



**Медицински университет
„Проф. д-р Параскев Стоянов“ – Варна**

**Факултет „Дентална медицина“
Катедра „Пародонтология и дентална имплантология“**

Д-р Константин Стойчев Костадинов

**Мултимодално образно документиране
в денталната медицина**

АВТОРЕФЕРАТ

на дисертационен труд за присъждане на
образователна и научна степен
„ДОКТОР“

**НАУЧНА СПЕЦИАЛНОСТ:
„Терапевтична стоматология“**

**НАУЧЕН РЪКОВОДИТЕЛ:
Проф. д-р Стефан Василев Пеев, д.м.н.**

Варна, 2023

Дисертационния труд съдържа 156 стандартни страници и е онагледен с 39 таблици, 98 фигури, 6 графики и съдържа 4 приложения. Цитирани са 259 литературни източници, от които 16 на кирилица и 243 на латиница.

Броят и номерацията на таблиците и фигурите в автореферата не отговаря на тези в дисертационния труд.

Дисертационният труд е допуснат до публична защита на Катедрен съвет на Катедра „Пародонтология и дентална имплантология“ на 21.09.2023 г.

Официалната защита на дисертационния труд ще се проведе на 18.01.2023 г. в Аудитория 103 „Доц. д-р Димитър Клисаров“ на Факултета по дентална медицина към Медицински университет „Проф. д-р Параскев Стоянов“ – Варна, в заседание на Научно жури.

Материалите по защитата са на разположение в Научен отдел към МУ-Варна и са публикувани на интернет страницата на МУ-Варна.

СЪДЪРЖАНИЕ

Използвани съкращения _____	4
1. ВЪВЕДЕНИЕ _____	5
2. ЦЕЛ И ЗАДАЧИ _____	8
3. СОБСТВЕНИ ИЗСЛЕДВАНИЯ _____	9
3.1. МАТЕРИАЛИ _____	9
3.2. МЕТОДИ, РЕЗУЛТАТИ И АНАЛИЗИ _____	11
Методи по задача 1 _____	12
Резултати по задача 1 _____	21
Анализ по задача 1 _____	22
Методи по задача 2 _____	25
ИНТРАОРАЛНО СКАНИРАНЕ _____	25
Резултати по задача 2 _____	30
Анализ по задача 2 _____	30
Методи по задача 3 _____	33
Резултати по задача 3 _____	40
Анализ по задача 3 _____	41
Методи по задача 4 _____	46
Резултати по задача 4 _____	46
Анализ по задача 4 _____	48
ОБСЪЖДАНЕ _____	49
ЗАКЛЮЧЕНИЕ _____	62
ИЗВОДИ _____	64
ПРИНОСИ _____	65
Публикации, свързани с дисертационния труд _____	66

ИЗПОЛЗВАНИ СЪКРАЩЕНИЯ

СВСТ – коничнолъчева компютърна томография

СММ – координатна измервателна машина

DICOM – Digital Imaging and Communication in Medicine

FOV – Field of view

HSDM – Harvard School of Dental Medicine

ICC – вътрекласов корелационен коефициент

IOS – интраорален скенер

MDCT – мултидетекторна компютърна томография

PCIN – polymer infiltrated ceramic network

ROI – Regio of interest – Областта от интерес

STL – stereolithography

3D – 3-измерен

1. ВЪВЕДЕНИЕ

Дентална медицина е дял от медицината, който се състои от изучаване, диагностициране, профилактика и лечение на заболявания, нарушения и състояния на устната кухина, най-често на зъбите (развитието и разположението на зъбите), както и на лигавицата на устната кухина (и на съседните и свързаните с тях структури и тъкани, особено в свързаната с тях лицево-челюстна област).

Историята на зъболечението е почти толкова древна, колкото и историята на човечеството и цивилизацията, като най-ранните свидетелства датират от 7000 до 5500 г. пр.н.е. Смята се, че стоматологията е първата специалност в медицината, която е развила собствена акредитирана степен със собствени специализации. Съвременното движение за стоматология, основана на доказателства, призовава за използване на висококачествени научни изследвания и доказателства, които да ръководят вземането на решения за справянето с орални заболявания.

Денталната медицина се развива с изключително бързи темпове като една от основните причини е интеграцията на дигиталните технологии в различните ѝ сфери. Пример за това са интраоралните скенери (като алтернатива на конвенционалните отпечатъчни техники и материали), дигиталните сензори (като алтернатива на аналоговите плакови филми), както и все по-широката употреба на СВСТ скенерите за всекидневните нужди на денталната практика.

В ежедневната практика все още са широко застъпени конвенционалните методи, материали и техники, които са се доказали десетилетия наред като надеждни средства за справяне с различни клинични проблеми. Разнообразни процедури са на основата на интраоралния отпечатък, включително терапевтично планиране, диагностика, комуникация с пациент, изработване на отливки и производство на протетични възстановявания и апаратчета с различно приложение. През годините са се появявали нови материали или са се усъвършенствали вече познатите ни такива. Един нагледен пример са средствата за снемане на отпечатък, които към настоящето са все още масово използвани и са претърпели ред промени и подобрения. С помощта на сметите отпечатъци можем да се сдобием с гипсови модели копие на клиничната ситуация на пациента, което да послужи за по-прецизно планиране и изпълнение на лечебния план, като също така служи за основно средство за комуникация между лекарите по дентална медицина и денталната лаборатория.

Вследствие на технологичния прогрес към настоящия момент все по-често на пазара се срещат различни интраорални скенери, които дават възможност да се сдобием с дигитален модел като алтернатива на конвенционалните. Като предимство при работата с интраорални скенери може да споменем няколко аспекта:

- Добра поносимост дори при пациенти с рефлекс на гадене.
- Възможност за ре/досканиране само на определени зони от протезното поле.
- Сравнително бързо за изпълнение.
- Без риск от пренос на инфекции към денталната лаборатория
- Улеснена комуникация с денталната лаборатория.
- Лесно съхранение на модела.

Относителен недостатък остава високата цена за закупуване на такъв скенер.

Точността на различните материали и модалности за снемане на отпечатък е широко дискутирана от различни автори като и до момента няма единодушно прието мнение дали конвенционалните или дигиталните техники са по-точни.

Точността на модела е от изключително значение в някои сфери на денталната медицина, където отклонения над 200 микрона са от клинично значение, както е в имплантологията, тъй като интегрираните импланти са твърдо закрепени в алвеоларната кост и неточностите в отпечатъка от импланта ще компрометират прилягането на имплантната протеза и това може да доведе до биологични и механични усложнения. В ортодонтията и при протетични възстановявания върху естествени зъби се допускат големи отклонения поради естествената подвижност на зъбите.

Повечето изследвания по темата, свързана с точността на различните методи за снемане на отпечатък, са *in vitro* базирани при оптимални условия на работа, което редуцира вероятността за грешки и отклонения. Липсват затрудняващи фактори като слюнка на пациентите, наличието на език и бузи, няма проблем с колаборацията, нито такъв свързан с рефлекс на гадене и повръщане от страна на пациентите. При тези тестови експерименти, когато се изследват различни конвенционални отпечатъчни материали, е лесно да се екстензира времето за полимеризация на материала. Също така често формата на експерименталните модели е правилна геометрична фигура, което е далеч от формата на естествените зъби. Всички тези фактори могат да окажат положително влияние върху крайния резултат, независимо какъв метод за отпечатване на протезното поле ползваме.

Точността на моделите може да се измери чрез:

- сравняване на линейни измервания между референтен модел/челюст и същите на получения дигитален или аналогов модел;
- чрез точността на прилягане на протетична конструкция върху препарирани зъб или върху импланти;
- чрез best fitting софтуер.

Забелязва се дефицит на изследвания, проведени *in vivo*, тъй като е трудно да се създадат идеални и лесно възпроизводими условия за провеждане на експериментите и измерванията.

Дигиталните технологии оказват значително влияние и в сферата на денталната образна диагностика. С навлизането на коничнолъчевия компютърен томограф се разширяват възможностите за диагностика, планиране и лечение във всички сфери на денталната медицина. Тази модалност дава възможност да се преодолеят недостатъците, свързани с конвенционалните образни изследвания – двуизмерност (наслагване на анатомични структури) и деформация на изображението. Главното предимство на СВСТ изследванията е възможността да наблюдаваме зоната от интерес в три равнини – аксиална, коронална (фронтална) и сагитална, без да има наслагване на анатомични обекти, тъй като можем да манипулираме къде да разположим среза, който наблюдаваме за всяка от равнините. Това позволява по-коректна преценка за състоянието на анализирания зона. Основният фактор, който може да доведе до влошаване на качеството на СВСТ изображението, са артефактите (изкривяване или грешка в изображението, несвързано с изследвания обект). Образуването на артефакти може да се дължи на различни причини, като едни от най-честите са така наречените „motion artifacts“, както и артефакти, дължащи се на феномена „beam hardening“. Едно от основните ограничения на този тип изображения остава ниската контрастна резолюция, което води и до по-нисък контраст на меките тъкани при СВСТ сравнено с MDCT.

С помощта на програми за обемно рендиране/визуализиране може да се конструират 3D модели (на повърхността) от импортирани набори от СВСТ данни чрез прилагане на алгоритъм, който обикновено е уникален за всяка програма. Така получените 3D реконструкции (3D Volume rendering) позволяват действия като посочване на ориентири, извършване на измервания, преместване на костни фрагменти и извършване на виртуални остеотомии. Поради това точността на получения модел е от изключителна важност не само за диагностични цели, но и за планиране на лечението и резултатите от него.

3D визуализирането подобрява диагнозата и комуникацията с пациентите. Намира приложение в различни сфери на денталната медицина. Въпреки предимствата на тази модалност, тя все още не намира толкова широка употреба в ежедневната практика. Една от причините за това се дължи на допълнителните разходи, свързани със закупуването и поддръжката на софтуери за обработка и анализ на 3D данните, както и необходимостта от допълнителни обучения и опит. Приложението на този вид 3D генерирани модели все още подлежи на дискусия и изследвания. В литературата могат да се намерят данни относно точността им при различни експериментални условия, но не и такива, които да обобщават реалното им приложение в клинични условия.

2. ЦЕЛ И ЗАДАЧИ

Цел:

Да се проучи и сравни точността на реконструкцията на съзъбието, направена върху генерирани 3D модели от СВСТ и интраорално сканиране, и върху гипсови модели от конвенционални отпечатъчни материали спрямо резултатите от интраорално измерване с дигитален шублер.

Задачи:

1. Да се определи точността на реконструкцията на съзъбието посредством генериране на 3D модел от СВСТ.
2. Да се определи точността на реконструкцията на съзъбието посредством генериране на 3D модел от интраорален скенер.
3. Да се определи точността на реконструкцията на съзъбието посредством отливане на гипсови модели от полиетер Impregum Monophase (3M ESPE) и А-силикон Elite HD+ (Zhermack).
4. Да се определи надеждността и точността на всеки от изследваните методи за реконструкция на диагностичен модел на долна челюст чрез анализ на повторни линейни измервания на междузъбни разстояния на долна челюст.

3. СОБСТВЕНИ ИЗСЛЕДВАНИЯ

3.1. МАТЕРИАЛИ

3.1.1. Изследването е реализирано на територията на УМДЦ към Медицински университет – Варна

3.1.2. Обект на проучването

Обект на изследването са общо 38 души (16 мъже и 22 жени) на средна възраст 29.8 г. (18-75 г.), пациенти на УМДЦ към Медицински университет – Варна.

Като доброволци се включиха 40 души, като от тях двама отпаднаха, тъй като на долна челюст имаха протетични възстановявания (корони) на повече от един от зъбите, необходими за провеждане на измерванията.

3.1.3. Подбор на пациенти

В изследването участват пациенти от мъжки и женски пол над 18-годишна възраст, в добро общо здраве, на които им предстои провеждане на дентално лечение, изискващо провеждане на СВСТ като част от диагностичния процес. Всеки пациент е информиран за целта на изследването и е подписал декларация за информирано съгласие (Приложение 2) за провеждането на необходимите в това изследване процедури и манипулации, както и декларация за провеждане на рентгеново изследване (Приложение 4).

Възрастта, полът и социално-битовият статус нямат водещо значение при подбора на участниците в изследването.

КРИТЕРИИ ЗА ВКЛЮЧВАНЕ НА ЛИЦАТА:

- **Подписано информирано съгласие.**
- **Лица над 18 г.**
- **Пол: без значение.**
- **Лица без активно ортодонтско лечение.**
- **Лица с до един липсващ зъб на позиция на първи молари.**
- **Лица с до едно протетично възстановяване (корона) на позиция на първи молари върху естествен зъб.**
- **Лица с наличие на първи премолари и централни резци на долна челюст.**
- **Добра орална хигиена.**
- **Лица в добро общо здраве.**

КРИТЕРИИ ЗА ИЗКЛЮЧВАНЕ НА ЛИЦАТА:

- **Лица с тежки системни заболявания.**
- **Бременност и кърмене.**
- **Възраст под 18 години.**
- **Психични заболявания.**
- **Лица с липсващи първи премолари и централни резци на долна челюст.**
- **Лица с протетични възстановявания (корони) на позиция на първи премолари и централни резци върху естествени зъби.**
- **Лица с възстановявания върху импланти на долна челюст.**
- **Остри и хронични възпалителни процеси, ангажиращи твърдите и меките тъкани в устната кухина в зоната на провеждане на изследването.**
- **Лица с напреднал пародонтит.**
- **Лица, които в момента провеждат лъчелечение или химиотерапия.**

За целите на докторантския труд не са предвидени хирургични или друг тип инвазивни манипулации, което не създава риск за здравословното състояние на участниците.

3.2. МЕТОДИ, РЕЗУЛТАТИ И АНАЛИЗИ

Статистически методи

Резултатите са записани и обработени с помощта на софтуери:

- IBM SPSS Statistics
- Online Effect Size Calculator (Statistics Kingdom)
- G*Power.

За статистическата обработка на резултатите от изследваните параметри са приложени следните статистически методи:

- Дескриптивна статистика
- Статистическа проверка на хипотеза за разликата между средни на две взаимозависими извадки (Paired t-test)/ Wilcoxon test
- ANOVA за повторните изследвания
- Коефициент на корелация на Пирсън/Спирмън
- Метод на Холмогоров–Смирнов за проверка за нормалност на разпределение
- Графичен и табличен метод на изобразяване на получените резултати.
- Избрано ниво на значимост $\alpha = 0.05$
- За размера на ефекта (Effect size) – Cohen's D с референтни стойности като ориентир за силата на ефекта: за D от 0 до 0.3 считаме ефекта за малък, за D от 0.3 до 0.7 считаме ефекта за среден, и за D от 0.7 до 1 считаме ефекта за голям.
- Минималният необходим обем на извадките, при зададено ниво на значимост $\alpha=0.05$, мощност на критерия $1-\beta = 0.8$ и за отчитане на „среден“ размер на ефекта е $n = 34$.
- Минималният необходим обем на извадките, при зададено равнище на значимост $\alpha=0.05$, мощност на критерия $1-\beta = 0.8$ и за отчитане на „голям“ размер на ефекта е $n = 15$.

Клиничното проучване е проведено след получено разрешение от Комисията по етика на научните изследвания при МУ-Варна – протокол/решение № 131, заседание на 11.05.2023 г. Всички участници в изследването са подписали информирано съгласие.

Методи по задача 1

1. Поставяне на композитни маркери.
2. Физикални измервания.
3. Сканиране с коничнолъчев компютърен томограф.
4. Конвертиране от .dicom в .stl файловете от СВСТ скановете.
5. Провеждане на измервания върху дигиталните модели от СВСТ.

ПОСТАВЯНЕ НА КОМПОЗИТНИ МАРКЕРИ

Преди провеждане на интраоралните измервания с дигитален шублер поставяхме композитни маркери/бутони по вестибуларните повърхности на зъби 36, 46, 34 и 44 (Фиг. 1), които да служат като референтни точки при отделните измервания. Използвахме двустъпков Etch&Rinse протокол. Вестибуларната повърхност на посочените зъби ецвахме селективно в зоната около екватора за 20 секунди, след което отмивахме с вода за минимум 10 секунди и подсушавахме с въздушна струя до визуализиране на тебеширено бяла повърхност, като същевременно използвахме аспирация за отстраняване на излишната влага. След това нанасяхме еднокомпонентен бонд Adhesive Universal Viva Pen за 10 секунди с последващо подсушаване за 10 секунди и светване с фотополимерна лампа (3M Elipar Deep Cure, 3M ESPE) за 20 секунди. Композитните бутони направихме с двойно полимеризиращ композитен материал Grandio Core Dual Cure (VOCO GmbH), който се смесва и нанася с помощта на самосмесителна канюла, веднага след светване на бонда, като светвахме композита за 40 секунди след нанасянето му. Процедурата по създаване на композитните бутони повтаряхме за всеки един зъб поотделно, като се стремихме да поддържаме сухо работното поле с помощта на аспирация и памучни тупфери в зоната на обработваните зъби, за да постигнем най-добра връзка между композита и повърхността на зъбите.



Фиг. 1. Композитни бутони по вестибуларните повърхности на зъби 36, 46, 34, 44

ФИЗИКАЛНИ ИЗМЕРВАНИЯ

След създаване на композитните бутони провеждахме директни физикални измервания интраорално с помощта на дигитален шублер Kinex (Kinex measuring, Czeq Republic) (Фиг. 2) с обхват 0-300 мм, дължина на челюстите 60 мм, и резолюция 0,01 мм. Измервахме линейните разстояния на долна челюст между зъби 36-46, 34-44, 36-34, 46-44, 34 – срединна линия между 31 и 41, 44 – срединна линия между 31 и 41, винаги в тази последователност (онагледено е на фиг. 83 в „Измерване по гипсови модели“). Тези стойности използвахме като контролни/референтни стойности за сравнение с останалите изследвани модалности. Измерванията записвахме в мм с точност до десета от милиметъра. Композитните бутони служеха като ориентир при провеждане на измерванията – челюстите на шублера поставяхме над бутоните максимално близо до тях при измерване на разстоянията между зъби 36-46, 34-44, 36-34, 46-44. При измерване на разстоянията между 34 – срединна линия между 31 и 41, и 44 – срединна линия 31 и 41, единият край на челюстите поставяхме върху точка между централните резци в средната 1/3 на въпросните зъби. Преди всяко ново измерване нулирахме и калибрирахме шублера, за да се намали вероятността от грешки при измерванията. Стойностите от измерванията записвахме в таблица в Word (Microsoft) формат (Приложение 1), които впоследствие прехвърлихме на Excel 2019 (Microsoft).



Фиг. 2. Дигитален шублер Kinex (Kinex measuring, Czeq Republic)

СКАНИРАНЕ С КОНИЧНОЛЪЧЕВ КОМПЮТЪРЕН ТОМОГРАФ

На всеки от доброволците в изследването проведехме 3Д образно изследване с помощта на коничнолъчев компютърен томограф на горна и долна челюст с апарат New Tom Giano HR Professional (2019) (Фиг. 3) със следните параметри: напрежение на тръбата 90 V, ток 4 mA, време на

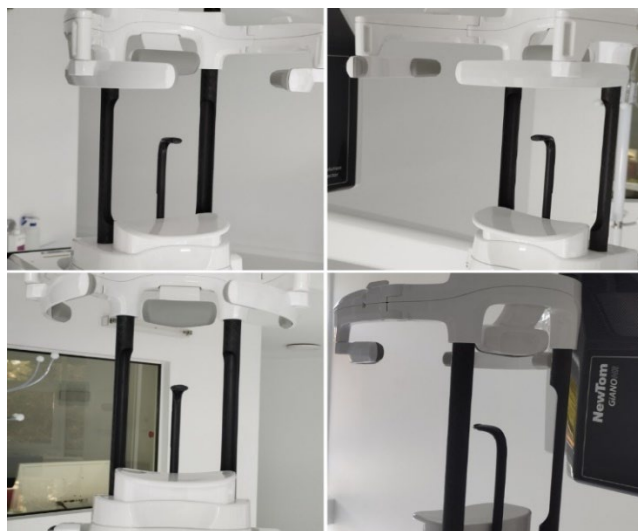
експозиция 8 s и CMOS-детектор – плосък панел от аморфен силиций, трансформиращ енергията от рентгеновото лъчение в цифров сигнал. За реконструкция на образите се използват изометрични воксели с размер 0,15 мм (150 микрона).



Фиг. 3. Коничнолъчев компютърен томограф New Tom Giano HR

Преди сканирането с коничнолъчевия компютърен томограф на всеки доброволец връчихме информирано съгласие (Приложение 4) за провеждане на образно изследване. На всеки от участниците в изследването му предстоеше провеждане на дентално лечение, поради което имаха назначен скан, който включваше и горна челюст.

Преди сканиране всички метални обекти, попадащи в зоната на изследване, отстранявахме и поставяхме защитна оловна престилка с 0.50 мм оловен еквивалент. По време на изследването участниците са в изправено положение, с брадичка, поставена в специална подложка, глава, стабилизирана в неподвижна позиция, и челюсти, фиксирани с помощта на пластмасова пластинка, която се захваща, докато трае сканирането (Фиг. 4).



Фиг. 4. Подложка за брада, стойка за глава и bite-block на коничнолъчевия компютърен томограф

Софтуерно задавахме предварително обема на сканиране – в случая 10x10. По време на сканирането рентгеновата тръба и детектор се завъртат на 360 градуса около главата на пациента. С помощта на HP Z240 Tower Workstation, Processor-Intel (R) Xeon (R) CPU E3-1270 v5, 3.60G Hz, RAM 8.00 GB, Windows 10 Pro и софтуер NNT Viewer – полученият образ се реконструира в MPR (multi-planar reconstruction) режим в три равнини:

- Аксиална – разделяща обекта на горна и долна част
- Сагитална – разделяща обекта на лява и дясна част
- Коронарна – разделяща обекта на предна и задна част

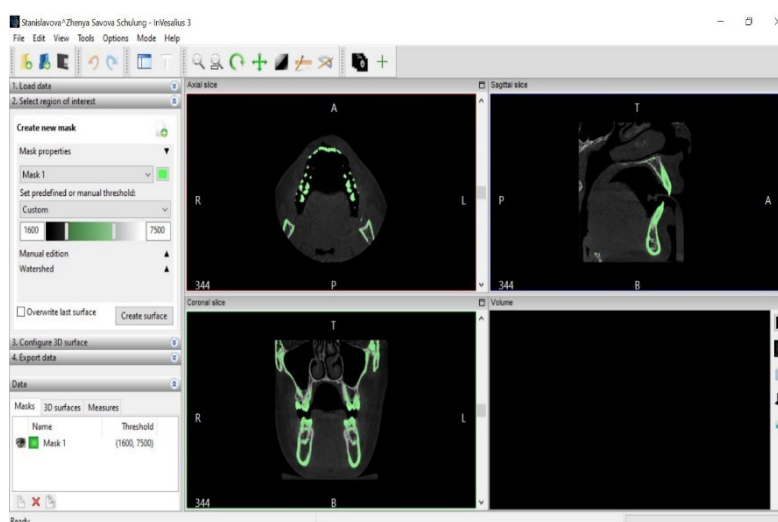
Това изследване дава възможност за цялостен анализ на зъбно-челюстния апарат, но за целите на дисертационния труд е поставен акцент единствено върху изображението на долна челюст, като се следи основно за липса на „Motion artefacts“, които могат да компрометират и дори направят невъзможно използването на изображението в следващите етапи от изследването.

Получените .DICOM файлове от проведените 3Д образни изследвания се импортират на софтуер Inversalius 3.1, с който да се генерират 3Д модели от долната челюст под формата на .STL файлове, върху които се провеждат линейните измервания чрез подходящ за това софтуер (3D Viewer (3Shape)).

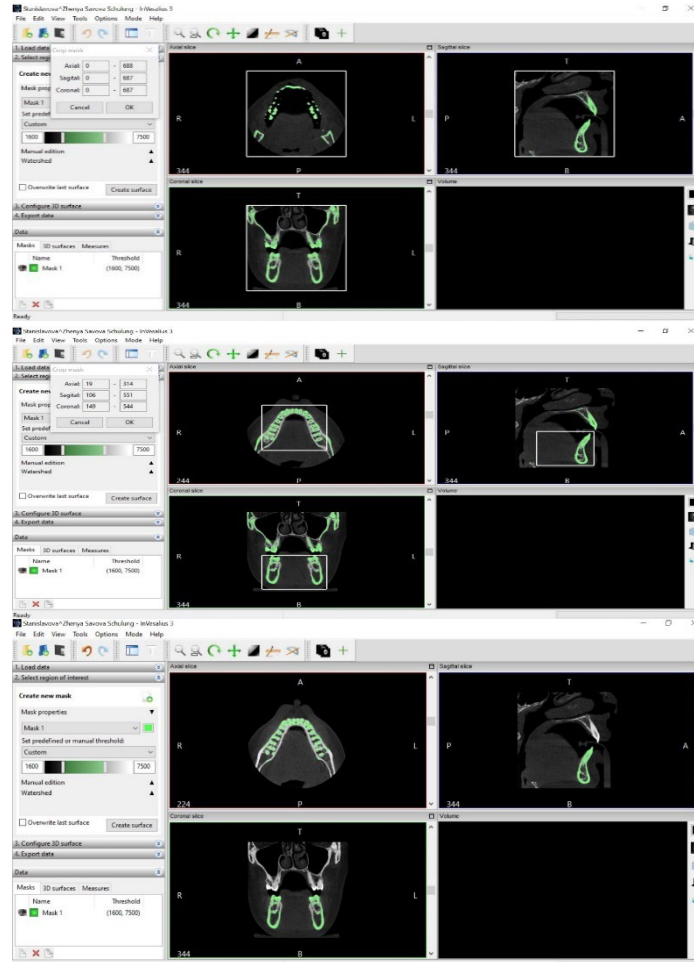
КОНВЕРТИРАНЕ ОТ .DICOM В .STL ФАЙЛОВЕТЕ ОТ СВСТ СКАНОВЕТЕ

Генерираните .DICOM файлове от СВСТ конвертирахме в .STL файл, за да се извършат линейните измервания с помощта на подходящ за целта софтуер. Конвертирането направихме с помощта на софтуер InVesalius 3.1.

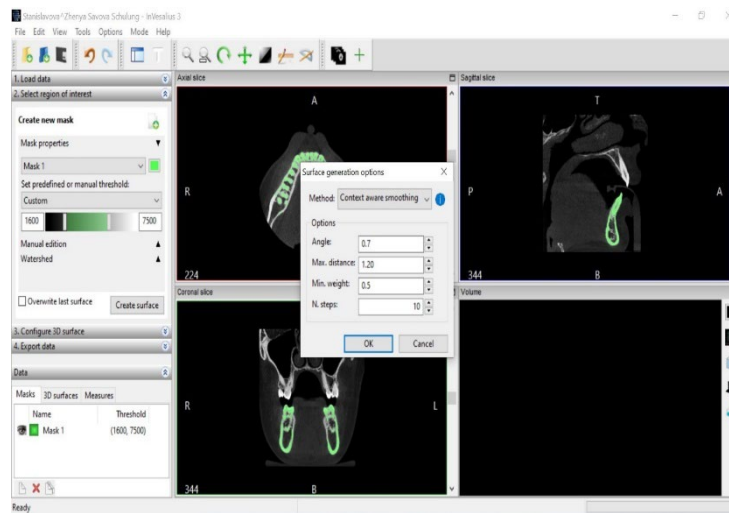
Процесът на конвертиране става по следния начин: след стартиране на софтуера се избира опция за импортиране на файл и се избира .dicom файл от направените СВСТ скенери. При импортирането процентът на оригинална резолюция се задава на стойност 100. След завършване на импортирането се пристъпва към ръчно задаване на прагова стойност за визуализация на тъканите. Избраната стойност за всички файлове е от 1600 до 7500 (Фиг. 5), което позволява да се намали наличието на артефакти в получения 3Д модел и в същото време да се визуализират по-добре композитните маркери, които са основна отправна точка при провеждане на линейните измервания. След това се стоп-ва ненужната част от обема на файл. Това става като се избере от падащото меню Tools→Mask→Crop. По този начин конвертирането става по-бързо и се намалява обемът на получения STL файл. Стоп-ването се извършва чрез субективна преценка, като се използват едновременно аксиална, сагитална и коронална равнини (Фиг. 6-8). След това се задава команда Create surface при задаване на следните параметри: Метод: Context aware smoothing, Angle: 0.7, Max. distance – 1.20, Min. weight – 0.5, N.steps – 10 (Фиг. 9). След това полученият дигитален модел (Фиг. 10) се експортира и съхранява като .STL файл в папка озаглавена „Dicom to STL“.



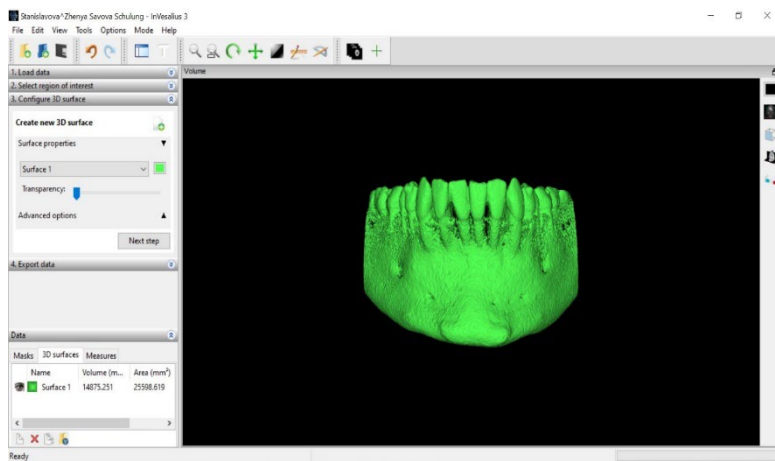
Фиг. 5. Ръчно задаване на прагови стойности (1600-7500) за визуализация на тъканите с определена плътност



Фиг 6-8. Процес на ръчно Стор-ване според субективна преценка за конкретния пациент



Фиг. 9. Задаване на параметри за „Create Surface“



Фиг. 10. Генерираният 3Д модел след конвертиране на .dicom файл в .stl файл

ПРОВЕЖДАНЕ НА ИЗМЕРВАНИЯ ВЪРХУ ДИГИТАЛНИТЕ МОДЕЛИ ОТ СВСТ

За провеждане на измерванията върху 3Д моделите от СВСТ скановите използвахме софтуер 3DViewer (3Shape). След стартиране на софтуера се отваря празен прозорец, от който избираме падащото меню „File→Open“, след което избираме файл от папка „Dicom to STL“ и го отваряме, за да може да проведем необходимите измервания. Тъй като софтуерът позволява едновременно измерване на до три линейни разстояния, беше разработен следният подход с цел оптимизиране и постигане на максимална точност при измерванията на разстоянията между зъби 36-46, 34-44, 36-34, 46-44, 34 – срединна линия между 31 и 41, 44 – срединна линия между 31 и 41:

Поставяне на дигитален маркер по срединната линия между 31 и 41 (Фиг. 11).

Поставяне на дигитален маркер над композитния маркер по вестибуларната повърхност на 34 (Фиг. 12).

Поставяне на дигитален маркер над композитния маркер по вестибуларната повърхност на 36 и поставяне на втори върху първия маркер по вестибуларната повърхност на 34, като се стремим маркерите да съвпадат максимално точно (Фиг. 12).

Поставяне на дигитален маркер над композитния маркер по вестибуларната повърхност на зъб 44 и поставяне на втори върху маркера по вестибуларната повърхност на зъб 34, като се стремим да съвпадат максимално точно (Фиг. 13).

Преместване на първи маркер от вестибуларна повърхност на зъб 34 върху маркера по вестибуларна повърхност на зъб 44 (Фиг. 14).

Преместване на втори маркер от вестибуларна повърхност на зъб 34 върху вестибуларна повърхност на зъб 46 над композитен маркер (Фиг. 15).

Преместване на маркер от срединна линия между 31 и 41 върху маркер по вестибуларна повърхност на зъб 46, като съблюдаваме максимално точно пасване между маркерите (Фиг. 16).

По този начин измерване линейните разстоянията в следния порядък:

34 – срединна линия между 31 и 41.

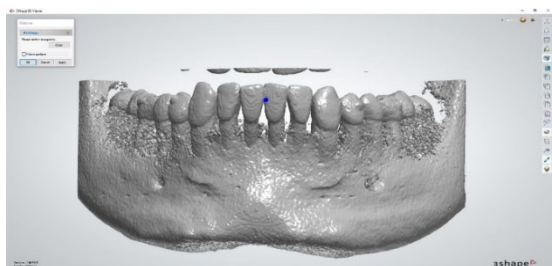
34-36

34-44

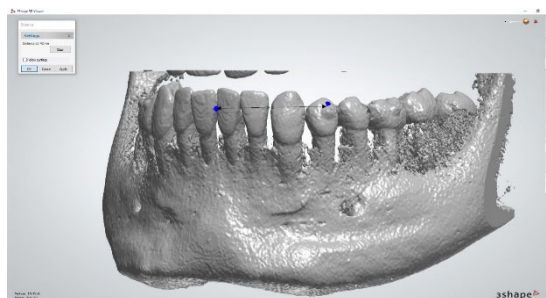
44 – срединна линия между 31 и 41.

1. 36-46
2. 44-46

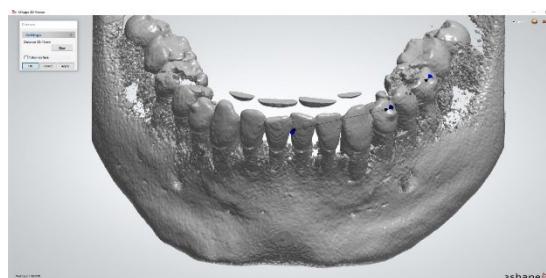
За всеки 3Д модел измерванията се провеждат в този порядък с цел редуциране на възможността за поставяне на маркерите всеки път в различна позиция. Всички измервания са направени на компютър със следните характеристики: Processor Intel (R) Core (TM) i7-9700F CPU @ 3.00 GHz 3.00 GHz; RAM 16,0 GB, 64-bit операционна система, работещ с Windows 10 Pro. Работната станция е снабдена с 2 броя 18-инчови монитора (Фиг. 18).



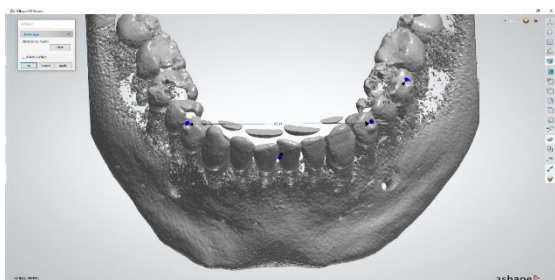
Фиг. 11



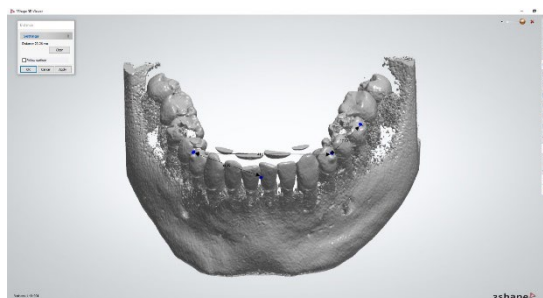
Фиг. 12



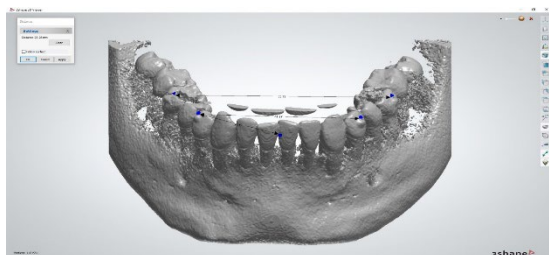
Фиг. 13



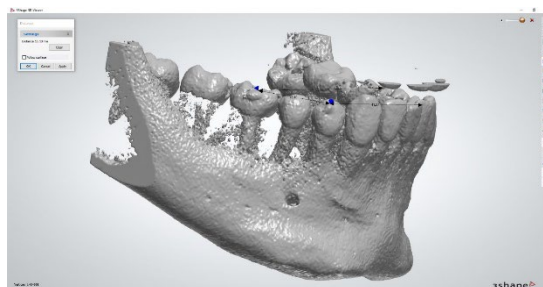
Фиг. 14



Фиг. 15



Фиг. 16



Фиг. 17



Фиг. 18. Работна станция за провеждане на измерванията върху дигиталните модели

Резултати по задача 1

В таблица 1 са представени описателни характеристики от направените резултати от измервания върху 3Д реконструкция, генерирана от СВСТ.

Таблица 1

Линейни измервания	Модалности	N	Mean	SD	SE	CI 95% for Mean		Min	Max
						Low	Up		
46x36, мм	Физикално измерване	36	48.893	3.33	0.56	47.77	50.02	41.06	56.60
	СВСТ	33	49.015	3.37	0.59	47.82	50.21	41.62	56.50
44x34, мм	Физикално измерване	38	36.59	2.80	0.45	35.67	37.51	30.53	41.53
	СВСТ	38	36.44	2.79	0.45	35.52	37.36	30.21	41.53
36x34, мм	Физикално измерване	37	15.84	1.07	0.18	15.49	16.20	13.70	18.20
	СВСТ	36	16.11	1.06	0.18	15.76	16.47	13.97	18.15
46x44, мм	Физикално измерване	36	15.41	2.29	0.38	14.63	16.18	8.47	20.39
	СВСТ	34	15.61	2.51	0.43	14.74	16.49	8.24	20.91
34x31/41, мм	Физикално измерване	38	20.49	1.53	0.25	19.99	20.99	16.84	23.62
	СВСТ	38	20.70	1.56	0.25	20.18	21.21	17.60	24.79
44x31/41, мм	Физикално измерване	38	20.69	1.57	0.26	20.17	21.21	17.35	24.16
	СВСТ	38	21.13	1.58	0.26	20.61	21.65	17.97	24.52

Анализ по задача 1

Сравняването на резултатите от линейните измервания на междузъбни разстояния на долна челюст между директно интраорално измерване с дигитален шублер и направените върху генерирани 3Д диагностични модели от СВСТ скенер доведе до следните наблюдения:

Control_46x36 & 3D_CBCT_46x36

Таблица 2

P-value	0.09469
t	-1.7222
Sample size (n)	33
Average of differences (\bar{x}_d)	-0.1285
SD of differences (S_d)	0.4286

От горепосочените данни, при установеното $p\text{-value} (0.09) > \alpha \Rightarrow H_0$ не може да се отхвърли. Това означава, че средната стойност за генералната съвкупност за 3D_CBCT_46x36 може да се приеме за равна на средната стойност за генералната съвкупност за Control_46x36.

Размер на ефекта (Effect size): $d = 0.30 \Rightarrow$ малък ефект на размера, което означава, че разликата между средната стойност на разликите и очакваната средна стойност на разликите е малка.

Control_44x34 & 3D_CBCT_44x34

Таблица 3

P-value	0.03297
t	2.2153
Sample size (n)	38
Average of differences (\bar{x}_d)	0.1461
SD of differences (S_d)	0.4064

От горепосочените данни, при установеното $p\text{-value} (0.03) < \alpha \Rightarrow H_0$ се отхвърля в полза на H_1 . Това означава, че средната стойност за генералната съвкупност за 3D_CBCT_44x34 може да се приеме за различна от средната стойност за генералната съвкупност за Control_44x34 или разликата е статистически значима.

Размер на ефекта (Effect size): $d = 0.36 \Rightarrow$ малък ефект на размера, което означава, че разликата между средната стойност на разликите и очакваната средна стойност на разликите е малка.

Control_36x34 & 3D_CBCT_36x34

Таблица 4

P-value	0.0009527
t	-3.6084
Sample size (n)	36
Average of differences (\bar{x}_d)	-0.2711
SD of differences (S_d)	0.4508

От горепосочените данни, при установеното $p\text{-value} (0.00) < \alpha \Rightarrow H_0$ се отхвърля в полза на H_1 . Това означава, че средната стойност за генералната съвкупност за 3D_CBCT_36x34 може да се приеме за различна от средната стойност за генералната съвкупност за Control_36x34 или разликата е статистически значима.

Размер на ефекта (Effect size): $d = 0.60 \Rightarrow$ **среден** ефект на размера, което означава, че разликата между средната стойност на разликите и очакваната средна стойност на разликите е средна.

Control_46x44 & 3D_CBCT_46x44

Таблица 5

P-value	0.002614
T	-3.2562
Sample size (n)	34
Average of differences (\bar{x}_d)	-0.2397
SD of differences (S_d)	0.4293

От горепосочените данни, при установеното $p\text{-value} (0.00) < \alpha \Rightarrow H_0$ се отхвърля в полза на H_1 . Това означава, че средната стойност за генералната съвкупност за 3D_CBCT_46x44 може да се приеме за различна от средната стойност за генералната съвкупност за Control_46x44 или разликата е статистически значима.

Размер на ефекта (Effect size): $d = 0.56 \Rightarrow$ **среден** ефект на размера, което означава, че разликата между средната стойност на разликите и очакваната средна стойност на разликите е средна.

Control_34x31/41 & 3D_CBCT_34x31/41

Таблица 6

P-value	0.001068
t	-3.5506
Sample size (n)	38
Average of differences (\bar{x}_d)	-0.2076
SD of differences (S_d)	0.3605

От горепосочените данни, при установеното $p\text{-value} (0.00) < \alpha \Rightarrow H_0$ се отхвърля в полза на H_1 . Това означава, че средната стойност за генералната съвкупност за 3D_CBCT_34x31/41 може да се приеме за различна от средната стойност за генералната съвкупност за Control_34x31/41 или разликата е статистически значима.

Размер на ефекта (Effect size): $d = 0.58 \Rightarrow$ **среден** ефект на размера, което означава, че разликата между средната стойност на разликите и очакваната средна стойност на разликите е средна.

Control_44x31/41 & 3D_CBCT_44x31/41

Таблица 7

P-value	1.85e-8
t	-7.1393
Sample size (n)	38
Average of differences (\bar{x}_d)	-0.44
SD of differences (S_d)	0.3799

От горепосочените данни, при установеното $p\text{-value} (0.00) < \alpha \Rightarrow H_0$ се отхвърля в полза на H_1 . Това означава, че средната стойност за генералната съвкупност за 3D_CBCT_44x31/41 може да се приеме за различна от средната стойност за генералната съвкупност за Control_44x31/41 или разликата е статистически значима.

Размер на ефекта (Effect size): $d = 1.16 \Rightarrow$ **голям** ефект на размера, което означава, че разликата между средната стойност на разликите и очакваната средна стойност на разликите е голяма.

Методи по задача 2

1. Поставяне на композитни маркери.
2. Физикални измервания.
3. Интраорално сканиране.
4. Провеждане на измервания върху дигиталните модели от интраоралното сканиране.

Методи 1 и 2 от задача 2 съвпадат с методи 1 и 2 от задача 1.

ИНТРАОРАЛНО СКАНИРАНЕ

Подготовка на интраоралния скенер за сканиране:

Преди сканиране с 3Shape Trios (Copenhagen, Denmark) стартираме софтуера за работа със скана и поставяме камерата на работната станция. След като отворим софтуера, избираме „New patient“ и въвеждаме инициали на пациента. След това към „Add case instructions“ въвеждаме „Research“. Следва избиране на „Scan only“ и избиране на бутон „Next“, което води до стартиране на процес по загряване на камерата преди да може да се използва. След загряване ѝ поставяме сканиращото огледало (Фиг. 19) към нея (Фиг. 20) и пристъпваме към калибрирането ѝ. За целта се използва специална мишена (Color calibration target) (Фиг. 21), която се свързва към сканиращото огледало с адаптер (Фиг. 22), като мишената се поставя с цветната скала (обозначена с „А“), сочеща нагоре към адаптера и спазваме инструкциите на производителя за правилно калибриране. След това задаваме да се извърши калибриране на цветовете. След като завърши цветното калибриране, поставяме мишената със сивата скала (обозначена с „В“), сочеща нагоре и също калибрираме. След като завърши калибрирането, пристъпваме към сканиране.

Сканиране:

Сканирането провеждахме след извличане на слюнката с помощта на аспирацията към денталния юнит и подсушаване с въздушна струя, при спазване на сканиращата стратегия и препоръките на производителя (Фиг. 23), за да се редуцира вероятността от деформации на дигиталния модел. Пациентите сканирахме като избягвахме максимално широко отваряне по време на сканиране. След сканиране се прави щателен оглед на получения модел като се следи за наличие на непълно сканирани зони, както и за деформации или сгъване на скана. При наличие на такива зони се прави досканиране на пропуснатите участъци или се прави изцяло нов скан при

необходимост. Ако не се установят дефекти и деформации на получения модел, той се експортира и съхранява като .STL файл, за да може да се проведат необходимите измервания с подходящ за това софтуер. Експортираните файлове се съхраняват в папка, озаглавена „Intraoral scanners“.



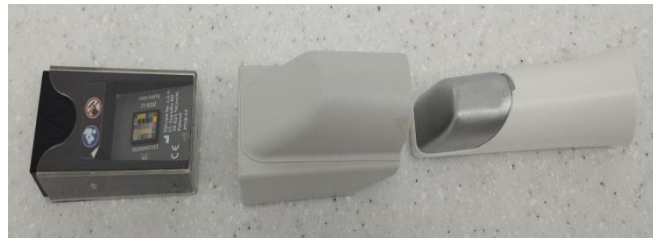
Фиг. 19. Сканиращо огледало



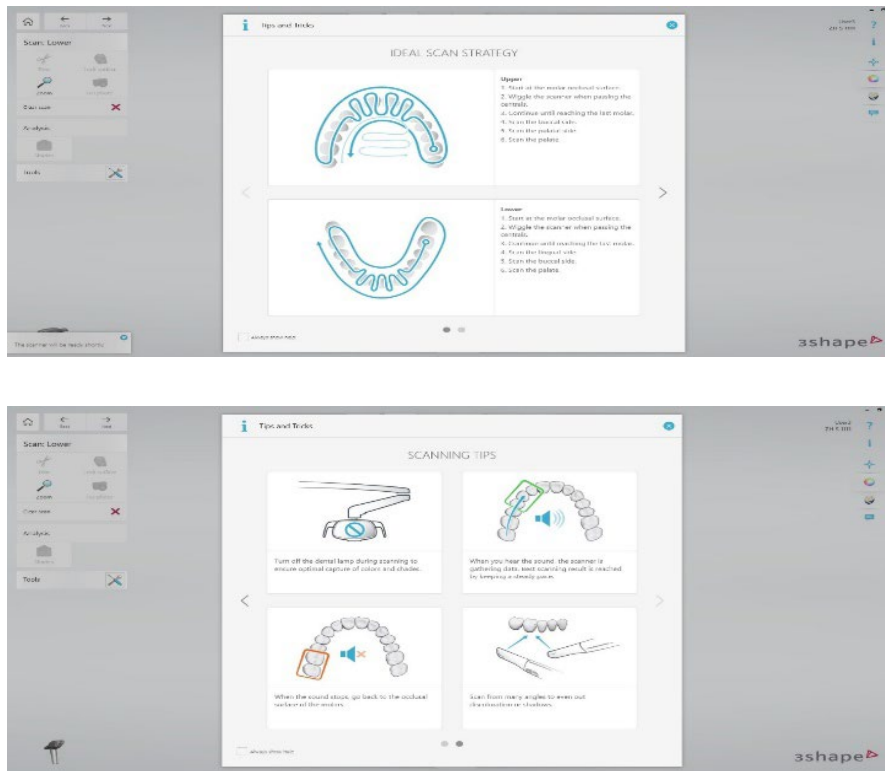
Фиг. 20. Сканиращо огледало, поставено към сканиращ накрайник



Фиг. 21. Мишена за калибрация на интраорален скенер 3Shape Trios



Фиг. 22. Мишена за калибрация, порт, огледало за интраорално сканиране



Фиг. 23. Сканираща стратегия и препоръки на производителя при провеждане на интраорално сканиране

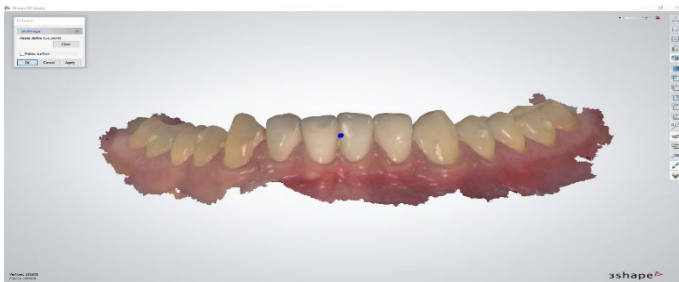
ПРОВЕЖДАНЕ НА ИЗМЕРВАНИЯ ВЪРХУ ДИГИТАЛНИТЕ ДИАГНОСТИЧНИ МОДЕЛИ ОТ ИНТРАОРАЛНОТО СКАНИРАНЕ

За провеждане на измерванията от интраоралното сканиране е използван софтуер 3Shape 3DViewer. След стартиране на софтуера се отваря празен прозорец, от който избираме падащото меню „File→Open“, след което избираме файл от папка „Intraoral scanners“ и го отваряме, за да може да проведем необходимите измервания. Спазен е същият подход, както при измерванията върху 3Д генерираните моделите от СВСТ с цел оптимизиране и постигане на максимална точност при измерванията на разстоянията между зъби 36-46, 34-44, 36-34, 46-44, 34 – срединна линия между 31 и 41, 44 – срединна линия между 31 и 41:

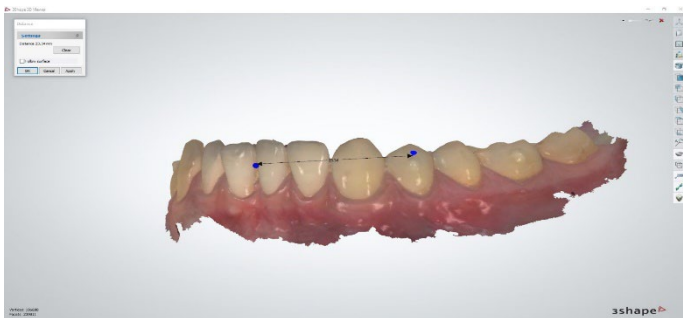
1. Поставяне на дигитален маркер по срединната линия между 31 и 41 (Фиг. 24).
2. Поставяне на дигитален маркер над композитния маркер по вестибуларната повърхност на 34 (Фиг. 25).
3. Поставяне на дигитален маркер над композитния маркер по вестибуларната повърхност на 36 и поставяне на втори върху първия маркер по вестибуларната повърхност на 34, като се стремим маркерите да съвпадат максимално точно (Фиг. 26).
4. Поставяне на дигитален маркер над композитния маркер по вестибуларната повърхност на зъб 44 и поставяне на трети върху първия и втория маркер по вестибуларната повърхност на зъб 34, като се стремим да съвпадат максимално точно (Фиг. 27).
5. Преместване на първи маркер от вестибуларна повърхност на зъб 34 върху маркера по вестибуларна повърхност на зъб 44 (Фиг. 28).
6. Преместване на втори маркер от вестибуларна повърхност на зъб 34 върху вестибуларна повърхност на зъб 46 над композитен маркер (Фиг. 29).
7. Преместване на маркер от срединна линия между 31 и 41 върху маркер по вестибуларна повърхност на зъб 46, като съблюдаваме максимално точно пасване между маркерите (Фиг. 30).

По този начин измерване разстоянията в следния порядък:

1. 34 – срединна линия между 31 и 41.
2. 34-36
3. 34-44
4. 44 – срединна линия между 31 и 41.
5. 36-46
6. 44-46



Фиг. 24



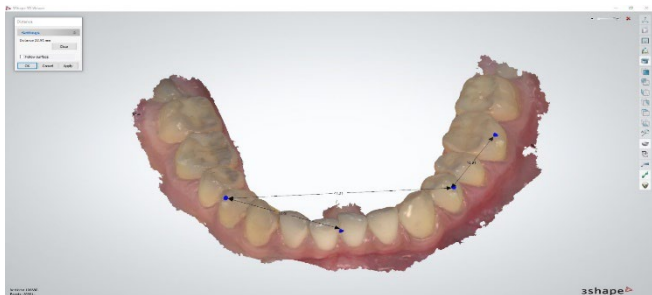
Фиг. 25



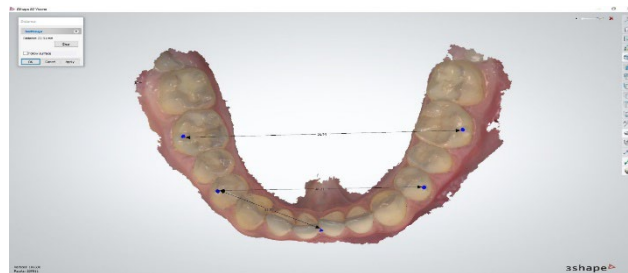
Фиг. 26



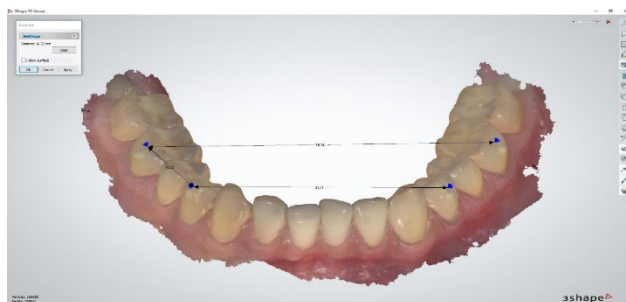
Фиг. 27



Фиг. 28



Фиг. 29



Фиг. 30

За всеки интраорален скан измерванията се провеждат в този порядък с цел редуциране на възможността за поставяне на маркерите всеки път в различна позиция. Всички измервания са направени на компютър със следните характеристики: Processor Intel (R) Core (TM) i7-9700F CPU @ 3.00G Hz 3.00 GHz; RAM 16,0 GB, 64-bit операционна система, работещ с Windows 10 Pro. Windows 10 Pro. Работната станция е снабдена с 2 броя 18-инчови монитора (Фиг. 18).

Резултати по задача 2

В таблица 8 са представени описателни характеристики от направените измервания върху 3Д реконструкция от интраорален скенер.

Таблица 8

Линейни измервания	Модалности	N	Mean	SD	SE	CI 95% for Mean		Min	Max
						Low	Up		
46x36, мм	Физикално измерване	36	48.893	3.33	0.56	47.77	50.02	41.06	56.60
	IOS	36	48.960	3.40	0.57	47.81	50.11	40.52	56.61
44x34, мм	Физикално измерване	38	36.59	2.80	0.45	35.67	37.51	30.53	41.53
	IOS	38	36.45	2.88	0.47	35.51	37.40	29.75	41.39
36x34, мм	Физикално измерване	37	15.84	1.07	0.18	15.49	16.20	13.70	18.20
	IOS	37	16.02	1.01	0.17	15.68	16.35	14.33	17.99
46x44, мм	Физикално измерване	36	15.41	2.29	0.38	14.63	16.18	8.47	20.39
	IOS	36	15.64	2.46	0.41	14.81	16.47	8.15	20.94
34x31/41, мм	Физикално измерване	38	20.49	1.53	0.25	19.99	20.99	16.84	23.62
	IOS	38	20.73	1.59	0.26	20.21	21.25	17.58	24.12
44x31/41, мм	Физикално измерване	38	20.69	1.57	0.26	20.17	21.21	17.35	24.16
	IOS	38	21.04	1.56	0.25	20.53	21.56	18.06	24.52

Анализ по задача 2

Сравняването на резултатите от линейните измервания на междузъбни разстояния на долна челюст между директно интраорално измерване с дигитален шублер и направените върху генерирани диагностични модели от интраорален скенер (3Shape Trios) доведе до следните наблюдения:

Control_46x36 & IOS_3Shape_46x36

Таблица 9

P-value	0.2542
T	-1.1611
Sample size (n)	33
Average of differences (\bar{x}_d)	-0.06939
SD of differences (S_d)	0.3433

От горепосочените данни, при установеното $p\text{-value } (0.25) > \alpha \Rightarrow H_0$ не може да се отхвърли. Това означава, че средната стойност за генералната съвкупност за IOS_3Shape_46x36 може да се приеме за равна на средната стойност за генералната съвкупност за Control_46x36.

Размер на ефекта (Effect size): $d = 0.20 \Rightarrow$ **малък** ефект на размера, което означава, че разликата между средната стойност на разликите и очакваната средна стойност на разликите е малка.

Control_44x34 & IOS_3Shape_44x34

Таблица 10

P-value	0.06259
T	1.92
Sample size (n)	38
Average of differenceces (\bar{x}_d)	0.1361
SD of differences (S_d)	0.4368

От горепосочените данни, при установеното $p\text{-value } (0.06) > \alpha \Rightarrow H_0$ не може да се отхвърли. Това означава, че средната стойност за генералната съвкупност за IOS_3Shape_44x34 може да се приеме за равна на средната стойност за генералната съвкупност за Control_44x34.

Размер на ефекта (Effect size): $d = 0.31 \Rightarrow$ **малък** ефект на размера, което означава, че разликата между средната стойност на разликите и очакваната средна стойност на разликите е малка.

Control_36x34 & IOS_3Shape_36x34

Таблица 11

P-value	0.06214
T	-1.9269
Sample size (n)	36
Average of differenceces (\bar{x}_d)	-0.1664
SD of differences (S_d)	0.5181

От горепосочените данни, при установеното $p\text{-value } (0.06) > \alpha \Rightarrow H_0$ не може да се отхвърли. Това означава, че средната стойност за генералната съвкупност за IOS_3Shape_36x34 може да се приеме за равна на средната стойност за генералната съвкупност за Control_36x34.

Размер на ефекта (Effect size): $d = 0.32 \Rightarrow$ **малък** ефект на размера, което означава, че разликата между средната стойност на разликите и очакваната средна стойност на разликите е малка.

Control_46x44 & IOS_3Shape_46x44

Таблица 12

P-value	0.0152
T	-2.561
Sample size (n)	34
Average of differenceces (\bar{x}_d)	-0.2441
SD of differences (S_d)	0.5558

От горепосочените данни, при установеното $p\text{-value } (0.02) < \alpha \Rightarrow H_0$ се отхвърля в полза на H_1 . Това означава, че средната стойност за генералната съвкупност за IOS_3Shape_46x44 може да се приеме за различна от средната стойност за генералната съвкупност за Control_46x44 или разликата е статистически значима.

Размер на ефекта (Effect size): $d = 0.44 \Rightarrow$ **малък** ефект на размера, което означава, че разликата между средната стойност на разликите и очакваната средна стойност на разликите е малка.

Control_34x31/41 & IOS_3Shape_34x31/41

Таблица 13

P-value	0.0009002
t	-3.6107
Sample size (n)	38
Average of differenceces (\bar{x}_d)	-0.2434
SD of differences (S_d)	0.4156

От горепосочените данни, при установеното $p\text{-value } (0.00) < \alpha \Rightarrow H_0$ се отхвърля в полза на H_1 . Това означава, че средната стойност за генералната съвкупност за IOS_3Shape_34x31/41 може да се приеме за различна от средната стойност за генералната съвкупност за Control_34x31/41 или разликата е статистически значима.

Размер на ефекта (Effect size): $d = 0.59 \Rightarrow$ **среден** ефект на размера, което означава, че разликата между средната стойност на разликите и очакваната средна стойност на разликите е средна.

Control_44x31/41 & IOS_3Shape_44x31/41

Таблица 14

P-value	0.000004334
T	-5.3804
Sample size (n)	38
Average of differences (\bar{x}_d)	-0.3558
SD of differences (S_d)	0.4076

От горепосочените данни, при установеното $p\text{-value } (0.00) < \alpha \Rightarrow H_0$ се отхвърля в полза на H_1 . Това означава, че средната стойност за генералната съвкупност за IOS_3Shape_44x31/41 може да се приеме за различна от средната стойност за генералната съвкупност за Control_44x31/41 или разликата е статистически значима.

Размер на ефекта (Effect size): $d = 0.87 \Rightarrow$ **голям** ефект на размера, което означава, че разликата между средната стойност на разликите и очакваната средна стойност на разликите е голяма.

Методи по задача 3

1. Поставяне на композитни маркери.
2. Физикални (клинични) измервания.
3. Снемане на конвенционален отпечатък:
 - а) с А-силикон
 - б) с полиетер
4. Премахване на композитни маркери
5. Отливане на гипсови модели.
6. Измерване върху гипсови модели.

Методи 1 и 2 от задача 3 съвпадат с методи 1 и 2 от задача 1.

СНЕМАНЕ НА КОНВЕНЦИОНАЛНИ ОТПЕТЪЦИ

1. СНЕМАНЕ НА ОТПЕЧАТЪК С А-СИЛИКОН

Първо снемехме отпечатък с А-силикон за всеки от участниците в изследването, заради риска от инхибиция на полимеризационната реакция на този тип отпечатъчни материали при замърсяване на протезното поле с остатъци от полиетери.

Започвахме с избора на подходящ размер лъжица спрямо размера на долната челюст за всеки от участниците в изследването. Използвахме метални перфорирани лъжици Medesy (Italy) поради високата плътност на тестообразния материал от А-силикона, за да се избегне компресия на тъканите по време на снемане на отпечатъците (Фиг. 31). Всяка лъжица покривахме с адхезив за лъжици Universal Tray Adhesive (Zhermarck) (Фиг. 32) оставен за 10 минути да изсъхне преди вземане на отпечатък. Използвахме едноетапна двуфазна техника с А-силикон Elite HD+ Putty Soft Normal set (Zhermarck) в комбинация с Elite HD + Light body Normal set (Zhermarck) (Фиг. 33).



Фиг. 31. Метална отпечатъчна лъжица с перфорации Medesy (Italy)



Фиг. 32. Адхезив за лъжици Zhermack



Фиг. 33. Адхезив за лъжици (Zhermack), Elite HD+ Putty Soft Normal set (Zhermack) и Elite HD + Light body Normal set (Zhermarck)

Elite HD+ Putty Soft бъркахме в равни количества, измерени с помощта на мерителни лъжици (различни за двете маси) както за базата, така и за катализатора. Разбъркването им е в рамките на 45-60 секунди, съобразено с препоръките на производителя, като използвахме ръкавици без съдържание на латекс с цел да се редуцира рискът от инхибиция на полимеризационния процес на силикона, след което го нанасяхме върху избраната лъжица. Light body материалът се разбърква с помощта на пистолет за силикон и смесителни канюли в съотношение 1:1 и се нанася върху putty материала преди поставяне на лъжицата в устата на пациента. Според препоръките на производителя времето за престой в устата на пациента е 3:30 минути. С цел пълна полимеризация удължихме времето за изчакване на полимеризацията с минута и половина т.е. 5 минути. След втвърдяване на отпечатъчния материал премахвахме лъжицата от устата на пациента, измивахме я на течаща вода, напръскахме я с дезинфектант и я поставяхме в плик с надпис с инициалите на пациенти.

2. СЧЕМАНЕ НА ОТПЕЧАТЪК С ПОЛИЕТЕР

Отново първо избирахме подходящ размер лъжица според размера на долната челюст на участниците в изследването. Използвахахме стандартни метални лъжици тип „Rim Lock“ (Фиг. 34) с предварително нанесен адхезив Polyether Adhesive (3M ESPE) (Фиг. 35), който се поставя 10 минути преди вземане на отпечатък и се оставя да изсъхне добре. Използвахме „затворени“ лъжици, за да избегнем разтичането на полиетерния материал, предвид по-високия му вискозитет спрямо тестообразната маса на А-силикона, който сме използвахахме.



Фиг. 34. Стандартна метална лъжица тип „Rim lock“



Фиг. 35. Polyether Adhesive (3M ESPE)

Полиетерният отпечатъчен материал, който сме използвали, е Impregum Monophase (3M ESPE) (фиг. 36) и се разбърква с помощта на Pentamix 3 (3M ESPE) (фиг. 37), машина за автоматично разбъркване, като преди да се нанесе в лъжицата, е необходимо да се остави част от разбърквания материал да изтече до постигане на равномерен цвят.



Фиг. 36 Impregum Monophase 3M ESPE



Фиг. 37. Pentamix 3 3M ESPE

Времето за престой в устата е 3 минути и 15 секунди като отново, за да се гарантира пълно полимеризиране на материала, това време го удължихме с минута и половина, т.е. общо 4:45 минути. След втвърдяване на отпечатъчния материал премахвахме лъжицата от устата на пациента, измивахме с течаща вода, напръскахме с дезинфектант и поставяхме в плик с инициалите на пациента. Двата отпечатъка (Фиг. 38) поставяхме в отделни пликове.



Фиг. 38. Снети отпечатъци (ляво – Elite HD+ Putty Soft Normal set (Zhermack) и Elite HD + Light body Normal set (Zhermack); дясно – Impregum Monophase (3M ESPE))

ПРЕМАХВАНЕ НА КОМПОЗИТНИТЕ МАРКЕРИ

След провеждане на физикалните измервания, провеждане на коничнолъчевата компютърна томография, снемане на дигитален и конвенционални отпечатъци премахвахме композитните маркери, направени по вестибуларните повърхности на долни първи молари и първи премолари, като за целта използвахме бяло камъче Arkansas с форма на пламък за обратен наконечник (KaVo) на 10 хиляди оборота с водно охлаждане.

ОТЛИВАНЕ НА ГИПСОВИ МОДЕЛИ

Гипсовите модели отляхме до 12 часа след снемане на конвенционалните отпечатъци. Използвахме дентален гипс клас 4 Fujirock EP Premium Line Pastel Yellow (Фиг. 39). Съотношението вода/гипс се води според препоръките на производителя. Смесването се извършва с вакуум гипсобъркачка Renfert Twister venturi (Фиг. 40) за една минута, при скорост 450 rpm и достигане на 100% вакуум. След това гипсът се излива в отпечатъците, поставени върху вибромаса Vibrah 230 V/50 Hz Renfert (Фиг. 41) на степен 3 на интензивност и нискочестотен модул на работа до постигане на максимално разстилане на гипса в отпечатъка, след което се напълва в гумен калъп за модели от

разбъркания гипс и лъжицата с отпечатъчния материал се поставя върху калъпа.



Фиг. 40



Фиг. 41а



Фиг. 41.б. Вибромаса Vibrax 230V/50Hz Renfert

Времето за втвърдяване на този гипс е между 9-12 минути, но моделите са освободени от отпечатъците на 24-тия час след отливането им (Фиг. 42).



Фиг. 42. Готови гипсови модели

ИЗМЕРВАНЕ ПО ГИПСОВИ МОДЕЛИ

След втвърдяване на гипсовите модели разполагаме с два такива от всеки доброволец в изследването – един от отпечатъка с А-силикон (Elite HD+ Putty Soft Normal set (Zhermarck) + с Elite HD + Light body Normal set (Zhermarck)) и един от отпечатък с полиетер (Impregum Soft, 3M ESPE).

След освобождаване на моделите проведохме измервания с помощта на дигитален шублер Kinex (Kinex measuring, Cze Republic) с обхват 0-300 мм, дължина на челюстите 60 мм и резолюция 0,01 мм. Измервахме линейните разстояния на долна челюст между зъби 36-46, 34-44, 36-34, 46-44, 34 –

срединна линия между 31 и 41, 44 – срединна линия между 31 и 41, спазвайки последователността на провеждане на интраоралните измервания (Фиг. 43).



Фиг. 43. Последователност на измерванията с дигитален шублер

Измерванията записахме в мм с точност до десета от милиметъра. Изпъкналостите върху моделите по вестибуларната повърхност на първи молари и първи премолари на долна челюст, получена при отпечатване на композитните бутони, служеха като ориентир при провеждане на измерванията – челюстите на шублера се поставят над бутоните максимално близо до тях при измерване на разстоянията между зъби 36-46, 34-44, 36-34, 46-44. При измерване на разстоянията между 34 – срединна линия между 31 и 41, и 44 – срединна линия 31 и 41, единия край на челюстите поставяхме върху точка между централните резци в средната 1/3 на въпросните зъби. Преди всяко ново измерване нулирахме и калибрирахме шублера, за да се намали вероятността от грешки при измерванията. Стойностите от измерванията записахме в таблица в Word 2019 (Microsoft) формат (Приложение 1), които в последствие се прехвърлят на Excel 2019 (Microsoft).

Резултати по задача 3

В таблица 15 са представени описателни характеристики от направените измервания върху реконструкции на съзъбието чрез гипсови модели от еластомерни отпечатъчни материали (Impregum Monophase и Elite HD+).

Таблица 15

Линейни измервания	Модалности	N	Mean	SD	SE	CI 95% for Mean		Min	Max
						Low	Up		
46x36, мм	Физикално измерване	36	48.893	3.33	0.56	47.77	50.02	41.06	56.60
	Impregum гипсов модел	36	48.889	3.31	0.55	47.77	50.01	41.21	56.90
	Elite HD+ гипсов модел	36	48.849	3.37	0.56	47.71	49.99	41.44	56.84
44x34, мм	Физикално измерване	38	36.59	2.80	0.45	35.67	37.51	30.53	41.53
	Impregum гипсов модел	38	36.72	2.91	0.47	35.76	37.68	29.96	41.76
	Elite HD+ гипсов модел	38	36.65	2.90	0.47	35.70	37.61	29.78	41.74
36x34, мм	Физикално измерване	37	15.84	1.07	0.18	15.49	16.20	13.70	18.20
	Impregum гипсов модел	37	15.94	0.98	0.16	15.61	16.26	13.85	17.87
	Elite HD+ гипсов модел	37	15.95	1.06	0.17	15.60	16.31	13.85	18.19
46x44, мм	Физикално измерване	36	15.41	2.29	0.38	14.63	16.18	8.47	20.39
	Impregum гипсов модел	36	15.42	2.34	0.39	14.62	16.21	8.49	20.72
	Elite HD+ гипсов модел	36	15.41	2.34	0.39	14.62	16.20	8.50	20.19
34x31/41, мм	Физикално измерване	38	20.49	1.53	0.25	19.99	20.99	16.84	23.62
	Impregum гипсов модел	38	20.48	1.61	0.26	19.95	21.01	16.60	24.70
	Elite HD+ гипсов модел	38	20.49	1.64	0.27	19.95	21.03	16.52	24.31
44x31/41, мм	Физикално измерване	38	20.69	1.57	0.26	20.17	21.21	17.35	24.16
	Impregum гипсов модел	38	20.71	1.63	0.26	20.17	21.24	17.81	24.50
	Elite HD+ гипсов модел	38	20.75	1.64	0.27	20.21	21.29	17.96	24.56

АНАЛИЗ ПО ЗАДАЧА 3

Сравняването на резултати от линейните измервания на междузъбни разстояния на долна челюст между директно интраорално измерване с дигитален шублер и направените върху диагностични гипсови модели от Impregum Monophase доведе до следните наблюдения:

Control_46x36 & Impregum_46x36

Таблица 16

P-value	0.6893
t	-0.4034
Sample size (n)	33
Average of differences (\bar{x}_d)	-0.03364
SD of differences (S_d)	0.479

От горепосочените данни, при установеното p-value (0.69) > α => H_0 не може да се отхвърли. Това означава, че средната стойност за генералната съвкупност за Impregum_46x36 може да се приеме за равна на средната стойност за генералната съвкупност за Control_46x36.

Размер на ефекта (Effect size): $d = 0.07$ => **много малък** ефект на размера, което означава, че разликата между средната стойност на разликите и очакваната средна стойност на разликите е много малка.

Control_44x34 & Impregum_44x34

Таблица 17

P-value	0.09975
T	-1.6884
Sample size (n)	38
Average of differences (\bar{x}_d)	-0.1342
SD of differences (S_d)	0.49

От горепосочените данни, при установеното p-value (0.10) > α => H_0 не може да се отхвърли. Това означава, че средната стойност за генералната съвкупност за Impregum_44x34 може да се приеме за равна на средната стойност за генералната съвкупност за Control_44x34.

Размер на ефекта (Effect size): $d = 0.27$ => **малък** ефект на размера, което означава, че разликата между средната стойност на разликите и очакваната средна стойност на разликите е малка.

Control_36x34 & Impregum_36x34

Таблица 18

P-value	0.2132
T	-1.2678
Sample size (n)	36
Average of differences (\bar{x}_d)	-0.08694
SD of differences (S_d)	0.4115

От горепосочените данни, при установеното p-value (0.21) > α => H_0 не може да се отхвърли. Това означава, че средната стойност за генералната съвкупност за Impregum_36x34 може да се приеме за равна на средната стойност за генералната съвкупност за Control_36x34.

Размер на ефекта (Effect size): $d = 0.21$ => **малък** ефект на размера, което означава, че разликата между средната стойност на разликите и очакваната средна стойност на разликите е малка.

Control_46x44 & Impregum_46x44

Таблица 19

P-value	0.4048
T	-0.844
Sample size (n)	34
Average of differences (\bar{x}_d)	-0.05912
SD of differences (S_d)	0.4084

От горепосочените данни, при установеното p-value (0.40) > α => H_0 не може да се отхвърли. Това означава, че средната стойност за генералната съвкупност за Impregum_46x44 може да се приеме за равна на средната стойност за генералната съвкупност за Control_46x44.

Размер на ефекта (Effect size): $d = 0.14$ => **много малък** ефект на размера, което означава, че разликата между средната стойност на разликите и очакваната средна стойност на разликите е много малка.

Control_34x31/41 & Impregum_34x31/41

Таблица 20

P-value	0.8536
T	0.1858
Sample size (n)	38
Average of differences (\bar{x}_d)	0.01184
SD of differences (S_d)	0.393

От горепосочените данни при установеното p-value (0.85) > α => H_0 не може да се отхвърли. Това означава, че средната стойност за генералната съвкупност за Impregum_34x31/41 може да се приеме за равна на средната стойност за генералната съвкупност за Control_34x31/41.

Размер на ефекта (Effect size): $d = 0.03$ => **много малък** ефект на размера, което означава, че разликата между средната стойност на разликите и очакваната средна стойност на разликите е много малка.

Control_44x31/41 & Impregum_44x31/41

Таблица 21

P-value	0.7441
T	-0.3288
Sample size (n)	38
Average of differences (\bar{x}_d)	-0.02079
SD of differences (S_d)	0.3897

От горепосочените данни, при установеното p-value (0.74) > α => H_0 не може да се отхвърли. Това означава, че средната стойност за генералната съвкупност за Impregum_44x31/41 може да се приеме за равна на средната стойност за генералната съвкупност за Control_44x31/41.

Размер на ефекта (Effect size): $d = 0.05$ => **много малък** ефект на размера, което означава, че разликата между средната стойност на разликите и очакваната средна стойност на разликите е много малка.

Сравняването на резултати от линейните измервания на междузъбни разстояния на долна челюст между директно интраорално измерване с дигитален шублер и направените върху диагностични гипсови модели от Impregum Monophase доведе до следните наблюдения:

Control_46x36 & Elite HD_46x36

Таблица 22

P-value	0.6446
T	0.4657
Sample size (n)	33
Average of differences (\bar{x}_d)	0.03697
SD of differences (S_d)	0.4561

От горепосочените данни, при установеното $p\text{-value } (0.64) > \alpha \Rightarrow H_0$ не може да се отхвърли. Това означава, че средната стойност за генералната съвкупност за Elite HD_46x36 може да се приеме за равна на средната стойност за генералната съвкупност за Control_46x36.

Размер на ефекта (Effect size): $d = 0.08 \Rightarrow$ много малък ефект на размера, което означава, че разликата между средната стойност на разликите и очакваната средна стойност на разликите е много малка.

Control_44x34 & Elite HD_44x34

Таблица 23

P-value	0.4345
T	-0.7901
Sample size (n)	38
Average of differenceces (\bar{x}_d)	-0.06447
SD of differences (S_d)	0.5031

От горепосочените данни, при установеното $p\text{-value } (0.43) > \alpha \Rightarrow H_0$ не може да се отхвърли. Това означава, че средната стойност за генералната съвкупност за Elite HD_44x34 може да се приеме за равна на средната стойност за генералната съвкупност за Control_44x34.

Размер на ефекта (Effect size): $d = 0.13 \Rightarrow$ много малък ефект на размера, което означава, че разликата между средната стойност на разликите и очакваната средна стойност на разликите е много малка.

Control_36x34 & Elite HD_36x34

Таблица 24

P-value	0.1366
T	-1.5236
Sample size (n)	36
Average of differenceces (\bar{x}_d)	-0.09972
SD of differences (S_d)	0.3927

От горепосочените данни, при установеното $p\text{-value } (0.14) > \alpha \Rightarrow H_0$ не може да се отхвърли. Това означава, че средната стойност за генералната съвкупност за Elite HD_36x34 може да се приеме за равна на средната стойност за генералната съвкупност за Control_36x34.

Размер на ефекта (Effect size): $d = 0.25 \Rightarrow$ **малък** ефект на размера, което означава, че разликата между средната стойност на разликите и очакваната средна стойност на разликите е малка.

Control_46x44 & Elite HD_46x44

Таблица 25

P-value	0.3489
T	-0.9502
Sample size (n)	34
Average of differenceces (\bar{x}_d)	-0.06353
SD of differences (S_d)	0.3898

От горепосочените данни, при установеното p-value (0.35) $> \alpha \Rightarrow H_0$ не може да се отхвърли. Това означава, че средната стойност за генералната съвкупност за Elite HD_46x44 може да се приеме за равна на средната стойност за генералната съвкупност за Control_46x44.

Размер на ефекта (Effect size): $d = 0.16 \Rightarrow$ **много малък** ефект на размера, което означава, че разликата между средната стойност на разликите и очакваната средна стойност на разликите е много малка.

Control_34x31/41 & Elite HD_34x31/41

Таблица 26

P-value	0.9856
T	0.01821
Sample size (n)	38
Average of differenceces (\bar{x}_d)	0.001053
SD of differences (S_d)	0.3564

От горепосочените данни, при установеното p-value (0.99) $> \alpha \Rightarrow H_0$ не може да се отхвърли. Това означава, че средната стойност за генералната съвкупност за Elite HD_34x31/41 може да се приеме за равна на средната стойност за генералната съвкупност за Control_34x31/41.

Размер на ефекта (Effect size): $d \approx 0.00 \Rightarrow$ **много, много малък** ефект на размера, което означава, че разликата между средната стойност на разликите и очакваната средна стойност на разликите е много, много малка, клоняща към 0.

Control_44x31/41 & Elite HD_44x31/41

Таблица 27

P-value	0.2985
T	-1.0545
Sample size (n)	38
Average of differences (\bar{x}_d)	-0.06368
SD of differences (S_d)	0.3723

От горепосочените данни, при установеното $p\text{-value} (0.30) > \alpha \Rightarrow H_0$ не може да се отхвърли. Това означава, че средната стойност за генералната съвкупност за Elite HD_44x31/41 може да се приеме за равна на средната стойност за генералната съвкупност за Control_44x31/41.

Размер на ефекта (Effect size): $d = 0.17 \Rightarrow$ много малък ефект на размера, което означава, че разликата между средната стойност на разликите и очакваната средна стойност на разликите е много малка.

Методи по задача 4

За определяне на надеждността на измервания при всяка от изследваните модалности 2.5 месеца след първичните измервания направихме повторни такива върху 21 3Д реконструкции от СВСТ, 21 реконструкции от интраорално сканиране и 42 гипсови модела (21 от А-силикона и 21 от полиетера), като се подбраха само такива от пациенти без липсващи първи молари и без налични протетични възстановения. Измерванията са направени, използвайки същия софтуер (3D Viewer (3Shape)) и същия шублер, както при първичните измервания.

Резултати по задача 4

Резултатите за изследване на точността на измерванията на изследвателя за изследваните модалности показват в повечето случаи надценяването на измерените дължини при повторно измерване (499 от 504). В Таблица 28 са представени резултатите за средни стойности на разликата между повторни изследвания. Само в 2 от всички измервания има статистически значими разлики ($P < 0.005$).

Таблица 28

IOS	N	Mean dif (M1-M2), мм	SD	SE	Lower limit CI 95%	Upper limit CI 95%	P
46x36, мм	21	-0.221	0.360	0.072	-0.385	-0.058	0.01*
44x34, мм	21	-0.167	0.454	0.115	-0.374	0.040	0.107
36x34, мм	21	-0.086	0.257	0.152	-0.203	0.031	0.140
34x31/41, мм	21	-0.067	0.429	0.115	-0.263	0.128	0.482
44x31/41, мм	21	-0.073	0.325	0.132	-0.221	0.074	0.313
IOS		Me dif (M1-M2), мм	Q1;Q3	IQR	Тест		p
46x44, мм		-0.0300	-0.275; 0.275	0.55	Wilcoxon test		0.931
3D CBCT	N	Mean dif (M1-M2), мм	SD	SE	Lower limit CI 95%	Upper limit CI 95%	P
46x36, мм	21	-0.077	0.683	0.149	-0.388	0.234	0.613
44x34, мм	21	0.040	0.540	0.118	-0.206	0.286	0.738
36x34, мм	21	-0.034	0.574	0.125	-0.295	0.227	0.790
46x44, мм	21	-0.100	0.836	0.183	-0.480	0.281	0.592
34x31/41, мм	21	-0.134	0.435	0.095	-0.332	0.064	0.172
44x31/41, мм	21	0.035	0.338	0.074	-0.119	0.189	0.638
Impregum	N	Mean dif (M1-M2), мм	SD	SE	Lower limit CI 95%	Upper limit CI 95%	P
44x34, мм	21	-0.157	0.407	0.089	-0.342	0.029	0.093
36x34, мм	21	0.071	0.604	0.132	-0.203	0.346	0.594
34x31/41, мм	21	-0.003	0.471	0.103	-0.217	0.212	0.978
44x31/41, мм	21	-0.239	0.451	0.098	-0.444	-0.034	0.025*
Impregum	N	Me dif (M1-M2), мм	Q1;Q3	IQR	Тест		p
46x36, мм	21	-0.150	-0.400; 0.180	0.580	Wilcoxon test		0,100
46x44, мм	21	-0.150	-0.415;0.240	0.655	Wilcoxon test		0,258
Elite HD+	N	Mean dif (M1-M2), мм	SD	SE	Lower limit CI 95%	Upper limit CI 95%	P
46x36, мм	21	-0.093	0.328	0.072	-0.243	0.056	0.207
44x34, мм	21	-0.113	0.528	0.115	-0.353	0.128	0.339
36x34, мм	21	0.028	0.697	0.152	-0.289	0.345	0.855
46x44, мм	21	-0.022	0.679	0.148	-0.331	0.287	0.881
34x31/41, мм	21	0.016	0.527	0.115	-0.224	0.256	0.889
44x31/41, мм	21	-0.180	0.605	0.132	-0.455	0.096	0.189

Анализ по задача 4

Резултатите за изследване на надеждността на измерванията на изследователя за изследваните модалности показват от средна до отлична оценка на корелационния коефициент с много висока статистическа значимост. Представени са в Таблица 29.

Таблица 29

Линейни разстояния	N	IOS		CBCT		Impregnum		Elite HD+	
		г	р	г	р	г	р	г	р
46x36, мм	21	0.995**	<0.0001	0.977	<0.0001	0.981**	<0.0001	0.995**	<0.0001
44x34, мм	21	0.989**	<0.0001	0.983	<0.0001	0.991**	<0.0001	0.984**	<0.0001
36x34, мм	21	0.958**	<0.0001	0.803	<0.0001	0.834**	<0.0001	0.740**	<0.0001
46x44, мм	21	0.802**	<0.0001	0.848	<0.0001	0.850**	<0.0001	0.888**	<0.0001
34x31/41, мм	21	0.971**	<0.0001	0.969	<0.0001	0.965**	<0.0001	0.956**	<0.0001
44x31/41, мм	21	0.982**	<0.0001	0.980	<0.0001	0.967**	<0.0001	0.944**	<0.0001

ОБСЪЖДАНЕ

От получените резултати може да заключим, че по отношение на точност на измерване на разстоянието между първи молари на долна челюст (46x36) всички изследвани модалности се отличават като изключително точни. За групата на Impregum се наблюдава най-ниска средна стойност на разликите (-0.033 ± 0.479) с тенденция за надценяване.

При Elite HD+ групата средната стойност на разликите е близка ($0,036\pm 0.456$) до тази на Impregum, но с обратна тенденция за подценяване. Най-висока средна стойност на разликите се наблюдава при 3Д генерираните модели от СВСТ (-0.128 ± 0.428) с тенденция за надценяване, без това да има статистическа значимост (p-value – 0.094).

В групата на интраоралните скенери се наблюдава тенденция за надценяване на измерените стойности освен за разстоянието 34-44, където се наблюдава подценяване за средната стойност на разликите (0.136 ± 0.436). В групата на интраоралните скенери се наблюдава статистически значима разлика при някои от измерените разстояния – 46x44 (p-value – 0.015), 34x31/41 (p-value – 0.0009), 44x31/41 (p-value – 0.000004). За 46x44 се установява малък ефект на размера ($d=0.44$), което определя липсата на практическа значимост на средната стойност на разликите (-0.244 ± 0.555). За 34x31/41 и 44x31/41 наблюдаваме съответно, както следва: среден ($d=0.59$) и голям ($d=0.87$) ефект на размера, което определя по-високата практическа значимост на средната стойност на разликите при 34x31/41 (-0.243 ± 0.415) и 44x31/41 (-0.355 ± 0.407).

Групата на еластомерните отпечатъчни материали (Impregum Monophase и Elite HD+) се представят еднакво добре за всички проведени линейни измервания. В групата на Impregum се наблюдава тенденция за надценяване на почти всички измерени стойности без тези за 34x31/41 (0.011 ± 0.393), като не се установява статистическа значимост за нито едно от измерените разстояния. При Elite HD+ също не се установява статистически значима разлика при направените измервания, като за част от измерените разстояния се установява подценяване (46x36 (0.036 ± 0.456); 34x31/41 (0.001 ± 0.356)), а при останалите надценяване на измерванията (44x34 (-0.064 ± 0.503); 36x34 (-0.099 ± 0.392); 46x44 (-0.063 ± 0.389); 44x31/41 (-0.063 ± 0.373)).

За част от измерените линейни разстояния интраоралните скенери се представят еднакво добре с еластомерните отпечатъчни материали, докато за други се наблюдава статистически значима разлика спрямо контролните. По отношение на измерването на разстоянието между първите премолари и

срединната линия между централните резция 3Shape Trios се представя по-зле, отколкото тестваните конвенционални материали.

При измерванията върху 3Д генерираните модели от СВСТ изследване наблюдаваме големи разминавания спрямо контролните измервания освен за разстоянието 36-46, където не се установява статистически значима разлика (p-value – 0.094) Този метод демонстрира статистически значими разлики за всички останали измервания и се представя като незадоволителен по отношение на точността спрямо контролните измервания. Наблюдава се подценяване на измерванията единствено за 44x34 (0.146 ± 0.406) докато при всички останали има надценяване – 46x36 (-0.128 ± 0.428); 36x34 (-0.271 ± 0.45); 46x44 (-0.239 ± 0.429); 34x31/41 (-0.207 ± 0.36); 44x31/41 (-0.44 ± 0.379). Размерът на ефекта е най-голям за 44x31/41 ($d=1.16$), докато за 34x31/41 ($d=0.58$), 46x44 ($d=0.56$) и 36x34 ($d=0.60$) той е среден. Малък размер на ефекта се наблюдава за 46x36 ($d=0.30$) и за 44x34 ($d=0.36$).

Въпреки установяването на практична значимост (среден/голям Effect size) на част от получените стойности, това не определя наличието и на клинична такава. В по-големия процент измерванията са в рамките под 1 мм разлика спрямо контролните, което ги определя като клинично приемливи.

По отношение на надеждността всички тествани модалности се доказаха като надеждни. Въпреки това се наблюдава тенденция за надценяване на измерените дължини при провеждане на повторни измервания.

Към настоящия момент в литературата не откриваме данни от *in vivo* изследване, проведено по изборния от нас начин – физикални измервания интраорално от долна челюст, които служат като контролни. Devan Naidu и колектив сравняват точността на интраорален скенер спрямо измервания с дигитален шублер, но върху гипсови модели от предварително снети алгинатни отпечатъци. Неудобството при събиране на данни от пациента чрез провеждане на физикални измервания е невъзможността да се повторят измерванията по всяко време. Организирането на изследване по този начин е свързано с много добро планиране на времето, необходимо за събиране на всички данни, както и необходимостта от достъп до различни материали и технологии – интраорален скенер, машина за автоматично разбъркване на отпечатъчния материал, коничнолъчев компютърен томограф. Поставянето на бутони е фактор, който може да повлияе върху последващите измервания, тъй като е трудно да се контролира точната им позиция на поставяне, както и размерът им. Това, от своя страна, може да окаже влияние върху измерването с шублера, тъй като при измерванията поставяхме челюстите на шублера точно над бутоните. Композитните бутони също така се регистрират при интраорално сканиране, сканиране с коничнолъчев компютърен томограф и при отпечатъците с еластомери, като тяхната роля е еднаква – да служат като

референтни точки при извършването на измервания върху получените реконструкции на долна челюст, които сравняваме с физическите измервания. С цел минимизиране на риска от отделяне на композитните бутони (особено при вземане на конвенционален отпечатък) използваме ец и бонд преди поставяне на композита върху вестибуларните повърхности на зъбите. Това позволява да няма нито един разлепен композитен бутон по време на събирането на данните. Техниката за поставяне на композитни бутони се доказва като надеждна и ние я препоръчваме при необходимост от регистриране и трансфериране на референтни точки от устната кухина върху дигитални или гипсови модели. В така проведеното от нас изследване всеки участник е отделна експериментална постановка. За всеки един физикалните измервания (направени интраорално с помощта на дигитален шублер с точност до 1 десета от милиметъра) служат като контролни спрямо измервания върху реконструкцията от изследваните модалности. Всички данни са събирани от един и същ оператор, което също може да оказва влияние върху направените измервания. Дори процесът на работа с дигитален шублер може да оказва влияние на измерените стойности, независимо от семплото му устройството. Друг важен аспект, който може да окаже влияние, особено що се отнася до измервания в дисталните зони на устната кухина, е степента на отваряне. При пациенти, които могат да отворят широко, е много по-лесно да се измерят интерденталните разстояния между първите молари в трети и четвърти квадрант. Най-трудни за регистриране при всички пациенти бяха разстоянията между шестите и четвъртите зъби в трети и четвърти квадрант, поради размера на използвания от нас шублер. Шублер с по-къси челюсти би създал неудобство при измерване в дисталните зони. Препоръчваме при провеждане на измервания с дигитален шублер да се поставя нова батерия, а почистване на шублера и особено челюстите да се прави при шублер с извадени батерии, за да се намали рискът от повреда.

В нашето изследване използвахме един и същ СВСТ апарат за всички участници и прилагаме еднакви параметри за сканиране. След това получените файлове във формат .DICOM бяха преобразувани чрез специализиран софтуер във формат .STL, с цел да можем да извършим сходни линейни измервания върху така генерираните 3Д реконструкции на долна челюст.

Един от основните източници на затруднения във визуализацията на изображенията, получени чрез СВСТ скенери, е образуването на артефакти от разнообразно естество. „Beam hardening“ е феномен, който предизвиква деформации на изображението в зоните около силно рентгеноконтрастни материали (метали, цирконий и композити).

При определени участници в изследването (тези с циркониеви корони на долни шести зъби – двама от тях на зъби 46 и един на зъб 36) беше невъзможно да се извършат линейни измервания, защото моделът в тези зони беше със значителни деформации. Това създава предизвикателство при поставянето на дигитални маркери в точните позиции, необходими за правилното измерване на линейни разстояния. Така генерираните реконструкции са приложими основно при пациенти без налични протетични възстановявания (върху естествени зъби или импланти).

Изключително важното изискване при сканиране с коничнолъчев компютърен томограф (СВСТ) е пациентът да бъде максимално неподвижен, за да се избегне появата на „Motion artefacts“, които биха създали несъвършенства в сканирания образ. В този контекст, по време на процеса на сканиране, участниците бяха позиционирани във вертикално положение със специална подложка под брадичката, главата им беше стабилизирана във фиксирана позиция, а челюстите им бяха закрепени с пластмасова пластинка, която се захваща по време на сканирането. Важно е да отбележим, че позицията на главата, когато тя е стабилна, не оказва пряко влияние върху точността на сканирания обект, както е доказано в литературата. Въпреки това беше полагано голямо внимание всички пациенти да бъдат максимално центрирани по време на сканирането.

Съгласно някои изследователи размерът на вокселите не оказва съществено влияние върху точността и надеждността на измерванията върху 3D моделите, генерирани чрез СВСТ. В нашето изследване всички сканирания са извършени с изотропни воксели с размер 0,150 мм.

По време на сканиране сепарирахме челюстите на пациентите с помощта на пластмасова пластина, която се захваща с режещите ръбове на централните резци. Това улеснява визуализирането на интерпроксималните зони. Обемът на зрителното поле на скановите е 10x10, тъй като са назначени по медицински показания и изискват включване и на горна челюст, което е ограничаващо обстоятелство при проведеното от нас изследване. Това може да дава отражение върху видимостта на зъбните повърхности и интерпроксималните зони и да повлияе върху точността на измерванията върху 3D моделите. Според Bassan Hassan има значителна загуба на качеството на 3D моделите при голямо сканиращо поле. Ние не можем да потвърдим това твърдение, тъй като не сме изследвали влиянието на този фактор.

В работата на Marcelo Lupion Poleti и сътр. е проведено *in vitro* изследване с цел оценка на надеждността и точността на линейните измервания върху 3D модели, генерирани от СВСТ, с използването на стандартни предварително зададени прагове в две софтуерни програми за сегментация. Изводите от това

изследване показват, че линейните измервания на 3D модели от повърхности, създадени чрез стандартни предварително зададени прагове в софтуера Dolphin и InVesalius, се считат за надеждни и точни при сравнение с физическите измервания. В нашето изследване използвахме софтуера InVesalius версия 3.1 за конвертиране на .DICOM файловете в .STL формат, но не можем да определим конкретното влияние на софтуера върху генерираните модели. В нашето изследване така генерираните модели се открояват като най-малко точни спрямо изследваните, въпреки че не установяваме това да има клинично значение. Софтуерът InVesalius се отличава със своето удобство, тъй като не изисква дълбоки познания за работа с него. Обучението на стъпките за конвертиране на .DICOM в .STL файлове не отнема много време – около един ден. Този факт подчертава, че работата с този софтуер е достъпна дори за обикновени потребители, без да са необходими специални компютърни познания или параметри.

Повечето изследвания установяват висока точност на проведените линейни измервания върху 3D модели, генерирани от СВСТ. Тези изследвания използват сухи черепи и челюсти за своите експерименти, като някои включват симулиране на меките тъкани около сканирания обект. Въпреки това този вид експериментален дизайн не може да реплицира напълно условията при реални пациенти. J.K. Dusseldorp и сътр. са посочили, че прецизността на сегментиране на 3D моделите от твърдите тъкани на лицево-челюстния комплекс и долната челюст, получени от СВСТ, може да бъде засегната от наличието на меки тъкани, като влиянието им може да бъде под общоприетото ниво на клинична значимост, около 1 мм. Те също така препоръчват допълнителни изследвания в тази област, тъй като нивото на точност може да не отговаря на нуждите на процедури, при които висока прецизност е от съществено значение. В нашето изследване се фокусирахме върху точността на измерванията на междузъбни разстояния на долната челюст, където изискванията за прецизност не са толкова високи, но въпреки това сме установили статистически значими разлики спрямо контролните. Този аспект подчертава важността на нашия проучвателен подход и принос за по-доброто разбиране на точността на измерванията върху 3D модели, особено в клинични сценарии. Въпреки статистически значимата разлика, резултатите при нас също са под общоприетото ниво на клинична значимост около 1 мм. Нашето изследване предоставя ценни данни относно надеждността на 3D моделите, генерирани от СВСТ скенери, като използвате реални пациенти. Това представлява важна стъпка напред в разбирането на възможностите и ограниченията на тези модели при клинични приложения. Фактът, че сме използвали истински пациенти, допринася за реалното възпроизвеждане на клинични сценарии и добавя комплексност в проучването. Освен това усилията ни за уеднаквяване на процеса на измерване между различни модели,

както и използването на същия софтуер, допринасят за минимизиране на възможни вариации и грешки, свързани с различните стъпки на изследването.

Danielle R. Periago и кол. установяват, че повечето от линейните измервания, направени в тяхното изследване, статистически значително се различават от анатомичните размери, въпреки това повечето от тях могат да се приемат за достатъчни точни клинично за извършване на краниофациален анализ. Това отговаря на резултатите от нашето изследване.

В изследването на SA Lascala и кол. установяват, че измерените разстояния върху файлове от СВСТ са с тенденция за подценяване спрямо направените с помощта на дигитален шублер върху сухи черепи, но все пак са надеждни за линейни измервания за оценка на структури, които са по-тясно свързани с дентомаксиларнофациалното изобразяване. Sebastian Baumgaertel и кол. установяват, че денталните измервания, проведени върху 3Д реконструкции от СВСТ, могат да се използват за количествен анализ, тъй като се доказват като високо надеждни, въпреки че се наблюдава тенденция измерванията леко да подценяват анатомичната истина. В нашето изследване се наблюдава тенденция за надценяване на измерените разстояния, но сме съгласни, че 3Д реконструкции от СВСТ са подходящи за провеждане на количествени анализи.

Mija Kim и кол., освен точността на измерванията, проверяват и надеждността и установяват, че стойностите при повторните измервания показват отлична надеждност с висок вътрекласов коефициент на корелация, което съответства на резултатите от нашето изследване. Висок вътрекласов корелационен коефициент установяват и Thais Maria Freire Fernandes и кол. Те установяват и че трябва да се внимава при линейните измервания върху 3Д изображения, тъй като измерванията са надеждни, но не и точни, което отговаря на резултатите от нашето изследване.

Сравнителната оценка между моделите, генерирани от СВСТ скенери и тези от интраорални скенери, предоставя ценни данни за прецизността и надеждността на двата подхода. Такава директна сравнителна оценка допълнително подкрепя наблюденията и заключенията ни. Нашето изследване ще има положителен принос към съществуващата литература, като допълва с реални клинични данни и предоставя ценни познания за използването на 3Д реконструкции от СВСТ скенери в ортодонтията (за линейни измервания). Въпреки това нашето изследване е базирано на истински пациенти, което създава предпоставки за наслагване на грешки, като започнем от такива, свързани с процеса на сканиране, минем през такива, свързани с конвертирането на файловете и генерирането на 3Д модел, и стигнем до провеждане на измервания с избрания от нас софтуер.

Интраоралните скенери са обект на изследване от множество авторски колективи, като изглеждат надеждна алтернатива на конвенционалните методи при създаване на неснемаеми конструкции както върху естествени зъби, така и върху импланти. Те намират приложение и при създаване на частични и тотални снемаеми протезни конструкции, създаване на Digital Smile Design, пинлеи, обтуратори при дефекти на твърдото небце, както и при лечение с алайнери. Също така интраоралните скенери, като част от CAD-CAM технологиите, имат своята роля и в сферата на детската дентална медицина, включително и при пациенти със специални потребности. Тази технология ще навлиза все по-широко в различни сфери на денталната медицина, но все още има нужда от изследвания за установявания на ограниченията и възможностите ѝ.

Всяка година на пазара се появяват нови системи интраорални скенери, което затруднява изследването на точността и надеждността на всяка една от тях. Съществуват множество фактори, които могат да окажат влияние върху тези параметри при различните системи: начин на работа, светлинен източник, необходимостта от покривна пудра преди сканиране, оперативен процес, различни безконтактни оптични технологии, вид на крайния файл и други. Част от тези фактори не са под контрола на лекарите по дентална медицина, понеже са свързани с производствения процес и технологии на различните скенери. От друга страна, ние като оператори можем да контролираме някои аспекти по време на сканиране, които могат да имат влияние върху точността на получените модели.

Един от най-разпознаваемите интраорални скенери е 3Shape Trios. Тази система е обект на изследване в някои от проведените проучвания до момента, но въпреки това липсват изследвания, изцяло фокусирани върху представянето на точно определен скенер при различни клинични или лабораторни условия.

Повечето изследвания са проведени в условия на експериментални постановки, при които са елиминирани фактори, свързани с работата върху пациенти – възможност за мърдане по време на сканиране, рефлекс на гадене, слюнка, наличие на бузи и език, ограничение в отваряне на устата. Това със сигурност оказва положително влияние върху точността на резултатите от изследванията.

В проведеното от нас изследване сме използвали интраорален скенер Trios 4 (3 Shape), като сме сканирали само долна челюст на реални пациенти при поставянето им в стабилна позиция, със стабилизирана глава на облегалката на денталния стол. По този начин сме генерирали дигитален диагностичен модел, върху който сме провели линейни измервания,

наподобяващи ортодонтски анализ. Една от целите ни беше да установим точността на линейни измервания, направени върху реконструкции на долна челюст от интраорален скенер, спрямо интраоралните измервания с дигитален шублер.

В клиничната практика има множество фактори, които са в състояние да оказват влияние върху точността на създадения модел. Gan Ning и неговият екип доказват, че дори ширината на зъбната дъга може да оказва влияние върху точността на сканирането, но това е аспект, който ние не можем директно да контролираме. Огъването на долната челюст, известно като „mandibular flexure“, също може да влияе на точността на модела в сравнение с реалната клинична ситуация, но липсва обективен начин да определим степента на това огъване. Поради тази причина, по време на сканиране, ние решихме да насърчаваме пациентите да не отварят долната челюст максимално широко. Слюнката е фактор, който може да влияе на точността на модела, затова преди всяко сканиране ние използвахме трифункционална спрей-ръкохватка, за да подсушим областта на долната челюст, и след това използвахме аспирацията към денталния юнит, за да отстраним слюнката, колкото може по-добре.

Околната светлина и температурата са също важни фактори, които не трябва да бъдат пренебрегвани, когато става дума за тяхното влияние върху точността на интраоралните скенери. В известни проучвания се препоръчва изключването на светлината от денталния юнит, за да се минимизира нежеланото въздействие. Същите принципи за оптимално заснемане на цветовете биват подкрепени и от препоръките на 3Shape. В контекста на нашите изследвания, ние проведохме интраорални сканирания при изключена светлина от юнита и околна температура, поддържана на равнища около 22-24 градуса.

Сканиращата стратегия представлява фактор, който се отразява върху точността на дигиталния отпечатък и зависи директно от действията на оператора. Според наблюденията на A. Ender и A. Mehl наличните системи за интраорално сканиране демонстрират висока точност при генериране на отпечатъци за цялата зъбна дъга, ако се използват подходящи стратегии за сканиране. Priscilla Medina-Sotomayor и кол. извършват изследвания върху различни сканиращи стратегии за четири интраорални скенера и установяват, че този аспект оказва по-силно влияние върху истинността и прецизността на сканирането за някои устройства в сравнение с други. Съгласно изводите от тези изследвания, ние решихме да следваме сканираща стратегия за долна челюст според препоръките на производителя. В настоящия момент са налични интраорални скенери с подобрени технологии, които облекчават процеса на сканиране, без да изискват стриктно спазване на определена стратегия. Въпреки това възможността за достъп до тези устройства остава ограничена поради финансовите им обусловености.

Изследванията на Peter Rehmann и сътрудници подчертават, че калибрирането на интраоралните скенери преди тяхното използване има позитивно въздействие върху точността на сканирането. Поради тази причина провеждахме калибриране преди всяко сканиране. Този процес не изисква значително време в клинична практика, обаче обикновено не се прави преди всеки сканиран пациент.

Според резултатите от изследването на Ji-Won Anh подреждането на зъбите не беше включено като определящ фактор при подбора на пациенти за настоящата дисертация. Пациенти, носещи брекети и импланти, бяха изключени от изследването, тъй като присъствието на такива елементи може да оказва влияние върху резултатите от сканирането и определено би имало въздействие върху процеса на сканиране с коничнолъчевия компютърен томограф.

По наши наблюдения, що се отнася до комфорт и бързина, интраоралният скенер, използван от нас, се представи изключително добре, подобно на заключения от други изследвания. Средното време, необходимо за извършване на сканиране, беше около 1 минута, което определено беше по-кратко от времето, необходимо за снемане на конвенционални отпечатъци. Не регистрирахме нито един случай, в който пациентите изпитаха рефлекс на гадене. Вземаме под внимание и че сме сканирали само долна челюст и по този начин сме избегнали близост до тригерни зони като задната част на небцето. Допълнително предимство при работата с 3Shape Trios 4 беше възможността за допълнително сканиране на конкретни зони, ако резултатите не бяха задоволителни, без да е необходимо изцяло ново сканиране. Това предостави удобство и спести време. Също така ние имахме възможността незабавно да оценим качеството на получения модел в реалните му цветове, което не е възможно с конвенционалните отпечатъчни методи. Относно недостатъците, които забелязахме при работата с интраоралните скенери, можем да изтъкнем размера на сканиращото огледало, което в известна степен затрудняваше заснемането на дисталните зони на долната челюст при някои от нашите пациенти.

За извършване на линейни измервания върху създадените модели използвахме специализиран софтуер (3 Shape 3D Viewer). Като ориентир за поставяне на маркери между определените точки ние се възползвахме от предварително прикрепените композитни бутони на вестибуларните повърхности на зъбите 46, 36, 44, 34. За да гарантираме точността на измерванията, се нуждаехме от прецизното позициониране на дигиталните маркери. Важно беше да следваме определена последователност при поставянето на маркерите и измерването между точките, тъй като този етап носеше потенциален риск от грешка. Протоколът, който прилагаме, беше

специално съобразен с ограниченията на софтуера, които ни позволяваха да извършваме до три линейни измервания едновременно. Този протокол беше подробно описан в раздел 3.2. Същият софтуер и протокол бяха използвани и при измерванията върху 3D моделите, генерирани чрез СВСТ. Ограниченията на измерванията, проведени по този начин, са непосредствено свързани с ограниченията на използвания софтуер. Едно от основните предизвикателства, с които се сблъскахме, бе точното поставяне на повече от един дигитален маркер върху една и съща точка на повърхността на дигиталния модел. Това е възможно да оказва влияние върху проведените измервания. Работата със самия софтуер изисква допълнително време за изучаването му.

При тези условия, така генерираните модели и така проведените измервания, интраоралните скенери се представят задоволително спрямо контролните измервания, направени с помощта на дигитален шублер директно в устата на участниците в това изследване. Подобни са заключенията и от изследването на Devan Naidu, въпреки различията в дизайна на провеждане на изследванията. Според изследване на Andreas Ender и кол. дигиталните системи не се различават значително по отношение на прецизност при заснемане на цяла зъбна дъга, но все пак високоточните конвенционални отпечатъчни материали осигуряват по-висока прецизност от тази на дигиталните методи, което кореспондира на резултатите от нашите изследвания. Няколко изследвания установяват, че интраоралните сканиращи системи показват подобна точност с тази на модели, получени от поливинилсилоксан и полиетерен отпечатъчни материали, що се отнася до единични зъби, а според други са дори по-точни. Предвид ограниченията на нашето изследване, не можем да потвърдим или отречем което и да било от твърденията от тези изследвания. Ala Omar Ali провежда изследване, чиято цел е да сравни точността на дигитални отпечатъци, получени с различни дигитални отпечатъчни системи. Установяват, че при ситуация на тричленна фиксирана конструкция някои от изследваните системи се представят без значителни различия спрямо скановите на конвенционалните отпечатъчни материали. Въпреки това други системи дават резултати с по-малка прецизност от тези на конвенционалните. Andres Ender et al. в свое клинично изследване установяват, че сканирането на квадрант има ниво на прецизност, сравнено с модел, получен от конвенционален отпечатък (поливинилсилоксан) със секторна лъжица. Конвенционалните отпечатъчни методи с твърда ригидна лъжица за цяла челюст демонстрират най-висока прецизност спрямо всички тествани дигитални системи. Има разлики в прецизността между различните дигитални системи, но всички попадат в обхвата, в който да е възможно създаване на клинично задоволими възстановявания. В нашето изследване сме тествали само една система за

интраорално сканиране, но предвид резултатите, можем да потвърдим установеното от Andres Ender. A. Ender и A. Mehl сравняват конвенционалните и дигиталните отпечатъчни методи за цяла зъбна дъга. Те съобщават за прилика в прецизността и истинността между полиетерни отпечатъци и два интраорални скенера. В друго свое изследване заключават, че истинността и прецизността на дигиталните отпечатъци (CEREC Bluesam) за цяла дъга са по-неточни от тези на конвенционален отпечатък с поливинилсилоксан, което съответства на резултатите от нашето изследване. Въпреки че резултатите от сканирането с интраорален скенер се представят като клинично задоволими, ние установяваме по-висока точност при реконструкциите от конвенционалните отпечатъчни материали.

Снемането на отпечатък е рутинна процедура за лекарите по дентална медицина. Едни от най-често използваните материали са еластомерните.

Основно качество на отпечатъчните материали е тяхната обемна стабилност и точност. Те зависят от степента на завършеност на химичната реакция между основните компоненти и от типа на полимеризационна реакция. Линейното свиване при различните типове еластомери се различава най-вече от образуването на нискомолекулни вторични продукти. По литературни данни свиването за 24 часа при различните типове еластомери е 0.10% при полиетерите и е най-малко при адитивните силикони 0.05%. Обемната стабилност на отпечатъчните материали като функция на времето може да бъде повлияна от няколко фактора: завършеност на химичната реакция, образуването и изпаряването на нискомолекулни вторични продукти (вода, алкохол, водород), имбибиция на вода (когато материалът не е водоотблъскващ), релаксация на напреженията, дължащи се на определена форма и начин на обработка, и температурни вариации между температурата на тялото и стайната температура, използваната отпечатъчна техника, тип на отпечатъчна лъжица и фактори, свързани с нея.

За целите на изследването бе осъществено вземане на два отпечатъка от всеки участник, използвайки два различни еластомерни отпечатъчни материала – А-силикон (Elite HD+) и полиетер (Impregum Monophase). В случаите на отпечатъците с А-силикон бе използвана еднофазна двупластова техника, докато за тези с полиетер използвахме еднопластова техника. Този подход бе подбран с цел оптимизиране на процеса на вземане на конвенционални отпечатъци и намаляване на възможното натрупване на вторични деформации, които може да възникнат при използване на двуетапни методи, както се посочва от някои научни източници. Въпреки представените аргументи за по-висока точност на двуетапните методи от някои автори, други изследвания не потвърждават наличие на значими разлики между едноетапните и двуетапните техники. Предвид резултатите от нашето

изследване, смятаме, че еднофазната техника за снемане на отпечатък с А-силикон и полиетер водят до отливане на точни гипсови реконструкции на съзъбие от долна челюст.

За отпечатъците с А-силикон използвахме метални перфорирани лъжици с цел редуция на потенциалния риск от деформации при вземане на отпечатъка. Този избор бе наложен във връзка с високата плътност на тестообразната маса, което можеше да предизвика компресия на околните тъкани при вземане на отпечатък, както съобщават източници в литературата. При полиетерните отпечатъци се спряхме на стандартни метални лъжици тип „Rim Lock“, тъй като Impregum Monophase се характеризира с по-нисък вискозитет и съответно намален риск от компресия на тъканите. Преди вземане на отпечатъците повърхността на лъжиците обработвахме с адхезив, който оставяхме да изсъхне за минимален период от 10 минути. Съгласно T.J. Vomberg този процес на нанасяне на адхезив върху лъжицата представлява критична фаза в процедурата на вземане на отпечатък, като тя допринася за по-прецизни и постоянни резултати.

Отпечатъците бяха взимани последователно, като първо бе използван А-силикон, последван от полиетер. След прецизно дозиране на тестообразната маса на А-силикона със съответните мерителни лъжици за базата и катализатора, носихме нитрилни ръкавици по време на размесването им с цел предотвратяване на възможна инхибиция на полимеризационната реакция на материалите. Процесът на дозиране на базата и катализатора при тестообразни материали подлежи на потенциални неточности, независимо от употребата на дозиращи лъжици. За подготовката на коректурната маса използвахме специализиран изтласкващ пистолет и смесителна канюла за конкретния материал. Този метод гарантира оптимално смесване на базата и катализатора от съответния материал. След успешното хомогенно смесване на тестообразната маса, коректурата беше нанасяна директно върху вече размесената тестообразна маса. Преди поставянето на лъжицата в устата на пациента, бе подсушавано протезното поле, тъй като, съгласно природата на А-силиконите, те проявяват хидрофобни свойства.

Снемането на отпечатък с полиетер беше улеснено от гледна точка на разбъркване на материала, тъй като използвахме Pentamix 3, което ни позволи оптимално разбъркване без образуване на шупли. Нанасянето на материала в лъжицата е директно чрез смесителната канюла за еднократна употреба. Въпреки че този материал е с хидрофилни свойства, отново преди снемане на отпечатъка подсушавахме протезното поле. Недостатък на снемането на отпечатък с този материал е горчивият вкус.

Процедурата по вземане на отпечатък с двата разгледани материала изискваше време в интервала от приблизително 5 минути, което се оказва времево по-продължително в сравнение с необходимото време за извършване на интраорално сканиране. В контекста на вземане на отпечатък за долна челюст ние не срещнахме затруднения, свързани с активиране на рефлекс на гадене. Въпреки това пациентите предпочетоха метода на интраоралното сканиране за вземане на отпечатък. Също така в случая на конвенционалните методи често се изисква проба с различни размери отпечатъчни лъжици преди да се открие подходящата. Това налага впоследствие да се почистят и автоклавираат пробваните лъжици преди да може отново да се използват.

При използване на аналоговите отпечатъци съществува риск от деформацията им след обработката с дезинфектант. Като това е задължителна стъпка след премахване на отпечатъчната лъжица от пациентската уста и измиването ѝ с течаща вода, с цел намаляване на вероятността от разпространение на инфекция към зъботехническата лаборатория. Освен това при неспазване на оптимални условия по време на транспортиране, аналоговите отпечатъци могат да бъдат подложени на деформации.

За сравнение, интраоралните скенери се характеризират с отсъствие на риск от кръстосано заразяване, тъй като трансферът на информацията протича дигитално. Предимствата включват и улеснена комуникация с лабораторията, тъй като моделите могат да бъдат огледани незабавно, докато при конвенционалните отпечатъци пропуските често се установяват след като гипсовият модел е вече отлят. Процесът по отливане на гипсовите модели е допълнителна стъпка при конвенционалните методи, който може да доведе до генериране на скрити деформации.

Предимство на цифровите модели е това, че те не се променят при работата ни с тях и не изискват допълнително физическо пространство, докато гипсовите модели могат да счупят или повредят при провеждане на измерванията върху тях, както и при транспортирането им, и изискват място за съхранение.

Би било интересно, ако от наличните .STL файлове от интраоралното сканиране се принтират физични модели с помощта на 3Д принтер и отново се направят измервания, но с помощта на дигитален шублер, за да се провери точността на измерванията при тези условия. Или да се сканират гипсовите модели с помощта на лабораторен скенер и да се проведат измервания със същия софтуер и по същия протокол, който сме използвали за всички дигитални модели в това изследване. При тези условия е възможно да се получат други резултати.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Денталната индустрия е насочила огромни усилия в стремежа си да създаде средство за получаване на модели, максимално близко копие на интраоралното състояние на пациентите. Конвенционалните отпечатъчни материали и конкретно отпечатъците от групата на еластомерите са се доказали в годините като изключително надеждно средство както за генериране на диагностични модели, така и за такива при създаване на протетични конструкции, макар че повечето данни относно тези материали са с давност от 10 и повече години. С навлизането на новите технологии и в частност на интраоралните скенери пред нас се появи алтернативен начин за създаване на модели и фокусът на изследователите се измести към тях. Интраоралните скенери са вече над 40 години на пазара и са се развили значително от появата на първата такава система до наличните днес, но все още има нужда от проучвания относно точността и надеждността им в различни клинични ситуации, въпреки обнадеждаващите резултати и предимства при работата ни с тях. Технологичният прогрес изпреварва трупането на информация по въпросите, които пряко засягат лекарите по дентална медицина, тъй като всяка година се появяват нови системи за интраорално сканиране, което затруднява провеждането на изследвания за всяка една от тях. До завършване на проведените от нас изследвания, за които сме използвали 3 Shape Trios 4, вече се предлагаше 3 Shape Trios 5. Предвид разликите в устройството на различните скенери, както и на оптичните им системи, е трудно да си представим, че всички работят по идентичен начин. И все пак се наблюдава тенденция към изместване фокуса на денталната медицина към изцяло дигиталните подходи на лечение. Това налага необходимостта от провеждане на изследвания, за да се обогати разбирането върху възможностите и ограниченията на интраоралните скенери, които съпътстват процеса на дигитализация на работните етапи.

Коничнолъчевият компютърен томограф е може би най-иновативното изобретение, що се отнася до денталната образната диагностика. Тази модалност, освен провеждане на обстоен рентгенологичен анализ, ни дава възможност да генерираме 3Д модели. Данните за приложението, предимствата и ограниченията на така генерираните модели все още са крайно ограничени и изискват провеждане на изследвания, за да се събере достатъчно информация преди навлизането им като рутинен метод в практиката на лекарите по дентална медицина.

В обобщение конвенционалните методи и материали все още превъзхождат интраоралните скенери по отношение на точността на

получените реконструкции. 3D моделите, генерирани от СВСТ, се представят най-незадоволително от тестваните модалности, като обикновено отклоненията са в рамките на клинично допустими стойности (под 1 мм). Докато отпечатъчните материали и интраоралните скенери не крият пряк риск за здравето на пациентите и се проявяват като по-точни по отношение на получените модели, то коничнолъчевият компютърен томограф води до облъчване с рентгенови лъчи и изисква допълнително обработка на получените файлове преди възможност за работа с тях и провеждане на анализ.

По отношение на точността можем да обобщим резултатите по този начин:

- Най-точен метод: Elite HD+
- Втори най-точен метод: Impregum
- По-неточен метод: 3Shape Trios
- Най-неточен метод: 3D модел генериран от СВСТ изследване.

Предвид ограниченията на изследването, смятаме, че има нужда от допълнителни такива, за да се съберат повече данни по темата. Конвенционалните методи и съвременните технологии не се изключват едни други, а се допълват, като трябва да се стремим да вземем най-доброто от тях, предвид дадена клинична ситуация.

ИЗВОДИ

1. Всички изследвани модалности демонстрират висока надеждност.
2. Линейните измервания върху гипсови реконструкции на долна челюст, получени от отпечатьци с еластомери, дават най-висока точност на измерванията спрямо контролните.
3. Гипсовите реконструкции, получени от отпечатък с А-силикони, демонстрират по-висока точност от тези, получени чрез полиетерите.
4. 3Д реконструкции от СВСТ (New Tom Giano HR) при FOV 10x10 демонстрират най-ниска точност на линейните измервания между изследваните модалности.
5. При наличие на силно рентгеноконтрастни материали в зоната на сканиране приложението на 3Д реконструкциите, генерирани от СВСТ (New Tom Giano HR) скан, е неприложимо.
6. Измерванията върху реконструкции от интраорално сканиране (3Shape Trios 4) са по-точни от тези върху 3Д реконструкции от СВСТ (New Tom Giano HR).
7. Измерванията върху реконструкции от интраоралното сканиране (3Shape Trios 4) са с тенденция към надценяване спрямо контролните интраорални измервания с дигитален шублер.
8. Измерванията върху 3Д реконструкции, генерирани от СВСТ (New Tom Giano HR), са с тенденция към надценяване спрямо контролните интраорални измервания с дигитален шублер.
9. Измерванията върху гипсови модели от Impregum Monophase са с тенденция към надценяване спрямо контролните интраорални измервания с дигитален шублер.
10. Измерванията върху гипсови модели от Elite HD не показва конкретна тенденция за надценяване или подценяване спрямо контролните интраорални измервания с дигитален шублер.
11. Еднофазната двуслойна техника с Elite HD е надежден метод за генериране на гипсови реконструкции на долна челюст.
12. Еднослойната техника с Impregum Monophase е надежден метод за генериране на гипсови реконструкции на долна челюст.
13. Конвертирането на .DICOM в .STL файл посредством софтуер InVesalius 3.1 е бърз и удобен метод.
14. 3D Viewer (3 Shape) се доказва като надежден софтуер за провеждане на линейни измервания.
15. Спрямо принципа ALARA назначаването на СВСТ с цел генериране на 3Д реконструкции не е оправдано, предвид ограниченията им към момента.
16. Сепарирането на челюстите при сканиране с СВСТ улеснява процеса на сегментиране при генериране на 3Д реконструкция.

ПРИНОСИ

Приноси с потвърдителен характер:

1. Потвърди се, че еластомерните отпечатъчни материали са по-точни от интраоралните скенери за генериране на реконструкция от съзъбие.
2. Потвърди се, че А-силиконите са по-точни от полиетерите за генериране на гипсова реконструкция на съзъбие.
3. Потвърди се надеждността на всички тествани модалности.
4. Потвърди се невъзможността да се генерира 3Д реконструкция от СВСТ за диагностични цели (провеждане на измервания) при наличие на рентгеноконтрастни материали в зоната на сканиране.
5. Потвърди се, че при голямо сканиращо поле (FOV) генерираните 3Д модели не са толкова точни.
6. Потвърди се предимството на сепариране на двете челюсти по време на сканиране с коничнолъчев компютърен томограф за последващия процес на сегментиране.

Приноси с оригинален характер за страната:

1. За първи път в България се провежда *in vivo* изследване, при което се генерират 3Д реконструкции от съзъбие на долна челюст след сканиране с коничнолъчев компютърен томограф.
2. За първи път в България се сравнява точността на 3Д реконструкции от съзъбие на долна челюст след сканиране с коничнолъчев компютърен томограф с такива от интраорално сканиране, отпечатък с А-силикон и отпечатък с полиетер.

Публикации свързани с дисертационния труд

1. Kostadinov, K., Peev, S., Hristov, I., „Accuracy of intraoral scanners and factors influencing it“ – International Journal of Medical Dentistry
2. Kostadinov, K., Peev, S., Hristov, I., „3D models generated by CBCT and their application in dentistry“ – International Journal of Medical Dentistry
3. Kostadinov, K., Peev, S. „Accuracy and reliability of lower dental arch reconstructions“ – Scripta Scientifica Medicinae Dentalis

