



ТЕХНИЧЕСКИ УНИВЕРСИТЕТ ГАБРОВО

Факултет
МАШИНОСТРОЕНЕ И УРЕДОСТРОЕНЕ

Доц. д-р инж. ЦАНКА ДИМИТРОВА ДИКОВА

СВОЙСТВА НА ПОСЛОЙНО ИЗГРАДЕНИ ДЕНТАЛНИ МАТЕРИАЛИ

АВТОРЕФЕРАТ

на дисертация за присъждане на научна степен

„ДОКТОР НА НАУКИТЕ“

Професионално направление:

5.6. Материали и материалознание

Научна специалност:

**Материалознание и технология на (машиностроителните)
материали**

Научни рецензенти:

Проф. д.т.н. инж. Йордан Тодоров Максимов

Проф. д-р инж. Стойко Атанасов Гюров

Проф. д-р инж. Любомир Ванков Димитров

ГАБРОВО
2019

Дисертационният труд е написан на 260 страници, онагледен е с 23 таблици и 162 фигури. Литературната справка включва 359 заглавия, от които 20 на кирилица и 339 на латиница. В автореферата е запазена номерацията на фигурите, таблиците и формулите от дисертацията.

Дисертационният труд е допуснат до защита пред научно жури на разширен катедрен съвет на катедра „Машиностроителна техника и технологии“, факултет „Машиностроене и уредостроене“ към Технически университет – Габрово на 12.04.2019 г.

Официалната защита на дисертационния труд ще се състои на 10.07.2019 г. от 13.30 часа в Заседателна зала, сграда Ректорат на ТУ – Габрово, на открито заседания на Научното жури.

Материалите по защитата са на разположение в Научен отдел на ТУ-Габрово и са публикувани на интернет страницата на ТУ-Габрово.

СЪДЪРЖАНИЕ

	Стр.
Използвани съкращения	4
УВОД	5
ЦЕЛ И ЗАДАЧИ НА ИЗСЛЕДВАНЕТО	8
<i>ВТОРА ГЛАВА: МЕТОДИКА НА ИЗСЛЕДВАНЕТО ..</i>	9
РЕЗУЛТАТИ	
<i>ТРЕТА ГЛАВА: ТОЧНОСТ И ГРАПАВОСТ НА</i> <i>ДЕНТАЛНИ ПЛАСТМАСИ И СПЛАВИ,</i> <i>ИЗРАБОТЕНИ С ПОМОЩТА НА ТЕХНОЛОГИИ ЗА</i> <i>ПОСЛОЙНО ИЗГРАЖДАНЕ</i>	22
<i>ЧЕТВЪРТА ГЛАВА: МИКРОСТРУКТУРА И</i> <i>ТВЪРДОСТ НА ДЕНТАЛНИ СПЛАВИ,</i> <i>ИЗРАБОТЕНИ С ПОМОЩТА НА ТЕХНОЛОГИИ ЗА</i> <i>ПОСЛОЙНО ИЗГРАЖДАНЕ</i>	40
<i>ПЕТА ГЛАВА: ЯКОСТНИ СВОЙСТВА И ТРИБО-</i> <i>КОРОЗИЯ НА ДЕНТАЛНИ СПЛАВИ,</i> <i>ИЗРАБОТЕНИ С ПОМОЩТА НА ТЕХНОЛОГИИ ЗА</i> <i>ПОСЛОЙНО ИЗГРАЖДАНЕ</i>	48
<i>ШЕСТА ГЛАВА: ТЕХНОЛОГИИ ЗА ПОСЛОЙНО</i> <i>ИЗГРАЖДАНЕ ПРИ ПРОИЗВОДСТВО НА</i> <i>ДЕНТАЛНИ КОНСТРУКЦИИ</i>	77
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	85
ПРИНОСИ	86
ПУБЛИКАЦИИ, СВЪРЗАНИ С ДИСЕРТАЦИЯТА ...	90

ИЗПОЛЗВАНИ СЪКРАЩЕНИЯ

ГСВ – Граница на Стопената Вана
ДСМЛ - Директно Синтероване на Метал с Лазер
ИЛС - Избирателно Лазерно Стопяване
ИЛСин - Избирателно Лазерно Синтероване
ИНМ - Изграждане чрез Напластяване с Материал
ИСЕЛ - Избирателно Стопяване с Електронен Лъч
КТР - Коефициента на Термично Разширение
МСП – Мастилено-Струен Печат
НПК - Неснемаеми Протезни Конструкции
ОМ - Оптичен Микроскоп
ПИМ – Послойно Изработени Модели
ПМ - Пластмаса
ПММА - Поли-метилметакрилат
СЕМ - Сканиращ Електронен Микроскоп
СЛА - Стереолитография
СММ – Светлинен Металографски Микроскоп
СЦК - Стенно-Центрирана Кубична (решетка)
ТЗТ - Твърди Зъбни Тъкани
ТИДМ - Технологии за Изработване чрез Добавяне на Материал
ТПИ - Технологии за Послойно Изграждане
ХПО - Хексагонална Плътно Опакована (решетка)
ЦСП - Цифрова Светлинна Проекция
ABS - Акрилонитрил Бутадиен Стирен
ADA - American Dental Association
ANSI - American National Standard Institute
ASTM - American Society for Testing and Materials
CAD/CAM - Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
CAE - Computer Aided Engineering
DLP – Digital Light Projection (цифрова светлинна проекция)
EDX – Electro Dispersive X-ray (детектор)
FDM - Fused Deposition Modelling (изграждане чрез напластяване с материал)
FOS - Factor Of Safety (коефициент на сигурност)
IJP - Ink-Jet Printing (мастилено-струен печат)
ISO – International Standard Organization
MAD/MAM - Manual Aided Design /Manual Aided Manufacturing
MJM – Multi-Jet Modelling (многоструен печат)
PLA - Polylactic Acid

УВОД

Първите технологии за производство на детайли, възникнали в зората на човечеството, са на принципа на отнемане на материал. С развитието на техническия прогрес в наши дни се достига до съвременните нанотехнологии, при които обектите се изграждат чрез самоорганизиране или самосборка на градивните елементи. Настоящата научна разработка се занимава с една нова група технологии, възникнала в края на 80-те години на миналия век, при която детайлите се изработват слой по слой чрез полимеризация, стопяване или синтероване. Това са така наречените „технологии за производство с добавяне на материал“. Разнообразните технологични процеси, които се използват, позволяват да се работи почти с цялата гама известни материали. Възможностите за вграждане на производствената апаратура към САМ модула на съвременните CAD/CAM системи и използването на специализиран софтуер, съвместим с други програмни продукти, позволяват ефективно и с висока точност да се изработват индивидуализирани детайли с плътна или порьозна структура и предварително зададена грапавост. Всичките тези предимства правят технологиите за производство с добавяне на материал една успешна алтернатива на класическите технологии при изработването на различни видове конструкции в денталната и обща медицина.

В денталната медицина намират приложение няколко основни вида ТПИ: стереолитография с лазер или с цифрова светлинна проекция; изработване на детайли чрез напластяване с материал; мастилено-струен печат, многоструен печат; избиращо стопяване с електронен лъч; избиращо лазерно синтероване и избиращо лазерно стопяване. Характерните особености на тази група технологии включват по-висока точност, но и по-грапава повърхност в сравнение с конвенционалните, наличие на деформации в конструкциите в зависимост от вида технологичен процес, получаване на плътна или порьозна структура при съответен подбор на технологичните параметри и специфична финозърнеста микроструктура при ИЛС и ИСЕЛ на метали

и сплави, обуславяща повишени механични свойства. Трябва да се отбележи, че всяка апаратурата за 3D печат работи със специфичен за самата нея материал или група от материали, както и че видът и предназначението на денталната конструкция определят материала и технологията, с които ще се изработи. Съчетанието на множество технологични процеси с голямото разнообразие на материали позволява изработване на дентални конструкции с различно предназначение за всички области на денталната медицина - хирургия, орална имплантология, консервативно зъболечение, ортодонтия и протетична дентална медицина.

При изработване на неснимаеми протезни конструкции, ТПИ може да се прилагат в три аспекта: 1) за производство на временни коронки и мостове от пластмаси/композити; 2) при отливане на постоянни неснимаеми протези или инфраструктури за тях от дентални сплави с помощта на послойно изградени модели и 3) изработване на металната инфраструктура или керамичната конструкция директно от виртуалния модел чрез изборително лазерно стопяване, изборително стопяване с електронен лъч или изборително лазерно синтероване.

Тъй като технологиите за 3D печат са високо ефективни относно производителност и качество на продукцията, те вече намират бърза реализация в денталните клиники и лаборатории. За това спомага и бурното развитие на информационните и комуникационни технологии в глобален мащаб.

Поради изключително интензивното развитие и усъвършенстване на технологичните процеси, апаратура и материали, както и на тяхното внедряване в практиката почти веднага след разработването им, все още остават редица нерешени въпроси, свързани с качеството на произведените детайли.

Голямото разнообразие на конструкции, прилагани за лечение в денталната медицина, изисква да се използват не само стандартизирани образци и методики, но и да се разработват нови методи за изпитания на реални дентални конструкции в среда и условия, максимално близки до действителните.

Всичко това налага постоянно да се извършват изследвания на геометричните характеристики, физичните и механични свойства на конструкциите, изработени от различни материали чрез процесите на 3D печат.

Посвеждавам настоящия труд на моите родители: Радка и Димитър Димитрови с цялата ми синовна обич, уважение, признателност и благодарност!

ЦЕЛ И ЗАДАЧИ НА ИЗСЛЕДВАНЕТО

ЦЕЛ

Да се изследват свойствата на послойно изградени дентални материали и да се установят условията за тяхната приложимост в денталната медицина.

ЗАДАЧИ

1. Да се изследват точността и грапавостта на дентални пластмаси и сплави, изработени с помощта на технологии за послойно изграждане.

1.1. Да се изследват дентални пластмаси, произведени чрез различни процеси на 3D печат - стереолитография с ЦСП, стереолитография с лазер и изработване чрез напластяване на материал (FDM);

1.2. Да се изследват дентални сплави, отлети с послойно изградени модели;

1.3. Да се изследват Co-Cr дентални сплави, произведени чрез избирателно стопяване с лазер.

2. Да се изследват микроструктурата и твърдостта на дентални сплави, произведени чрез технологии за послойно изграждане.

3. Да се изследват якостните свойства и трибо-корозията на дентални сплави, изработени с помощта на технологии за послойно изграждане - отлети с послойно изградени модели и произведени чрез избирателно лазерно стопяване.

3.1. Да се изследват якостните характеристики;

3.2. Да се изследва якостта на адхезия на покрития от порцелан и композит;

3.3. Да се изследва якостта на огъване;

3.4. Да се изследват трибо-корозионните свойства.

4. Да се разработят усъвършенствани технологии за послойно изграждане при производство на дентални конструкции.

4.1. Технологичен процес за изработване на временни мостове и коронки чрез стереолитография;

4.2. Технологичен процес за изработване на неснимаеми протезни конструкции от дентални сплави чрез леене с послойно изградени модели.

4.3. Технологичен процес за изработване на неснимаеми протезни конструкции от Co-Cr дентални сплави чрез избирателно стопяване с лазер.

ВТОРА ГЛАВА МЕТОДИКА НА ИЗСЛЕДВАНЕТО

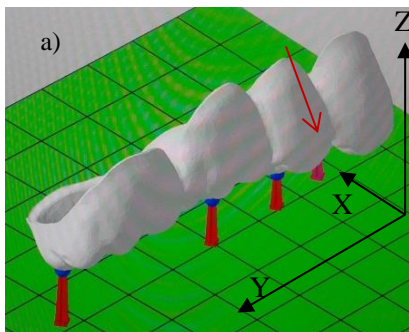
2.1. ОБРАЗЦИ И МЕТОДИКА НА ИЗРАБОТВАНЕ

2.1.1. Видове образци

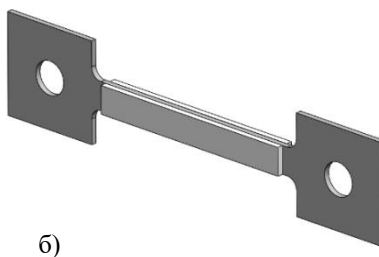
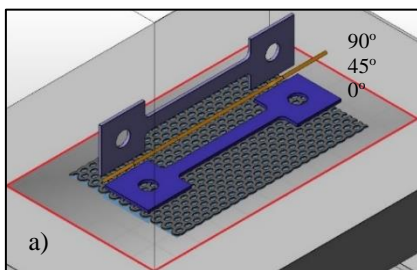
В настоящото изследване са използвани: 1) кубични образци с размери 5 mm x 5 mm x 5 mm (фиг. 2-1); 2) четиричленни дентални мостове от 1-ви премолар до 2-ри молар на долна челюст (фиг. 2-2); 3) плоски заготовки за изпитване якост на опън и якост на адхезия на порцелан към дентални сплави (фиг. 2-3).



Фиг. 2-1 Кубични образци от различните видове пластмаси, изработени чрез 3D печат на стереолитографски принтер.



Фиг. 2-2 Виртуален 3D модел на четиричленен дентален мост.



Фиг. 2-3 Схема на подготвени за 3D печат модели за отливане на образци от дентални сплави (а) и на образци с двустранно покритие от порцелан (б).

2.1.2. Материали, технологии и апаратура за изработване на образците

2.1.2.1. Образци от пластмаса

Образците от пластмаса са произведени с помощта на четири вида ТПИ – стереолитография с цифрова светлинна проекция (ЦСП) - принтер *RapidShape D30 (RapidShape)*, стереолитография с лазер - принтер *Form 1+ (Formlabs)*, напластяване с материал – принтер *Leapfrog Creatr Dual Extruder (Leapfrog)* и многоструен печат - *SolidScape R66+ (SolidScape)*. Използвани са материали с предназначение и приложение в денталната медицина, специфични за дадения вид апаратура. Принтерите *Rapid Shape D30* и *Form 1+* работят с метакрилатни фотополимери (таблица 2-2), като изходният материал е във вид на течност, *Leapfrog Creatr Dual Extruder* – с пластмаса *PLA (Polylactic Acid)* във вид на нишка с диаметър 1.75 mm, а *SolidScape R66+* с воськоподобна пластмаса (технически восък).

Таблица 2-2
Вид ПММА пластмаса и технологични параметри за печат на принтер *Rapid Shape D30*.

Материал	NextDent Base	NextDent Model	NextDent Model Ortho	NextDent C+B	NextDent Cast	NextDent Tray	NextDent Surgical Guide
Разположение на образеца	1) Хоризонтално 2) Под наклон 45°						
Дебелина на слой [mm]	0,035	0,035	0,050	0,050	0,050	0,050	0,100
Цвят [231]	Розов	Непрозрачен бежов	Непрозрачен бежов	A3,5 по Vita	Виолетов	Син и розов	Прозрачен оранжев
Energy, mJ/dm ²		550	430	460	460	410	650

2.1.2.2. Образци от дентални сплави

За изследване свойствата на дентални сплави, произведени с помощта на ТПИ, са използвани четири вида сплави от две системи – на основата на Co-Cr и Ni-Cr (таблица 2-3). Сплав *Co212-f* е специално предназначена за работа на апаратурата за ИЛС. За да се направи сравнителен анализ на свойствата на дентални сплави, изработени чрез леене и ИЛС, е подбрана сплав *Biosil-F*, която е с химичен състав, максимално близък до този на *Co212-f*.

Таблица 2-3

Химичен състав на използваните в изследването сплави.

Сплав	Химичен състав, тегловни %									
	Co	Cr	Mo	Si	Mn	C	Fe	Ni	B	Nb
<i>Co-Cr сплави</i>										
ASTM F75	Bal.	27-30	5-7	<1	<1	<0,35	<0,75	<0,5	-	-
Biosil-F (Degudent) за леене	64,8	28,5	5,3	0,5	0,5	0,4	-	-	-	-
i-Alloy (i-Dental) за леене	64	30	5	-	-	0,5	-	-	-	-
Co212-f ASTM F75, за ИЛС	65,2	28,3	5,48	0,754	-	-	0,164	-	-	-
<i>Ni-Cr сплав</i>										
Wiron light (Bego) за леене	-	22,0	10,0	2,1	<1	-	-	64,6	<1	<1

- *Образци, изработени чрез леене*

Изработени са два различни вида образци - четиричленни дентални мостове и плоски образци за изпитвания на опън. Леярските модели за тях са изработени конвенционално от восък или чрез 3D печат от съответната пластмаса. Образците са отлети от Co-Cr сплави *Biosil-F (Degudent)* и *i-Alloy (i-Dental)*, както и от Ni-Cr сплав *Wiron light (Bego)*, с помощта на апарат за индукционно топене и леене *Castomat Krupp table*.

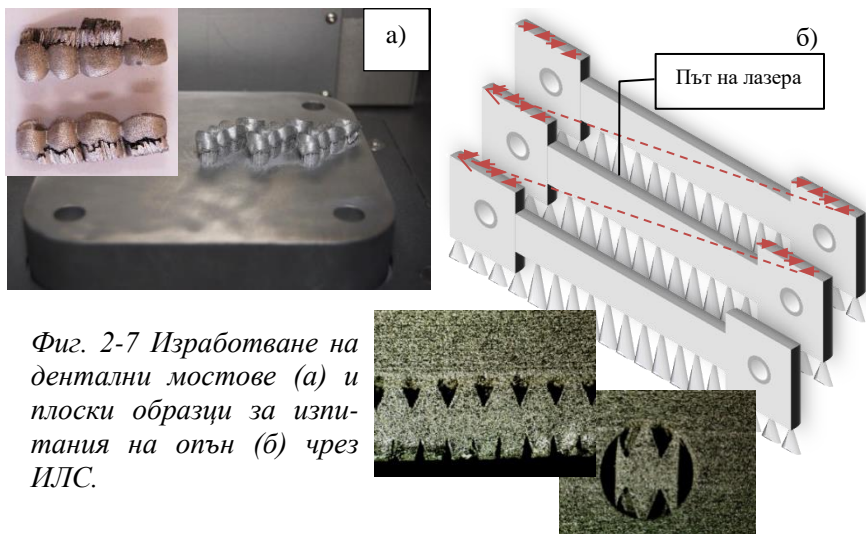
- *Образци, изработени чрез избирателно стояване с лазер*

Изработени са две групи образци от сплав *Co212-f ASTM F75* с помощта на машина *SLM 125 (SLM Solutions)*, снабдена с непрекъснат Nd:YAG лазер (фиг. 2-7). Детайлите са изработени с режими, препоръчани от фирмата производител на апаратурата. Първата група образци са четиричленни дентални мостове, втората - плоски образци за изпитания на опън.

- *Образци за изследване якост на адхезия на покрития от порцелан или композит към дентална сплав*

За изследване якостта на адхезия на покрития от порцелан и композит към дентални сплави са използвани образци за изпитания на опън, произведени по три различни технологии – конвенционално леене, леене с 3D принтирани модели и ИЛС.

За да се почистят отлетите образци, преди да се нанесе порцелана, техните повърхности са пясъкоструени с алуминиев



Фиг. 2-7 Изработване на дентални мостове (а) и плоски образци за изпитания на опън (б) чрез ИЛС.

окис (*Cobra Aluoxid weiß*, 250 μm) под налягане 6 atm в продължение на 8 s, след което са пароструени. За разлика от тях, с цел да се запази оригиналната грапавост, образците, изработени чрез ИЛС, не са пясъкоструени, а само са почистени на пароструен апарат.

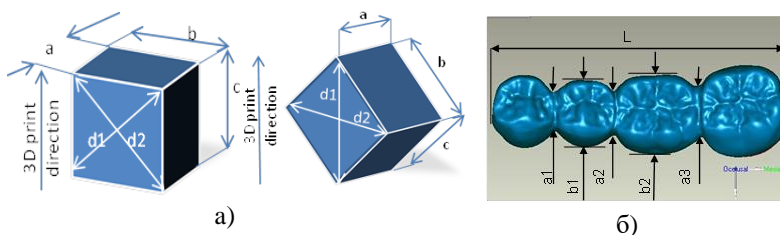
В зависимост от вида на изследванията върху тях двустранно е нанасяно покритие с дебелина $1.1 \pm 0.1 \text{ mm}$ от порцелан *IPS InLine* (*Ivoclar Vivadent*) или композит *Crea.lign set 12* като са спазвани указанията на производителите.

2.2. ИЗСЛЕДВАНЕ НА ТОЧНОСТ И ГРАПАВОСТ

2.2.1. Геометрична точност

Геометричната точност на послойно изработените дентални материали е изследвана с помощта на кубични образци и четиричленни мостови конструкции. На кубичните образци са измерени размерите на страните (a , b , c) и диагоналите ($d1$, $d2$), а на мостовите конструкции – размерите на връзките между мостовите тела и мостокрепителите ($a1$, $a2$ и $a3$), ширината на мостовите тела ($b1$, $b2$) и дължината на всички изработени мостове – L (фиг. 2-8).

Изчислени са средните стойности на размерите и техните максимални, минимални и средни отклонения.



Фиг. 2-8 Схеми на измерване на размерите на кубични образци (а) и на дентални мостове (б).

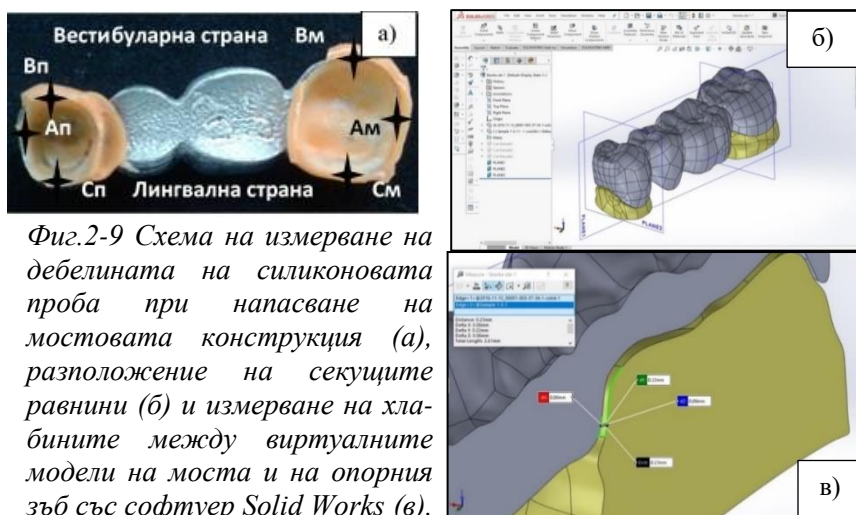
2.2.2. Точност на напасване на мостови конструкции

Точността на напасване на четиричленните мостови конструкции спрямо гипсовия модел е изследвана по два начина – с помощта на силиконов тест и нова, специално разработена методика, при която се работи с инженерен CAD софтуер.

При първия случай е използван модифициран от нас метод на силиконовата проба, при който е измерена дебелината на силиконовия отпечатък в 6 точки по препарационната граница на короните (фиг. 2-9-а). Дебелината на отпечатъка определя разстоянието (хлабината) между опорните зъби – мостоносители на гипсовия модел и короните-мостокрепители. Тази методика не гарантира достатъчно висока точност, защото: 1) хлабината се изчислява индиректно; 2) силиконовият отпечатъчен материал е еластичен и има възможност за деформиране по време на измерването.

В настоящата работа на основата на инженерен CAD софтуер е разработена нова *in-vitro* методика за изследване хлабината на дентални конструкции спрямо изпилените зъби. За целта мостовите конструкции и гипсовия модел бяха сканирани с помощта на *Tizian Smart-Scan* и софтуер *Exocad* и бяха генерирани виртуални модели. Виртуалните модели на мостовете бяха наложени върху виртуалния модел на гипсовите опори с опциите, които предоставя CAD софтуер *SolidWorks* (фиг. 2-9-б).

Предимствата на новоразработената методика включват: 1) спада към групата на безразрушителните *in-vitro* методи; 2) може да се използва за измерване точност на напасване не само на дентални мостове, но и на редица дентални конструкции от рода на инлеи, онлеи и корони; 3) дава възможност за проследяване изменението на разстоянието между повърхностите на денталните конструкции и изпилените зъби в различни направления; 4) може да се измерват разстояния по трите оси и перпендикулярно между повърхнините и 5) осигурява с един порядък по-висока точност на измерванията в сравнение със силиконовия тест - 0.01 mm.



Фиг.2-9 Схема на измерване на дебелината на силиконовата проба при напасване на мостовата конструкция (а), разположение на секущите равнини (б) и измерване на хлабините между виртуалните модели на моста и на опорния зъб със софтуер Solid Works (в).

2.2.3. Изследване на грапавост

Грапавостта на послойно изработените дентални материали е изследвана чрез измерване на средното аритметично отклонение Ra с профиломер *Taylor Hobson Surtronic 3*. Изчислени са средните стойности на Ra , максималното и стандартно отклонения. Измерено е Ra на стените на кубичните образци, на вестибуларната повърхност на втория премолар от четиричленните мостови конструкции и по двете работни повърхнини на плоските образци за изпитания на опън. Повърхността на образците е

изследвана с оптичен микроскоп *Olympos SZ51* и бинокулярен металографски микроскоп *XJL-17A*.

2.3. ИЗСЛЕДВАНЕ НА ПЛЪТНОСТ, МИКРОСТРУКТУРА И ХИМИЧЕН СЪСТАВ

2.3.1. Изследване на плътност

Изследването на образците, изработени от Co-Cr сплави чрез леене и ИЛС, е извършено по две методики: 1) експериментално е определена плътността на мостовите конструкции по метода на водоизместимост и 2) изчислено е количественото съотношение плътна структура/пори с помощта на CAD софтуер.

2.3.2. Изследване на микроструктура и химичен състав

Микроструктурата и химичния състав на Co-Cr дентални сплави са изследвани с помощта на металографски шлифове, проявени по химичен и електро-химичен начини. Използвани са оптичен микроскоп *Olympos SZ51*, бинокулярен металографски микроскоп *XJL-17A* и сканиращ електронен микроскоп (СЕМ) „*Dual beam scanning electron/focused ion beam system (SEM/FIB LYRA I XMU, TESCAN)*”, снабден с EDX детектор (*Quantax 200, Bruker*).

2.4. ИЗСЛЕДВАНЕ НА ТВЪРДОСТ

Твърдостта на Co-Cr дентални сплави е измерена по методите на микро-Викерс и Роквел и е направен анализ чрез модела на Вейбул.

2.5. ИЗСЛЕДВАНЕ ЯКОСТ НА ОПЪН И ЯКОСТ НА АДХЕЗИЯ НА ПОКРИТИЯ КЪМ ДЕНТАЛНИ СПЛАВИ

Направено е комбинирано изследване на якостите на опън и адхезия на покрития от порцелан и композит към дентални сплави чрез проведени експерименти, регресионен анализ и числено моделиране с метода на крайните елементи (МКЕ).

2.5.1. Експериментално изследване

Измерването на якост на опън, определянето на границата на провлачване и модула на еластичност на дентални сплави е

извършено на стандартна машина за изпитания на якост на опън *FM-1000*. За изпитанията на опън са използвани плоски образци, а за якост на адхезия на керамика и композит към денталните сплави – заготовки за якост на опън с двустранно покритие. Модулът на еластичност е изчислен по методиката в [Dolgov N.A. (2004)], а разрушаващите тангенциални напрежения τ , характеризиращи якостта на адхезия на покритията, са определени по формулите, дадени в [Уманский Е.С и Ляшенко Б.А. (1975)]:

$$\tau = \frac{k\varepsilon}{1/(E_s H) + 1/(E_c h)} \tanh(kl), \quad (3)$$

Където:

$$k = \sqrt{L \cdot \left(\frac{1}{E_s H} + \frac{1}{E_c h} \right)}; \quad (4)$$

$$L = 2 \left(\frac{G_s}{H} \cdot \frac{G_c}{h} \right) / \left(\frac{G_s}{H} + \frac{G_c}{h} \right); \quad (5)$$

Където:

E_s, E_c – модули на еластичност на основата и на покритието съответно;

G_s, G_c – модули на срязване на основата и на покритието съответно;

$2H, h$ – дебелина на основата и на покритието съответно;

ε – деформация на основата, при която се получава адхезионно разслояване на покритието;

l – стъпка на пукнатините на фрагментираното покритие.

За първи път са проведени изследвания на якост на адхезия на покрития от керамика и композит при изпитания на опън на образци от дентални сплави. Достоинство на предложението подход в сравнение със стандарт ISO Standard 9693-1:2012 се явява възможността да се определи якостта на адхезия на покритие не само от порцелан, но и от композит.

Начинът на разрушаване на покритието от порцелан е оценяван чрез визуален оглед и наблюдение с микроскоп. Повърхността на образците е изследвана преди и след изпитванията с помощта на оптичен микроскоп *Olympus SZ51*, бинокулярен металографски микроскоп *XJL-17A* и сканиращ електронен микроскоп *Jeol 733 Microprobe*.

До настоящия момент няма единен критерий за определяне типа на разрушаване на покритие от порцелан от металната основа. За по-точно определяне начина на разрушаване на покритие от порцелан от дентални сплави, в настоящата работа е предложен и използван усъвършенстван критерий. Той е разработен на базата на методите на Han X. et al. (2018) и Dimitriadis K. et al. (2018), при които типът на разрушаване се оценява по количеството останал порцелан по повърхността на металната основа. Дефинициите за адхезионен и кохезионен начин на разрушаване се запазват както са предложени от Han X. et al. (2018) - при наличие до 20% и над 80% керамика по повърхността на металната основа съответно. За разлика от [Han X. et al. (2018)] предлагаме обхватът на смесения тип разрушаване (20%-80% останал порцелан по повърхността) да се раздели на два под-обхвата: при 20%-50% остатъци от керамика да се дефинира смесен/адхезионен механизъм, а при 50%-80% - смесен/кохезионен.

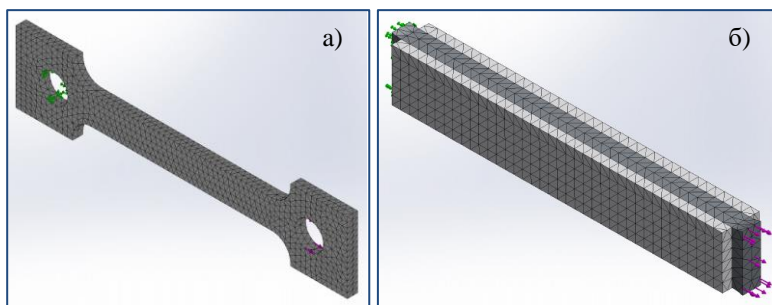
2.5.2. Регресионен анализ

Извършен е регресионен анализ на резултатите от измерванията на средното аритметично отклонение на грапавостта R_a на Ni-Cr сплав и адхезионните характеристики на керамичното покритие с помощта на софтуерни продукти *Mathcad* и *MADMMML*.

2.5.3. Числено моделиране

Численото моделиране е извършено по метода на крайните елементи с помощта на софтуер *Solid Works*. Изследвани са якостта на опън и якостта на адхезия на порцелан към дентални сплави, изработени чрез леене по конвенционална технология, леене с 3D

принтирани модели и ИЛС. За целта са създадени виртуални модели с формата и размерите на реалните образци (фиг. 2-11). Симулацията е извършена с помощта на софтуер *Solid Works Simulation*. В изследването са използвани две Co-Cr дентални сплави *Biosil-F* (отлята конвенционално) и *Co212-f ASTM F75* (изработена чрез ИЛС) и Ni-Cr сплав *Wiron light* (отлята с 3D принтирани модели) с химичен състав и механични свойства, дадени в таблица 2-3 и таблица 2-6.



Фиг. 2-11 Виртуални модели (фиксиране, външно натоварване и мрежа), използвани в симулационен процес на якост на опън (а) и якост на адхезия (б).

Таблица 2-6.
Механични свойства на денталните сплави.

Сплав	Граница на провлачване	Якост на опън	Модул на еластичност	Коефициент на Поасон
	$R_{p0.02}$	R_m	E	
	MPa		GPa	
Biosil-F	235*	400*	220 [61]	0.29 [300]
Co 212-f ASTM F75	520*	700*	220 [114]	0.29 [300]

*Стойностите на границата на провлачване и якостта на опън са изчислени от резултатите на експеримента за якост на опън.

При симулационния процес за изследване якостта на опън за образците без керамични покрития е използван линеен статичен анализ с линейно изотропно уякчаване на материала. Получени са деформациите и напреженията при максимално натоварване 10 000 N. Направена е оценка на еквивалентните напрежения по критерия на *von Mises* и коефициента на сигурност (*Factor Of Safety (FOS)*), спрямо якостта на опън, получена от експерименталните изследвания.

При симулациите за изследване на якостта на адхезия е използвана нелинейна задача. При нейното решаване, за механични свойства на материала са използвани данни от реалния експеримент на огън на чистите образци. Получените данни за сила и деформация са трансформирани в крива за напрежения и относителна деформация и са заложили като механични свойства на материала. Изследването на напреженията е направено с допускане за хомогенност на материалите и линейно еластично изотропно поведение на порцелана и нелинейно еластично на денталните сплави. При симулацията на якост на адхезия са получени и анализирани данни за нормалните, тангенциалните и еквивалентните напрежения по критерия на *von Mises*, които действат при максимално натоварване в двата материала на образеца – порцелан и дентална сплав и по границите между тях. Проследена е промяната на нормалните и еквивалентни напрежения с увеличение на натоварването.

2.6. ИЗСЛЕДВАНЕ ЯКОСТ НА ОГЪВАНЕ

Якостта на огъване на Co-Cr дентални сплави е изследвана по новоразработена методика, включваща експеримент и симулация с CAD софтуер на четиричленни мостови конструкции, произведени чрез конвенционално леене, леене с 3D принтирани модели и ИЛС.

За образци са използвани най-натоварените НПК – дентални мостове от 1-ви премолар до 2-ри молар. За да може по време на експеримента натоварването на мостовите тела да се осъществи максимално близко до действителното се наложи приборът за огъване да се проектира с помощта на CAD софтуер по специално разработена методика. За да се фиксират точките на контакти между мостовата конструкция и поансоните на прибора за огъване първо е направена симулация с дъвкателно усилие и на тази основа е конструиран самият прибор.

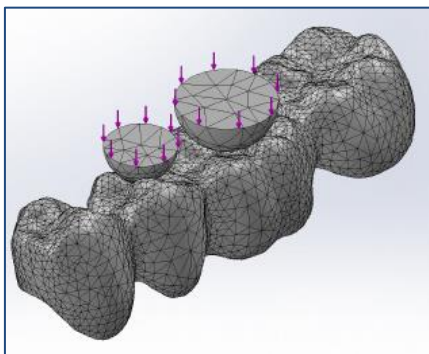
2.6.1. Изследване чрез симулация с CAD софтуер

Симулацията на 4-точков тест на огъване с действително натоварване от експеримента е извършена на виртуални модели

на реални мостове, изработени по трите технологии – конвенционална, леене с 3D принтиран модел и ИЛС, и изпитани на 4-точков тест на огъване. Моделите са създадени по методиката, описана в т. 2.2.2. Изследвани са две Co-Cr дентални сплави - отлята *Biosil-F* и ИЛС *Co212-f* ASTM F75 с химичен състав и механични свойства, дадени в таблица 2-3 и таблица 2-6. Модулът на еластичност и границата на провлачване $R_{p0,02}$ на двете сплави са изчислени при наши предходни експерименти. Симулационният анализ на напреженията е направен с допускане за хомогенност на материалите и линейно еластично изотропно поведение.

Стремежът при тази симулация е да се създадат условия, максимално близки до реалния експеримент. Затова 3D виртуалните модели на 4-членните мостове са фиксирани в по три точки по вътрешните повърхности на короните-мостокрепителите. Усилието е приложено с помощта на два сферични елемента само върху мостовите тела, успоредно на вертикалната ос (фиг. 2-14). Всеки елемент контактува в по три точки на втори премолар и първи молар по подобие на поансоните, използвани при експеримента. Задачата, с която се извършват симулациите, е нелинейна, като натоварването се променя от 0 до 20 kN.

Получени и анализирани са еквивалентните деформации при максимално усилие и е проследена промяната на нормалните напреженията в най-натоварените сечения с изменение на натоварването. Направена е оценка на еквивалентните напрежения по критерия *von Mises* и са предвидени най-вероятните места на разрушаване на образците.



Фиг. 2-14 Схема на външно натоварване и мрежа при симулация на експеримент на огъване.

2.6.2. Експериментално изследване

Направен е 4-точков тест на огъване на Co-Cr дентални мостове, произведени чрез конвенционално леене, леене с 3D принтирани модели и ИЛС. За целта е проектиран и изработен специален прибор. Изпитването е извършено на универсална машина за якост на опън/натиск *Tira Test 2300 SE/50kN* (фиг. 2-15) със скорост 1.2 mm/min до пълно разрушаване на образците. Направена е оценка на усилията до поява на пукнатина и до пълно разрушаване. Повърхността на ломовете е изследвана с оптичен микроскоп *Olympus SZ51*.



Фиг.2-15 Експеримент на огъване четиричленни дентални мостови конструкции.

2.7. ИЗСЛЕДВАНЕ НА ТРИБО-КОРОЗИЯ

За изследване на трибологичните свойства на Co-Cr дентални сплави, произведени чрез леене и ИЛС, е използван трибо-метър *Nanovea Microtest SMT/A* от типа „счма-върху-диск“, снабден с апарат за трибо-корозия. Образците от двете сплави (отлята *Biosil-F* и лазерно стопена *Co212-f ASTM F75*) са монтирани в епоксидна смола. Повърхностите за изпитанията са шлифовани със шкурка от SiC и са полирани с диамантена паста.

Образците, имащи еднаква контактна площ, са фиксирани в пластмасова камера в среда на изкуствена слюнка по *Fusayama-Meyer* (KCl (0,4 g/l), NaCl (0,4 g/l), CaCl₂.2H₂O (0,906 g/l), NaH₂PO₄.2H₂O (0,690 g/l) Na₂S.9H₂O (0,005 g/), Urea (1 g/l) с pH ~ 7.1. Контра-тялото е съчма от ZrO₂ с диаметър 3 mm. Изпитанията са проведени с нормално натоварване от 5N, скорост 0.01

m/s, разстояние 100 m за 3 ½ h. Оценени са: 1) промяната на коефициента на триене като функция на разстоянието; 2) промяна на теглото чрез измерване масата на образците преди и след експеримента на прецизна лабораторна везна; 3) изследване на износената повърхност със СЕМ.

РЕЗУЛТАТИ

ТРЕТА ГЛАВА

ТОЧНОСТ И ГРАПАВОСТ НА ДЕНТАЛНИ ПЛАСТМАСИ И СПЛАВИ, ИЗРАБОТЕНИ С ПОМОЩТА НА ТЕХНОЛОГИИ ЗА ПОСЛОЙНО ИЗГРАЖДАНЕ

Точността и грапавостта на повърхнините на денталните конструкции са от особена важност за тяхната успешна дълго-временна работа в устната кухина. Когато се говори за дентални протези под точност се разбира не само точността на техните размери, но и точността на напасването им към подготвените зъби. Грапавостта на повърхнините от една страна оказва влияние върху тези параметри на самата конструкция, а от друга – върху дълготрайността и корозионната устойчивост на материалите, от които е изработена. Нейното влияние още повече се усилва от условията на работа на денталните протези – знакопроменливо механично въздействие в агресивната среда на слюнката. Затова точността и грапавостта на денталните материали, изработени с помощта на ТПИ, не трябва да се разглеждат изолирано.

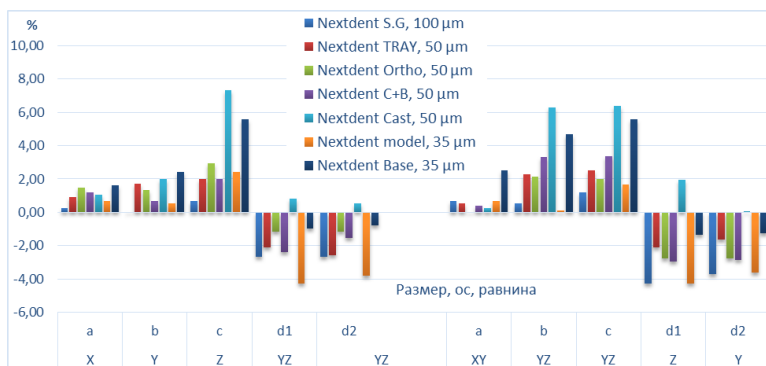
3.1. ТОЧНОСТ И ГРАПАВОСТ НА ДЕНТАЛНИ ПЛАСТМАСИ, ПРОИЗВЕДЕНИ ЧРЕЗ СТЕРЕОЛИТОГРАФИЯ

Особеностите на технологичните процеси на 3D печат, свойствата на използваните полимери и разположението на образците спрямо основата/направлението на изграждане оказват влияние върху геометричните характеристики и грапавостта на повърхнините на денталните конструкции, изработени с тях.

3.1.1. Точност на размерите

В настоящата работа е изследвана геометричната точност на дентални пластмаси на основата на ПММА, послойно изградени с 3D принтер *Rapidshape D30*. Първоначално са използвани кубични образци, отпечатани в две разположения - хоризонтално и под наклон 45° спрямо основата с дебелина на слоя, препоръчана от фирмата-производител на принтера (фиг. 2-1 и таблица 2-2). Трябва да се отбележи, че всички пластмаси имат различен цвят и оптични свойства.

Установено е, че образците, изработени от прозрачни или полупрозрачни пластмаси с голяма дебелина на слоя $100\ \mu\text{m}$ и $50\ \mu\text{m}$, имат по-точни размери от образците, отпечатани от непрозрачни пластмаси с малка дебелина на слоя $35\ \mu\text{m}$ (фиг. 3-3). Размерите на страните (a , b , и c), разположени в равнината на основата XY , са най-малки, следвани от страните в равнината YZ и по оста Z , свързани с направлението на печат.



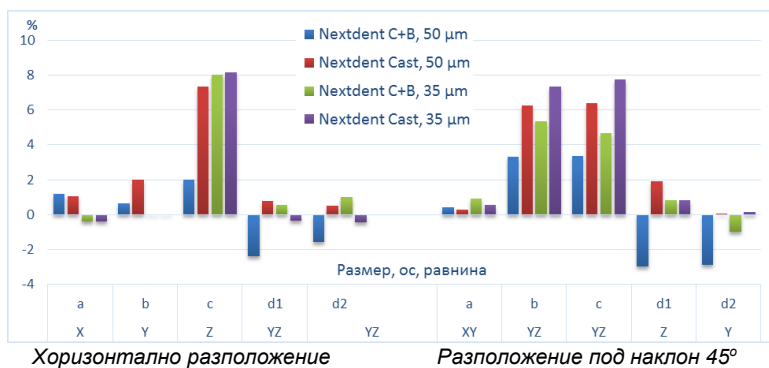
Фиг. 3-3 Относителна разлика в % между размерите на 3D принтирани кубични образци и на виртуалния 3D модел.

Настоящият анализ показва, че различните пигменти при отделните пластмаси определят различна степен на отразяване, поглъщане и преминаване на светлинните лъчи през слоя за полимеризация. Което, въпреки различната плътност на енергията при облъчване на всяка една пластмаса, води до значителни разлики в размерите. Следователно, в сравнение с

дебелината на слоя и начина на разположение на обекта спрямо направлението на печат, оптичните свойства на денталните пластмаси оказват решаващо влияние върху точността на конструкциите, изградени чрез стереолитография с ЦСП.

За по-нататъшното изследване бяха подбрани пластмаси, с които може да се изработват идентични конструкции, но с различен цвят: NextDent C+B за производство на временни коронки и мостове с цвят, близък до този на естествените зъби, и NextDent Cast - с по-тъмен виолетов цвят, предназначена за изграждане на модели за отливане на НПК или инфраструктури за тях от дентални сплави. С помощта на 3D принтер *Rapidshape D30* бяха отпечатани с различна дебелина на слоя (препоръчаната от фирмата-производител 50 μm и по-малката - 35 μm) два вида образци - кубични, разположени хоризонтално и под наклон от 45° спрямо основата, и 4-членни дентални мостове (фиг. 2-2).

Изследването показва, че образците от двете пластмаси, изработени в хоризонтално положение с по-малката дебелина на слоя 35 μm , имат по-висока точност на размерите. Най-точни са размерите, успоредни на основата - оси X и Y (-2.88% до 2.00% разлика с виртуалния модел), а с най-големи разлики – тези, успоредни или под наклон спрямо направлението на печат ос Z (фиг. 3-6). Освен това, послойно изработените образци от

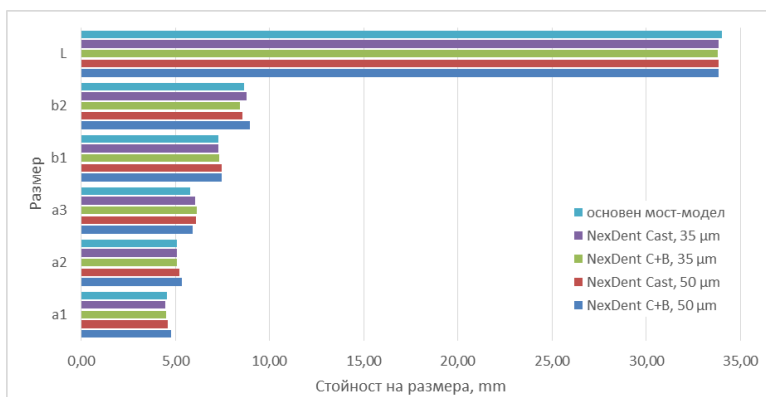


Фиг. 3-6 Относителна разлика в % между размерите на 3D принтирани кубични образци и на виртуалния модел.

пластмаса NextDent Cast са по-неточни, независимо, че са изработени при едни и същи технологични параметри.

Резултатите в настоящата работа показват, че в изследвания диапазон дебелини на слоя, размерите на кубичните образци от двете пластмаси се влияят освен от оптичните свойства и от разположението спрямо посоката на печат.

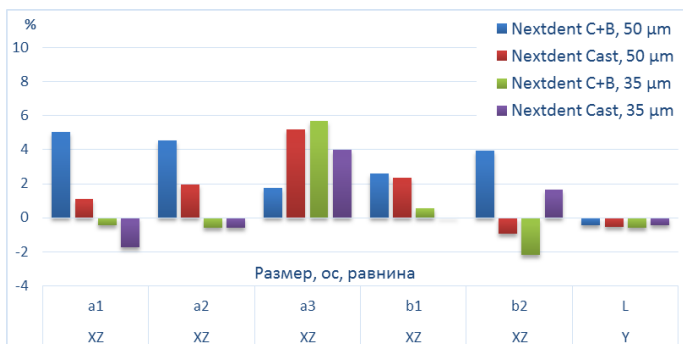
Изследване точността на дентални мостове, послойно изработени от пластмаси NextDent C+B и NextDent Cast, потвърди резултатите от експеримента с кубичните образци. При 3D печат на четиричленни мостови конструкции с дебелина на слоя 35 μm размерите на мостовите тела ($b1$ и $b2$) и на връзките между тях ($a1$, $a2$ и $a3$) са по-малки от тези на основния мост-модел с около 0.44% - 2.20% (фиг. 3-7 и фиг. 3-8). Докато при изработване с препоръчаната от производителя дебелина на слоя 50 μm те са по-големи с 1.10%-5.17%. Тези размери са разположени под наклон почти 45° в равнина XZ (фиг. 2-2), като Z е направлението на изграждане на обекта. Тяхната големина е съизмерима, а разположението им - аналогично на страните на наклонените кубични образци при предходния експеримент.



Фиг. 3-7 Размери на дентални мостове от пластмаса, произведени с 3D печат с различна дебелина на слоя.

И при двете пластмаси се наблюдава тенденция на намаляване на размерите и на техните максимални отклонения с намаляване дебелината на слоя, т.е. точността се повишава. По този начин се

потвърждава изказаното от нас предположение за решаващото влияние на оптичните свойства на пластмасите за получаване на точна конструкция при процеса на стереолитография.



Фиг. 3-8 Относителна разлика в % на размерите на пластмасови дентални мостове, изработени с 3D печат, с размерите на основния мост-модел.

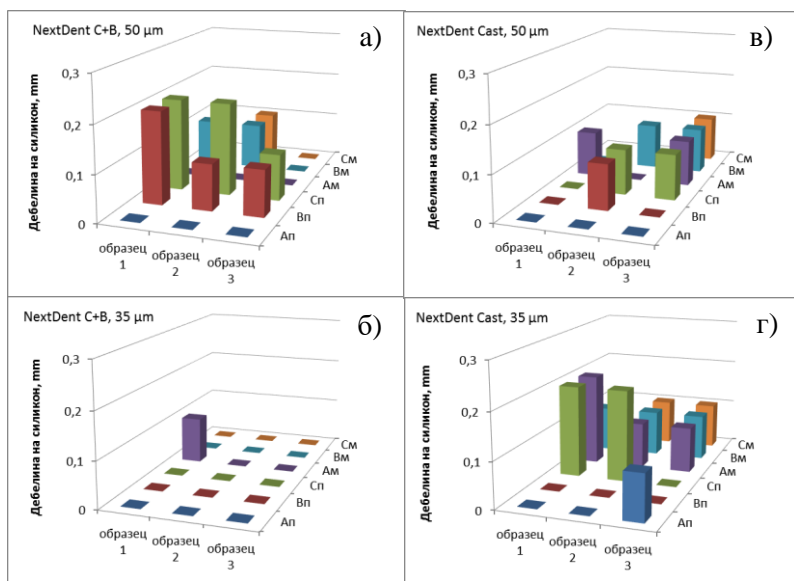
Изследването на детайли от дентални пластмаси, изработени чрез стереолитография с ЦСП и LED осветление, показва че оптичните свойства на денталните пластмаси оказват решаващо влияние върху точността. От тях се определят дебелината на слоя и плътността на енергията, необходими за получаване на конструкции с висока точност.

Разположението на обекта, съответно размера, спрямо основата на принтера или направлението на печат е следващият основен параметър, който влияе на точността. Независимо от дебелината на слоя, най-точни са размерите, разположени в равнина XY, успоредна на основата. С най-малка точност са размерите, разположени в равнини XZ, YZ или ос Z, свързани с направлението на изграждане на обекта. Понижаване дебелината на слоя при процеса на стереолитография води до намаляване на размерите на обекта и до повишаване на точността.

3.1.2. Точност на напасване на мостови конструкции

Изследването на точността на напасване на временни мостове и модели за леене, изработени с препоръчаната дебе-

лина на слоя, показва, че хлабината между опорните зъби и короните-мостокрепители е в границите на допустимото, но е неравномерно разпределена (фиг. 3-11). Понижаване дебелината на изграждащия слой в някои случаи може да доведе до нулеви стойности на хлабината. Тези резултати още веднъж потвърждават тезата, че оптичните свойства на използваните мономери играят решаваща роля за точността на послойно изградените неснемаеми протезни конструкции.

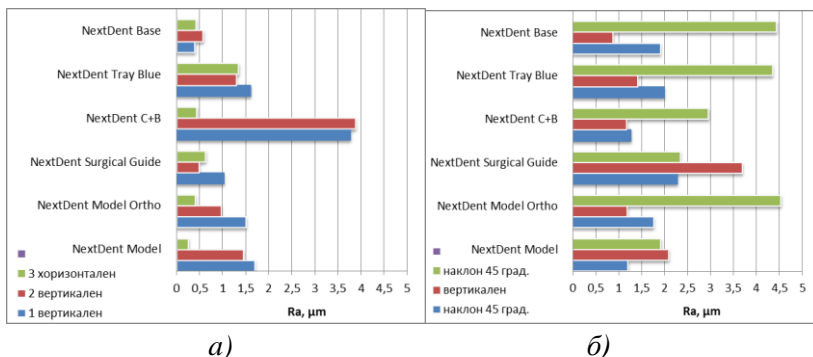


Фиг. 3-11 Дебелина на силикон при изследване точност на ажустиране на денталните мостове.

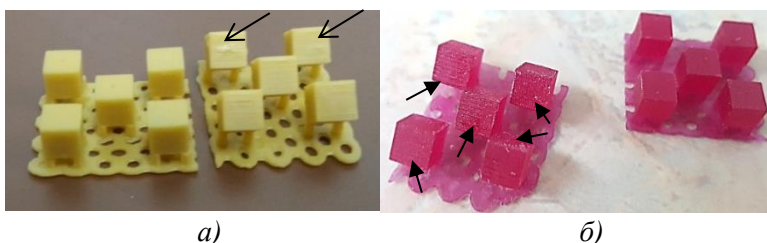
3.1.3. Грапавост на повърхнините

Данните от изследването на грапавостта показват, че кубичните образци, разположени хоризонтално, имат много по-малка грапавост на стените в сравнение с тези, отпечатани под наклон (фиг. 3-12). Най-малка грапавост имат стените, разположени хоризонтално спрямо основата, а грапавостта на вертикалните стени е почти 3 пъти по-висока (фиг. 3-12-а).

Вертикалните стени на образци от пластмаси, при които полимеризационният слой е по-тънък 35-50 μm се характеризират с най-малка грапавост. При наклонените образци с най-голяма грапавост са стените, разположени под 45° спрямо основата (фиг. 3-12-б). Стойностите на Ra са по-малки за стените, които са по-близо до опорите, т.е. тези, които се принтират в началото на процеса, а най-големи за тези, които се принтират в неговия край, което е доказано от направения оглед (фиг. 3-13).



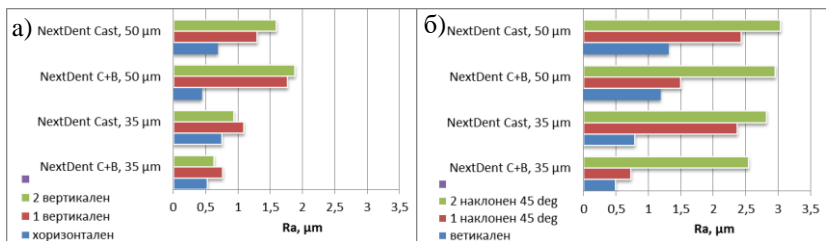
Фиг. 3-12 Средно аритметично отклонение Ra на грапавостта на повърхнини на 3D принтиран куб от различни пластмаси при хоризонтално разположение (а) и под наклон 45° (б).



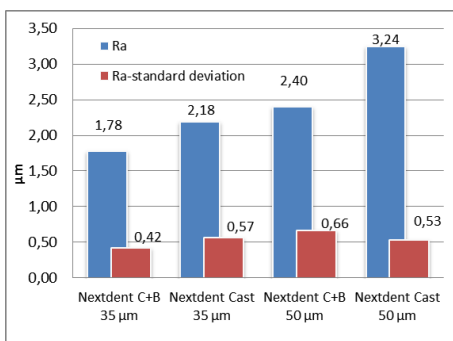
Фиг. 3-13 Образци от пластмаси NextDent Model (35 μm) (а) и от NextDent Cast (50 μm) (б).

При изследване влиянието на дебелината на слоя на 3D печат върху грапавостта чрез две групи образци – кубични и 4-членни мостови конструкции е установено, че грапавостта се повишава с увеличаване дебелината на слоя (фиг. 3-15 и фиг. 3-17). Тази тенденция е характерна както за стените с вертикално разположение, така и при тези под наклон. Независимо от

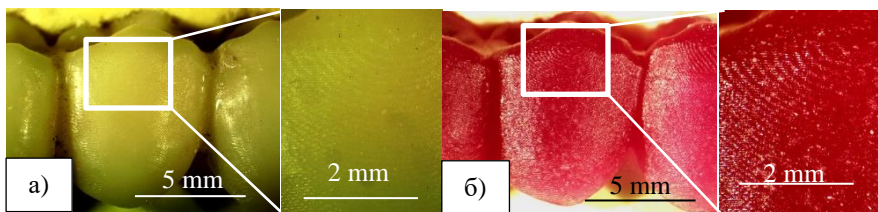
дебелината на слоя, грапавостта на образците от NextDent Cast е с 30-50% по-голяма от тази на NextDent C+B. Изследването на повърхността на мостовите конструкции със светлинен микроскоп потвърждават горните данни (фиг. 3-18). На снимките ясно се



Фиг. 3-15 Средно аритметично отклонение на грапавостта Ra на повърхности на кубични образци, отпечатани в хоризонтална позиция (а) и под наклон 45° (б).



Фиг. 3-17 Средно аритметично отклонение Ra на грапавостта на повърхнините.



Фиг. 3-18 Морфология на повърхността на временни мостове (а), и пластмасови леярски модели (б), изработени с 50 μm дебелина на слоя.

виждат следите на отделните слоеве, характерни за процеса на изграждане чрез стереолитография с ЦСП.

Наблюдавана е интересна особеност – наклонени повърхности, които се формират в края на процеса чрез намаляване площта на проекциите, са с по-голяма грапавост от повърхности, наклонени под същия ъгъл, но получени чрез увеличаване площта на проекциите в началото на процеса, което може да се свърже с оптичните свойства на използваните мономери.

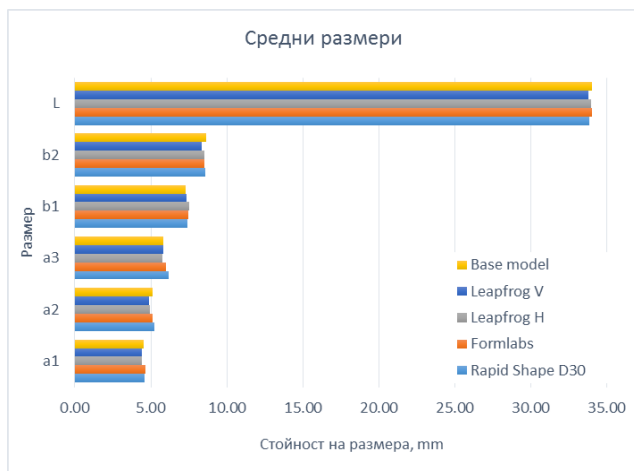
В настоящата работe е потвърдено, че върху грапавостта на послойно изградени дентални пластмаси влияние оказват дебелината на изграждащия слой и разположението на детайла спрямо направлението на печат. Установено е, че върху грапавостта на дентални пластмаси, произведени чрез СЛА с ЦСП, оказват влияние още два фактора - оптичните свойства на използваните мономери и формирането на повърхнините в началото или края на процеса. С най-малка грапавост се характеризират повърхнините, успоредни на основата ($Ra=0.5-0.7 \mu\text{m}$ за почти всички изследвани пластмаси). Върху тяхното качество оказват влияние само оптичните свойства. Грапавостта на повърхностите, разположени успоредно или под наклон 45° към ос Z , е по-голяма 2-3 пъти ($Ra=0.75-2.1 \mu\text{m}$) и 5-6 пъти ($Ra=1.25-4 \mu\text{m}$) съответно в сравнение с повърхностите, успоредни на основата. С най-голяма грапавост са повърхностите, изградени от по-тъмни материали в края на процес с по-голяма дебелина на слоя и разположени под наклон спрямо направлението на печат.

3.2. ТОЧНОСТ И ГРАПАВОСТ НА МОСТОВИ КОНСТРУКЦИИ ОТ ПЛАСТМАСА, ПРОИЗВЕДЕНИ ЧРЕЗ СТЕРЕОЛИТОГРАФИЯ И НАПЛАСТЯВАНЕ НА МАТЕРИАЛ

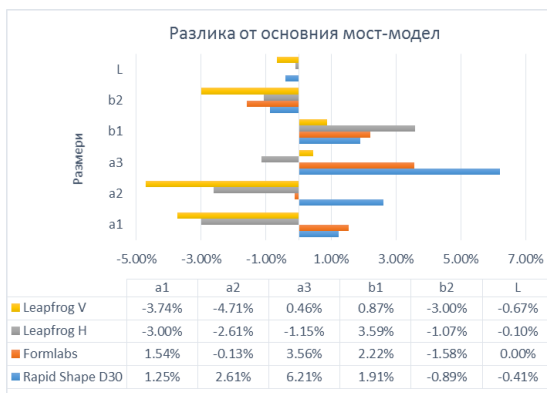
Изследвани са точността и грапавостта на дентални мостове от пластмаси на основата на ПММА и *Poly-lactic Acid (PLA)*, отпечатани с дебелина на слоя $50 \mu\text{m}$ с 3D принтери, работещи на различни принципи: напластяване на материал и стереолитография с лазер и ЦСП.

3.2.1. Точност на размерите

Изследването на геометричните характеристики на денталните мостове показва, че с най-големи отклонения се характеризират размерите, които са разположени успоредно (ос Z) или под наклон (равнина XZ) на направлението на изграждане (фиг. 3-19 и фиг. 3-20). При образците, изработени по метода на стереолитографията, тези размери са по-големи от размерите на



Фиг. 3-19 Размери на дентални мостове от пластмаса, произведени с различни 3D принтери.



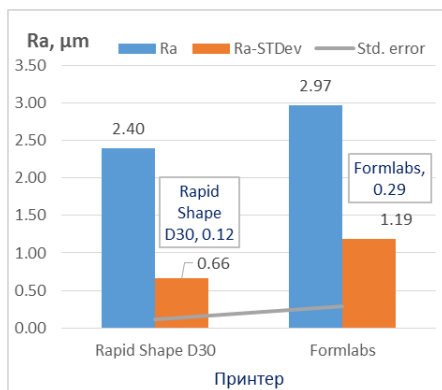
Фиг. 3-20 Разлика на размерите на дентални мостове, произведени с различни 3D принтери, с размерите на основния мост-модел.

основния мост-модел, а при образците, изработени чрез напластяване на материал, те са по-малки. И при трите технологии дължината L на денталните мостове, разположена по направление Y , което не е свързано с посоката на изграждане, е сравнително точна.

От трите вида принтери най-голяма точност на размерите на мостовите конструкции осигурява принтер *Form 1+* на *Formlabs*, работещ на принципа на стереолитография с лазер.

3.2.2. Грапавост на повърхнините

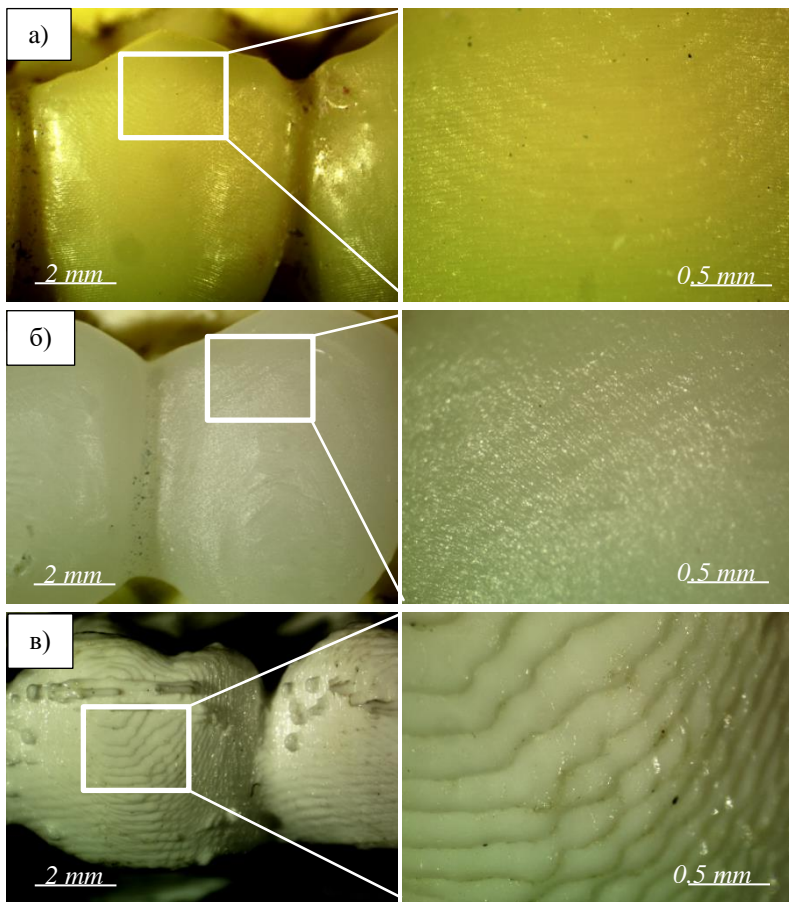
От трите технологии най-ниска грапавост на повърхнините осигурява процесът на стереолитография с ЦСП (фиг. 3-22), следван с много малки разлики от лазерната СЛА, а с най-голяма грапавост се характеризират конструкциите от пластмаса, изградени чрез напластяване с материал. И при трите метода на изработване по повърхността ясно се забелязват отделните слоеве на изграждане на образците (фиг. 3-23).



Фиг. 3-22 Средно аритметично отклонение Ra на грапавостта на мостове от пластмаса, произведени чрез стереолитография с ЦСП и лазер (*Rapid Shape D30* и *Formlabs* принтери съответно).

Изследването показва, че 3D принтери, работещи на принципа на стереолитография с ЦСП или лазер може успешно да се използват за производство на дентални конструкции с необходимата висока точност. Установените при предварителни експерименти грешки в размерите може да се компенсират още при проектиране на виртуалния модел, а необходимата гладкост да се постигне чрез окончателни обработки. Поради високата грапавост на детайлите и ниските механични свойства на

използваната пластмаса PLA, принтерът, изграждащ конструкции чрез напластяване на материал (FDM), е подходящ за изработване на модели за обучение.



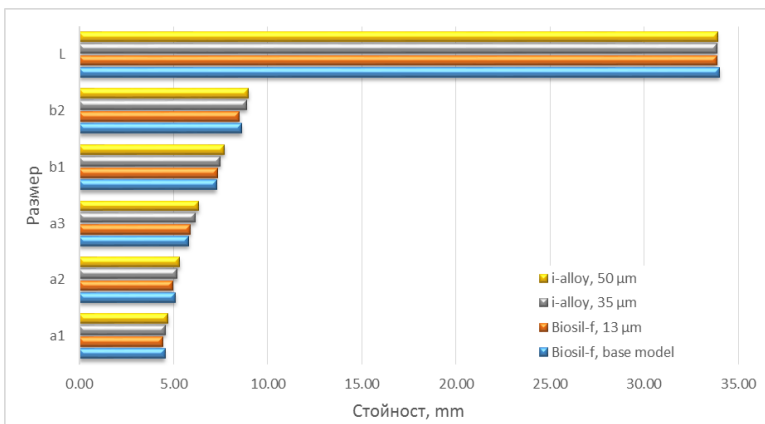
Фиг. 3-23 Морфология на повърхността на дентални мостови конструкции от пластмаса, произведени чрез различни процеси на 3D печат: стереолитография с ЦСП (а), стереолитография с лазер (б) и напластяване на материал (в).

3.3. ТОЧНОСТ И ГРАПАВОСТ НА Co-Cr ДЕНТАЛНИ СПЛАВИ, ОТЛЕТИ С ПОСЛОЙНО ИЗГРАДЕНИ МОДЕЛИ

Точността и грапавостта на Co-Cr дентални сплави, отлети с послойно изградени модели, са изследвани с помощта на мостови конструкции. Изработени са три групи образци – четиричленни дентални мостове. Първата група са отлети от сплав *Biosil-F* като леярските модели са произведени с помощта на 3D принтер *Solidscape 66+*, работещ на принципа на многоструен печат. Моделите са отпечатани с дебелина на слоя 13 μm . Мостовите конструкции от втората и третата група са отлети от сплав *i-Alloy* с леярски модели, отпечатани на принтер *Rapidshape D30*. Този принтер работи на принципа на стереолитография с ЦСП. Моделите за втората група образци са отпечатани с дебелина на слоя 35 μm , а за третата – 50 μm .

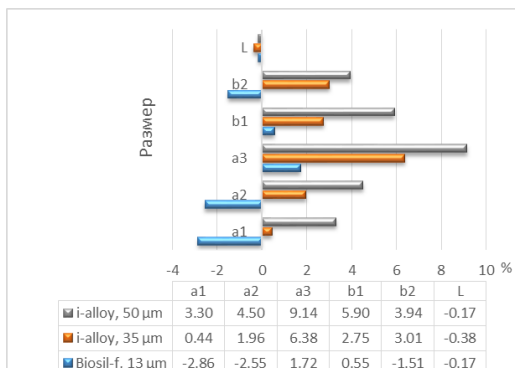
3.3.1. Точност на размерите

Настоящото изследване на Co-Cr дентални сплави, отлети с 3D принтирани модели показва, че най-точни са мостовете, отлети с модели, изградени с най-малката дебелина на слоя 13 μm (-2.86%/+1.72% разлика с основния мост-модел) (фиг. 3-25 и фиг. 3-26). Увеличаване дебелината на слоя на 3D печат на моделите



Фиг. 3-25 Размери на дентални мостове, отлети с модели, 3D принтирани с различна дебелина на слоя.

води до увеличаване размерите на Co-Cr мостови конструкции. Размерите на мостовите, отлети с модели с дебелина на слоя 50 μm (препоръчана от фирмата-производител) са най-големи (с 3.30%-9.14% по-големи от основния мост-модел).

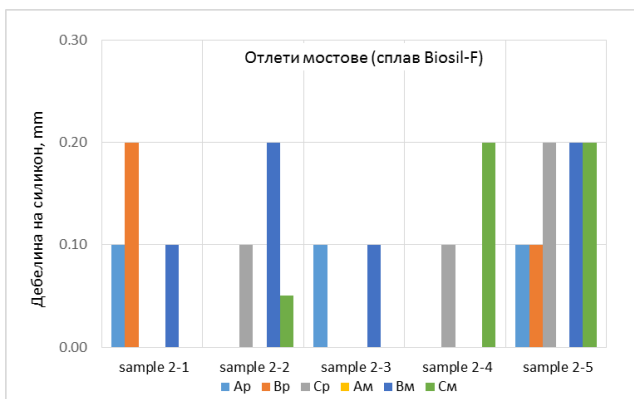


Фиг. 3-26 Относителна разлика в % на размерите на мостовите конструкции с размерите на основния мост-модел.

За да се получи точна конструкция от Co-Cr сплав при леене с послойно изградени модели е необходимо да се подбере подходяща дебелина на слоя за 3D печат на модела, гарантираща точни размери на отливката. Ако се работи с препоръчаната от фирмата дебелина на слоя, размерите на конструкциите трябва да се корегират със съответния процент още на виртуалния модел.

3.3.2. Точност на напасване на Co-Cr мостови конструкции

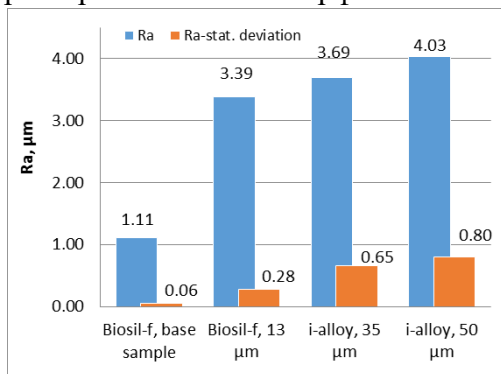
Хлабината между короните на Co-Cr мостови конструкции и опорните зъби на гипсовия модел е неравномерна и е между 0-0.2 mm (фиг. 3-28), което е в границите на допустимото според клиничните изисквания. За да се осигурят равномерни хлабини на Co-Cr дентални мостове, отлети с 3D принтирани модели, е необходимо да се предприемат действия за понижаване на деформациите не само при отливане и охлаждане на протезните конструкции, а още в процеса на послойно изграждане на леярските модели.



Фиг. 3-28 Дебелина на силикон при измерване точност на напасване на мостови конструкции, отлети от Co-Cr сплав Biosil-F с 3D принтирани модели.

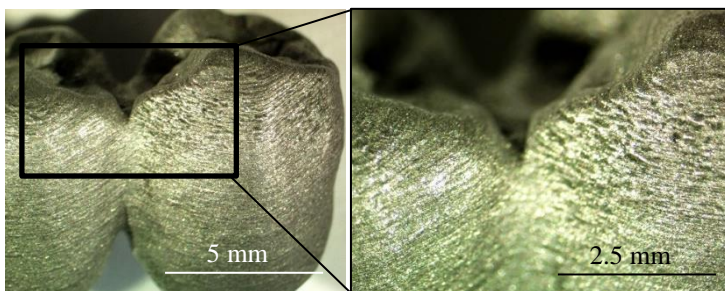
3.3.3. Грапавост на мостовите конструкции

Грапавостта на Co-Cr мостови конструкции, отлети с послойно изградени модели, е 3-4 пъти по-висока от базовия мост, отлят от восьъчен модел по конвенционална технология (фиг. 3-29). Увеличаване дебелината на слоя на 3D принтираните модели води до увеличаване грапавостта на Co-Cr мостове ($Ra=3.39 \mu\text{m}$ при модел с дебелина на слоя $13 \mu\text{m}$; $Ra=3.69 \mu\text{m}$ и $Ra=4.03 \mu\text{m}$ при модели, изградени със слоеве $35 \mu\text{m}$ и $50 \mu\text{m}$ съответно). Характерната слоеста морфология на повърхността



Фиг. 3-29 Средни аритметични отклонения на грапавостта Ra на мостови конструкции, отле-ти с 3D принтирани лоярски модели.

на послойно изградените модели се запазва по повърхността на моста след отливане, зачистване и пясъкоструене, независимо от дебелината на слоя на принтиране (фиг. 3-31).



Фиг. 3-31 Морфология на повърхността на мост от сплав *Biosil-F*, отлят с модел, принтиран с 13 μm дебелина на слой.

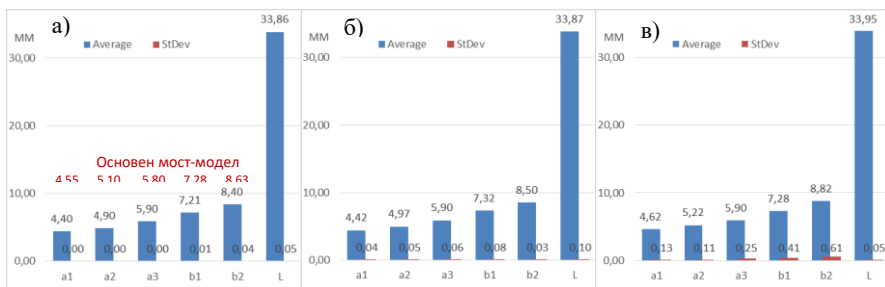
При изработване на изцяло метални конструкции това е недостатък и металните повърхности трябва да се полират до огледален блясък. Но при металокерамика и конструкции, инкрустирани с композит или пластмаса, се очаква по-високата грапвост да е предимство, защото би увеличила адхезията между порцелан/ пластмаса/композит и сплавта.

3.4. ТОЧНОСТ И ГРАПВОСТ НА Co-Cr ДЕНТАЛНИ СПЛАВИ, ПРОИЗВЕДЕНИ ЧРЕЗ ИЛС

Точността на Co-Cr дентални сплави, произведени чрез ИЛС, е изследвана с помощта на четиричленни мостови конструкции. Образците са изработени от сплави с близък химичен състав (таблица 2-3, глава 2): *Co212-f* ASTM F75 за лазерно изградените мостове и *Biosil-F (Degudent)* за отлетите.

3.4.1. Точност на размерите

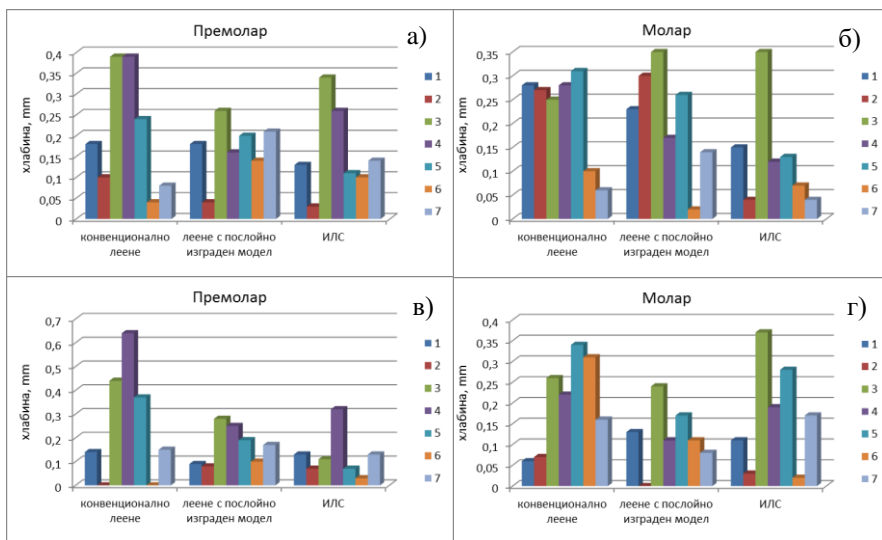
При изследване на Co-Cr мостови конструкции, произведени чрез ИЛС е установено че тази технология гарантира най-висока точност и повторямост на размерите. Средните размери на почти всички елементи на мостовете, изработени чрез ИЛС, са по-малки от тези на основния мост модел с 0.07 mm - 0.23 mm.



Фиг.3-32 Средни размери и стандартни отклонения (StDev) на размерите на мостове, изработени чрез ИЛС (а), отливане с послойно изградени модели (б) и конвенционално леене (в).

3.4.2. Точност на напасване на Co-Cr мостови конструкции

Изследването на точността на напасване на мостовите конструкции спрямо опорните зъби е извършено чрез силиконов тест и новоразработена методика с помощта на CAD софтуер



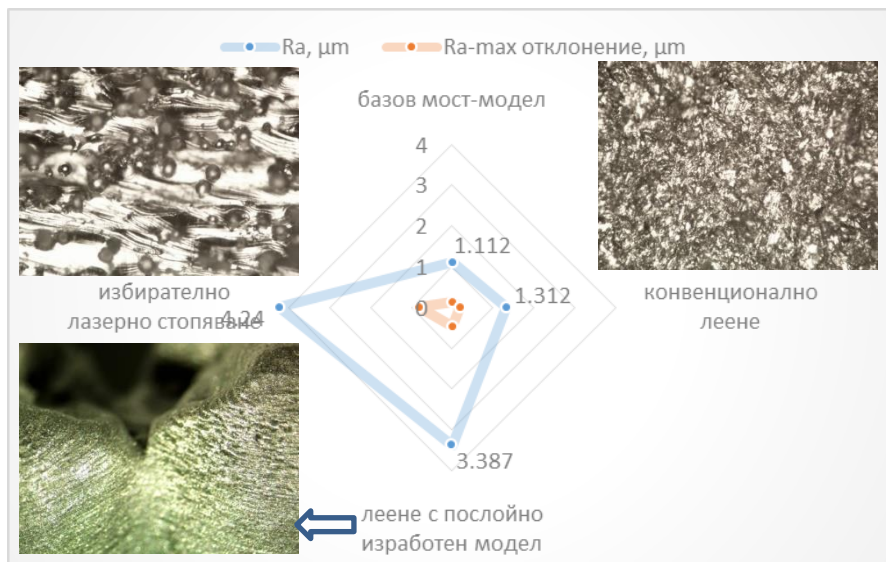
Фиг. 3-34 Хлябини между опорни зъби и корони-мостокрепители на виртуални модели на дентални мостове в медио-дистално (а) и (б) и вестибуло-лингвално направления (в) и (г). (т. 1 и т. 7 – по препарационната граница, т.2 и т.6 – между вертикалните стени и т.3 – т.5 по оклузалната повърхност).

Solid-Works. Резултатите от двете методики показват, че точността на напасване на мостовите, изработени чрез ИЛС, е по-висока от тази на конвенционално произведените, но по-ниска от отлетите с послойно изработени модели (фиг. 3-34). Хлабината по препарационната граница и вътрешната хлабина на мостовите, изработени чрез ИЛС, са в клинично приемливи граници 0.05-0.15 mm. Вътрешната хлабина е разпределена неравномерно – най-голяма е по оклузалните повърхности, следвани от тези по ръба на препаратията и между вертикалните стени.

3.4.3. Грапавост на мостовите конструкции

Грапавостта на Co-Cr дентални сплави, произведени чрез ИЛС, е около 4 пъти по-висока от конвенционално произведените и 30% по-голяма от тази на сплавите, отлети с послойно изработени модели ($Ra=4.24 \mu\text{m}$, $Ra =1.312 \mu\text{m}$ и $Ra=3.387 \mu\text{m}$ съответно) (фиг. 3-35).

Голямата грапавост и особеностите на морфологията на повърхността на мостовите конструкции, изработени чрез ИЛС,



Фиг. 3-35 Грапавост и морфология на повърхността на Co-Cr мостови конструкции, изработени по различни технологии.

се явяват ограничение при нейното прилагане за производство на изцяло метални конструкции. Но при изработване на конструкции, инкрустирани с пластмаса/ композит/порцелан, те могат да бъдат предимство и да допринесат за повишаване на механичната компонента на адхезията на покритието към основата.

ЧЕТВЪРТА ГЛАВА **МИКРОСТРУКТУРА И ТВЪРДОСТ НА ДЕНТАЛНИ СПЛАВИ, ИЗРАБОТЕНИ С ПОМОЩТА НА ТЕХНОЛОГИИ ЗА ПОСЛОЙНО ИЗГРАЖДАНЕ**

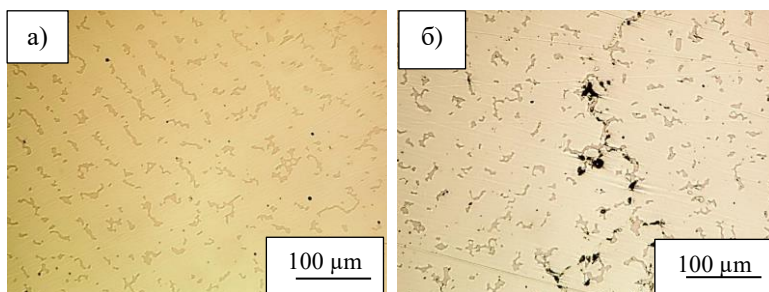
Металните инфраструктури на денталните конструкции традиционно се произвеждат чрез центробежно леене по ръчно-изработени восъчни модели, което е предпоставка за ниска точност и задоволително качество. Съвременните CAD-CAM системи дават възможност за изработване на персонализирани конструкции с високо качество за кратки срокове при висока производителност на апаратурата. Два са основните аспекта за приложение на технологиите за послойно изграждане при производството на метални инфраструктури за дентални протези: 1) изработване на леярски модели чрез 3D печат и последващо отливане на детайлите и 2) директно изработване на конструкции от виртуален 3D модел чрез избирателно лазерно стопяване.

4.1. МИКРОСТРУКТУРА НА Co-Cr ДЕНТАЛНИ СПЛАВИ, ИЗРАБОТЕНИ С ПОМОЩТА НА ТЕХНОЛОГИИ ЗА ПОСЛОЙНО ИЗГРАЖДАНЕ

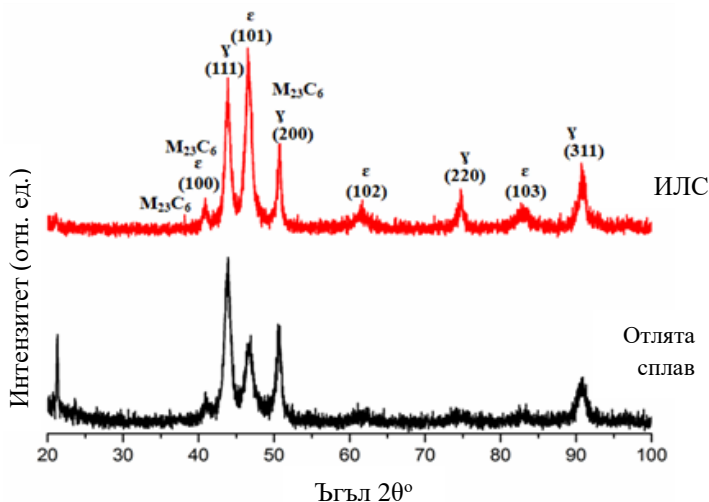
Особеностите на производствените процеси, технологичните режими и стратегии на изработване, видът и параметрите на изходния материал оказват основно влияние върху микроструктурата на Co-Cr дентални сплави.

4.1.1. Микроструктура на Co-Cr дентални сплави, отлети с послойно изградени модели

Изследвана е микроструктурата на четиричленни мостови конструкции, отлети от Co-Cr сплав *Biosil-F* с конвенционално изработен восъчен и послойно изграден модели. Потвърдено е, че микроструктурата на Co-Cr дентална сплав, отлята с послойно изградени модели, е типична лята структура – едрозърнеста и нехомогенна с дендритна морфология (фиг. 4-1). Състои се от γ -фаза в дендритите и малки количества ϵ -фаза, а в между-



Фиг. 4-1 Микроструктура на Co-Cr дентални мостове, произведени чрез леене от послойно изграден модел (а) и конвенционално изработен модел (б).

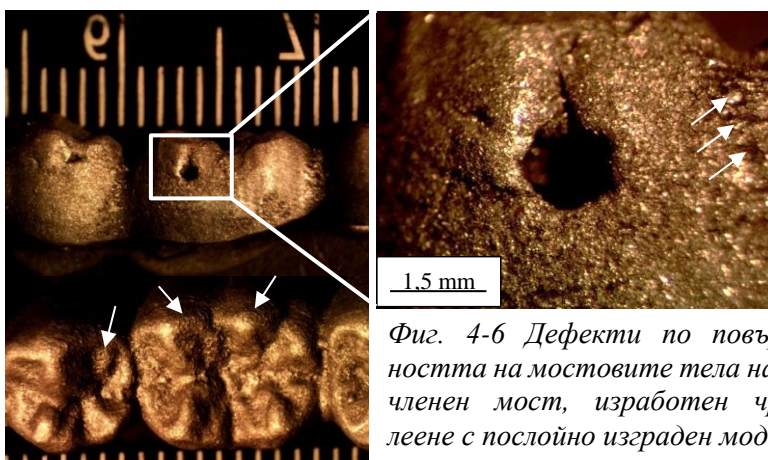


Фиг. 4-3 Рентгенографски анализ на фазовия състав на Co-Cr дентални сплави, изработени чрез леене (*Biosil-F*) и ИЛС (*Co 212-f*).

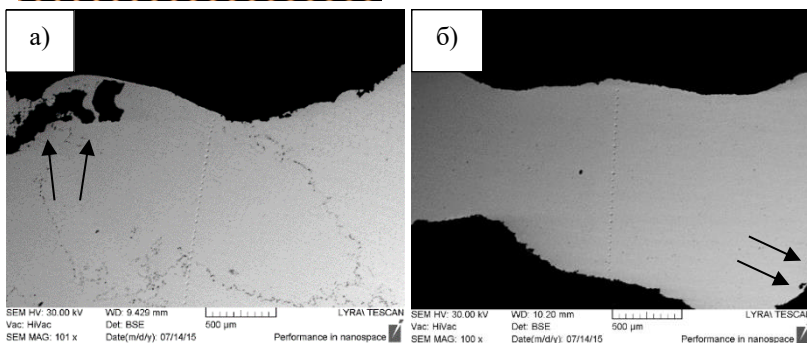
дендритните пространства – микроевтектика и първични карбиди от типа $(Cr,Mo)_{23}C_6$ (фиг. 4-3). Микроевтектиката се състои от γ -твърд разтвор и интерметални включения от типа $Co_5(Cr,Mo)_3Si_2$.

Специфичната едрозърнеста микроструктура на отлетите Co-Cr дентални сплави, характеризираща се с дендритна морфология, нехомогенен химичен състав и наличие на γ и ϵ фази в различно съотношение, карбиди и интерметалиди определя техните механични свойства.

Дефектите на Co-Cr дентални мостове, отлети с послойно изградени пластмасови модели, се определят не само от особеностите на лаярския процес, но и от технологията на



Фиг. 4-6 Дефекти по повърхността на мостовите тела на 4-членен мост, изработен чрез леене с послойно изграден модел.



Фиг.4-7 Дефекти в микроструктурата на мостови конструкции, отлети по конвенционална технология (а) и с 3D принтиран модел (б).

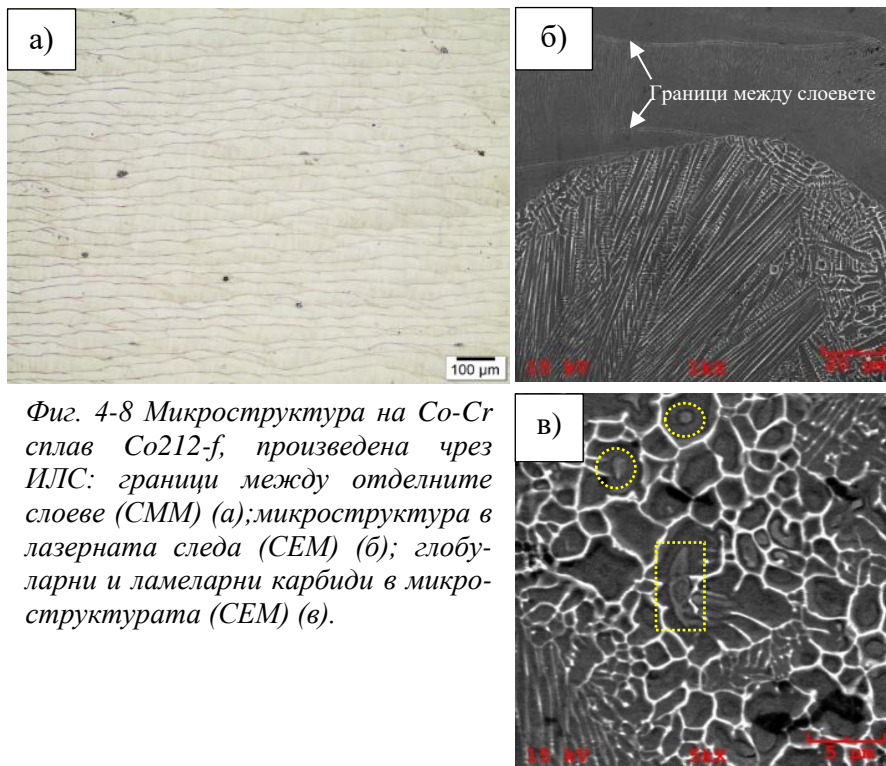
изработване на леярските модели. Те включват от една страна типичните за отливка всмукнатини и газови шупли, а от друга – 3 пъти по-висока грапавост на повърхността в сравнение с конвенционалното леене с восъчни модели (фиг. 4-6 и фиг. 4-7). Установените леярски дефекти водят до по-ниската плътност на мостовете, отлети от Co-Cr сплав *Biosil-F*: 7.86 g/cm^3 и 8.03 g/cm^3 съответно за образци, изработени по класическа технология и с 3D принтирани модели, в сравнение с плътността, дадена от производителя – 8.4 g/cm^3 .

Дефектите на Co-Cr дентални мостове, отлети с конвенционални восъчни или с послойно изградени пластмасови модели, се определят основно от особеностите на леярския процес. Технологията на изработване на леярските модели оказва влияние върху морфологията на повърхността на детайлите. За да се получат бездефектни отливки с висока гладкост при леене с послойно изградени модели е необходимо: 1) да се направи правилен подбор на процес на 3D печат и апаратура; и 2) стриктно спазване на технологичните режими и на правилата за работа по време на 3D печат и на леене.

4.1.2. Микроструктура на Co-Cr дентални сплави, произведени чрез ИЛС

В процеса на избирателно лазерно стопяване детайлът се получава чрез последователно стопяване на слоеве прахообразен материал един върху друг с помощта на лазер. По време на изграждане на обекта в зоната на лазерно въздействие протичат сложни физико-химични и металургични процеси – пълно и частично стопяване на изходния материал, формиране и нарастване на нови фази и зърна както в стопената вана, така и от частично стопените пращинки, синтероване в твърдо състояние, фазови превръщания в твърдо състояние в зоната на термично въздействие. Всички тези процеси протичат при високи скорости на нагряване и охлаждане и високи температурни градиенти. В резултат се получават детайли със специфична финозърнеста микроструктура, която определя характерните по-високи механични свойства.

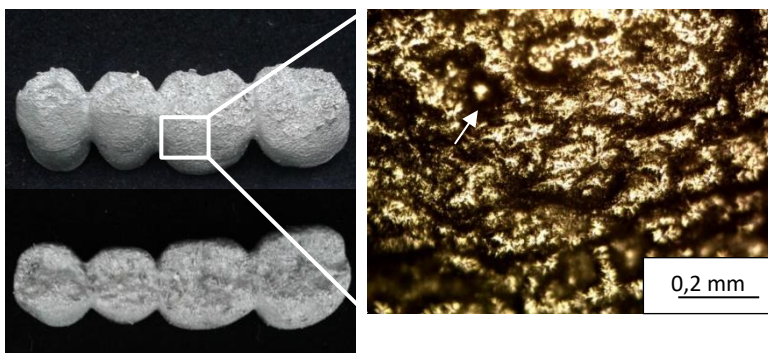
Макроструктурата на Co-Cr сплав *Co212-f*, произведена чрез ИЛС, се характеризира с ясно видими слоеве и граници между тях (фиг. 4-8-а). Микроструктурата е фина и хомогенна по отношение на химичния състав. Тя има дендритен строеж с γ -фаза в дендритите, наличие на повишено количество ε -фаза и карбиди от смесен тип $M_{23}C_6$ (фиг. 4-3). Получените резултати потвърждават изследванията на други учени в тази област.



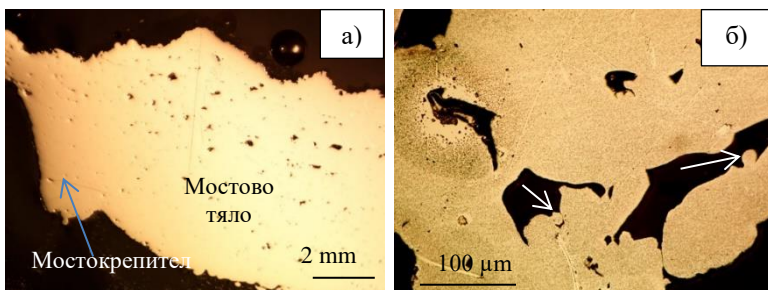
Фиг. 4-8 Микроструктура на Co-Cr сплав *Co212-f*, произведена чрез ИЛС: граници между отделните слоеве (СММ) (а); микроструктура в лазерната следа (СЕМ) (б); глобуларни и ламеларни карбиди в микроструктурата (СЕМ) (в).

Най-характерните дефекти на детайлите, произведени чрез ИЛС, са високата грапавост (4 пъти по-висока в сравнение с конвенционално отлята сплав) и порьозната структура (фиг. 4-10 и фиг. 4-11), като съотношението плътна структура/пори достига до 87.47%/ 12.53%.

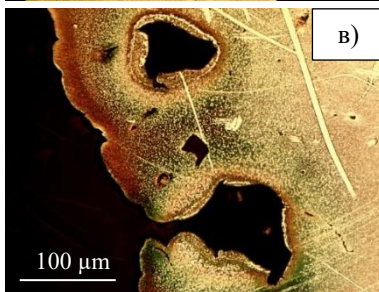
За да се постигнат високи механични свойства е важно детайлите, изработени чрез ИЛС, да са с висока плътност и опти-



Фиг. 4-10 Дефекти по повърхността на мостовите тела на 4-членен мост, изработен чрез ИЛС.



Фиг. 4-11 Дефекти в микроструктурата на дентален мост, изработен чрез ИЛС.



мално качество на повърхността. Минимизирането на дефектите се постига чрез оптимизация на параметрите на процеса на ИЛС.

Ниската плътност на енергията E се явява една от основните причини за наблюдаваната порьозна структура (формула (10)).

$$E = \frac{N}{v l_c t_c}, \quad (10)$$

Където: E плътност на енергията [J/mm^2], N е мощност на лазера [W], v е скорост на сканиране [mm/s], l_c – стъпка между

отделните стопени следи в един слой [mm], t_c – дебелина на слоя на изграждане при ИЛС [mm].

Тъй като, съгласно формула (10) тя е в пряка зависимост от мощността на лазера и в обратна от скоростта на сканиране, то това са двата най-важни технологични параметъра, чрез корегирането на които може да се постигне плътна структура. Другите причини са формата на стопената вана, дебелината на изграждащия слой и недостатъчната степен на препокриване на отделните следи в дадения слой.

Следователно, правилният подбор на основните технологични параметри – мощност на лазера, скорост и стратегия на сканиране, които оказват влияние върху формата и размерите на стопената вана, а от там и върху пористостта и микроструктурата ще гарантира получаването на детайли с плътна микроструктура и сравнително добро качество на повърхнините.

4.2. ТВЪРДОСТ НА Co-Cr ДЕНТАЛНИ СПЛАВИ, ИЗРАБОТЕНИ С ПОМОЩТА НА ТЕХНОЛОГИИ ЗА ПОСЛОЙНО ИЗГРАЖДАНЕ

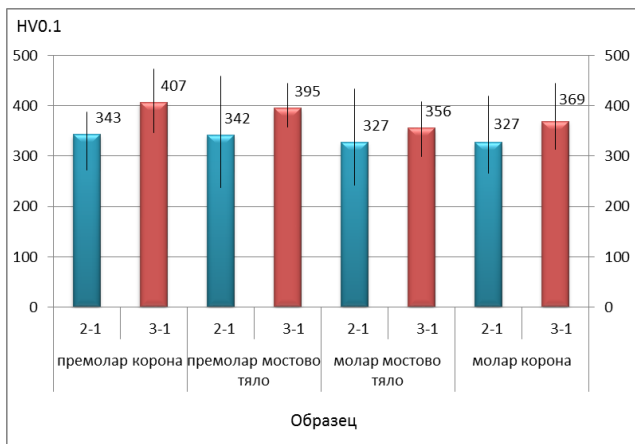
Характерната микроструктура на Co-Cr дентални сплави, получена вследствие на различните производствени процеси – леене и избирателно лазерно стопяване, предопределя разлика в твърдостта на получените конструкции.

В настоящата работа е направено изследване на твърдостта на Co-Cr дентални сплави, произведени с помощта на технологии за послойно изграждане. Измерена е твърдостта по дълбочина на всички съставни части на Co-Cr дентални мостове, отлети с послойно изградени модели и изработени чрез ИЛС (фиг. 4-13).

4.2.1. Твърдост на Co-Cr дентални мостове, отлети с послойно изградени модели

Установено е, че твърдостта на Co-Cr мостови конструкции, отлети с послойно изградени модели е в границите на 326 HV0.1 – 343 HV0.1 с неравномерно разпределение и колебание на стойностите в широки граници от +/-57 HV0.1 до +/-110 HV0.1,

което се дължи на специфичната едрозърнеста и нехомогенна микроструктура.



Фиг. 4-13 Средна твърдост на дентални мостове, отлети с послойно изградени модели от сплав *Biosil-F* (2-1) и произведени чрез ИЛС от сплав *Co212-f* (3-1).

4.2.2. Твърдост на Co-Cr дентални сплави, произведени чрез ИЛС

Твърдостта на Co-Cr дентална сплав *Co212-f*, произведена чрез ИЛС (356 HV0.1- 407 HV0.1), е с около 13% по-висока от тази на сплав *Biosil-F*, отлятата с послойно изградени модели, и се характеризира с по-равномерно разпределение в обема на образците поради характерната финозърнеста, сравнително хомогенна микроструктура и повишено съдържание на ϵ -фаза.

Направеният анализ чрез модела на Вейбул показва, че параметърът на формата - c на сплавта, произведена чрез ИЛС, е по-голям от този на отлятата сплав (32.3 и 10.3 съответно). Това е показател за по-еднородна структура на лазерно изградената сплав *Co212-f* в сравнение с отлятата *Biosil-F*, което е предпоставка за повишените ѝ качества.

Твърдостта на двете сплави - лазерно изградената *Co212-f* и отлятата *Biosil-F* се променя по различен начин след изпичане на двустранно покритие от порцелан върху тях. Твърдостта на

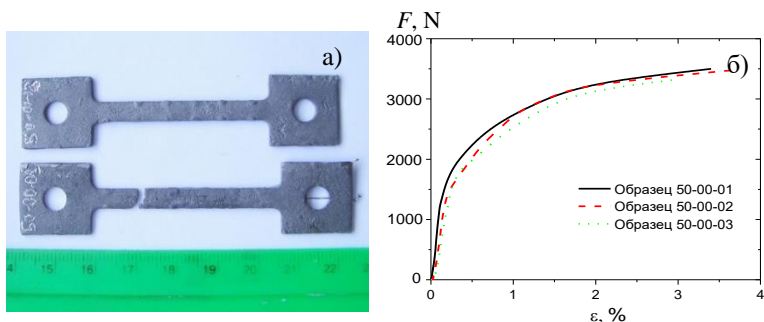
изработените чрез ИЛС образци се понижава до 36.5 HRC, а на отлетите се повишава до 39.8 HRC, което се определя от различните процеси, протичащи в микроструктурата по време на термичното въздействие.

ПЕТА ГЛАВА **ЯКОСТНИ СВОЙСТВА И ТРИБО-КОРОЗИЯ НА ДЕНТАЛНИ СПЛАВИ, ИЗРАБОТЕНИ С ПОМОЩТА НА ТЕХНОЛОГИИ ЗА ПОСЛОЙНО ИЗГРАЖДАНЕ**

Денталните сплави трябва да притежават високи механични свойства, които да осигурят достатъчна якост на конструкциите, за да може те да издържат дълготрайно на дъвкателните усилия без да се деформират. При изработване на неснемаеми протезни конструкции от металокерамика тяхната дълготрайност зависи основно от якостта на адхезия на порцелана към металната инфраструктура. Високата якост на адхезия спомага мостовата конструкция да се съпротивлява успешно на дъвкателните усилия, приложени от различни посоки.

5.1. ЯКОСТНИ ХАРАКТЕРИСТИКИ НА ДЕНТАЛНИ СПЛАВИ, ИЗРАБОТЕНИ С ПОМОЩТА НА ТЕХНО- ЛОГИИ ЗА ПОСЛОЙНО ИЗГРАЖДАНЕ

Изследването на якостните характеристики на дентални сплави, произведени с помощта на технологии за послойно изграждане, е извършено чрез изпитания на якост на опън на плоски епруветки (фиг. 5-1). На изпитания са подложени 3 групи образци: 1) изработени чрез конвенционално леене от Co-Cr сплав *Biosil-F* ; 2) отлети с послойно изградени модели, от Co-Cr сплав *i-Alloy* и Ni-Cr сплав *Wiron light* и 3) изработени чрез ИЛС от Co-Cr сплав *Co212-f*.



Фиг. 5-1 Образци от Ni-Cr дентална сплав Wiron light, отлети с послойно изработени модели, преди и след изпитване на опън (а) и диаграма усилие – деформация (б).

Таблица 5-1
Механични свойства на изследваните дентални сплави.

Сплав	Тип	Данни от производител					Данни от изследването				
		Rm	R _{0.2}	E	Твърдост		Rm	R _{0.2}	E	Твърдост	
		MPa	MPa	GPa	HV10	HRC	MPa	MPa	GPa	HV0.1	HRC
Wiron light (Bego), отлята с ПИМ	Ni-Cr	880	470	200	260	-	453	272	191	-	-
i-Alloy (i-Dental), отлята с ПИМ	Co-Cr	850	-	230	370	-	606	467	182	-	-
Biosil-F (Degudent) отлята конвенц.		900	700	220	400	-	-	410	209	335	33
Co212-f ASTM F75, ИЛС		1050	835	-	-	35	-	720	213	382	39

Забележка: ПИМ – послойно изградени модели

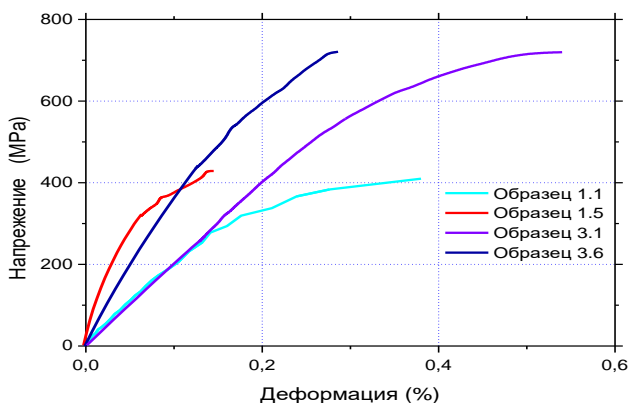
5.1.1. Якостни характеристики на дентални сплави, отлети с послойно изградени модели

Направеното експериментално изследване показва, че получените експериментални стойности на якостните характеристики на всички изследвани сплави, независимо от технологията им на производство, са по-ниски от дадените от производителя (таблица 5-1), което се дължи на различните условия на изпитания.

При денталните сплави, отлети конвенционално с восъчни или с послойно изградени пластмасови модели няма голяма разлика в получените якостни характеристики.

5.1.2. Якостни характеристики на Co-Cr дентални сплави, произведени чрез ИЛС

Докато Co-Cr дентална сплав *Co212-f*, произведени чрез ИЛС, се характеризира с повишени якостни свойства - граница на провлачване и модул на еластичност (фиг. 5-2) в сравнение със сплав *Biosil-F*, изработена чрез леене, което се дължи основно на специфичната фина микро-структура и повишеното съдържание на ϵ -фаза на лазерно изградената сплав. Модулът на еластичност на лазерно изградена Co-Cr сплав *Co212-f* е 213 GPa, а границата на провлачване $R_{0.2} = 720$ MPa, което е с 43% повече от стойността на конвенционално отлята сплав и отговаря на изискванията на стандарт ISO 22674:2016, предназначен за дентални конструкции (> 500 MPa).



Фиг. 5-2 Диаграма напрежение-деформация на Co-Cr дентални сплави, изработени чрез конвенционално леене и ИЛС с и без покритие от порцелан.

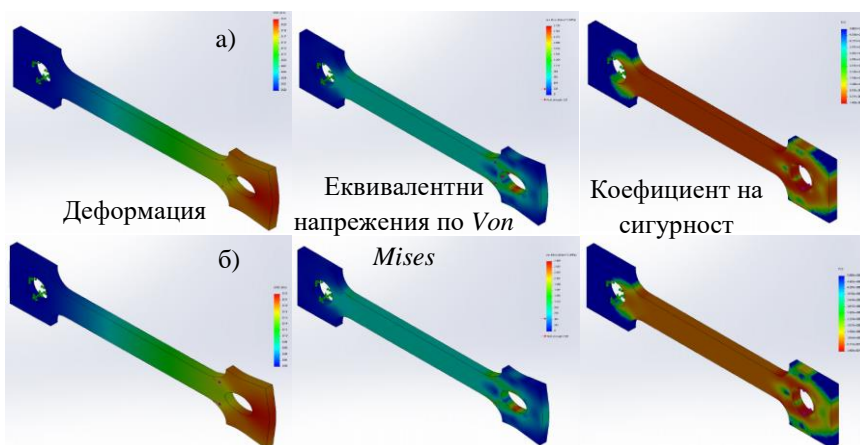
Образец 1.1 – отлят от сплав *Biosil-F* без покритие;

Образец 3.1 - отлят от сплав *Biosil-F* с покритие;

Образец 3.1. –изработен чрез ИЛС от сплав *Co212-f* без покритие;

Образец 3.6. –изработен чрез ИЛС от сплав *Co212-f* с покритие.

Симулационният анализ на образци от Co-Cr дентални сплави - конвенционално отлята *Biosil-F* и лазерно изградена *Co212-f* (фиг. 5-4) доказва, че най-големи еквивалентни напрежения възникват в края на работната зона и в близост до захващането. Това е причина повечето от образците да се разрушат именно в този участък, независимо от технологията на производство. Поради близките модули на еластичност на двете Co-Cr дентални сплави, няма голяма разлика в деформацията и в разпределението на еквивалентните напрежения. Единствената разлика е в коефициента на сигурност (*FOS*). Той е по-голям при сплавта *Co212-f*, обработена чрез ИЛС, което се дължи на по-високата якост на опън на този материал.



Фиг. 5-4 Деформации, еквивалентни напрежения по *Von Mises* и коефициент на сигурност на образци от Co-Cr сплави, произведени чрез леене (а) и ИЛС (б).

5.2. ЯКОСТ НА АДХЕЗИЯ НА ПОКРИТИЯ КЪМ ДЕНТАЛНИ СПЛАВИ, ИЗРАБОТЕНИ С ПОМОЩТА НА ТЕХНОЛОГИИ ЗА ПОСЛОЙНО ИЗГРАЖДАНЕ

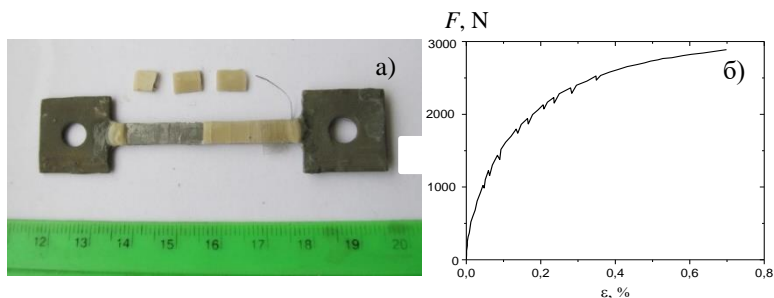
В настоящата работа за първи път е направено експериментално изследване на якостта на адхезия на покрития от порцелан и композит към Ni-Cr и Co-Cr дентални сплави чрез изпитания на опън. Използвани са образци с еднаква форма и

размери, което позволява не само да се сравни качествено адхезията на покритията, но и количествено да се сравнят разрушаващите напрежения, които предизвикват тяхното отслояване. В сравнение с ISO Standard 9693-1:2012 използваният подход дава възможност да се определи якостта на адхезия не само на покритие от порцелан, но и от композит. Получените резултатите са обработени чрез регресионен анализ и е направено числено моделиране на процесите чрез метода на крайните елементи (симуляционен анализ). Характерът на разрушаване на покритието от порцелан е оценен по разработена усъвършенствана методика.

5.2.1. Якост на адхезия на покрития към дентални сплави, отлети с послойно изградени модели

5.2.1.1. Якост на адхезия на покритие от порцелан към Ni-Cr дентални сплави, отлети с послойно изградени модели

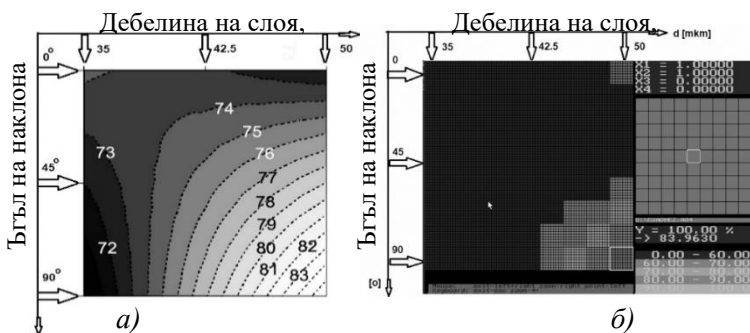
Якостта на адхезия на покритие от порцелан към дентални сплави, отлети с послойно изградени модели, е изследвана с помощта на плоски образци от Ni-Cr сплав *Wiron light* (фиг. 5-5). Техните леярски модели са изработени от пластмаса *NextDent Cast* чрез 3D печат под различен наклон (0° , 45° и 90°) спрямо основата на стереолитографски принтер *RapidShape D30*.



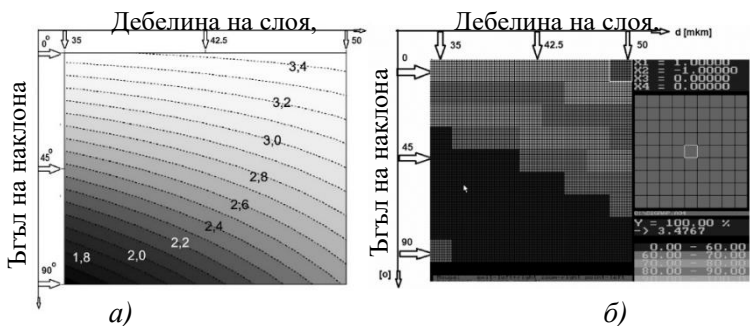
Фиг. 5-5 Образец от Ni-Cr дентална сплав *Wiron light* с покритие от порцелан след изпитание на опън (а) и неговата диаграма усилие-деформация (б).

Установено е, че якостта на адхезия на порцелановото покритие към Ni-Cr сплави, отлети с послойно изградени модели, е по-висока от отлетите по конвенционалната технология. В зависимост от режимите на 3D печат на моделите за леене якостта на адхезия на покритие от порцелан към Ni-Cr сплав *Wiron light* варира от 63.4 МРа до 84.6 МРа.

Извършен е регресионен анализ на резултатите от измерванията на средното аритметично отклонение на грапавостта R_a на Ni-Cr сплав и адхезионните характеристики на керамичното покритие. Получени са регресионни уравнения (13) и (14), които определят влиянието на технологичните фактори X_1 – дебелина



Фиг. 5-6 Разпределение на якостта на адхезия при образци с двустранен порцелан, представено чрез софтуери Mathcad в МРа (а) и MADMMML в % (б).



Фиг. 5-7 Разпределение на средно аритметично отклонение на грапавостта R_a при образци с двустранен порцелан, представено чрез софтуери Mathcad в μm (а) и MADMMML в % (б).

на слоя, X_2 – ъгъл на наклона на 3D печат върху грапавостта (R_a) и якостта на адхезия на покритието (τ).

$$Ra = 2.72833 + 0.26833X_1 + 0.2175X_1X_2 - 0.6975X_2, \quad (13)$$

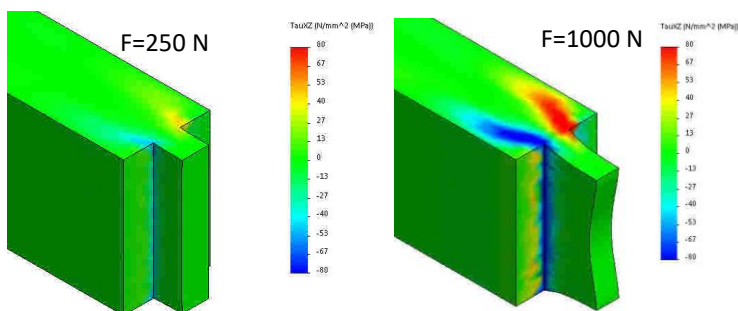
$$\tau = 73.533 + 2.333X_1 + 3.525X_2 + 4.575X_1X_2, \quad (14)$$

Където: X_1 – дебелина на слоя, а X_2 – ъгъл на наклона на 3D печат.

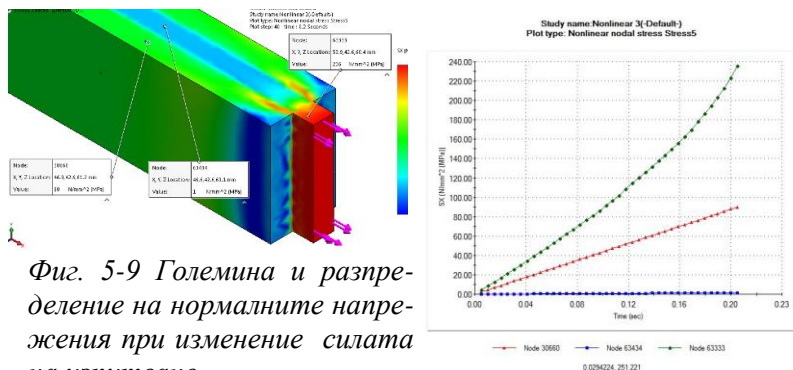
На базата на експерименталното изследване за определяне на адхезионните характеристики на керамичното покритие с помощта на софтуери *Mathcad* и *MADMMML* са построени картите на разпределение на якостта на адхезия (τ) (фиг. 5-6) и на средното аритметично отклонение на грапавостта Ra (фиг. 5-7) в зависимост от параметрите на технологичните режими.

За първи път е проведена многокритериална оптимизация по критериите якост на адхезия и грапавост на повърхнините. Многокритериалната оптимизация позволи да се получат два режима на 3D печат на леярските модели (дебелина на слой 50 μm , ъгъл на наклона 56.3° и 67.5°), при които се получават максимални адхезионни характеристики 77.9 МПа и 79.9 МПа съответно.

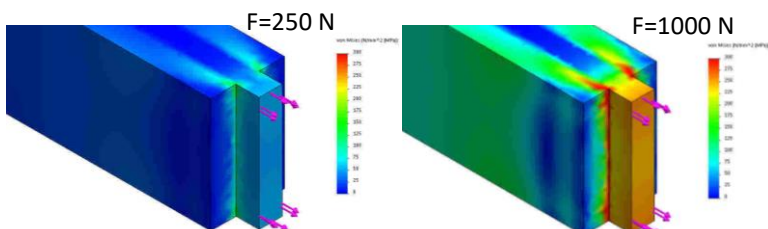
Направеното числено моделиране на процеса дава адекватно обяснение на адхезионно-кохезионния механизъм и последователност на разрушаване на порцелана от Ni-Cr сплав, отлята с послойно изработени модели. Анализът показва, че максимални нормални, тангенциални и еквивалентни напрежения се генерират на границата покритие/метал в свободния



Фиг. 5-8 Големина и разпределение на тангенциалните напрежения при изменение силата на изпитване.



Фиг. 5-9 Големина и разпределение на нормалните напрежения при изменение силата на изпитване.



Фиг. 5-10 Големина и разпределение на еквивалентните напрежения (von Mises) при изменение силата на изпитване.

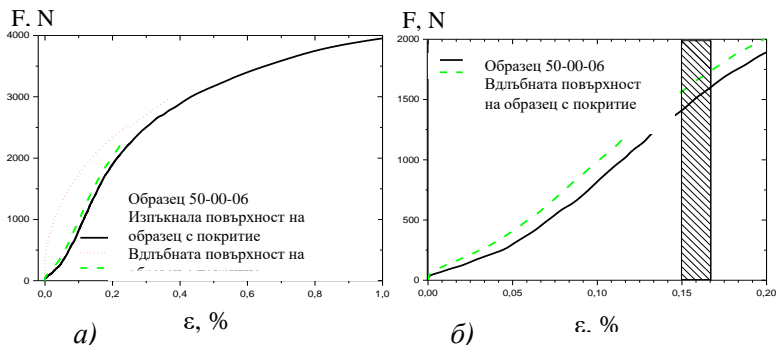
край на покритието (фиг. 5-8, фиг. 5-9 и фиг. 5-10). В тази зона първоначално започва разрушаването на покритието по адхезионен механизъм. Кохезионното разрушаване на покритието започва на известно разстояние от свободния му край с увеличаване на натоварването на по-късен етап. С понататъшно увеличаване на натоварването в покритието постепенно се появява мрежа от пукнатини докато се стигне до окончателното му разрушаване от основата.

5.2.1.2. Якост на адхезия на покритие от композит към Co-Cr дентални сплави, отлети с послойно изградени модели

Тъй като изследванията показаха, че най-високи стойности има адхезията на порцелан към метални образци, отлети с модели, отпечатани с дебелина на слой 50 μm , то на изпитания за

адхезия на композит са подложени Co-Cr образци, чиито модели са отпечатани със същата дебелина на слоя.

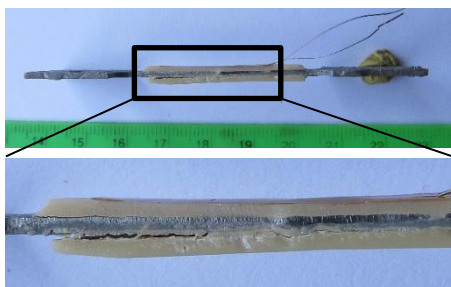
В настоящата работа за първи път при изпитания на образци на опън са определени модули на еластичност на порцелан и композит (фиг. 5-11). Модулът на еластичност на композит *Crea.lign set 12* е 8.5 GPa и е 7 пъти по-малък от този на дентален порцелан ($E=63-72$ GPa).



Фиг. 5-11 Криви на деформация на образец без покритие (50-00-06) и образец с покритие от композит (3D печат: 50 $\mu\text{m}/0^\circ$)

Якостта на адхезия на покритие от композит към Co-Cr дентална сплав, отлята с 3D принтирани модели, е 13.5 – 19.5 MPa, т.е. около 4.5 пъти по-ниска от адхезията на керамично покритие. Грападостта на Co-Cr дентална сплав, отлята с 3D принтирани модели, не оказва влияние върху стойностите на якостта на адхезия на композитното покритие.

Механизмът на разрушаване на покритието от композит се различава от този на керамиката. Композитните покрития се отслояват (отлепват) от металната повърхност без напукване (фиг. 5-12), т.е. те се разрушават адхезионно без да има кохезионна компонента.



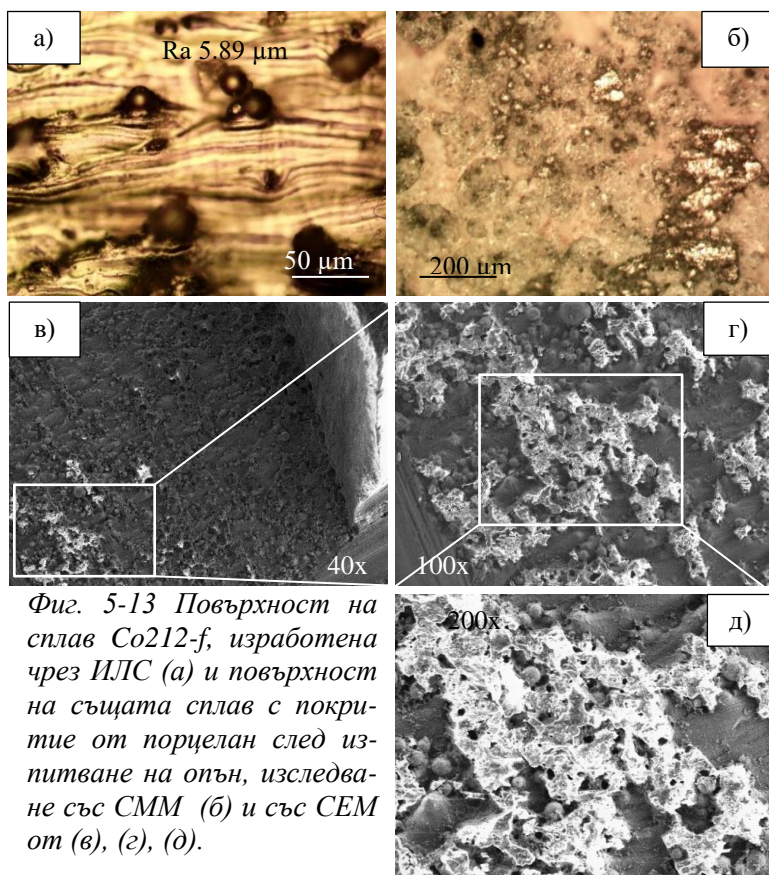
Фиг. 5-12 Отслояване на покритието при изпитания на опън.

5.2.2. Якост на адхезия на покритие от порцелан към Co-Cr дентални сплави, произведени чрез ИЛС

В настоящата работа чрез изпитване на опън е изследвана якостта на адхезия на порцеланово покритие към Co-Cr дентална сплав *Co212-f*, произведена чрез ИЛС. Направен е сравнителен анализ със стойностите при сплав *Biosil-F*, изработена чрез лее-не. Получените резултати на базата на два вида образци – с и без керамично покритие са представени на диаграмата на фиг. 5-2. Направените изчисления показват, че якостта на адхезия на покритие от порцелан към лазерно изградена сплав *Co212-f* е с по-висока стойност в сравнение с тази при отлята сплав *Biosil F* - 83.1 МПа и 67.5 МПа съответно.

Разрушеното покритие от порцелан върху образец от сплав *Co212-f*, изработен чрез ИЛС, е показано на фиг. 5-13. Беше установено, че в процеса на изпитване на образците най-напред се появява мрежа от пукнатини в покритието, перпендикулярна на направлението на прилаганото усилие. След това, с повишаване на усилието, покритието се разслоява при достигане на критична стъпка 1-2 mm, т.е. настъпва кохезионно разрушаване, и най-накрая то се разрушава адхезионно от основата. След изпитването повече от 50% от повърхността на сплав *Co212-f*, изработена чрез ИЛС, е покрита с остатъци от опаковия порцеланов слой. Тяхното разпределение е сравнително хомогенно с наличие на по-големи количества в местата на зараждане на пукнатините. Изследването при по-големи увеличения потвърди, че по-високата грапавост на лазерно изградените образци се дължи на специфичната морфология, характеризираща се с видими граници на изграждащите слоеве и отделните следи в тях, както и на частично разтопени пращинки (фиг. 5-13-а). Морфологичните особености на повърхността, както и частично разтопените пращинки спомагат за задържане на по-голямо количество порцелан по образците от сплав *Co212-f*, изработена чрез ИЛС (от фиг. 5-13-б до фиг. 5-13-е).

Характерът на разрушаване на порцелановото покритие от отлята сплав *Biosil F* е подобен с тази рязлика, че критичната стъпка на пукнатините е по-голяма - 4-6 mm. След изпитанията

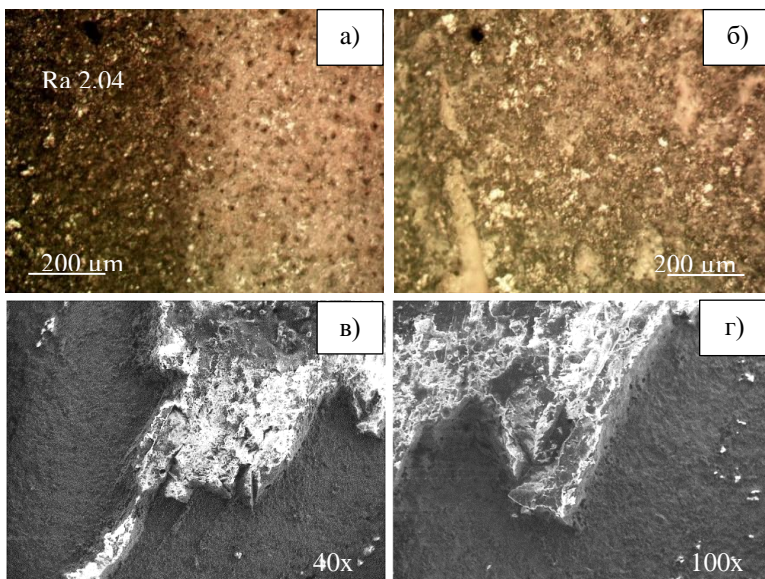


Фиг. 5-13 Повърхност на сплав Co212-f, изработена чрез ИЛС (а) и повърхност на същата сплав с покритие от порцелан след изпитване на опън, изследване със СММ (б) и със СЕМ от (в), (г), (д).

по-малко от 50% от повърхността на отлетите образци е покрита с остатъци от порцелан с неравномерно разпределение. На фиг. 5-14-а се вижда, че грапавостта на повърхността на отлетия и пясъкоструен образец е по-ниска от лазерно изградения. В резултат наличието на останал опакос слой порцелан е значително по-малко (фиг. 5-14-б). Изследването със СЕМ показва, че на местата, на които липсва покритие, порцеланът се е „отлепил“ изцяло от металната основа (фиг. 5-14-в и фиг. 5-14-г). Неравномерните остатъци от порцелан са доказателство за нееднородна адхезия на керамиката към сплавта.

По-малката дължина на критичната стъпка в покритието и по-голямото количество останал порцелан по повърхността на

образците, изработени чрез ИЛС, са индиректно доказателство за по-високата якост на адхезия на покритието от порцелан в сравнение с отлетите образци, което бе потвърдено и от изчисленията.

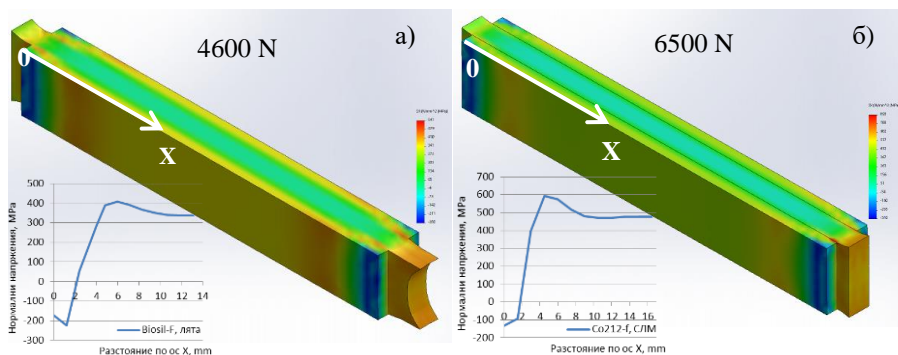


Фиг. 5-14 Повърхност на отливка от сплав Biosil F с покритие от порцелан преди (а) и след изпитване на опън (б), (в) и (г) (СММ (а), (б) и СЕМ (в), (г)).

В денталните конструкции от металокерамика якостта на адхезия на покритието от порцелан към дентални сплави зависи от степента на проникване на опаковия порцелан в грапавините по повърхността на детайла – механична адхезия, от химичното взаимодействие между окисния слой на сплавта и керамиката и от коефициентите на термично разширение на двата материала. От тези три фактора, химичната компонента оказва основно влияние върху силата на връзката между сплавта и порцелана. В нашите експерименти са използвани лазерно изградени образци от сплав *Co212-f*, които не са пясъкоструени. Следователно е запазена тяхната оригинална грапавост - около 3 пъти по-висока от тази на отлетите. Повърхността на образците, изработени чрез ИЛС, се характеризира с ясно видими граници на отделните

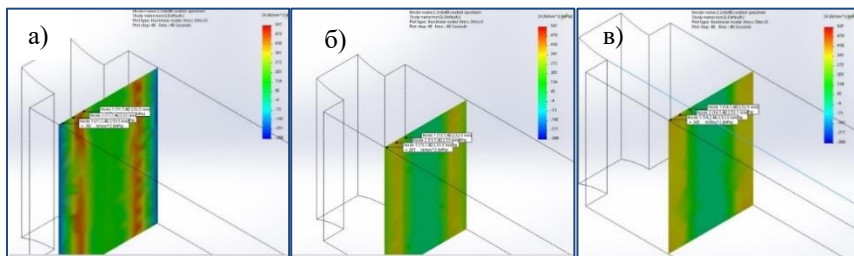
слоеве и следи и с частично разтопени пращинки. При тези условия първият слой опакъв порцелан може да проникне на по-голяма дълбочина в неравностите, грапавините и по границите между слоевете, повишавайки механичната адхезия. От друга страна, по-високата грапавост на Co-Cr образци, изработени чрез ИЛС, осигурява по-голяма площ за химично взаимодействие между двата материала в сравнение с отлетите и пясъкоструени. В резултат, якостта на адхезия на покритието от порцелан към лазерно изградената сплав *Co212-fe* по-висока от тази на отлятата сплав *Biosil F*. Когато якостта на адхезия между сплавта и керамиката е по-висока от кохезионните сили, тогава се очаква кохезионно разрушаване [Chang H.S. et al. (2016)]. Следователно, по-високата якост на адхезия на покритието от порцелан към лазерно изградената Co-Cr сплав е основната причина за предимно кохезионния начин на разрушаване, оценен според разработения в настоящата работа усъвършенстван критерий (т.2.5.1. от глава 2) като смесен/кохезионен. При образците, отлети от сплав *Biosil F*, по-ниската якост на адхезия е причина за смесен/адхезионен тип на разрушаване на покритието.

Данните от симулационния анализ дават адекватно обяснение за начина на разрушаване на порцелановото покритие. Анализът чрез МКЕ показва идентично разпределение на нормалните, тангенциални и еквивалентни напрежения в образците от

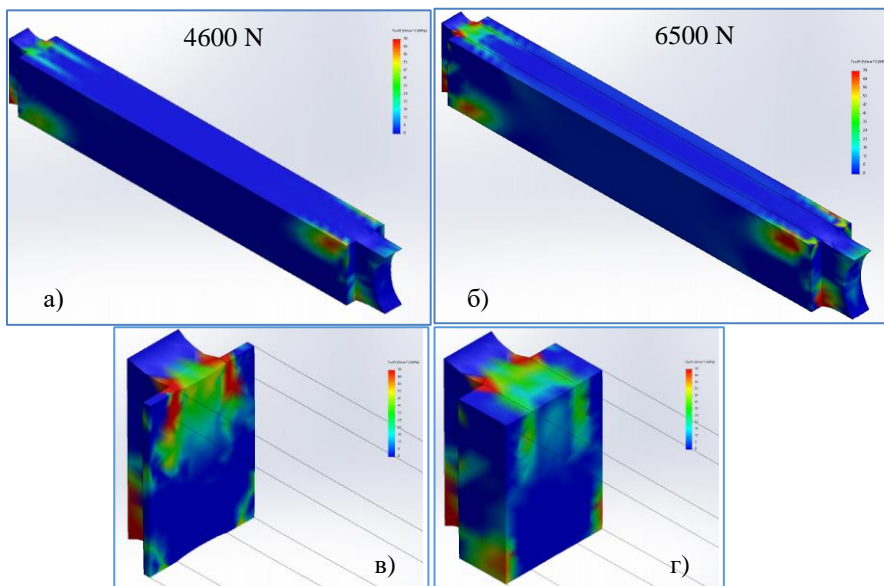


Фиг. 5-17 Разпределение на нормалните напрежения в образци от Co-Cr сплави с двустранно порцеланово покритие, изработени чрез леене (а) и ИЛС (б).

двете Co-Cr сплави – лазерно изградената *Co212-f* и отлятата *Biosil F* (фиг. 5-17, фиг. 5-19, фиг. 5-20, фиг. 5-21). Единствената разлика е в големината на напреженията – те са по-високи при сплавта, изработена чрез ИЛС. Това предопределя разрушаване на покритието от порцелан при по-голямо усилие, което бе установено при експеримента. Тъй като максималните

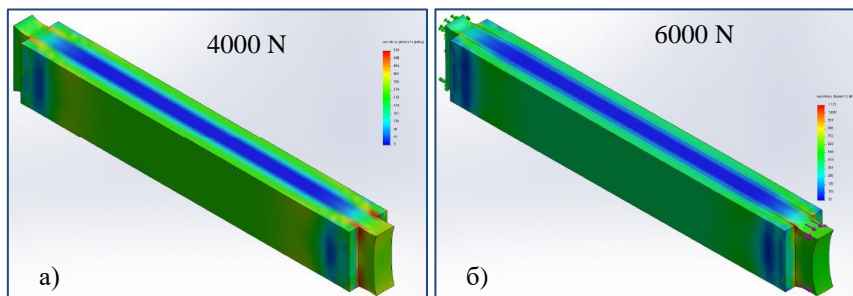


Фиг. 5-19 Разпределение на нормалните напрежения в различни напречни сечения на образец, отлят от Co-Cr сплав *Biosil-F*, с двустранно порцеланово покритие.

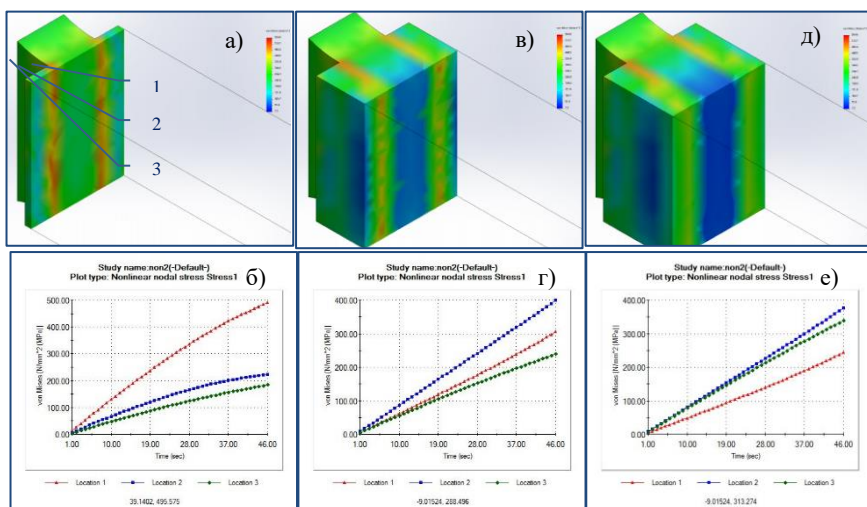


Фиг. 5-20 Разпределение на тангенциалните напрежения в образци от Co-Cr сплави с двустранно порцеланово покритие, изработени чрез леене (а) и ИЛС (б), (в) и (г).

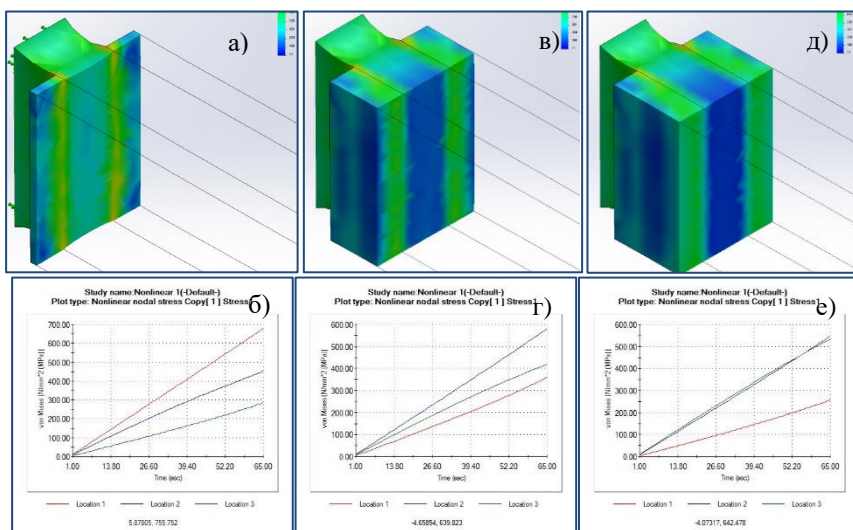
тангенциални и нормални напрежения са концентрирани в началото на покритието на границата порцелан-метал, то се очаква разрушаването на порцелана да започне от там – адхезионно от металната основа или кохезионно чрез напукване в керамиката. Понеже якостта на адхезия на покритието от порцелан към отлятата сплав е по-ниска, неговото разрушаване



Фиг. 5-21 Еквивалентни напрежения по Von Mises в образци от Co-Cr сплави с двустранно порцеланово покритие, изработени чрез леене (а) и ИЛС (б).

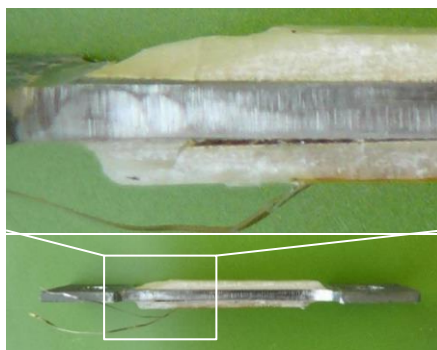


Фиг. 5-23 Разпределение на еквивалентните напрежения по Von Mises в напречни сечения на образец, отлят от Co-Cr сплав Biosil-F, с двустранно порцеланово покритие (а), (в), (д). (Нато-варване 4600 N). Промяна на еквивалентните напрежения по Von Mises в различни точки от порцелановото покритие (б), (з), (е).



Фиг. 5-30 Разпределение на еквивалентните напрежения по Von Mises в напречни сечения на образец, изработен от сплав Co212-f чрез ИЛС, с двустранно порцеланово покритие (а), (в), (д). (Натоварване 6500 N). Графики на промяна на еквивалентните напрежения по Von Mises в различни точки от порцелановото покритие (б), (в), (е).

ще започне адхезионно. Повисоката якост на адхезия на лазерно изградената сплав ще определи кохезионно начало на разрушаване на керамичното покритие. Поради преминаване на максималните напрежения през средата на покритието към повърхността (фиг. 5-19, фиг. 5-23 и фиг. 5-30), разрушаването е кохезионно. По посочения начин е настъпило разрушаването на лазерно изградения образец,



Фиг. 5-31 Образец след изпитание на опън с разрушено порцелановото покритие (сплав Co212-f, изработена чрез ИЛС).

показан на фиг. 5-31, което потвърждава адекватността на използвания симулационен модел.

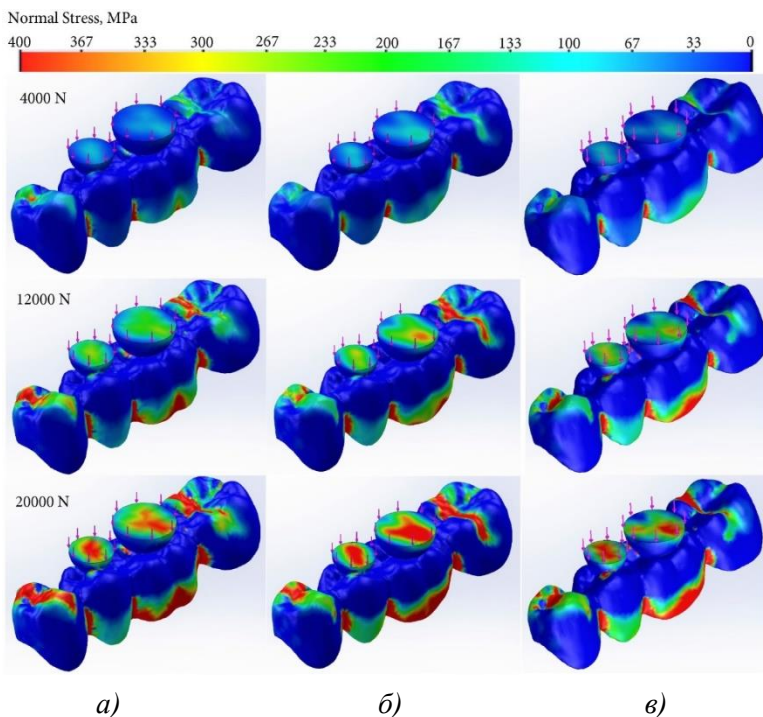
Идентичното разпределение на напреженията дефинира смесен начин на разрушаване на покритието от порцелан от двете Co-Cr сплави – лазерно изградената *Co212-f* и отлятата *Biosil F*. Якостта на адхезия на керамиката към сплавта предопределя дали разрушаването е предимно кохезионно или адхезионно. Поради по-високата якост на адхезия на порцелана към сплавта, изработена чрез ИЛС, типът на разрушаване на покритието е смесен/кохезионен, докато при отлятата сплав той е смесен/адхезионен. Трябва да се отбележи, че по-високата грапавост на непясъкоструените лазерно изградени Co-Cr образци е един от основните фактори, определящ по-високата якост на адхезия и смесения/кохезионен тип на разрушаване на покритието от порцелан.

Тъй като кохезионното разрушаване на металокерамичните неснемаеми протезни конструкции е предпочитано в денталната практика, то процесът на ИЛС се явява една добра алтернатива на конвенционалните методи при изработване на метални инфраструктури.

5.3. ЯКОСТ НА ОГЪВАНЕ НА ДЕНТАЛНИ СПЛАВИ, ИЗРАБОТЕНИ С ПОМОЩТА НА ТЕХНОЛОГИИ ЗА ПОСЛОЙНО ИЗГРАЖДАНЕ

Якостта на огъване на дентални сплави е изследвана по новоразработена методика, включваща експеримент и числено моделиране на процеса по МКЕ с помощта на инженерен САД софтуер. Използвани са четиричленни мостови конструкции от 1-ви премолар до 2-ри молар, произведени от Co-Cr сплави чрез конвенционално леене, леене с 3D принтирани модели и ИЛС. Методиката е разработена така, че по време на експеримента натоварването на мостовите тела да се осъществи максимално близко до действителното.

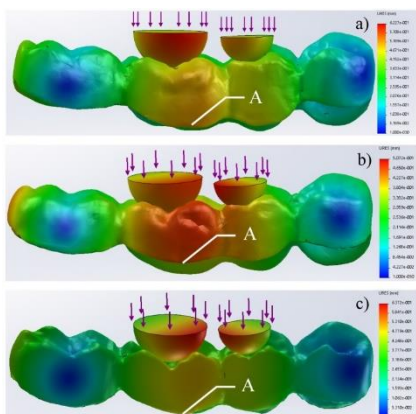
Симулацията на 4-точковия тест на огъване на виртуални модели на реалните мостове показва, че най-опасните сечения са в местата на връзките между отделните зъби (фиг. 5-32). Там са



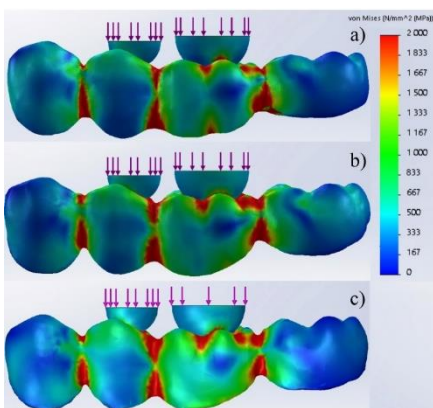
Фиг. 5-32 Промяна на нормалните напрежения с промяна на натоварването при симулация на якост на огъване на Co-Cr дентални мостове, отлети конвенционално (а), с 3D принтиран модел (б) и изработен чрез ИЛС (в).

концентрирани най-високи нормални напрежения. Разпределението на нормалните и еквивалентните по *Von Mises* напрежения, както и на деформациите за Co-Cr дентални сплави, изработени по трите технологии не се различават особено (фиг. 5-33 и фиг. 5-34).

При изследване промяната на нормалните напрежения в критични точки от вестибуларната повърхност на опасните сечения бе установено, че те се променят с различен интензитет (фиг. 5-38). За образеца, отлят по конвенционална технология ((фиг. 5-38-а), най-големи са напреженията в сечението на връзката между двата премолара, следвани от сеченето на връзката между двата молара и най-накрая от тези във връзката между втори премолар и първи молар. При образеца, отлят с послойно изграден модел

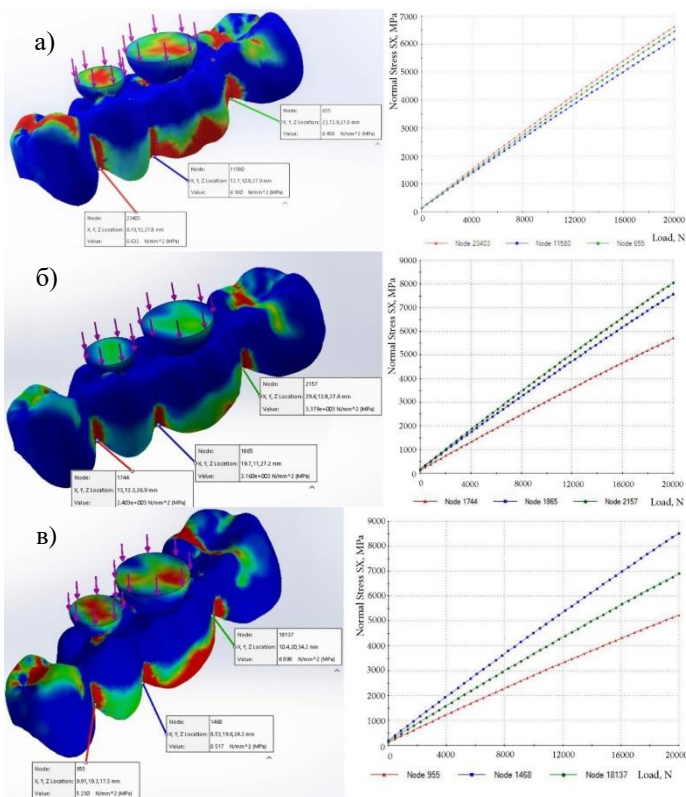


Фиг. 5-33 Максимална деформация при симулация на якост на огъване на Co-Cr денални мостове, отлети конвенционално (a), с 3D принтиран модел (b) и изработен чрез ИЛС (c). (Натоварване 20 кN)



Фиг. 5-34 Напрежения по Von Mises при симулация на якост на огъване на Co-Cr денални мостове, отлети конвенционално (a), с 3D принтиран модел (b) и изработен чрез ИЛС (c). (Натоварване 20 кN)

(фиг. 5-38-б), се наблюдава разлика в разпределението на напреженията. Най-големи са напреженията в сечението на връзката между двата молара, следвани от сеченето на връзката между втори премоляр и първи молар и най-накрая от тези във връзката между двата премолара. Това означава, че се очаква поява на пукнатина най-напред във връзката между двата молара и след това между двете мостови тела. Разликата в разпределението на нормалните напрежения за двата вида образци се дължи на различните площи на напречните сечения на най-опасните зони. При моста, отлят с 3D принтиран модел, сечението между двата молара има с 3.5 mm^2 по-малка площ от същото сечение на конвенционално отлетия мост. Поради тази причина в тази зона са концентрирани най-големите напрежения и се появява първата пукнатина. По време на изпитанията реалният мост се разруши точно по този начин - първо между двата молара и след това между мостовите тела.

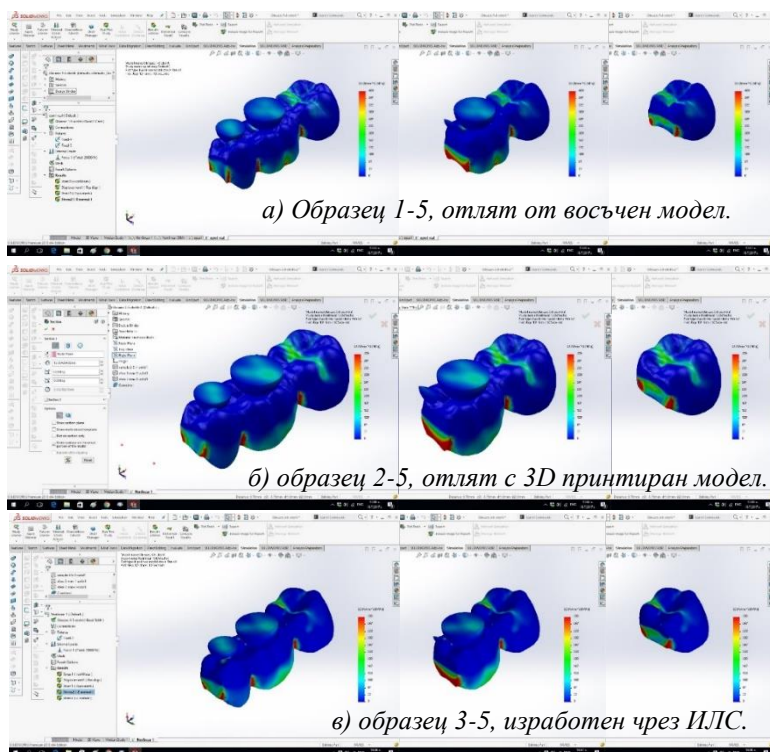


Фиг. 5-38 Критични точки и промяна на напрежението в тях при симулация на якост на огъване Co-Cr дентални мостове, отлети конвенционално (а), с 3D принтиран модел (б) и изработен чрез ИЛС (в).

Тенденцията за промяна на нормалните напрежения е много ясно изразена при моста, изработен чрез ИЛС (фиг. 5-38-в). При него най-големи са напреженията в сечението на връзката между двете мостови тела, следвани от сечението на връзката между двата молара, и най-накрая от тези във връзката между двата премолара. Следователно се очаква разрушаването да настъпи в сечението с най-големи напрежения – между двете мостови тела.

Анализът на разпределението на нормалните напрежения в опасните сечения (фиг. 5-40) дава отговор на въпроса защо повечето образци се разрушиха при експеримента между двете

мостови тела. Там се концентрират най-големи напрежения в процеса на огъване на мостовите конструкции, произведени по трите технологии.

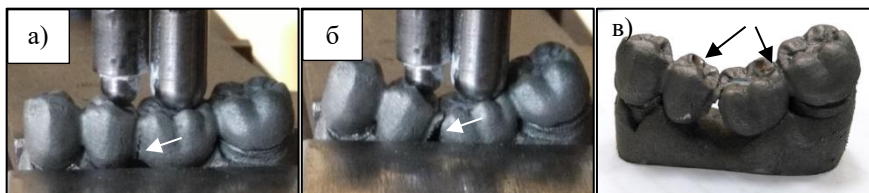


Фиг. 5-40 Нормални напрежения в опасните сечения (Натоварване 4 kN).

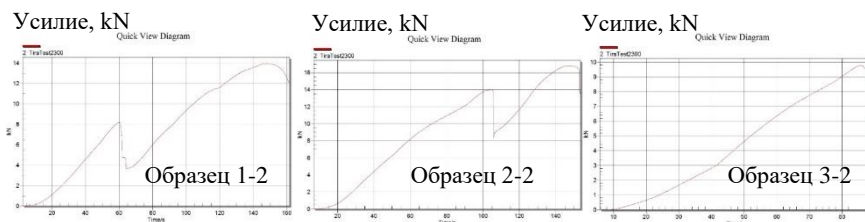
Данните от симулацията се потвърждават от експеримента на огъване. Почти всички мостови конструкции се разрушиха във връзката между двете мостови тела. Възможността да се предскаже в кои сечения може да се очаква да стане разрушаването на образците, показва адекватността на симулационния модел.

По време на експеримента бе установено, че разрушаването на дентални мостове, отлети от Co-Cr сплави, се състои от три етапа – възникване на пукнатина в най-натоварената област, нейното развитие и окончателно разрушаване (фиг. 5-35).

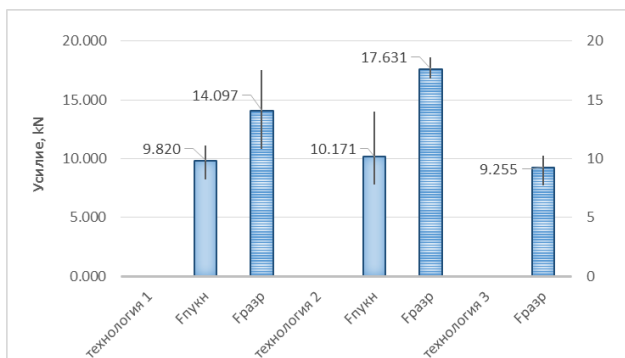
Появата на пукнатина бе фиксирана на диаграмите на образци 1-2 и 2-2 чрез рязко понижение на натоварващото усилие (фиг. 5-36). Пукнатината възниква при много близки средни усилия: 9.820 kN при конвенционално отлетите мостове и 10.171 kN при



Фиг. 5-35 Процес на огъване на мостови конструкции (а) и (б) и разрушен мост (в).



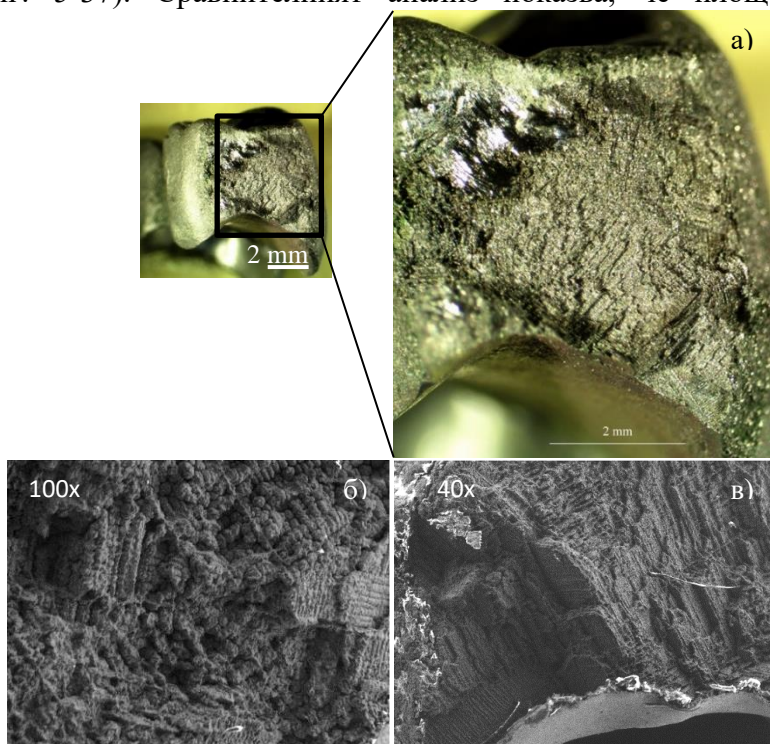
Фиг. 5-36 Диаграми при изпитване на дентални мостове на якост на огъване. (Образец 1-2 е отлят от восъчен модел, образец 2-2 е отлят с послойно изграден модел и образец 3-2 – произведен чрез ИЛС).



Фиг. 5-37 Усилия на пукнатинообразуване и на разрушаване при изпитване на огъване на мостови конструкции. (Технология 1 – леене с восъчни модели, технология 2 – леене с послойно изработен модел и технология 3 – ИЛС).

отлетите с 3D принтирани модели (фиг. 5-37). Докато окончателното разрушаване при втората група става при по-голямо натоварване - 17.631 kN в сравнение с първата – 14.097 kN. По-голямото усилие на разрушаване при огъване на мостовите конструкции, отлети с послойно изградени модели, се дължи на по-високата якост на тези образци, което може да се очаква от данните за твърдостта.

При изпитването на огъване денталните мостове, изработени чрез ИЛС, се разрушиха изведнъж, без появата и развитието на пукнатина, характерни за отлетите образци. Диаграмата на образец 3-2, получена по време на експеримента (фиг. 5-36), се характеризира само с един пик на усилието. Разрушението настъпи при натоварване 9.255 kN, което е много близко, но по-малко от усилията, при които се разрушиха отлетите образци (фиг. 5-37). Сравнителният анализ показва, че площта на

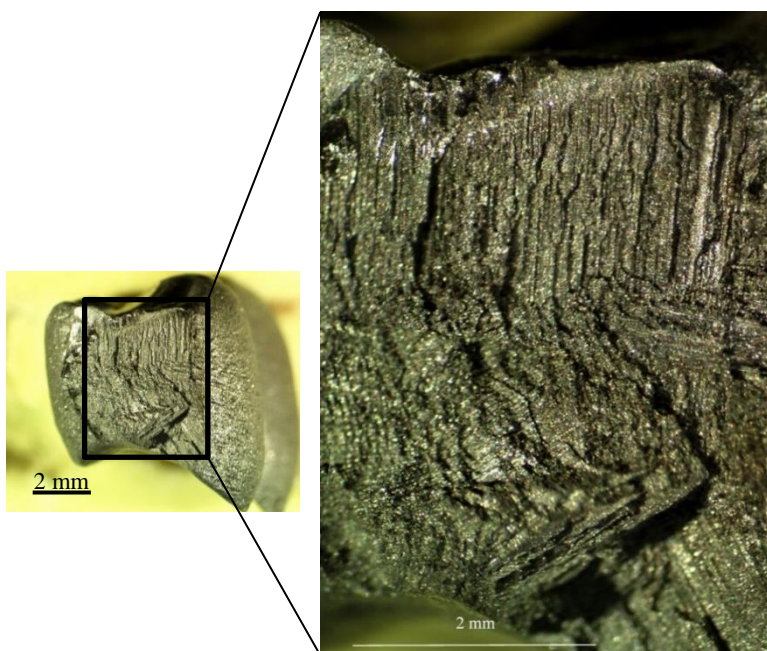


Фиг. 5-41 Лом на образец, отлят от восъчен модел.

сечението на връзката между двете мостови тела е най-малко за моста, произведен чрез ИЛС.

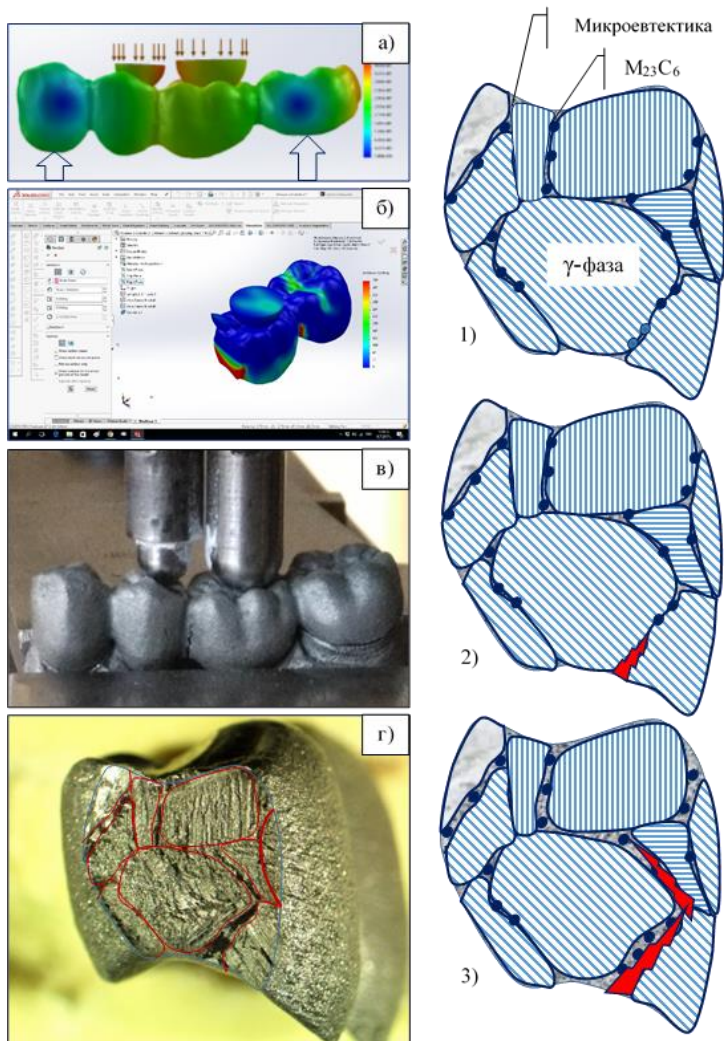
Тъй като твърдостта и границата на провлачане на мостовите конструкции, произведени чрез ИЛС, са по-големи от отлетите, а симулационният анализ с дъвкателно усилие показва и два пъти по-голям запас от якост, ние очаквахме, че те ще се разрушат при значително по-голямо усилие. Следователно, най-вероятната причина за тяхното разрушаване при усилие, при което се появява пукнатина в отлетите образци, е поръозната им структура и по-малката площ на най-натовареното сечение.

Данните от симулацията се потвърждават и при изследване лома на денталните мостове, разрушени при огъване (фиг. 5-41 и фиг. 5-42). На снимките и на двата образеца ясно се вижда от къде е започнала пукнатината и нейното развитие. Характерът на разрушаване е типичен за лята конструкция – предимно интергрануларен с ясно видими следи на отделните зърна и дендрити.



Фиг. 5-42 Лом на образец, отлят с послойно изграден модел (изследване със СММ).

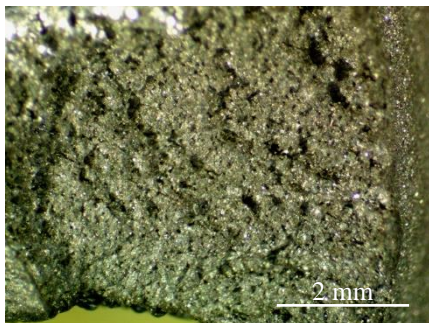
На основата на проведените изследвания на микроструктурата и якостта на огъване чрез експеримент и симулационен анализ е направена схема на механизма на възникване



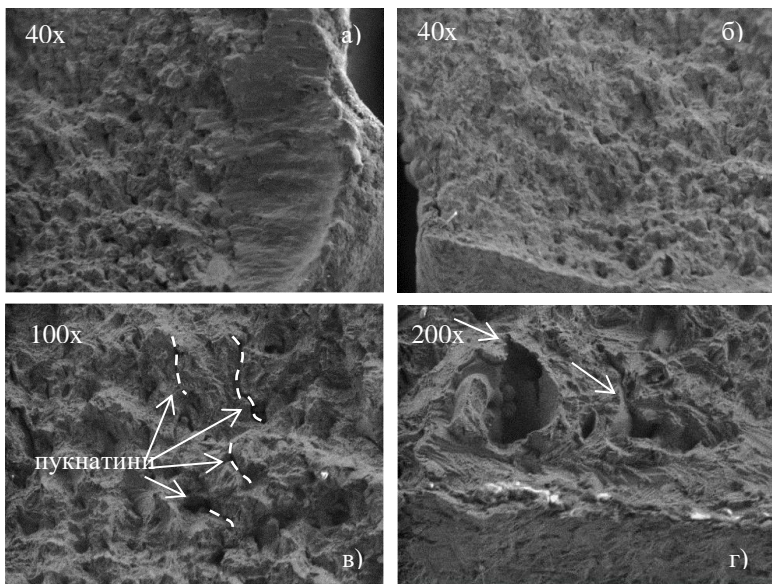
Фиг. 5-44 Дентален мост, изработен от Co-Cr сплав чрез леене. Схема на натоварване и деформации при огъване (а), нормални напрежения в най-опасното сечение (б), възникване на пукнатина (в) и лом на разрушения мост (з). Схеми на микроструктура на лята Co-Cr дентална сплав (1), възникване и развитие на пукнатина (2) и (3).

и развитие на пукнатината при разрушаване на отлети Co-Cr дентални сплави (фиг.5-44).

Характерната слоеста макроструктура, фината микроструктура с дендритен строеж, фазовият състав - наличието на повишено количество ϵ -фаза и специфичните дефекти на лазерно изградената Co-Cr сплав Co212-f определят начина на разрушаване по време на огъване. В денталните мостове, изработени чрез ИЛС, се наблюдават множество пори с различна големина, недобро сплавяване на отделните слоеве и следи и пукнатини между тях (фиг. 4-11, фиг. 5-54, фиг. 5-55-а и фиг.5-55-б). При по-големи увеличения на лома (фиг. 5-55-в) ясно

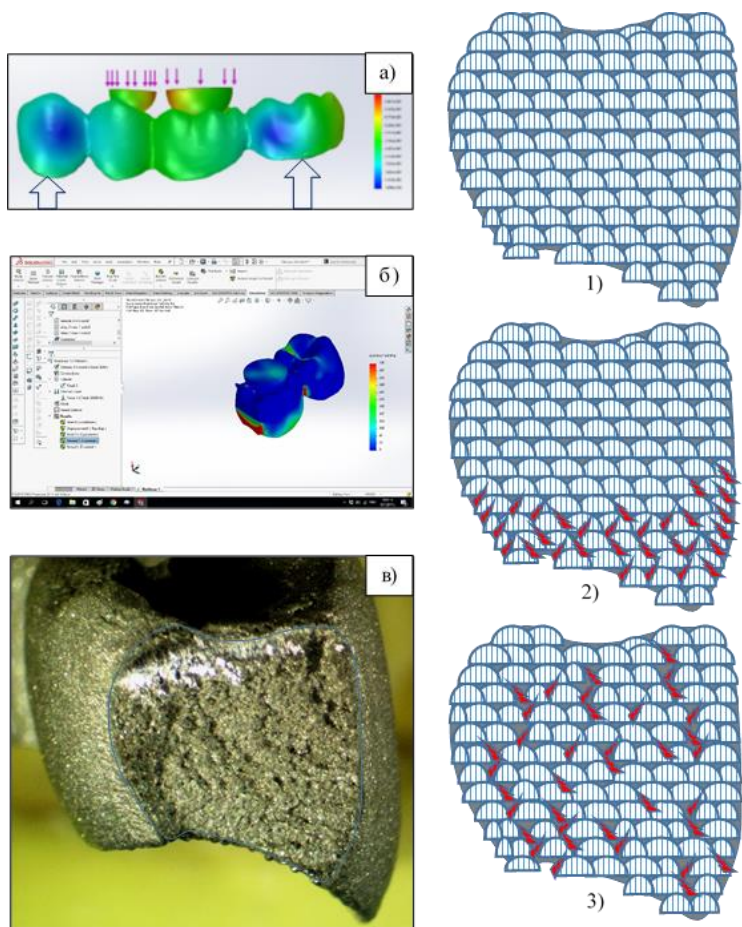


Фиг. 5-54 Лом на образец 3-2 (ИЛС), получен след разрушаване при огъване (изследване със СММ).



Фиг. 5-55 Лом на образец 3-2 (ИЛС), получен след разрушаване при огъване (изследване със СЕМ).

се виждат пукнатини, свързващи отделните пори. На фиг.5-55-г се забелязва началото на пукнатините по границите между степените следи и слоеве. Следователно, наличните дефекти в структурата са предпоставка за разрушаване на лазерно изградените мостови конструкции не чрез поява и нарастване на



Фиг. 5-56 Дентален мост, изработен от Co-Cr сплав чрез ИЛС. Схема на натоварване и деформации при огъване (а), нормални напрежения в най-опасното сечение (б) и лом на разрушения мост (в). Схеми на микроструктура на ИЛС Co-Cr дентална сплав (1), възникване и развитие на множество микропукнатини (2) и (3).

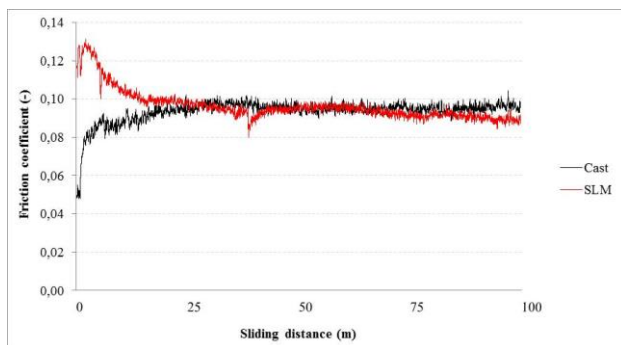
единични пукнатини, а чрез възникване и развитие на мрежа от пукнатини по цялата площ на опасното сечение.

На фиг. 5-56 е представен схематично механизмът на разрушаване на дентална мостова конструкция, изработена чрез ИЛС. Такъв начин на разрушаване е опасен при конструкции, които работят на циклично натоварване, каквито са неснемаемите протезни конструкции. Затова, преди да се внедри процеса на ИЛС за производство на дентални конс-трукции, трябва да се оптимизират технологичните режими за да се получи плътна структура без пори и дефекти.

5.4. ТРИБО-КОРОЗИЯ НА Co-Cr ДЕНТАЛНИ СПЛАВИ, ПРОИЗВЕДЕНИ ЧРЕЗ ИЛС

В настоящата работа за първи път е направено изследване на трибо-корозионното поведение на две Co-Cr дентални сплави - *Co212-f* и *Biosil-F*, произведени чрез ИЛС и леене съответно, в разтвор на изкуствена слюнка (*Fusayama-Meyer*). Тъй като са произведени чрез различни технологии, микроструктурата на отлетите и лазерно изградени сплави се различава значително, което определя различните свойства на износване и корозия.

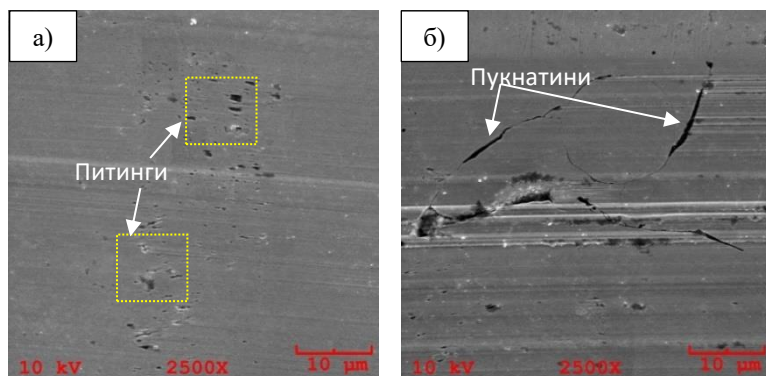
В процеса на изпитания коефициентите на триене на двете сплави се променят по различен начин (фиг. 5-57). Коефициентът на сплавта, изработена чрез ИЛС, първоначално има максимална стойност от 0.13 и след това намалява по време на плъзгане. До



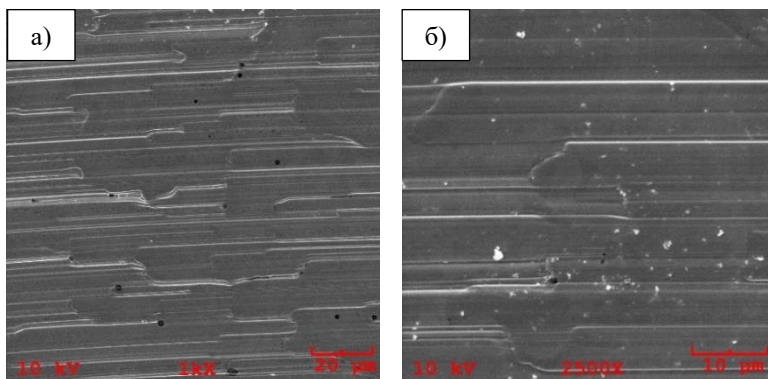
Фиг. 5-57 Промяна на стойностите на коефициента на триене като функция от дължината на разстоянието.

края на режима на сработване, коефициентът на триене на отлятата сплав има тенденция да увеличава стойността си, като достига максимална стойност от 0.09. При стабилен режим, стойностите на коефициента на триене за двете сплави нямат съществена промяна и варират в диапазона от 0.08 – 0.10.

Изследването на износените повърхности показва различен тип износване на Co-Cr сплави, изработени чрез ИЛС и леене. Износената повърхност на отлятата сплав представлява много гладка следа с множество питинги и пукнатини, както и наличие



Фиг. 5-59 Питинги (а) и пукнатини (б) по адхезивния слой на износената повърхност на изследваната лята сплав (SEM).



Фиг. 5-60 Пластична деформация по износената повърхност на Co-Cr сплав, изработена чрез ИЛС (а), дълбоки вдлъбнатини, показващи абразионен тип износване при условията на изпитания (б) (SEM).

на дебел слой от разрушения повърхностен филм (фиг. 5-59). Износената повърхност на Co-Cr сплав, изработена чрез ИЛС, се характеризира с много ясно изразени пластични потоци, които са ориентирани стъпаловидно поради послойната структура на сплавта, както и с дълбоки вдлъбнатини, показващи абразивен тип износване (фиг. 5-60).

Поради по-хомогенната микроструктура, по-голямата твърдост и по-стабилният окисен слой, образуван на повърхността, сплавта, изработена чрез ИЛС, е по-устойчива както на корозия, така и на износване, което доказва, че ИЛС е перспективен метод за производство на дентални конструкции.

ШЕСТА ГЛАВА

ТЕХНОЛОГИИ ЗА ПОСЛОЙНО ИЗГРАЖДАНЕ ПРИ ПРОИЗВОДСТВО НА ДЕНТАЛНИ КОНСТРУКЦИИ

Изследванията в настоящата работа показват предимствата на технологиите за послойно изграждане, но заедно с това и някои характерни особености на конструкциите, изработени с тях, отнасящи се до геометричните и повърхностни характеристики, микроструктурата, механичните и трибо-корозионни свойства. На базата на получените резултати са елиминирани, усъвършенствани и разработени отделни етапи и операции на съществуващите, предложени от производителите на апаратура и материали, технологии. С направените нововъведения се цели получаване на дентални конструкции с по-високи точност и механични свойства. Вниманието е насочено към приложението на технологиите за послойно изграждане в цялостния процес на производство на неснимаеми протезни конструкции.

6.1. ПРОИЗВОДСТВО НА ВРЕМЕННИ МОСТОВЕ И КОРОНКИ ЧРЕЗ СТЕРЕОЛИТОГРАФИЯ

За правилното функциониране на временните мостове и коронки от особена важност е тяхната висока точност на размерите и на напасване към подготвените зъби, както и висока глад-

кост на повърхнините. От друга страна, за да бъде ефективен един процес, той трябва да осигурява максимално бързо производство на детайлите.

В настоящото изследване е установено, че за ефективното изработване на временни мостове и коронки с висока точност и гладкост с помощта на принтер *RapidShape D30* е необходимо да се внесат индивидуални корекции на размерите по отделните оси на виртуалния модел в зависимост от вида на конструкцията – мост или коронка. Изчислени са и са предложени съответните корекционни коефициенти. За осигуряване на по-висока гладкост на повърхнините е необходимо конструкцията да се разположи по следния начин: вертикалните оси на зъбите да бъдат успоредни на направлението на печат ос *Z*. За да се понижат деформациите по време на 3D печат и окончателна фотополимеризация се препоръчва да се повиши броят на опорите (≥ 4 на зъб).

Технологичните особености и алгоритъмът при проектиране на виртуалния модел и на процеса на изработване на временни мостове и коронки, осигуряващи висока точност и гладкост са обобщени в таблица 6-4.

Таблица 6-4
Алгоритъм при проектиране на виртуален модел и процес на 3D печат на временни мостове и коронки с принтер *RapidShape D30*.

Технологична особеност		Коронка	Мостова конструкция
Процес на 3D печат			
Принтер		<i>RapidShape D30</i>	
Пластмаса		<i>NextDent C+B</i>	
Дебелина на слой		50 μm (препоръчана от производителя)	
Проектиране на виртуален модел			
Разположение		Вертикалните оси на зъбите да бъдат успоредни на направлението на печат - ос <i>Z</i> .	
Брой опори		≥ 4	≥ 4 на зъб
Корекции на размерите	По ос <i>X</i> или <i>Y</i>	0%	Увеличение с 0.44% по оста, в която е най-големия размер; 0% по другата ос.
	По ос <i>Z</i>	Намаление с 2%	
Допълнителна обработка			
Окончателна фотополимеризация		Конструкцията да е поставена на работен модел.	

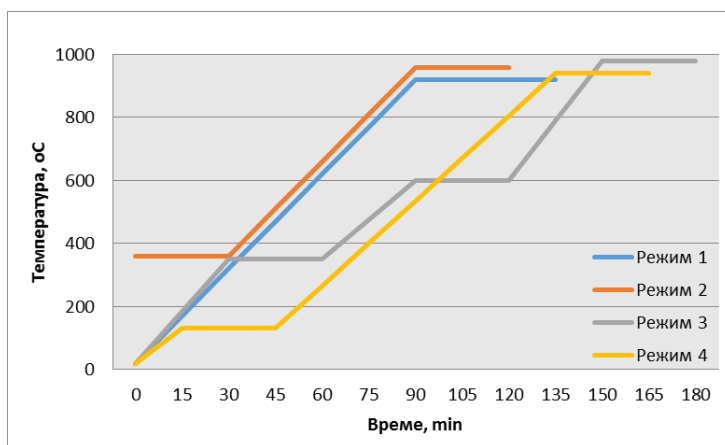
6.2. НЕСНЕМАЕМИ ПРОТЕЗНИ КОНСТРУКЦИИ, ИЗРАБОТЕНИ ЧРЕЗ ЛЕЕНЕ С ПОСЛОЙНО ИЗГРАДЕНИ МОДЕЛИ.

Върху качеството на Co-Cr дентални сплави, отлети с послойно изградени модели, влияние оказват три групи фактори: свойствата на материалите за изработване на леярските модели, особеностите на процеса на 3D печат и особеностите на процеса на леене.

При изработване на модели за леене чрез 3D печат трябва да се спазват определени зависимости, за да се гарантира получаване на качествена отливка. Необходимо е за послойно изграждане на моделите да се подбере пластмасата, предназначена за съответното приложение, която да изгаря без остатък и да има минимално или нулево термично разширение. Огнеупорният материал за изработване на отливната форма трябва да се подбира в зависимост от вида на пластмасата на леярските модели, а термичният режим на нагряване на отливната форма да се определя от вида на опаковъчния материал и сплавта, която ще се отлива.

Настоящото изследване показва, че за да се получат неснемаеми протезни конструкции от пресована керамика или метало-керамика с висока точност и якост на адхезия на покритието от порцелан при използване на ТПИ за тяхното производство е необходимо да се изработят точни леярски модели чрез 3D печат, като размерите се корегират още на виртуалния модел с изчисленията и предложени от нас коефициенти.

Трябва да се има предвид, че повишената грапавост на послойно изградените модели за леене е недостатък при дентални конструкции с изисквания за висока гладкост и предимство за дентални протези от металокерамика. Следователно, разположението на моделите спрямо направлението на печат трябва да е различно за НПК от пресована керамика и при отливане на инфраструктури от дентални сплави за металокерамика. При първите е необходимо вертикалните оси на зъбите да са успоредни на направлението на печат ос Z, а при вторите - да са под ъгъл 45° до 70° спрямо основата.



Фиг. 6-4 Термични режими на нагряване на отливната форма:
 Режим 1 – материал Sherafina-Rapid, конвенционално леене с восъчен модел;
 Режим 2 – материал Sherafina-Rapid, отливане с модели от пластмаса;
 Режим 3 - материал Sherafina-Rapid, Ni-Cr сплав Wiron-light, послойно изградени модели от пластмаса Nextdent Cast;

При изработване на отливната форма с широкоизползвания огнеупорен материал *Sherafina-Rapid* е необходимо нагряването ѝ да се осъществява поноворазработения изотермичен режим (фиг. 6-4), който гарантира получаване на качествена отливка.

За първи път е предложено *да не се прилагат* операции за повишаване гладкостта на повърхнините на 3D принтираните леярски модели при отливане на инфраструктури от дентални сплави за НПК от металокерамика.

В таблица 6-5 са представени особеностите на технологичния процес за изработване на неснимаеми протезни конструкции от дентални сплави чрез леене или пресоване на керамика с послойно изработени модели. Представеният технологичен процес осигурява висока точност на конструкциите и с около 25 % по-висока якост на адхезия на покритие от порцелан в сравнение с конвенционалното леене с ръчно изработени восъчни модели.

Таблица 6-5

Технологичен процес за изработване на неснемаеми протезни конструкции чрез
леене или пресоване на керамика с послойно изработени модели.

Технологична особеност		Коронка	Мостова конструкция
Процес на 3D печат			
Принтер		RapidShape D30	
Пластмаса		NextDent Cast	
Дебелина на слой		50 µm (препоръчана от производителя)	
Проектиране на виртуален модел			
Разположение		При леене на дентални сплави	
		Вертикалните оси на зъбите да са под ъгъл 45°-70° спрямо основата	
		При пресоване от керамика	
		Вертикалните оси на зъбите да бъдат успоредни на направлението на печат - ос Z.	
Брой опори		≥4	≥4 на зъб
Корекции на размерите	По ос X или Y	0%	Увеличение с 0.50 % по оста, в която е най-големия размер; 0% по другата ос.
	По ос Z	Намаление с 2%	
Допълнителни обработки			
Окончателна фотополимеризация		Конструкцията да е поставена на работен модел.	
Повишаване гладкостта на повърхнините		При отливане на инфраструктури за НПК от металокерамика: НЕ СЕ ПРИЛАГА	
		При пресоване от керамика: Нанасяне на тънък слой восък или обработка с разтворител	
Изработване на отливна форма (леене на дентални сплави)			
Огнеупорен материал		Sherafina-Rapid	Sheravest RP
Термичен режим на нагряване на отливната форма		Новопредложен режим: Начало: 22 °C - стайна температура ↑9 °C/ min Задържане 30 min на 350°C ↑9 °C/ min Задържане 20min на 600°C ↑9 °C/ min Задържане 30min на 980°C	От производител: Начало: 22 °C - стайна температура ↑9 °C/ min Задържане 30 min на 130°C ↑9 °C/ min Задържане 30min на 950°C
Отливане			
Почистване на отливката			
Пясъкоструене		Алуминиев окис (Al ₂ O ₃ , 250 µm) под налягане 6 atm в продължение на 8 s	

6.3. НЕСЧЕМАЕМИ ПРОТЕЗНИ КОНСТРУКЦИИ, ИЗРАБОТЕНИ ЧРЕЗ ИЗБИРАТЕЛНО СТОПЯВАНЕ С ЛАЗЕР

При избирателното стопяване с лазер детайлите се произвеждат директно от виртуалните модели, което гарантира висока точност и повторяемост на размерите. За постигане на плътна структура и високи механични свойства е необходимо да се работи с оптимални параметри – мощност на лазера, скорост и стратегия на сканиране, дебелина на слой и стъпка между отделните следи.

Получаването на плътна структура в обема на детайла, без да се променят дебелината на изграждащия слой и стъпката между отделните следи, може да се постигне като се варира с мощността на лазера и скоростта на сканиране. В изследванията на Wang J.H. et al. (2018) и на Grzesiak D. и Krawczyk M. (2015) е установено, че оптималните параметри на процеса на ИЛС, които осигуряват плътна структура и високи механични свойства са: мощност на лазера 160 W, скорост на сканиране 1100 mm/s, и стъпка между отделните следи 0.05 mm. Изчислената с тези данни плътност на енергията е $E=97 \text{ J/mm}^2$, затова в нашата работа приемаме тази стойност за оптимална.

Направеният анализ и сравнение с технологичните параметри, използвани за изработване на мостовите конструкции (режим 1, таблица 6-7) показва, че на всички етапи на формиране

Таблица 6-7.
Технологични параметри на процеса ИЛС при изработване на дентални мостове .

Параметър	N, W	V, mm/s	l _c , mm	t _c , mm	E, J/mm ²
Режим 1 <i>на изработване на мостовите конструкции</i>					
Volume border	100	500	0,13	0,03	51,3
Volume area	100	340	0,13	0,03	75,4
Volume offset hatch	95	400	0,13	0,03	60,9

на слоя в процеса на ИЛС плътността на енергията е по-ниска от 97 J/mm^2 , т.е. недостатъчна за получаване на структура с висока плътност. За да се постигне оптималната стойност на плътността на енергията, при запазване на всички останали параметри, е необходимо да се увеличи мощността на лазера, като в отделните

етапи на изработване на слоя тя е различна (режим 2, таблица 6-8). Предложен е и още един режим, при който се работи с еднакви технологични параметри по време на целия процес (режим 3, таблица 6-8).

Таблица 6-8

Алгоритъм, особености и режими при проектиране на виртуален модел и процес на ИЛС за изработване на инфраструктури на НПК.

Технологична особеност	Коронка	Мостова конструкция																																																									
<i>Процес на 3D печат</i>																																																											
Машина		SLM 125																																																									
Сплав		Co212-f ASTM F75																																																									
Дебелина на слой		30 μm																																																									
<i>Проектиране на виртуален модел</i>																																																											
Разположение	Вертикалните оси на зъбите да бъдат успоредни на направлението на печат - ос Z.																																																										
Корекции на размерите	Увеличение с 0.15 mm по всички оси.																																																										
<i>Технологичен режим на ИЛС</i>																																																											
<table border="1"> <thead> <tr> <th>Параметър</th> <th>N, W</th> <th>V, mm/s</th> <th>lc, mm</th> <th>tc, mm</th> <th>E, J/mm²</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td colspan="6" style="text-align: center;">Режим 2</td> </tr> <tr> <td>Volume border</td> <td>190</td> <td>500</td> <td>0,13</td> <td>0,03</td> <td>97,4</td> </tr> <tr> <td>Volume area</td> <td>130</td> <td>340</td> <td>0,13</td> <td>0,03</td> <td>98,0</td> </tr> <tr> <td>Volume offset hatch</td> <td>150</td> <td>400</td> <td>0,13</td> <td>0,03</td> <td>96,2</td> </tr> <tr> <td colspan="6" style="text-align: center;">Режим 3</td> </tr> <tr> <td>Volume border</td> <td>190</td> <td>500</td> <td>0,13</td> <td>0,03</td> <td>97,4</td> </tr> <tr> <td>Volume area</td> <td>190</td> <td>500</td> <td>0,13</td> <td>0,03</td> <td>97,4</td> </tr> <tr> <td>Volume offset hatch</td> <td>190</td> <td>500</td> <td>0,13</td> <td>0,03</td> <td>97,4</td> </tr> </tbody> </table>						Параметър	N, W	V, mm/s	lc, mm	tc, mm	E, J/mm ²	Режим 2						Volume border	190	500	0,13	0,03	97,4	Volume area	130	340	0,13	0,03	98,0	Volume offset hatch	150	400	0,13	0,03	96,2	Режим 3						Volume border	190	500	0,13	0,03	97,4	Volume area	190	500	0,13	0,03	97,4	Volume offset hatch	190	500	0,13	0,03	97,4
Параметър	N, W	V, mm/s	lc, mm	tc, mm	E, J/mm ²																																																						
Режим 2																																																											
Volume border	190	500	0,13	0,03	97,4																																																						
Volume area	130	340	0,13	0,03	98,0																																																						
Volume offset hatch	150	400	0,13	0,03	96,2																																																						
Режим 3																																																											
Volume border	190	500	0,13	0,03	97,4																																																						
Volume area	190	500	0,13	0,03	97,4																																																						
Volume offset hatch	190	500	0,13	0,03	97,4																																																						
<i>Допълнителна обработка</i>																																																											
Пясъкоструене	При изработване на инфраструктури за НПК от метало-керамика: НЕ СЕ ПРИЛАГА.																																																										

В таблица 6-8 са представени обобщени алгоритъм, особености при проектиране на виртуален модел и предложени от нас оптимални технологични режими на процеса ИЛС за изработване на дентални конструкции с плътна структура, високи точност и механични свойства. За да се гарантира високата якост на адхезия на покритието от порцелан при НПК от метало-керамика, лазерно изградените инфраструктури *не трябва да се пясъкоструят*. За първи път в нашето изследване се предлага елиминирание на тази операция при изработване на инфраструктури за дентални протези от метало-керамика, което ще

доведе допълнително и до намаляване на времето и средствата за производство.

6.4. ПРИЛОЖЕНИЕ НА ТЕХНОЛОГИИТЕ ЗА ПОСЛОЙНО ИЗГРАЖДАНЕ В ПРОЦЕСА НА ЛЕЧЕНИЕ С НЕСНЕМАЕМИ ПРОТЕЗНИ КОНСТРУКЦИИ

Настоящата работа показва безспорните предимства на технологиите за послойно изграждане при изработване на дентални конструкции. Те могат да се използват на всички етапи от производствения процес – от работния модел до готовата керамична или металокерамична протеза. В зависимост от използваната апаратура за вземане на отпечатък – интраорален или екстраорален (лабораторен) скенер лечението на пациента се извършва по изцяло или частично дигитализиран план, което: 1) повишава качеството на денталните конструкции; 2) намалява времето за процедурата и 3) повишава качеството на здравната услуга.

Във Факултета по дентална медицина (ФДМ) - Варна ТПИ се внедряват в практиката за решаване на клинични случаи при лечение на пациенти с НПК. Темите за приложението на ТПИ са залегнали в програмите за обучение на студентите по Дентална медицина и Зъботехника на ФДМ и Медицински колеж на Медицински университет – Варна.

Представеният клиничен случай убедително доказва, че технологиите за послойно изграждане се явяват успешна и перспективна алтернатива на конвенционалните при производството на неснимаеми протезни конструкции.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В последните десетилетия създаването на нови материали и развитието на производствените технологии се осъществява по експоненциален закон, като тези два процеса постоянно разменят своята водеща роля. Съгласно правилата на съвременната пазарна икономика, фирмите-производителки на апаратура и оборудване се стремят да ги внедрят възможно най-бързо в реалното производство, за което допълнително спомага широкото навлизане в бита на цифровизацията, компютъризацията и глобализацията. При тези условия е необходимо постоянно да се провеждат изследвания, за да може да се гарантира ефективно и бързо производство на детайли с високи точност и качество чрез новите технологични процеси.

В настоящата научна работа се разглеждат особеностите на една нова група технологии за изработване на детайли посредством добавяне на материал, възникнала през 1980-те години. С безспорните си предимства – богато разнообразие от технологични процеси, приложение на цялата гама материали, лесен контрол и управление като част от CAD-CAM системите и почти безотпадно производство тя се явява перспективна и успешна алтернатива на конвенционалните технологии при производството на традиционни и индивидуални конструкции със сложни форма в денталната и обща медицина.

С помощта на класически и нови методики и подходи са изследвани свойствата на две от основните групи дентални материали - дентални пластмаси и дентални сплави, произведени с помощта на различни технологии с добавяне на материал – от стереолитография до избирателно лазерно стопяване. Установено е, че този вид технологии осигуряват по-високи точност, механични и трибо-корозионни свойства. Обоснована е водещата роля на оптичните свойства на денталните пластмаси за получаване на детайли с висока точност чрез процеса на стереолитография. За първи път е установено, че повишената грапавост на дентални сплави, изработени чрез технологии за послойно изграждане, е предимство при изработване на неснемаеми протезни конс-

трукции от металокерамика, тъй като тя обуславя по-висока якост на адхезия на порцелановото покритие.

На основата на получените резултати са разработени и предложени корекционни коефициенти и алгоритми за проектиране на виртуалните модели, както и гама усъвършенствани технологии за производство на временни и постоянни неснемаеми протезни конструкции с високо качество чрез технологии за послойно изграждане.

Доказаните в работата високи точност и свойства на послойно изградените дентални материали и конструкции са не само добра предпоставка, но и основа за успешното внедряване на технологиите за изработване посредством добавяне на материал в зъботехническите лаборатории и дентални клиники.

ПРИНОСИ

1. Приноси с научен характер

Нова теория

1.1. За първи път е обоснована първостепенната и решаваща роля на оптичните свойства на денталните пластмаси за получаване на конструкции с висока точност при процеса на стереолитография.

1.2. За първи път е установено, че повишената грапавост на дентални сплави, изработени чрез технологии за послойно изграждане, е предимство при изработване на неснемаеми протезни конструкции от металокерамика, защото обуславя по-висока якост на адхезия на покритието от порцелан.

Нова методика

1.3. Разработени са нова методика и прибор за изследване якост на огъване на дентални сплави, в която се използват най-натоварените четиричленни мостови конструкции от 1-ви премолар до 2-ри молар и се осигурява приложение на усилието максимално близко до действителното.

1.4. Разработен е нов безразрушителен *in-vitro* метод за оценка точността на напасване на дентални конструкции от рода

на инлеи, онлеи, корони и мостове. Той дава възможност да се измерва хлабината между подготвените зъби и конструкциите във всички направления с един порядък по-висока точност (0.01 mm) от тази на съществуващите методи.

1.5. Разработен е усъвършенстван критерий за оценка характера на разрушаване на покритие от порцелан към дентални сплави.

Нова технология

1.6. Разработени са и са предложени гама усъвършенствани технологии за производство на временни и постоянни неснемаеми протезни конструкции с високо качество чрез технологии за послойно изграждане.

2. Приноси с научно-приложен характер

Приноси с оригинален характер

2.1. Установено е, че върху грапавостта на дентални пластмаси, изработени чрез стереолитография, освен дебелината на изграждащия слой и разположението на детайла спрямо направлението на печат влияние оказват формирането на повърхнините в началото или края на процеса и оптичните свойства на използваните мономери.

2.2. За първи път са проведени изследвания на якост на адхезия на покрития от керамика и композит чрез изпитания на опън на образци от дентални сплави. В сравнение със стандарт ISO Standard 9693-1:2012 използваният подход дава възможност да се определи якостта на адхезия на покритие не само от порцелан, но и от композит.

2.3. За първи път при изпитания на образци на опън са определени модулите на еластичност на порцелан и композит (63-72 GPa и 8.5 GPa съответно).

2.4. Установен и доказан е механизъм на разрушаване на покрития от порцелан и композит към Co-Cr дентални сплави, произведени чрез леене с послойно изградени модели и ИЛС. Докато покритието от композит се разрушава по адхезионен механизъм, покритието от порцелан се разрушава по смесен механизъм, който в зависимост от якостта на адхезия може да е

смесен/адхезионен (при отлята сплав) или смесен/кохезионен (при сплав, изработена чрез ИЛС).

2.5. За първи път с новоразработената методика е изследвана якостта на огъване на най-натоварените четиричленни мостови конструкции от 1-ви премолар до 2-ри молар от Co-Cr дентални сплави, отлети с послойно изградени модели и изработени чрез избирателно лазерно стопяване.

2.6. Установени са различни начини на разрушаване на Co-Cr дентални сплави, произведени чрез леене и ИЛС: лазерно изградените мостови конструкции се разрушават изведнъж, без появата и развитието на пукнатина, характерни за отлетите образци. Предложени са механизми на разрушаване на сплавите, произведени по двете технологии.

2.7. Установено е, че стойностите на усилията за пукнатинообразуване при огъване на Co-Cr мостови конструкции, отлети по конвенционална технология или с послойно изградени модели (9.820 kN и 10.171 kN съответно), са близки с усилието за разрушаване на лазерно изградени дентални мостове от сплав *Co212-f* (9.255 kN).

2.8. Установено е, че разпределението и големината на нормалните и еквивалентни напрежения при огъване, както и на деформациите са много близки за Co-Cr сплави, изработени по трите технологии.

2.9. За първи път е направено изследване на трибо-корозия в изкуствена слюнка (*Fusayama-Meyer*) на Co-Cr сплав *Co212-f*, изработена чрез ИЛС. Установено е, че лазерно изградената сплав е по-устойчива както на корозия, така и на износване в сравнение с отлята сплав *Biosil-F* и се характеризира с различен тип износване на повърхностите.

Приноси с потвърдителен характер

2.10. Доказано е експериментално, че процесите на стереолитография и многоструен печат осигуряват висока точност и ниска грапавост на дентални пластмаси в сравнение с процеса на изграждане чрез напластяване с материал.

2.11. Потвърдено е експериментално, че точността на напасване на неснемаеми протезни конструкции от дентални пластмаси и дентални сплави, изработени с помощта на технологии за послойно изграждане е по-висока в сравнение с конвенционалните технологии, като хлабината между опорните зъби и короните-мостокрепителите е в границите на клинично допустимата, но е неравномерно разпределена.

2.12. Доказано е експериментално, че грапавостта на послойно изградени дентални пластмаси и дентални сплави, отлети с 3D принтирани модели или изработени чрез избирателно лазерно стопяване, е 2-4 пъти по-висока от тази на конвенционално изработените материали.

2.13. Потвърдено е, че микроструктурата на Co-Cr мостови конструкции, отлети с послойно изградени модели, е типичната структура - нехомогенна с дендритна морфология. Характеризира се с γ -фаза в дендритите и малки количества ϵ -фаза, а в междудендритните пространства – с микроевтектика и първични карбиди от типа $(Cr,Mo)_{23}C_6$. Микроевтектиката се състои от γ -твърд разтвор и интерметални включения от типа $Co_5(Cr,Mo)_3Si_2$.

2.14. Потвърдено е, че макроструктурата на Co-Cr сплав *Co212-f*, произведена чрез ИЛС, се характеризира с ясно видими слоеве и граници между тях, а микроструктурата е фина и хомогенна с дендритен строеж и γ -фаза в дендритите, наличие на повишено количество ϵ -фаза и карбиди от смесен тип $M_{23}C_6$.

2.15. Потвърдени са по-високите механични свойства - твърдост (356 HV0.1 - 407 HV0.1) и граница на провлачване (720 МПа) на лазерно изградена сплав *Co212-f* в сравнение със сплав *Biosil-F*, изработена чрез леене (326 HV0.1 – 343 HV0.1 и 410 МПа съответно).

2.16. Установено е, че твърдостта на двете сплави - лазерно изградената *Co212-f* и отлятата *Biosil-F* се променя по различен начин след изпичане на двустранно покритие от порцелан върху тях: твърдостта на изградените чрез ИЛС образци се понижава до 36.5 HRC, а на отлетите се повишава до 39.8 HRC.

3. Приноси с приложен характер

Приноси с оригинален характер

3.1. Предложени са за широка употреба термините „технологии за послойно изграждане“ и „послойно изградени материали“.

3.2. За първи път чрез многокритериална оптимизация са установени режими на 3D печат на леярски модели, осигуряващи по-висока якост на адхезия на покритие от порцелан към отлята дентална сплав.

3.3. За първи път са предложени корекционни коефициенти и алгоритми за проектиране на виртуални модели, които да гарантират висока точност на временни и постоянни неснемаеми протезни конструкции при производство чрез технологии за послойно изграждане.

ПУБЛИКАЦИИ, СВЪРЗАНИ С ДИСЕРТАЦИЯТА

1. Самостоятелни публикации

1.1. Публикации в научни списания, индексирани в световни база данни – Thomson Reuters, Scopus, Google Scholar и др.

Глава от книга

1.1.1. **Dikova T.** *Properties of Co-Cr Dental Alloys Fabricated Using Additive Technologies.* In Biomaterials in Regenerative Medicine, Prof. Leszek A. Dobrzański (Ed.), 2018. InTech, DOI: 10.5772/intechopen.69718.

Статии

1.1.2. **Dikova T,** *Bending fracture of Co-Cr dental bridges, produced by additive technologies: experimental investigation.* Procedia Structural Integrity, 2018 Dec; 13:461-468.

1.1.3. **Dikova T,** *Production of high quality temporary crowns and bridges by stereolithography,* Scripta Scientifica Medicinae Dentalis. 2019, под печат.

1.2. Статии в научни списания и сборници от конференции

1.2.1. **Дикова Ц.,** *Фактори, оказващи влияние върху качеството на Co-Cr дентални сплави, отлети с 3D принтирани модели.* Foundry 2017;1(1):58-62;

1.2.2. **Дикова Ц.,** *Изследване плътността на дентални мостови конструкции, изработени чрез избирателно стопяване с*

лазер. Сборник на МНК “Industry 4,0”, 13-16.12.2017, Боровец, България, НТСМ. 2017 дек;1(1):149-152;

2. Публикации в научни списания, индексирани в световни база данни – Thomson Reuters, Scopus, Google Scholar и др.

2.1. Dikova T, Dzhendov D, Simov M, Katreva-Bozukova I, Angelova S, Pavlova D, Abadzhiev M, Tonchev T. *Modern trends in the development of the technologies for production of dental constructions. J of IMAB*. 2015 Oct-Dec;21(4):974-981.

2.2. Dikova Ts., Dzh. Dzhendov, M. Simov, *Microstructure and Hardness of Fixed Dental Prostheses Manufactured by Additive Technologies*, Journal of Achievements in Mechanical and Materials Engineering, 2015 Aug;71(2):60-69;

2.3. Dikova T, Dzhendov D, Katreva I, Pavlova D, Simov M, Angelova S, Abadzhiev M, Tonchev T. *Posibilities of 3D printer Rapidshape D30 for manufacturing of cubic samples*. Scripta Scientifica Medicinae Dentalis. 2016;2(1):9-15;

2.4. Dikova Ts., Dzhendov D., Katreva I., Pavlova D. *Accuracy of polymeric dental bridges manufactured by stereolithography*. Archives of Materials Science and Engineering. **2016; 78(1):29-36;**

2.5. Vasilev T, T Dikova, D Dzhendov, E Ivanova, *Simulations of Cast and Selective Laser Melted Dental Bridges with Chewing Load*, Scripta Scientifica Medicinae Dentalis. 2016;2(2):7-11.

2.6. Dikova T, Vasilev T, D Dzhendov, E Ivanova, *Investigation the fitting accuracy of cast and SLM Co-Cr dental bridges using CAD software*, J of IMAB. 2017 Jul-Sep;23(3):1688-1696;

2.7. Dikova T., Dzhendov D., Katreva I., Tonchev T. *Study the precision of fixed partial dentures of Co-Cr alloys cast over 3D printed prototypes*. Archives of Materials Science and Engineering. 2018 March;90(1):25-32;

2.8. Katreva I, Dikova T, Tonchev T. *3D printing – an alternative of conventional crown fabrication: a case report*. J of IMAB. 2018 Apr 1;24(2):2048-54.

2.9. Дикова Ц., Долгов Н., Василев Т., Катрева И. *Адгезионная прочность керамических покрытий стоматологического Ni–Cr-сплава, полученного литьем с применением 3D-печати*. Деформация и разрушение материалов. 2018 Сеп.;9:33-39;

2.10. Dikova T., Vasilev T. *Bending fracture of Co-Cr dental bridges, produced by additive technologies: simulation analysis and test*. Engineering Fracture Mechanics, под печат.

2.11. Dikova T., Vasilev T., Dolgov N. *Failure of ceramic coatings on cast and selective laser melted Co-Cr dental alloys under tensile test: Experiment and finite element analysis.* Engineering Failure Analysis. под печат.

3. Публикации в научни списания и сборници на конференции

3.1. Джендов Д., Павлова Д., Симов М., Маринов Н., Софронов Я., **Дикова Ц.,** Тодоров Г., Калъчев Я. *Геометрична точност на неснемаеми мостови конструкции, изработени посредством адитивни технологии,* Сборник на 8 МНК за млади учени “Technical Science and Industrial Management”, 15-16.09.2014, Варна, България, НТСМ. 2014;1:13-17;

3.2. Дикова Ц., Джендов Д., Симов М., Павлова Д. *Дефекти на дентални мостове, изработени чрез леене и послойно лазерно стопяване,* Научни известия, НТСМ, 2015 април;3(166):82-86;

3.3. Dolgov N.A., **Dikova Ts.,** Dzhendov D., Pavlova D., Simov M. *Mechanical Properties of Dental Co-Cr Alloys Fabricated via Casting and Selective Laser Melting.* Int. Journal “Materials Science. Non-Equilibrium Phase Transformations”. 2016;2(3):3-7;

3.4. Атапек Н., **Dikova Ts.,** Акташ Г., Полат Ş., Dzhendov Dzh., Pavlova D. *Tribo-Corrosion Behavior of Cast and Selective Laser Melted Co-Cr Alloy for Dental Applications,* Int. Journal “Machines, Technologies, Materials”. 2016;10(12):61-64;

3.5. Dikova T., Dzhendov D, Katreva I, Pavlova D, Tonchev T, Doychinova M. *Geometry and Surface Roughness of Polymeric Samples Produced by Stereolithography,* Int. Journal “Machines, Technologies, Materials”. 2017;11(4):201-205;

3.6. Dikova T., Dolgov N., Dzhendov D., Simov M. *Adhesion strength evaluation of ceramic coatings on cast and selective laser melted Co-Cr dental alloys using tensile specimens,* Int. Journal “Materials Science. Non-Equilibrium Phase Transformations”. 2017;3(2):49-52;

3.7. Василев Т., **Дикова Ц.,** Джендов Д., Иванова Е. *Нова методика за измерване на хлабини на дентални мостови конструкции с използване на CAD софтуер,* Сборник на 3-та МНК “Materials Science. Nonequilibrium Phase Transformations”, 11-14.09.2017, Варна, България, НТСМ. 2017;1(1):88-91;

3.8. Василев Т., **Дикова Ц.,** Иванова Е. *Методика за проектиране на приспособление за огъване на четиричленни дентални мостове.* Сборник на МНК “Industry 4,0”, 13-16.12.2017, Боровец, България, НТСМ. 2017 дек;1(1):25-128.