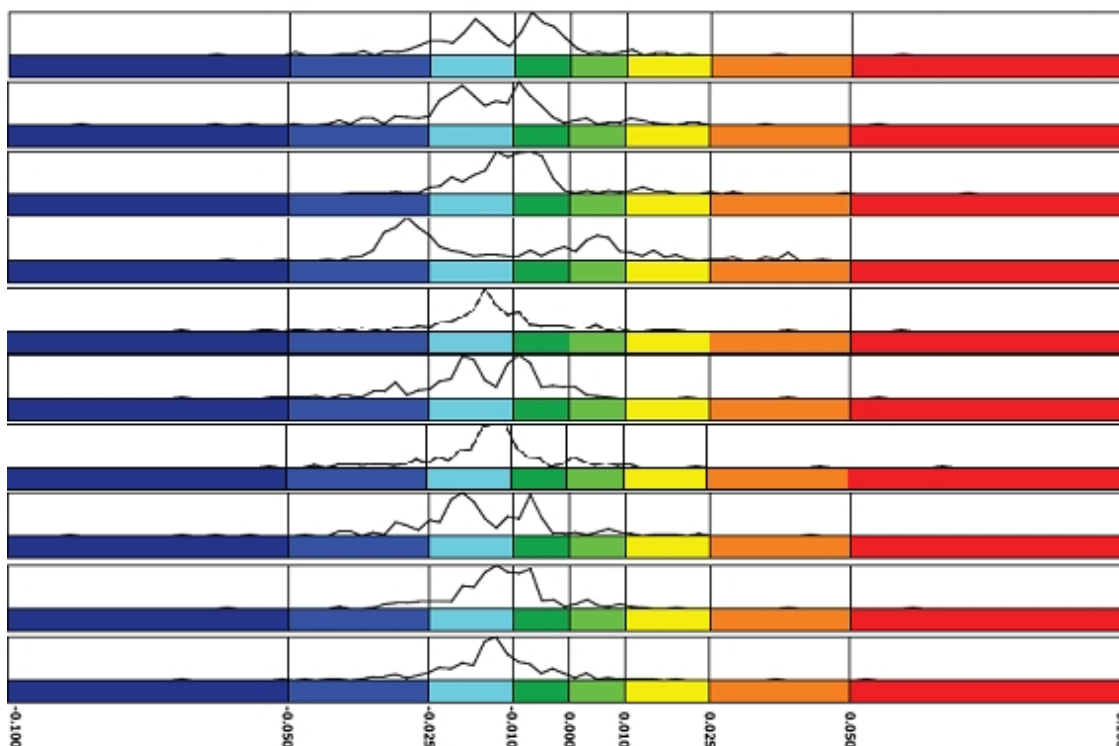
Poređenjem kvantitativnih pokazatelja tačnosti uređaja u postupku digitalizacije vertikalnog preseka zuba 11 ustanovljeno je da postoji statistički značajna razlika u tačnosti između: Cerec[®]AC – Cerec[®]InEos Blue, Cerec[®]AC – KaVo Everest, Cerec[®]AC – Sinergia Scan, Cerec[®]AC – Trios, Cerec[®]InEos – KaVo Everest, Cerec[®]InEos Blue – Sinergia Scan, KaVo Everest – Trios i Sinergia Scan – Trios. Između uređaja Cerec[®]InEos Blue – Trios i KaVo Everest – Sinergia Scan nije prisutna statistički značajna razlika. (Tabela 25)

Tabela 25. Poređenje uređaja na osnovu stepena tačnosti postupka digitalizacije

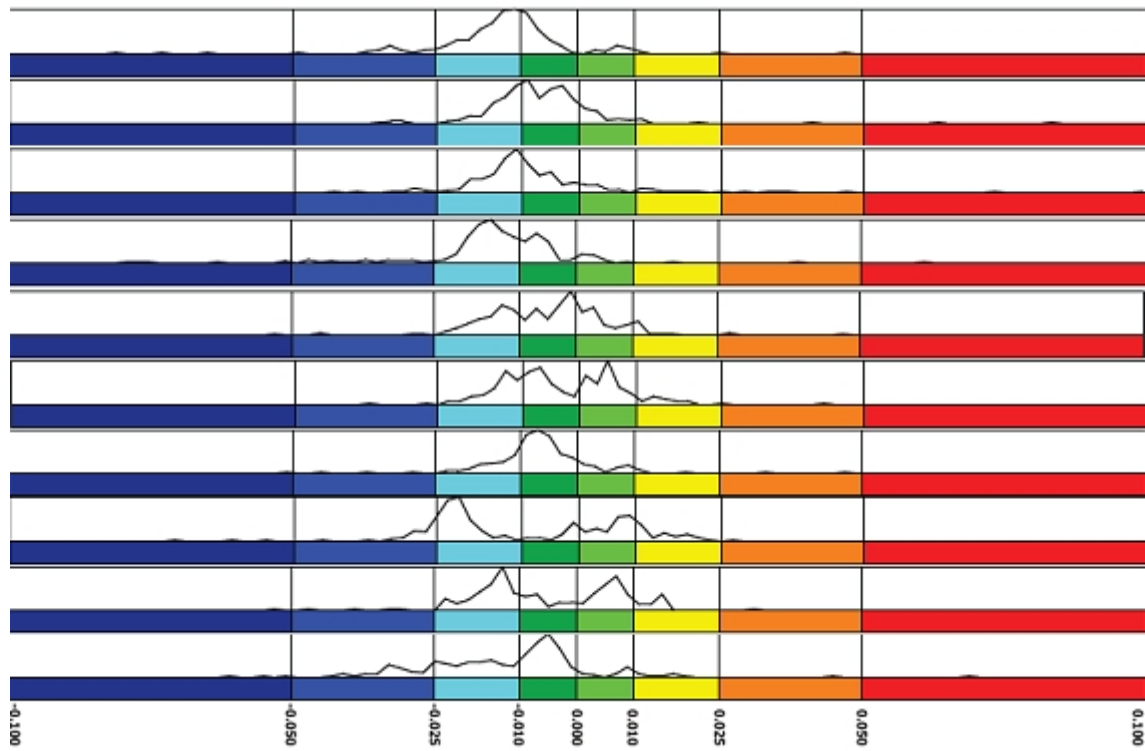
Uređaji		Razlika	+/- granica odstupanja
CerecAC - CerecInEosBlue	*	-0,00489334	0,00231361
CerecAC - KaVo	*	-0,0115987	0,00231361
CerecAC - Sinergia	*	-0,0119119	0,00231361
CerecAC - TRIOS	*	-0,00500055	0,00231361
CerecInEosBlue - KaVo	*	-0,00670536	0,00231361
CerecInEosBlue - Sinergia	*	-0,00701852	0,00231361
CerecInEosBlue - TRIOS		-0,000107209	0,00231361
KaVo - Sinergia		-0,000313161	0,00231361
KaVo - TRIOS	*	0,00659815	0,00231361
Sinergia - TRIOS	*	0,00691131	0,00231361

* prisutna statistički značajna razlika

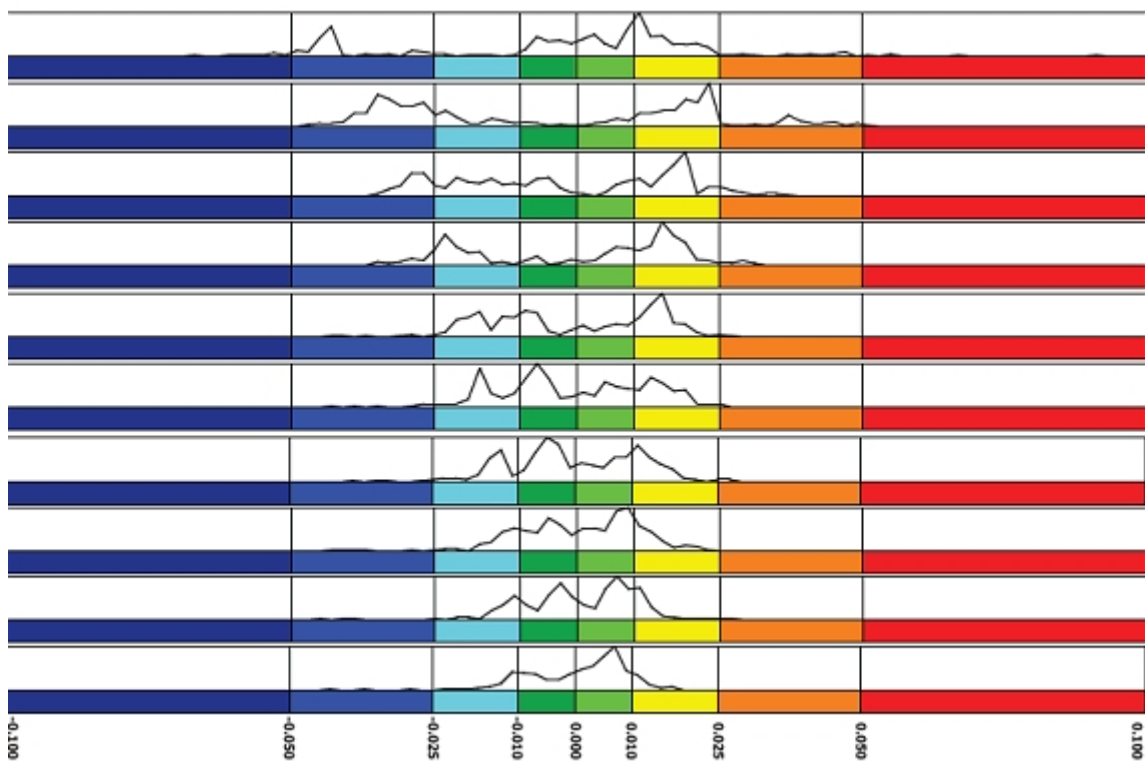
Kvalitativna analiza rezultata koji prikazuju tačnost i preciznost uređaja za digitalizaciju prikazana je pomoću histograma. Analizom grafikona uočava se da kod uzoraka koji predstavljaju posmatrane uređaje odstupanja nemaju ravnomernu raspodelu i distribuciju. Postoje značajne razlike u položaju i izgledu apscisa histograma između uzoraka eksperimentalnih grupa i uzoraka unutar svake pojedinačne grupe, koje ukazuju na prisustvo razlika u preciznosti i tačnosti uređaja. (Slika 44,45,46,47,48)



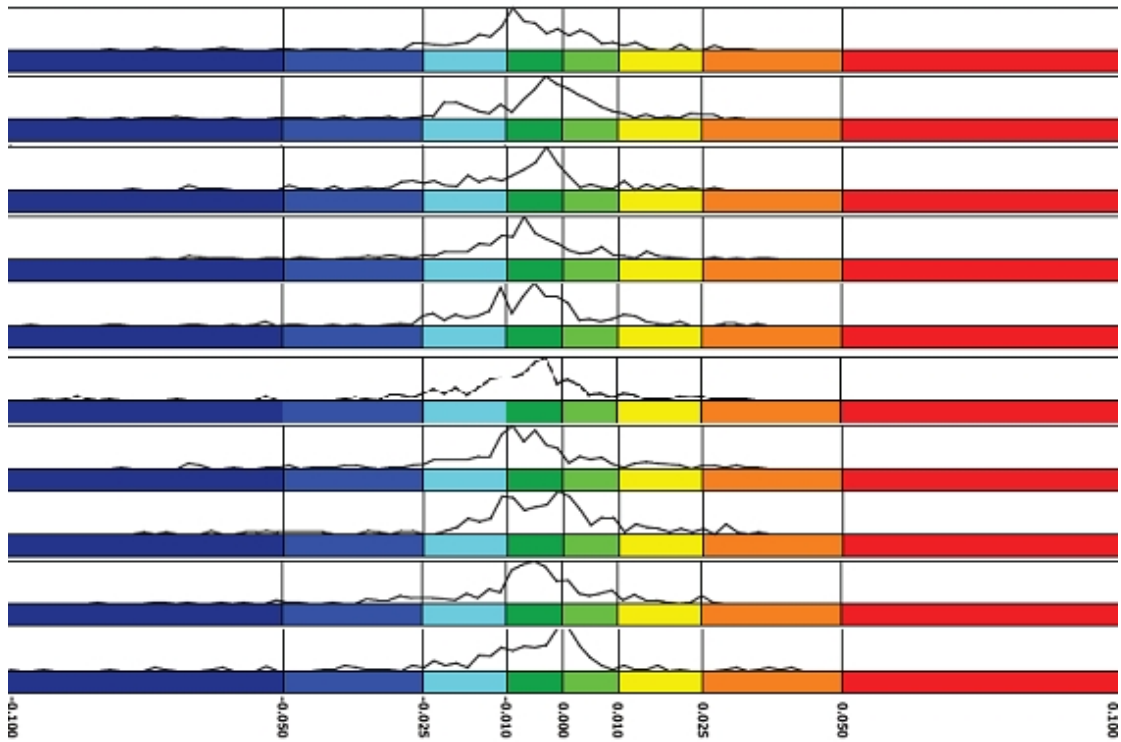
Slika 44. Histogram – Cerec[®] AC uređaj za digitalizaciju



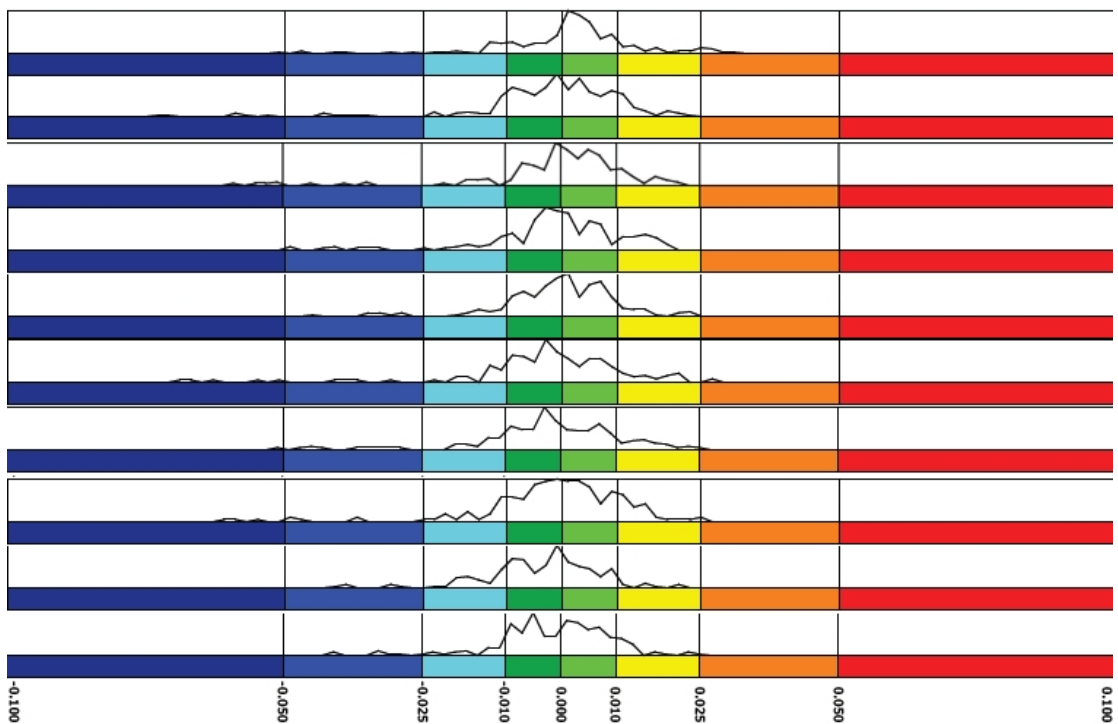
Slika 45. Histogram – Cerec[®]InEos Blue uređaj za digitalizaciju



Slika 46. Histogram – KaVo Everest uređaj za digitalizaciju



Slika 47. Histogram – Trios uređaj za digitalizaciju



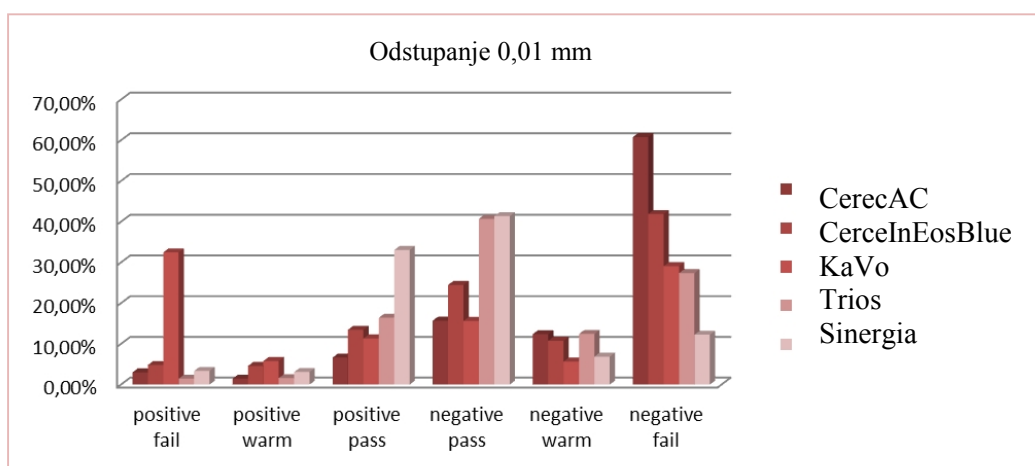
Slika 48. Histogram – Sinergia Scan uređaj za digitalizaciju

Analiza rezultata koji prikazuju tačnost uređaja u postupku digitalizacije gornjeg desnog centralnog sekutića za odstupanje čija vrednost iznosi 0,01 mm

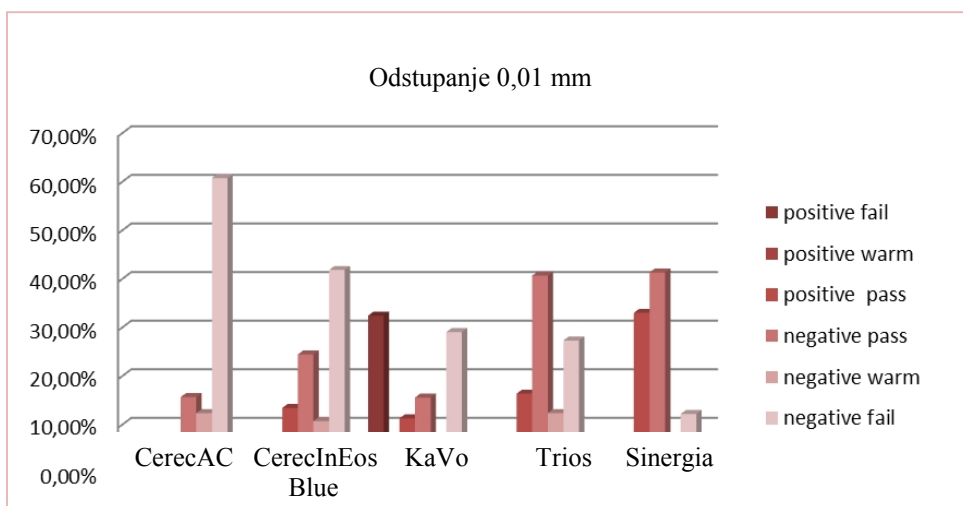
Rezultati koji prikazuju tačnost uređaja u postupku digitalizacije zuba 11 za odstupanje čija vrednost iznosi 0,01 mm prikazani su tabelarno i grafički. Najveći procenat *positive pass* (33,06%) i *negative pass* (41,37%) vrednosti prisutan je kod Sinergia Scan uređaja. Vrednosti *positive pass* u najmanjem procenatu su zastupljene kod Cerec[®] AC (6,64%), a *negative pass* kod KaVo Everest uređaja (15,63%). Najveći procenat *negative fail* vrednosti zabeležen je kod Cerec[®] AC uređaja (60,80%). KaVoEverest pokazuje najveći procenat odstupanja u oblasti *positive fail* (32,48%). (Tabela 26, Grafikon 16, 17)

Tabela 26. Procentualna zastupljenost odstupanja (tolerancijsko polje 0,01 mm)

tolerancija (0,01 mm)		CerecAC	CerecInEosBlue	KaVo	TRIOS	Sinergia
positive fail	više od 100%	3,00%	4,81%	32,48%	1,45%	3,36%
positive warm	75% do 100%	1,47%	4,58%	5,80%	1,59%	3,10%
positive pass	između 0% i 75%	6,64%	13,47%	11,34%	16,43%	33,06%
negative pass	između -75% i 0%	15,71%	24,49%	15,63%	40,72%	41,37%
negative warm	-100% do -75%	12,39%	10,77%	5,67%	12,43%	6,87%
negative fail	manje od -100%	60,80%	41,88%	29,09%	27,38%	12,24%
		100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%



Grafikon 16. Prikaz procentualne zastupljenosti odstupanja (tolerancijsko polje 0,01mm)



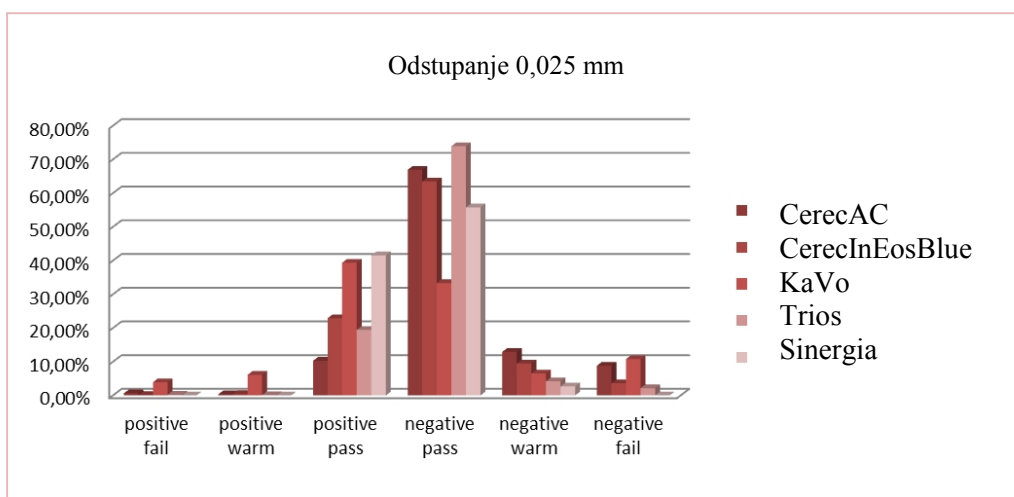
Grafikon 17. Raspored procentualne zastupljenosti odstupanja kod posmatranih uređaja (tolerancijsko polje 0,01 mm)

Analiza rezultata koji prikazuju tačnost uređaja u postupku digitalizacije gornjeg desnog centralnog sekutića za odstupanje čija vrednost iznosi 0,025 mm

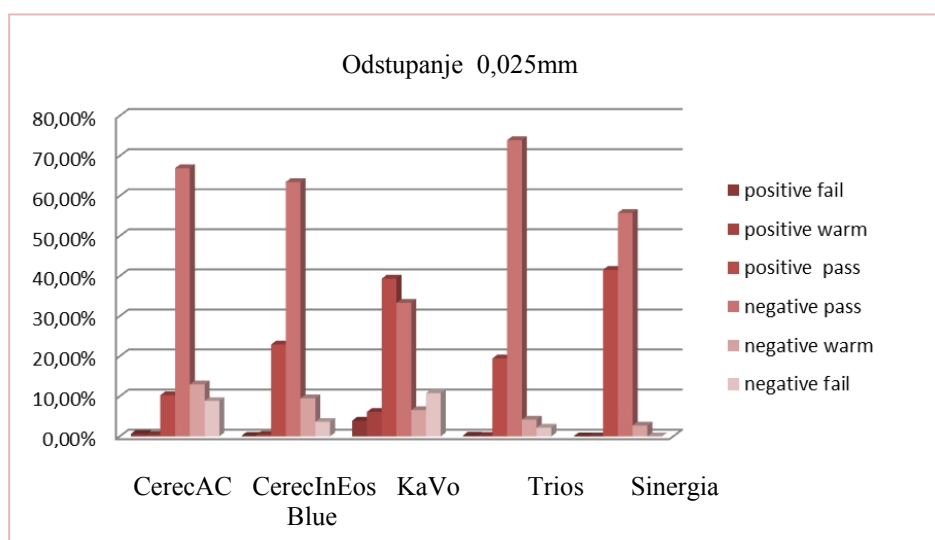
Najveći procenat *positive pass* (41,57%) vrednosti prisutan je kod Sinergia Scan, a najmanji kod Cerec[®] AC (10,29%). Vrednosti *negative pass* (73,92%) najviše su zastupljene kod Trios, a najmanje kod Cerec[®] AC uređaja (66,94%). Najveći procenat *positive fail* (3,93%) vrednosti prisutan je kod KaVo Everest uređaja. *Negative fail* vrednosti u najmanjem procentu su zastupljene kod Sinergia Scan (0,00%). (Tabela 27, Grafikon 18,19)

Tabela 27. Procentualna zastupljenost odstupanja (tolerancijsko polje 0,025 mm)

tolerancija (0,025 mm)	CerecAC	CerecInEosBlue	KaVo	TRIOS	Sinergia	
positive fail	više od 100%	0,63%	0,14%	3,93%	0,20%	0,00%
positive warm	75% do 100%	0,39%	0,41%	6,10%	0,10%	0,00%
positive pass	između 0% i 75%	10,29%	22,90%	39,35%	19,44%	41,57%
negative pass	između -75% i 0%	66,94%	63,47%	33,31%	73,92%	55,76%
negative warm	-100% do -75%	12,94%	9,47%	6,53%	4,19%	2,67%
negative fail	manje od -100%	8,82%	3,62%	10,78%	2,16%	0,00%
	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%



Grafikon 18. Prikaz procentualne zastupljenosti odstupanja (tolerancijsko polje 0,025 mm)



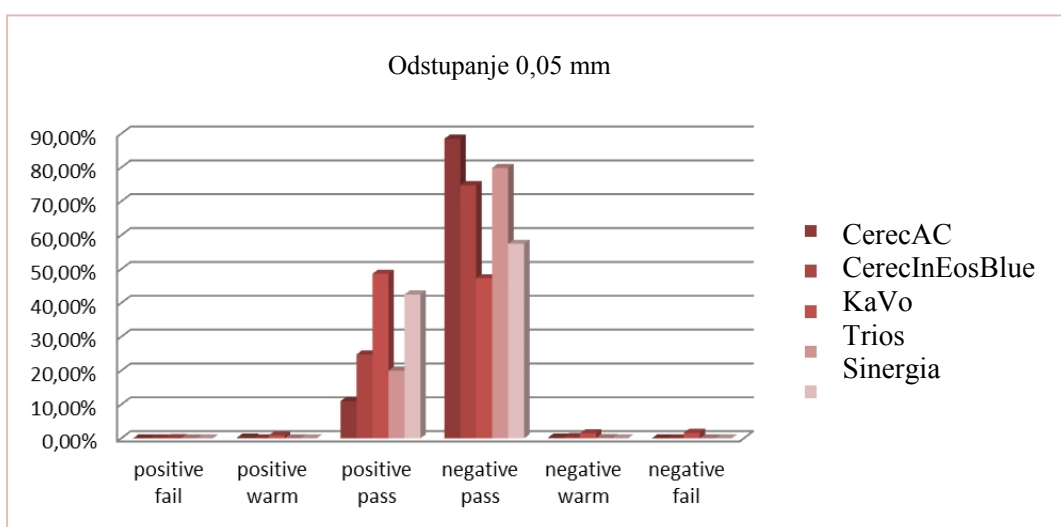
Grafikon 19. Raspored procentualne zastupljenosti odstupanja kod posmatranih uređaja (tolerancijsko polje 0,025 mm)

Analiza rezultata koji prikazuju tačnost uređaja u postupku digitalizacije gornjeg desnog centralnog sekutića za odstupanje čija vrednost iznosi 0,05 mm

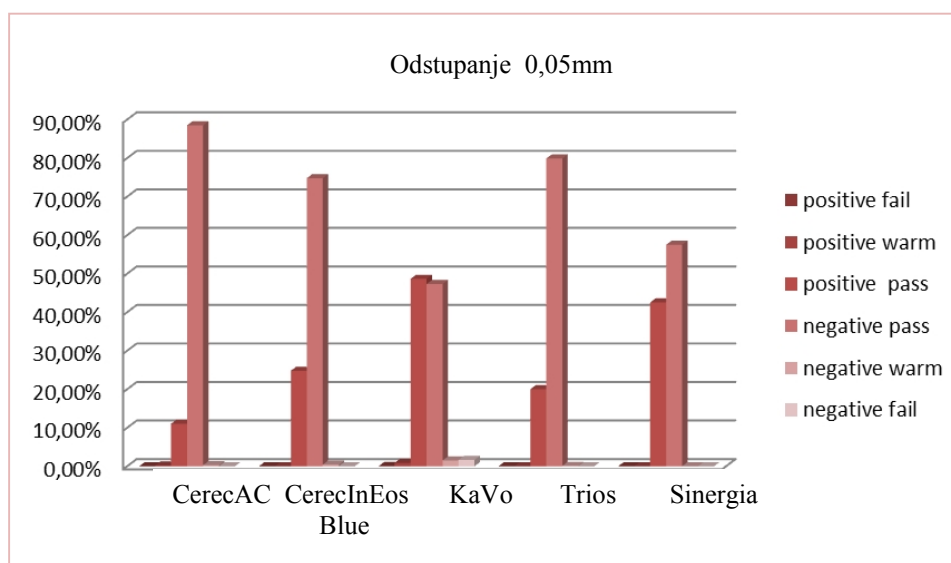
Najveći procenat *positive pass* vrednosti prisutan je kod Sinergia Scan (42,52%). Vrednosti *negative pass* u najvećem procentu su zastupljene kod Cerec[®]AC uređaja (88,51%). Najmanji procenat *positive pass* vrednosti prisutan je kod Cerec[®]AC (11,03%), a *negative pass* kod KaVo Everest uređaja (47,29%). Najveći procenat *positive fail* (0,03%) i *negative fail* (1,46%) vrednosti zabeležen je kod KaVo Everest. (Tabela 28, Grafikon 20,21)

Tabela 28. Procenatualna zastupljenost odstupanja (tolerancijsko polje 0,05 mm)

tolerancija (0,05 mm)		CerecAC	CerecInEosBlue	KaVo	TRIOS	Sinergia
positive fail	više od 100%	0,00%	0,00%	0,03%	0,00%	0,00%
positive warm	75% do 100%	0,19%	0,00%	0,89%	0,00%	0,00%
positive pass	između 0% i 75%	11,03%	24,80%	48,65%	20,00%	42,52%
negative pass	između -75% i 0%	88,51%	74,78%	47,29%	79,90%	57,48%
negative warm	-100% do -75%	0,26%	0,42%	1,50%	0,10%	0,00%
negative fail	manje od -100%	0,00%	0,00%	1,64%	0,00%	0,00%
		100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%



Grafikon 20. Prikaz procentualne zastupljenosti odstupanja (tolerancijsko polje 0,05 mm)



Grafikon 21. Raspored procentualne zastupljenosti odstupanja kod posmatranih uređaja (tolerancijsko polje 0,05 mm)

7.5. KVANTITATIVNA ANALIZA REZULTATA KOJI PRIKAZUJU PRECIZNOST I TAČNOST UREĐAJA U POSTUPKU DIGITALIZACIJE GORNJEG DESNOG PRVOG PREMOLARA

Kvantitativna analiza rezultata koji prikazuju preciznost uređaja u postupku digitalizacije gornjeg desnog prvog premolara

Rezultati koji predstavljaju pokazatelj preciznosti uređaja u postupku digitalizacije gornjeg desnog prvog premolara su nastali u postupku statističke analize srednjih vrednosti standardnih odstupanja CAD eksperimentalnih uzoraka u odnosu na CAD master model. (Tabela 29) Najvišu srednju vrednost standardnih odstupanja ima Cerec[®] AC (0,24395 mm, SD 0,0137 mm), a najnižu Sinergia Scan (0,0309 mm, SD 0,0140 mm) uređaj.

Tabela 29. Statistička analiza rezultata srednjih vrednosti standardnih odstupanja

Uređaj	Broj uzoraka	Srednja vrednost odstupanja	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent asimetrije	Koeficijent spljoštenosti
CerecAC	10	0,243958	0,0137177	0,224196	0,268879	0,409324	-0,268814
CerecInEos	10	0,205463	0,0301509	0,168955	0,25503	0,600619	-0,81777
KaVo	10	0,0644032	0,018164	0,021699	0,088771	-1,81803	2,05237
Sinergia	10	0,0309064	0,0140741	0,019215	0,051741	1,24912	-0,79836
TRIOS	10	0,0709638	0,00239066	0,067702	0,07476	0,038261	-0,79556
Ukupno	50	0,123139	0,0875065	0,019215	0,268879	1,24455	-2,22468

- Svi numerički podaci su izraženi u milimetrima.

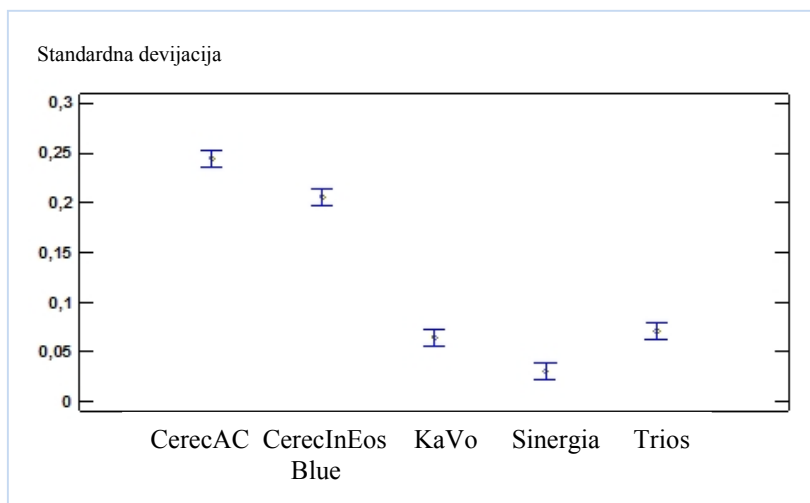
Vrednost $p = 0,0000$ ($p < 0,05$), što ukazuje da sa pouzdanošću od 95% prihvatamo hipotezu na osnovu koje se smatra da postoji statistički značajna razlika u preciznosti između posmatranih uređaja. (Tabela 30)

Tabela 30. Jednofaktorska analiza varijanse (ANOVA)

Poreklo	Suma kvadrata	Stepen slobode	Srednja vrednost sume kvadrata	F- koeficijent	P-Vrednost
Između grupa	0,360533	4	0,0901333	276,32	0,0000
Unutar grupa	0,0146788	45	0,000326195		
Ukupno	0,375212	49			

Poređenjem kvantitativnih vrednosti kojima je iskazana preciznost uređaja u postupku digitalizacije zuba 14 ustanovljeno je da postoji statistički značajna razlika između: Cerec[®] AC – Trios, Cerec[®] InEos – KaVo Everest, Cerec[®] InEos – Trios, KaVo Everest – Sinergia Scan, Sinergia Scan – Trios, Cerec[®] AC – Cerec[®] InEos, Cerec[®] AC –

KaVo Everest, Cerec[®] AC – Sinergia Scan, Cerec[®]InEos – Sinergia Scan. Između rezultata koje kvantitativno prikazuju preciznost uređaja i KaVo Everest - Trios nije uočena statistički značajna razlika. (Tabela 31, Grafikon 22)



Grafikon 22. Prikaz intervala poverenja za preciznost uređaja

Tabela 31: Poređenje uradaja na osnovu preciznosti postupka digitalizacije

Uređaji	Razlika	+/- granica odstupanja
CerecAC - CerecInEos	* 0,0384952	0,0162681
CerecAC - KaVo	* 0,179555	0,0162681
CerecAC - Sinergia	* 0,213051	0,0162681
CerecAC - TRIOS	* 0,172994	0,0162681
CerecInEos - KaVo	* 0,141059	0,0162681
CerecInEos - Sinergia	* 0,174556	0,0162681
CerecInEos - TRIOS	* 0,134499	0,0162681
KaVo - Sinergia	* 0,0334968	0,0162681
KaVo - TRIOS	-0,0065606	0,0162681
Sinergia - TRIOS	* -0,0400574	0,0162681

* postoji statistički značajna razlika

Najniže vrednosti intervala poverenja prisutne su kod Cerec[®] AC (0,241 – 0,2688 mm), a najviše kod Sinergia Scan uređaja (0,0192 – 0,0517 mm). (Tabela 29, Grafikon 22)

Kvantitativna analiza rezultata koji prikazuju tačnost uređaja u postupku digitalizacije gornjeg desnog prvog premolara

Kvantitativna analiza rezultata koji prikazuju tačnost uređaja u postupku digitalizacije gornjeg desnog prvog premolara, na definisanom nivou vertikalnog preseka zuba, obuhvatala je poređenja srednjih vrednosti odstupanja CAD eksperimentalnih uzoraka u odnosu na CAD master model. (Tabela 32)

Tabela 32. Statistička analiza rezultata srednjih vrednosti odstupanja

Uređaj	Broj uzoraka	Srednja vrednost odstupanja	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent asimetrije	Koeficijent spljoštenosti
CerecAC	10	0,111892	0,00943472	0,0922225	0,124691	-1,11597	0,628445
CerecInEosBlue	10	0,0887151	0,014329	0,0716258	0,121673	1,58458	1,69711
KAVO	10	0,00317757	0,00333782	-0,00396792	0,00827797	-0,924036	1,1361
Sinergia	10	0,00561398	0,0014096	0,00430944	0,00855885	1,37048	0,339583
TRIOS	10	0,00472883	0,00159812	0,00276672	0,0068174	0,148322	-1,16126
Ukupno	50	0,0428255	0,0485779	-0,00396792	0,124691	1,60279	-2,28073

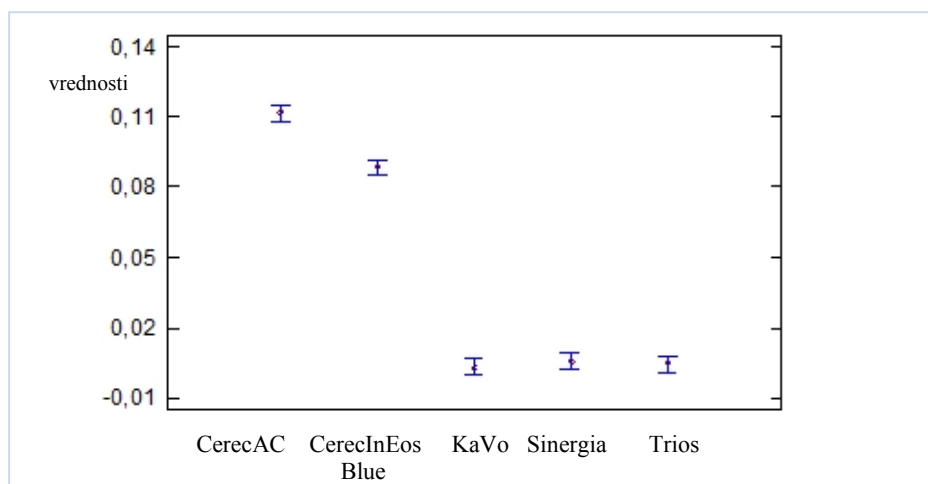
- Svi numerički podaci su izraženi u milimetrima.

Tabela 33. Jednofaktorska analiza varijanse (ANOVA)

Poreklo	Suma kvadrata	Stepen slobode	Srednja vrednost sume kvadrata	F- koeficijent	P-Vrednost
Između grupa	0,112841	4	0,0282102	454,98	0,0000
Unutar grupa	0,00279014	45	0,000062003		
Ukupno	0,115631	49			

Test jednofaktorske analize varijanse pokazuje da je $p = 0,0000$, ($p < 0,05$), što znači da sa pouzdanošću od 95% prihvatamo hipotezu, na osnovu koje se smatra da postoji statistički značajna razlika u tačnosti uređaja u postupku digitalizacije zuba 14. (Tabela 33)

Grafički prikaz intervala poverenja ukazuje na prisustvo statistički značajne razlike u vrednostima koje predstavljaju tačnost uređaja. Najniže vrednosti odstupanja CAD eksperimentalnih uzoraka zuba 14 u odnosu na CAD master model zabeležene su kod Trios uređaja (0,0027 – 0,0068 mm). Uređaj Cerec[®] AC pokazuje najviše vrednosti odstupanja pojedinačnih eksperimentalnih CAD modela u odnosu na CAD master model (0,0922 – 0,1246 mm). (Tabela 32, Grafikon 23)



Grafikon 23. Prikaz intervala poverenja za tačnost posmatranih uređaja

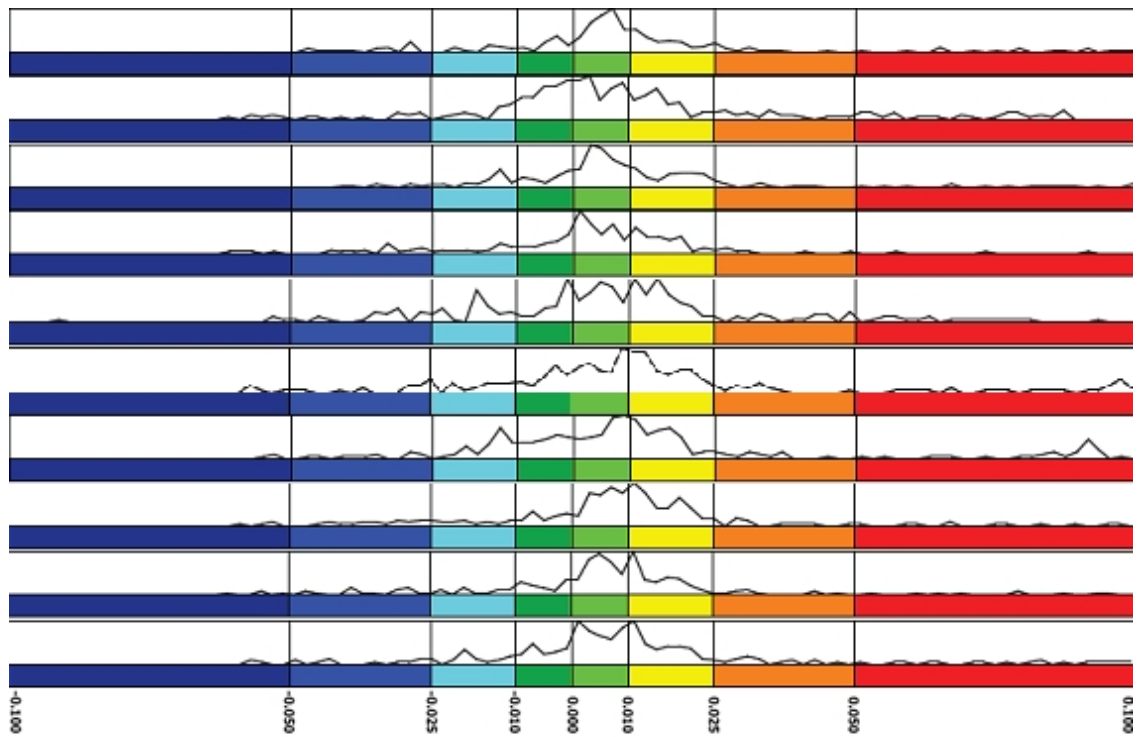
Međusobnim poređenjem vrednosti koje predstavljaju kvantitativne pokazatelje tačnosti uređaja u postupku digitalizacije vertikalnog preseka zuba 14 ustanovljeno je da postoji statistički značajna razlika između: Cerec[®] AC – Cerec[®] InEos Blue, Cerec[®] AC – KaVo Everest, Cerec[®] AC – Sinergia Scan, Cerec[®] AC - Trios, Cerec[®] InEos Blue – KaVo Everest, Cerec[®] InEos Blue – Sinergia Scan i Cerec[®] InEos Blue – Trios. Između vrednosti koje prikazuju tačnost uređaja KaVo Everest – Sinergia Scan, KaVo Everest – Trios i Sinergia Scan – Trios nije zabeležena statistički značajna razlika. (Tabela 34)

Tabela 34. Poređenje uradaja na osnovu stepena tačnosti postupka digitalizacije

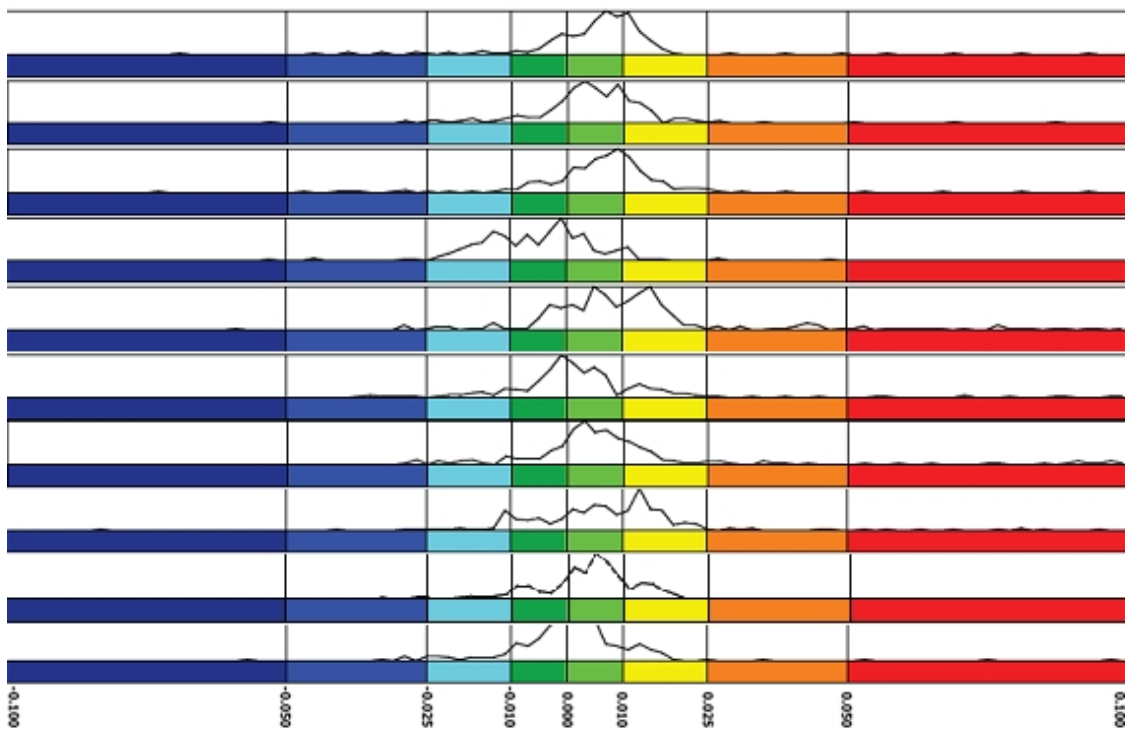
Uređaji	Razlika	+/- granica odstupanja
CerecAC - CerecInEosBlue	* 0,0231772	0,00709258
CerecAC - KaVo	* 0,108715	0,00709258
CerecAC - Sinergia	* 0,106278	0,00709258
CerecAC - TRIOS	* 0,107163	0,00709258
CerecInEosBlue - KaVo	* 0,0855375	0,00709258
CerecInEosBlue - Sinergia	* 0,0831011	0,00709258
CerecInEosBlue - TRIOS	* 0,0839862	0,00709258
KaVo - Sinergia	-0,00243641	0,00709258
KaVo - TRIOS	-0,00155126	0,00709258
Sinergia - TRIOS	0,000885156	0,00709258

* postoji statistički značajna razlika

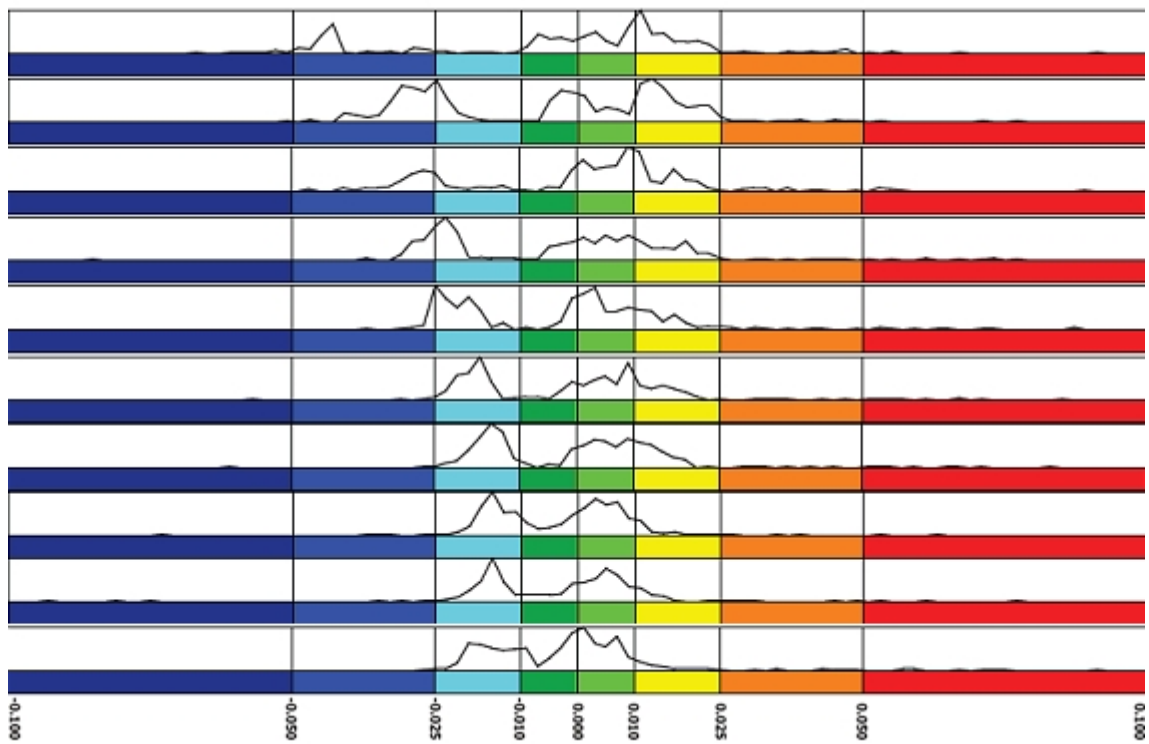
Analizom prikazanih histograma uočava se da kod uzoraka koji predstavljaju posmatrane uređaje odstupanja pokazuju izrazito neravnomernu raspodelu i distribuciju. Uočavaju se značajne razlike u položaju i izgledu apscisa histograma, na osnovu kojih se može zaključiti da uređaji za digitalizaciju imaju različit stepen preciznosti i tačnosti. (Slika 49,50,51,52,53)



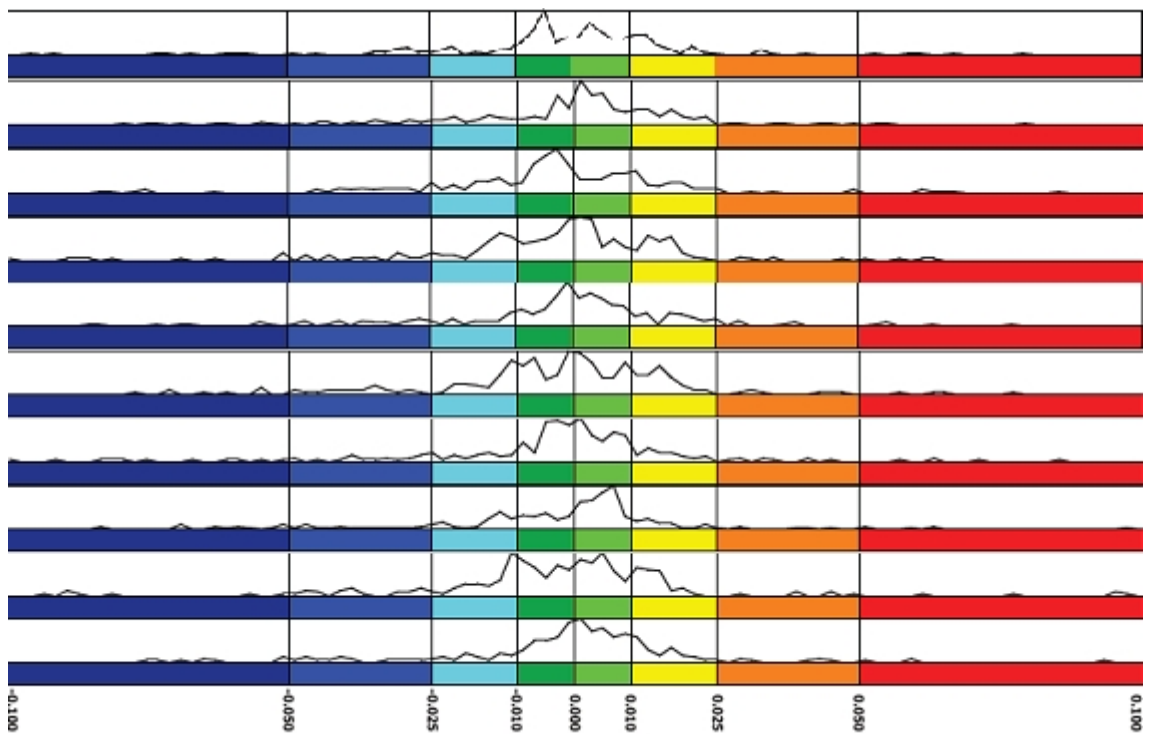
Slika 49. Histogram – Cerec[®] AC uređaj za digitalizaciju



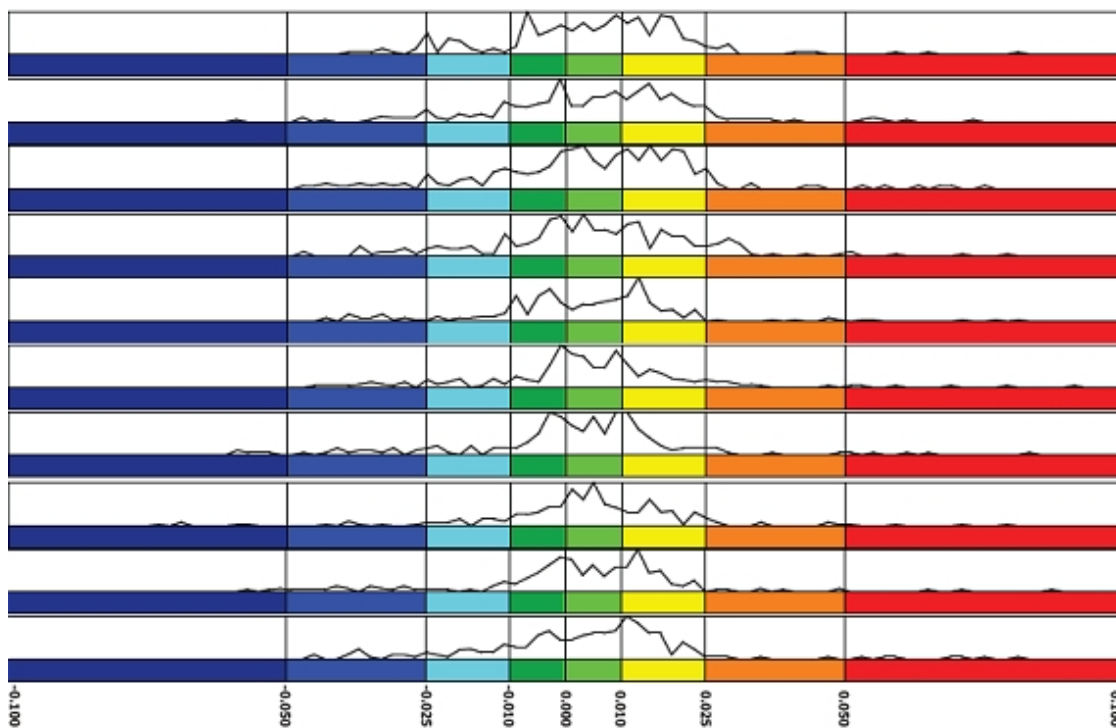
Slika 50. Histogram – Cerec[®] InEosBlue uređaj za digitalizaciju



Slika 51. Histogram – KaVo Everest uređaj za digitalizaciju



Slika 52. Histogram – Trios uređaj za digitalizaciju



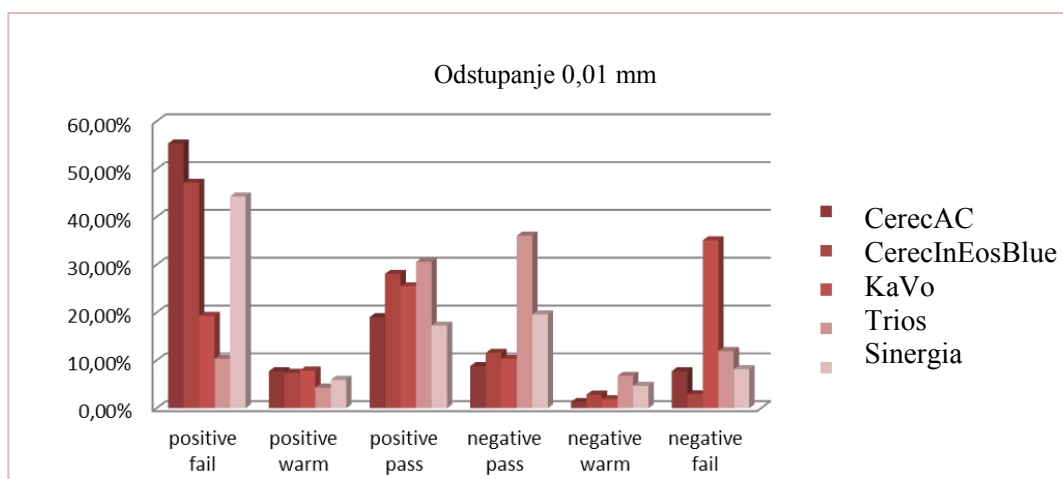
Slika 53. Histogram – Sinergia Scan uređaj za digitalizaciju

Analiza rezultata koji prikazuju tačnost uređaja u postupku digitalizacije gornjeg desnog prvog premolara za odstupanje čija vrednost iznosi 0,01 mm

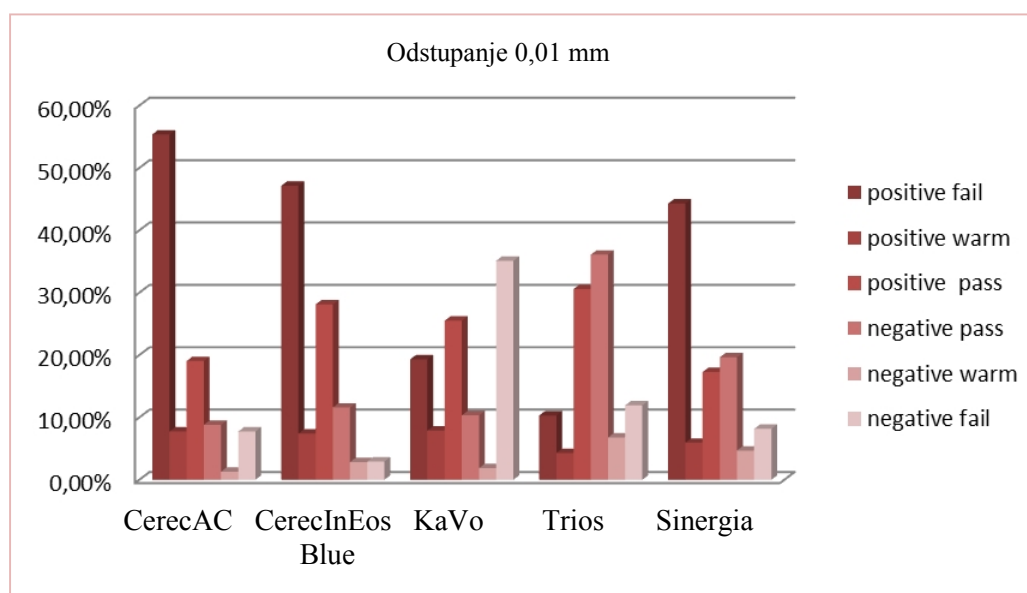
Rezultati koji prikazuju tačnost uređaja u postupku digitalizacije zuba 14 za odstupanje čija vrednost iznosi 0,01 mm predstavljeni su tabelarno i grafički. Najveći procenat *positive pass* vrednosti zabeležen je kod Trios (30,59%), a najmanji kod Sinergia Scan uređaja (17,27%). *Negative pass* vrednosti u najvećem procentu su zastupljene kod Trios (36,09%), a najmanje kod Cerec[®] AC (8,81%). Najveći procenat *negative fail* (35,12%) vrednosti zabeležen je kod KaVo Everest uređaja. Cerec[®] AC pokazuje najveći procenat odstupanja u oblasti *positive fail* (55,36%). (Tabela 35, Grafikon 24, 25)

Tabela 35. Procenatualna zastupljenost odstupanja (tolerancijsko polje 0,01 mm)

tolerancija (0,01 mm)		CerecAC	CerecInEosBlue	KaVo	TRIOS	Sinergia
positive fail	više od 100%	55,36%	47,14%	19,31%	10,32%	44,30%
positive warm	75% do 100%	7,75%	7,40%	7,88%	4,30%	5,94%
positive pass	između 0% i 75%	19,04%	28,11%	25,50%	30,59%	17,27%
negative pass	između -75% i 0%	8,81%	11,58%	10,33%	36,09%	19,64%
negative warm	-100% do -75%	1,30%	2,84%	1,86%	6,77%	4,69%
negative fail	manje od -100%	7,74%	2,93%	35,12%	11,93%	8,17%
		100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%



Grafikon 24. Prikaz procentualne zastupljenosti odstupanja (tolerancijsko polje 0,01 mm)



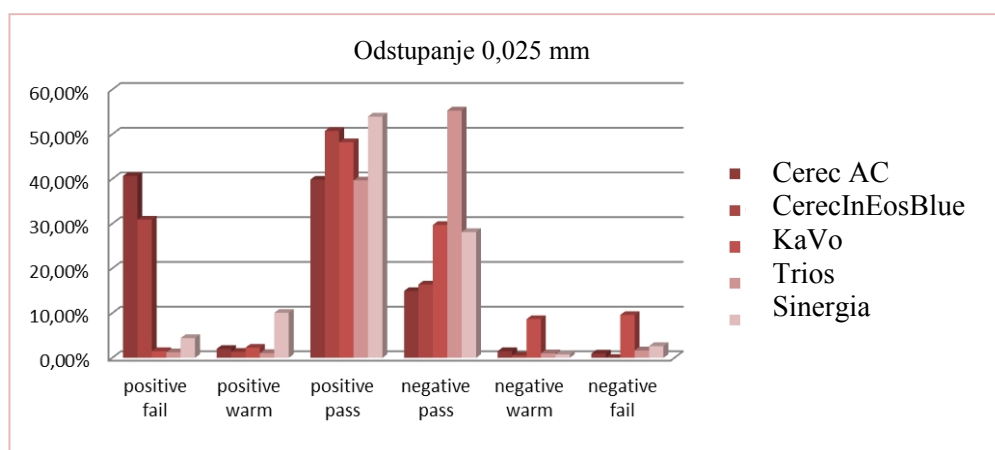
Grafikon 25. Raspored procentualne zastupljenosti odstupanja kod posmatranih uređaja (tolerancijsko polje 0,01 mm)

Analiza rezultata koji prikazuju tačnost uređaja u postupku digitalizacije gornjeg desnog prvog premolara za odstupanje čija vrednost iznosi 0,025 mm

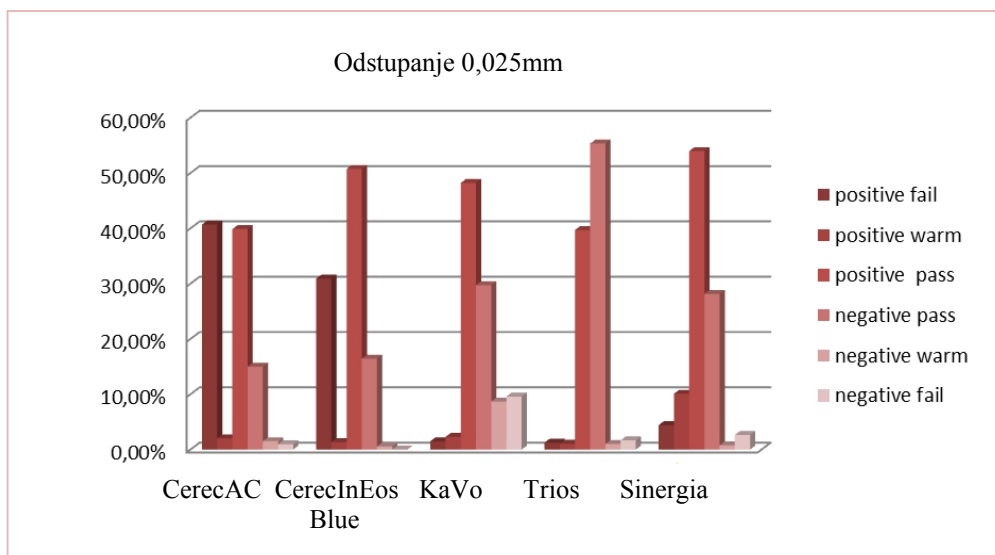
Najviši procenat *positive pass* vrednosti prisutan je kod Sinergia Scan (53,96%), a najniži kod Cerec[®] AC uređaja (39,87%). *Negative pass* vrednosti u najvećem procentu su prisutne kod Trios (55,32%), dok je najmanji procenat istih zabeležen kod Cerec[®] AC uređaja (14,96%). Najveći procenat *positive fail* vrednosti prisutan je kod Cerec[®] AC uređaja (40,67%). Kod KaVo Everest (9,60%) uređaja prisutan je najveći procenat *negative fail* vrednosti. (Tabela 36, Grafikon 26, 27)

Tabela 36. Procenatualna zastupljenost odstupanja (tolerancijsko polje 0,025 mm)

tolerancija (0,025 mm)		CerecAC	CerecInEosBlue	KaVo	TRIOS	Sinergia
positive fail	više od 100%	40,67%	30,92%	1,51%	1,26%	4,42%
positive warm	75% do 100%	2,03%	1,36%	2,29%	1,06%	10,09%
positive pass	između 0% i 75%	39,87%	50,73%	48,21%	39,69%	53,96%
negative pass	između -75% i 0%	14,96%	16,42%	29,73%	55,32%	28,13%
negative warm	-100% do -75%	1,51%	0,56%	8,66%	1,02%	0,76%
negative fail	manje od -100%	0,96%	0,00%	9,60%	1,66%	2,64%
		100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%



Grafikon 26. Prikaz procentualne zastupljenosti odstupanja (tolerancijsko polje 0,025 mm)



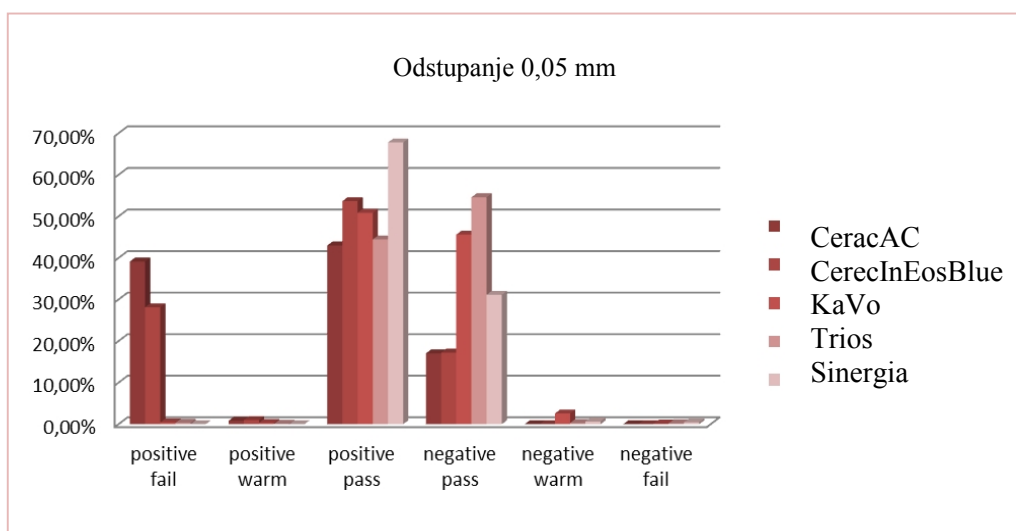
Grafikon 27. Raspored procentualne zastupljenosti odstupanja kod posmatranih uređaja (tolerancijsko polje 0,025 mm)

Analiza rezultata koji prikazuju tačnost uređaja u postupku digitalizacije gornjeg desnog prvog premolara za odstupanje čija vrednost iznosi 0,05 mm

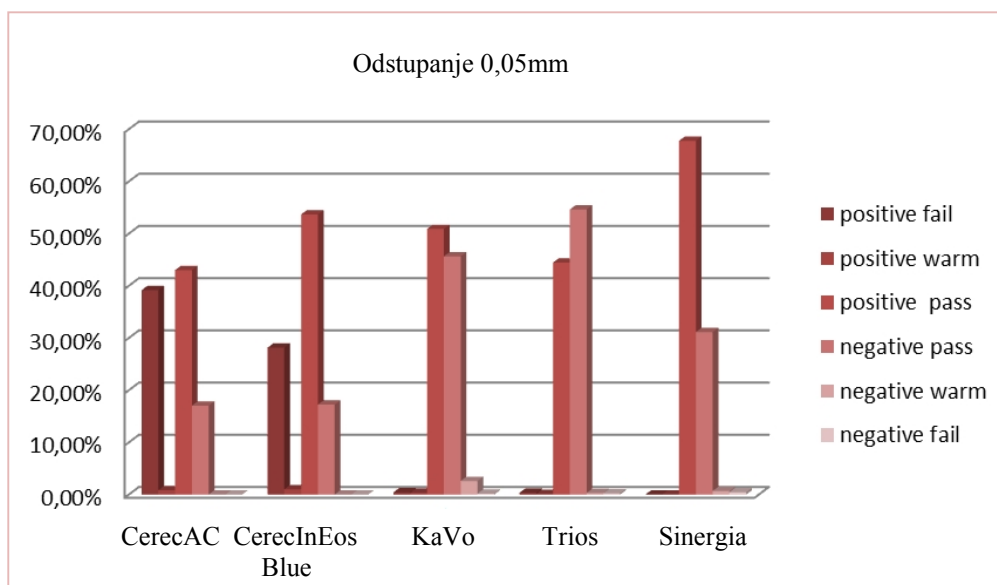
Najveći procenat *positive pass* (67,77%) vrednosti uočava se kod Sinergia Scan. Iste vrednosti najmanje su zastupljene kod Cerec[®] AC uređaja (43,00%). *Negative pass* vrednosti u najvećem procentu su zastupljene kod Trios (54,61%), a u najmanjem kod Cerec[®] AC (17,03%). Najveći procenat *positive fail* vrednosti (39,15%) ima Cerec[®] AC. *Negative fail* vrednosti u najvećem procentu su prisutne kod Sinergia Scan uređaja (0,44%). (Tabela 37, Grafikon 28, 29)

Tabela 37. Procentualna zastupljenost odstupanja (tolerancijsko polje 0,05 mm)

tolerancija (0,05 mm)		CerecAC	CerecInEosBlue	KaVo	TRIOS	Sinergia
positive fail	više od 100%	39,15%	28,13%	0,43%	0,33%	0,00%
positive warm	75% do 100%	0,82%	0,99%	0,32%	0,10%	0,00%
positive pass	između 0% i 75%	43,00%	53,66%	50,87%	44,45%	67,77%
negative pass	između -75% i 0%	17,03%	17,22%	45,62%	54,61%	31,12%
negative warm	-100% do -75%	0,00%	0,00%	2,59%	0,30%	0,66%
negative fail	manje od -100%	0,00%	0,00%	0,17%	0,22%	0,44%
		100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%



Grafikon 28. Prikaz procentualne zastupljenosti odstupanja (tolerancijsko polje 0,05 mm)



Grafikon 29. Raspored procentualne zastupljenosti odstupanja kod posmatranih uređaja (tolerancijsko polje 0,05 mm)

7.6. KVANTITATIVNA ANALIZA REZULTATA KOJI PRIKAZUJU PRECIZNOST I TAČNOST UREĐAJA U POSTUPKU DIGITALIZACIJE GORNJEG DESNOG PRVOG MOLARA

Kvantitativna analiza rezultata koji prikazuju preciznosti uređaja u postupku digitalizacije gornjeg desnog prvog molara

Kvantitativna analiza rezultata koji predstavljaju pokazatelj preciznosti uređaja u postupku digitalizacije zuba 16 obuhvatala je poređenje srednjih vrednosti standardnih odstupanja CAD eksperimentalnih uzoraka u odnosu na CAD master model. (Tabela 38) Najviša srednja vrednost standardnih odstupanja uočava se kod Cerec[®]InEos Blue (0,0808 mm), najniža kod KaVo Everest (0,0087 mm) uređaja.

Tabela 38. Statistička analiza rezultata srednjih vrednosti standardnih odstupanja

Uređaj	Broj uzoraka	Srednja vrednost odstupanja	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent asimetrije	Koeficijent spljoštenosti
CerecAC	10	0,0784172	0,00908049	0,0693633	0,0998258	2,08555	1,81347
CerecInEosBlue	10	0,08088	0,0143529	0,046195	0,0909208	-2,47928	2,22009
KaVo	10	0,0087892	0,000865286	0,00686804	0,00984654	-1,43724	1,14338
Sinergia	10	0,0690413	0,0146242	0,0466872	0,0842249	-0,371712	-1,09351
TRIOS	10	0,0179633	0,000847895	0,0168541	0,0195303	0,870332	-0,217597
Ukupno	50	0,0510182	0,0328776	0,00686804	0,0998258	-0,505442	-2,51672

- Svi numerički podaci su izraženi u milimetrima.

Tabela 39. Jednofaktorska analiza varijanse (ANOVA)

Poreklo	Suma kvadrata	Stepen slobode	Srednja vrednost sume kvadrata	F- koeficijent	P-Vrednost
Između grupa	0,0484318	4	0,0121079	120,17	0,0000
Unutar grupa	0,00453416	45	0,000100759		
Ukupno	0,0529659	49			

Vrednost $p = 0,0000$ je manja od $0,05$, što ukazuje da sa pouzdanošću od 95% prihvatamo hipotezu na osnovu koje se smatra da postoji statistički značajna razlika u preciznosti između posmatranih uređaja. (Tabela 39)

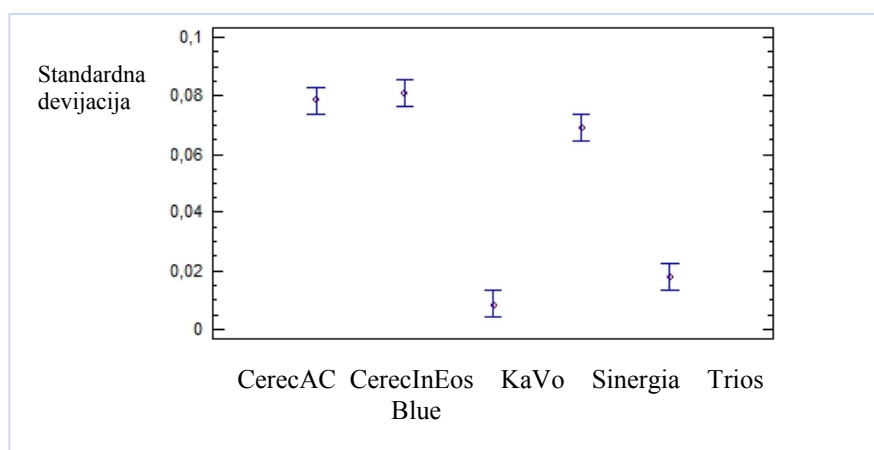
Poređenjem kvantitativnih vrednosti kojima je iskazana preciznost u postupku digitalizacije zuba 16 ustanovljeno je da postoji statistički značajna razlika između sledećih uređaja: Cerec[®] AC – KaVo Everest, Cerec[®] AC – Sinergia Scan, Cerec[®] InEos Blue – Sinergia Scan, KaVo Everest – Trios, Cerec[®] AC – Trios, Cerec[®] InEos Blue – KaVo Everest, Cerec[®] InEos Blue – Trios, KaVo Everest – Sinergia Scan i Sinergia Scan – Trios. Između rezultata koji kvantitativno prikazuju preciznost uređaja Cerec[®] AC – Cerec[®] InEos Blue nije uočena statistički značajna razlika. (Tabela 40)

Tabela 40. Poređenje urađaja na osnovu stepena preciznosti postupka digitalizacije

Uređaji	Razlika	+/- granica odstupanja
CerecAC - CerecInEosBlue	-0,0024628	0,00904149
CerecAC - KaVo	0,069628	0,00904149
CerecAC - Sinergia	0,00937582	0,00904149
CerecAC - TRIOS	* 0,0604539	0,00904149
CerecInEosBlue - KaVo	* 0,0720908	0,00904149
CerecInEosBlue - Sinergia	0,0118386	0,00904149
CerecInEosBlue - TRIOS	* 0,0629167	0,00904149
KaVo - Sinergia	* -0,0602521	0,00904149
KaVo - TRIOS	-0,00917407	0,00904149
Sinergia - TRIOS	* 0,0510781	0,00904149

* prisutna statistički značajna razlika

Analizom intervala poverenja ustanovljeno je da su najviše vrednosti zabeležene kod Cerec[®] InEos Blue ($0,0461 - 0,0909$ mm), a najniže kod KaVo Everest uređaja ($0,0068 - 0,0098$ mm). (Tabela 38, Grafikon 30)



Grafikon 30. Prikaz intervala poverenja za preciznost

Kvantitativna analiza rezultata koji prikazuju tačnost uređaja u postupku digitalizacije gornjeg desnog prvog molara

Kvantitativna analiza rezultata koji prikazuju tačnost uređaja u postupku digitalizacije gornjeg desnog prvog molara obuhvatala je poređenje srednjih vrednosti odstupanja CAD eksperimentalnih uzoraka u odnosu na CAD master model, na definisanom nivou vertikalnog preseka zuba. (Tabela 41)

Tabela 41. Statistička analiza rezultata srednjih vrednosti odstupanja

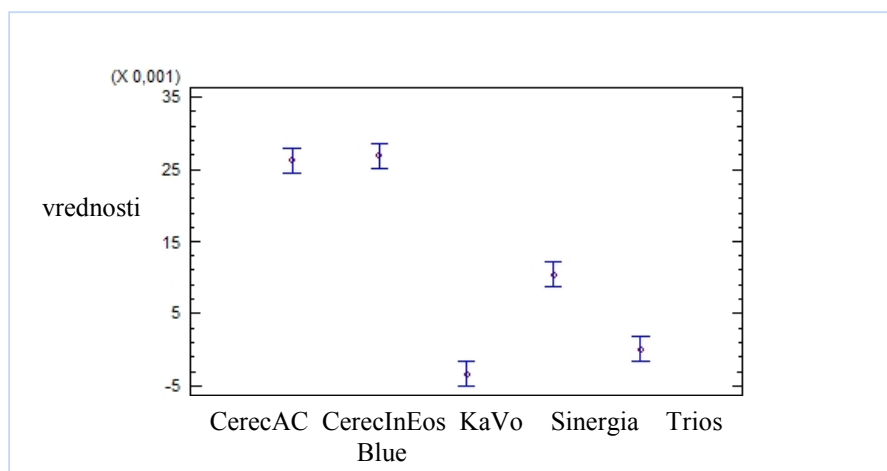
Uređaj	Broj uzoraka	Srednja vrednost odstupanja	Standardna devijacija	Minimalna vrednost	Maksimalna vrednost	Koeficijent asimetrije	Koeficijent spljoštenosti
CerecAC	10	0,0262367	0,00326442	0,0218603	0,0311933	0,593765	-0,827028
CerecInEosBlue	10	0,026843	0,00614542	0,0125791	0,0319404	-2,14234	1,57825
KaVo	10	-0,00322235	0,00298165	-0,0102061	-0,000797249	-2,06191	1,6976
Sinergia	10	0,0104814	0,00350831	0,00366705	0,0161082	-0,457268	0,326235
TRIOS	10	0,0000864998	0,000951224	-0,00090699	0,00199435	1,37615	0,221548
Ukupno	50	0,0120851	0,0132665	-0,0102061	0,0319404	0,495566	-2,21555

- Svi numerički podaci su izraženi u milimetrima.

Test jednofaktorske analize varijanse pokazuje da $p = 0,0000$, ($p < 0,05$), što znači da sa pouzdanošću od 95% prihvatamo hipotezu, na osnovu koje se smatra da postoji statistički značajna razlika u tačnosti uređaja u postupku digitalizacije zuba 16. (Tabela 42)

Tabela 42. Jednofaktorska analiza varijanse (ANOVA)

Izvor	Suma kvadrata	Stepen slobode	Srednja vrednost sume kvadrata	F- koeficijent	P-vrednost
Između grupa	0,00798921	4	0,0019973	141,60	0,0000
Unutar grupa	0,000634734	45	0,0000141052		
Ukupno	0,00862394	49			



Grafikon 29. Prikaz intervala poverenja za tačnost posmatranih uređaja

Najniže vrednosti odstupanja CAD eksperimentarnih uzoraka zuba 16 u odnosu na CAD master model zabeležene su kod KaVo Everest (-0,0102 do -0,0007 mm), a najviše kod Cerec[®]InEos Blue uređaja (0,0125 do 0,0319 mm). (Tabela 41, Grafikon 29)

Poređenjem vrednosti koje predstavljaju kvantitativne pokazatelje tačnosti uređaja u postupku digitalizacije vertikalnog preseka zuba 16 ustanovljeno je da postoji statistički značajna razlika između: Cerec[®]AC – KaVo Everest, Cerec[®]AC – Sinergia Scan, Cerec[®]AC - Trios, Cerec[®]InEos Blue – KaVo Everest, Cerec[®]InEos Blue – Sinergia Scan, Cerec[®]InEos Blue – Trios, KaVo Everest – Sinergia Scan i Sinergia Scan – Trios. Kod uređaja Cerec[®]AC – Cerec[®]InEos Blue i KaVo Everest – Trios, nije uočena statistički značajna razlika u tačnosti. (Tabela 43)

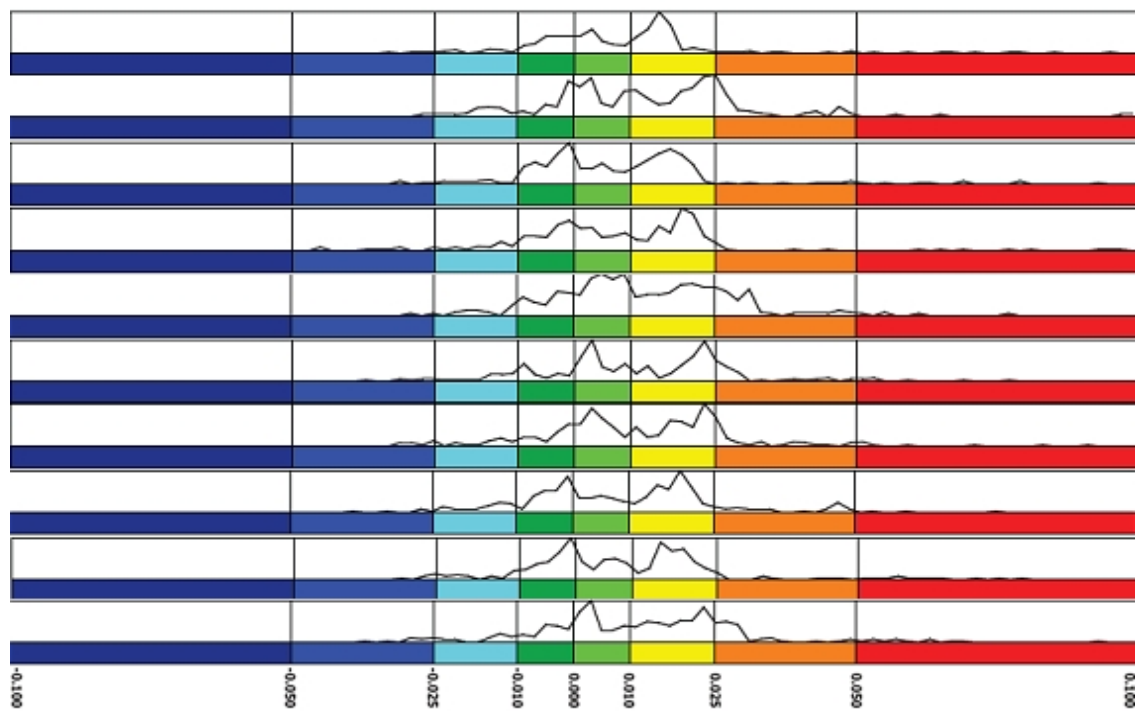
Tabela 43. Poređenje uređaja na osnovu tačnosti postupka digitalizacije

Uređaji		Razlika	+/- granica odstupanja
CerecAC - CerecInEosBlue	*	-0,0006063	0,00338289
CerecAC - KaVo	*	0,0294591	0,00338289
CerecAC - Sinergia	*	0,0157553	0,00338289
CerecAC - TRIOS	*	0,0261502	0,00338289
CerecInEosBlue - KaVo	*	0,0300654	0,00338289
CerecInEosBlue - Sinergia	*	0,0163616	0,00338289
CerecInEosBlue - TRIOS		0,0267565	0,00338289
KaVo - Sinergija		-0,0137037	0,00338289
KaVo - TRIOS	*	-0,00330885	0,00338289
Sinergia - TRIOS	*	0,0103949	0,00338289

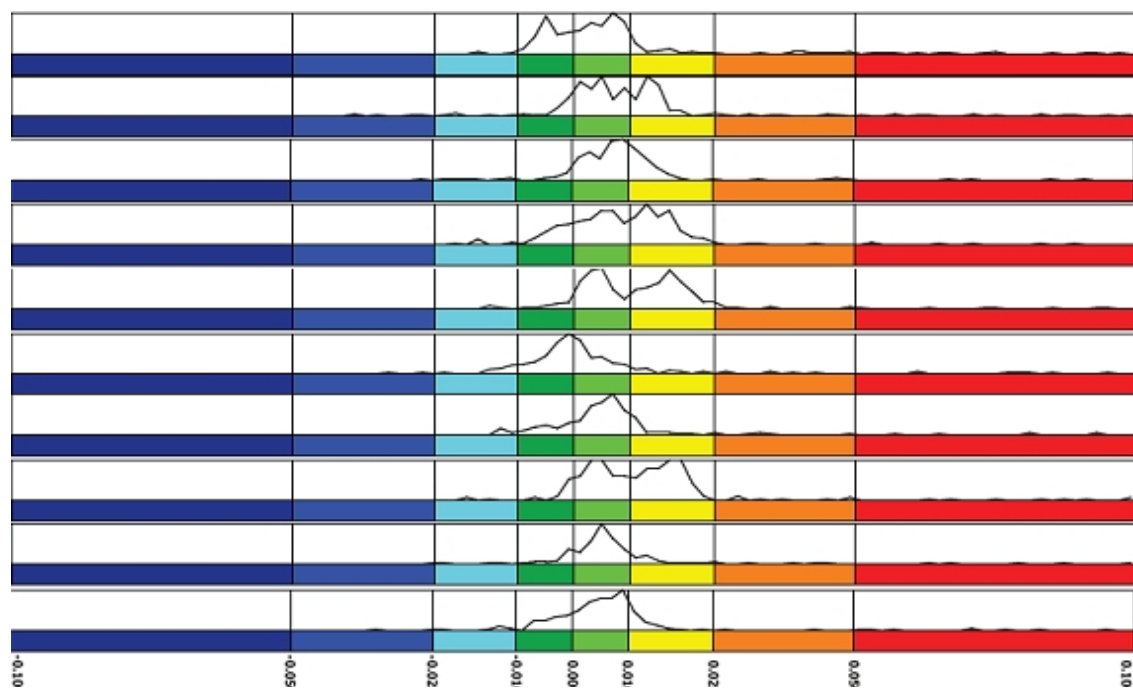
* prisutna statistički značajna razlika

Analizom prikazanih histograma uočava se da kod eksperimentarnih CAD uzoraka odstupanja pokazuju neravnomernu raspodelu i distribuciju. Uočavaju se značajne

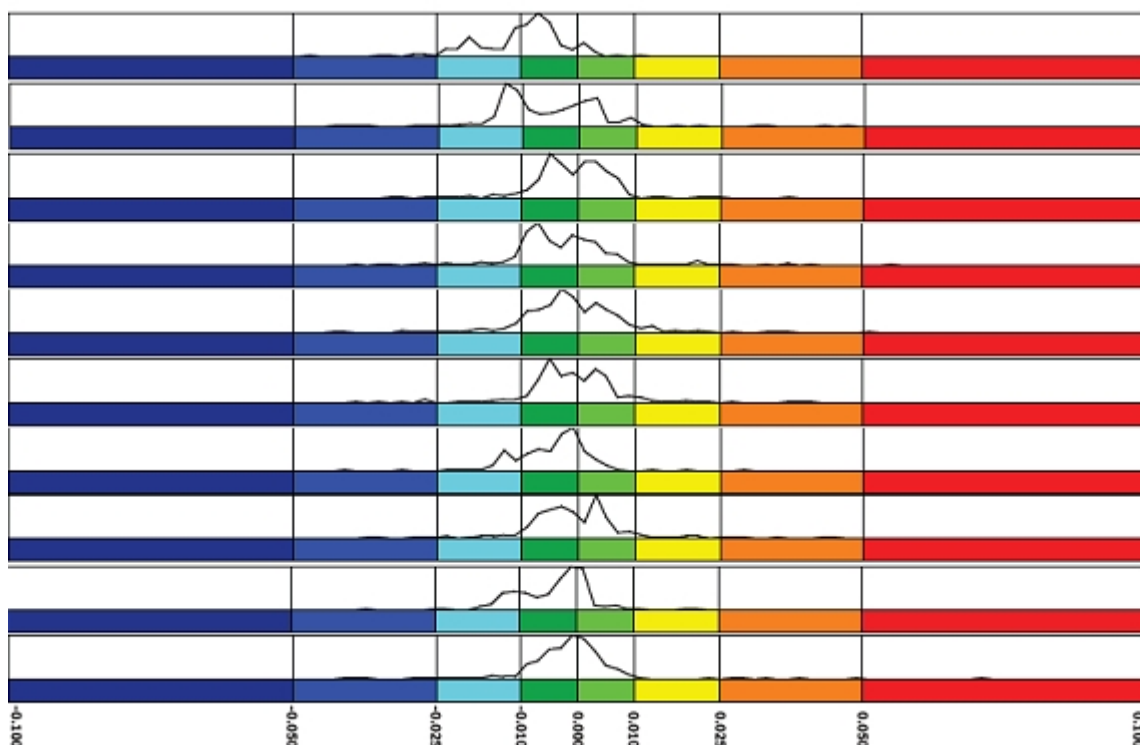
razlike u položaju i izgledu apscisa histograma, što ukazuje na činjenicu da uređaji za digitalizaciju imaju različit stepen preciznosti i tačnosti. (Slika 54,55,56,57,58)



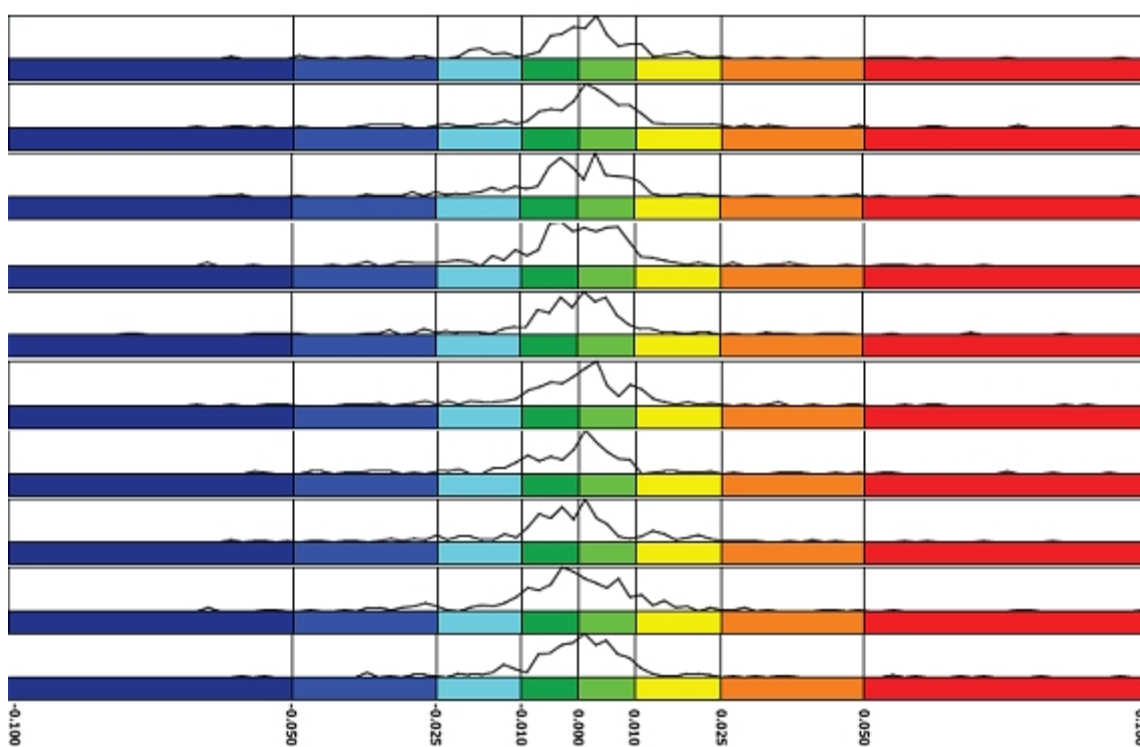
Slika 54. Histogram – Cerec[®] AC uređaj za digitalizaciju



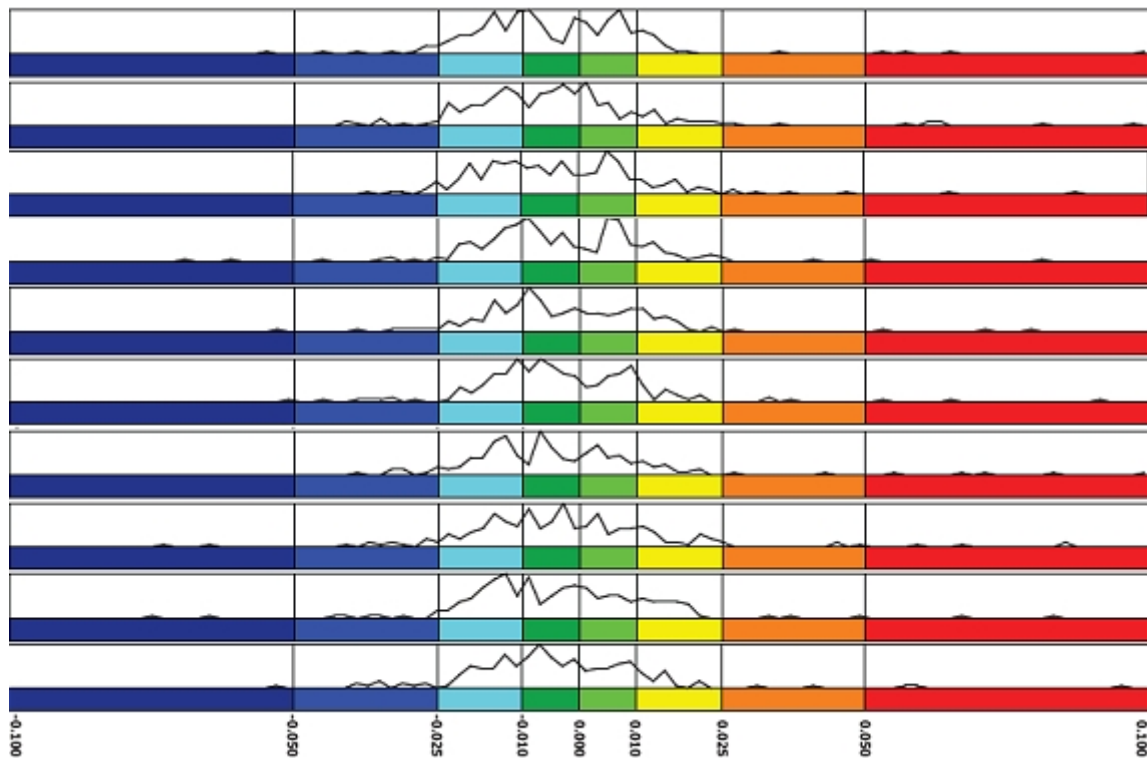
Slika 55. Histogram – Cerec[®] InEos Blue uređaj za digitalizaciju



Slika 56. Histogram – KaVo Everest uređaj za digitalizaciju



Slika 57 . Histogram – Trios uređaj za digitalizaciju



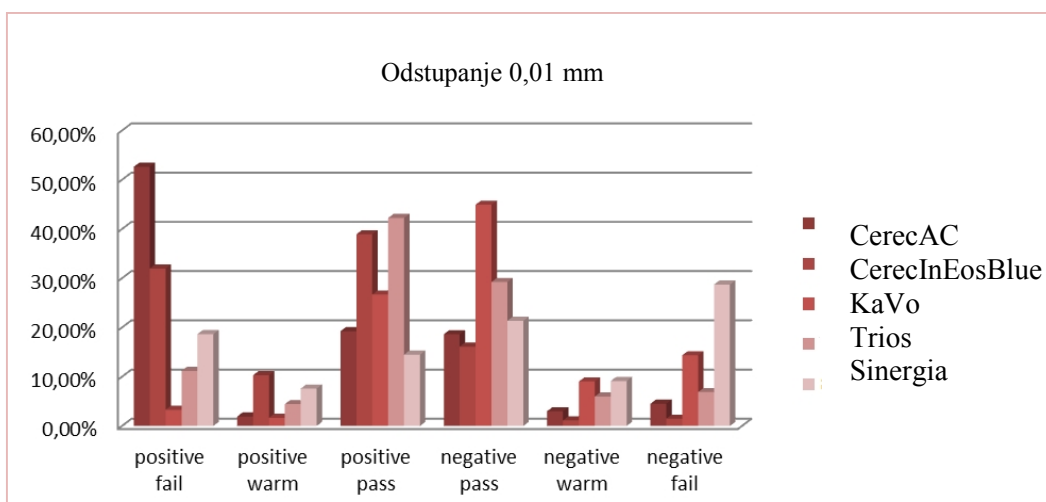
Slika 58. Histogram – Sinergia Scan uređaj za digitalizaciju

Analiza rezultata koji prikazuju tačnost uređaja u postupku digitalizacije gornjeg desnog prvog molara za odstupanje čija vrednost iznosi 0,01 mm

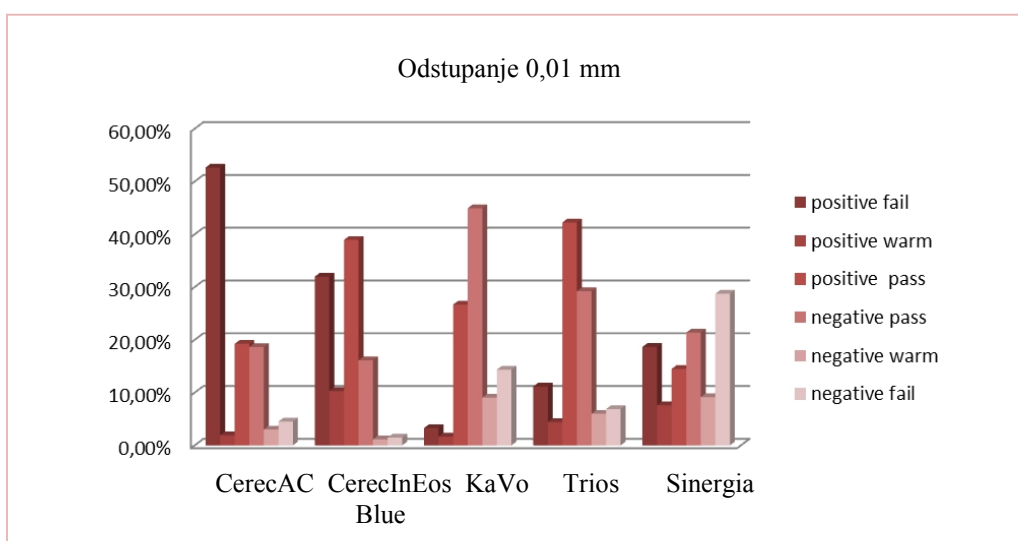
Rezultati koji prikazuju tačnost uređaja u postupku digitalizacije zuba 16 za odstupanja čija vrednost iznosi 0,01 mm prikazani su tabelarno i grafički. Najveći procenat *positive pass* vrednosti zabeležen je kod Trios (42,25%), a najmanji kod Sinergia Scan uređaja (14,49%). *Negative pass* vrednosti u najvećem procentu su prisutne kod KaVo Everest (44,95%), a najmanje kod Cerec[®]InEos Blue (16,13%). Najveći procenat *negative fail* vrednosti prisutan je kod Sinergia Scan uređaja (28,73%). Cerec[®]AC ima najveći procenat odstupanja u oblasti *positive fail* vrednosti (52,67%). (Tabela 44, Grafikon 31, 32)

Tabela 44 . Procentualna zastupljenost odstupanja (tolerancijsko polje 0,01 mm)

tolerancija (0,01 mm)		CerecAC	CerecInEosBlue	KaVo	TRIOS	Sinergia
positive fail	više od 100%	52,65%	31,98%	3,29%	11,18%	18,67%
positive warm	75% do 100%	1,93%	10,32%	1,67%	4,45%	7,59%
positive pass	između 0% i 75%	19,25%	38,93%	26,69%	42,25%	14,49%
negative pass	između -75% i 0%	18,64%	16,13%	44,95%	29,24%	21,37%
negative warm	-100% do -75%	3,00%	1,15%	9,04%	5,99%	9,15%
negative fail	manje od -100%	4,52%	1,49%	14,36%	6,89%	28,73%
		100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%



Grafikon 31. Prikaz procentualne zastupljenosti odstupanja (tolerancijsko polje 0,01 mm)



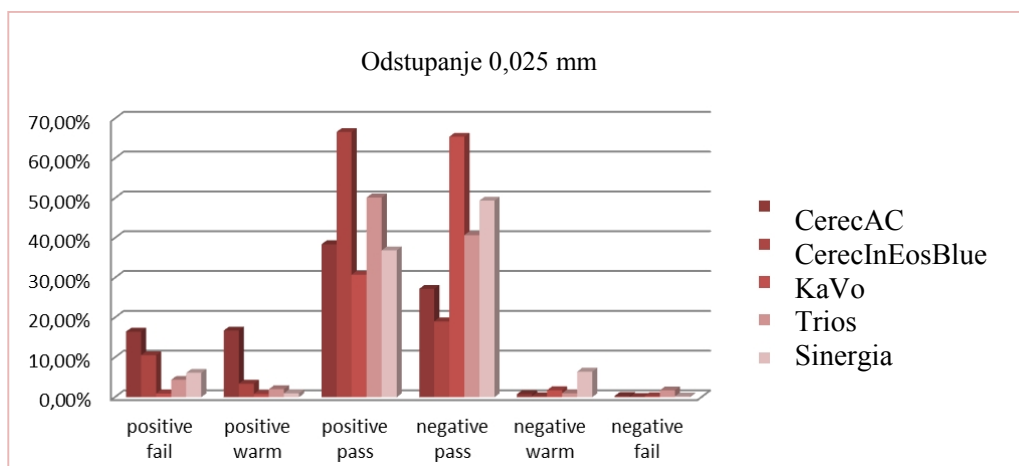
Grafikon 32. Raspored procentualne zastupljenosti odstupanja kod posmatranih uređaja (tolerancijsko polje 0,01 mm)

Analiza rezultata koji prikazuju tačnost uređaja u postupku digitalizacije gornjeg desnog prvog molara za odstupanje čija vrednost iznosi 0,025 mm

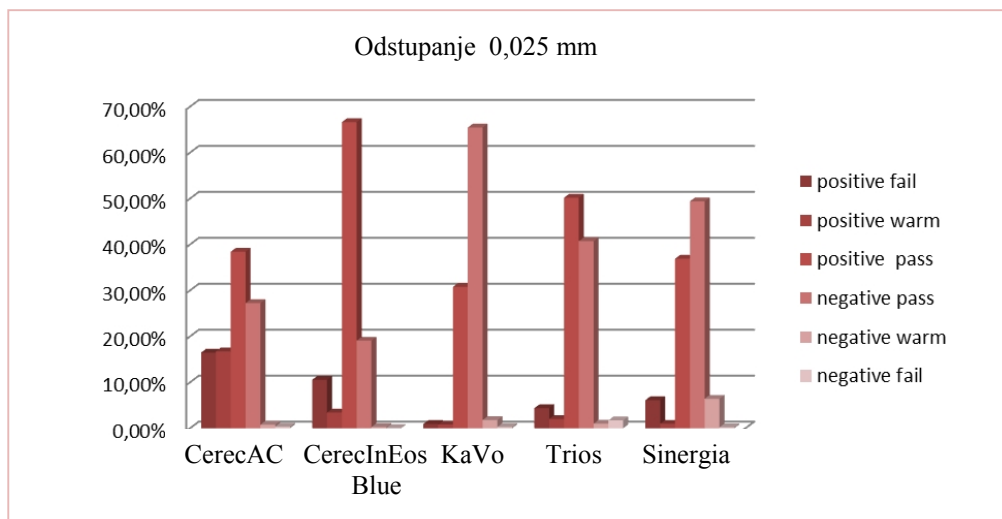
Najveći procenat *positive pass* vrednosti uočava se kod Cerec[®]InEos Blue (66,63%), a najmanji kod KaVo Everest uređaja (30,78%). *Negative pass* vrednosti u najvećem procentu su prisutne kod KaVo Everest (64,45%), dok je najmanji procenat istih zabeležen kod Cerec[®]InEos Blue (19,07%). Najveći procenat *positive fail* vrednosti ima Cerec[®] AC (16,48%). Kod Trios uređaja prisutan je najveći procenat *negative fail* (1,71%) vrednosti. (Tabela 45, Grafikon 33, 34)

Tabela 45. Procenatualna zastupljenost odstupanja (tolerancijsko polje 0,025 mm)

tolerancija (0,025 mm)		CerecAC	CerecInEosBlue	KaVo	TRIOS	Sinergia
positive fail	više od 100%	16,48%	10,56%	0,93%	4,38%	6,13%
positive warm	75% do 100%	16,76%	3,41%	0,81%	2,02%	0,97%
positive pass	između 0% i 75%	38,43%	66,63%	30,78%	50,17%	36,90%
negative pass	između -75% i 0%	27,23%	19,07%	65,45%	40,72%	49,39%
negative warm	-100% do -75%	0,77%	0,27%	1,77%	0,99%	6,41%
negative fail	manje od -100%	0,34%	0,07%	0,28%	1,71%	0,20%
		100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%



Grafikon 33. Prikaz procentualne zastupljenosti odstupanja (tolerancijsko polje 0,025 mm)



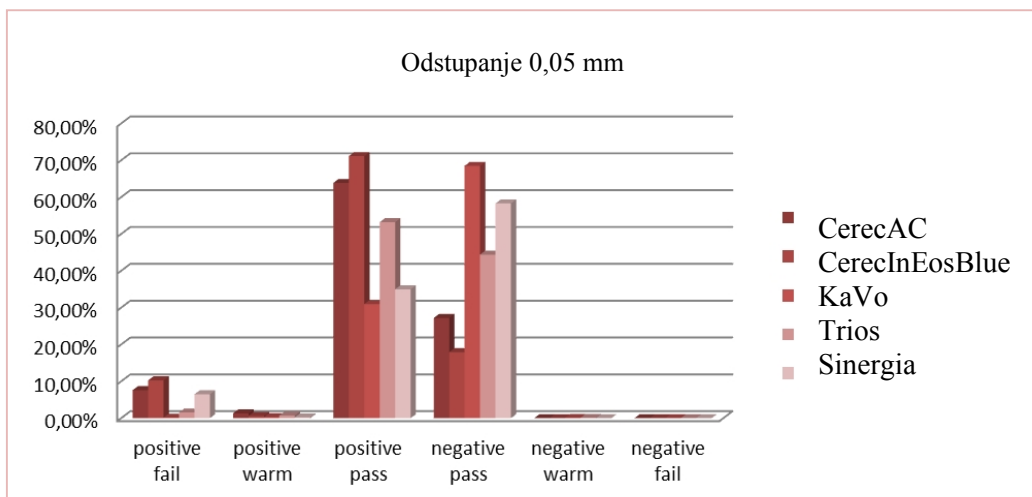
Grafikon 34. Raspored procentualne zastupljenosti odstupanja kod posmatranih uređaja (tolerancijsko polje 0,025 mm)

Analiza rezultata koji prikazuju tačnost uređaja u postupku digitalizacije gornjeg desnog prvog molara za odstupanje čija vrednost iznosi 0,05 mm

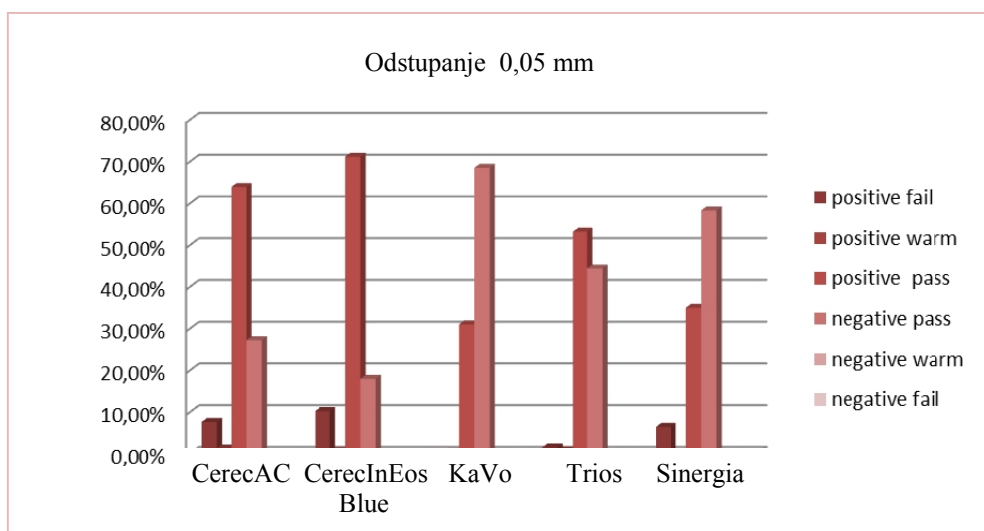
Positive pass vrednosti u najvećem procentu su prisutane kod Cerec[®]InEos (63,87%), a u najmanjem kod KaVo Everest uređaja (30,99%). *Negative pass* vrednosti u najvećem procentu su zastupljene kod KaVo Everest (68,50%), iste su u najmanjem procentu prisutne kod Cerec[®]InEos Blue (17,95%). Najveći procenat *positive fail* vrednosti (10,28%) ima Cerec[®]InEos Blue. Procentualna zastupljenost *negative fail* vrednosti, kod svih uređaja, iznosi 0,00%. (Tabela 46, Grafikon 35,36)

Tabela 46. Procentualna zastupljenost odstupanja (tolerancijsko polje 0,05 mm)

tolerancija (0,05 mm)		CerecAC	CerecInEosBlue	KaVo	TRIOS	Sinergia
positive fail	više od 100%	7,61%	10,28%	0,16%	1,55%	6,50%
positive warm	75% do 100%	1,31%	0,62%	0,29%	0,75%	0,22%
positive pass	između 0% i 75%	63,87%	71,15%	30,99%	53,21%	34,99%
negative pass	između -75% i 0%	27,21%	17,95%	68,50%	44,40%	58,30%
negative warm	-100% do -75%	0,00%	0,00%	0,07%	0,09%	0,00%
negative fail	manje od -100%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%
		100,00%	100,00%	100,00%	100,00%	100,00%



Grafikon 35. Prikaz procentualne zastupljenosti odstupanja (tolerancijsko polje 0,05 mm)



Grafikon 36. Raspored procentualne zastupljenosti odstupanja kod posmatranih uređaja (tolerancijsko polje 0,05 mm)

8.1. DISKUSIJA LITERATURE

Prve ideje o primeni CAD/CAM sistema u stomatologiji stare su više od četrdeset godina. Od tog perioda do danas oni su zahvaljujući razvoju nauke, pre svega kompjuterskih tehnologija, doživeli značajne tehnološke transformacije i unapređenja. Stomatološki CAD/CAM sistemi postaju sve popularniji u kliničkoj i laboratorijskoj praksi. U prilog tome svedoče podaci da više od 30000 stomatologa u svetu svakodnevno koristi CAD/CAM tehnologije, od toga 10000 u Sjedinjenim Američkim Državama i Kanadi. Smatra se de je samo pomoću Cerec[®] sistema, izrađeno preko 15 miliona fiksnih zubnih nadoknada. [109]

Kritički osvrt na trend u razvoju stomatoloških CAD/CAM sistema ukazuje da prvobitna ideja o primeni postupka intraoralne digitalizacije nije doživela očekivanu praktičnu realizaciju. O tome svedoči relativno mali broj uređaja za intraoralnu digitalizaciju koji se svakodnevno upotrebljava u praksi. [110] Razlog, uglavnom, predstavljaju brojna tehnička ograničenja koja otežavaju njihovu primenu u okruženju usne duplje. [122,123] Poslednjih nekoliko godina, na tržištu se pojavljuju sistemi, koji novim metodama intraoralne digitalizacije konkurišu Cerec[®] sistemu, koga uprkos relativno uskom spektru kliničkih indikacija odlikuju najduža tradicija i najmasovnija klinička primena. Za razliku od intraoralnih, ekstraoralni uređaji za digitalizaciju su doživeli značajnu ekspanziju na stomatološkom tržištu današnjice.

Uređaji za digitalizaciju stomatoloških CAD/CAM sistema, u osnovi, predstavljaju merne instrumente čiji zadatak je dvodimenzionalno ili trodimenzionalno premeravanje objekata. Osnovne *metrološke karakteristike* kojima se verifikuje njihov kvalitet su *preciznost* i *tačnost*. Prvi podaci o tačnosti i preciznosti uređaja za digitalizaciju stomatoloških CAD/CAM sistema spominju se u radovima koji su publikovali Vlaar (2006) i Kero (2007, 2008). [113,114,115] Hipotetički posmatrano, idealan uređaj za digitalizaciju možemo da opišemo kao merni instrument koji ima mogućnost da u toku

više ponovljenih merenja daje identične rezultate čije vrednosti odgovaraju realnim dimenzijama objekta koji se meri.

U dostupnim literaturnim podacima prisutan je relativno mali broj publikovanih radova koji ispituju preciznost i tačnosti intraoralnih CAD/CAM sistema novije generacije, a razlog je kratka vremenska distanca u kojoj se isti primenjuju. [116,117,118] Klinička upotreba u dužem vremenskom intervalu, praćena kontinuiranim istraživanjima i publikovanim rezultatima predstavljaće najbolji pokazatelj njihovog kvaliteta.

Propozicije koje determinišu oblasti primene i tehničke karakteristike CAD/CAM sistema u stomatologiji, prvi put su definisane u okviru ISO standarda na ISO/TC 106 konferenciji u Rimu 2005. godine. Uvođenjem stomatoloških CAD/CAM sistema u okviru ISO standarda precizirana je bezbedna elektronska kontrola intra- i ekstraoralne digitalizacije zuba i okolnih tkiva, virtuelno dizajniranje i kompjuterski upravljana izrada zubnih nadoknada. Eksplicitno je naglašeno da se u postupku digitalizacije isključuje primena X zraka. Kao jedna od polaznih osnova za definisanje standarda koji se odnose na tačnost uređaja za optičku digitalizaciju u stomatologiji poslužila je standardizacija rada optičkih senzora kod koordinatnih mernih mašina, koja je obuhvaćena standardom ISO 10360. [119] U junu mesecu 2012. godine definisan je prvi internacionalni standard o tačnosti i preciznosti uređaja za optičku digitalizaciju u stomatologiji ISO 12836. Standardom je jasno definisano da je za analizu metroloških karakteristika uređaja za digitalizaciju moguće upotrebljavati isključivo elektronske podatke u vidu oblačka tačkica ili podetke u STL formatu. Autori standarda ističu da on nije u potpunosti završen i da će u budućnosti pretrpeti značajne izmene. Eksperti iz Nemačke smatraju da jedan od parametara za verifikaciju kvaliteta uređaja za optičku digitalizaciju koji treba da bude obuhvaćen standardom bude kvalitet rubnog zaptivanja nadoknada. [120]

Prema FDA standardu, osnovna namena uređaja za digitalizaciju stomatoloških CAD/CAM sistema je registrovanje i merenje topografskih karakteristika i dimenzija zuba, dentalnih otisaka i radnih modela primenom analognih ili digitalnih metoda. Podaci dobijeni u postupku digitalizacije upotrebljavaju se za dizajniranje i izradu zubnih nadoknada. Sisteme za optičku digitalizaciju čine sledeće komponente: kamera, uređaj za digitalizaciju ili senzor i računar sa odgovarajućim softverom. FDA organizacija naglašava da je za pravilan rad uređaja za digitalizaciju značajna validnost softvera. [121] Deo protokola FDA organizacije odnosi se i na format elektronskih podataka koji su rezultat postupka digitalizacije.

Od izuzetnog značaja za istraživače predstavlja činjenica da sve veći broj CAD/CAM sistema pruža mogućnost otpremanja elektronskih podataka u oblicima na osnovu kojih je moguće vršiti njihovu kvantitativnu i kvalitativnu analizu, pomoću specijalno razvijenih softverskih programskih paketa.

Različiti radni principi postupaka digitalizacije, primenom svetlosnih ili laserskih zraka, ukazuju na moguće razlike u tačnosti i preciznosti uređaja za digitalizaciju. Uređaji koji su predmet ovog istraživanja u postupku digitalizacije emituju svetlost iz opsega vidljivog dela spektra i primenjuju sledeće radne principe: aktivna triangulacija (Cerec[®] AC, Cerec[®] InEos Blue, KaVo Everest), konfokalna mikroskopija (Trios) i aktivna stereovizija (Sinergia Scan). Podaci koji su prikazani u pregledu literature doktorske disertacije ukazuju na prisustvo razlika u tehničkim performansama i načinu funkcionisanja posmatranih uređaja. Njihove zajedničke karakteristike su digitalizacija primenom svetlosti iz opsega vidljivog dela spektra i trodimenzionalna forma digitalizovanog objekta u STL formatu .

Budući da digitalizacija predstavlja postupak čija je namena premeravanje objekata, razumljivo je da greške koje nastaju u toku njene realizacije imaju značajan uticaj na kvalitet zubnih nadoknada. Smatra se da je osnovno merilo kvaliteta fiksnih zubnih nadoknada veličina zjapa između brušenog zuba i nadoknade. [111, 112] U publikovanim radovima prosečna vrednost diskrepance između patrljka brušenog zuba i unutrašnje površine fiksne zubne nadoknade izrađene konvencionalnim postupkom iznosi od 0,05 – 0,07 mm. [100,101] Diskrepanca je posledica akumuliranja grešaka koje nastaju u postupku izrade nadoknada. Iste vrednosti diskrepance pojedini autori primenjuju i za nadoknade izrađene CAD/CAM tehnologijama. [113] Pomenuta konstatacija ukazuje na činjenicu da tačnost uređaja za digitalizaciju treba da bude znatno ispod navedenih vrednosti. Mehl i Hickel (1999), Vlaar (2006) i Persson (2006) publikuju rezultate istraživanja na osnovu kojih tačnost uređaja za digitalizaciju u proseku iznosi < 0,02 mm. [55,113,124] Ovo je značajan podatak, naročito, ako ga uporedimo sa rezultatima koje publikuju Jacobs i van Steenberghe (1994), Karlsson i Molin (1995), na osnovu kojih se smatra da pacijenti osećaju promene u interkuspalnim donosima ukoliko se debljina okluzalne površine poveća za 0,02 mm. [125,126]

Budući da ne postoje standardi kojima je propisan prihvatljiv stepen tačnosti uređaja za digitalizaciju, kao referentne vrednosti uzimaju se fabrički ili literaturni podaci. Fabrički podaci o tačnosti uređaja za digitalizaciju prikazani su u tabeli broj 5.

Mehl i saradnici (2009) ističu da tačnost Cerec[®] AC uređaja iznosi $\leq 0,019$ mm. [66] Ovo je i zvaničan fabrički podatak koji promovise Sirona. Jedna od karakteristika Cerec[®] sistema je činjenica da Cerec[®] InEos Blue i Cerec[®] AC uređaji imaju kamere za digitalizaciju sa istim tehničkim karakteristikama, stoga su fabrički podaci o njihovoj tačnosti i preciznosti identični. S obzirom na različite uslove okruženja u kojima se realizuje digitalizacija ovim kamerama, postoji sumnja da isti utiču na stepen tačnosti i preciznosti uređaja u postupku merenja, što su potvrdili rezultati istraživanja koje je sproveo Mehl (2009). [66]

Nema dostupnih fabričkih i literaturnih podataka o tačnosti Trios uređaja. Za preostala dva uređaja proizvođači navode sledeće podatke o tačnosti: KaVo Everest $\leq 0,035$ mm i Sinergia Scan $\leq 0,012$ mm. U dostupnim publikovanim radovima, za sada, nema podataka o tačnosti KaVo Everest i Sinergia Scan uređaja. Literaturni podaci o tačnosti Cerec[®] sistema su različiti i treba ih kritički analizirati u skladu sa dizajnom primenjenog eksperimenta.

Preciznost uređaja za digitalizaciju nije definisana posebnim standardima. Informacije o preciznosti mogu se naći u preskripcijama proizvođača uređaja ili publikovanim radovima. (Tabela 5)

Verodostojnost digitalizovanih podataka može da naruši mnoštvo faktora. Parametri koji narušavaju tačnost i preciznost postupka intraoralne digitalizacije, se pripisuju uslovima koji vladaju u usnoj duplji (vlažno radno polje, neadekvatna osvetljenost, loše pozicioniranje kamere u odnosu na zub, pomeranje pacijenta, podrhtavanje ruke operatera, aplikovanje praha, lokalizacija demarkacije preparacije). Greške koje se pojavljuju u postupku otiskivanja i izrade radnog modela (u glavnom se odnose na kvalitet preparacije zuba, tehniku otiskivanja i dimenzionalnu stabilnost otisnih i gradivnih materijala) narušavaju tačnost i preciznost postupka ekstraoralne digitalizacije. [127,128]

Za razliku od postupka ekstraoralne digitalizacije, u postupku intraoralne digitalizacije nema konvencionalnog otiskivanja, izrade radnog modela, modelovanja u vosku, ulaganja, livenja, obrade metalne kapice i sinterovanja keramike. [130] Budući da intraoralna digitalizacija predstavlja zamenu za konvencionalno otiskivanje, Ender i saradnici (2011) smatraju da tačnosti i preciznost postupka intraoralne digitalizacije treba da budu ekvivalentne sa stepenom tačnosti i preciznosti konvencionalnog otiska. [117]

Prilikom poređenja rezultata studija koje izučavaju ovu problematiku treba biti oprezan, s obzirom na različite metode digitalizacije koje su primenjene u eksperimen-

tima. Brosky i saradnici (2001) su posmatrali razliku između dva virtuelna modela na monitoru računara. Rezultati njihovog istraživanja pokazuju da veličina diskrepance između modela nastalog u postupku konvencionalnog otiskivanja adicisionim silikonima i referentnog CAD modela iznosi od 0,027 – 0,279 mm. [131] Pojedine studije porede tačnost konvencionalnog otiska grupe zuba ili zuba pojedinačno sa " virtuelnim otiscima " istih objekata. Luthardt i saradnici (2005) navode da tačnost postupka digitalizacije grupe zuba Cerec[®]3D kamerom iznosi 0,028 mm, a tačnost konvencionalnog otiska uzetog adicisionim silikonima 0,018 mm. [16] Isti autori nalaze da tačnost postupka digitalizacije jednog zuba kamerom Cerec[®]3D iznosi 0,025 mm. [16] Tačnost postupka digitalizacije kamerom Cerec[®]AC je bolja i iznosi 0,019 mm. [66] Ender (2011) u istraživanjima o stepenu tačnosti Lava COS uređaja u postupku digitalizacije cele vilice, publikuje rezultate od $\pm 0,049$ mm. [117]

Tačnost postupaka konvencionalnog i virtuelnog otiskivanja moguće je posmatrati i indirektno, merenjem veličine rubnog zaptivanja između zuba i nadoknade. [132,133]

Na krajnji ishod preciznosti i tačnosti postupka digitalizacije utiču obrada i način procesuiranja digitalizovnih podataka. Česta je pojava grešaka u postupku kreiranja CAD modela, primeni algoritama za poravnaje virtuelnih modela i ekspedovanje u neki od mogućih elektronskih formata zapisa podataka. Stručna analiza pomenute problematike nije u domenu stomatoloških nauka, ali otvara mogućnosti za multidisciplinarnu saradnju između različitih naučnih oblasti u cilju njenog kvalitetnijeg izučavanja.

Budući da je više puta naglašeno da nijedan postupak merenja nije potpun ako ga ne prati izveštaj o mernoj nesigurnosti, ovaj izveštaj će biti prikazan nakon diskusije rezultata i analize svih faktora koji utiču na preciznost i tačnost posmatranih uređaja za digitalizaciju.

8.2. DISKUSIJA METODOLOGIJE

Utvrđivanje tačnih dimenzija objekata kompleksne morfologije, kao što su zubi, izuzetno je teško. 3D digitalizacija predstavlja jednu od pouzdanih metoda merenja koja numeričkim parametrima prikazuje dimenzije objekta. Uređaji za digitalizaciju u stomatološkoj praksi, predstavljaju zamenu za postupak konvencionalnog otiskivanja i zbog toga su parametri njihove tačnosti i preciznosti izloženi stručnoj i kritičkoj analizi.

Među prvim autorima koji su predložili metodologiju kojom se vrši kvantifikacija "kvaliteta digitalizacije" u stomatološkim CAD/CAM tehnologijama bili su Vlaar i sara-

dnici (2006). Oni su ispitivali tačnost i preciznost uređaja za digitalizaciju u postupku premeravanja lopte radijusa 6 mm. Rezultati njihove studije su pokazali da posmatrani uređaji imaju prihvatljiv stepen tačnosti i preciznosti, a primenjena metoda predložena je za kalibraciju uređaja za digitalizaciju. [113]

Utvrđivanje tačnosti i preciznosti uređaja za digitalizaciju, u publikovanim literaturnim radovima, uglavnom se vrši primenom metoda CAD inspekcije. [103,117] Realizacija CAD inspekcije zahteva izradu referentnog (master) CAD modela – mernog etalona. Referentni CAD model nastaje u postupku digitalizacije osnovnog modela pomoću pouzdanih uređaja, čiji su osnovni metrološki parametri poznati i naučno verifikovani. Poređenje CAD referentnog se eksperimentalnim CAD modelima, pomoću softverskih programskih paketa specijalne namene, omogućava izračunavanje njihove međusobne diskrepance, koju je u zavisnosti od primenjene metodologije, u nekim slučajevima, teško tačno i sigurno numerički izraziti. Međutim, treba naglasiti da se visokim stepenom pouzdanosti na osnovu rezultata CAD inspekcije (na mapi regiona u boji) mogu odrediti lokalizacija diskrepance i oblasti sa najvećim odstupanjima. [134] Rezultati istraživanja pokazuju da su to, uglavnom, mesta na kojima se naglo menja zakrivljenost površina (demarkacija preparacije, prelazak okluzalnih i aksijalnih zidova kaviteta na susedne površine i sl). [107] Mapa regiona u boji u okviru ovog istraživanja obuhvata oblast velike površine, stoga nije posebno analizirana lokalizacija prikazanih odstupanja.

Kontrolisani eksperimentalni uslovi su obezbedili da se greške koje se javljaju u svakom delu eksperimenta svedu na minimum. U potpunosti je eliminisana upotreba matirajućeg praha čije nanošenje menja izgled i dimenzije objekta. Osnovni model izrađen je od specijalnog gipsa, za čiju digitalizaciju nije potrebno aplikovanje praha. Dokazano je da ova vrsta gipsa ne dozvoljava penetraciju projektovanih zraka kroz model, što omogućava veći stepen tačnosti i preciznosti postupka digitalizacije. [107]

Za potrebe različitih istraživanja, kao referentni, upotrebljavaju se mehanički [22,55,116,135] ili optički uređaji za digitalizaciju. [55,56,74,113,117,118,136,137,138] Izbor referentnih uređaja za 3D digitalizaciju, uglavnom, zavisi od dizajna eksperimenta, oblika i dimenzija objekta koji se premerava.

Uređaji za mehaničku digitalizaciju primenjuju se u postupcima digitalizacije objekata jednostavne morfologije i manjih dimenzija. Mehaničke uređaje za digitalizaciju, naročito one koji se upotrebljavaju u industriji i metrološkim laboratorijama, odlikuje visok stepen tačnosti i preciznosti. Međutim, ovi uređaji su zbog sporog rada, nemogućnosti digitalizacije sitnih detalja i negativnih modula uglavnom potisnuti iz masovne

upotrebe. [22,25] Person i saradnici u publikovanim radovima iznose podatke o preciznosti (0,019 – 0,075 mm) i tačnosti ($\pm 0,01$ mm) Procera M50 (Nobel Biocare AB, Sweden) mehaničkog uređaja za digitalizaciju, koji je predstavljao referentni uređaj u okviru njihovih istraživanja. [25,55]

Uređaji za optičku digitalizaciju, koji se primenjuju u naučnim istraživanjima, imaju poznate i definisane sledeće parametre: preciznost, tačnost, merni volumen i rezoluciju. To su, uglavnom, uređaji sa dve ili tri kamere (projekciona sistema), što obezbeđuje visok stepen tačnosti i preciznosti u postupku digitalizacije objekata kompleksne morfologije. Referentni uređaj Atos III Triple Scan, koji je upotrebljen u okviru ovog eksperimenta, poseduje dve kamere za digitalizaciju.

Person i saradnici, podatke o digitalizovanom objektu ekspeduju kao oblak tačaka, koji sadrži precizne numeričke parametre o broju i lokalizaciji tačaka. [55,103,116] Smatra se da oblak tačaka stomatoloških CAD/CAM sistema u proseku sadrži od 200000 do 400000 tačaka. [4] Rudolph i saradnici (2007) ističu da *zlatni standard* referentnog modela predstavlja oblak tačaka optimalne gustine, kod koga su tačke na površini raspoređene tako da ona *izgleda glatko*. [118] Mehl i saradnici (2009) u svojim istraživanjima o tačnosti i preciznosti kamera Cerec[®] AC i Cerec[®] 3D sistema porede virtualne podatke koji su u STL formatu. [66]

U okviru ovog istraživanja vršena su poređenja elektronskih podataka u STL formatu, koji digitalizovanu površinu predstavlja kao mrežu trouglova. Razlog za odabir ovakvog eksperimentalog dizajna predstavljaju ograničenja posmatranih uređaja, da elektronske zapise digitalizovanih objekata ekspeduju u formi oblaka tačaka. Analiza pomoću softverskog programskog paketa GOM Inspect V7 SR2 obuhvatala je poređenja definisanih površina na modelima, čije su dimenzije izražene u milimetrima kvadratnim. Poređenje eksperimentalnih CAD modela u odnosu na CAD master model vršeno je primenom odgovarajućeg algoritma za poravnanje modela (*best fit algorithm* – eng). Softver GOM Inspect V7 SR2 ima mogućnosti da izvrši jedan deo statističke analize rezultata i daje sledeće podatke: minimalna, maksimalna vrednost i srednja vrednost odstupanja, standardna devijacija i ukupna površina na kojoj su vršena poređenja. Lokalizacije odstupanja predstavljene su u na mapi regiona u boji. Ovakav način distribucije odstupanja publikuju Person (2007, 2009), Mehl (2009), Edler i saradnici (2011). U publikovanim radovima koji proučavaju ovu problematiku kvantifikacija preciznosti uređaja vršena je pomoću standardne devijacije (SD) i iznosa apsolutnih vrednosti. Dennisen i saradnici (2000) su ispitivali preciznost laserskog uređaja (Dental Scope II 3D,

Alliance GmbH, Germany) u postupku digitalizacije dve različite demarkacije (linija i polužleb). Specifičnost eksperimentalnog dizajna zahtevala je da se preciznost izrazi u procentima. [139]

Za verifikaciju tačnosti ili *relativne tačnosti* (na osnovu navoda nekih autora) posmatrani su mediana i 95% interval poverenja.[55] Mehl i saradnici (2009) koriste standardnu devijaciju izmerenih odstupanja kao vrednost kojom prikazuju tačnost i preciznost uređaja.

S'obzirom na specifičnost eksperimentalnog dizajna ovog istraživanja, kao mera za klasifikaciju kvaliteta preciznosti uređaja za digitalizaciju upotrebljena je srednja vrednost standardnih odstupanja CAD eksperimentalnih modela u odnosu na CAD master model. Za verifikaciju tačnosti posmatrane su srednje vrednosti prosečnih odstupanja CAD eksperimentalnih modela u odnosu na CAD master model i 95% interval poverenja. U okviru statističke analize rezultata prikazani su koeficijenti spljoštenosti i asimetrije koji ukazuju na preciznost i tačnost posmatranih uređaja.

Razlike u tačnosti i preciznosti posmatranih uređaja utvrđene su primenom testa jednofaktorske analize varijanse (ANOVA).

8.3. DISKUSIJA REZULTATA 3D ANALIZE

U postupku 3D analize obavljeno je poređenje izmerenih vrednosti odstupanja CAD eksperimentalnih modela desne polovine zubnog luka gornje vilice u odnosu na CAD master model, na minimalnom tolerancijskom nivou softvera GOM Inspect V7 SR2, čija vrednost iznosi 0,01 mm. Rezultati 3D analize prikazuju stepen preciznosti i tačnosti uređaja u postupku digitalizacije oblasti većih dimenzija.

8.3.1. DISKUSIJA KVANTITATIVNE ANALIZE REZULTATA KOJI PRIKAZUJU PRECIZNOST UREĐAJA ZA OPTIČKU DIGITALIZACIJU

Kvantitativnom analizom srednjih vrednosti standardnih odstupanja, na osnovu kojih je izvršena klasifikacija kvaliteta preciznosti i 95% intervala poverenja, utvrđeno je da su najniže vrednosti prisutne kod Sinergia Scan (0,66898 mm, SD 0,0052 mm), a najviše kod Cerec[®] AC (1,06119 mm, SD 0,0201 mm) uređaja za digitalizaciju. Niske srednje vrednosti standardnih odstupanja ukazuju na visok stepen preciznosti uređaja.

Najviše srednje vrednosti standardnih odstupanja izmerene su kod Cerec[®]AC uređaja, što ukazuje na nizak stepen preciznosti u postpku digitalizacije modela desne polovine zubnog luka gornje vilice.

Treba istaći da zbog specifičnosti eksperimenta, srednje vrednosti standardnih odsupanja predstavljaju parametre na osnovu kojih je vršena klasifikacija kvaliteta preciznosti uređaja za digitalizaciju. Vrednost kojom se numerički izražava preciznost je standardna devijacija (SD). [90]

Razlika u tehničkim karakteristikama posmatranih uređaja može da bude jedan od mogućih razloga koji pojašnjava prikazane rezultate. Sinergia Scan uređaj poseduje dve kamere, čiji zadatak je prikupljanje digitalizovanih podataka. Odnos između kamere i objekata u svakom segmentu postupka digitalizacije jasno je definisan, što predstavlja jednu od osobenosti koja obezbeđuje visok stepen preciznosti postupka digitalizacije. [140]

Sa druge strane, kamera Cerec[®]AC sistema, u postupku digitalizacije se nalazi u rukama operatera, što može da pruzrokuje njeno podrhtavanje ili nepravilno pozicioniranje objekta unutar mernog volumena kamere. Nepravilno pozicioniranje kamere u odnosu na objekat, u postupcima intraoralne i ekstraoralne digitalizacije, formira nepovoljan ugao između objekta i kamere, što utiče na preciznost i tačnost postupka digitalizacije. [141,142]

Pretpostavka je da kamera Sinergia Scan uređaja ima veći merni volumen u odnosu na kamere Cerec[®]AC i Cerec[®]InEos Blue uređaja. Veći merni volumen pruža više mogućnosti za pravilnije pozicioniranje objekta unutar istog, što obezbeđuje veći stepen preciznosti i tačnosti u postupku digitalizacije, uz napomenu, da dimenzije objekta i mernog volumena treba da budu usklađene.

Drugo mesto, na osnovu kvaliteta preciznosti, zauzima KaVo Everest (0,7264 mm, SD 0,0207 mm), slede Trios (0,7387 mm, SD 0,0022 mm) i Cerec[®]InEos Blue (0,1005 mm, SD 0,0343 mm) uređaji. Međusobnim poređenjem kvantitativnih vrednosti kojima je iskazana preciznost uređaja za digitalizaciju ustanovljeno je da postoji statistički značajna razlika između Cerec[®]AC – Cerec[®]InEos Blue, Cerec[®]AC – KaVo Everest, Cerec[®]AC – Sinergia Scan, Cerec[®]AC – Trios, Cerec[®]InEos – KaVo Everest, Cerec[®]InEos Blue – Trios, Cerec[®]InEos Blue – Sinergia Scan, KaVo Everest – Sinergia Scan i Sinergia Scan – Trios. Prisustvo statistički značajne razlike ukazuje na činjenicu, da različite tehničke karakteristike i metodologije digitalizacije značajno utiču na stepen preciznosti uređaja.

U poređenju sa posmatranim uređajima za ekstraoralnu digitalizaciju, intraoralni uređaji imaju niži stepen preciznosti, što potvrđuje konstataciju da manuelno pozicioniranje (Cerec[®] AC) ili pomeranje kamere (Trios) u postupku digitalizacije utiče na smanjenje kvaliteta digitalizovanih podataka. [143] Rezultat koji prikazuje nizak stepen preciznosti intraoralnih uređaja za digitalizaciju, inicira pitanje: Da li je njihova primena pouzdana u postupku digitalizacije oblasti većih dimenzija ili je treba ograničiti na digitalizaciju pojedinačnih zuba, odnosno oblasti manjih dimenzija?

Trios uređaj, u postupku digitalizacije, primenjuje radne principe koji su zasnovani na metodi konfokalne mikroskopije. Loš stepen preciznosti ukazuje na nedostatke u tehničkim karakteristikama uređaja ili metodologiji digitalizacije. Za razliku od Cerec[®] AC uređaja, gde proizvođač iznosi tačne podatke o načinu upotrebe i pozicioniranja kamere u postupku digitalizacije (udaljenost kamere od objekta, ugao triangulacije), kod Trios uređaja takve informacije nisu dostupne. Podatak je naročito značajan, ako se posmatra u kontekstu svakodnevne kliničke upotrebe Trios uređaja, jer može da bude jedan od pokazatelja njegove pouzdanosti. Poteškoću u diskutovanju kvaliteta ovog uređaja predstavlja i odsustvo informacija o njegovoj tačnosti i preciznosti.

Cerec[®] InEos Blue uređaj poseduje jednu kameru. U postupku digitalizacije vršeno je manuelno pomeranje modela u odnosu na kameru. Jedno od mogućih objašnjenja dobijenih rezultata je primenjena metodologija digitalizacije i način nastanka trodimenzionalne slike objekta. Softver Cerec[®] sistema 3D sliku kreira spajanjem većeg broja pojedinačno nastalih snimaka. Pretpostavka je da se u toku postupka poravnanja i spajanja slika pojavljuju odstupanja. Nizak stepen preciznosti Cerec[®] AC i Cerec[®] InEos Blue u odnosu na ostale uređaje može da bude i jedan od pokazatelja kvaliteta kamere za digitalizaciju. Prisustvo statistički značajne razlike u preciznosti između ova dva uređaja i veći stepen preciznosti Cerec[®] InEos Blue uređaja, ukazuje na kvalitete i prednosti metoda ekstraoralne digitalizacije.

Statističkom analizom rezultata utvrđeno je da između Trios i KaVo Everest uređaja ne postoji značajna razlika u preciznosti. Međutim, izmerena odstupanja imaju nešto niže prosečne vrednosti kod KaVo Everest uređaja, čime su još jednom potvrđeni rezultati dosadašnjih istraživanja koji pokazuju da ekstraoralni uređaji za digitalizaciju u poređenju sa intraoralnim, imaju veći stepen preciznosti i tačnosti. [16]

Postoji razlika između rezultata ovog istraživanja o preciznosti Sinergia Scan uređaja (SD 0,01931 mm) i fabričkih podataka (< 0,002 mm). Vrednosti koje prikazuju preciznost Cerec[®] AC uređaja (SD 0,0448 mm) su neznatno više u odnosu na rezultate

koje su u svojim istraživanjima dobili Ender i Mhel (2011) gde je preciznost kamere Cerec[®]AC uređaja u postupku digitalizacije zubnog luka u celini iznosila $0,0309 \pm 0,0071$ mm. [117] Mehl i saradnici (2009) publikuju rezultate o preciznosti Cerec[®]AC uređaja, u postupku digitalizacije zubnog niza od očnjaka do drugog molara gornje vilice, u iznosu od 0,035 mm. Persson i saradnici (2006) ispituju preciznost uređaja za lasersku optičku (3Shape A/S, Denmark) i automatsku mehaničku digitalizaciju (Nobel Biocare AB, M50, Sweden). Rezultati istraživanja pokazuju da razlika u preciznosti između ova dva uređaja u proseku iznosi 0,010 mm. Preciznost laserskog uređaja za digitalizaciju iznosila je od 0,063 do 0,091 mm, uređaja za mehaničku digitalizaciju od 0,019 – 0,075 mm. [55] U dostupnim literaturnim i fabričkim podacima nema informacija o preciznosti KaVo Everest i Trios uređaja.

8.3.2. DISKUSIJA KVANTITATIVNE ANALIZE REZULTATA KOJI PRIKAZUJU TAČNOST UREĐAJA ZA OPTIČKU DIGITALIZACIJU

Analizom rezultata koji prikazuju prosečne vrednosti odstupanja CAD eksperimentalnih modela u odnosu na CAD master model i 95% intervala poverenja utvrđeno je da uređaj Cerec[®]InEos Blue (0,0823 mm) ima najviši stepen tačnosti, slede Sinergia Scan (0,0849 mm), Cerec[®]AC (0,0896 mm) i KaVo Everest (0,1136 mm). Najniži stepen tačnosti zabeležen je kod Trios uređaja (0,1215 mm).

Između uređaja Cerec[®]AC – Cerec[®]InEos Blue, Cerec[®]AC – Sinergia Scan, Cerec[®]InEos Blue – Sinergia Scan i KaVo Everest – Trios ne postoji statistički značajna razlika u vrednostima koje prikazuju tačnost.

Odsustvo statistički značajne razlike između vrednosti kojima je kvantifikovana tačnost uređaja za digitalizaciju Cerec[®] sistema je očekivano, s obzirom da oba uređaja poseduju kameru sa identičnim tehničkim performansama. Visok stepen tačnosti može da bude jedan od pokazatelja dobrih tehničkih karakteristika kamere.

Rezultati koji prikazuju visok stepen tačnosti Sinergia Scan, još jednom potvrđuju kvalitet uređaja za ekstraoralnu digitalizaciju koji u svom sastavu imaju dve kamere.

Odsustvo statistički značajne razlike između KaVo Everest i Trios i visoke vrednosti izmerenih odstupanja, ukazuju na eventualne tehničke nedostatke uređaja ili njihovih softvera. Razloge niskog stepena tačnosti Trios uređaja može se pripisati i metodologiji digitalizacije, odnosno negativanom uticaju svih faktora koji narušavaju tačnost i

preciznost postupka intraoralne digitalizacije. Već je istaknuto da položaj i udaljenost kamere od objekta u postupku digitalizacije kod Trios uređaja nisu detaljno precizirani.

Između vrednosti koje prikazuju tačnost uređaja Cerec[®]AC – KaVo Everest, Cerec[®]AC – Trios, Cerec[®]InEos Blue – KaVo, Cerec[®]InEos Blue – Trios, KaVo – Sinergia Scan, Sinergia – Trios postoji statistički značajna razlika. Viši stepen tačnosti imaju Cerec[®]AC, Cerec[®]InEos Blue i Sinergia Scan uređaji.

Vrednosti koje prikazuju tačnost Cerec[®]AC uređaja statistički su značajno veće u odnosu na iste vrednosti Trios uređaja, što ukazuje na bolje tehničke karakteristike i metodologiju digitalizacije Cerec[®]AC sistema.

Rezultati ovog istraživanja, koji prikazuju tačnost uređaja za digitalizaciju, razlikuju se od dostupnih publikovanih rezultata. Ender (2011) publikuje rezultate $0,049 \pm 0,0142$ mm za tačnost Cerec[®]AC uređaja u postupku digitalizacije zubnog luka gornje vilice. [117] Rezultati ovog eksperimenta kojima je predstavljena tačnost Cerec[®]AC uređaja imaju dvostruko veće vrednosti (0,0823 mm). U okviru istog eksperimenta Ender (2011) ispituje kvalitet intraoralnog uređaja za digitalizaciju Lava COS, čija tačnost iznosi $0,043 \pm 0,0141$ mm. Mehl i saradnici (2009) publikuju rezultate kojima je prikazana tačnost kamera Cerec[®]AC ($0,0192 \pm 0,0059$ mm) i Cerec[®]3D ($0,031 \pm 0,0062$ mm) uređaja u postupku pojedinačne digitalizacije odabrane oblasti. Odstupanja su nešto veća u postupcima kod kojih je slika objekta nastala integrisanjem većeg broja pojedinačnih snimaka, za Cerec[®]AC iznose 0,0354 mm.

Luthardt i saradnici (2005) objavljuju rezultate eksperimenta u okviru koga su upoređivali tačnost intraoralnog (Cerec[®]3D, Sirona, Germany) i ekstraoralnog (digiSCAN, Girrbach Dental, Germany) uređaja u postupku digitalizacije zuba 15, 16 i 17. Izmerena odstupanja u postupku digitalizacije zuba 16 iznose 0,017 mm – Cerec[®]3D i 0,009 mm – digiSCAN. Odstupanja na preostalim susednim zubima imaju veće vrednosti. Smatraju da je glavni uzrok razlike u rezultatima primenjena metodologije digitalizacije. U postupku intraoralne digitalizacije Cerec[®]3D kamerom slikanje oblasti se vrši isključivo iz jednog pravca. Veća odstupanja na zubima 15 i 17 su posledica njihove udaljenosti od mernog centra kamere. [16]

Tačnost KaVo Everest uređaja u ovom istraživanju (0,11369 mm) ima veće vrednosti u odnosu na fabričke podatke o njegovoj tačnosti ($\leq 0,020$ mm). Fabrički podaci o tačnosti Sinergia Scan uređaja iznose 0,012 mm i manji su od rezultata ovog istraživanja (0,084 mm). Mehl i saradnici (1997) publikuju podatke o tačnosti ekstraoralnog uređaja za digitalizaciju Preciscan (DSC, Switzerland) od -0,0036 mm, što je značajno manje u

odnosu na vrednosti koje prikazuju tačnost ekstraoralnih uređaja u okviru ovog istraživanja. [57] Tačnost uređaja za digitalizaciju u velikoj meri determiniše gustina *oblaka tačaka* i kvalitet postupka procesuiranja virtuelnog modela. [113] Jedan od bitnih parametara koji utiče na tačnost je i kalibracija uređaja za digitalizaciju. [116]

Dokazano je da uređaji sa većom rezolucijom imaju bolju tačnost. [70] Fabrički podaci pokazuju da postoji razlika u rezoluciji kamera Sinergia Scan i Cerec[®] sistema. Budući da su podaci o rezoluciji Sinergija Scan uređaja prikazani kao trouglovi (2000000 trouglova), a Cerec[®] kamera u mm (0,025 x 0,025 mm – veličina jednog piksela) nije moguće objektivno diskutovati parametare koji su predstavljeni različitim vrednostima. Međutim, rezultati ovog istraživanja pokazuju da uprkos nešto višem stepenu tačnosti Cerec[®] In Eos Blue u odnosu na Sinergia Scan uređaj, između vrednosti koje predstavljaju njihovu tačnost nema statistički značajne razlike. Ovakav rezultat može da ukaže da rezolucija kamere utiče na tačnost digitalizovanih podataka. [144] Klasifikaciju posmatranih uređaja na osnovu rezolucije kamera teško je sprovesti, jer proizvođači uređaja za digitalizaciju različitim vrednostima predstavljaju rezoluciju (površina piksela, broj piksela ili broj trouglova). (Tabela 5) Na osnovu dostupnih informacija moguće je poređenje rezolucija kamera KaVo Everest (1040 x 1329 piksela) i Atos III Triple scan (2 x 8 000000 piksela) uređaja.

Preciznost i tačnost uređaja za digitalizaciju možemo analizirati i na osnovu histograma. Izgled i lokalizacija ordinate u odnosu na centralnu vrednost apscise histograma (0,0 mm) prikazuje distribuciju izmerenih odstupanja. Izgled ordinate ukazuje na stepen tačnosti i preciznosti. Uži dijagram implicira veću tačnost, dok viši dijagram implicira veću preciznost. Visok stepen preciznosti i tačnosti uređaja potvrđuju koeficijenti asimetrije i spljoštenosti, što je grafički prikazano na priloženim histogramima.

Međusobnim poređenjem 10 histograma Sinergia Scan uređaja, uočava se da je pik histograma pomeren desno (polje koje predstavlja vrednosti odstupanja od 0,0 – 0,01 mm) u odnosu na centralnu vrednost apscise. Uzak i visok dijagram ukazuje na visok stepen tačnosti i preciznosti uređaja, međutim udaljenost pika dijagrama od centralne vrednosti apscise obrazlaže njegovu drugu poziciju u klasifikaciji tačnosti. (Slika 43)

Na osnovu izgleda i lokalizacije pika histograma koji predstavljaju Cerec[®] AC uređaj, uočava se distribucija koja prikazuje visok stepen rasipanja rezultata u postupcima ponovljenog merenja. Dijagram je spljošten, što ukazuje na lošu preciznosti posmatranog uređaja. (Slika 39) Pik dijagrama, na pojedinim histogramima, odstupaju od cen-

tralne vrednosti apscise. U poređanju sa dijagramima Cerec[®]InEos i Sinergia Scan, dijagram Cerec[®]AC uređaja ima veću disperziju, što dodatno potvrđuje njegovu poziciju u klasifikaciji tačnosti.

Na osnovu izgleda i lokalizacije pika histograma koji predstavljaju Cerec[®]InEos Blue uređaj za digitalizaciju, uočavaju se dijagrami sa nisko pozicioniranom ordinatom i distribucija koja ukazuje na visok stepen rasipanja rezultata, što govori o niskom nivou preciznosti posmatranog uređaja. (Slika 40) Visok stepen tačnosti potvrđuje manja disperzija (uska ordinata).

Histogrami KaVo Everest uređaja za digitalizaciju pokazuju nizak stepen tačnosti, što je potvrđeno većom disperzijom (široka ordinata) i lokalizacijom pika dijagrama, koji je kod svih 10 histograma pomerena u levo (polje koje predstavlja vrednosti odstupanja od - 0,01 do 0,0 mm). (Slika 41) Visok i naglašen pik svih deset dijagrama ukazuje na visok stepen preciznosti.

Međusobnim poređenjem 10 uzoraka eksperimentalne grupe Trios uređaja primećuje se da svi histogrami imaju sličan izgled. (Slika 42) Dijagram je visok, što ukazuje na dobru preciznost. Nizak stepen tačnosti uređaja potvrđuje velika disperzija.

Ako posmatrane uređaje za digitalizaciju analiziramo kroz prizmu "idealnog uređaja" čije su karakteristike visok stepen tačnosti i preciznosti, rezultati ovog istraživanja pokazuju sledeće:

1. Cerec[®]AC i Cerec[®]InEos Blue – visok stepen tačnosti i nizak stepen preciznosti.
2. Sinergia Scan – visok stepen tačnosti i preciznosti.
3. KaVo Everest – nizak stepen tačnosti i viši stepen preciznosti.
4. Trios – viši stepen preciznosti i nizak stepen tačnosti.

U opisu tehničkih karakteristika uređaja za digitalizaciju istaknuto je da kamere Cerec[®]AC i Cerec[®]InEos Blue imaju iste tehničke performanse. Ako uzmemo u obzir činjenicu da je namena ovih uređaja intraoralna i ekstraoralna digitalizacija, rezultati koji ukazuju na visok stepen tačnosti mogu da predstavljaju pokazatelje dobrog kvaliteta kamere. Rezultati istraživanja pokazuju da postoji statistički značajna razlika u preciznosti uređaja Cerec[®]AC i Cerec[®]InEos Blue. Viši stepen preciznosti prisutan je kod Cerec[®]InEos Blue uređaja. Razlog za to možemo pripisati faktorima koji narušavaju tačnost i preciznost postupka intraoralne digitalizacije. Pretpostavka je da jedan od uzroka loše preciznosti mogu da budu nepravilnosti unutar primenjenog softvera.

Prilikom definisanja konačne ocene kvaliteta uređaja za digitalizaciju treba biti oprezan. Tačnost je parametar koji se odnosi na dimenzije objekta, dok preciznost predstavlja ekvivalent svakodnevne upotrebe uređaja. Važno je naglasiti, da uređaj može da se kvalifikuje kao precizan uprkos uzastopnom merenju iste veličine koja se ne podudara sa realnim dimenzijama objekta. Pouzdanu i "idealnu" digitalizaciju moguće je realizovati isključivo sa visoko tačnim i preciznim uređajima.

8.3.3. DISKUSIJA KVANTITATIVNE ANALIZA REZULTATA KOJI PRIKAZUJU TAČNOST UREĐAJA ZA OPTIČKU DIGITALIZACIJU U ODNOSU NA DEFINISANE VREDNOSTI ODSUPANJA

Analiza rezultata pomoću softverskog programskog paketa GOM Inspect V7 SR2 obuhvatala je proračune za odstupanja (tolerancijska polja) čije vrednosti iznose: 0,01, 0,025 i 0,05 mm. Razlozi za odabir definisanih vrednosti odstupanja bili su sledeći:

1. Odstupanje čija vrednost iznosi 0,01 mm je najmanje moguće odstupanje na kome softverski programski paket GOM Inspect V7 SR2 može da vrši analizu. Razlike između CAD eksperimentalnih i CAD master modela na ovom tolerancijskom nivou prikazuju stepen tačnosti uređaja za digitalizaciju, koji je značajan za tumačenje tehničkih performansi uređaja.
2. Razlog za analizu odstupanja na tolerancijskom nivou 0,025 mm je činjenica da odabrana vrednost predstavlja prosečnu debljinu prostora za cementni film. [145, 146]
3. Odstupanja merena na tolerancijskom nivou od 0,05 mm prikazuju stepen tačnosti uređaja u zoni čija vrednost predstavlja prosečnu veličinu diskrepance između patrljka brušenog zuba i nadoknade. [147,148,149]

Programski paket GOM Inspect V7 SR2 u postupku analize odstupanja CAD eksperimentalnih u odnosu na CAD master model, dobijene vrednosti grupiše u sledeće kategorije: *positive fail*, *positive warm*, *positive pass*, *negative pass*, *negative warm* i *negative fail*. Za verifikaciju stepena tačnosti uređaja najvažnije su vrednosti iz oblasti *positive pass* (od 0% - 75%), *negative pass* (od -75% - 0%) i *positive fail* (> 100%) i *negative fail* (< - 100%). Veći procenat *positive* i *negative pass* vrednosti ukazuje na viši stepen tačnosti uređaja na odabranom nivou odstupanja. Veći procenat *positive* i

negative fail vrednosti ukazuje na niži stepen tačnosti uređaja. Programski paket GOM Inspect V7 SR2 u postupku analize prikazuje vrednosti i za oblasti *negative warm* i *positive warm*. S obzirom na odstupanja koja predstavljaju, one namaju veliki značaj u tumačenju tačnosti posmatranih uređaja.

Uređaj Cerec[®] AC na svim tolerancijskim nivoima, ima visok procenat odstupanja u oblasti *negative fail* (0,01 mm - 53,01%, 0,025 mm - 44,82% i 0,05 mm - 41,24%). Uočava se da smanjenje procentualne zastupljenosti odstupanja nije proporcionalno sa povećanjem veličine odabrane tolerancije. Smatra se da su razlozi visoke procentualne zastupljenosti odstupanja u oblasti *negative fail* greške koja nastaju u postupku generisanja virtuelnih modela unutar softvera ili odstupanja koja nastaju u postupku poravnanja eksterimentalnih sa CAD master modelom. Procentualna zastupljenost odstupanja kod *positive fail* vrednosti smanjuje se proporcionalno povećanju odabrane tolerancije (0,01 mm - 22,20%, 0,025 mm - 11,08% i 0,05 mm - 9,07%). Na tolerancijskom nivou 0,025 mm uočava se porast *positive pass* (21,73%) i *negative pass* vrednosti (17,35%), koje svoj maksimum dostižu u zoni tolerancije od 0,05 mm (*positive pass* - 25,71% i *negative pass* - 22,40%). Međutim, ako saberemo procenat *positive* i *negative pass* za vrednost odstupanja od 0,05 mm, možemo uočiti da je njihov zbir manji od 50% (48,11%). Pomenuta konstatacija ukazuje na činjenicu da uređaj Cerec[®] AC najviši stepen tačnosti, u ovom slučaju, pokazuje na tolerancijskom nivou od 0,05 mm, što je sa aspekta njegove kliničke upotrebe nedovoljno, s obzirom na relativno nisku procentualnu zastupljenost *positive* i *negative pass* vrednosti. Međutim, ako uporedimo rezultate prosečnih vrednosti za tačnost Cerec[®] AC uređaja u postupku digitalizacije modela desne polovine gornje vilice možemo uočiti, da minimalna izmerena vrednost odstupanja iznosi 0,0598 mm, a maksimalna 0,1154 mm (prosek 0,0896 mm). Ovakava distribucija rezultata objašnjava nisku procentualnu zastupljenost odstupanja *positive* i *negative pass* na tolerancijskom nivou 0,05 mm, što pokazuje da je uređaj Cerec[®] AC mnogo tačniji na većim odstupanjima.

Uređaj Cerec[®] InEos Blue, na tolerancijskom nivou 0,01 mm, ima visok procenat odstupanja u okviru *negative fail* (40,34%) vrednosti. U poređenju sa uređajem Cerec[®] AC, odstupanja u istoj oblasti su niža. Za tolerancijska polja 0,025 i 0,05 mm odstupanja u oblasti *negative fail* iznose 31,88% i 29,57%, slično Cerec[®] AC uređaju ne dolazi do njihovog smanjenja proporcionalno povećanju odabrane tolerancije. U poređenju sa Cerec[®] AC uređajem procentualna zastupljenost vrednosti u oblastima *positive* (27,26%) i *negative pass* (23,17%) je veća. Vrednosti *positive pass* (31,43%) i

negative pass (26,82%) procentualno su najviše zastupljene u zoni tolerancije 0,05 mm. Njihovim sabiranjem dobije se iznos od 58,25%, koji je veći od istog iznosa Cerec®AC uređaja. Vrednosti ukazuju na viši stepen tačnosti uređaja Cerec®InEos Blue, što su potvrdili i rezultati kojima je prikazana njegova tačnost (0,0823 mm) u postupku digitalizacije desne polovine modela gornje vilice. Male, ali prisutne razlike između Cerec®AC i Cerec®InEos još jednom potvrđuju veći stepen tačnosti ekstraoralnih uređaja za digitalizaciju. Budući da oba uređaja imaju istu kameru, evidentno je da su razlike nastale pod uticajem faktora koji narušavaju tačnost postupka intraoralne digitalizacije.

Na tolerancijskom nivou 0,01 mm kod uređaja za optičku digitalizaciju KaVo Everest uočava se veća procentualna zastupljenost rezultata u oblastima *positive* (21,36%) i *negative* (28,11%) *pass*, što je slično distribuciji istih vrednosti kod uređaja Cerec®AC na tolerancijskom nivou 0,05 mm. Procenat *positive pass* (30,51%) i *negative pass* (50,67%) vrednosti veći je u zoni tolerancije 0,025 mm. Vrednosti *positive* (32,69%) i *negative* (61,97%) *pass* svoj maksimum imaju u zoni tolerancije 0,05 mm. Sabiranjem procentualne zastupljenosti *positive* i *negative pass* u zoni tolerancije 0,05 mm dobija se iznos od 94,66%, što govori o visokom stepenu tačnosti uređaja na ovom tolerancijskom nivou. Visok procenat vrednosti *positive* i *negative pass* ukazuje da je procenat *positive fail* (3,35%) i *negative fail* (0,70%) na nivou tolerancije 0,05 mm izuzetno nizak. Prikazana distribucija rezultata ukazuje na visok stepen tačnosti KaVo Everest uređaja za odstupanja 0,025 i 0,05 mm.

Procentualne zastupljenosti rezultata iz oblasti *positive fail* kod Trios uređaja najviše vrednosti imaju na tolerancijskom nivou 0,01 mm (14,92%), a najniže (4,23%) na 0,05 mm. Distribucija rezultata iz oblasti *positive fail* Trios sistema u potpunosti se razlikuje od distribucije istih kod Cerec® sistema, gde su u mnogo većem procentu zastupljene *negative fail* vrednosti. Manja procentualna zastupljenost *negative fail* vrednosti kod Trios sistema može da bude jedan od pokazatelja kvaliteta njegovog softvera. Procentualna zastupljenost *positive* (45,94%) i *negative pass* (48,27%) svoj maksimum ima u zoni tolerancije 0,05 mm. Njihov zbir iznosi 94,21%, što je nešto niža vrednost u odnosu na KaVo Everest uređaj za digitalizaciju.

Distribucija rezultata kod Sinergia Scan uređaja pokazuje nešto veću zastupljenost istih u oblasti *positive fail* (0,01 mm - 22,78%, 0,025 mm - 4,78% i 0,05mm - 2,20%), u poređenju sa *negative fail* vrednostima (0,01mm - 8,15%, 0,025 mm - 2,43% i 0,05 mm - 1,12%). *Positive* (67,90%) i *negative* (27,92%) *pass* svoj maksimum imaju u zoni

tolerancije 0,05 mm. Njihov zbir iznosi 97,82% i u odnosu na ostale uređaje ima najvišu vrednost, što još jednom potvrđuje visok stepen tačnosti Sinergia Scan uređaja.

8.4. DISKUSIJA REZULTATA 2D ANALIZE

Drugi deo kvantitativne analize obuhvata utvrđivanje preciznosti i tačnosti posmatranih uređaja na unapred definisanim 2D ravanskim presecima CAD eksperimentalnih modela u odnosu na CAD master model preparisnih zuba gornje vilice sa desne strane: centralnog sekutića, prvog premolara i prvog molara. 2D analiza pokazuje distribuciju odstupanja na površinama malih dimenzija koje imaju različit oblik.

8.4.1. DISKUSIJA KVANTITATIVNE ANALIZE REZULTATA KOJI PRIKAZUJU PRECIZNOST I TAČNOST UREĐAJA U POSTUPKU DIGITALIZACIJE GORNJEG DESNOG CENTRALNOG SEKUTIĆA

Kvantitativnom analizom srednjih vrednosti standardnih odstupanja utvrđeno je da najviši stepen preciznosti, na 2D uzorcima gornjeg desnog centralnog sekutića, prisutan kod Cerec[®]InEos Blue (0,0119 mm, SD 0,022 mm), slede Sinergia Scan (0,0122 mm, SD 0,0015 mm), Cerec[®]AC (0,0130 mm, SD 0,0026 mm) i KaVo Everest (0,0163 mm, SD 0,0078 mm). Uređaj za optičku digitalizaciju Trios (0,0183 mm, SD 0,0023 mm) ima najniži stepen preciznosti.

Rezultati koji prikazuju preciznost uređaja Cerec[®]InEos Blue, u postupku digitalizacije gornjeg desnog centralnog sekutića, razlikuju se od rezultata koji ukazuju na nizak stepen preciznosti istog uređaja u postupku digitalizacije desne polovine modela gornje vilice. Drugo mesto po kvalitetu preciznosti pripada Sinergia Scan uređaju, što potvrđuje visok stepen pouzdanosti i u postupku digitalizacije modela gornjeg centralnog sekutića.

Između vrednosti koje kvantitativno prikazuju preciznost uređaja Cerec[®]AC – Cerec[®]InEos Blue, Cerec[®]AC – KaVo Everest, Cerec[®]AC – Sinergia Scan, Cerec[®]InEos Blue – Sinergia Scan i KaVo Everest – Trios nema statistički značajne razlike, što ukazuje na sličan stepen preciznosti ovih uređaja u postupku digitalizacije

gornjeg desnog centralnog sekutića. Statistički značajna razlika u preciznosti uočava se između Cerec[®] AC i Trios uređaja. Viši stepen preciznosti ima Cerec[®] AC.

Analiza rezultata kojima je prikazana tačnost uređaja za digitalizaciju, na 2D uzorcima gornjeg desnog centralnog sekutića, pokazuje da je najviši stepen tačnosti prisutan kod Sinergia Scan (- 0,0012 mm), slede Trios (- 0,0082 mm), Cerec[®] InEos Blue (- 0,0083 mm) i KaVo Everest (- 0,0016 mm). Najniži stepen tačnosti ima Cerec[®] AC (- 0,0132 mm) uređaj.

Odsustvo statistički značajne razlike između Cerec[®] InEos Blue – Trios i KaVo – Sinergia Scan ukazuje na sličan stepen tačnosti ovih uređaja u postupku digitalizacije gornjeg desnog centralnog sekutića.

Tačnost i preciznost posmatranih uređaja možemo analizirati i na osnovu histograma. U poređanju sa 3D analizom, kod koje se uočava relativno homogena i pravilna distribucija rezultata, izgled histograma svih eksperimentalnih grupa u okviru 2D analize pokazuje asimetričnu distribuciju, neujednačenu frekvenciju i izrazitu disperziju izmernih odstupanja u odnosu na centralnu vrednost apscise. (Slike 44,45,46,47 i 48)

Distribucija odstupanja na tolerancijskom nivou 0,01 mm slična je raspodeli istih u okviru 3D analize. Kod uređaja Cerec[®] AC (60,80%) i Cerec[®] InEos Blue (41,88%) prisutan je visok procenat odstupanja u oblasti *negative fail*. Cerec[®] AC ima nizak procenat odstupanja u oblastima *negative pass* (15,71%) i *positive pass* (6,64%), što ukazuje na loš stepen tačnosti uređaja na ovom tolerancijskom nivou. Najviši procenat istih vrednosti prisutan je kod Sinergia Scan uređaja: *negative pass* (41,37%), *positive pass* (33,06%).

Na tolerancijskom nivou 0,025 mm, uočava se promena u distribuciji rezultata kod Cerec[®] AC uređaja. Smanjen je procenat odstupanja u oblastima *negative fail* (8,82%), a uvećan u *negative pass* (66,94%) i *positive pass* (10,29%), što ukazuje na viši stepen tačnosti Cerec[®] AC uređaja na ovom tolerancijskom nivou. Procenat odstupanja iz oblasti *negative pass* i *positive pass* se uvećava kod Cerec[®] InEos Blue, KaVo Everest i Trios uređaja. Iste vrednosti najviši iznos imaju kod Sinergia Scan, *negative pass* (55,76%) i *positive pass* (41,57%). Kod istog uređaja u oblastima *negative* i *positive fail* nema odstupanja.

Analizom odstupanja za tolerancijski nivo 0,05 mm, možemo uočiti visok procenat istih u oblastima *positive* i *negative pass*, pri čemu najviši stepen tačnosti pokazu-

je Sinergia Scan (42,52% i 57,48%), a najniži KaVo Everest (48,65% i 47,29%) uređaj za digitalizaciju.

Treba biti obazriv u komparaciji rezultata ovog istraživanja sa rezultatima drugih studija, koje ispituju tačnost i preciznost uređaja u postupku digitalizacije zuba različitim oblika ili dizajna preparacije. Person i saradnici (2006) publikuju rezultate o tačnosti laserskog (3ShapeA/S, Copenhagen, Denmark) (- 0,009 do 0,034 mm) i mehaničkog (Procera M50, Nobel Biocare AB) (- 0,037 do 0,006 mm) uređaja u postupku digitalizacije modela prednjih zuba. [55] Merenje odstupanja vršeno je u postupku 3D analize pojedinačnih modela zuba, primenom metoda CAD inspekcije. Uočava se, da je u oba istraživanja prisutna distribucija negativnih vrednosti odstupanja, što znači da virtuelni modeli u nekim delovima imaju manje dimenzije u odnosu na veličinu CAD referentnog modela.

U okviru istog eksperimenta analiza na mapi regiona u boji je pokazala da međusobno poravnanje virtuelnih uzoraka digitalizovanih pomoću mehaničkog uređaja, ima manje devijacije i odstupanja u odnosu na isti postupak sproveden na uzorcima koji su nastali optičkim uređajem za digitalizaciju. U kvantitativnoj analizi površina digitalizovanih laserskim uređajem konkavne oblasti na zubu (demarkacija preparacije) pokazuju negativne, a konveksne pozitivne devijacije. Na aksijalnim zidovima preparisanih zuba uočena je mešavina konkavnih i konveksnih površina.

Kod mehaničkog uređaja za digitalizaciju negativne devijacije su zabeležene na konveksnim, a pozitivne na konkavnim površinama i aksijalnim zidovima. Najviše negativnih devijacija prisutno je na zaobljenom delu polužleba. Kod prednjih zuba devijacije su najizraženije na aksijalnim zidovima, a kod bočnih duž cele cirkumferencije zuba. Oni navode da digitalizacija laserskim uređajem daje oblak tačaka manje gustine, u odnosu na oblak tačaka koji je nastao digitalizacijom pomoću mehaničkog uređaja. U zavisnosti od oblika digitalizovanih zuba, kod uređaja za lasersku digitalizaciju, gustina oblaka tačaka bila je veća na uzorcima bočnih zuba, u odnosu na uzorke prednjih zuba. Digitalizacija mehaničkim uređajem daje suprotne rezultate. Detaljna analiza CAD virtuelnih modela je pokazala, da u postupku digitalizacije laserskim uređajima postoji težnja za zaokruživanjem oštih ivica, što smanjuje tačnost virtuelnog modela. Dodir senzora mehaničkih uređaja je efikasniji u reprodukovanju oštih i naglih promena površinske morfologije, samo ako su njegove dimenzije usklađene sa dimenzijama objekta koji se meri.[55]

Rudolph i sradnici (2007) su analizirali uticaj oblika zuba na tačnost digitalizovanih podataka. U istraživanjima su upotrebljena dva ekstraoralna uređaja (strukturirana svetlost i laser) i uređaj kojim je simulirana intraoralna digitalizacija. Istraživanja koja su sprovedana na modelu gornjeg očnjaka i prvog molara pokazuju da oblik zuba u najvećoj meri utiče na tačnost digitalizovanih podataka. Najveće devijacije zabeležene su na mestima izrazite promene zakrivljenosti površina. [22]

8.4.2. DISKUSIJA KVANTITATIVNE ANALIZE REZULTATA KOJI PRIKAZUJU PRECIZNOST I TAČNOST UREĐAJA U POSTUPKU DIGITALIZACIJE GORNJEG DESNOG PRVOG PREMOLARA

Statistička analiza srednjih vrednosti standardnih odstupanja, na osnovu koje je izvršena klasifikacija kvaliteta preciznosti, pokazuje da najviši stepen preciznosti na 2D uzorku gornjeg desnog prvog premolara ima Sinergia Scan (0,0309 mm, SD 0,0140 mm) uređaj, slede KaVo Everest (0,0644 mm, SD 0,0181 mm), Trios (0,0709 mm, SD 0,0023 mm) i Cerec[®]In Eos Blue (0,2054 mm, SD 0,0301 mm). Uređaj za optičku digitalizaciju Cerec[®]AC (0,2439 mm, SD 0,0137 mm) ima najniži stepen preciznosti. Identičan redosled posmatranih uređaja na osnovu preciznosti uočava se postupku 3D analize ovog eksperimenta.

Između uređaja KaVo Everest i Trios nema statistički značajne razlike u preciznosti. Kod ostalih posmatranih uređaja prisutna je statistički značajna razlika u preciznosti.

Analizom srednjih vrednosti odstupanja koje prikazuju tačnost uređaja za digitalizaciju, utvrđeno je da najviši stepen tačnosti na 2D uzorku gornjeg prvog premolara ima KaVo Everest (0,0033 mm), slede Trios (0,0047 mm), Sinergia Scan (0,0056 mm) i Cerec[®]InEos Blue (0,0887 mm) uređaji. Cerec[®]AC (0,1118 mm) uređaj ima najniži stepen tačnosti.

Međusobnim poređenjem vrednosti koje predstavljaju kvantitativne pokazatelje tačnosti ustanovljeno je da postoji statistički značajna razlika između: Cerec[®]AC – Cerec[®]InEos Blue, Cerec[®]AC – KaVo Everest, Cerec[®]AC – Sinergia Scan, Cerec[®]AC – Trios, Cerec[®]InEos Blue – KaVo Everest, Cerec[®]InEos Blue – Sinergia Scan i Cerec[®]InEos Blue – Trios. Između KaVo Everest – Sinergia Scan, KaVo Everest – Trios i Sinergia Scan – Trios nije zabeležena statistički značajna razlika u tačnosti.

Rezultati koji prikazuju tačnost Trios uređaja u okviru 2D analize značajno se razlikuju od rezultata 3D analize, u okviru koje isti uređaj ima najniži stepen tačnosti.

Tačnost i preciznost možemo posmatrati na prikazanim histogramima. (Slike 49,50,51,52 i 53) Izgled histograma svih eksperimentalnih grupa, u okviru 2D analize, pokazuje asimetričnu raspodelu i izrazitu disperziju izmerenih odstupanja u odnosu na centralnu vrednost apscise.

Kod svih posmatranih uređaja analiza na tolerancijskom nivou 0,01 mm pokazuje višu procentualnu zastupljenost u oblasti *positive fail*, u poređenju sa odstupanjima iz oblasti *negative fail*. Distribucija rezultata iz ovih oblasti, u potpunosti ima drugačiji raspored u odnosu na rezultate 2D analize gornjeg centralnog sekutića. Vrednosti *positive pass* i *negative pass* u najnižem procentu su prisutne kod Cerec[®]AC (19,04% i 8,81%), slede KaVo Everest (25,50% i 10,33%), Sinergia Scan (17,27% i 19,64%), Cerec[®]InEos Blue (28,11% i 11,58%) i Trios (30,59% i 36,09%). Prikazana distribucija rezultata ukazuje na visok stepen tačnosti Trios uređaja. Rezultati kojima je predstavljena tačnost Sinergia Scan uređaja, na tolerancijskom nivou 0,01 mm, su veći u odnosu na rezultate 3D i 2D analize gornjeg desnog centralnog sekutića.

Odstupanja na tolerancijskom nivou 0,025 mm pokazuju sledeću distribuciju. Kod svih uređaja uočava se veća procentualna zastupljenost u oblasti *positive fail*, slično odstupanjima na tolerancijskom nivou 0,01 mm. Procenat odstupanja u oblasti *negative fail* je izuzetno nizak. Uređaj Cerec[®]AC ima najniži procenat odstupanja u oblastima *positive* i *negative pass* (39,87% i 14,96%), slede Cerec[®]InEos Blue (50,73% i 16,42%), KaVo Everest (48,21 % i 29,73%), Sinergia Scan (53,96% i 28,13%) i Trios (39,69% i 55,32%).

Na tolerancijskom nivou 0,05 mm uočava se nizak procenat vrednosti *positive* i *negative fail*. Izuzetak predstavljaju Cerec[®]AC (39,15%) i Cerec[®]InEos Blue (28,13%), kod kojih je prisutan visok procenat *positive fail* vrednosti. Najviši procenat odstupanja uočava se u oblastima *positive* i *negative pass*, što ukazuje na visok stepen tačnosti svih uređaja na ovom tolerancijskom nivou. Najniži procenat odstupanja u oblastima *positive* i *negative pass* ima Cerec[®]AC (40,00% i 17,03%), slede Cerec[®]InEos Blue (53,66% i 17,22%), KaVo Everest (50,87% i 45,62%), Sinergia Scan (67,77% i 31,12%) i Trios (44,45% i 54,61%).

8.4.3. DISKUSIJA KVANTITATIVNE ANALIZE REZULTATA KOJI PRIKAZUJU PRECIZNOST I TAČNOST UREĐAJA U POSTUPKU DIGITALIZACIJE GORNJEG DESNOG PRVOG MOLARA

Kvantitativna analiza srednjih vrednosti standardnih odstupanja, na osnovu koje je izvršena klasifikacija kvaliteta preciznosti, pokazuje je da najviši stepen preciznosti na 2D uzorku gornjeg desnog prvog molara prisutan kod KaVo Everest (0,0087 mm, SD 0,00086 mm) uređaja, slede Trios (0,0197 mm, SD 0,00084 mm), Sinergia Scan (0,0690 mm, SD 0,0146 mm) i Cerec[®]AC (0,0784 mm, SD 0,0090 mm). Uređaj za optičku digitalizaciju Cerec[®]InEos Blue (0,0808 mm, SD 0,0143 mm) ima najniži stepen preciznosti.

Između Cerec[®]AC – KaVo Everest, Cerec[®]AC – Sinergia Scan, Cerec[®]InEos Blue – Sinergia Scan, KaVo Everest – Trios, Cerec[®]AC – Trios, Cerec[®]InEos Blue – KaVo Everest, Cerec[®]InEos Blue – Trios, KaVo Everest – Sinergia Scan i Sinergia Scan – Trios postoji statistički značajna razlika u preciznosti.

Između uređaja Cerec[®]AC i Cerec[®]InEos Blue nema statistički značajne razlike u preciznosti. Nizak stepen preciznosti istih uređaja prisutan je i u postupku 3D analize.

Srednje vrednosti odstupanja pokazuju da je najviši stepen tačnosti na 2D uzorku gornjeg prvog molara prisutan kod Trios (0,00008 mm), slede KaVo Everest (-0,0032 mm), Sinergia Scan (0,0104 mm) i Cerec[®]AC (0,0262 mm). Cerec[®]InEos Blue (0,0268 mm) ima najniži stepen tačnosti.

Pretpostavljamo da je jedan od uzroka niskog stepena tačnosti i preciznosti Cerec[®]AC i InEos Blue uređaja u postupku digitalizacije zuba 16, loše pozicioniranje kamere, odnosno objekta, u postupku digitalizacije, što je prouzrokovalo veću udaljenost zuba od projekcionog centra kamere. Ovu grešku možemo pripisati operateru. Postoji mogućnost da se ista greška pojavi u postupku intraoralne digitalizacije, a njen izvor može da bude loša obučenost operatera ili morfološke karakteristike usne duplje koje otežavaju pravilno pozicioniranje kamere. Slična objašnjenja publikuju Van der Zel (2003) i Luthardt (2005). [150,16] S obzirom da Trios uređaj ima visok stepen tačnosti postavlja se pitanje da li bi u postupku introralne digitalizacije dobili slične rezultate.

Persson i saradnici (2006) ispituju tačnost uređaja za lasersku optičku (3Shape A/S, Denmark) i automatsku mehaničku digitalizaciju (Nobel Biocare AB, M50, Sweden). Vrednosti koje prikazuju tačnost laserskog uređaja za modele bočnih zuba (molar) iznosile su od -0,053 do 0,021 mm. Tačnost mehaničkog uređaja u postupku digi-

talizacije istih zuba iznosi od -0,01 do 0,05 mm. Rezultati nešeg eksperimenta imaju slične vrednosti.

Izgled histograma svih eksperimentalnih grupa ukazuje na asimetričnu rasopodelu, izrazitu disperziju i promene u frekvenciji pojavljivanja izmerenih odstupanja u odnosu na centralnu vrednost apscise. (Slike 54,55,56,57 i 58)

Odstupanja na tolerancijskom nivou 0,01 mm pokazuju izrazitu promenu u distribuciji rezultata u poređenju sa ostalim uzorcima 2D analize. Odstupanja u oblasti *positive fail* su izuzetno visoka (Cerec[®] AC 52,65%, Cerec[®] InEos Blue 31,98%, KaVo Everest 3,29%, Trios 11,18% i Sinergia Scan 18,67%). Značajno niži procenat odstupanja uočava se u oblasti *negative fail*. Procenat *positive pass* i *negative pass* vrednosti ukazuje na nizak stepen tačnosti posmatranih uređaja na ovom tolerancijskom nivou. Najniži procenat odstupanja u oblastima *positive* i *negative pass* prisutan je kod Cerec[®] AC (19,25% i 18,24%), a najviši kod Trios uređaja (42,25% i 29,24%).

Odstupanja na tolerancijskom nivou 0,025 mm imaju drugačiju distribuciju. Kod svih uređaja uočava se nizak procenat odstupanja u oblasti *negative fail*. Procenat odstupanja u oblasti *positive fail* je manji u odnosu na iste vrednosti tolerancijskog nivoa 0,01 mm. Uočava se porast u oblastima *positive* i *negative pass*, najniži procenat ima Cerec[®] AC (38,43% i 27,23%), a najviši Trios (50,17% i 40,72%) uređaj za digitalizaciju.

Na tolerancijskom nivou 0,05 mm nema odstupanja u oblasti *negative fail*. U oblasti *positive fail* distribucija je manja u poređenju sa zonama tolerancije 0,01 i 0,025 mm. Najviši procenat *positive pass* i *negative pass* vrednosti uočava se kod KaVo Everest uređaja (30,99% i 68,50%), a najniži kod Cerec[®] AC (63,87% i 27,21%).

Rezultati eksperimenta pokazuju, da svi posmatrani uređaji najviši stepen tačnosti na uzorcima odabranih zuba, u postupku 2D analize, imaju na tolerancijskom nivou 0,05 mm. Posmatrano na nivou 2D analize, tačnost uređaja za optičku digitalizaciju u postupku izrade fiksnih zubnih nadoknada možemo kvalifikovati kao "*relativnu*", ako uzmeemo u obzir i akumulaciju grešaka koje nastaju u preostalom delu postupka njihove izrade. Ukoliko želimo da nadoknade imaju prihvatljiv stepen tačnosti, u preostalom delu postupka izrade zubnih nadoknada greške bi trebale da budu minimalne. Interesantan je i podatak da je kod svih zuba u postupku 2D analize najniži stepen tačnosti na tolerancijskim nivoima 0,01 i 0,025 mm imao Cerec[®] AC uređaj.

Na osnovu prikazanih rezultata naših istraživanja možemo da se složimo sa konstatacijom Van der Zel-a i saradnika (2003) koji sugerišu da se u postupku digitalizacije

objekata većih dimenzija primenjuju uređaji za ekstraoralnu digitalizaciju koji imaju mogućnost translatornog ili rotacionog pomeranja objekta u odnosu na senzor ili obrnuto, što unapređuje kvalitet postupka digitalizacije. [150] Ovakva tehnika omogućava tačniju i precizniju digitalizaciju jamica, fosa i podminiranih delova intaktnih zuba. [144]

Na osnovu rezultata publikovanih radova o tačnosti intraoralnih uređaja za digitalizaciju, može se uočiti da su odstupanja u postupku digitalizacije veće oblasti (većeg broja zuba), znatno viša u odnosu na odstupanja koja su izmerena u postupku digitalizacije pojedinačnih zuba. [66]

Različita pozicija posmatranih uređaja na osnovu stepena tačnosti i preciznosti u postupcima 3D i 2D analize prikazana je u tabelama. (Tabela 46,47) Pretpostavka je da jedan od razloga ovakve distribucije rezultata može da bude razlika u morfološkim karakteristikama digitalizovanih oblasti. Postupak 3D analize obuhvatao je oblast većih dimenzija na kojoj su prisutne ravne i inklinirane površine. U postupku 2D analize posmatrane su površine malih dimenzija određenog stepena inklinacije. Mehl i saradnici (1997) ističu da na preciznost i tačnost uređaja za optičku digitalizaciju značajno utiče stepen inklinacije digitalizovne površine. Oni smatraju da su preciznost i tačnost uređaja viši u postupku digitalizacije ravnih površina i da je za objekte kod kojih je ugao inklinacije manji od 60° preciznost bolja za 0,003 mm, a tačnost za 0,006 mm u odnosu na od površine koje imaju ugao inklinacije veći od 60° . Površine čiji je ugao inklinacije veći od 80° smatraju kao veoma nepovoljne za digitalizaciju jer dovode do velikog rasipanja reflektovanih zraka. [56]

Tabela 47. Klasifikacija posmatranih uređaja na osnovu stepena preciznosti

Pozicija uređaja na osnovu stepena preciznosti	3D digitalizacija	2D digitalizacija 11	2D digitalizacija 14	2D digitalizacija 16
1.	Sinergia Scan	Cerec®InEos Blue	Sinergia Scan	KaVo Everst
2.	KaVo Everest	Sinergia Scan	KaVo Everest	Trios
3.	Trios	Cerec®AC	Trios	Sinergia Scan
4.	Cerec®InEos Blue	KaVo Everest	Cerec®InEos Blue	Cerec®AC
5.	Cerec®AC	Trios	Cerec®AC	Cerec®InEos Blue

Tabela 48. Klasifikacija posmatranih uređaja na osnovu stepena tačnosti

Pozicija uređaja na osnovu stepena tačnosti	3D digitalizacija	2D digitalizacija 11	2D digitalizacija 14	2D digitalizacija 16
1.	Cerec®InEos Blue	Sinergia Scan	KaVo Everst	Trios
2.	Sinergia Scan	KaVo Everest	Trios	KaVo Everst
3.	Cerec®AC	Trios	Sinergia Scan	Sinergia Scan
4.	KaVo Everest	Cerec®InEos Blue	Cerec®InEos Blue	Cerec®AC
5.	Trios	Cerec®AC	Cerec®AC	Cerec®InEos Blue

8.4.4. ANALIZA MERNE NESIGURNOSTI

Izračunavanje merne nesigurnosti u postupcima premeravanja objekata kod kojih su dimenzije osnovnog uzorka (mernog etalona) poznate vrši se primenom odgovarajućih statističkih metoda. Istaknuto je da su zubi i okolne strukture objekti čije dimenzije nije moguće tačno izmeriti, stoga određivanje dimenzija mernog etalona i numeričko prikazivanje merne nesigurnosti u okviru ovog istraživanja nije realizovano. Pomenuti problem predstavlja putokaz za buduća istraživanja u okviru kojih bi trebalo definisati metodologiju koja će omogućiti potpunu numeričku analizu merne nesigurnosti u ovakvim slučajevima. Faktori koji su uticali na rezultate postupka digitalizacije svakog od posmatranih uređaja prikazani su u posebnim tabelama koje su priložene u aneksu (Vidi: poglavlje 11.2) Kod uređaja za intraoralnu digitalizaciju predstavljeni su faktori koji utiču na tačnost i preciznost u kliničkim i eksperimentalnim uslovima. (Tabela 47, 48) Okolnosti u kojima je realizovan ovaj eksperiment bile su prilagođene uslovima koji su prisutni u standardnom laboratorijskom postupku izrade nadoknada primenom metoda ekstraoralne digitalizacije. Stoga su kod uređaja za ekstraoralnu digitalizaciju prikazani faktori koji utiču na tačnost i preciznost u eksperimentalnim (laboratorijskim) uslovima. (Tabela 49, 50, 51, 52, 53)

Rezultati istraživanja dokazuju radnu hipotezu da postoji razlika u preciznosti i tačnosti između uređaja za optičku digitalizaciju, kod kojih je postupak merenja zasnovan na različitim radnim principima.

Na osnovu postavljenih bližih ciljeva istraživanja doneseni su sledeći zaključci:

1. Najniže srednje vrednosti standardnih odstupanja CAD eksperimentalnih u odnosu na CAD master model izmerene su kod Sinergia Scan, slede KaVo Everest, Trios, Cerec[®]InEos Blue i Cerec[®]AC uređaji.

Najniže srednje vrednosti odstupanja CAD eksperimentalnih u odnosu na CAD master model uočavaju se kod Cerec[®]InEos Blue, slede Sinergia Scan, Cerec[®]AC, KaVo Everest i Trios uređaji.

2. Najviši stepen **preciznosti** utvrđen je kod Sinergia Scan, slede KaVo Everest, Trios i Cerec[®]InEos Blue. Najniži stepen preciznosti ima Cerec[®]AC uređaj.

Najviši stepen **tačnosti** utvrđen je kod Cerec[®]InEos Blue, slede Sinergia Scan, Cerec[®]AC i KaVo Everest. Najniži stepen tačnosti ima Trios uređaj.

3. Između većine uređaja za intra- i ekstraoralnu digitalizaciju postoji statistički značajna razlika u preciznosti i tačnosti. Izuzetak su Trios i KaVo Everest između kojih ne postoji statistički značajna razlika u preciznosti i Cerec[®]AC – Sinergia Scan, Trios – KaVo Everest između kojih nema statistički značajne razlike u tačnosti.

4. Između iste vrste uređaja kod kojih je postupak digitalizacije sproveden u različitim uslovima nema statistički značajne razlike u tačnosti. Statistički značajno viši stepen preciznosti ima Cerec[®]InEos Blue uređaj.

5. Stepen odstupanja CAD eksperimentalnih modela zuba u odnosu na CAD master model, na nivou definisanih poprečnih preseka, je različit kod svakog uređaja za optičku digitalizaciju. Ova različitost ima statističku značajnost.

6. Tehničke karakteristike uređaja za optičku digitalizaciju, metodologija digitalizacije i veličina objekta koji se digitalizuje značajno utiču na preciznost, tačnost i

mernu nesigurnost digitalizovanih podataka. Dobijeni rezultati ukazuju da svi ispitivani uređaji zadovoljavaju, ali da nema idealnog aparata (najpouzdaniji u svim segmentima istraživanja) za optičku digitalizaciju CAD modela.

Nedostatak stomatoloških CAD/CAM sistema je odsustvo standarda kojima se definišu njihove metrološke karakteristike. Potrebno je da metrološke karakteristike ovih uređaja detaljno verifikuju relevantne organizacije za standardizaciju i rezultate predoče stručnoj i naučnoj javnosti.

1. Grimaudo JN. CAD/CAM in Dentistry: Present and future applications. *Quintessence Int* 1996;27:436-437.
2. Zimmerman LJ. Study of computer applications in dental practice. *Dent Clinic of North America* 1986;30:731-739.
3. Condill R. *Computer-integrated dentistry*. New Harbor Academy of dentistry. 1988.
4. Duret F, Blonin J, Duret B. CAD/CAM in dentistry. *JADA* 1998;117:715-720.
5. Duret F. CAD/CAM in dentistry, Present and future aplocation. *Quintessence Int* 1996;27:433-436.
6. Mörmann WH. The evaluation of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 2006;137(suppl):7S-13S.
7. Mörmann WH. The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. *Int J Comput Dent* 2004;7:11-24.
8. Takahsi M, Yasuhiro H, Jun K, Siochi K, Yukimichi T. A review of dental CAD-CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mat Your* 2009;28(1):44-56.
9. Goodacre C, Garbacea A, Naylor P, Daher T, Marchack C, Lowry J. CAD/CAM fabricated complete dentures: concepts and clinical methods of obtaining morphological data. *J Prosthet Dent* 2012;107(1):34-46.
10. Todorović A. "CAD-CAM tehnologije u planiranju i izradi skeleta parcijalnih proteza" Doktorska teza; Beograd 2000.
11. Rekow D. Computer adied design and manufacturing in dentistry: A review of tere state of art. *J Prostehet Dent* 198;58:512-516.
12. Becker J. CAD/CAM in der Zahnmedizin, Teil I. *ZWR*, 1996;105:119-125.
13. Carbone V, Carocci M, Savio E, Sansoni G, De Chiffre L. Combination of a Vision System and a Coordinate Measuring Machine for the Reverse Engineering of Freeform Surfaces. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology* 2001;17:263-271.

-
14. Budak I. Development of the system for intelligent pre-processing of 3D-digitalisation results from free-form surfaces, Dissertation, Ljubljana 2009.
 15. Curless BL. New Methods for Surface Reconstruction from Range Images, Doctoral Dissertation, Stanford University, 1997.
 16. Luthardt RG, Loos R, Quaas S. Accuracy of Intraoral Data Acquisition in Comparison to the Conventional Impression. *Int J Comput Dent* 2005; 8:283-294.
 17. Klein H, Weck M. Entwicklung eines Systems zur Digitalisierung von Zahnpräparationen. In: *Zukunftweisende Anwendungen intergrierter Sensorsysteme*. Düsseldorf: VDI – Verlag; 2000,p.85-100.
 18. Sharm H, Knorpp R. Vom physischen zum CAD-Modell. *CAD/CAM* 1997;100.
 19. Becker J. CAD/CAM in der Zahnmedizin, Teil II. *ZWR*, 1996;105:188-192.
 20. Meada Y. Clinical application of the DSC Precident CAD/CAM system. *QDT*, 1996; 19:9-20.
 21. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand* 1993;51:59-64.
 22. Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of restorations. *Journal of Dentistry* 2007;35:903-908.
 23. Hassler T. Reverse engineering with optical and tactile sensors. *Quality Engineering* 2004;12:38-40.
 24. Künneth T. Optische 2D-/3D-Messtechnik im Vergleich. *2D/3D-metrology in comparison*. WB Werkstatt und Betrieb 2001;134:82-5.
 25. Persson A, Andersson M, Bergman B. The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. *J Prosthet Dent* 1995;74:223-229.
 26. Mörmann WH, Bindl A. The new creativity in ceramic restorations Dental CAD/CIM. *Quintessence Int* 1996;27:821-8.
 27. Mörmann WH, Brandestini M. The fundamental inventive principles of CEREC CAD/CAM. In: Mörmann WH, ed. *State of the art of CAD/CAM restorations: 20 years of CEREC*. London: Quintessence Books 2006;1-8.
 28. Popović M. *Digitalna obrada slike*, Akademski misao, Beograd 2006.
 29. Bagrow L. *History of Cartography*; revised and enlarged by R.A. Skelton. Harvard University Press, 1964.
 30. Witkowski S. (CAD-)/CAM in der Zahntechnik: Buyer's guide. *Zahntech Mag* 2002;6:696-709.

-
31. Letokhov SV. *Laser Light in the Biomedicine and the Life Sciences*, 2003.
 32. Blais F, Rioux M, Beraldin JA. Practical considerations for the design of a high precision 3D laser Scanner system. *Proc SPIE* 1988;959:225-246.
 33. McIvor AM. Calibration of a laser stripe profiler. *Proc Second Int Conf 3-D Digital Imaging and Modeling (3DIM '99)*, Ottawa, Canada, 1999:92-98.
 34. Blais F, Rioux M, Domey J. Optical Range Image Acquisition for the Navigation of a Mobile Robot. *Proc 1991 IEEE Int. Conf. Robotics Automation*, Sacramento, CA, April 1991;3:2574-2580.
 35. Trucco E, Fisher RB, Fitzgibbon AW, Naidu DK. Calibration, data consistency and model acquisition with laser stripes. *Int J Comput Integrated Manuf* 1998;11:293-310.
 36. Pfeiffer J. Dental CAD/CAM Technologies: The Optical Impression I. *Int J Comput Dent* 1998;1:29-33.
 37. Sansoni G, Patrioli A, Docchio F. OPL-3D: a novel, portable optical digitiser for fast acquisition of free-form surfaces. *Rev Scient Instr* 2003;74: 2593-2603.
 38. Morita H, Yajima K, Sakata S. Reconstruction of surfaces of 3-D objects by M-array pattern projection method. *Proc Int Conf on Computer Vision*, Annapolis, March 1988;468-473.
 39. Maruyama M, Abe S. Range sensing by projecting multiple slits with random cuts. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach Intell* 1993;15:647-51.
 40. Sansoni G, Trebeschi M, Docchio F. Fast 3D profilometer based upon the projection of a single fringe pattern and absolute calibration. *Meas Sci Technol* 2006;17:1757-66.
 41. Trifković B. *Preciznost optičkih metoda skeniranja u stomatološkim CAD/CAM tehnologijama*, Magistarska teza, Beograd, 2009.
 42. Kutulakos K, Steger E. A theory of specular and refractive shape by light-path triangulation. *Microsoft Research echnology. Report, MSR-TR*; 2005.
 43. Luthardt R.G, Loos R, Quaas S. Accuracy of Intraoral Data Acquisition in Comparison to the Conventional Impression. *Int J Comput Dent* 2005;8:283-294.
 44. http://sirona.com.au/ecomaXL/index.php?site=SIRONA_COM_press_cerec_ac_1_aunch
 45. Kutulakos K, Steger E. A theory of specular and refractive shape by light-path triangulation. *Microsoft Research Technology. Report MSR-TR*;2005.

-
46. Cerec3. Operating instructions for the acquisition unit. Sirona The Dental Company 2004.
 47. Persell DE, Anderson BC, Livingston HM, Rudd IJ, Tankersley JD. Effect of camera angulation on adaptation of CAD/CAM restorations. *J Esthet Dent* 2000;12(2):78-84.
 48. Kubard A. The optical conditioning of Cerec preparations with Scan spray. *Int J Comput Dent* 2000;3(4):269-279.
 49. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Huls A. An innovative method for evaluation of 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser Scan digitizing. *Int J Prosthodont* 2004;17(6):680-685.
 50. http://en.wikipedia.org/wiki/Chromatic_aberration
 51. <http://www.optimet.com/faq.php>
 52. Rohaly J. inventor. Three-channel camera systems with non-collinear apertures. United States Patent 7,372,642;2006.
 53. Lava Chairside Oral Scanner rC.O.S. 3M ESPE Technical Datasheet 2009.
 54. Fisker R, Öjelund H, Kjær R, Van Der Poel M, Qazi AA, Hollenbeck KJ. Focus Scanning apparatus. International Publication WO 2010/145669 A1; 2010. Dec 23.
 55. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh G. A three-dimensional evaluation of laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent* 2006;95:194-200.
 56. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R. A new optical 3-D device for the detection of the wear. *J Dent Res* 1997;76:1799-1807.
 57. Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM – Filling of the future? *Int Dent J* 1997;47:247-258.
 58. Reiss B. Powdering or Spraying. *Int J Comput Dent* 2009;12:53-57.
 59. Mayer BJ, Mörmann WH, Lutz F. Optimization of the powder application in the Cerec method with environment – friendly propellant systems. *Schweizer Monatsschrift Zahnmedizin* 1990;100:1462-8.
 60. Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM – Filling of the future? *Int Dent J* 1997;47:247-258.
 61. Shah S, Sundarm G, Bartlett D, Sherriff M. The use of 3D laser scanner using superimpositional software to assess the accuracy of impression techniques. *J Dent* 2004;32:653-658.

-
62. <http://dentistseo.amplify.com/2011/04/04/history-of-cerec-dentistry>
 63. Peters R, Rinkle S, Schafers F. Passungsqualität CAD/CAM – gefertiger Inlays in Abhängigkeit von der Kavitätenpreparation. *Dtsch Zahnarztl Z* 1996;51:587-590.
 64. Mörmann W.H, Schug J. Grinding precision and accuracy of fit of CerecII CAD-CIM inlays. *J Am Dent Assoc* 1997;40:59-64.
 65. Pfeiffer J. Dental CAD/CAM Technologies: The Optical Impression (II) *Int J Comput Dent* 1999;2:65-72.
 66. Mehl A, Endler A, Mörmann W, Attin Th. Accuracy testing of a New Intraoral 3D Camera. *Int J Comput Dent* 2009;12:11-28.
 67. Brandestini M, Moermann WH. Method and apparatus for the three dimensional registration and display of prepared teeth. US Patent 4837732; 1989.
 68. Thiel F, Pfeiffer J, Fornoff P. Apparatus and method for optical 3D measurement. International Publication WO 2008/092791 A1; 2008.
 69. Schwotzer A. Measuring device and method that operates according to the basic principles of confocal microscopy. US Patent 2007/0296959; 2007.
 70. Kutulakos K, Steger E. A theory of specular and refractive shape by light-path triangulation. Microsoft Research Technology. Report, MSR-TR; 2005.
 71. Cerec 3. Operating instructions for the acquisition unit. Sirona The Dental Company. 2004.
 72. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 2006;137:7S-13S.
 73. Fasbinder DJ. Predictable CEREC occlusal relationships. In: Mörmann WH, Ed. State of the art of CAD/CAM restorations: 20 years of CEREC. Quintessence Books, Illinois USA 2006; 93-100.
 74. Mehl A, Blanz V. New procedure for fully automatic occlusal surface reconstruction by means of a biogeneric tooth model. *Int J Comput Dent* 2011;8(1):13-25.
 75. Dunn M. Biogeneric and user – friendly: the Cerec 3D software upgrade V3.00. *Int J Comput Dent* 2007;10(1): 109-17.
 76. Mörmann WH, Schug J. Grinding precision and accuracy of fit of CEREC 2 CAD/CAM inlays. *J Am Dent Assoc* 1997;128:47-53.
 77. http://www.sirona.com/ecomaXL/index.php?site=SIRONA_COM_digital_dentistry_mill

-
78. Jecić S, Drvar N. 3D shape measurement influencing factors, Matest 2004, Zagreb 2004.
 79. <http://www.kavo-cadcam.com/Everest-System/Everest-scan-pro.aspx>
 80. http://www.nobilmetal.it/public/news_attach/stampa_sinergia_Scan_en.pdf
 81. Iuliano L, Minetola P. Rapid manufacturing of sculptures replicas: a comparison between 3D optical scanners. In: CIPA 2005 XX international symposium. 2005. <http://cipa.icomos.org/text%20files/TURIN/384.pdf> [July 2010].
 82. Motavalli S. Review of Reverse Engineering Approaches, 23rd International Conference on Computers and Industrial Engineering 1998;35(1-2):25-28.
 83. [http://en.wikipedia.org/wiki/STL_\(file_format\)](http://en.wikipedia.org/wiki/STL_(file_format))
 84. Kneisl G. 3D-Digitizing and Surface Reconstruction, Institute for Applied and Technical Physics, Vienna University of Technology, Vienna, 2000.
 85. BIPM, IEC, IFCC, ILAC, ISO, IUPAC, IUPAP, OIML: International Vocabulary of Metrology – Basic and General Concepts and Associated Terms, 3rd edition 2008 edition with minor corrections, 2012, JCGM 200:2012 (E/F).
 86. Tejlor RDŽ. An Introduction to Error Analysis: The Study of Uncertainties in Physical Measurements. University Science Books 1999, 128–129. ISBN 093570275X.
 87. SRPS ISO 10012, Sistem menadžmenta merenjem – Zahtevi za procese merenja i opremu za merenje, Institut za standardizaciju Srbije, 2007.
 88. BIMP/IEC/IFCC/ISO/IUPAP/OIML, GUM - Guide to the Expression of Uncertainty in Measurements, International Organisation for Standardisation, Geneva, Switzerland, 1995.
 89. Arsovski S, Lazić M. Vodič za inženjere kvaliteta, Centar za kvalitet Mašinskog fakulteta u Kragujevcu, Kragujevac, 2008.
 90. Lazić M, Ispitivanje, analiza i ocena sposobnosti procesa – pretpostavka unapređenja kvaliteta? Zbornik radova ISBN 86-80581-86-0, Festival kvaliteta, Kragujevac, 2006.
 91. Lazić M. Alati, metode i tehnike unapređenja kvaliteta, Univerzitetski udžbenik, Mašinski fakultet, Kragujevac, 2006.
 92. Hewlett ER, Orro ME, Clark GT. Accuracy testing of three – dimensional digitizing systems. Dent Mater 1992;8(1):49-53.

-
93. DeLong R, Pintado MR, Ko CC, Hodges JS, Duoglas WH. Factors influencing optical 3D Scanning of vinyl polysiloxane impression materials. *J Prosthodont* 2001;10:78-85.
 94. Godin G, Rioux M, Beraldin JA, Levoy M, Cournoyer I, Blais F. An assessment of laser range measurement on marble surfaces, 5th Conference on optical 3D measurement techniques, 2001.
 95. Guidi G, Ostuni D, Costantino F, Pieraccini M, Tucci G, Beraldin JA. Photogrammetry and 3D Scanning: assessment of metric accuracy for the digital model of Donatello's Maddalena, Workshop on 3D Digital Imaging and Modeling. Applications of Heritage, Industry, Medicine & Land, 2001.
 96. Davidowitz G, Kotick P. The use of CAD/CAM in Dentistry, *Dent Clin N Am* 2011; 55:559–570.
 97. Baba M, Narita D, Ohtani K. An advanced rangefinder equipped with a new image sensor with the ability to detect the incident angle of a light stripe. *Journal of optics A: Pure and applied optics* 2004: 10-16.
 98. Rudolph H, Ludhardt RG, Walter MH. Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology. *Comput in Biol and Medic* 2007;37:579-587.
 99. Chen F, Brown GM, Song M. Overview of three-dimensional shape measurement using optical methods. *Opt Eng* 2000;39:10-22.
 100. Denissen HW, Van der Zel JM, Van Waas MAJ. Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int J Prosth* 1999;12: 395-400.
 101. Tinschert J, Natt G, Mautsch W et al. Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent* 2001; 26:367.
 102. Neumann HJ. *Industrial Coordinate Metrology - Ten Years of Innovation*, Verlag Moderne Industrie, Die Bibliothek der Technik, 2000.
 103. Persson AS, Oden A, Andersson M, Sandborgh-Englund G. Digitization of simulated clinical dental impressions: Virtual – three dimensional analysis of exactness. *Dent Mater* 2009;25: 929-936.
 104. Balič J. *Contribution to Integrated Manufacturing*, DAAAM Publishing series - Manufacturing technology, Vienna, 1999.
 105. Tsitrou A, Northeast SE, Van Noort R. Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. *J Dent* 2007: 35 (1); 68-73.

-
106. Arnetzl GV. Design of Preparations for All – ceramic Inlay Materials. *Int J Comput Dent* 2006;9:289-298.
 107. Frank JH, Elder AD, Swartling J, Venkitaraman AR, Jeyasekharan AD, Kaminski CF. A white light confocal microscope for spectrally resolved multidimensional imaging. *Journal of Microscopy* 2007; 227:203-215.
 108. Pieper R. Digital impressions – easier than ever. *Int J Comput Dent* 2009;12(1):47-52.
 109. FAQs. Answers you need for the results you desire. Sirona; 2008. Available at: <http://www.Cereconline.Com/Cerec/Faqs.Html>. Accessed February 15, 2011.
 110. Logozzo S, Franceschini G, Kilpelä A, Caponi M, Governi L, Blois L. A Comparative Analysis of Intraoral 3d Digital Scanners For Restorative Dentistry. *The Internet Journal of Medical Technology*. 2011 Volume 5 Number 1. DOI: 10,5580/1b90
 111. Besimo C, Jeger C, Guggenheim R. Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM Techniques. *Int J Prosthodont* 1997;10:541-546. 111
 112. Karlsson S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand* 1993;51:129-134.
 113. Vlaar ST, Van der Zel JM. Accuracy of dental digitizers *Int Dent J* 2006;56 (5): 301-309.
 114. Kero T, Lindkvist L, Söderberg R, Andersson M. Variation simulation toolkit for virtual verification of dental drill – guided surgeries In *Proceedings of 3th ICCB International Congress of Computational Bioengineering*. 2007, Isla de Margarita, Venecuela.
 115. Kero T, Lindkvist L, Andersson M. Method for analyzing probe Scanned surfaces in *proceedings of the 10th WSEAS International conference of automatic control, modeling and simulation*. 2008, Istanbul, Turkey.
 116. Persson AS, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. Computer aided analysis of digitized dental stone replicas by dental CAD/CAM technology. *Dent Mater* 2008;24(8):1123–30.
 117. Edner A, Mehl A. Full arch Scans: conventional versus digital impressions – an in vitro study. *Int J Coput Dent* 2011;14:11-21.
 118. Rudolph H, Luthardt RG, Walter M. Computer – aided analysis of influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology. *Comput in Biol and Medic* 2007;37:579-597.

-
119. VID/VDE Part 6.2 Accuracy of coordinate measuring machines – Characteristics and testing of characteristics – guideline for the application of DIN ES ISO 10360 to coordinate measuring machines with optical distance sensors.
 120. http://www.iso.org/iso/catalogue_detail.htm?csnumber=51927
 121. http://www.fda.gov/MedicalDevices/DeviceRegulationandGuidance/GuidanceDocuments/ucm072709.htm?utm_campaign=Google2&utm_source=fdaSearch&utm_medium=website&utm_term=dental_cadcam_optical_device&utm_content=1.
 122. Ludhardt RG, Koch R, Rudolph H, Walter MH. Qualitative computer aided evaluation of dental impression in vivo. *Dent Mater* 2006;22:66-76.
 123. Carrotte PV, Winstanley RB, Green JR. A study of the quality of impression for anterior crowns received at a commercial laboratory. *BDJ* 1993.174:235-40.
 124. Mehl A, Hickel R. A new optical 3D – Scanning system for CAD/CAM – technology. *Int J Comput Dent* 1999;2:129-136.
 125. Jacobs R, van Steenberghe D. Role of periodontal ligament receptors in the tactile function of teeth: a review. *J Periodontal Res* 1994;29:153-167.
 126. Karlsson S, Molin M. Effects of gold and bonded ceramic inlay on the ability to perceive occlusal thickness. *J Oral Rehabil* 1995;22:9-13.
 127. Kanyon BJ, Hagge MS, Leknius C, Daniels WC, Weed ST. Dimensional accuracy of 7 die materials. *J of Prosthodont* 2005;14:25-31.
 128. Wostmann B, Dohle A, Rettberg S. Zur Frage der in vivo erreichbaren Abformgenauigkeit. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1994;49:679-82.
 129. Chen X, Xi J, Jin Y, Sun J. Accurate calibration for a camera–projector measurement system based on structured light projection. *Optics and Lasers In Engineering* 2009;47(3–4):310-9.
 130. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all – ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Denti* 2010;38:553-559.
 131. Brosky ME, Major RJ, DeLong R. Evaluation of dental arch reproduction using three – dimensional optical digitization. *J Prosthet Dent* 2001;90:434-440.
 132. Baig MR, Tan KB, Nicholls JI. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer – aided machined (CAM) crown system. *J Prosthet Dent* 2010;104:216-227.

-
133. Syrek A, Reich G, Ranfti D et al. Clinical evaluation of all – ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent* 2010;38:553-559.
 134. Persson A. Virtual three – dimensional analysis of digitized dental impressions and stone replicas, Karolinska Institutet, 2008, Stockholm, Sweden. ISBN 978-91-7409-084-0.
 135. Luthardt R, Sandkuhl O, Herold V, Walter M. Accuracy of mechanical digitizing with a CAD/CAM system for fixed restorations. *Int J Prosthodont* 2001;14:146-151.
 136. Luthardt RG, Kühmstedt P, Walter M. A new method for the computer – aided evaluation of three – dimensional changes in gypsum material. *Dent Mater* 2003;19:19-24.
 137. DeLong R, Heinzen M, Hodges JS, Ko CC, Douglas WH. Accuracy of a System for Creating 3D Computer Models of Dental Arches. *J Dent Res* 2003;82(6):438-442.
 138. Shah S, Sunderam G, Bartlett D, Sherriff M. The use of 3D laser scanner using superimpositional software to assess the accuracy of impression techniques. *J Dent* 2004;32:653-658.
 139. Denissen HW, Dozic A, Van der Zel JM. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain veneered Procera onlays. *J Prosthet Dent* 2000;85: 506-513.
 140. Drvar N. Optički postupak digitalizacije oblika projiciranjem kodiranog svjetla. Doktorska disertacija, Zagreb 2007.
 141. Hewlett ER, Orro ME, Clark GT. Accuracy testing of three-dimensional digitizing systems. *Dent Mater* 1992; 8:49-53.
 142. K. H. Lee, S. K. Lee, S.-M. Kim. Design of a universal fixture for laser Scanning. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology. IJAMT* 2002;19:426-431.
 143. Rekow D, Erdmann AD, Speidel TM. Computer assisted system to automate production of posterior dental restorations. *SPIE* 1985;B 602:204-210.
 144. Kamegawa M, Nakamura M, Fukui Y, Tsutsumi S, Hajo M. Direct 3 – D morphological measurements of silicone rubber impression using micro – focus X – ray CT. *Dental Material Journal* 2010;29(1):68-74.

-
145. American Dental Association. Council on Dental Materials and Advices. Reports of Councils and Bureaus. Specification n. 8 for zinc phosphate cement. *J Am Dent Assoc (Chicago)* 1978;96(1):121-3.
 146. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosth Dent* 1991;65:436-42.
 147. Pera P, Gilod S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns *J Prosth Dent* 1994;72:585-591.
 148. Groten M, Girthofer S, Probst L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil* 1997;24:871 -881.
 149. Peters R, Rinke S, Schäfers F. Passungsqualität CAD/CAM-gefertigter Inlays in Abhängigkeit von der Kavitätenpräparation. *Dtsch Zahnärztl Z* 1996 51: 587.
 150. Van der Zel JM. Scanner – Wo liegen die Grenzen? Team Work. *J Multidisciplinary Collaboration Prosthodont* 2003;6:365.
 151. Ottl P, Lauer HC. Preparationstechnik für metalkeramische und volkeramische Restaurationen. *Quintessenz* 1996;47(5);623-640.
 152. International vocabulary of metrology — Basic and general concepts and associated terms (VIM), JCGM 200:2008. <http://www.iso.org/sites/JCGM/VIM-JCGM200.htm>

PRILOG A – PREDMETNI INDEKS

1. **CAD/CAM** (*Computer Aided Design – Computer Aided Manufacturing*, eng) – predstavljaju sisteme koji omogućavaju kreiranje virtuelnih dvodimenzionalnih ili trodimenzionalnih modela nadoknada i njihovu materijalizaciju pomoću numerički upravljanih mašina.
2. **CAI** (*Computer Aided Inspection* – eng) – prva komponenta svih CAD/CAM sistema, koju čini uređaj zadužen za prostornu digitalizaciju zuba i okolnih tkiva.
3. **CAD** (*Computer Aided Design* – eng) – druga komponenta svih CAD/CAM sistema, koju čine hardver i softver pomoću kojih se kreira elektronski model digitalizovanog objekta, prikazuje na ekranu računara i dizajnira forma tela nadoknade.
4. **CAM** (*Computer Aided Manufacturing* – eng) – treća komponenta svih CAD/CAM sistema, koju predstavlja numerički upravljana mašina zadužena za izradu zubnih nadoknada.
5. **3D digitalizacija** – postupak predstavljanja stvarnih objekata u obliku trodimenzionalnih virtuelnih modela, u okviru koga se sa površine objekta vrši prikupljanje podataka u vidu koordinata – tačaka i njihovo prevođenje u digitalnu formu.
6. **Mehaničke metode digitalizacije** – postupak trodimenzionalnog prikazivanja objekata u okviru koga se sa njihove površine vrši prikupljanje podataka na osnovu merenja intenziteta sile kojom merna sonda dodiruje objekat.
7. **Manuelne metode mehaničke digitalizacije** – postupak prostorne digitalizacije modela u kome se merni senzor mehaničkih uređaja za digitalizaciju pokreće manu- elno.
8. **Automatske metode mehaničke digitalizacije** – postupak digitalizacije modela u kome se merni senzor mehaničkih uređaja za digitalizaciju pokreće pomoću motora.

-
9. **Optičke metode digitalizacije** – postupak trodimenzionalnog prikazivanja objekata u okviru koga se sa površine objekta vrši prikupljanje podataka na osnovu merenja talasne dužine reflektovanih svetlosnih ili laserskih zraka.
 10. **Senzorski deo** kamere za digitalizaciju – fotoosetljivi senzor čiji zadatak je konverzija izvesne količine svetlosti u električnu energiju određene voltaže. Savremene kamere najčešće poseduju **CCD** (*charge coupled device* – eng) ili **CMOS** (*complementary metal – oxide – semiconductor*, eng) senzore.
 11. **Triangulacija** – određivanje položaja tačaka u prostoru pomoću trougla kome je poznata dužina jedne strane i vrednost sva tri ugla.
 12. **Laserski zrak** – usko usmeren snop monohromatske svetlosti.
 13. **Svetlost** – vrsta EMZ vidljiva ljudskim okom, talasne dužine od 380 do 760 nm.
 14. **Tačnost** – termin koji označava podudaranje rezultata merenja sa pravom vrednošću merene veličine.
 15. **Preciznost** – reproducibilnost ili ponovljivost, jeste stepen u kojem ponovna merenja pod nepromenjenim uslovima pokazuju isti rezultat.
 16. **Rezolucija** – minimalna udaljenost između mernih tačaka u horizontalnoj i vertikalnoj ravni.
 17. **Brzina digitalizacije** – broj merenih tačaka koje se prikupe u određenom vremenskom periodu.
 18. **Interpolacija** – postupak u kome se na osnovu poznatih vrednosti funkcije izračunavaju nove vrednosti.
 19. **Piksel** – minimalan gradivni element svake slike, predstavljen je tačkama osetljivim na svetlost, koje su raspoređene u redove i kolone.
 20. **Ekstraoralna digitalizacija** – postupak u toku koga se pomoću uređaja za ekstraoralnu digitalizaciju vrši premeravanje odgovarajućeg radnog modela.
 21. **Intraoralna digitalizacija** - postupak kod koga se pomoću uređaja za intraoralnu digitalizaciju u ustima pacijenta vrši premeravanje zuba i okolnih tkiva.
 22. **Biogeneric occlusal surfaces** – model matematičkog opisa prirodne okluzalne morfologije, koji je nastao na osnovu analize nekoliko hiljada intaktnih površina zuba, primenom posebnih algoritamskih principa. Model matematički opisuje svaki zub pomoću specijalnih numeričkih parametara.
 23. **STL** (*Standard Tessellation Language* – eng) – fajl koji ima poreklo iz stereolitografskih CAD softvera koji su kreirani za 3D sisteme. Može se definisati i kao fajl koji u vidu trouglova prikazuje površine trodimenzionalnih objekata.

-
- 24. Metrologija** (nauka o merenju) – specijalan deo pojedinih prirodnih i tehničkih nauka koji se bavi metodama merenja fizičkih veličina, razvojem i izradom mernih uređaja, reprodukcijom, pohranjivanjem mernih jedinica i svim ostalim aktivnostima koje omogućavaju merenje i usavršavanje postupaka merenja.
- 25. Merenje** – skup aktivnosti čiji je cilj dobijanje vrednosti merene veličine.
- 26. Kalibracija** – skup operacija kojima se uspostavlja veza između veličina koje se očitavaju na indikatoru instrumenta i odgovarajuće vrednosti mernog etalona.
- 27. Etalon** – materijalizovana mera ili merni sistem čija je namena definisanje, očuvanje i reprodukcija jedne ili više vrednosti iste veličine, sa ciljem da ta veličina služi kao referentna vrednost u postupku merenja.
- 28. Referentni materijal** – materijal ili supstanca čije su jedno ili više svojstava dobro definisani tako da omogućavaju njihovu upotrebu za kalibraciju nekog merila, proveru metoda merenja ili označavanje vrednosti materijala koji se meri.
- 29. Rubno zaptivanje ili marginalni integritet** – podrazumeva preciznu podešenost ruba veštačke krunice demarkaciji preparacije.
- 30. Merna nesigurnost** – označava sumnju u valjanost rezultata merenja. To je parametar koji karakteriše rasipanje vrednosti merene veličine i pripisuje se rezultatu merenja.
- 31. CAD inspekcija** – označava korišćenje parametara CAD modela eksperimentalnih uzoraka u cilju analize geometrijskih i dimenzionalnih odstupanja. Njenom primenom, vrši se provera odstupanja geometrije CAD eksperimentalnih uzorka u odnosu na geometriju CAD master modela.

PRILOG B

ANEKS

Tabela 49. Faktori koji utiču na kvalitet digitalizacije Cerec® AC uređaja

Cerec® AC					
FAKTORI KOJI UTIČU NA REZULTATE POSTUPKA DIGITALIZACIJE					
SPOLJAŠNJI FAKTORI	Intraoralna digitalizacija	Eksperiment	UNUTRAŠNJI FAKTORI	Intraoralna digitalizacija	Eksperiment
	Dimenzije digitalizovane oblasti	•		•	Kalibracija uređaja
Usklađenost dimanzija objekta sa mernim volumenom kamere	•	•	Merni volumen	•	•
Prostorni odnos kamere u odnosu na objekat - kamera miruje u ruci operatera	•	•	Tehničke karakteristike (vrsta CCD senzora)	•	•
Vibracije	•	•	Tehničke karakteristike (vrsta sočiva)	•	•
Optička svojstva površine intaktnih i/ili preparisanih zuba	•	•	Tehničke karakteristike (talasna dužina projektovanih svetlosnih zraka)	•	•
Nanošenje praha	•	•	Brzina digitalizacije (vreme potrebno za nastanak jednog digitalnog zapisa)	•	•
Prisustvo pljuvačke, krvi, nečistoća i opiljaka od brušenja	•	•	Radni principi digitalizacije (optička aktivna triangulacija)	•	•
Lokalizacija demarkacije u odnosu na marginalni rub gingive	•	•	Softver kamere	•	•
Dizajn preparacije	•	•	Softver sistema	•	•
Intenzitet okolnog osvetljenja	•	•	Broj kamera (jedna kamera)	•	•
Vlažnost i temperatura vazduha, Vazdušni pritisak	•	•	Elektronski format digitalizovanih podataka	•	•
Ispravnost opreme	•	•			
Obučenosn operatera	•	•			

Tabela 50. Faktori koji utiču na kvalitet postupka digitalizacije Trios uređaja

Trios					
FAKTORI KOJI UTIČU NA REZULTATE POSTUPKA DIGITALIZACIJE					
SPOLJAŠNJI FAKTORI	Intraoralna digitalizacija	Eksperiment	UNUTRAŠNJI FAKTORI	Intraoralna digitalizacija	Eksperiment
Dimenzije digitalizovane oblasti	●	●	Kalibracija uređaja	●	●
Usklađenost dimanzija objekta sa mernim volumenom kamere	●	●	Merni volumen	●	●
Prostorni odnos kamere u odnosu na objekat - kamera se pomera u ruci operatera	●	●	Tehničke karakteristike (vrsta senzora)	●	●
Vibracije	●	●	Tehničke karakteristike (vrsta sočiva)	●	●
Optička svojstva površine intaktnih i/ili preparisanih zuba	*		Tehničke karakteristike (talasna dužina projektovanih svetlosnih zraka)	●	●
Prisustvo krvi, pljuvačke, nečistoća i opiljaka od brušenja	●		Brzina nastanka video zapisa	●	●
Lokalizacija demarkacije u odnosu na marginalni rub gingive	*		Radni principi digitalizacije (konfokalna mikroskopija)	●	●
Intenzitet okolnog osvetljenja	●	●	Softver sistema	●	●
Dizajn preparacije	*	●	Broj kamera (jedna kamera)	●	●
Vlažnost i temperatura vazduha, Vazdušni pritisak	●	●	Elektronski format digitalizovanih podataka	●	●
Ispravnost opreme	●	●			
Obučenosn operatera	●	●			
Vrsta softvera u postupku CAD inspekcije	●	●			

* Označava faktore koji mogu da utiču na rezultate postupka digitalizacije, ali proizvođač ih ne navodi u opštim karakterisikama uređaja

Tabela 51. Faktori koji utiču na rezultate postupka digitalizacije Cerec®InEos Blue uređaja

Cerec®InEos Blue			
FAKTORI KOJI UTIČU NA REZULTATE POSTUPKA DIGITALIZACIJE			
SPOLJAŠNJI FAKTORI	Eksperiment	UNUTRAŠNJI FAKTORI	Eksperiment
Dimenzije digitalizovane oblasti	•	Kalibracija uređaja	•
Usklađenost dimanzija objekta sa mernim volumenom kamere	•	Merni volumen	•
Prostorni odnos između kamere i objekata - kamera miruje, model se pomera manuelno	•	Tehničke karakteristike (vrsta CCD senzora)	•
Vibracije	•	Tehničke karakteristike (vrsta sočiva)	•
Optička svojstva materijala od koga je izrađen radni model	•	Tehničke karakteristike (talasna dužina projektovanih svetlosnih zraka)	•
Intenzitet okolnog osvetljenja	•	Brzina digitalizacije (vreme potrebno za nastanak jednog digitalnog zapisa)	•
Nečistoće u okruženju i na kameri	•	Radni principi digitalizacije (optička aktivna triangulacija)	•
Vlažnost i temperatura vazduha, Vazdušni pritisak	•	Softver sistema	•
Ispravnost opreme	•	Broj kamera (jedna kamera)	•
Obučenosn operatera	•	Elektronski format digitalizovanih podataka	•
Vrsta softvera u postupku CAD inspekcije	•		

Tabela 52. Faktori koji utiču na kvalitet digitalizacije KaVo Everest uređaja

KaVo Everest			
FAKTORI KOJI UTIČU NA REZULTATE POSTUPKA DIGITALIZACIJE			
SPOLJAŠNJI FAKTORI	Eksperiment	UNUTRAŠNJI FAKTORI	Eksperiment
Dimenzije digitalizovane oblasti	●	Kalibracija uređaja	●
Usklađenost dimanzija objekta sa mernim volumenom kamere	●	Merni volumen	●
Prostorni odnos između kamere i objekata - kamera miruje, model je na pokretnoj platformi	●	Tehničke karakteristike (vrsta CCD senzora)	●
Vibracije	●	Tehničke karakteristike (vrsta sočiva)	●
Optička svojstva materijala od koga je izrađen radni model	●	Tehničke karakteristike (talasna dužina projektovanih svetlosnih zraka)	●
Intenzitet okolnog osvetljenja	●	Brzina digitalizacije (vreme potrebno za nastanak jednog digitalnog zapisa)	●
Nečistoće u okruženju i na kameri	●	Radni principi digitalizacije (optička aktivna triangulacija)	●
Vlažnost i temperatura vazduha, vazdušni pritisak	●	Softver sistema	●
Ispravnost opreme	●	Broj kamera (jedna kamera)	●
Obučenosn operatera	●	Elektronski format digitalizovanih podataka	●
Vrsta softvera u postupku CAD inspekcije	●		

Tabela 53. Faktori koji utiču na rezultate postupka digitalizacije Sinergia Scan uređaja

Sinergia Scan			
FAKTORI KOJI UTIČU NA REZULTATE POSTUPKA DIGITALIZACIJE			
SPOLJAŠNJI FAKTORI	Eksperiment	UNUTRAŠNJI FAKTORI	Eksperiment
Dimenzije digitalizovane oblasti	•	Kalibracija uređaja	•
Usklađenost dimanzija objekta sa mernim volumenom kamere	•	Merni volumen	•
Prostorni odnos između kamere i objekata - kamera miruje, model je na pokretnoj platformi	•	Tehničke karakteristike (vrsta CCD senzora)	•
Vibracije	•	Tehničke karakteristike (vrsta sočiva)	•
Optička svojstva materijala od koga je izrađen radni model	•	Tehničke karakteristike (talasna dužina projektovanih svetlosnih zraka)	•
Intenzitet okolnog osvetljenja	•	Brzina digitalizacije (vreme potrebno za nastanak jednog digitalnog zapisa)	•
Nečistoće u okruženju i na kameri	•	Radni principi digitalizacije (optička aktivna stereovizija)	•
Vlažnost i temperatura vazduha, vazdušni pritisak	•	Softver sistema	•
Ispravnost opreme	•	Broj kamera (dve kamera)	•
Obučenosn operatora	•	Elektronski format digitalizovanih podataka	•
Vrsta softvera u postupku CAD inspekcije	•		

BIOGRAFIJA AUTORA 12

Mr Branka Trifković je rođena 10.11.1972. godine u Banja Luci. Osnovnu školu i gimnaziju završila je odličnim uspehom. Stomatološki fakultet Univerziteta u Sarajevu upisala je 1991. godine. Školovanje na Stomatološkom fakultetu Univerziteta u Beogradu nastavlja 1992. godine. Diplomirala je 1998. godine sa prosečnom ocenom 9.57. Za postignute uspehe u toku studija proglašena je za najboljeg studenta u svojoj generaciji. Školske 2003/2004 godine upisuje specijalističke studije iz oblasti Stomatološka proteti-ka, a godinu dana kasnije i magistarske studije iz iste oblasti. Specijalistički ispit polože 2006. godine sa odličnim ocenom. Magistarsku tezu pod nazivom „**PRECIZNOST OPTIČKIH METODA SKENIRANJA U STOMATOLOŠKIM CAD/CAM TEHNOLOGIJAMA**“, prijavila je 2008. godine i uspešno je odbranila 2.06.2009. godine. Iste godine upisala je doktorske studije na Stomatološkom fakultetu Univerziteta u Beogradu. Mr Branka Trifković do sada je objavila 46 naučna rada (3 rada kategorije M23, 1 rad M 23 prihvaćen za štampu, 8 radova M33, 14 radova M34, 13 radova M64, 3 rada M51, 2 rada M52 i 2 rada M54 kategorije). Autor je tri predavanja na domaćim naučnim skupovima. Učesnik je u republičkom projektu iz oblasti tehnološkog razvoja: ”Istraživanje i razvoj metoda modeliranja i postupaka izrade dentalnih nadoknada primenom savremenih tehnologija i računarom podržanih sistema” (TR 35020).

Izjava o korišćenju

Ovlašćujem Univerzitetsku biblioteku „Svetozar Marković“ da u Digitalni repozitorijum Univerziteta u Beogradu unese moju doktorsku disertaciju pod naslovom:

**ANALIZA METROLOŠKIH KARAKTERISTIKA UREĐAJA ZA OPTIČKU
DIGITALIZACIJU STOMATOLOŠKIH CAD/CAM SISTEMA**

koja je moje autorsko delo.

Disertaciju sa svim priložima predao/la sam u elektronskom formatu pogodnom za trajno arhiviranje.

Moju doktorsku disertaciju pohranjenu u Digitalni repozitorijum Univerziteta u Beogradu mogu da koriste svi koji poštuju odredbe sadržane u odabranom tipu licence Kreativne zajednice (Creative Commons) za koju sam se odlučio/la.

①. Autorstvo

2. Autorstvo - nekomercijalno
3. Autorstvo – nekomercijalno – bez prerade
4. Autorstvo – nekomercijalno – deliti pod istim uslovima
5. Autorstvo – bez prerade
6. Autorstvo – deliti pod istim uslovima

(Molimo da zaokružite samo jednu od šest ponuđenih licenci, kratak opis licenci dat je na poleđini lista).

Potpis doktoranda

U Beogradu, 8.11.2012.



Izjava o istovetnosti štampane i elektronske verzije doktorskog rada

Ime i prezime autora : Branka Trifković

Broj indeksa: 4014/2009

Studijski program: doktorske studije

Naslov rada: Analiza metroloških karakteristika uređaja za optičku digitalizaciju stomatoloških CAD/CAM sistema

Mentor: prof.dr Aleksandar Todorović

Potpisani/a: Branka Trifković

Izjavljujem da je štampana verzija mog doktorskog rada istovetna elektronskoj verziji koju sam predao/la za objavljivanje na portalu **Digitalnog repozitorijuma Univerziteta u Beogradu**.

Dozvoljavam da se objave moji lični podaci vezani za dobijanje akademskog zvanja doktora nauka, kao što su ime i prezime, godina i mesto rođenja i datum odbrane rada.

Ovi lični podaci mogu se objaviti na mrežnim stranicama digitalne biblioteke, u elektronskom katalogu i u publikacijama Univerziteta u Beogradu.

Potpis doktoranda

U Beogradu, 8.11.2012.



Izjava o autorstvu

Potpisani-a: Branka Trifković

broj indeksa: 4014/2009

Izjavljujem

da je doktorska disertacija pod naslovom

**ANALIZA METROLOŠKIH KARAKTERISTIKA UREĐAJA ZA OPTIČKU
DIGITALIZACIJU STOMATOLOŠKIH CAD/CAM SISTEMA**

- rezultat sopstvenog istraživačkog rada,
- da predložena disertacija u celini ni u delovima nije bila predložena za dobijanje bilo koje diplome prema studijskim programima drugih visokoškolskih ustanova,
- da su rezultati korektno navedeni i
- da nisam kršio/la autorska prava i koristio intelektualnu svojinu drugih lica.

Potpis doktoranda

U Beogradu, 8.11.2012.