



**Медицински университет
„Проф. д-р Параскев Стоянов“ – гр. Варна
Факултет Дентална медицина
Катедра „Дентално материалознание и протетична дентална
медицина“**

д-р Явор Василев Гагов

**Адхезия на дентална керамика към сплав
Ti6Al4V, произведена чрез CAD/CAM
технологии**

АВТОРЕФЕРАТ

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

НАУЧНА СПЕЦИАЛНОСТ

Протетична дентална медицина

НАУЧНИ РЪКОВОДИТЕЛИ:

1. проф. инж. Цанка Дикова, д.т.н.
2. доц. д-р Ивета Катрева, д.м.

Варна, 2023 г.

Дисертационният труд е одобрен и насочен за защита на заседание на Катедра по Дентално материалознание и протетична дентална медицина при Факултет по Дентална медицина на Медицински университет „Проф. д-р Параскев Стоянов“ – Варна.

Дисертационният труд съдържа 152 стандартни страници и е онагледен с 15 таблици и 63 фигури. Библиографията се състои от 185 източника, от които 28 на кирилица и 157 на латиница.

Публичната защита на дисертационния труд ще се състои на 21.04.2023 г. от 13.30 часа в Аудитория „Доц. Димитър Клисаров“ на ФДМ, МУ – Варна, и on-line чрез платформата Webex пред научно жури в състав:

Председател:

Проф. д-р Методи Абаджиев, д.м.н. – вътрешен член

Членове:

Проф. д-р Христо Кисов, д.м. – външен член

Проф. д-р Георги Годоров, д.м. – външен член

Проф. инж. Йордан Максимов, д.т.н. – външен член

Доц. д-р Десислава Константинова, д.м. – вътрешен член

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

Забележка: В автореферата номерата на формулите, таблиците и фигурите съответстват на номерата в дисертационния труд.

СЪДЪРЖАНИЕ

ИЗПОЛЗВАНИ ОЗНАЧЕНИЯ.....	4
ИЗПОЛЗВАНИ СЪКРАЩЕНИЯ.....	5
УВОД	6
ГЛАВА 1 ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР	7
ЦЕЛ И ЗАДАЧИ.....	8
ГЛАВА 2 МАТЕРИАЛИ И МЕТОДИ	9
ГЛАВА 3 СВОЙСТВА НА СПЛАВ Ti6Al4V, ИЗРАБОТЕНА ЧРЕЗ ФРЕЗОВАНЕ И СЕЛЕКТИВНО ЛАЗЕРНО СТОПЯВАНЕ	20
ГЛАВА 4 ЕКСПЕРИМЕНТАЛНО ИЗСЛЕДВАНЕ ЯКОСТТА НА АДХЕЗИЯ НА ДЕНТАЛНА КЕРАМИКА КЪМ СПЛАВ Ti6Al4V, ИЗРАБОТЕНА ЧРЕЗ ФРЕЗОВАНЕ И СЕЛЕКТИВНО ЛАЗЕРНО СТОПЯВАНЕ	27
ГЛАВА 5 ОПРЕДЕЛЯНЕ ЯКОСТТА НА АДХЕЗИЯ НА ПОРЦЕЛАН КЪМ СПЛАВ Ti6Al4V ПО МЕТОДА НА КРАЙНИТЕ ЕЛЕМЕНТИ	36
ГЛАВА 6 ЛАБОРАТОРЕН ПРОТОКОЛ ЗА ИЗРАБОТВАНЕ НА МЕТАЛОКЕРАМИКА ОТ СПЛАВ Ti6Al4V, ПРОИЗВЕДЕНА ЧРЕЗ CAD/CAM ТЕХНОЛОГИИ	42
ПРИНОСИ.....	47
ПУБЛИКАЦИИ ПО ДИСЕРТАЦИЯТА.....	48

ИЗПОЛЗВАНИ ОЗНАЧЕНИЯ

E - плътност на енергията, J/mm^3

E – модул на еластичност, GPa

F_{fail} - усилието, при което се разрушава покритието, N

k - коефициент, който зависи от дебелината и модула на еластичност на металната основа.

l_c - разстояние между отделните разтопени следи, mm

m - маса на пробата, g

$m+m_1-m_2$ – маса на изместената от пробата вода, g

N – мощност на лазера, W

Ra - средно аритметично отклонение на грапавостта, μm

Rq – средно квадратично отклонение на профила, μm

Rz - максимална височина на профила, μm

t_c - дебелината на изграждащия слой, mm

V - скорост на сканиране, cm/s

V – обем на пробата, cm^3

ρ и ρ_1 - плътност на пробата и на водата съответно, g/cm^3

$\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$ – нормални напрежения по оси X, Y, Z

σ_{eq} – еквивалентни напрежения по von Mises

$\tau_{xy}, \tau_{xz}, \tau_{yz}$ – тангенциални напрежения

τ_b - якост на адхезия на покритието, MPa

ИЗПОЛЗВАНИ СЪКРАЩЕНИЯ

АП - адитивното производство

ДМЛС - директно метално лазерно синтероване

ИТТ - идеално твърдо тяло

КТР - коефициента на термично разширение

МКЕ – метод на крайните елементи

НПК - неснемаеми протезни конструкции

СЛС - селективно лазерно стопяване

СЛСин - селективно лазерно синтероване

ТДТ - твърдо деформируемо тяло

ТЗТ - твърди зъбни тъкани

ADC - amplitude distribution curve

ВАС - material-ratio profile curve

CAD/CAM - Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing

DMLS - direct metal laser sintering

ISO – International Standard Organization

SEBM - Selective Electron Beam Melting

SLM - selective laser melting

SLS - selective laser sintering

УВОД

Металокерамичните коронки и мостове са основните неснемаеми протезни конструкции в ежедневната клинична практика, защото отговарят на всички профилактични, функционални и естетични изисквания. За тяхното изработване се използват широка гама от благородни и неблагородни сплави. До сега най-голямо приложение намират кобалт-хромовите дентални сплави поради техните високи механични свойства, висока корозионна устойчивост и биопоносимост, лесна технология за производство чрез леене, висока дълготрайност и сравнително ниска цена.

В протетичната дентална медицина напоследък голямо внимание се обръща на чистия титан и неговите сплави за производство на инфраструктури за металокерамика. Повишеният интерес е продиктуван от неговите специфични свойства: ниска относителна маса - почти 2 пъти по-ниска от тази на Co-Cr сплави, сравнително високи механични свойства и модул на еластичност, най-близък до този на костта. Недостатък се явяват високата температура на топене и реактивоспособност на титана, които затрудняват производството на детайли чрез леене.

Съвременните CAD/CAM технологии на фрезование и селективно стопяване с лазер са добра алтернатива за производство на дентални конструкции от титан и сплавите му. Те осигуряват по-висока точност и гарантирани или дори по-високи механични свойства на детайлите в сравнение с конвенционално отлетите. Всяка от тези технологии обуславя специфична морфология и грапавост на повърхността, които може да окажат влияние върху якостта на адхезия на керамиката към титановата инфраструктура.

Тъй като якостта на адхезия е от съществено значение за дълготрайността на една металокерамична протезна конструкция, за нейното повишение се използват различни методи – механични, химични, физични и комбинирани. Те включват от стандартните пясъкоструене и оксидиране на

металния скелет до обработване на повърхността му със свързващ агент, химично ецване с различни реактиви, нанасяне на разнообразни покрития, нагряпване с лазер или комбинирани обработки.

За приложението на титана и сплавите му при изработване на металокерамични неснемаеми протезни конструкции се заговори едва в последните години, благодарение на навлизането на съвременните CAD/CAM технологии в зъботехническите лаборатории. Няма все още достатъчно данни за свойствата на титанови конструкции, произведени чрез селективно лазерно стопяване (СЛС). Не е ясно влиянието на различните видове повърхностни обработки върху адхезията на керамика към титана и сплавите му, изработени чрез фрезозане и СЛС. Затова целта на настоящата работа е да се изследват свойствата и адхезията на дентална керамика към сплав Ti6Al4V, произведена чрез съвременните CAD/CAM технологии фрезозане и селективно лазерно стопяване и да се предложат лабораторни протоколи за изработване на неснемаеми протезни конструкции от металокерамика, които да осигуряват висока якост на адхезия.

ГЛАВА 1

ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР

Направен е литературен обзор на лечението на дефектите на зъбната корона и зъбната редица чрез неснемаеми протезни конструкции (НПК) – изкуствени коронки и мостови протези. Подробно са разгледани класификациите на неснемаемите протезни конструкции. Отразени са особеностите на протезните конструкции от металокерамика. Направен е обзор на приложението на титана и титановите сплави в протетичната дентална медицина. Разгледани са технологиите за производство на протезни конструкции от титан и сплавите му – леене, CAD/CAM фрезозане и адитивни технологии. Отделено е внимание на денталните керамики, използвани за изработване на НПК. Направен е анализ на адхезията на керамиката към титана

и сплавите му и влиянието на различните видове повърхностни обработки.

ЦЕЛ НА ДИСЕРТАЦИОННИЯ ТРУД:

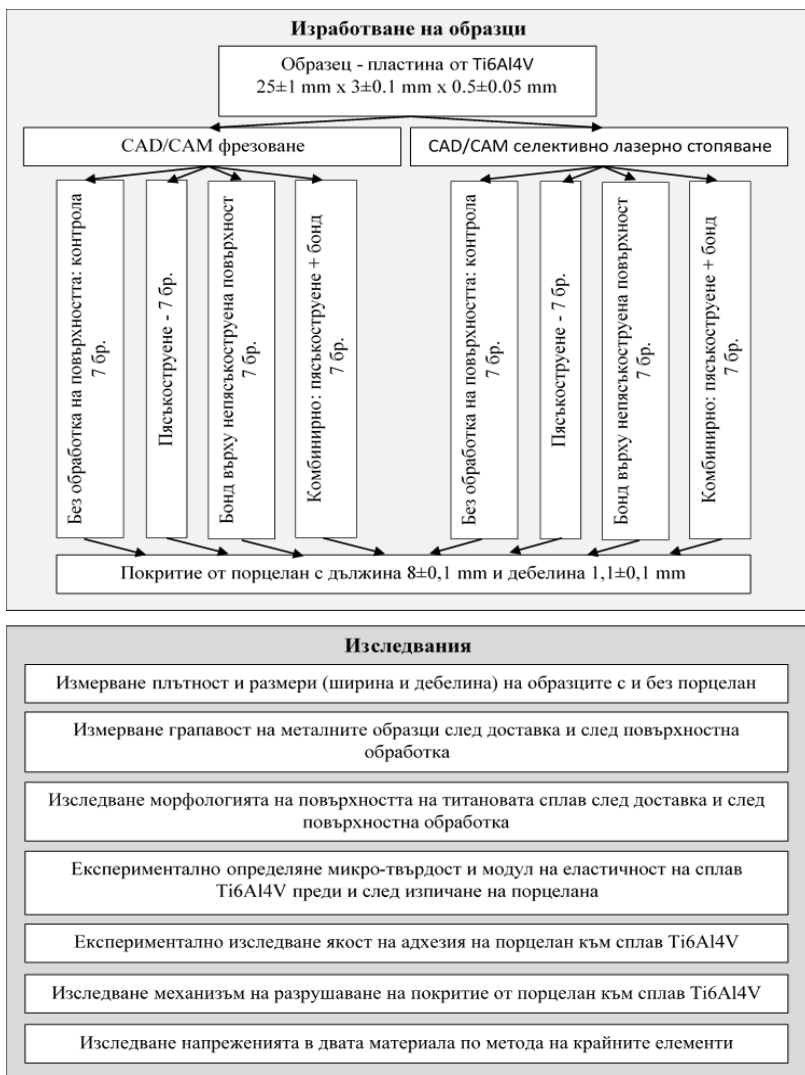
Да се изследва адхезията на дентална керамика към сплав Ti6Al4V, произведена чрез CAD/CAM технологии.

ЗАДАЧИ:

1. Да се изследват свойствата на сплав Ti6Al4V, изработена чрез фрезование и селективно лазерно стопяване.
 - 1.1. Да се изследват геометричните характеристики и плътността;
 - 1.2. Да се изследват морфологията и грапавостта на повърхността;
 - 1.3. Да се изследва твърдостта и да се определи модулът на еластичност.
2. Да се направи експериментално изследване якостта на адхезия на дентална керамика към сплав Ti6Al4V, изработена чрез фрезование и селективно лазерно стопяване.
 - 2.1. Да се определи якостта на адхезия при използване на различни повърхностни обработки;
 - 2.2. Да се изследва механизма на разрушаване на покритието.
3. Да се определи якостта на адхезия на порцелан към сплав Ti6Al4V по метода на крайните елементи.
4. Да се разработи лабораторен протокол за изработване на металокерамика от сплав Ti6Al4V, произведена чрез CAD/CAM технологии.

ГЛАВА 2 МАТЕРИАЛИ И МЕТОДИ

2.1 Схема на експеримента и изследванията (фиг. 2-1).

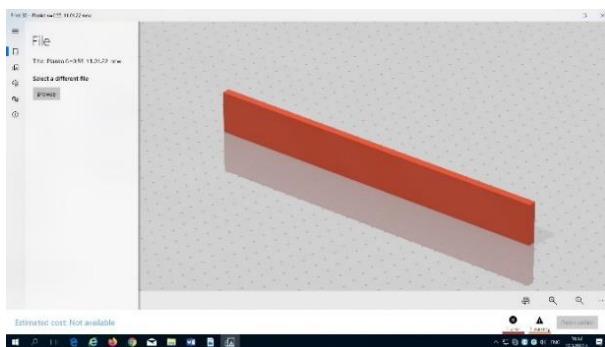


Фиг. 2-1 Схема на изследователската работа.

2.2 Материали и технологии за изработване на образците

2.2.1 Материал и размери на образците

В настоящото изследване е използвана сплав Ti6Al4V. Видът и размерите на пробите са подбрани съгласно стандарт БДС EN ISO 9693:2019. Образците са с формата на пластина с дължина 25 \pm 1 mm, ширина 3 \pm 0,1 mm и дебелина 0,5 \pm 0,05 mm. За изработването им е създаден виртуален модел с помощта на софтуер SolidWorks (фиг. 2-2). Изработени са две групи образци (по 28 броя във всяка група) посредством два вида технологии: CAD/CAM фрезование и селективно лазерно стопяване.



Фиг. 2-2 Виртуален модел на пробата за изработване от титанова сплав чрез фрезование или СЛС.

2.2.2 CAD/CAM фрезование

Пробите са произведени от титанова сплав Starbond Ti5 Disc (Ti6Al4V за фрезование Grade 5 “ELI”) за дентални реставрации тип 4 по ISO 22674 с химичен състав, даден в таблица 2-1. Използваната заготовка е във вид на диск с дебелина 10 mm и

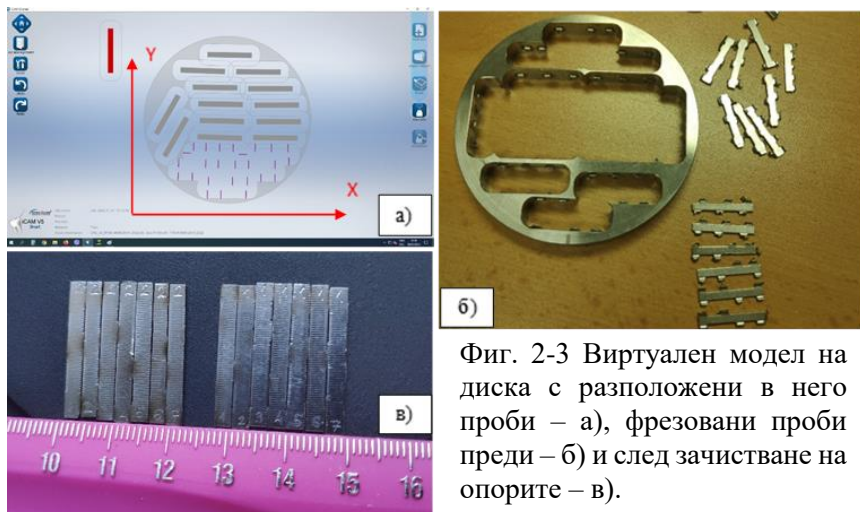
Таблица 2-1

Химичен състав на сплав Ti6Al4V във вид на диск за фрезование - 1 и прах за СЛС - 2.

Хим. Елемент, % →		Al	C	H	Fe	N	O	Ti	V
Сплав ↓									
1	Starbond Ti5 Disc *	6.2	<0.4	<0.4	<0.4	<0.4	<0.4	89.4	4
2	CT PowderRange Ti64 F **	5.50-6.50	0.08	0.012	0.25	0.05	0.13	Ост.	4.50

[*Ti Milling Discs, Starbond Ti5 Disc, ** Technical data sheet, CT PowderRange Ti64 F]

диаметър 98.3 mm, Ref. 136510 на фирма производител: Scheftner Dental Alloys, S&S Scheftner GMBH, Mainz, Германия. Разположението на образците по време на фрезозане е показано на фиг. 2-3. Пластините са фрезозани на машина CORITEC 650i Loader (Imes-Core GmbH, Eiterfeld, Германия) в СОФИЯ ПРИНТ енд МИЛ ЕООД, София, България.



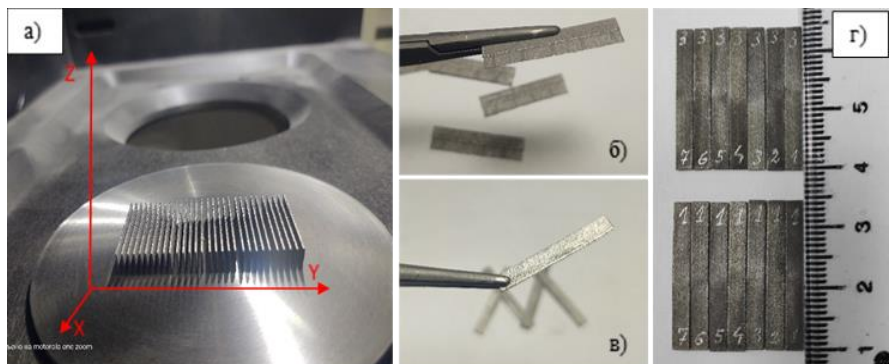
Фиг. 2-3 Виртуален модел на диска с разположени в него проби – а), фрезозани проби преди – б) и след зачистване на опорите – в).

2.2.3 Селективно лазерно стопяване

Като изходен материал за образците, изработени чрез СЛС, е използвана сплав СТ PowderRange Ti64 F (Ti6Al4V) с химичен състав, даден в таблица 2-1, от фирма производител Carpenter Additive (Liverpool, UK). Сплавта е във вид на прах със средна големина на частиците 15-45 μm .

Образците са изработени от фирма 3Д МЕДИКЪЛ ПРИНТ (Плевен, България) на машина SYSMA MySint 100 (SYSMA S.p.A., Vicenza, Италия), снабдена с фибров лазер. Използвани са следните параметри на процеса на СЛС: мощност на лазера 200W, диаметър на петното на лазерния лъч 55 μm , дебелина на слоя 20 μm , стъпка при сканиране - 0,020 mm, защитен газ –

аргон. Разположението на образците и опорите по време на СЛС е показано на фиг. 2-4.



Фиг. 2-4 Разположение на пробите върху масата на машината за СЛС – а); общ вид на проба преди – б) и след зачистване на опорите – в); образци, готови за изследване – г).

След изработването им образците са подложени на изотермично отгряване за снемане на вътрешните напрежения. То е проведено в защитна среда от аргон и се състои от нагряване и задържане на пробите при температура 600 °С за 30 min, последващо нагряване до 800 °С със задържане 1h 40 min и охлаждане с пещта.

СЛС образците са произведени с помощта на Десислава Власакиева и Мирослав Симеонов и са предоставени безвъзмездно за целите на настоящото изследване.

2.2.4 Повърхностна обработка

Образците от всяка група са разделени на 4 подгрупи от по 7 бр. (фиг. 2-1) в зависимост от обработката на техните повърхности.

- Първата подгрупа проби са без повърхностна обработка и служат за контролна група.
- Пластините от втората подгрупа са подложени на пясъкоструене само по едната повърхност. Пясъкоструенето е извършено с Al_2O_3 (110 μm) под

налягане 2 bar за време 10 s. Образецът е разположен на 10 mm от дюзата под наклон от 45°. След пясъкоструенето образците са почистени с пароструйка и изсушени на въздух.

- Върху повърхността на пробите от третата група е нанесен един слой свързващ агент VITA NP BOND PASTE (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG, Bad Sackingen, Germany), който е изпечен при температура 960 °C за време 1 min в печта за керамика, съгласно указанията на производителя.
- Повърхността на образците от четвъртата група са подложени на комбинирана обработка: първо са пясъкоструени и след това е нанесен свързващ агент по режимите, посочени по-горе.

2.2.5 Покритие от порцелан

Съгласно EN ISO 9693:2019, по средата на обработената повърхност по цялата ширина на образците е нанесено покритие от порцелан VITA LUMEX AC (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG, Bad Sackingen, Germany) с дебелина 1.1 ± 0.1 mm и дължина 8 ± 0.1 mm. За целта предварително е изработена матрица от силикон, която да гарантира еднакви размери на покритието. След това последователно са нанесени и изпечени четири слоя керамика, съгласно указанията на производителя (таблица 2-3).

Металокерамичните образци са изработени в „СМТЛ – Пламен Атанасов ЕООД“ с ръководител Пламен Атанасов.

Таблица 2-3
Режими на изпичане на порцелана [VITA LUMEX AC].

Слой	Порцелан	Температура на изпичане, °C	Време, min
1	Опак	800	1
2	Дентин	760	1
3	Емайл	755	1
4	Глазура	750	1

2.3 Изследване на образците

2.3.1 Геометрични характеристики

Измерени са дебелината и ширината на всяка една пластина с дигитален шублер “ABS Digimatic Caliper” (Mitutoyo, Япония) с точност 0.01 mm. На всеки параметър са направени по три измервания, като за статистическия анализ е взета средно аритметичната стойност.

2.3.2 Плътност

Плътността на пробите е определена с помощта на пикнометър. Най-напред е измерена масата на пробите - m на аналитична везна KERN ABJ-NM/ABS 220-4N (KERN&SOHN GmbH, Германия) с точност 0,0001g. След това е измерена масата на пикнометъра, пълен с вода - m_1 . Поставена е пробата в пикнометъра и е измерена масата на пикнометъра с водата и пробата - m_2 . Плътността на изследваните проби е изчислена по формула (3):

$$\rho = \frac{m}{m + m_1 - m_2} = \frac{m}{m + m_1 - m_2} \rho_1 \quad (3)$$

където: ρ – плътност на пробата, [g/cm^3]; m – маса на пробата, [g]; $m+m_1-m_2$ – маса на изместената от пробата вода, [g]; ρ_1 – плътност на водата [g/cm^3]. По данни на [ASTM B311-17, 2017; Metrological Handbook 145, 1990] при температура 19°C по време на експеримента, плътността на водата ρ_1 е 0,9984 g/cm^3 .

Определена е плътността на 5 произволно подбрани проби от всяка технология и е взета средно аритметичната стойност.

2.3.3 Изследване морфологията на повърхността

Морфологията на повърхността на образците е изследвана с помощта на оптичен микроскоп Olympus SZ51, снабден с дигитална камера №TP6080000B.

2.3.4 Изследване грапавост на повърхността

Параметрите на грапавостта са изследвани с помощта на апарат SurfTest SJ-210 (Mitutoyo Corporation, Takatsu-ku, Japan). На всеки образец е измерена грапавостта по двете повърхнини 25 mm x 3 mm след изработване и по едната след пясъкоструене. Направени са по 3 измервания по дължина на всяка повърхнина.

Изследвани са стойностите на Ra – средно аритметично отклонение на профила, Rq – средно квадратично отклонение на профила и Rz - максимална височина на профила. Показани са графиките на BAC и ADC кривите на профила на повърхността на образците преди и след пясъкоструене. BAC (material-ratio profile) кривата показва съотношението материал-профил в оценяваната дължина. ADC (amplitude distribution curve) е крива на разпределение на амплитудата на профила.

2.3.5 Измерване на микротвърдост

Изследвана е микротвърдостта на фрезовани и СЛС образци преди и след термична обработка, имитираща изпичане на порцелана. Измерването на твърдостта е извършено по метода на Викерс на предварително подготвени микрошлифове. Направени са по 5 замервания на образец с микротвърдомер *ZHV μ -S* (Zwick/Roell, Germany), като е приложено натоварване 25 g за време 10 s. За анализа е взета средно аритметичната стойност.

2.3.6 Експериментално определяне якостта на адхезия на порцелан към сплав Ti6Al4V

Експерименталното изследване якостта на адхезия на порцелановото покритие към титановата сплав е извършено чрез 3-точков тест на огъване, съгласно стандарт EN ISO 9693:2019. За целта е изработен специален прибор (фиг. 2-10). Изпитанията са извършени на комбинирана машина за статични и динамични изпитания ZWICK Roell Vibrophore 100 (ZWICK Roell, Германия). Реализиран е статичен тест на огъване със скорост на натоварването 1.5 mm/min до достигане на преместване 0.2 mm. Резултатът от проведените тестове е диаграма сила/преместване,

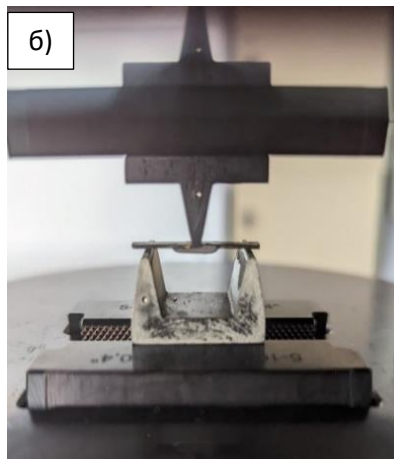
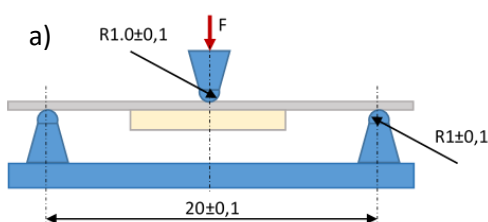
върху която в момента на отлепяне на керамичния слой се регистрира спад.

Якостта на адхезия е определена по формула (4) [ISO 9693:2019]:

$$\tau_b = k * F_{fail} \quad (4)$$

Където: τ_b е якостта на адхезия на покритието (напрежението, при което се появява пукнатина или покритието се отделя от металната основа); F_{fail} е усилието, при което се разрушава покритието; k е коефициент, който зависи от дебелината и модула на еластичност на металната основа.

Измерването на микротвърдостта и експеримента на огъване са направени с помощта на проф. Ангел Анчев от ТУ-Габрово.



Фиг. 2-10 Триточков експеримент на огъване за изследване якост на адхезия на порцелан към титанова сплав: схема – а) и изпълнение – б) на теста.

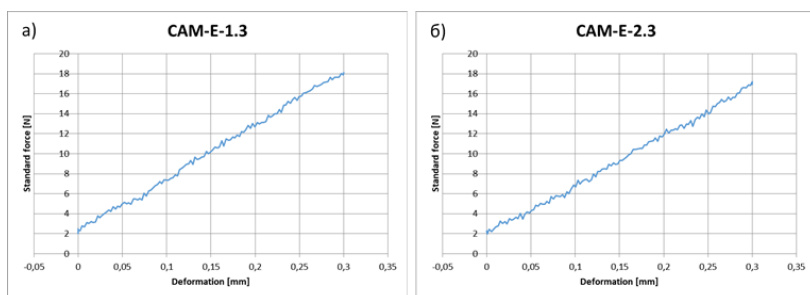
2.3.7 Определяне модул на еластичност

За дефиниране на модула на Young е разработена нова комбинирана методика, включваща експеримент на триточково огъване и последващ крайно-елементен (КЕ) анализ на теста.

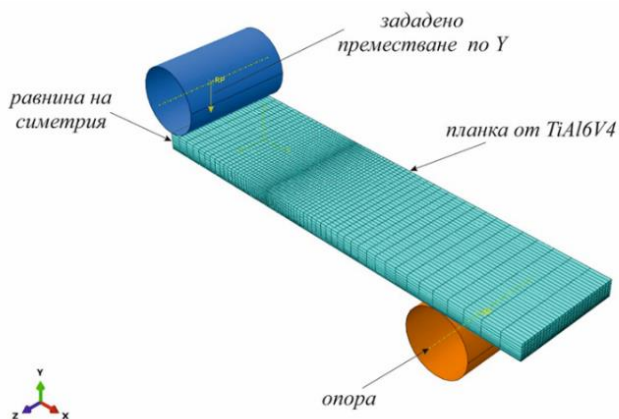
експериментът представлява огъване на греда, подпряна на опори с радиус със закръгление 1 mm и натоварена с поансон с радиус със закръгление на върха 1 mm. Гредата се огъва в средата до 0.3 mm с цел запазване на линейната зависимост между силата

и преместването (фиг. 2-11), като по този начин се гарантира натоварване само в еластичната област. На огъване с машина ZWICK Roell Vibrophore 100 (ZWICK Roell, Германия) са подложени по 3 образца от фрезованата и СЛС сплав Ti6Al4V преди и след термообработка по режими от таблица 2-3, имитиращи изработване на порцеланово покритие.

Линейният КЕ анализ е проведен на специализиран софтуер ABAQUS. Моделът е изграден от три тела – греда, поансон и опора. Гредата е моделирана като твърдо деформируемо тяло



Фиг. 2-11 Графики усилие-деформация при огъване на образци от титанова сплав, използвани за определяне модул на еластичност. Фрезована сплав преди – а) и след термообработка – б).



Фиг. 2-12 3D крайно-елементен модел за определяне на модула на линейни деформации на сплав TiAl6V4.

(ТДТ) с абсолютните размери от експеримента. С цел да се минимизира изчислителното време и поради оста на симетрия на проведения тест, се използва КЕ модел само на половината от изчислителната схема (фиг. 2-12). Поансонът и едната опора са моделирани като идеално твърдо тяло (ИТТ) с цилиндрична форма с радиус на основата 1 mm. Времето за преместване в изработения модел е равно на 0.3 s с цел да може да се отчете силата точно за цялото времетраене на натоварването. За определяне модула на Young е приложен итерационен подход. Приет е коефициент на Poisson 0.33, а с големината на модула на Young се варира до съвпадение на силата, отчетена в експерименталния тест (фиг. 2-11) и крайно-елементния модел.

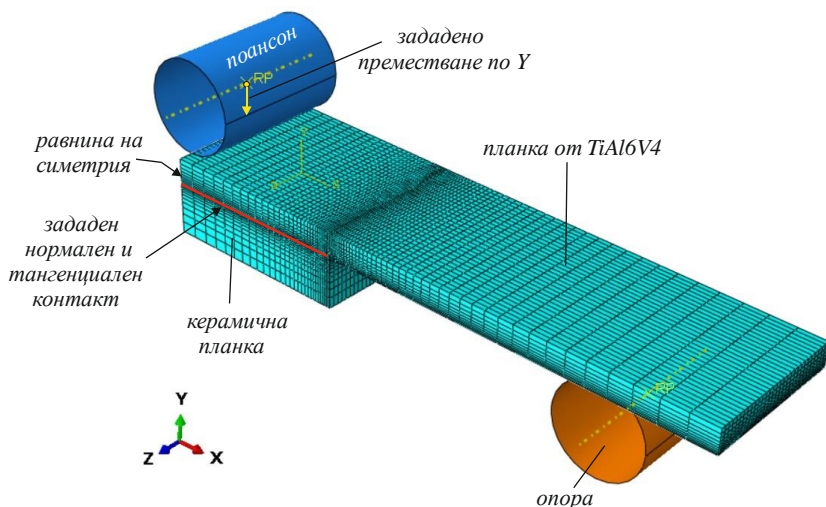
Определянето на модула на еластичност и якостта на адхезия по метода на крайните елементи са извършени с помощта на доц. Владимир Дунчев от ТУ-Габрово.

2.3.8 Определяне якостта на адхезия на порцелан към сплав Ti6Al4V по метода на крайните елементи

2.3.8.1 3D крайно-елементен модел

С помощта на софтуер ABAQUS.CAE е разработен 3D крайно-елементен модел на изследваната система (фиг. 2-13). Планката от титанова сплав TiAl6V4 и керамичната планка са моделирани като ТДТ с геометрия в съответствие с реалните им размери в експерименталния тест. Опората и поансона са моделирани като ИТТ (rigid bodies). Радиусите им на закръгление съответстват на тези на опората и поансона в теста. Предвид физическата същност на експеримента (триточково огъване) е симулирана половината от изследваната система с ос на симетрия, преминаваща през оста на поансона. КЕ модел съдържа 31800 тримерно напрегнати (3D stress) линейни крайни елементи тип C3D8R. Приложена е техника за съгъстяване на двете планки в близост до критичното сечение, съвпадащо с края на керамичната планка.

Тъй като системата е натоварена в линейната област, и за двата материала е прието чисто еластично изотропно поведение.



Фиг. 2-13 3D крайно-елементен модел за определяне напреженията по време на огъване на титанова сплав с покритие от порцелан.

Приети са коефициенти на Поасон съответно: 0.33 за TiAl6V4 и 0.2 за керамиката. За титановата сплав са използвани модулите на еластичност, определени по новоразработената методика в Глава 3, т. 3.4.3: 180 GPa за фрезованите и 120 GPa за СЛС изработените проби. За порцелана е приет модул на Young 60 GPa [Dikova T. et al., 2017]. Няма данни за характеристиките на свързващите агенти. За бонда е приет $E=75$ GPa, изхождайки от следното: 1) свързващите агенти се състоят от различни видове окиси, подобно на керамиката; 2) те служат за еластични слоеве, които да компенсират различните коефициенти на термично разширение на денталните сплави и порцеланите.

Между двете планки е зададен нормален твърд контакт с възможност за отделяне и тангенциален с коефициент на триене 0.1. Този контакт е зададен и по отношение на взаимодействията между поансона и титановата планка, както и между титановата планка и опората. Използвана е техниката „master-slave” повърхнини.

2.3.8.2 Гранични условия

За симулиране на натоварването от поансона върху планките е зададено преместване на т.н. Reference Point (RP) на поансона по направление на ос Y (фиг. 2-13). Големината на зададеното преместване е равно на преместването от експериметалния тест. За удобство при отчитане на резултатите от анализа големината на преместването на поансона е равно на псевдовремето, определено за статичния анализ.

Равнината на симетрия е ограничена за преместване по направление на ос X. Зададено е ограничение за преместване на надлъжните повърхнини на планките по направление на ос Z. На опората са отнети всичките 6 степени на свобода, назначени спрямо съответната ѝ Reference Point. Аналогично на поансона са отнети всички степени на свобода с изключение на преместването по оста Y.

Определени са нормалните напрежения в направления X, Y и Z, тангенциалните напрежения в равнини XY, YZ и ZX, както и минималните и максимални еквивалентни напрежения по von Mises.

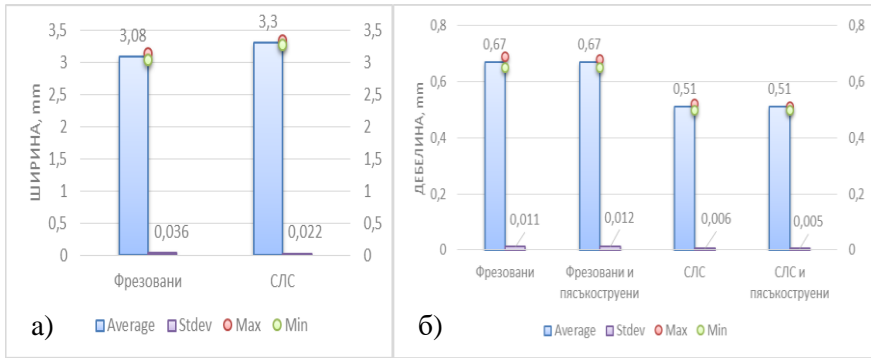
ГЛАВА 3

СВОЙСТВА НА СПЛАВ Ti6Al4V, ИЗРАБОТЕНА ЧРЕЗ ФРЕЗОВАНЕ И СЕЛЕКТИВНО ЛАЗЕРНО СТОПЯВАНЕ

Двата технологични процеса – фрезование и селективно лазерно стопяване, които са заложили в машините от САМ модула, коренно се различават по метода на производство. При първия детайлите се изработват чрез отнемане на материал от заготовка с гарантирани свойства, а при втория – чрез стопяване с лазер на последователни слоеве метален прах до получаване на готовата форма. Това води до различия не само в геометричните и повърхностни характеристики, но и във физичните и механични свойства на получените детайли. Затова в настоящата глава са изследвани свойствата на сплав Ti6Al4V, произведени чрез фрезование и селективно лазерно стопяване.

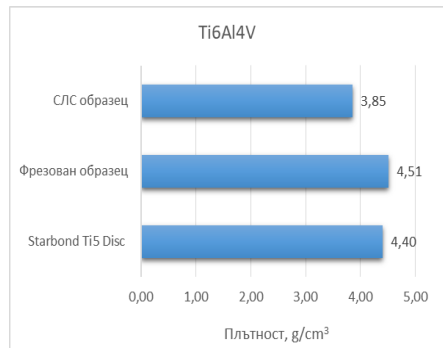
3.1 Геометрични характеристики и плътност

Установено е, че ширината на фрезованите планки е в границите на допускателна, а дебелината им е по-голяма, докато при лазерно изградените образци е обратно – тяхната ширина е по-голяма от допустимата, а дебелината е съгласно изискванията (фиг. 3-1). Пясъкоструенето не влияе върху дебелината на пробите.



Фиг. 3-1 Размери на пробите, изработени чрез фрезоване и СЛС: ширина – а) и дебелина – б).

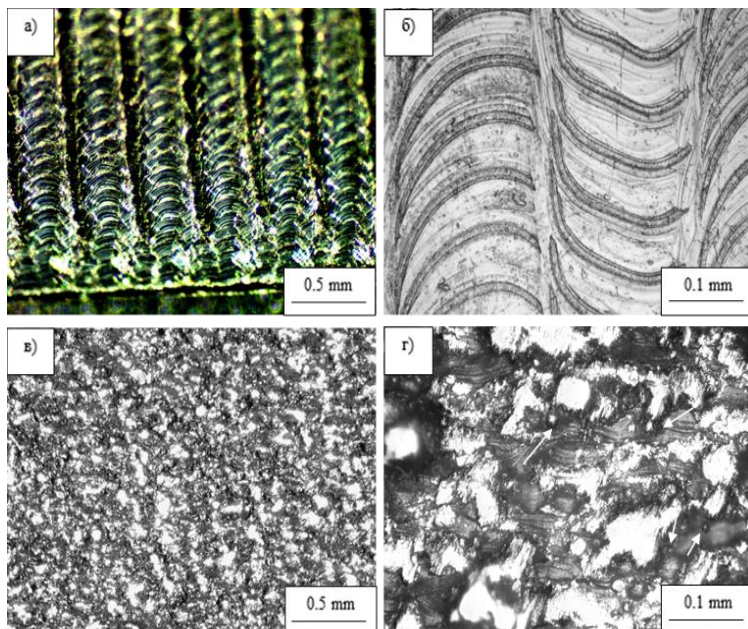
Плътноста на фрезованите образци е съизмерима с тази на изходната заготовка (фиг. 3-3), но относителната плътност на СЛС детайлите е значително по-малка - 87.45%-86,85%. Направеният оглед на сплавта, изработена чрез СЛС, показва наличие на частично разтопени пращинки и неплътности по повърхността (фиг. 3-5) и на пори в обема на образците, които са основната причина за по-ниската плътност.



Фиг. 3-3 Плътност на пробите, изработени чрез фрезоване и СЛС.

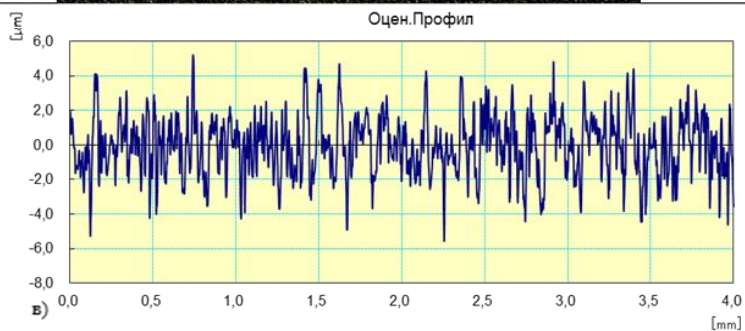
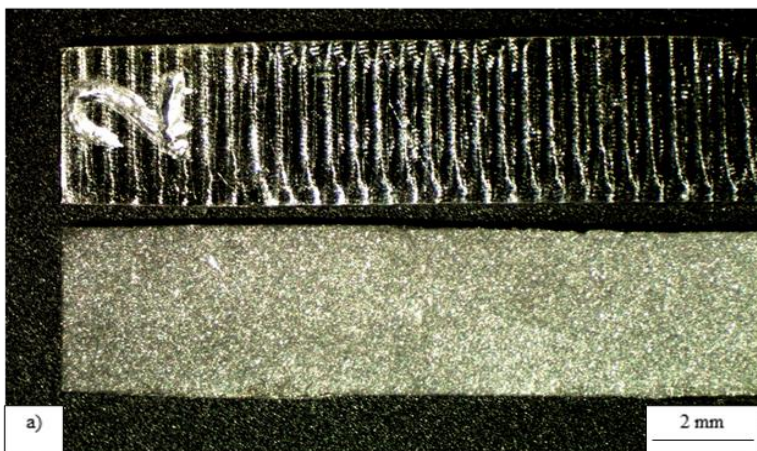
3.2. Морфология и грапавост на повърхността

Основни фактори, които определят повърхностната топография в това изследване, са видът технологичен процес и разположението на детайла. Установено е, че морфологията на повърхността на образците от двете групи е коренно различна и е типична за всеки един производствен процес (фиг. 3-5).

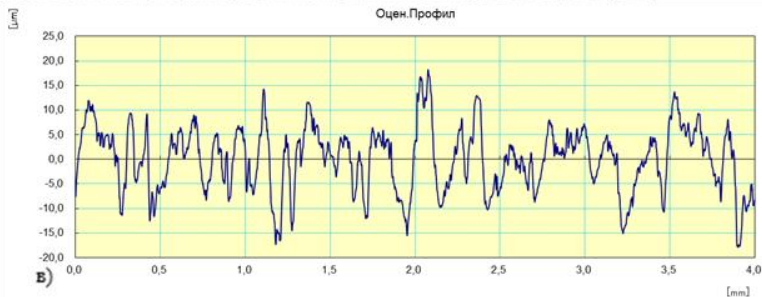
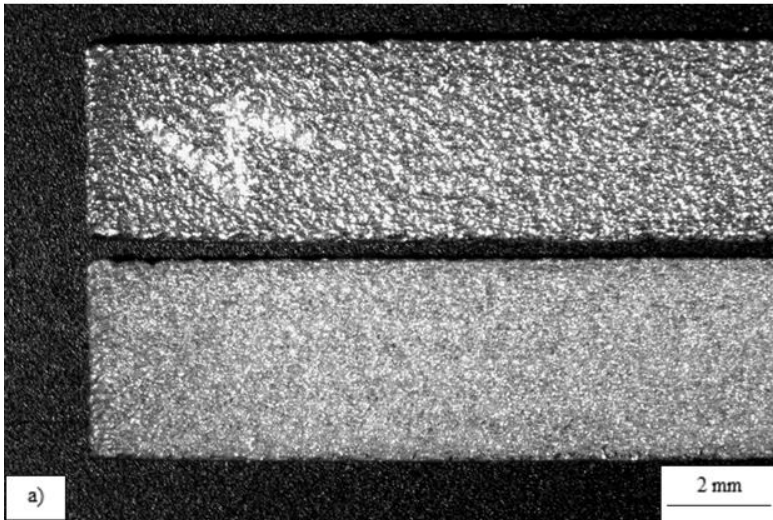
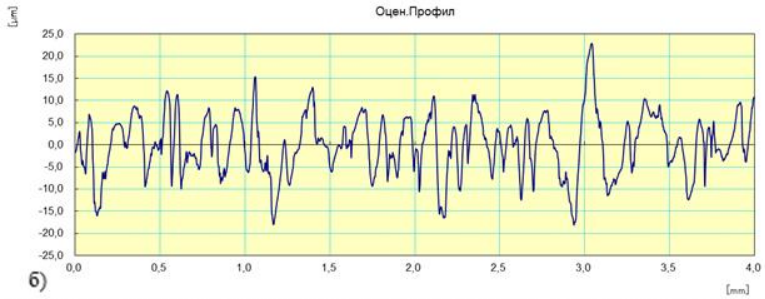


Фиг. 3-5 Морфология на повърхността на образци от титанова сплав, изработени чрез фрезоване – а), б) и СЛС - в) и г).

Повърхността на фрезованите пластини се характеризира с периодично повтарящ се профил с почти равномерно разпределение на върхове и падини и с по-голям радиус на пиковете (фиг. 3-7).

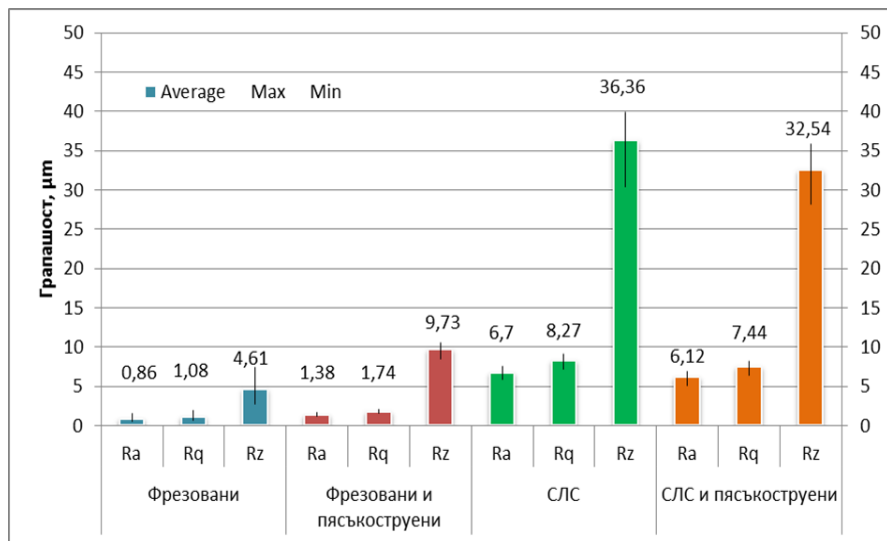


Фиг. 3-7 Морфология на повърхността на образци от титанова сплав – а), изработени чрез фрезозане (2) и фрезозане и пясъкоструене (долу). Профили на повърхността на фрезозан – б) и на фрезозан и пясъкоструен - в) образци.



Фиг. 3-9 Морфология на повърхността на образци от титанова сплав– а), произведени чрез СЛС (4) и СЛС и пясъкоструене (долу). Профили на повърхността на СЛС – б) и на СЛС и пясъкоструен - в) образци.

По повърхността на лазерно изградените детайли се забелязват отделните степени слоеве и голям брой частично разтопени пращинки (фиг. 3-5), което предопределя топографията да се характеризира предимно с пикове с по-голям радиус на закръгление (фиг. 3-9).



Фиг. 3-11 Грапавост на образци от титанова сплав, произведени чрез фрезоване и СЛС и последващо пясъкоструене.

Грапавостта на образците, произведени чрез СЛС ($Ra=6.7 \mu\text{m}$ и $Rz=36.36 \mu\text{m}$), е неколкостранно по-висока от фрезованите ($Ra=0.86 \mu\text{m}$ и $Rz=4.61 \mu\text{m}$) (фиг. 3-11).

Пясъкоструенето оказва различен ефект върху грапавостта и топографията на образците от двете групи. То понижава с около 10% грапавостта на лазерно изградените детайли, но повишава почти два пъти грапавостта на фрезованите (фиг. 3-11). След пясъкоструене пиковите по повърхността и на двете групи образци стават с по-остри ръбове, профилът на повърхността на фрезованите пластини се характеризира с равномерни количества върхове и падини (фиг. 3-7), а този на СЛС пробите се променя и се състои предимно от падини (фиг. 3-9).

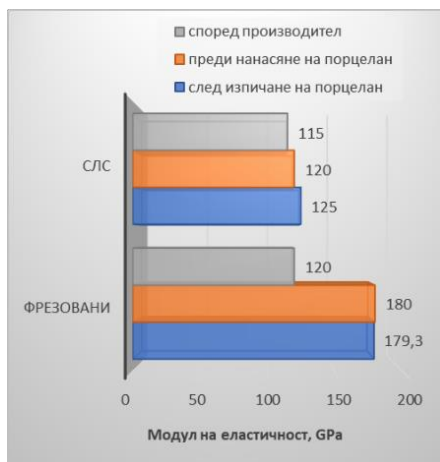
3.3. Твърдост и модул на еластичност

Методът на производство, дефиниращ специфична микроструктура на сплав Ti6Al4V, води до разлики в стойностите на микротвърдостта и модула на еластичност на фрезованите и лазерно изградени образци.

Измерената микротвърдост на сплав Ti6Al4V (фиг. 3-12) е висока при лазерно изградените образци (396 HV) в сравнение с фрезованите (347 HV).



Фиг. 3-12 Микротвърдост на образци от сплав Ti6Al4V.



Фиг. 3-13 Модул на еластичност на образци от сплав Ti6Al4V.

Стойностите на модула на еластичност на сплав Ti6Al4V (фиг. 3-13), определени по новоразработената методика, са 180 GPa за фрезованите и 120 GPa за СЛС изработените проби. Те са високи от данните, дадени в литературата или от производителите.

Последваща термична обработка с режими на изпичане на порцелана леко понижава микротвърдостта до 322 HV за фрезованите и 388 HV за СЛС произведените и почти не оказва влияние върху модула на еластичност и при двете групи.

За да се установи коя е реалната причина за по-ниската плътност на детайлите, произведени чрез СЛС, е необходимо: 1) да се изследва плътността със стандартизирани образци и 2) да се изследва микроструктурата и да се направи качествена и количествена оценка на порьозността. Тогава могат да се дадат съответните препоръки за повишаване на плътността.

Необходимо е да се направят допълнителни изследвания на модула на еластичност на титановата сплав по новоразработената методика, за да се установи влиянието на мащабния фактор върху получените резултати и да се сравнят с резултатите от изпитанията по стандарт.

ГЛАВА 4

ЕКСПЕРИМЕНТАЛНО ИЗСЛЕДВАНЕ ЯКОСТТА НА АДХЕЗИЯ НА ДЕНТАЛНА КЕРАМИКА КЪМ СПЛАВ Ti6Al4V, ИЗРАБОТЕНА ЧРЕЗ ФРЕЗОВАНЕ И СЕЛЕКТИВНО ЛАЗЕРНО СТОПЯВАНЕ

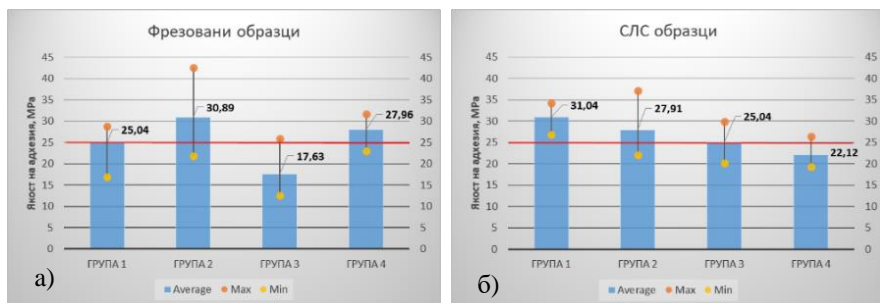
Дълготрайността на една дентална протеза от металокерамика зависи от адхезията между покритието от порцелан и металната основа. За повишаване якостта на адхезия се прилагат различни видове обработки на повърхността на сплавта – пясъкоструене, ецване, лазерна обработка, предварителна термична обработка – оксидиране и приложение на слой от свързващ агент. Те са предназначени да въздействат както върху механичната, така и върху химичната компонента на адхезията. Последната се осъществява благодарение наличието на окисен слой по повърхността на металната субструктура. Независимо, че новите CAD/CAM производствени технологии като фрезование и СЛС осигуряват успешен контрол на дебелината на титановия окис по повърхността на металната субструктура, нерешените въпроси не само не намаляват, но се и увеличават поради постоянното разработване на нови видове дентални керамики.

В настоящата глава е направено експериментално изследване якостта на адхезия и е анализиран механизма на разрушаване на

покритие от дентална керамика към сплав Ti6Al4V, произведена чрез фрезование и селективно лазерно стопяване.

4.1 Якост на адхезия

Установено е, че якостта на адхезия на покритието от порцелан към титановата сплав, произведена по двата метода има близки стойности: 17.63 – 30.89 МРа при фрезованата и 22.12 – 31.04 МРа при лазерно изградената сплав (фиг. 4-3). Фрезованите образци, обработени с дадения бонд, не отговарят на изискваните от стандарта 25 МРа, а при изработените чрез СЛС - тези с комбинирана обработка на повърхността.



Фиг. 4-3 Якост на адхезия на покритие от порцелан към фрезовани – а) и СЛС изработени образци – б).

Повърхностните обработки на металната основа оказват различно влияние върху якостта на адхезия. Пясъкоструенето и комбинираната обработка повишават якостта на адхезия на порцелана към фрезованите образци, но я намаляват при изработените чрез СЛС (фиг. 4-3). Използването на дадения свързващ агент понижава якостта на адхезия при сплав Ti6Al4V, произведена по двете технологии.

В групата на фрезованите образци якостта на адхезия е най-висока след пясъкоструене на повърхността на сплавта, следвана от комбинираната обработка, контролната група и приложението на бонд (фиг. 4-3). При пробите, изработени чрез СЛС, якостта на адхезия е най-висока при контролната група, без обработка на

повърхността, следвана от приложението на пясъкоструене, бонд и комбинирана обработка.

4.2 Механизъм на разрушаване на покритието

Видът на повърхностна обработка на титановата сплав преди нанасяне на порцелана влияе върху механизма на разрушаване на покритието. Това влияние е по-силно при сплавта, изработена чрез фрезозане.

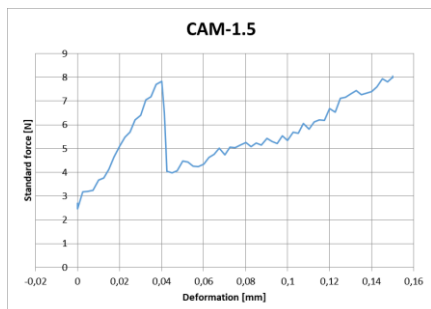
Таблица 4-2

Повърхност на сплав Ti6Al4V след разрушаване на покритието от порцелан.

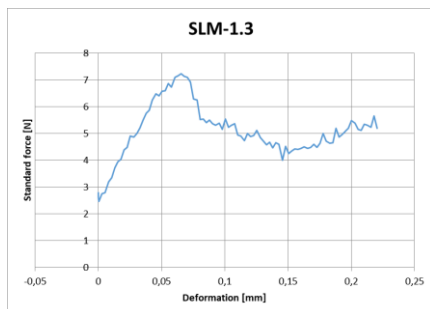
Повърхностна обработка	Метал, %	Окисен слой, %	Бонд, %	Порцелан, %	Начин на разрушаване	
Фрезозана сплав						
Контролна група 1	70	30	-	Следи	Адхезионно-кохезионен (кохезионно през окисен слой)	
Пясъкоструена, група 2	10	80	-	10	Адхезионно-кохезионен (кохезионно през окисен слой и порцелан)	
Обработен с бонд, група 3	5	70	25	Следи	Адхезионно-кохезионен (кохезионно през окисен слой и бонд)	
Комбинирана обработка, група 4	4 бр.	-	-	-	100	Кохезионно чрез пукнатини в порцелана
	3 бр.	Следи	20	70	10	Адхезионно-кохезионен (кохезионно предимно през бонда)
СЛС сплав						
Контролна група 1	80	10	-	10	Адхезионно-кохезионен	
Пясъкоструена група 2	70	10	-	20	Адхезионно-кохезионен	
Обработен с бонд, група 3	5	10	85	Следи	Адхезионно-кохезионен (кохезионно предимно през бонда)	
Комбинирана обработка, група 4	5	10	80	5	Адхезионно-кохезионен (кохезионно предимно през бонда)	

Установено е, че разрушаването на керамиката при всички образци става по смесен адхезионно-кохезионен механизъм (таблица 4-2, фиг. 4-5а и фиг. 4-6а). Разлика се открива в слоя, в който става адхезионното или кохезионно разрушаване. Тези

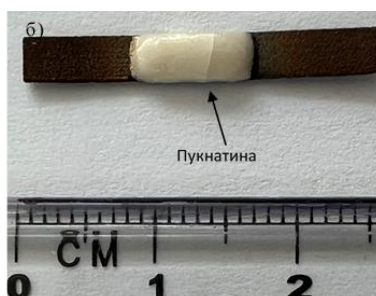
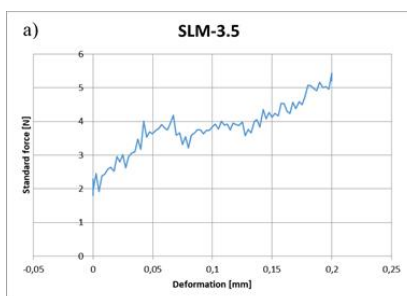
разлики са по-големи при фрезованата сплав в сравнение с изработената чрез СЛС.



Фиг. 4-5а Графика усилие-деформация при отслояване на порцеланово покритие от фрезована сплав Ti6Al4V без повърхностна обработка.

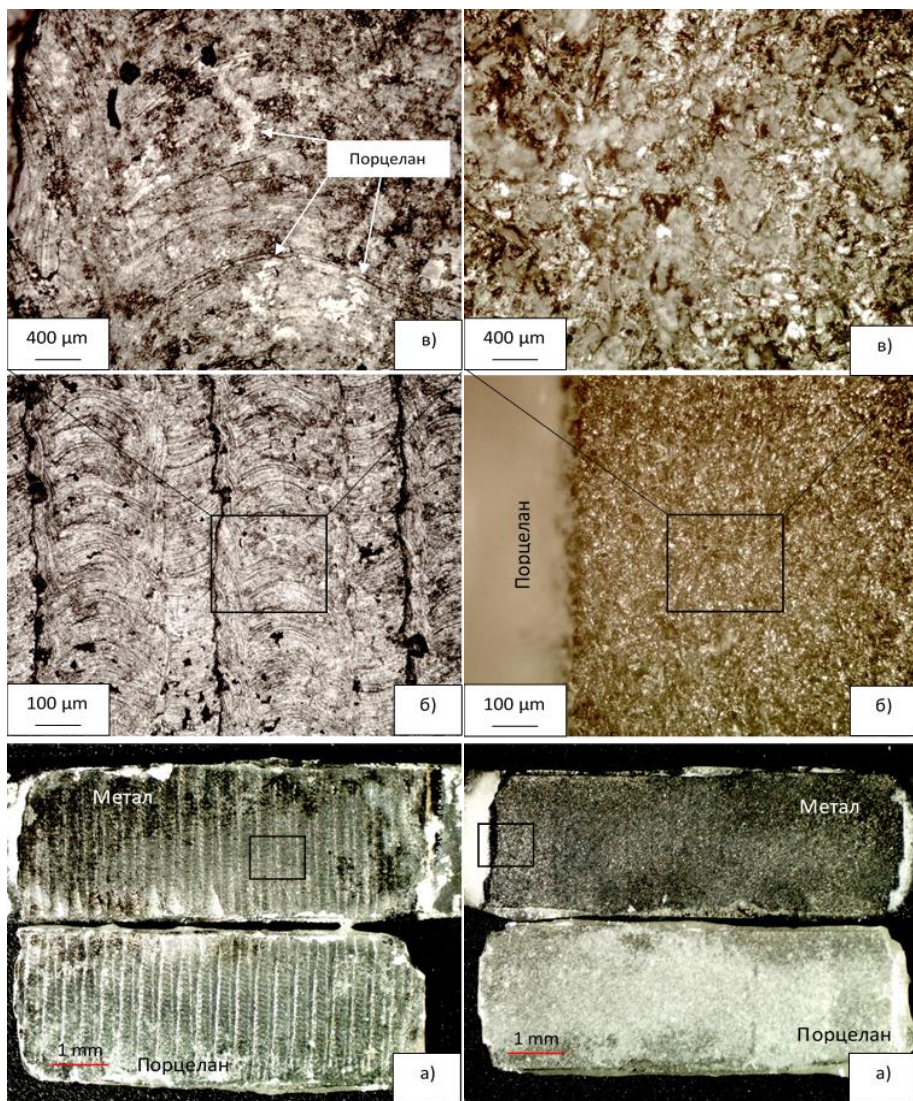


Фиг. 4-6а Графики усилие-деформация при отслояване на порцеланово покритие от СЛС сплав Ti6Al4V без повърхностна обработка.



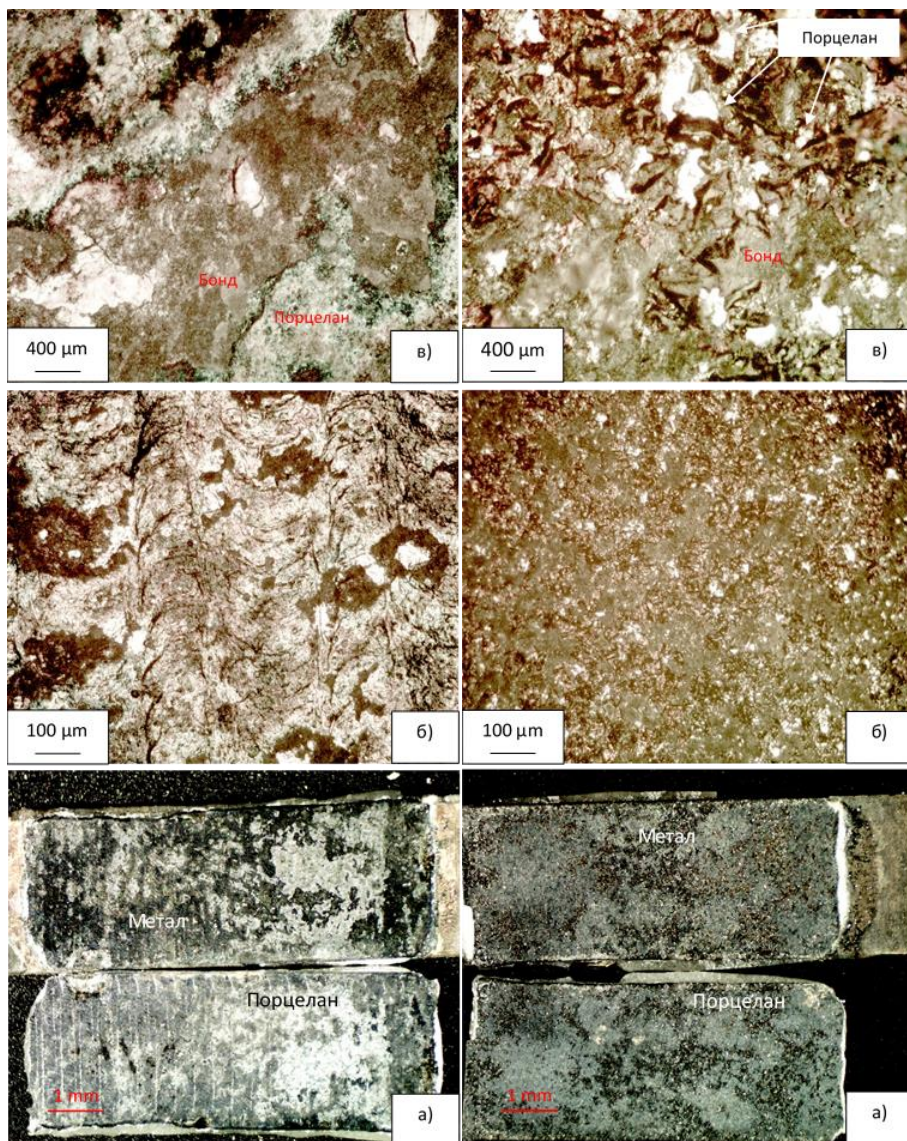
Фиг. 4-8 Разрушаване чрез напукване и отслояване на порцеланово покритие от сплав Ti6Al4V, изработена чрез СЛС, чиято повърхност е обработена с бонд (графика усилие-деформация – а) и снимка на образец с разрушено покритие – б).

При фрезованата титанова сплав настъпва адхезионно разрушаване между метала и окисния слой и кохезионно през окисния слой (фиг. 4-10). След пясъкоструене се наблюдават както адхезионни, така и кохезионни фрактури между окисния слой и порцелана (фиг. 4-11).



Фиг. 4-10 Повърхност на фрезован образец (1.6) от сплав Ti6Al4V след разрушаване на покритието от порцелан.

Фиг. 4-11 Повърхност на фрезован и пясъкоструен образец (2.6) от сплав Ti6Al4V след разрушаване на покритието от порцелан.



Фиг. 4-12 Повърхност на фрезован и обработен с бонд образец (3.2) от сплав Ti6Al4V след разрушаване на покритието от попцелан.

Фиг. 4-13 Повърхност на фрезован образец с комбинирана обработка (4.5) след разрушаване на покритието от попцелан.

При пробите, обработени с дадения бонд, адхезионни и кохезионни разрушавания се получават предимно между окисен слой и бонд (фиг. 4-12).

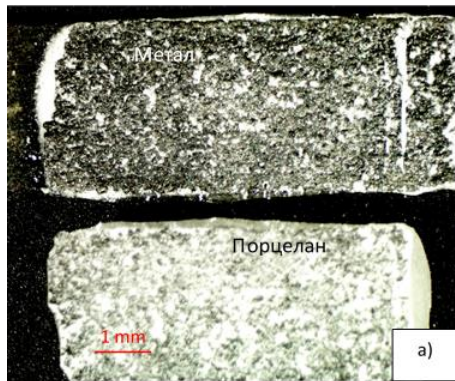
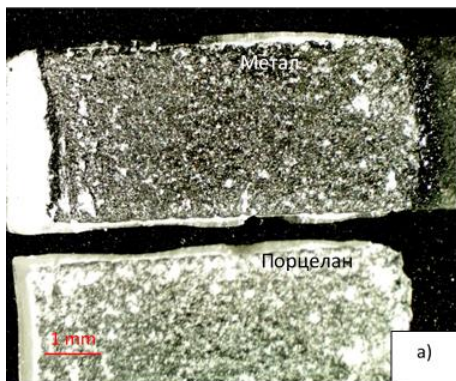
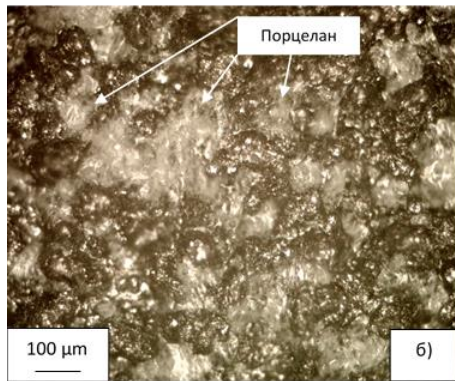
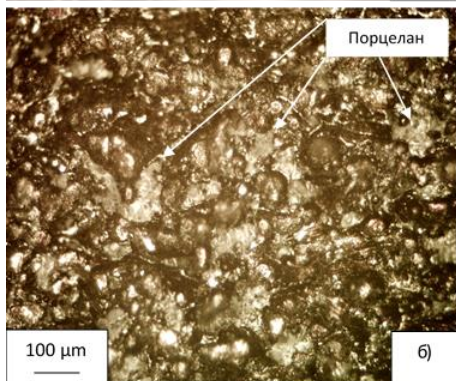
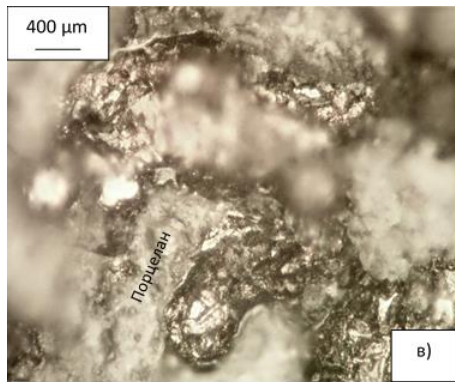
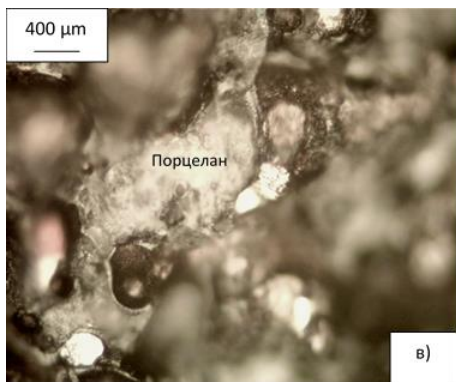
Повечето от пясъкоструените и обработени с бонд образци се разрушават кохезионно чрез напукване на керамичното покритие (фиг. 4-8 и фиг. 4-13).

Тъй като за клиничната практика кохезионната фрактура е по-благоприятна, то е необходимо да се направят допълнителни изследвания на якостта на адхезия на порцелан към пясъкоструени и обработени с бонд фрезовани образци от сплав Ti6Al4V.

В групата на сплав Ti6Al4V, изработена чрез СЛС, няма толкова големи различия.

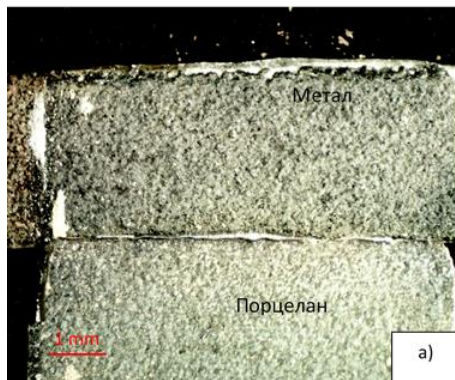
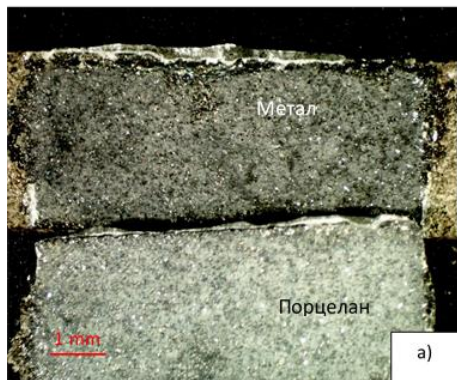
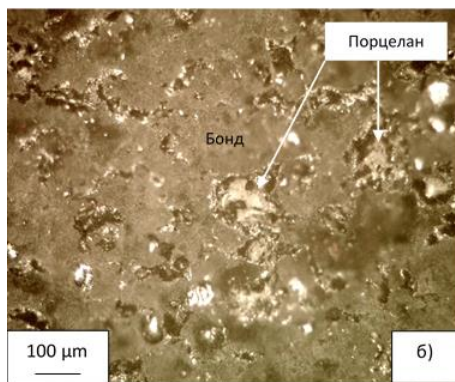
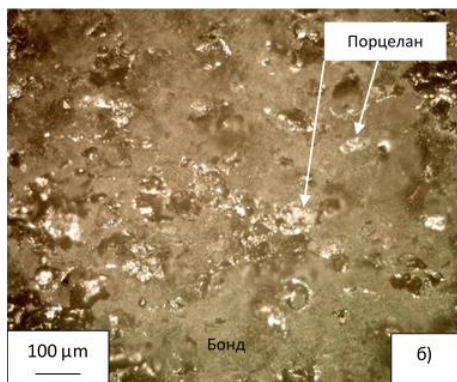
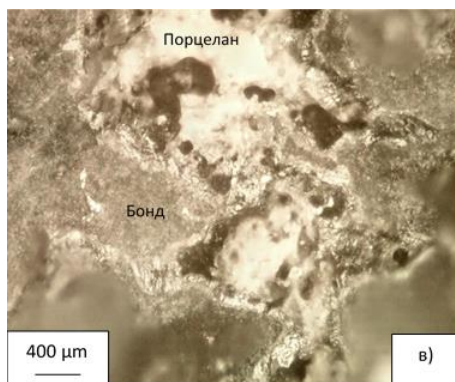
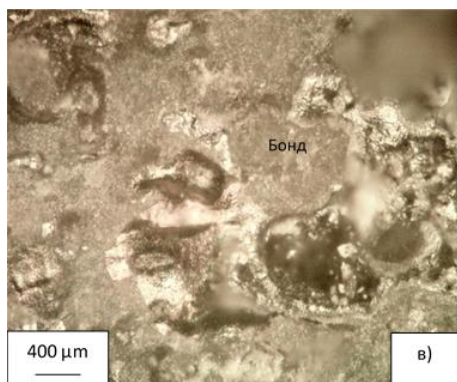
При контролната и пясъкоструената подгрупа (фиг. 4-14 и фиг. 4-15), покритието от порцелан се разрушава по адхезионно-кохезионен начин: адхезионен, между сплавта и окисния слой, и кохезионен - през порцелана.

Фрактурата на керамиката в подгрупите, обработени с бонд и комбинирано (фиг. 4-16 и фиг. 4-17), настъпва адхезионно, между бонда и порцелана, и кохезионно - също през бонд и порцелан.



Фиг. 4-14 Повърхност на СЛС образец (1.7) от сплав Ti6Al4V след разрушаване на покритието от порцелан.

Фиг. 4-15 Повърхност на пясъкоструен СЛС образец (2.5) от сплав Ti6Al4V след разрушаване на покритието.



Фиг. 4-16 Повърхност на обработен с бонд СЛС образец (3.3) от сплав Ti6Al4V след разрушаване на покритието.

Фиг. 4-17 Повърхност на СЛС образец с комбинирана обработка (4.2) след разрушаване на покритието от порцелан.

ГЛАВА 5

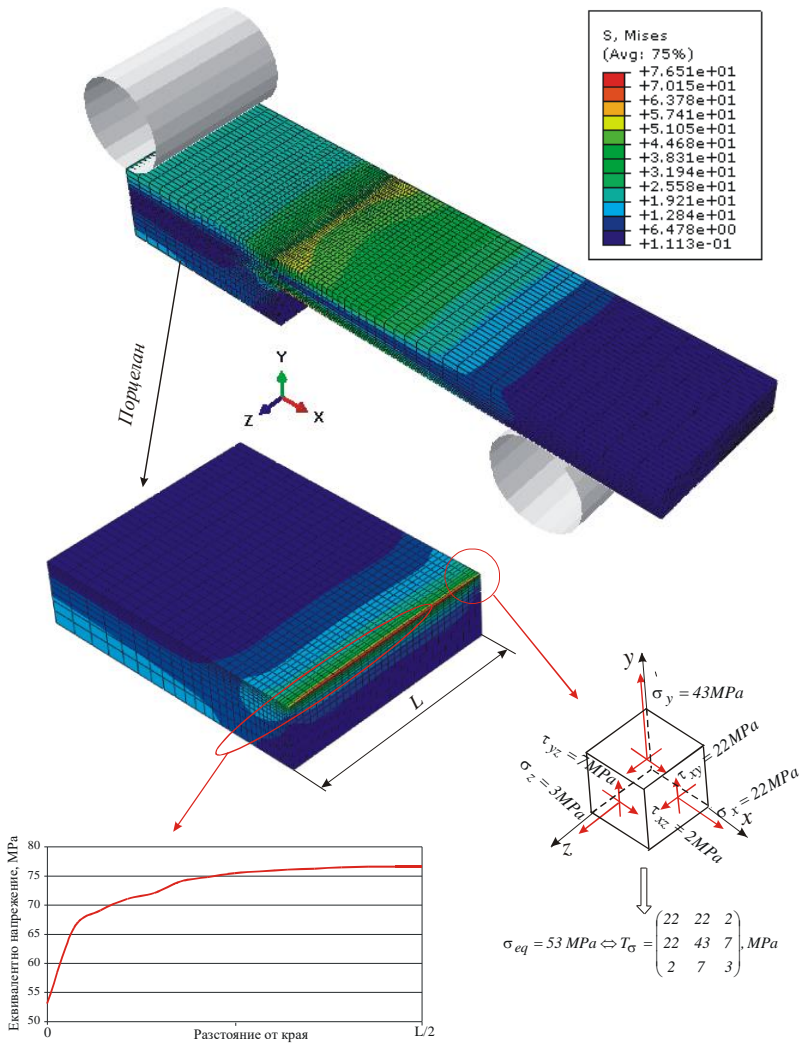
ОПРЕДЕЛЯНЕ ЯКОСТТА НА АДХЕЗИЯ НА ПОРЦЕЛАН КЪМ СПЛАВ Ti6Al4V ПО МЕТОДА НА КРАЙНИТЕ ЕЛЕМЕНТИ

В настоящата глава с помощта на метода на крайните елементи са определени нормалните напрежения σ в направления X, Y и Z, тангенциалните напрежения τ в равнини XY, YZ и ZX, както и минималните и максимални еквивалентни напрежения σ_{eq} по von Mises, които възникват при огъване на титанова сплав с покритие от порцелан. Направена е симулация на по един образец с реални размери – типичен представител от всяка подгрупа. Симулацията на процеса на огъване продължава докато се получи пълно съвпадение на графиките усилие-деформация от експеримента и от крайно-елементния анализ. Генерирани са два различни модела за анализ по МКЕ. Първият се състои от две части - метална планка с покритие от порцелан, а вторият – от три: метална планка, подслоя от бонд и покритие от порцелан. По този признак образците са разделени на две групи. В първата влизат 2 броя фрезовани и 2 броя СЛС образци от титанова сплав с идентични повърхностни обработка - контролен и пясъкоструен. Във втората - също по 2 броя от двата вида сплави със и без пясъкоструени повърхности, но с подслоя от свързващ агент.

Определени са нормалните, тангенциалните, както и минималните и максимални еквивалентни напрежения по von Mises в точка от края на ръба на покритието от порцелан и на подслоя свързващ агент за всички групи изследвани образци.

5.1 Напрежения в образци без свързващ агент

Установено е неравномерно разпределение на еквивалентните напрежения по ръба на порцелана по граничната повърхност с метала (фиг. 5-1). Те са ниски в двата му края и достигат максимална стойност в централната част.



Фиг. 5-1 Разпределение на напреженията в метала и порцелана при експеримент на огъване на образец 1-5 от контролната група на фрезована сплав Ti6Al4V.

С най-висока стойност са нормалните напрежения по ос Y (таблица 5-1), които действат перпендикулярно на граничната повърхност между порцелан/метал.

Високите нормални напрежения по ос Y са основната причина разрушаването на покритието от металната повърхност да стане адхезионно чрез отлепяне при фрезованите и лазерно изградени образци без бонд.

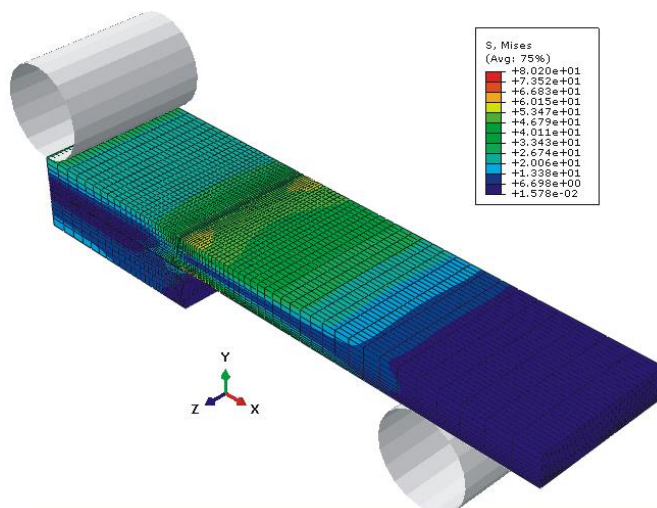
Таблица 5-1

Напрежения, МРа: максимално и минимално еквивалентно, съответно по средата и в края на горния ръб на порцелана; компоненти на тензора на напреженията в точката в края на ръба на порцелана (фиг. 5-1).

Образци без бонд		$\min \sigma_{eq}$	$\max \sigma_{eq}$	σ_x	σ_y	σ_z	τ_{xy}	τ_{xz}	τ_{yz}
Фрезована сплав	1-5 контрола	53	76	22	43	3	22	2	7
	2-6 пясъкоструен	67	97	27	56	4	28	3	9
СЛС сплав	1-3 контрола	68	113	30	47	1	28	4	14
	2-5 пясъкоструен	60	101	26	41	0.8	25	3.5	12.5

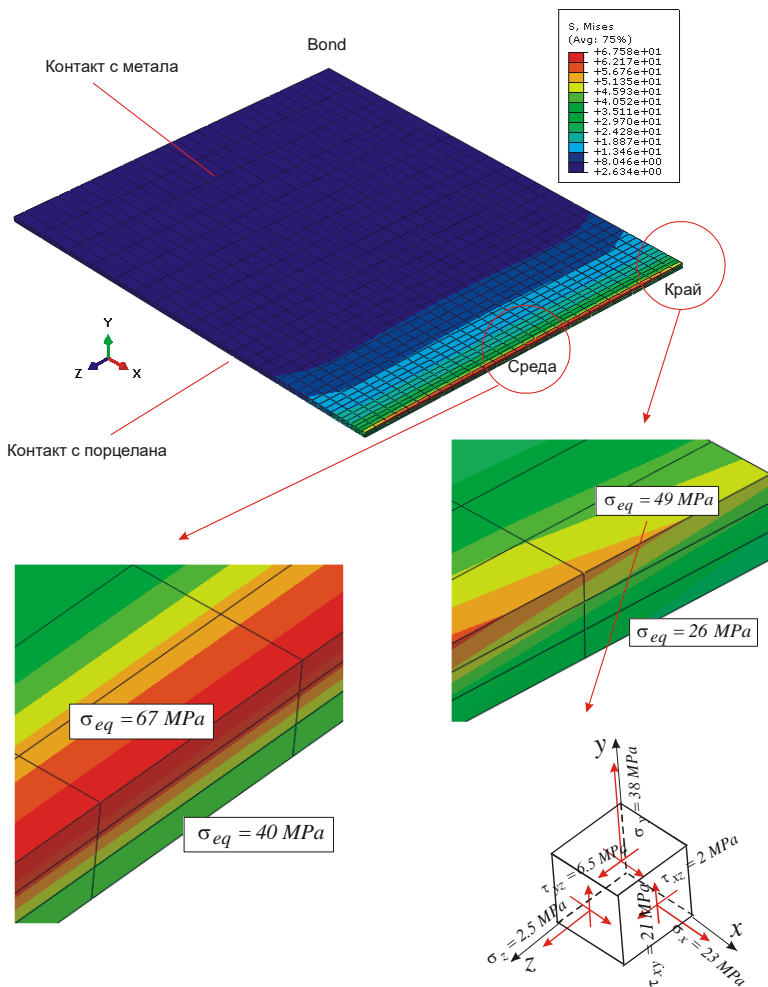
5.2 Напрежения в образци с подслоя от свързващ агент

Установено е, че при комбинирана обработка на фрезована сплав в подслоя от бонд се генерират най-високи еквивалентни и нормални напрежения (фиг. 5-2, фиг. 5-3, фиг. 5-4 и фиг. 5-5).

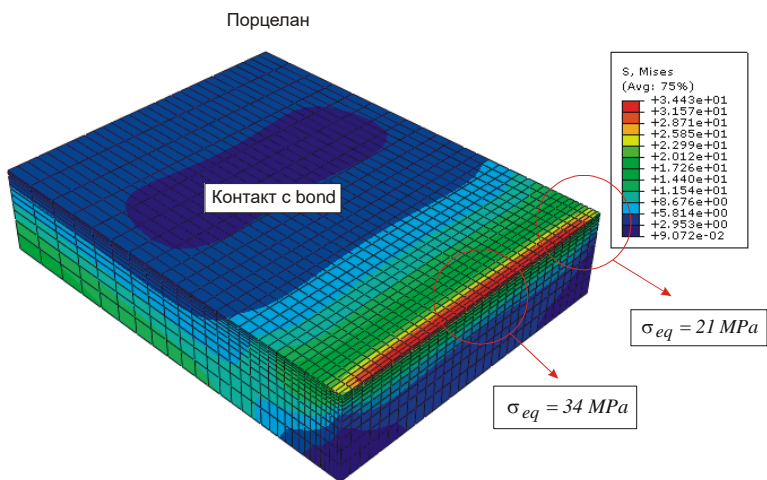


Фиг. 5-2 Общ вид на напрегнато състояние при огъване на фрезован образец от сплав Ti6Al4V с покритие от порцелан и междинен слой от бонд.

Ако те са по-високи от кохезионната якост на керамиката, покритието от порцелан се разрушава кохезионно чрез поява на пукнатини.



Фиг. 5-3 Напрягнато състояние в междинния слой от бонд.

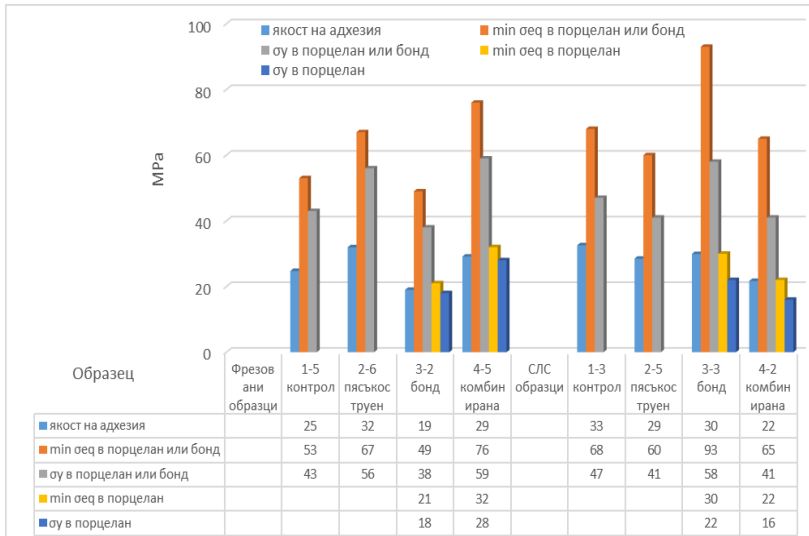


Фиг. 5-4 Напрегнато състояние в покритието от порцелан.

В групата на фрезованата сплав тенденцията на напреженията следва тенденцията на якостта на адхезия – пясъкоструенето повишава стойностите на напреженията, а обработката само с бонд ги понижава (фиг. 5-5).

При СЛС изработените образци обработването с бонд повишава напреженията по границата бонд/метал, а напреженията по границата бонд/порцелан са съизмерими с якостта на адхезия от експеримента (фиг. 5-5).

СЛС образците се характеризират с висока грапавост и наличие на частично разтопени пращинки по повърхността (фиг. 3-5 и 3-11 от глава 3), което повишава механичната адхезия на свързващия агент към метала. От друга страна, изпичането на порцелана е направено при температури със 150 °C по-ниски от тези на изпичане на бонда, което е причина за по-ниската химична адхезия между тях. Това обуславя разрушаването на покритието да стане чрез отлепване на порцелана от свързващия агент. То се осъществява при значително по-малки нормални и еквивалентни напрежения, показани на графиката на фиг. 5-5. Стойностите на тези напрежения много добре съвпадат с якостта на адхезия, получена при експеримента.



Фиг. 5-5 Якост на адхезия от експеримента, минимално еквивалентно ($\min \sigma_{eq}$) и нормално (σ_y) напрежения в порцелана (образци 1-5, 2-6, 1-3 и 2-5) или в бонда (образци 3-2, 4-5, 3-3 и 4-2) и само в порцелана при образци 3-2, 4-5, 3-3 и 4-2.

От всички напрежения с най-висока стойност са нормалните по ос Y (таблица 5-1 и фиг. 5-5), които действат перпендикулярно на граничната повърхност между порцелан/метал, бонд/метал или порцелан/бонд. Точно те определят разрушаването на покритието да стане адхезионно чрез отлепяне.

Потвърдено е, че при изследване по МКЕ не може да се отчете влиянието на морфологията и грапавостта на повърхността на лазерно изградените образци, които повишават механичната адхезия на бонда към метала и водят до отлепяне на порцелана от бонда.

Въпреки ограниченията на използваната методика, настоящото изследване изяснява механизмите на разрушаване на покритието от порцелан от титанова сплав, изработена чрез фрезование и селективно лазерно стопяване.

ГЛАВА 6

ЛАБОРАТОРЕН ПРОТОКОЛ ЗА ИЗРАБОТВАНЕ НА МЕТАЛОКЕРАМИКА ОТ СПЛАВ Ti6Al4V, ПРОИЗВЕДЕНА ЧРЕЗ CAD/CAM ТЕХНОЛОГИИ

В настоящата глава, на базата на получените резултати за якостта на адхезия, е разработен лабораторен протокол за изработване на металокерамични неснемаеми протезни конструкции, чиято инфраструктура е произведена от сплав Ti6Al4V чрез фрезование и селективно лазерно стопяване.

6.1 Лабораторен протокол за изработване на металокерамика от сплав Ti6Al4V, произведена чрез CAD/CAM технологии

Нашите изследвания показват, че с най-висока якост на адхезия се характеризират фрезованите и пясъкоструени образци (30.89 МРа) и СЛС образците без повърхностна обработка (31,04 МРа) (фиг. 4-3 от глава 4). Следователно, фрезованият метален скелет на моста трябва да се пясъкоструи. При инфраструктурата на моста, изработен чрез СЛС, след термична обработка се наблюдава не само висока грапавост, но и незачистени части от опорите по оклузалната повърхност и наличие на окисен слой, най-вероятно с неравномерна дебелина. Поради тези причини е наложително да се зачистят остатъците от опорите на металния скелет и той да се пясъкоструи след термичната обработка. След такъв вид обработка якостта на адхезия на порцелана е 27.91 МРа (фиг. 4-3 от глава 4) и покрива изискванията на стандарта.

По отношение на приложението на подслоя от свързващ агент между металната основа и керамиката, нашите изследвания показват, че якостта на адхезия се понижава и в двата случая – при непясъкоструени и при пясъкоструени повърхности (фиг. 4-3 от глава 4). Затова при направата на металокерамични конструкции не се препоръчва нанасянето на бонд VITA NP BOND PASTE по повърхността на ферзовани и СЛС изработени метални скелети от сплав Ti6Al4V, когато за покритие от порцелан се използва VITA LUMEX AC.

На основата на синтезираните резултати от настоящото изследване са разработени два лабораторни протокола за производство на металокерамични неснемаеми протезни конструкции от сплав Ti6Al4V, изработена чрез CAD/CAM фрезование и селективно лазерно стопяване. Те са представени в таблица 6-2 и таблица 6-3.

6.1.1 Лабораторен протокол за изработване на металокерамика от сплав Ti6Al4V, произведена чрез фрезование

Таблица 6-2
Лабораторен протокол за изработване на металокерамика от сплав Ti6Al4V, произведена чрез фрезование

ФРЕЗОВАНЕ		
№	Технологична операция	Забележка
Първи лабораторен етап		
<i>Дейност 1 - Генериране на виртуален модел (CAD модул)</i>		
1.	Отливане на работен модел от гипс по взет отпечатък	Зъбо- техническа лаборатория
2.	Сканиране на работния модел от екстра-орален скенер и генериране на виртуален модел на протезното поле	
3.	Включване на виртуални модели в артикулатор	
4.	Генериране на виртуален модел на металната инфраструктура	
5.	Генериране на виртуален модел на порцелановата инкрустация	
6.	Генериране на виртуален модел на металокерамичната конструкция	
7.	Изпращане на виртуалния модел към САМ модул за производство	
<i>Дейност 2 – Изработване на металния скелет на САМ модул чрез фрезование</i>		
Процес, машина и материал:		
1. Технологичен процес - CAD/CAM фрезование;		Фирма производител
2. Машина - CORITEC 650i Loader на Imes-Icore GmbH, Eiterfeld, Германия;		
3. Материал - Starbond Ti5 Disc - титанова сплав Ti6Al4V за фрезование (Grade 5 “ELI”) за дентални реставрации тип 4 по ISO 22674, фирма производител: Scheftner Dental Alloys, S&S Scheftner GMBH, Mainz, Германия.		
4. Технологични режими, препоръчани от фирмата производител.		
8.	Разположение на виртуалния модел на металния скелет в диска за фрезование и поставяне на опори	Производител / лаборатория
9.	Фрезование на металния скелет	
10.	Изрязване на металния скелет от диска и получаване на фрезован метален скелет с опори	
	Опция: изпращане/получаване на металния скелет по куриер	Производител / лаборатория
11.	Зачистване на опорите от металния скелет	Зъбо- техническа лаборатория
12.	Ажустирание (напасване) на металния скелет към работния модел и подготовка за провеждане на т.н. метална проба от денталния лекар	

Втори лабораторен етап		
1.	Пясъкоструене на металния скелет 1) Al ₂ O ₃ 110 µm, налягане 0.2-03 МРа, време 10 s 2) Детайлт да е на 10 mm (1 см) от дюзата и да е наклонен под ъгъл от 45°	Зъбо- техническа лаборатория
2.	Почистване на металния скелет с пароструйка	
3.	Преди нанасяне на порцелана образецът да престоя на въздух при температура 20°C за време 1 час	
3.	Нанасяне на порцелан 1) Порцелан – VITA LUMEX AC, фирма производител: VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG, Bad Sackingen, Germany 2) Нанасяне на опак и изпичане в специална пещ 3) Нанасяне на керамичните слоеве върху металния скелет и изпичане при режими, дадени от производителя.	
4.	Ажустиране на металокерамичната конструкция към работния модел и оформяне на обема и формата;	
5.	Корекция на металокерамичната конструкция и финално нанасяне на керамични маси;	
6.	Ажустиране на металокерамичната конструкция към работния модел, финално оформяне (обем и форма) и артикулиране спрямо антагонистите;	
7.	Подготовка за ажустиране на металокерамичната конструкция към протезното поле на пациента от денталния лекар.	
Трети лабораторен етап		
1.	Глазиране на металокерамичната конструкция;	Зъбо- техническа лаборатория
2.	Полиране на металния кант, ако има такъв.	

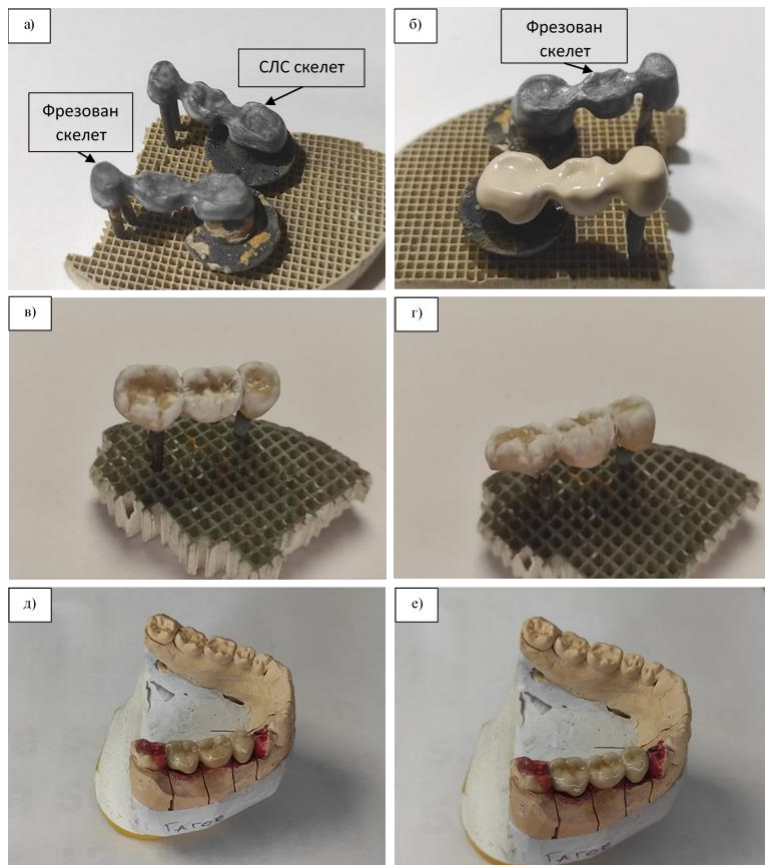
6.1.2 Лабораторен протокол за изработване на металокерамика от сплав Ti6Al4V, произведена чрез селективно лазерно стопяване

Таблица 6-3
Лабораторен протокол за изработване на металокерамика от сплав Ti6Al4V, произведена чрез селективно лазерно стопяване

СЕЛЕКТИВНО ЛАЗЕРНО СТОПЯВАНЕ		
№	Технологична операция	Забележка
Първи лабораторен етап		
<i>Дейност 1 - Генериране на виртуален модел (CAD модул)</i>		
1.	Отливане на работен модел от гипс по взет отпечатък	Зъбо- техническа лаборатория
2.	Сканиране на работния модел от екстраорален скенер и генериране на виртуален модел на протезното поле	
3.	Включване на виртуални модели в артикулятор	
4.	Генериране на виртуален модел на металната инфраструктура	
5.	Генериране на виртуален модел на порцелановата инкрустация	
6.	Генериране на виртуален модел на металокерамичната конструкция	
7.	Изпращане на виртуалния модел към САМ модул за производство	

<i>Дейност 2 – Изработване на металния скелет на САМ модул чрез селективно лазерно стопяване</i>		
Процес, машина и материал: 1) Технологичен процес - Селективно лазерно стопяване. 2) Машина - SYSMA MySint 100 на фирма SYSMA S.p.A., Vicenza, Италия. Защитен газ – аргон. 3) Материал - Сплав CT PowderRange Ti64 F (Ti6Al4V) на фирма производител: Carpenter Additive Liverpool, UK. 4) Технологични режими, препоръчани от фирмата производител.		Фирма производител
8.	Разположение на виртуалния модел на инфраструктурата с опори върху масата на машината	
9.	Изработвана на металния скелет чрез СЛС	
10.	Термична обработка на металния скелет за снемане на остатъчните напрежения при режим, посочен от фирмата производител	
11.	Изрязване на опорите от масата на машината и зачитване на опорите от металния скелет.	
12.	Изпиляване на оклузалните повърхности.	
13.	Пясъкоструене на металния скелет.	
	Опция: изпращане/получаване на металния скелет по куриер	Производител / лаборатория
14.	Ажустиране (напасване) на металния скелет към работния модел и подготовка за провеждане на т.н. метална проба от денталния лекар	Зъбо-техническа лаборатория
Втори лабораторен етап		
	ВАЖНО! 1) Тъй като металният скелет вече е пясъкоструен от фирмата производител, няма нужда от допълнително пясъкоструене в зъботехническата лаборатория. Това ще понижи грапавостта на металните повърхности и якостта на адхезия на порцелана. 2) При производство в друга лаборатория е необходимо ажустирането за метална проба и дейностите от втори лабораторен етап да започнат максимално бързо след получаването му, за да не остава металния скелет дълго време на въздух.	Зъбо-техническа лаборатория
1.	Почистване на металния скелет с пароструйка	
2.	Преди нанасяне на порцелана образецът да престои на въздух при температура 20°C за време 1 час	
3.	Нанасяне на порцелан 1) Порцелан – VITA LUMEX AC, фирма производител: VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG, Bad Sackingen, Germany 2) Нанасяне на опа̀к и изпичане в специална пещ 3) Нанасяне на керамичните слоеве върху металния скелет и изпичане при режими, дадени от производителя.	
4.	Ажустиране на металокерамичната конструкция към работния модел и оформяне на обема и формата;	
5.	Корекция на металокерамичната конструкция и финално нанасяне на керамични маси;	
6.	Ажустиране на металокерамичната конструкция към работния модел, финално оформяне (обем и форма) и артикулиране спрямо антагонистите;	
7.	Подготовка за ажустиране на металокерамичната конструкция към протезното поле на пациента от денталния лекар.	
Трети лабораторен етап		
1.	Глазиране на металокерамичната конструкция;	Зъбо-техническа лаборатория
2.	Полиране на металния кант, ако има такъв.	

Следвайки препоръките в новоразработените протоколи, са подготвени две тричленни металокерамични мостови протези, чиито метални инфраструктури са произведени от сплав Ti6Al4V чрез фрезование и селективно лазерно стопяване (фиг. 6-7).



Фиг. 6-7 Етапи от изработване на порцелановото покритие върху инфраструктура от сплав Ti6Al4V, изработена чрез фрезование и СЛС – а), б), в) и г). Готови металокерамични мостове, чиито метални скелети са изработени от сплав Ti6Al4V чрез фрезование – д) и СЛС – е).

ПРИНОСИ

1. Научно-приложни приноси

1.1. С оригинален характер

- Разработена е нова методика за определяне модул на еластичност, която се базира на експеримент на огъване и анализ по метода на крайните елементи;
- За първи път е изследвана топографията на сплав Ti6Al4V чрез ADC (amplitude distribution curve) кривите на профила на повърхността на образците.
- Установени са особеностите на топографията на повърхността на фрезована и лазерно изградена сплав Ti6Al4V преди и след пясъкоструене.
- Определени са по новоразработената методика стойностите на модула на еластичност на сплав Ti6Al4V: 180 GPa за фрезованите и 120 GPa за СЛС изработените проби.
- Установено е различно влияние на повърхностните обработки на металната основа върху якостта на адхезия: пясъкоструенето и комбинираната обработка повишават якостта на адхезия на порцелана към фрезованите образци, но я намаляват при изработените чрез СЛС.
- Определени са нормалните, тангенциалните и еквивалентните напрежения по von Mises в точка от ръба на покритието от порцелан и на подслоя свързващ агент.
- Установено е, че с най-висока стойност са нормалните напрежения по ос Y, които действат перпендикулярно на граничната повърхност между порцелан/метал, бонд/метал или порцелан/бонд и водят до предимно адхезионно разрушаване на покритието от металната повърхност.

1.2. С потвърдителен характер

- Потвърдено е, че грапавостта на образците, произведени чрез СЛС ($R_a=6.7 \mu\text{m}$ и $R_z=36.36 \mu\text{m}$), е неколkokратно по-висока от фрезованите ($R_a=0.86 \mu\text{m}$ и $R_z=4.61 \mu\text{m}$). Пясъкоструенето понижава с около 10% грапавостта на лазерно изградените

детайли, но повишава почти два пъти грапавостта на фрезованите.

- Потвърдено е, че микротвърдостта на сплав Ti6Al4V е висока при лазерно изградените образци (396 HV) в сравнение с фрезованите (347 HV).
- Потвърдено е, че якостта на адхезия на покритието от порцелан към титановата сплав, произведена по двата метода има близки стойности: 17.63 – 30.89 МПа при фрезованата и 22.12 – 31.04 МПа при лазерно изградената сплав.
- Потвърдено е, че разрушаването на керамиката става по смесен адхезионно-кохезионен механизъм, като има разлика в слоя, в който става адхезионното или кохезионно разрушаване.

2. Приложни приноси

- При металокерамични конструкции от сплав Ti6Al4V, изработена чрез фрезоване/СЛС и порцелан VITA LUMEX AC не се препоръчва използването на подслой от бонд VITA NP BOND PASTE, защото понижава адхезията.
- Разработени са два лабораторни протокола за производството на металокерамични неснимаеми протезни конструкции от сплав Ti6Al4V, изработена чрез CAD/CAM фрезоване и селективно лазерно стопяване.

ПУБЛИКАЦИИ ПО ДИСЕРТАЦИЯТА

1. Dikova T, Dzhendov D, Gagov Y. Surface morphology and roughness of Ti6Al4V alloy manufactured by milling and selective laser melting. Proceedings of INNOVATIONS 2022, 20-23 June 2022, Varna, Bulgaria; Vol 1(6): p. 48-55;

2. Dikova T, Dunchev V, Gagov Y. Investigation of Hardness and Elastic Modulus of Milled and SLM Ti6Al4V alloy. Journal of the Technical University of Gabrovo, 2022 Nov 11; 65:1-6.

3. Dikova T., Anchev A., Dunchev V., Gagov Y., Dzhendov D. Experimental investigation of adhesion strength of dental ceramic to Ti6Al4V alloy fabricated by milling and selective laser melting, Procedia Structural Integrity 42 (2022) 1520–1528.
<https://doi.org/10.1016/j.prostr.2022.12.193>.