

**МЕДИЦИНСКИ УНИВЕРСИТЕТ**  
**ФАКУЛТЕТ ПО ДЕНТАЛНА МЕДИЦИНА**  
**КАТЕДРА ПО ОРТОДОНТИЯ**  
**СОФИЯ**

---

---

**Д-р Валери Георгиев Петров**

**ИЗСЛЕДВАНЕ НА ХИМИЧНИЯ СЪСТАВ**  
**И СТРУКТУРАТА НА ОРТОДОНТСКИ**  
**ДЪГИ ПРЕДИ И СЛЕД ЛЕЧЕНИЕ**

Дисертационен труд за присъждане  
на образователна и научна степен “Доктор”

**Научна специалност :**

Протетична дентална медицина шифър : 03.03.03

**Научни ръководители :**

**Доц. д-р Лаура Андреева - Гургуриева, дм**

**Доц. д-р инж. Ангелина Стоянова - Иванова**

СОФИЯ, 2014 г.

**СЪДЪРЖАНИЕ**

СПИСЪК НА СЪКРАЩЕНИЯТА .....	5
I. ВЪВЕДЕНИЕ.....	6
II. ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР .....	8
II.1 Механични свойства и състав на изследваните ортодонтички дъги .....	11
II.1.1 Дъги от неръждаема хром-никелова стомана – състав и свойства .....	11
II.1.2 Никел-титанови дъги – състав и свойства.....	14
II.1.3 Бета-титанови дъги – състав и свойства .....	18
II.1.4 Медно-никел-титанови дъги – състав и свойства.....	21
II.2 Умора на ортодонтичките дъги .....	25
II.3 Корозия на ортодонтичките дъги .....	26
II.3.1 Дефиниция на корозията .....	26
II.3.2 Видове корозия на ортодонтичките дъги.....	27
II.4 Причини за счупване на ортодонтичките дъги .....	42
II.5 Освобождаването на никел и влиянието му върху човешкия организъм .....	46
II.6 Промени в ортодонтичките дъги след дезинфекция и стерилизация .....	51
II.7 Предимства и недостатъци на <i>in-vivo</i> и <i>in-vitro</i> методите за изследване на промените, настъпващи в ортодонтичките дъги. ....	53
II.8 Анализ на литературния обзор.....	55
III. ЦЕЛ И ЗАДАЧИ.....	59
IV. МАТЕРИАЛ И МЕТОДИ.....	61
IV.1 Материал.....	61
IV.2 МЕТОДИ.....	66
IV.2.1 Подготовка на образците .....	66
IV.2.2 Автоклавиране .....	67
IV.2.3 Сканиращ електронен микроскоп (SEM/SEM).....	67
IV.2.4 Енергийно-дисперсионен анализ (EDS).....	68
IV.2.5 Рентгеноструктурен анализ (XRD).....	68
IV.2.6 База данни на изследваните дъги.....	69
IV.2.7 Аналитични и статистически методи .....	72
V. РЕЗУЛТАТИ.....	81

V.1	Резултати по първа изследователска задача .....	81
V.1.1	Получени резултати за дъга – А (неръждаема хром-никелова стомана) ..	81
V.1.2	Получени резултати за дъга – В (никел титан) .....	83
V.1.3	Получени резултати за дъга – С (бета-титан) .....	84
V.1.4	Получени резултати за дъга – D (D <sub>1</sub> - топлоактивиращи без съдържание на мед и D <sub>2</sub> – топлоактивиращи със съдържание на мед. ....	85
V.1.5	Сравнителен анализ на нови дъги по отношение на глобалната квантификационна мярка .....	88
V.1.6	Пресмятане на локалната квантификационна мярка .....	91
V.1.7	Сравнителен анализ на нови дъги по отношение на локалната квантификационна мярка .....	93
V.2	Резултати по втора изследователска задача.....	96
V.2.1	SEM и EDS Анализ.....	97
V.2.2	Построяване на динамични сплайн функции .....	100
V.2.3	Резултати от дисперсионния статистически анализ.....	102
V.2.4	Резултати от сравнителния статистически анализ .....	103
V.3	Резултати по трета изследователска задача Никел – титанови дъги.....	105
V.3.1	XRD, SEM и EDS анализ.....	105
V.3.2	Построяване на динамични сплайн функции .....	109
V.3.3	Резултати от дисперсионния статистически анализ.....	110
V.3.4	Резултати от сравнителния статистически анализ .....	112
V.4	Резултати от четвъртата изследователска задача - Бета титанови (ТМА) дъги 114	
V.4.1	XRD, SEM и EDS анализ.....	114
V.4.2	Построяване на динамични сплайн функции .....	117
V.4.3	Резултати от дисперсионния статистически анализ.....	118
V.5	Резултати по пета изследователска задача Теплоактивиращи дъги.....	120
V.5.1	XRD, SEM и EDS анализ.....	120
V.5.2	Построяване на динамични сплайн функции .....	125
V.5.3	Резултати от дисперсионния статистически анализ.....	128
V.5.4	Резултати от сравнителния статистически анализ .....	130
VI.	ОБСЪЖДАНЕ.....	133
VI.1	Обсъждане на резултатите по първата изследователска задача.....	133

VI.2	Обсъждане на резултатите по втората изследователска задача .....	135
VI.3	Обсъждане на резултатите по третата изследователска задача .....	138
VI.4	Обсъждане на резултатите по четвъртата изследователска задача .....	140
VI.5	Обсъждане на резултатите по петата изследователска задача .....	142
VII.	ЗАКЛЮЧЕНИЯ .....	144
VIII.	ИЗВОДИ .....	149
IX.	БИБЛИОГРАФИЯ .....	151
X.	ПРИЛОЖЕНИЯ .....	177
X.1	Анкетна карта .....	177
X.2	Списък на дадените за изследване ортодонтски дъги през 2012 година .....	177
X.3	Списък на дадените за изследване ортодонтски дъги през 2013 година .....	179
X.4	Резултати от анализа на представителна извадка изследвани дъги. ....	181
X.4.1	Изследвани дъги 2012 .....	181
X.4.2	Изследвани дъги 2013 .....	190
XI.	АВТОБИОГРАФИЯ .....	225

## СПИСЪК НА СЪКРАЩЕНИЯТА

Съкращение	Обяснение
PSI	паунди на квадратен инч
SS	дъга от неръждаема стомана
Ni -Ti	дъга от никел-титан
ИКК	интеркристална корозия
TMA	Титан-молибденова дъга
Cu-Ni-Ti	медно-никел-титанова дъга
EDS, EDX	енергийно-дисперсионен рентгенов анализ (energy dispersive X-Ray spectroscopy)
SEM	сканираща електронна микроскопия (scanning electron microscopy)
XRD	рентгеноструктурен анализ (X-Ray diffraction method)
TTR	обхват на преходната температура
SIM	стрес индуциран мартензит
PCA	анализ на главните компоненти (Principal Component Analysis)
ICA	анализ на независимите компоненти (Independent Component Analysis)
CLT	Централна Гранична Теорема (Central Limit Theorem)
ND	нормалното (Гаусово) разпределение (normal distribution)
CSA	Апроксимация с кубични сплайн функции (Cubic Spline Approximation)
MCT	множествен сравнителен статистически тест (multiple comparison test)

## I. ВЪВЕДЕНИЕ

В ортодонтската практика за лечение се използват метални ортодонтски дъги, които в устната кухина се намират под влияние на неблагоприятна среда. При ортодонтско лечение с фиксирана техника най-често се използват стоманени, кобалт-хром-никелови, никел-титанови, титан-молибденови и медно-никел-титанови дъги. Сплавите, от които са направени дъгите, са подложени на химичните и електрохимични реакции, протичащи в устата, в резултат на което се получава разпадане на съществуващи и образуване на нови химични съединения. Условието в устната кухина са много агресивни и това води до корозия на металните сплави. Всички тези фактори предполагат по-бързо стареене на металните ортодонтски материали, като са засегнати морфологията, структурата и механичните им качества.

За анализиране на ефекта от стареенето на най-използваните в ортодонтията сплави могат да се използват стандартни *in-vitro* и *in-vivo* методики и изследвания. Основните фактори, които отличават устната кухина от *in-vitro* създадените условия, са: присъствието на комплексната орална флора и нейните биопродукти; възможността за натрупване на плака около материалите; промените в интраоралната температура. Всичко това би могло да въздейства върху качествата на сплавите, като намали устойчивостта към счупване на използваните дъги. Мултифакторното орално равновесие не може да бъде симулирано с настоящите *in-vitro* методики, повечето от които включват изследване на поведението на материалите в електролити, изкуствена слюнка, вода или друга течна среда.

Към настоящия момент в научните среди все повече се прилагат методики за анализ на ортодонтските материали, след като те са били използвани за лечение и са били изложени на влиянието на устната среда. Тези методи предоставят съвсем нова информация за промените в повърхностния

профил на дъгите, както и данни за атаките на специфични микробни видове върху ортодонтските материали. В резултат на преципитация на калцифицирания биофилм и образуване на микрочастици настъпват изменения по повърхността на дъгата, водещи до стареене и структурни промени, които могат да повлияят на механичните качества на материалите и да намалят модула на еластичност на сплавите, респективно на ортодонтските дъги.

До сега в нашата страна не са правени изследвания на химичния състав и промените в свойствата на ортодонтските дъги, които са предлагани на българските ортодонти от дистрибуторите. За първи път се прави проучване на дъги, направени от сплави от неръждаема стомана, никел-титан, титан – молибден и мед – никел – титан, за да се установят промените, настъпващи в качествата им, след продължителен престой в устната кухина. За целта се използват следните съвременни методи за анализ: сканираща електронна микроскопия (SEM) - за получаване на качествен образ на повърхността на ортодонтските дъги; рентгеноструктурен анализ (XDR) – за определяне структурата на кристалната решетка на сплавта и енергийно-дисперсионен анализ (EDS) - определящ химичния състав на сплавта в дадена област. За по-голяма достоверност на данните, в настоящата дисертация са предпочетени *in-vivo* изследванията, даващи реална представа за промените на повърхността на най-често използваните в ортодонтската практика дъги.

## II. ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР

Ортодонтските дъги са тези, които при активиране генерират биомеханични сили и поставяйки ги в слота на брекета, осъществяват движението на зъбите, което ги определя като най-важният елемент в ортодонтската практика. Те трябва да са устроени така, че да движат зъбите с леки и продължителни сили. Важно условие е тези сили да не намаляват бързо. Според Brantley<sup>32</sup>, дъгите трябва да притежават следните основни свойства: да са еластични, да могат да освобождават биологично поносими сили, да са корозионно устойчиви на условията в устната кухина, лесно да се огъват, да има възможност върху тях да се припоаяват допълнителни елементи и да не са скъпи.

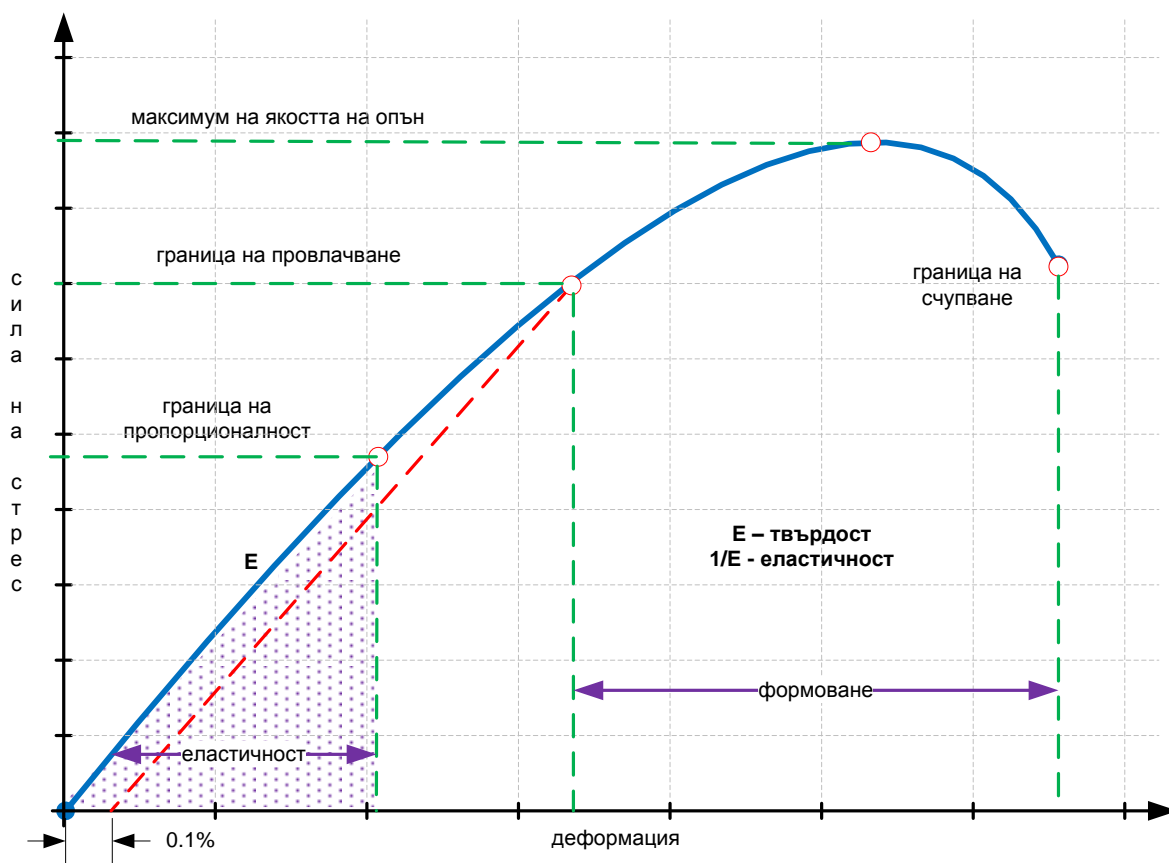
Kusy<sup>116</sup> определя някои свойства и характеристики, които трябва да се вземат под внимание при търсенето на идеалната дъга. Критериите, по които той определя идеалната ортодонтска дъга, са: твърдост, достатъчна граница на еластичност, естетика, издръжливост на натоварвания, устойчивост към условията в устната кухина, добър пружиниращ ефект, минимално триене, добро формообразуване и заваряемост, гъвкавост, недопускане на колонизиране с микроорганизми и отлична биосъвместимост. Търсенето на идеалната дъга, която да отговаря на всички тези изисквания, все още не е приключило, то продължава и до днес.

Теоретически дъгите са устроени така, че освободените сили да са биологично поносими. По-големи сили могат да причинят потенциален дискомфорт на пациента, хиалинизация на тъканите и подкопаваща резобция. Когато се приложат сили, дъгите трябва да остават еластични за дълъг период от време, от седмици до месец<sup>80,116,154</sup>. Големината на освободената от дъгата сила, разделена на модула на еластичност на материала, от който е направена, е мярка за пружиниращия ефект на дъгата. Това означава, че колкото е по-голямо полученото число, толкова по-малък е пружиниращият ефект<sup>56,80,104,152</sup>.

За оптимално използване на силата, нейната големина трябва да бъде в съответствие с етапа от лечението. Това ще осигури от една страна по-голям контрол върху зъбното движение, а от друга намаляване на нежеланите странични ефекти.

Механичните свойства на ортодонтските дъги зависят от химичния състав и микроструктурата на кристалната решетка на сплавта, от която са направени. Изследвания чрез XRD анализ на сплавта показват, че в структурата на сплавта се откриват две форми: мартензитна и аустенитна. Най-общо аустенитната форма съществува при висока температура и слаб натиск, а мартензитната - при ниска температура и голям натиск<sup>49,54,94</sup>.

Контролирането на етапите при получаване и обработване на дъгите е много важно за запазване на техните свойства<sup>157</sup>. Най-често за определянето на тези свойства се използват статични изпитания на опън, чрез които се определя способността на метала да се съпротивлява срещу равномерна, бавно и плавно изменяща се по големина сила. Биомеханичните свойства на ортодонтските дъги се определят чрез съотношението напрежение - деформация при натоварването им<sup>18,32</sup>. Напрежението е големината на приложената върху дъгата сила на единица площ, докато деформацията е степента на промяна в дължината спрямо първоначалната. На Фигура 1 е показана графиката на деформацията на изследвания материал при опън в зависимост от напрежението, според която се определят показателите: граница на пропорционалност; граница на провлачване и якост на опън.



Фигура 1: Промяна на характеристиките на даден материал при прилагане на сила

В първия етап от изследването металната сплав се намира в еластично състояние, като до точката определяща границата на пропорционалност зависимостта е линейна, т.е. в сила е законът на *Hook*<sup>18</sup>. Във втория етап се наблюдава преход от еластично към пластично състояние на метала, който е до областта на границата на провлачване. На следващия етап изпитването се характеризира с равномерно деформиране на изследвания материал. Последният низходящ участък на кривата от Фигура 1 отразява локализирането на деформацията и образуването на „шийка“ вследствие загуба на устойчивост към деформационния процес и изпитването завършва с разрушаване на материала.

Ортодонтските дъги са направени от метални сплави с различен състав. Всяка сплав притежава уникални свойства и характеристики<sup>118</sup>. В съвременното лечение с фиксирана техника най-често се използват следните видове дъги:

стоманени (SS) - от неръждаеми хром-никелови и кобалт-хром-никелови сплави; никел-титанови (Ni-Ti) - от сплав, съдържаща никел и титан; бета-титанови (ТМА) – от титан-молибденова сплав и мед-никел титанови (Cu Ni-Ti) - от сплав, съставена основно от мед, никел и титан<sup>4,5,6,32</sup>.

## II.1 Механични свойства и състав на изследваните ортодонтски дъги

### II.1.1 Дъги от неръждаема хром-никелова стомана – състав и свойства

Стоманените дъги, които най-често се използват в ортодонтската практика, са направени от неръждаема сплав, съдържаща 71% желязо, 18% хром, 8% никел и по-малко от 0.2% въглерод<sup>32,44</sup>. Най-често използваната сплав в съвременната медицина по класификацията на American Iron & Steel Institute (AISI) - вид 316L, съдържа молибден и по този начин е по-устойчива на корозия от AISI вид 302 или 304, които се използват за направа на ортодонтски материали<sup>32,52</sup>. Неръждаемата стомана вид 304 съдържа 18-20% хром, 8-11% никел и минимални количества от въглерод, манган и силиций, съответно 0.08%, 2% и 1%, а останалото количество до 100% е желязо<sup>32,44,53,151</sup>.

За съжаление, в повечето случаи от информационните брошури на производителя не става ясно какъв е точният състав на предоставените SS ортодонтски материали, както и какъв е начинът, по който са били обработени сплавите<sup>141</sup>. Посочването на тази информация е важно, тъй като конкретната обработка на SS по време на производствения процес оказва влияние върху механичните и физични свойства на дъгите<sup>44</sup>. Най-често направените от неръждаема стомана дъги се предлагат в аустенитно състояние с модул на еластичност от  $23 \times 10^6$  до  $29 \times 10^6$  psi<sup>121,164</sup>. Те освобождават значително по-големи сили в сравнение с другите основни видове дъги и притежават по-голяма корозионна устойчивост, благодарение на съдържанието на хром в състава си<sup>197</sup>. Хромът в неръждаемите стомани образува тънък, прилепващ, пасивиращ окисен слой, който осигурява корозионна устойчивост чрез спиране

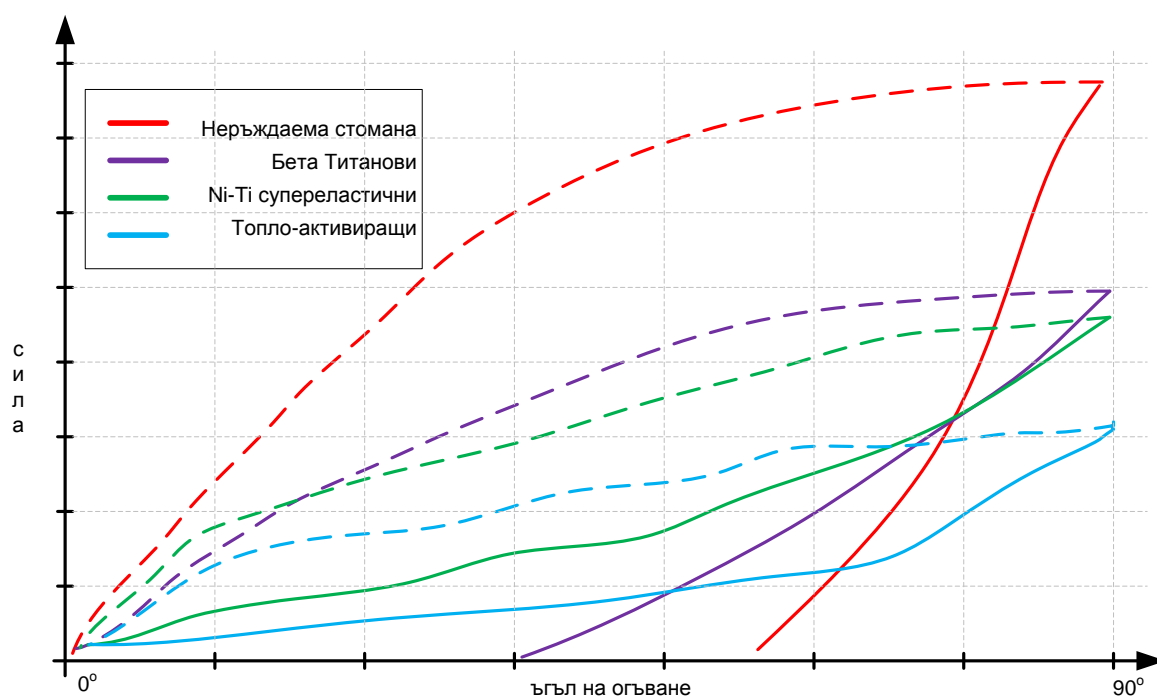
дифузията на кислород към основното тяло на сплавта. За да се придаде необходимата корозионна устойчивост на този тип сплави<sup>142</sup>, съдържанието на хром приблизително трябва да е 12–13 тегловни %.

Стоманените дъги са най-евтините и имат отлично формообразуване, както и свойството да се запояват. Поради високия модул на еластичност дъгите, изработени от тези сплави, освобождават големи сили. Освен това притежават нисък еластичен обхват и отскокливост в сравнение с титан - съдържащите сплави<sup>32</sup>.

Ортодонтските дъги от неръждаема стомана стават популярни след 1950 година благодарение на комбинацията от ниска цена и отлични механични свойства. Те са твърди, еластични, даващи възможност да бъдат огъвани. Притежават най-гладката повърхност, което води до намаляване на триенето между тази повърхност и брекетите<sup>13,19,120,132,141,151</sup>. SS имат относително ниска максимална еластичност на деформация или пружиниращ ефект<sup>56,104</sup>.

Силата, която освобождават, е най-голяма в сравнение с другите видове ортодонтски дъги, затова, за да имат биологично поносими сили, дъгите трябва да са с по-малко напречно сечение или да се увеличи разстоянието между приложените точки чрез направата на повече извивки<sup>161</sup>. Освободените от тези дъги по-големи сили за кратко време намаляват и това изисква по-често активиране на дъгата<sup>121</sup> Фигура 2.

Йорданова и Стоянова<sup>3</sup> в своя публикация коментират повишената коренова резорбция, която според тях е в пряка връзка с дебелината и вида на материала, от който са направени дъгите. Големите сили от дебелиите стоманени дъги водят по-често до резорбция, за разлика от еластичните и по-тънки дъги.



**Фигура 2: Съотношение: големина на сила – ъгъл на огъване на различните видове дъги при прилагане на сила (прекъснатата линия) и при спиране на натиск (непрекъснатата линия)**

На стоманените ортодонти дъги могат да се припоаяват кукички, стопове и други елементи. Аустенитната неръждаема стомана може да загуби своята устойчивост към корозия, ако се загрее между 400°C и 900°C. Тези температури са в рамките на диапазона, използван от ортодонта за запояване и заваряване<sup>53</sup>. Намаляването на устойчивостта към корозия е причинена от отлагането на хром-железен карбид в структурата на сплавта при тези високи температури<sup>24</sup>. Неравности по повърхността на дъгата, причинени от ортодонти клещи с грапави работни части или от нараняване с дентални борери, също могат да доведат до локализирана корозионна атака<sup>51,85</sup>.

Изследване, направено чрез XRD анализ, показва, че аустенитната неръждаема стомана не винаги може да притежава еднофазната аустенитна структура, която се основава на кубично разположение на железните атоми. Двухазна структура бе намерена в някои новополучени дъги от неръждаема

стомана, където аустенитната фаза бе придружена от обемно-центрирана кубична мартензитна фаза. Образуването на мартензитна фаза намалява модула на еластичност. При други новополучени дъги се наблюдава само еднофазна аустенитна структура<sup>32</sup>.

SS дъгите са подходящите дъги във всички етапи от лечението с фиксирана техника, с изключение на началния етап, при който първата дъга трябва да бъде много еластична. Въпреки липсата на информация за състава, начина на обработката и вида на структурната фаза на SS дъгите, те често се разглеждат като еталонен материал, с който се сравняват характеристиките на други видове сплави за ортодонтски дъги<sup>44</sup>.

### II.1.2 Никел-титанови дъги – състав и свойства

Сплавта „Нитинол” е създадена в началото на 60-те години на миналия век от William F. Buchler, изследовател металург на Naval Ordnance Laboratory при Silver Springs, Maryland. Първите Ni-Ti дъги са въведени в ортодонтската практика от Andresen и Hilleman през 1970 година в тяхната мартензитна форма<sup>14, 15</sup>. Те са продукт, представен от Unitek Corporation (сега познати като Nitinol Classic от 3M Unitek), но те нямат свойствата супереластичност и памет на формата, характерни за Ni-Ti сплави, тъй като дъгите са мартензитно стабилизирани. Името НИТИНОЛ е образувано от първите срички на: НИ – от никел, ТИ – от титан и НОЛ от Naval Ordnance Laboratory.

Никел-титановите дъги имат следния състав: никел - 54–55%, титан – 43–44% и кобалт – 1.6-3%. Модулът им на еластичност е приблизително 20% от този на стоманените дъги и е  $4,8 \times 10^6$  psi, а максималната сила на якост е  $230–250 \times 10^3$  psi<sup>32,39,44,164</sup>.

Нитиноловите сплави имат две структурни фази: мартензитна - по-сложна моноклинна кристална структура и аустенитна - обемноцентрирана кубична кристална структура<sup>7</sup>.

Kusy<sup>115</sup> предлага Ni-Ti ортодонтските дъги да бъдат класифицирани в следните три категории:

- Мартензитно-стабилизиращи дъги – не притежават ефектите памет на формата и супереластичност, известни като Nitinol Classic (3M Unitek, Monrovia, Calif).
- Мартензитно-активни дъги - използват термоеластичния ефект, за да се получи ефекта на памет на формата. Когато дъгата се постави в устната кухина, тя е в мартензитно състояние, а при повишаване на температурата се трансформира в аустенитно и възвръща първоначалната си форма. Тези дъги се наричат термоактивиращи, Neo Sentalloy (GAC International, Islandia, NY), Copper Ni-Ti (Ormco, Glendora, Calif), Nitinol Heat Activated (3M Unitek, Monrovia, Calif).
- Аустенитно-активни – това са дъги, претърпяващи мартензитна трансформация, когато се огънат. Те притежават свойството супереластичност, което е механичният аналог на термоеластичния ефект (в научната литература се среща като псевдоеластичност). Познати са като „китайски“ и „японски“ Ni-Ti дъги, напр. Nitinol SE (3M Unitek, Monrovia, Calif).

Идеалната Ni-Ti дъга трябва да запазва стабилна предварително проектираната дъгова форма при устна температура, както и да може да се оформя при по-ниска стайна температура. Трябва да е възможно дъгата да се включи в брекетите, когато е пластична за определен интервал от време, и едва по-късно тя да може да възстанови своята идеална дъгова форма, като

освобождава лека, предсказуема, постоянна и непрекъсната сила върху дентоалвеолните структури<sup>14,37,95</sup>.

Развитието на металургията на тези сплави доведе до създаването в средата на 80<sup>-те</sup> години на миналия век на две нови супереластични Ni-Ti дъги, наречени „китайски”, на фирмаOrmco, Glendora, Calif и „японски” – Sentalloy, на GAC International<sup>156,157</sup>. Тези дъги са в аустенитно състояние при орална температура, тъй като тяхната преходна температура (TTR) е по-ниска от тази в устата. По тази причина те не показват чисти термоеластични свойства по време на престоя си в устата. От друга страна те притежават супереластични (псевдоеластични) характеристики при натиск, поради образуването на стрес индуциран мартензит (SIM)<sup>42,143,144,146</sup>. В температурния диапазон (35-37°C), преобладаващ в устата, дъгите проявяват перфектна супереластичност, но при повишаване на температурата и достигане до критичната ( $M_D$ ) става невъзможно мартензитното превръщане в следствие на деформация<sup>18,25,182</sup>.

„Китайските“ и „японските“ Ni-Ti дъги притежават по-голяма гъвкавост и способност да освобождават относително постоянни сили по време на лечение в сравнение с класическите Ni-Ti дъги<sup>103,111,143</sup>.

Oltjen JM и колектив<sup>154</sup> тестват супереластичното поведение на този вид дъги и установяват, че са необходими най-малко 2 mm отклонение за образуването на SIM. Деформация под прага от 2 mm може да освободи по-висока сила, тъй като има постоянно присъствие на по-твърдата аустенитна фаза. Ако върху тези дъги се приложи сила, която ги отклонява повече от 2 mm, то тя причинява трансформация от аустенитна към мартензитна фаза. Тази трансформация е аналогична на термично предизвикания ефект на памет на формата. При случаите на тежко зъбно струпване е препоръчително използването на аустенитните супереластични Ni-Ti дъги<sup>21</sup>.

На *Фигура 2* със зелена непрекъсната линия е показана линейната характеристика на Ni-Ti супереластичните дъги. Линейната част от графиката за този вид дъги се характеризира с една почти хоризонтална линия, наречена плато до прекратяването на натиска. След деактивиране материалът възстановява първоначалната си форма до 8%, като освобождава постоянна сила<sup>95,140,196</sup>. Линейната област, съответстваща на деактивиращото плато (*Фигура 2* - зелена непрекъсната линия), е по-ниска от активиращото плато и е успоредна на него. Това явление се нарича *хистерезис*<sup>7</sup>. Основното клинично значение на хистерезиса е, че приложената сила върху периодонталните структури е по-ниска от силата, необходима за активиране на дъгата.

Никел-титановите дъги освобождават по-слаби сили и имат по-голям еластичен обхват в сравнение с дъгите, направени от неръждаема стомана и титан-молибденови сплави. Обаче тези дъги са скъпи, имат лошо формообразуване и не могат да бъдат споявани и заварявани<sup>21,54,129,171</sup>. Никел-титановите дъги имат относително по-големи повърхностни неравности и в резултат на това имат по-голямо триене между брекета и дъгата. Триенето между дъгата и брекета е подобно на това на  $\beta$ -титановите дъги. Един от производителите (GAC International) предлага йон-имплантирани никел-титанови сплави, за които се очаква, че ще намалят триенето при хлъзгане в клинична обстановка. Направените до сега проучвания не дават точен отговор, дали триенето намалява при хлъзгане по време на лечение при йон-имплантирани  $\beta$ -титанови и никел-титанови дъги<sup>119</sup>. Garner, Allai и Moore<sup>73</sup> отбелязват, че триенето между брекета и дъгата е по-голямо при нитиноловите дъги, отколкото при стоманените и по-малко, отколкото при бета-титановите. Изследването е направено при размер на слота на брекета 0.018 инча. Carur и колектив<sup>106</sup> също доказват, че Ni-Ti сплави притежават по-голямо съпротивление на триене, отколкото неръждаемите стомани.

Противоречиво е мнението на някои изследователи относно корозионната устойчивост на Ni-Ti дъги. Според някои тя е еднаква с тази на стоманените, но според други резистентността е по-малка<sup>23,64,163</sup>. Други автори доказват, че титанът има висока корозионна устойчивост в резултат на пасивационния ефект. Благодарение на него се образува тънък слой от титаниев оксид на повърхността и това възпрепятства корозионните процеси<sup>52,64,156,184</sup>. Неравностите по повърхността на сплавите, съдържащи титан, са повече в сравнение с тези на неръждаемата стомана и те могат да действат като галванична клетка в устата, и да предизвикат корозия<sup>47,82,93,96,155,177</sup>.

Въпреки това никел-титановите дъги намират приложение при редица клинични случаи, поради техните отлични еластични свойства и пружиниращ ефект. Подходящи са за използване в нивелиращата фаза при лечение с фиксирана техника, но не се препоръчват във водещата и ретракционната фаза, защото не могат да бъдат огъвани, имат голямо триене и са еластични, а това би предизвикало наклоняване на придвижвания зъб<sup>6,100</sup>.

### II.1.3 Бета-титанови дъги – състав и свойства

Бета – титановите ортодонтски дъги са направени отOrmco Corporation (Glendora, CA, USA). Търговското им име е TMA, което означава титан-молибденова сплав. През 1980 година тази сплав е представена на ортодонтите от Dr. Burstone<sup>41</sup>. Първата статия за употребата на  $\beta$ -титановите дъги в ортодонтията датира от 1979 година<sup>78</sup>. Елементите, от които е съставена сплавта, са: 80% титан, 11.5% молибден, 6% цирконий, 4.5% калай<sup>41, 44</sup>. Добавянето на цирконий и цинк допринася за увеличаване на якостта и твърдостта на дъгата. Тяхното присъствие елиминира образуването на чупливата  $\omega$  фаза по време на производството на дъгата при високи температури<sup>79</sup>. Прави впечатление, че този вид дъги са единствените, които не

съдържат Ni, а това ги прави особено подходящи при пациенти с алергия към никела.

ТМА дъгите са описани като отлични дъги, притежаващи следните свойства: голям пружиниращ ефект и ниска твърдост, която е с 40% по-малка, отколкото тази на SS дъгите<sup>113,116,211</sup>. Освен това те могат да се огъват и върху тях директно да се запояват елементи. Всички ТМА дъги имат относително грапава повърхност, която улеснява задържането или студеното заваряване на елементите<sup>49,55,149</sup>. Необходимостта от припояване върху дъгата на стопове, кукички и други спомагателни елементи е възможна, но не трябва да се допуска прекалено нагриване. По-високата температура променя свойствата на дъгата и тя става по-гъвкава на мястото на спойката<sup>41</sup>.

Корозионната устойчивост на ТМА дъгите е подобна на тази на стоманените и кобалт-хромните<sup>116,202</sup>.

ТМА са почти перфектните дъги, тъй като техните характеристики са много балансираны<sup>170,185,190</sup>. Механичните свойства на този вид ортодонтски дъги са определени от химичния състав и микроструктурата им, които от своя страна се влияят от производствения процес<sup>41</sup>. Модулът на еластичност и големината на освободената сила от ТМА дъгите е по-голяма в сравнение с нитиноловите и приблизително  $\frac{1}{2}$  по-малка от големината на силата, освободена от стоманените. Еластичността на бета-титановите дъги превъзхожда тази на стоманените и затова те могат да се огънат почти двойно, без да се получи постоянна деформация. Техния модул на еластичност е  $10,5 \times 10^6$  (psi)<sup>164,170</sup>.

Йорданова и Динкова<sup>1,2</sup> коментират разликата в действието на стоманени и титан-молибденови пружинки при процесите на дистализиране. Те установяват, че ТМА пружината произвежда по-продължителна и по-постоянна

по големина сила през периода на активно действие на апарата в сравнение със силата, получена от стоманена пружина.

Съществен техен недостатък е големия коефициент на триене, който имат. Kusy and Whitley<sup>119,120,122</sup> доказват, че  $\beta$ -Ti дъги имат най-голям коефициент на триене между брекета и дъгата, въпреки че Ni-Ti дъги са с най-грапава повърхност. Това триене може да бъде намалено, ако производителите обърнат по-голямо внимание на завършващия процес на закаляване и полиране<sup>202</sup>. При технологичната направа на тези дъги може да възникнат проблеми поради реактивността на титана и затова има съобщения, че някои партии от TMA дъгите са податливи на счупване по време на клинична манипулация, въпреки присъщото за бета-титановите дъги отлично формообразуване<sup>104</sup>.

Наскоро фирма Ormco Corporation (Glendora, CA, USA) предложи на ортодонтите йон-имплантирани  $\beta$ -Ti дъги, които чувствително подобряват плъзгането при *in-vitro* изследванията. Тези нови дъги съдържат висока концентрация на азот на повърхността, като се образува твърд слой от титаниев нитрид<sup>113</sup>. Kula и колектив<sup>115</sup> доказват, че затварянето на разстоянията между зъбите с бета-титанови дъги, независимо от това дали са йон-имплантирани или не, е подобно на това, съобщено от други автори за SS дъгите. Допълнителни клинични изследвания са необходими, за да се проучи клиничната ефективност на йон-имплантираните  $\beta$ -титанови дъги.

TMA дъгите могат успешно да се прилагат във всички етапи от лечението. В края на първия етап те ефективно нивелират и коригират положението на зъбите. В междинната фаза осигуряват ранен торк-контрол и с умерени сили, и с подходящи методи затварят остатъчните празнини. В крайния етап лесно може да се коригира финното нагласяване на оклузията, защото дъгата е много еластична и има възможност да се огъва. Високата цена

на тези дъги, спира ортодонтите от по-масово използване, въпреки отличните им качества<sup>3</sup>.

#### II.1.4 Медно-никел-титанови дъги – състав и свойства

През 1994 година Ormco Corporation представи нов вид ортодонтска сплав, от която са направени три варианта температурно-зависими ортодонтски дъги. Наричат ги топлоактивиращи, защото променят своите характеристики при повишаване на температурата, като преминават от мартензитно в аустенитно състояние и възстановяват първоначалната си форма. Възможните температурни варианти, предложени от фирмата, при които настъпва този преход, са: 27<sup>0</sup>C, 35<sup>0</sup>C и 40<sup>0</sup>C<sup>32</sup>.

Елементният анализ, направен чрез EDS, показва, че вариантите на трите топлоактивиращи дъги имат приблизителен състав : 44% никел, 51% титан, малки количества от мед 5% и 0,2–0,3% хром. Kusy<sup>116</sup> съобщава, че тези дъги съдържат минимално 5–6% тегловни процента мед и 0,2–0,5% тегловни хром. С цел балансиране на влиянието на медта върху повишаването на  $A_F$  (температурата, при която в сплавта се наблюдава само аустенит), дъгата съдържа 0,5% хром при 27<sup>0</sup>C и 0,2% хром при 40<sup>0</sup>C. При топлоактивиращите дъги Nitinol Heat Activated на 3M Unitek, Monrovia, Calif не се открива мед. Преходната температура при тях е 35<sup>0</sup>C. Това е постигнато чрез специална обработка на дъгите, което е фирмена тайна, а не чрез добавяне на допълнителни елементи, като мед и хром. Двата вида дъги са показали качествени различия в топлинните криви при направени изследвания<sup>36,148</sup>. Различните ефекти на трансформация в топлоактивиращите дъги се обуславят от различни процеси и фактори като: цялостен химичен състав; степен на студена обработка и разместване; относително тегло; време за каляване; параметри на обработка против стареене (време, температура, стрес); както и

образуване на примеси; разпространение на примесите; вътрешни напрежения; локализиран стрес и локален състав.

При понижаване на температурата, в сплавта настъпва трансформация към мартензитна фаза от  $M_S$  към  $M_F$ , където  $M_F$  е температурата, при която е завършила мартензитната трансформация, а  $M_S$  е началната температура, при която започва образуването на мартензит. При увеличение на температурата се получава прогресивна трансформация в аустенит (от  $M_S$ ,  $A_S$  към  $A_F$ , където  $A_S$  е температурата, при която започва образуване на аустенит). При по-високи температури (над  $A_F$ ), сплавта съществува предимно в аустенитна фаза<sup>9,58</sup>.

Една интересна особеност на тези термоеластични свойства е така нареченият *ефект на памет на формата*, който има забележителни клинични приложения<sup>92</sup>. При огъване и повтарящи се температурни цикли, ортодонтската дъга в аустенитна фаза е в състояние да "запомни" предварително създадената форма, включително специфичната ортодонтска форма на зъбната дъга. Чрез понижаване на температурата сплавта се превръща в мартензит и става гъвкава и лесно деформираща се. И така всеки път, когато температурата се повиши над  $A_F$ , настъпва трансформация в аустенитна фаза, а ортодонтската дъга възстановява идеалната си дъгова форма. Технически името на явлението е *еднопосочен ефект на памет на формата*, защото само в една от двете фази, в този случай в аустенитната, се запазва запаметената форма<sup>7,72,206</sup>.

Предимства на мед-никел-титановите дъги пред другите Ni-Ti дъги са по-малките натоварващи сили при една и съща степен на деформация (20% по-малко от Ni-Ti без мед) Намаленият хистерезис влияе на големината на освободените сили и допринася за последователното движение на зъбите и намаляване на болката. Това дава възможност за три-измерен контрол чрез използването на правоъгълни дъги в нивелиращата фаза и елиминира необходимостта от честа смяна на дъги<sup>35,148,217</sup>.

Мед-никел-титановите дъги са много полезни при чувствителни на болка пациенти. Консумацията на студени напитки обръща процеса на фазова трансформация от аустенитна към мартензитна, което може да доведе до 50% намаляване на твърдостта, а от там на болката<sup>65</sup>. Този ефект се запазва в продължение на два часа и може да повлияе неблагоприятно върху характеристиките на дъгите, когато се изисква по-висока твърдост<sup>25</sup>. Направените от тази сплав дъги освобождават много леки и продължителни сили. Меки и еластични са при стайна температура и могат лесно да бъдат поставени в слота на брекета, дори при много неподредени зъби. Мартензитните топлоактивиращи дъги, които преминават в аустенитна форма при 27°, освобождават малко по-големи сили в сравнение с тези с по-висока температура на прехода. Те са идеални при пациенти с високо разположени кучешки зъби или прекалено ротирани долни фронтални зъби<sup>16</sup>. Дъги с температура на преход по-малка от 35°C са активни за значително по-дълъг период, отколкото тези, направени да се трансформират при 37°C или 40°C. Моор и колектив<sup>147</sup> установяват, че средната температура в устната кухина е в диапазон от 33°C до 37°C за 79% от времето, в което дъгата е в устата. Те определят също, че 20% от времето - температурата е по-ниска от средното ниво, а по-висока при 1% от времето, или средната температура в устната кухина е 35°C.

Недостатъците на топлоактивиращите ортодонтски дъги са подобни на тези на никел-титановите – триене, по-грапава повърхност, корозия и отделяне на йони на никела. Ниската твърдост на медните Ni-Ti дъги, и по специално на тези до 40°C, е механичен недостатък и не дава възможност за цялостно нивелиране на неподредените зъби. Обикновено се изисква втора дъга с по-голям диаметър или по-голяма твърдост<sup>154</sup>.

Топлоактивиращите дъги са идеалните дъги за нивелиране в първата фаза на лечението с фиксирана техника. Те освобождават леки, непредизвикващи болка сили, а когато температурата е по-ниска, са много еластични и могат лесно да се лигират в брекета, дори и при много неподредени зъби<sup>6</sup>. В нивелиращата фаза е възможно безпроблемното използване на правоъгълни топлоактивиращи дъги с цел увеличаване контрола върху торка.

Стремежът към откриването на идеалната дъга насочва производителите да прибегнат до различни иновационни техники. Създадени са ортодонтски дъги с комбинирани супереластични и термоактивни качества в различните сегменти. В областта на фронта те дават по-слаби сили, а в задния участък - по-големи сили. На разположение са дъги, съставени от две различни сплави. Уникалните дъги свързват никел-титановата сплав, намираща се в областта от канин до канин, със стоманена или бета титанова сплав в задния сегмент. Фирмите предлагат още Ni-Ti дъги със засилен торк в предния сегмент, с обратна крива на Spee. Има усукани Ni-Ti дъги, които осигуряват отлични еластични качества. Това е специална 7-нишкова дъга, която запазва своята форма без промяна, поради тяхната много висока устойчивост по време на целия лечебен период. Напоследък се полагат усилия за направата на естетични ортодонтски дъги, които да допълнят естетиката на керамичните брекетети. Транспарентни неметални ортодонтски дъги са описани от Talass<sup>193</sup> през 1992 година под името Optiflex наOrmco Corporation (Glendora, CA, USA). Състоят се от сърцевина, изградена от оптично влакно от силициев двуокис, среден слой от силиконово лепило и външен слой от устойчива боя. Недостатък на тези дъги е отново невъзможността да бъдат огъвани. Производителите варират по отношение на покриващия материал, дебелината на покритието и в процеса на създаване на максимална естетика. Освен върху оптични дъги транспарентно покритие може да се постави и на метални. В момента, най-често срещаните

естетични ортодонтски дъги са покрити или с политетрафлуороетилен (PTFE) или с епоксидна смола<sup>32</sup>.

От казаното до тук може да се направи изводът, че не съществува една единствена дъга, която да отговаря на всички изисквания на ортодонтите. Трябва да се извърви още дълъг път до намирането на "идеалната" ортодонтска дъга. Но с постигнатия бърз напредък в областта на науката и технологиите е сигурно, че ще видим значителни подобрения в ортодонтските дъги в близко бъдеще.

## II.2 Умора на ортодонтските дъги

Умората и корозията оказват влияние върху характеристиките на ортодонтските дъги. Те променят релефа и структурата на повърхността на дъгите и могат да предизвикат износване, по-често счупване, освобождаване на метални йони и увеличаване на коефициента на триене между дъгата и брекета.

Умората представлява отслабване на здравината на материалите, подложени на непрекъснато напрежение и на влиянието на условията в устната кухина. Промените, свързани с умората, се свеждат до:

- структурни промени, които могат да повлияят на механичните качества на материалите, особено върху намаляването на модула на еластичност.
- промяна в повърхността на дъгата, причинена от преципитацията на калцифициран биофилм, създаден от микроорганизмите в устата<sup>8,65</sup>.

Най-често отслабването започва там, където се упражнява най-голямо напрежение. Това са точките, където по продължение на дъгата се показват забележими промени, като пукнатини, смачквания, прорези, пукнатини в заварката между два материала или там, където ортодонтската дъга е смачкана с клещи по време на огъване и в зоните с остри извивки<sup>24</sup>. Клинично повредата

на дъгите се получава и на места, където има дълги междубрекетни разстояния или в областта на контакт с туберкула на зъба от противоположната челюст<sup>29</sup>. Без значение каква е твърдостта на тела, причината за износването са повтарящите се цикли при дъвченето в областта на оклузалните контакти. Счупването обикновено настъпва при острите извивки или в точките на контакт между тела и краищата на слота на брекета. Процесът се наблюдава често в ортодонтските дъги, останали в интраорална среда продължителен период от време при непрекъснато натоварване<sup>30, 65</sup>. Начинът, по който може да се избегне това, е да се огъва тела с клещи с кръгли ненабраздени браншове или да се направи топлинна обработка на тела, за да се хомогенизира молекулярната му структура<sup>122</sup>. Потенциалните клинични усложнения в следствие на стареенето са:

- увеличаване на коефициента на триене в резултат на образуване на биофилм.
- изявата на торка може да бъде променена, тъй като дъгата не може да запълни изцяло слота на брекета, еластичността ѝ също се променя.
- намалява и устойчивостта към счупване<sup>61</sup>.

### II.3 Корозия на ортодонтските дъги

Дъгите, които се използват в ортодонтската практика, са направени от метални сплави. Затова и при тях се наблюдават процесите на корозия, характерни за всички метали. Корозията на ортодонтските сплави се случва в интраорална среда независимо от металургичната структура на сплавите, а степента на фабричните дефекти могат да ускорят този процес<sup>134</sup>.

#### II.3.1 Дефиниция на корозията

Корозията на металите е процес на самопроизволното им разрушаване, вследствие на физикохимично взаимодействие с околната среда<sup>217</sup>. Това

понятие обхваща всички хетерогенни реакции, които протичат на границата между метала и средата. В зависимост от процесите, които протичат на граничната повърхност на хетерогенната система, метал – външна среда, различаваме три основни вида корозия – химична, електрохимична и биохимична корозия<sup>44,61</sup>.

Условията в устната кухина са много агресивни и това води до появата на всички по-горе изброени процеси върху ортодонтските дъги. Както е известно слюнката е слаб електролит. Електрохимичните свойства на слюнката зависят от концентрациите на нейните компоненти, рН, повърхностно напрежение, и буферен капацитет. Всеки един от тези фактори може да повлияе на силата на електролита<sup>180</sup>. Характеристиките, определящи как и защо стоматологичните материали корозират, са реакциите на окисляване и редукция, както и процесът на пасивация, при който се образува метален окис, предпазващ от корозия<sup>48,65,96,97</sup> - (пасивен филм) върху металната повърхност.

Най-благоприятният материал за направа на брекети и дъги е онзи, който е в състояние да издържи на екстремните условия, които се срещат в устата. Ортодонтските сплави трябва да имат отлична корозионна устойчивост в устната кухина, което е много важно за биосъвместимостта и трайността на ортодонтските апарати<sup>131</sup>.

### II.3.2 Видове корозия на ортодонтските дъги

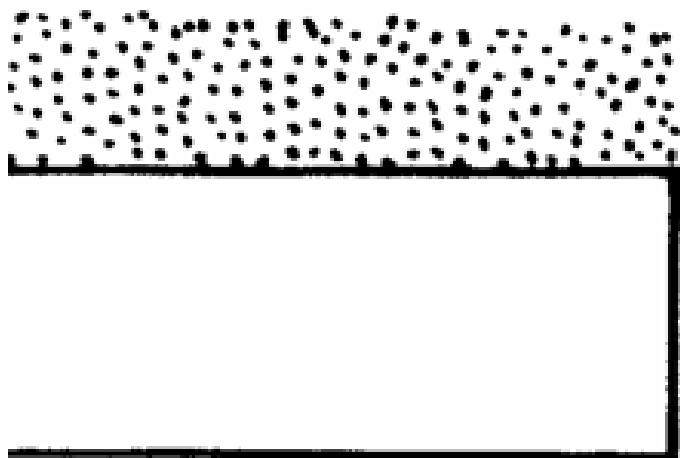
Металните материали, произведени за ортодонтски цели, са повлияни от химични и физични фактори, които определят техните структурни свойства в зависимост от условия на околната среда. Корозията е промяна в механичните свойства на метала и загуба на тегло под въздействието на различни химични фактори<sup>136, 161</sup>. Устната кухина, с нейните йони, въглехидрати, липиди, протеини, аминокиселини и нейонни елементи, е подходяща среда за повърхностно и дълбоко изтриване на ортодонтски опорни елементи. Хлорни

йони и серни съединения в присъствието на микроорганизми могат да корозират дори неръждаемите апарати<sup>153,159</sup>. Храните и напитките ефективно променят рН на слюнката към кисела или алкална среда. Дългосрочното натрупването на храна около ортодонтските апарати катализира корозия. Металните (обтурации, ортодонтски дъги, пръстени и брекети) и неметалните твърди вещества (ластици, цименти, лепила, и пластмаса) също са засегнати от средата в устната кухина. Matasa<sup>136, 138</sup>, Maijer и Smith<sup>130, 131</sup> са изследвали разяждащото въздействие на устната среда върху ортодонтските апарати. Те са открили, че тези ефекти могат да се проявяват в някоя от следните видове корозии: равномерна, питингова (точковидна), пукнатинна, интеркристална, микробиологична и електрохимична.

Според механизма на процеса, корозията се дели на три основни вида: химична, електрохимична и биохимична корозия. В зависимост от площта на разпространение, корозията, която обхваща цялата повърхност, е известна като равномерна. При други случаи, когато са атакувани отделни области от повърхността на метала, се проявява така наречената локална корозия. Последната би могла да се изяви под различни форми: питингова корозия, интеркристална корозия, пукнатинна корозия, галванична корозия, селективно разтваряне, ерозионна корозия, корозия с разслояване, стресова корозия и корозионна умора<sup>44, 62</sup>.

### *II.3.2.1 Еднородна корозия*

Еднородната корозия представлява равномерно отстраняване на метал от повърхността на теления елемент Фигура 3. Това е най-разпространеният вид корозия и се наблюдава с различна динамика при всички метали. Процесът на корозия възниква от взаимодействието на металите с околната среда и последващото образуване на хидроксиди или органометални съединения. Този процес е бавен и за развитието му е необходим дълъг период от време.



### Еднородна

Фигура 3: Еднородна корозия (по Chaturvedi)<sup>44</sup>

При еднородната корозия цялата повърхност на метала трябва да бъде в досег с корозионната среда, а самият той да бъде металургично и съставно еднороден. Тази корозия не може да бъде открита, преди да се загубят големи количества метал<sup>44, 45</sup>. Загубата на тегло и промените в механичните характеристики са пропорционални на времето на престой в корозионна среда. Еднородната корозия рядко се вижда на ортодонтските опорни елементи, тъй като тези материали не са продължително време в контакт с корозивни вещества<sup>128</sup>.

#### II.3.2.2 Питингова (точковидна) корозия

Питинговата корозия е широко разпространен и опасен вид корозия, която започва на отделни ограничени по площ участъци, докато останалата повърхност е защитена от пасивен слой Фигура 4. Среща се под формата на хлътване и е била установена в брекети и ортодонтски телове.



Питингова

Фигура 4: Питингова корозия на Ni-Ti дъга ( по Chaturvedi )<sup>44</sup>

Получената вдлъбнатината се разглежда като пора, чиято дълбочина е равна на ширината ѝ. Интересното е, че започването на процеса може да стане преди интраоралното поставяне, като причина за това са порестите повърхности, открити в току-що получени материали<sup>209, 216</sup>. Характерна е за лесно пасивиращите се метали и сплави – желязо, легирани стомани, алуминиеви, никелови, медни, титанови и други сплави. Питинговата корозия възниква в среди, съдържащи окислители (кислород, нитрати, нитриди, хромати и други) и активни йони. Тя започва в отделни точки на пасивираната метална повърхност<sup>153</sup>. Характерно е образуването на локални корозионни елементи, в които анодни участници са самите питинги, а катодни – останалата част от повърхността. Това е форма на локализирана, симетрична корозия, при която се образуват точки върху металната повърхност. Тя обикновено се появява върху неблагородни метали, които са защитени от естествено образуван тънък окисен филм<sup>112</sup>. Питинговата корозия най-често се наблюдава при брекетите и дъгите<sup>130, 131</sup>. В присъствието на хлориди в околната среда, филмът частично се разгражда и започва бързо разпадане на основния метал под формата на ями. В повърхността на дъгите от неръждаема стомана и никел-

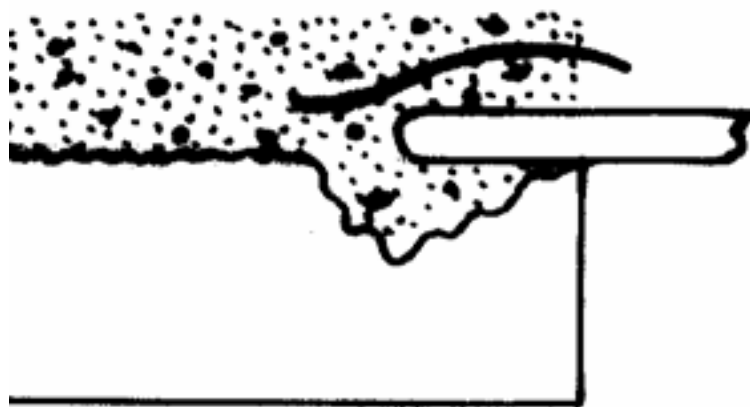
титан могат да се появят процепи и пори, податливи на корозия, които могат да бъдат атакувани. Потенциодинамичният поляризационен експеримент и сканиращата електронна микроскопия на дъгите, съставени от неръждаема стомана, Co-Cr, Ni-Cr, Ni-Ti и TMA, изложени на електрохимична корозия в изкуствена слюнка, показват данни за питингова корозия, образувана върху металните повърхности<sup>20, 101, 153</sup>.

Li<sup>128</sup> проучва механичните характеристики и корозионното поведение на титановия алуминиев нитрид в стоматологичните сплави, особено на никел и хром базирани стоматологични материали. Тествани са корозионното поведение на сплавите в 0,9% разтвор на NaCl и са наблюдавани по-висок положителен корозионен потенциал и по-ниска плътност на тока в сплавта, покритата с титановия алуминиев нитрид, в сравнение с непокрита стоматологични сплави. В допълнение, питинговата корозия беше чувствително намалена при използването на покритие от титан - алуминиев нитрид. Es Souni и колектив<sup>68</sup> откриват, че Cr-Co сплав (Elgiloy) показва по-голяма питингова корозия сравнена с Ni-Ti сплав, по-ниска репасивация и увеличаване на плътността на тока, след като корозията се е случила. Kim<sup>112</sup> доказва, че никел-титановите дъги и дъгите от неръждаема стомана са податливи на язви и частична корозия.

### *II.3.2.3 Пукнатинна корозия*

Пукнатинната корозия е друг често срещан дефект, намиращ се в ортодонтските опорни елементи. Тя се получава между две близки повърхности или в стеснени пространства, където няма обмен на кислород Фигура 5.

Този вид корозия се получава при контакт на неметални с метални части (т.е. еластомерни лигатури върху брекетите)<sup>209</sup>. Намаляването на рН и увеличаването на концентрацията на хлоридни йони са два важни фактора за започване и разпространение на пукнатинната корозия.



### Пукнатинна

Фигура 5: Пукнатинна корозия (по Chaturvedi) <sup>44</sup>

Когато киселинността на средата се увеличава с течение на времето пасивният слой на сплавта се разтваря и ускорява процеса на корозия на местно ниво<sup>12, 65</sup>. Пукнатинната корозия на неръждаемата стомана в газирани солни разтвори е широко разпространена. Желязото, Cr и Ni са основни компоненти на неръждаемата стомана и техните корозионни продукти се натрупват в процепа и образуват силно киселинни хлоридни разтвори, в които степента на корозия е много висока<sup>135, 153</sup>. Неръждаемите стомани се считат за особено чувствителни към този вид корозия. В клинично изследван материал дълбочината на пукнатината може да достигне 2-5 mm, перфорирайки основата на единичните брекети, а количеството на разтворения метал може да достигне високи нива. Атаката е възможно да се дължи и на липсата на кислород, свързан с образуване на плака и странични продукти от микробната флора, които намаляват кислорода, нарушавайки регенерацията на пасивния слой от хромни оксиди<sup>60, 135, 153</sup>.

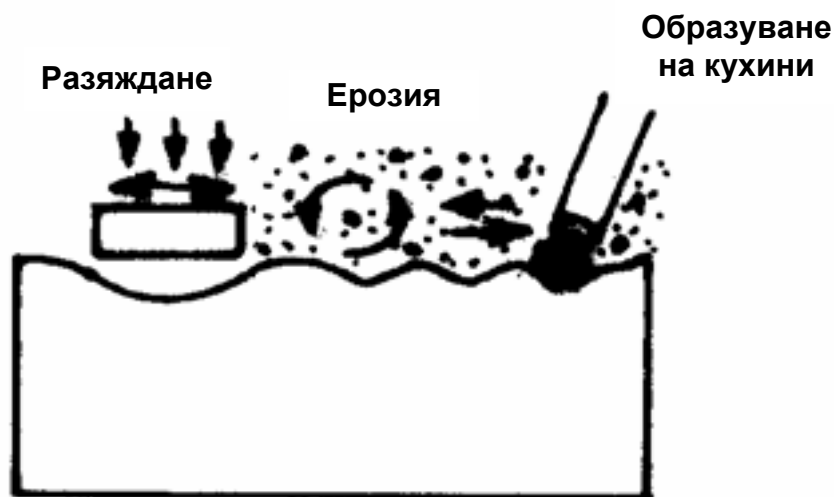
Platt и колектив<sup>163</sup> съобщават, че дуплексната неръждаема стомана вид 2205 е подобрена алтернатива на вид 316L за направата на ортодонтски

брекети, особено когато се използват заедно с ортодонтски дъги, направени от титан и неговите сплави, или от неръждаема стомана.

Rogers<sup>169</sup> доказва, че се предотвратява образуването на пукнатинна корозия, когато преди и след запояване на допълнителни елементи със сребърен припой, дъгите от неръждаема стомана се покриват галванично със злато.

#### II.3.2.4 Разяждаща ерозия-корозия

Комбинацията от корозионни течности и преминаването им с висока скорост покрай металните елементи на ортодонтските апарати предизвиква ерозия-корозия Фигура 6.



Образуване на кухини, Ерозия и Разяждане

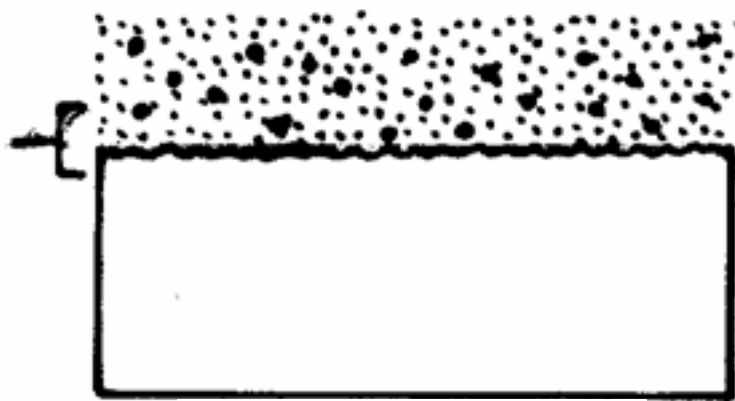
Фигура 6: Разяждаща ерозия-корозия (по Chaturvedi)<sup>44</sup>

Същите застояли или бавно течащи течности, ще причинят по-ниска или умерена степен на корозия, но бързото движение на корозионната течност физически ще ерозира и ще премахне защитния филм и ще изложи реактивната сплав на ускоряваща корозия. Разяждащата корозия (вид на ерозията-корозия) е отговорна за по-голямото освобождаване на метал в тъканите<sup>61, 65</sup>. Общото действие на химичните и механичните въздействия причиняват разяждащата

корозия. Тя се получава в областта на контакт на материалите, които са под напрежение и нейният аналог е съчетанието слот на брекета и дъгата.

### II.3.2.5 Интеркристална корозия

Интеркристалната корозия (ИКК) е един от най-опасните видове локална корозия. Фигура 7. Корозионният процес се извършва по границите на металните кристали, от които е изградена сплавта и се дължи на химичната и структурната им нееднородност.



Интеркристална

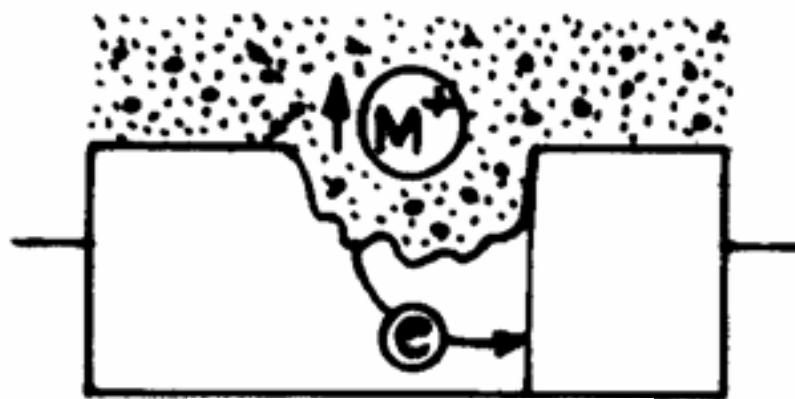
Фигура 7: Интеркристална корозия (по Chaturvedi)<sup>44</sup>

В резултат на този вид корозия намалява силно якостта и пластичността на материала, което води до бързото разрушаване на изработените конструкции<sup>61</sup>. При интеркристалната корозия реактивни примеси могат да се отделят от повърхността на дъгата. Освен това, пасивационни елементи, например хром, могат да намалят количеството си на повърхността<sup>197</sup>. В резултат на това повърхностната структура в определени участъци става по-малко корозионно устойчива и това предразполага към корозия. Протичането ѝ зависи от състава и структурата на метала и от корозионната среда. Процесът на корозия може да бъде достатъчно тежък и да доведе до отстраняване на части от повърхността<sup>209</sup>.

Неръждаемата стомана е подложена и на температурно въздействие, известно като температурна чувствителност. Вследствие на това настъпват промени в нейната микроструктура. Това явление се дължи на утаяване на карбид в повърхностната структура<sup>192</sup>. Хром-никеловите стомани проявяват склонност към ИКК след нагряване в интервала 400<sup>0</sup>-800<sup>0</sup>С, поради намаляване на количеството хром от приграничните зони, вследствие на образуването на хромови карбиди, които се разполагат по границите на зърната.

### II.3.2.6 Галванична корозия на ортодонтските сплави

Галваничната корозия се изразява с потъмняване на металите, проявяващо се при различия в електрохимичните потенциали, обикновено като резултат от близостта на два различни метала. Когато два или повече метала или несходни сплави (или дори една и съща сплав, подложена на различни въздействия) влизат в контакт, докато са изложени на перорални течности, между тях протича електрически ток. Той се получава вследствие на разликата между техните корозиционни потенциали<sup>44, 209</sup> Фигура 8.



Галванична

Фигура 8: Галванична корозия (по Chaturvedi)<sup>44</sup>

Механизмът на галваничната корозия включва аноден и катоден процес<sup>93</sup>. Анодният процес се осъществява под действието на диполните молекули на водата. Положителните йони от кристалната решетка на метала преминават в

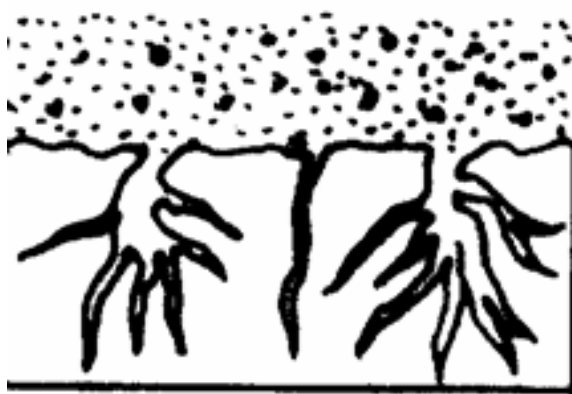
разтвора като хидратирани йони. В метала остават некомпенсираните електрони. При катодния процес, електроните на катодния участък се приемат от вещества, наречени деполяризатори, които се съдържат в корозионната среда. След кратко време, сумата от скоростите на всички анодни процеси става равна на сумата от скоростите на всички катодни процеси. На повърхността на метала корозионният потенциал получава постоянна стойност и се нарича стационарен потенциал. Катодният процес при корозия се нарича деполяризация, а веществата, които приемат електрони, са деполяризатори. По този начин на повърхността на метала се образуват и действат многобройни галванични елементи, наречени корозионни. Когато корозионният галваничен елемент може да се наблюдава визуално, той се нарича макрогалваничен елемент, а когато не може – микрогалваничен. Такива елементи се образуват в металите при наличието на примеси, каквито са сплавите. Анодният процес при корозия е винаги свързан с разтваряне на метала в анодния участък. На катодния участък електроните могат да се приемат от водородни йони и тогава се извършва корозия с електронна деполяризация. Когато електрони се приемат от кислородни молекули, тогава се извършва корозия с кислородна деполяризация. Възможно е едновременно водородни йони и  $O_2$  молекули да приемат електрони на катодния участък и тогава се извършва корозия със смесена деполяризация.

В ортодонтската практика много често две различни сплави, имащи различни корозионни потенциали, се поставят в контакт помежду си<sup>47</sup>. Пример за това са ортодонтските брекети и дъги. Този контакт може да предизвика галванична корозия, която да доведе до преференциално освобождаването на метални йони от анодната сплав. Съотношението между площта на две несходни сплави е много важен фактор при определяне на големината на галваничната корозия. Неблагоприятното съотношение между по-големия

катод и по-малкия анод, може да доведе до по-голяма корозия на анодната сплав.

Първи Reed и Willman<sup>168</sup> доказват наличието на галваничен ток в устната кухина и установяват в детайли приблизителните стойности на корозионния потенциал. Burse и колектив<sup>40</sup> описват експерименталния протокол за *in-vivo* оценката на галваничната корозия и са доказали значението на характерните основни пропорции в златните сплави. Cioffi M., и колектив<sup>47</sup> доказват, че сплав от Ni-Ti заедно с неръждаема стомана SUS 304 или Ti показват относително голяма галванична плътност на тока, дори и след 72 часа. Предполага се, че комбинирането на SUS 304 с Ni-Ti или Ti с Ni-Ti може забележително да ускори корозията на Ni-Ti сплав, която служи като анод. Различните по площ анод и катод, използвани в това проучване, са имали малък ефект върху галваничната корозия. Неуспехите при ортодонтските спойки могат да бъдат сведени до минимум, ако се използват двойки материали, които намаляват галваничните и микрогалваничните ефекти<sup>24</sup>.

### II.3.2.7 Стрес корозия на ортодонтските дъги



Стрес корозия

Фигура 9: Стрес корозия (по Chaturvedi)<sup>44</sup>

Стрес корозията се дължи на умора на метала при наличие на корозионна среда<sup>165</sup> Фигура 9. Когато ортодонтската дъга е включена в брекетите, залепени

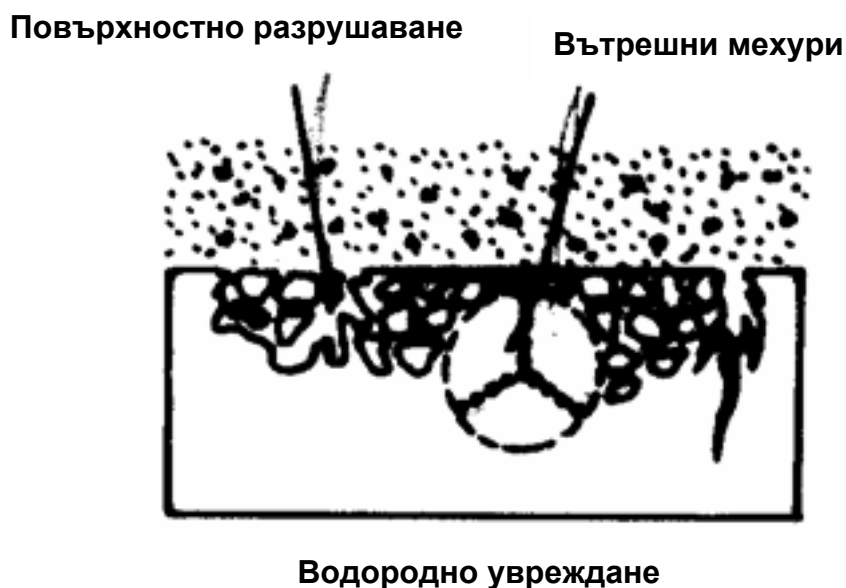
върху неправилно подредени зъби, реактивното състояние на сплавта се увеличава.

Увеличеното напрежение в дъгата е в резултат на теглеци и компресиращи сили, създадени в областта на струпването. Там се получава мултиаксиално триизмерно натоварване на дъгата. По този начин възникват различни електрохимични потенциали със специфично разположение, действащи като аноди, а другите повърхности, като катоди. Ni-Ti ортодонтските дъги остават в устната среда в продължение на няколко месеца и понесат голям брой малки натоварвания по време на дъвкане<sup>44, 61, 82, 85</sup>. Въпреки добрата устойчивост към стрес корозия, счупването на Ni-Ti ортодонтски дъги се установява често при клинични проучвания<sup>146</sup>. Wang и колектив<sup>205</sup> установяват корозионно напукване на Ni-Ti дъги в изкуствена слюнка и доказват, че дъгите се чупят от корозионното напукване по време на работа. Освен това малка промяна в температурата може да доведе до динамична трансформация на фазата (от мартензитна към аустенитна), което пък причинява промяна в състоянието на повърхността, довеждащо до корозия<sup>166</sup>.

### *II.3.2.8 Увреждане от водорода*

Водородната атака представлява реакцията на водорода с карбидите в стоманата, при което се образува метан. В резултат на декарбидизацията се освобождават пространства и се създават повърхностни мехури. Вследствие на това се увеличава налягането във вътрешността на детайла и по неговата повърхност се появяват микропукнатини<sup>27, 103</sup>. Материалът може да се разтроши, ако е подложен на тежки експлоатационни условия. Тази реакция може да направи цветните метали като титан, ванадий, ниобий и др., чупливи

Фигура 10.



**Фигура 10: Водородно увреждане (по Chaturvedi) <sup>44</sup>**

Смята се, че абсорбирането на водород от Ni-Ti дъги е причина за счупването им<sup>213, 214</sup>. Слюнката може да разтвори защитния оксиден филм на този вид дъги и да позволи абсорбцията на водород, който има висок афинитет към титана. Счита се, че последващото образуване на крехки хидриди, главно титанов хидрид, увеличава вероятността от фрактура на тела.

### **II.3.2.9 Микробиологична корозия на ортодонтските дъги**

Микробиологичната корозия се извършва под действието на различни живи микроорганизми. В своята жизнена дейност те обикновено отделят различни видове органични киселини – млечна, оцетна и др.<sup>43</sup> Микроорганизмите причиняват силна корозия на металите, която често е съпроводена и с електрохимична корозия, защото обикновено тези микроорганизми живеят във влажна среда. Повърхностите, които не са в контакт с въздуха, като например основата на брекета, могат да бъдат засегнати от този вид корозия. Различните видове микроорганизми, като *Desulfovibrio desulfuricans* и *Desulfotomaculum*, оксиданти, като *Thiobacillus ferrooxidans* и *Beggiatoa*, и *Thiothrix*, *Aerobacter* и *Flavobacterium*, произвеждат лепкава и

влажна материя, която въздейства на желязото в неръждаемите стомани. В устната кухина се срещат и желязokonсумиращи микроорганизми като *Sphaerotilus*, *Nyphomicrobium* и *Gallionella*<sup>61,83</sup>.

Микробиологично-свързаната корозия е забелязана в индустрията преди много години. Тя е позната като въздействие на микроорганизмите, причиняващи корозия на метали и сплави, потопени във водна среда<sup>133</sup>. Въздействието на бактериите в устната среда, причиняващи корозия на стоматологичните метални материали, остава непозната дълго време. Matasa<sup>137</sup> за първи път е дал доказателства за микробната атака върху лепила. Тези явления се наблюдават и при лепилото за брекети, което води до образуването на кратери в основата на брекета<sup>61,131</sup>. Обширната повърхност на ортодонтската дъга осигурява благоприятна среда за развитието на бактерии. Изчеткването и прикрепването на микроби върху дъгата може да разруши пасивния филм на метала. Образуването на органични киселини по време на гликолизата на захарите от бактериите може да намали рН, което създава благоприятна среда на аеробните бактерии за причиняване на корозия. Микробите окисляват мангана и желязото, като продуктите, образувани от тази реакция, са ( $MnO_2$ ,  $FeO$ )<sup>44,65</sup>.

Сложен механизъм на взаимодействие между анаеробни и аеробни бактерии в различните зони облагодетелства корозионните процеси. Поради отлагането на биофилм металната повърхност под биофилма и други области са изложени на различно количество кислород, което води до създаването на различни аерационни клетки<sup>187</sup>. По-малката аерационна зона действа като анод, който претърпява корозия и освобождава метални йони в слюнката. Тези метални йони в комбинация с крайните продукти от бактериите, заедно с хлорния йон в електролита (слюнка), образуват повече корозионни продукти като  $MnCl_2$ ,  $FeCl_2$  и др., създавайки допълнителни условия за корозия<sup>43</sup>.

Съединения като  $\text{Fe}_2\text{O}_3$ ,  $\text{MnCl}_2$ ,  $\text{FeCl}_2$  благоприятстват корозията на ортодонтските дъги. Разпространението и тежестта на микробиологичната корозия могат да бъдат намалени чрез запазване на възможно най-чиста повърхност на дъгата с помощта на антибиотични спрейове и дезинфекционни разтвори, които да контролират популацията на микробите. Chang и колектив<sup>43</sup> показват, че корозионното поведение на стоматологичните метални материали, в присъствието на *Streptococcus mutans* и нейното развитие, увеличава вторичните продукти. Maruthamuthu и колектив<sup>133</sup> проучват електрохимичното поведение на микробите върху ортодонтските дъги в изкуствена слюнка или без слюнка. Според тях бактериите леко намаляват съпротивлението на триене и увеличават корозионния ток.

Разтварянето на мангана, хрома, никела и желязо от дъгите се дължи на наличието на манганови окислителни, железни окислителни и хетеротрофични бактерии в слюнката<sup>77, 109</sup>.

#### *II.3.2.10 Устойчивост към корозия на сплавите, от които са направени ортодонтските дъги.*

Устойчивостта към корозия на различните видове сплави зависи от пасивния филм, който спонтанно се образува на повърхността (процесът се нарича пасивация). При евентуалното му разрушаване той може повторно да се образува, като процесът се нарича репасивация. Двата процеса се осъществяват под въздействието на въздуха и тъканните течности. Кислородът е необходим за формиране и поддържане на филма, докато киселинността и хлорни йони могат да бъдат особено пагубни за него<sup>61, 179</sup>.

Сплавите от неръждаема стомана представляват група от устойчиви на корозия сплави, които съдържат желязо (Fe) и хром (Cr). Те дължат това свое качество, на хрома, който е високо реактивен метал. Изследванията са показали, че филмът, образуван от комплексите на Cr, съдържа също Fe, Ni, и

Мо. Във водна среда този филм се състои от вътрешен оксиден слой и външен хидроксиден слой. Оксидът в материалите от SS се състои главно от хромен оксид с утаяване на калций, фосфор и сяра<sup>12, 23</sup>. Добавянето на Мо към 316L неръждаема легирана стомана осигурява допълнителна защита от пукнатинна и питингова корозия. Пасивният филм от хромов оксид не е толкова стабилен, както титановия оксид, образуван при титан-съдържащите сплави. Това е причината за по-лошата устойчивост към корозия на неръждаемата стомана, в сравнение с титановите сплави<sup>32</sup>.

Характерната устойчивост към корозия на Ni-Ti дъги до голяма степен се дължи и на наличието на голям процент Ti (48%-54%). Титанът образува няколко оксиди (TiO<sub>2</sub>, TiO и Ti<sub>2</sub>O<sub>3</sub>). TiO<sub>2</sub> оксид е най-разпространеният и най-стабилният и се открива в три кристални форми<sup>67, 68</sup>. Данните показват, че образуването на оксида от въздуха може да се дължи на ниската енергия на реакцията  $Ti + O_2 \rightarrow TiO_2$ . Някои публикации<sup>87</sup> доказват, че при потапяне в електролити, дебелината на оксидния слой се увеличава с течение на времето. Други автори отбелязват различната степен на увеличаване на равновесните нива на TiO<sub>2</sub><sup>60</sup>. В електролитни разтвори адсорбираните аниони върху повърхността на оксида създават достатъчно високо електрическо поле, което улеснява миграцията на металните (оксидни) аниони през филма към оксидния електролитен комплекс.

Различните видове титан-съдържащи ортодонтски дъги притежават различна корозионна устойчивост. Корозията на повърхността и устойчивостта към счупване не са взаимно свързани<sup>165</sup>.

#### II.4 Причини за счупване на ортодонтските дъги

Счупването на ортодонтските дъги е неприятен момент в хода на лечението с фиксирана техника. Това може да доведе до отлепване на някои брекети, преместване на зъбите в неблагоприятна посока или връщане към

първоначалното им положение, прекомерно натоварване на пародонта на даден зъб и предизвикване на пародонтално възпаление. Всичко това би довело до удължаване на времето за лечение и до компрометиране на ортодонта пред пациента.

Когато ортодонтските дъги са включени в брекетите, залепени върху струпани зъби, реактивният статус на сплавта се увеличава. Повишената реактивност се получава от породения стрес на опън и натиск и се развива локално, в следствие на многоаксиалното триизмерно натоварване на дъгата. Тази реактивност се променя при различните видове сплави<sup>147</sup>.

При направени проучвания върху неизползвани дъги от Ni-Ti се установява, че те са практически нечупливи, когато не са изложени в условията на устната кухина<sup>27</sup>. Обаче в проведено *in-vivo* изследване от Pрумак и колектив<sup>165</sup> се обобщава, че при ортодонтско лечение в условията на устната кухина, Ni-Ti дъги се счупват по-често отколкото стоманените. Тези резултати се обясняват с феномена на стареенето, който влияе върху устойчивостта на счупване на Ni-Ti дъги. Това частично може да се дължи на условията в устата, в която се съдържат многобройни корозионни агенти, допринасящи за разграждането на дъгите. Освен това авторите установяват, че Ni-Ti и Cu-Ni-Ti дъгите имат приблизително еднаква устойчивост към счупване независимо от химичния състав на разтвора, в който са били потопени.

Счупването може да е в резултат на няколко фактори: стареене на дъгите в устата, комплексни натоварвания, получени от активиране на дъгите, дъвкателно натоварване и локални състояния като непробили премолари. Последното може да доведе до увеличаване на дъвкателното натоварване на дъгите в задния сегмент<sup>220</sup>. Може да се предположи, че цикличното натоварване заедно със силното въздействие на условията в устата, включвайки колебанията в рН, въздействието от устната флора, както и натрупването на плака, са

свързани с модела на стареене, който би могъл да промени механичните свойства на материала. По същия начин сложното натоварване, получено от включването на дъгата в слота на брекета при инклинирани или ротирани зъби и образуването на галванична двойка между по-малко благородните сплави на брекета и дъгата с различните злато, никел или сребро-съдържащи сплави за запояване, може да допринесе за промяна в условията на средата, което предразполага сплавта към микроструктурни промени<sup>155, 181</sup>. Въздействието на този мултифакторен модел на стареене върху характеристиките на Ni-Ti дъги е представен в няколко проучвания, съсредоточени върху повърхностните характеристики и механичните свойства на използваните материали. Тези изследвания показват, че използваните дъги имат обширно покритие от калцирана утаечна обвивка по повърхността на дъгата<sup>57</sup>.

Алтернативни съвременни изследвания показват, че абсорбцията на водород предизвиква ефект, водещ до увеличаване на твърдостта на материала и причиняващ крехка фрактура на титановите сплави. Това може би е механизмът, повреждащ Ni-Ti дъгите<sup>27</sup>. Абсорбцията на водорода води до нежелан ефект, наречен „анодно разтваряне“ чрез вмъкване на водород или „водородна чупливост“, при който се увеличава твърдостта и намалява пластичното деформиране на сплавта<sup>213, 215</sup>. Титановите сплави рязко влошават механичните си свойства, като се намалява тяхната сила на опън. В следствие на това се получава крехка фрактура, наблюдавана при лабораторни проучвания, когато абсорбираното количество водород превиши критичната стойност<sup>103, 213, 214, 215</sup>.

Резултатите от изследването на Zinelis и колектив<sup>220</sup> оспорват теорията, че абсорбцията на водорода е водеща причина за счупването на Ni-Ti дъгите. Това е малко вероятно, поради следните причини:

- Резултатите от изпитване на твърдостта на използваните материали не показват увеличение на твърдостта им при критични стойности на водорода, условие необходимо да се предизвика водородна чупливост на дъгите.
- Местоположението на фрактурата показва статистически значимо преимущество в областта, намираща се в средата на долните премолари и първия молар. Най-голяма честота на счупване на дъгите в задния сегмент може частично да се обясни с по-голямото междубрекетно разстояние при задните зъби, особено в долната дъга, където вторите премолари са последните зъби, които пробиват медиално на първия молар. Това е вероятно, когато първоначалното нивелиране и подреждане започва преди пробива на вторите премолари, и така сегментът от дъгата, намиращ се по средата между първия премолар и молара, е достатъчно дълъг и е подложен на повишено дъвкателно натоварване. Ефектът от тези сили се усилва, защото Ni-Ti дъги не могат да бъдат огъвани, за да заобиколят контакта с туберкулите на горните зъби.
- Натоварването върху дъгата, причинено от включването ѝ в слота на брекета и дъвкателните сили, променя микроструктурата на сплавта, като предизвиква намаляване на размера на частитиците в компресираните места, а в противоположната страна на повърхността на дъгата се предизвиква разтягане.

Промени, настъпващи в големината на кристалите, са били документирани в металургията на Ni-Ti сплавите, като причина за стрес преобразуване от аустенитно към мартензитно състояние. Тази промяна не се причинява от по-ниската температура, както обикновено, а от прилагането на допълнително напрежение<sup>208</sup>. По този начин честият преход на мартензитна трансформация на Ni-Ti дъги може също да е причина за наблюдавания модел

на счупване, защото мартензитните фрактури следват модела на типичното крехко счупване.

Доказана е абсорбцията на водород в Ni-Ti сплави<sup>27, 103, 215</sup>, но той не може да бъде основната причина за клиничното увреждане. Доказано е, че и други фактори имат пряко вредно въздействие върху целостта на повърхността на сплавта. Интерес представлява наблюдението върху силното титан-индуцирано разграждане на никел-титановите сплави. Schiff и колектив<sup>179, 180</sup> доказват, че 0,2% разтвор на кисел флуорид фосфат, който съдържа 0,2% натриев флуорид и 0.17% фосфорна киселина, може да повлияе на устойчивостта към корозия на титановите сплави чрез образуване на флуороводородна киселина, която разтваря пасивния филм от оксид на повърхността на сплавите. Разрушаването на този филм от титанов оксид премахва защитата от корозия и го предразполага към разграждане, а това евентуално ускорява увреждането. Въз основа на тези доказателства, използването на флуорид под формата на кисели разтвори не трябва да бъдат предлагани на пациенти, лекувани с титан-съдържащи сплави, включително Ni-Ti дъги, титаниеви брекети и бета-титанови дъги<sup>161, 178, 204</sup>.

Причините за счупването на дъгите са много: корозията, покритието с биофилм на повърхността и увеличаването на твърдостта по време на лечение са допринасящи фактори.

## **II.5 Освобождаването на никел и влиянието му върху човешкия организъм**

Почти всички метални ортодонтски апарати съдържат метали като никел, титан, хром и кобалт. Никел-съдържащите сплави са подложени на корозия, свързана с освобождаване на метални йони<sup>77, 159, 188</sup>. Продуктите, които се освобождават при разграждането на брекетите и дъгите, могат да имат токсичен ефект върху обкръжаващите тъкани<sup>62, 67, 197</sup>. Основните корозионни продукти, отделяни при стареенето на неръждаемата стомана, са Fe, Cr и Ni. Въпреки че

трите елемента имат потенциално отрицателно влияние върху човешкия организъм, на Ni и Cr е обърнато повече внимание, заради техните възможности да предизвикват алергични, токсични или канцерогенни ефекти<sup>160</sup>. Необходимо е внимателно тълкуване на тези констатации, тъй като при изследванията за токсичност обикновено са използвани разтворимите форми на тези елементи<sup>99</sup>.

Никелът е методично изучаван за своите вредни ефекти върху клетките, тъканите и органите в човешкия организъм<sup>50, 110, 219</sup>. Изследванията показват<sup>50</sup>, че комплексите на никела, които са под формата на арсениди и сулфида, могат да бъдат алергени, канцерогенни и да действат като мутагенни вещества.

Предишни проучвания показват, че количествата на отделени метални йони от ортодонтски апарати в слюнката или серума са значително под тези, приети с храната при среден прием<sup>8, 67, 77</sup>. Kerosuo и колектив<sup>108</sup> показват, че няма разлики в концентрацията на метални йони в слюнката на пациенти със или без фиксирани ортодонтски апарати след период от 30-90 дни. Eliades и колектив<sup>63</sup> твърдят, че това е кратък период, който е недостатъчен, за да се даде ефективна оценка на съдържанието на металните йони в слюнката при ортодонтските пациенти. Според тях корозията на метала и освобождаването на йони като Ni имат по-скоро добавъчна отколкото линейна връзка с времето.

Ортодонтските дъги от аустенитна неръждаема стомана освобождават никел и хром в по-големи количества отколкото кобалт-хромните дъги, в резултат на което се получава потъмняване, ръжда или счупване<sup>24</sup>.

Установено е също така, че има отделяне на шествалентен хром от ортопедични импланти, направени от неръждаема стомана и кобалт-хромна стомана<sup>142</sup>. Клетъчното поглъщане на хром и усвояването му от организма при корозията им, е открито в червените кръвни клетки.

Bishara и колектив<sup>28</sup> проучват биоразграждането на ортодонтските апарати, направени от никел-титан и неръждаема стомана при *in-vitro* изследвания и доказват освобождаване на никелови йони от тях през първата седмица, а след това следва намаляване на количеството им с течение на времето. Въпреки това ниската йонна концентрация може да предизвика биологични ефекти в клетките. Никелът води до промени в ДНК, главно чрез повреда в базите или чрез срязване на свързващите елементи, дори и при ниски концентрации<sup>19, 125, 126</sup>.

Храната, цигарите и съдържанието на никел във въздуха и водата са компоненти, които могат да променят нивото на Ni в слюнката<sup>212</sup>. Други учени<sup>8, 28, 77</sup> съобщават, че съдържанието на Ni в слюнката, при пациенти с ортодонтски апарати, варира през различни периоди от ортодонтското лечение. Това вероятно е повлияно и от вида на приеманата храна. Тъй като ефектът от приема на Ni и Cr с храната върху съдържанието на метални йони в слюнката не може да бъде изчислен, изводите свързани с наличието на разлики в йонното съдържание при пациенти със и без ортодонтски апарати, могат частично да се обяснат с различия в навиците на хранене<sup>12</sup>.

Друг фактор, който може да окаже влияние върху освобождаването на Ni-йони в слюнката, е нейното рН<sup>86</sup>. Kuhta и колектив<sup>114</sup> съобщават, че ако слюнченото рН се намали от 6.75 до 3.5, освобождаването на метални йони от ортодонтски апарати се увеличава над 100 пъти. Ниската стойност на рН намалява устойчивостта на денталните сплави към корозия<sup>86</sup>. От друга страна, Sandin и Chorot<sup>174</sup> проучват ефектите на тревогата и стреса върху рН на слюнката и откриват статистически значима пряка връзка между увеличаващите се нива на тревога и стрес и увеличаването на рН на слюнка.

Киселинността в устата се дължи и на флуор-съдържащите продукти, като например зъбните паста, освежителите за уста и профилактичните

гелове<sup>198</sup>. Съобщава се за неблагоприятния ефект на флуорните йони върху корозионната устойчивост на титановите сплави. Флуоридните йони са много агресивни върху защитния филм от титанов диоксид, образуван върху титановите сплави. Тъй като външната повърхност на Ni-Ti дъгата съдържа филм от титанов диоксид и следи от никелов оксид, се счита, че флуоридът увеличава корозията на никел-титановите дъги в среда, съдържаща флуор<sup>87, 88, 89</sup>. Флуор-съдържащите средства могат да проникнат в тесните процепи между ортодонтската дъга и брекета в устата, когато те не се почистват старателно. Флуорът действа локално и атакува дъгата и брекетите там, където неговата концентрация е най-голяма<sup>198</sup>. Освен това, устойчивостта на Ni-Ti дъгите към корозия намалява при увеличаване на концентрацията на NaF в изкуствена слюнка. Schiff и колектив<sup>179</sup> изследват корозионната устойчивост на ортодонтските дъги в три различни вида най-използвани освежители за уста и установяват, че Ni-Ti дъгите са обект на тежка корозия при съдържащите Na<sub>2</sub>FPO<sub>4</sub> води за уста. Huang<sup>88</sup> изследва топографията на повърхността на различни видове ортодонтски никел-титанови дъги във води, съдържащи различна концентрация на флуор.

Статистически значимо влияние върху неравностите на повърхността на дъгите оказват начинът на изработване на дъгите и флуоросъдържащите средства. Увеличението на неравностите по повърхността на Ni-Ti ортодонтски дъги при използването на флуоросъдържащи води трябва да бъдат взети предвид при определянето на ефективността на ортодонтските апарати.

Други изследвания показват, че освобождаването на никелови йони не е пропорционално на съдържанието на никел в ортодонтските дъги, а зависи от естеството на сплавите и начина на изработване на апарата<sup>98, 145</sup>. Kerosuo и колектив<sup>108</sup> изследват *in-vitro* освобождаването на йони от никел и хром от различни видове ортодонтски апарати. Металните апарати, потопени в разтвор

от 0,9% натриев хлорид, показват значително по-високо освобождаване на никел при динамично състояние (симулирана функция), в сравнение със статично положение. Трябва да се отбележи, че никеловите йони, освободени от метални възстановявания и интраоралните апарати, обикновено се поглъщат, но не се натрупват в устната кухина.

Никелът, както е известно, е алерген<sup>22, 59, 74</sup>. Клиничните симптоми при алергична реакция към никел се изразяват с едем на устата, стоматит, гингивит, както и екстраорални проявления, като например екзематозни обриви<sup>84, 101, 201</sup>. Алергичните реакции се осъществяват от имунната система. По-голямата част от стоматологичните алергии, включително и тези от никелсъдържащите стоматологични сплави, предизвикват IV тип реакции на свръхчувствителност, клетъчно осъществена от Т-лимфоцитите. Проучване, направено във Финландия, относно разпространението на алергия към никел при юноши, установява, че такава се открива при 30% от момчетата и при 3% от момчетата<sup>108</sup>. Смята се, че алергиите, свързани с чувствителността към никела се срещат при 31% от подрастващите, имащи пиърсинг, а при тези, които нямат - само в 2%. Механизмите, причиняващи високата честота на алергия към никела, не са известни, но по всяка вероятност имат генетичен компонент<sup>126, 127</sup>. В никел-титановите дъги има високо съдържание на никел и те трябва да се избягват от алергични пациенти. В тези случаи трябва да се използват алтернативни материали, които не съдържат никел<sup>167</sup>.

В допълнение, тенденцията на никел-съдържащите сплави да освобождават относително големи количества никелови йони вероятно допринася за алергизирането на пациентите<sup>11</sup>.

Никеловите йони са доказан мутагенен фактор за хората, но няма безпорни доказателства, че те причиняват някаква канцерогенеза в устата<sup>125</sup>. С галваничния ток и освободените йони могат да се обяснят многото видове

дискразии като лихеноидни лезии, язви, левкоплакия, рак и бъбречна недостатъчност, въпреки че при направените изследвания не е открита корелация между различните метали и тъканното дразнене.

В научната литературата има много публикации, в които се предполага, че метални йони се отделят по време на ортодонтското лечение, но нивото им е много по-ниско от това на погълнатите при рутинния дневен хранителен режим. Повечето от проучванията са направени върху металите в тяхната имплантируема форма, което е без значение за ортодонтската практика. Някои пациенти могат да покажат свръхчувствителност към никела, когато са изложени на никел-съдържащи сплави, но има и други мнения, че ортодонтското лечение може да подобри толерантността на имунната система към алергена при свръхчувствителните пациенти<sup>201</sup>.

## **II.6 Промени в ортодонтските дъги след дезинфекция и стерилизация**

Медицинският стандарт за профилактика и контрол на вътреболничните инфекции има за цел да подобри качеството и безопасността на медицинската помощ чрез намаляване честотата на вътреболничните инфекции, както и да ограничи разпространението на антимикробната резистентност. Това задължава всеки ортодонт да не допуска контаминирани ортодонтски дъги да попаднат в устата на пациента. Също така налага дезинфекция и стерилизация на медицинските изделия, като например стерилизация на ортодонтските дъги, преди те да бъдат поставени в устата. Повечето водещи фирми предлагат своите продукти в индивидуални херметически затворени пликове, пригодени за автоклавиране. Важно е да се знае дали автоклавирането може да се извърши при всички видове ортодонтски дъги и да се разбере, дали процесите на автоклавиране оказват някакви вредни ефекти върху повърхностната структура и механичните качества на дъгите.

В края на 80-те години се предприемат проучвания на вероятна промяна на ортодонтските дъги при автоклавиране. Изследванията основно засягат механичните качества, оценени чрез тестове на опън и огъване. Получените резултати са противоречиви, едни изследвания показват, че стерилизацията води до промяна на механичните качества, докато други, не показват такива разлики<sup>37, 38, 105, 139, 186, 189, 200, 203</sup>.

Smith и колектив<sup>186</sup> и Pernier и колектив<sup>162</sup> изследват ефекта от клиничната употреба и разнообразните стерилизационни и дезинфекционни методи върху свойствата на три типа дъги: никел-титанова, ТМА и стоманена. Те установяват, че няма значима промяна в качествата на тази дъги. Тестовите за натоварване (огъване и опън) не са показали клинично значима разлика между неизползваните и тези, които са стерилизирани. Възможно е високата температура от автоклава или сухата гореща стерилизация да имат въздействие върху никел-титановата, стоманената и ТМА дъгите, но това въздействие е твърде малко и практически не повлиява на свойствата им. Buckthal и Kusy<sup>37</sup> казват, че студената дезинфекция не може да причини значителни промени в механичните свойства на Ni-Ti дъги. Mayhew и Kusy<sup>139</sup>, Lee и Chang<sup>124</sup>, Staggers и Margeson<sup>189</sup> изказват мнение, че нито топлинната стерилизация, нито множеството процедури за рециклиране имат вреден ефект върху модула на еластичност, повърхностната топография или якостните свойства на Ni-Ti дъгите.

Процедурата по рециклиране значително променя характеристиките на дъгите при изследване, направено с триточковия огъващ тест<sup>104,105</sup>. Освен това тази процедура причинява и питингова корозия. Изследването, направено от Sung и Young<sup>191</sup> върху промените в механичните свойства, повърхностната топография и триещите сили на различни Ni-Ti дъги, настъпващи след рециклиране, доказва, че няма статистически значима разлика в свойствата след

направени тестове за издръжливост на опън, коефициента на удължение, модула на еластичност и умората при огъване. Две от дъгите са показали увеличаване на питинговата корозия след рециклиране. Същите две дъги имат значително по-големи повърхностни неравности и максимално триене, сравнено с контролната група.

Изследването, направено от Huerter и Nikolai<sup>91</sup>, показва комбинирания ефект от престоя в устата и стерилизацията на 0.018-инчова нитинолова дъга, която е поставена в устната кухина за 12 седмици, стерилизирана с етиленов оксид при 130°F и след това е тествана. Настъпилите промени в механичните свойства на дъгите са незначителни.

Ефектите на стерилизацията и дезинфекцията върху свойствата на различните видове ортодонтски дъги са проучвани и с цел възможно рециклиране. Преди 30 години Buckthal и колектив<sup>38</sup> отбелязват, че 52% от ортодонтите рециклират Ni-Ti дъги. Но днес с намаляване на цените на тези дъги е недопустимо повторното им използване. Wentz<sup>207</sup> открива, че видът на дъгата и начинът на стерилизиране имат различен ефект върху определени свойства на дъгите. При Ni-Ti дъги се наблюдават значимо по-големи повърхностни неравности на 3-D профилограма, отколкото в контролната група на нестерилизираните дъги.

В заключение повечето автори не откриват значителни промени, които да влошат механичните свойства на дъгите<sup>195</sup>.

## **II.7 Предимства и недостатъци на *in-vivo* и *in-vitro* методите за изследване на промените, настъпващи в ортодонтските дъги.**

Много учени изследват промените в свойствата на дъгите, използвайки *in-vitro* или *in-vivo* методи. Основният фактор, който отличава устната кухина от *in-vitro* създадените условия, е присъствието на комплексната орална флора

и нейните биопродукти, както и възможността за натрупване на плака около материалите. Мултифакторното орално равновесие не може да бъде симулирано с настоящите *in-vitro* методики, повечето от които включват излагането на материалите в разтвори на електролити, изкуствена слюнка, вода или друга течна среда. Използваните за изследване на ортодонтските дъги *in-vivo* техники са по-лесни за изпълнение и с по-ниска цена<sup>199</sup>.

Много автори<sup>68, 82, 110, 112, 159, 205, 216</sup> използват за техните изследвания различни видове разтвори на изкуствена слюнка. Но тази слюнка, в която се потапят ортодонтските дъги за изследване, не може надеждно да симулира интраоралната среда. Редица фактори и променливи са отговорни за тази разлика:

- Липса на екстремни варианти в набора от параметри, засягащи корозионния потенциал и реактивността на сплавта (рН, температура, стрес). Известно е, че потенциалът на корозия на неръждаемата стомана се увеличава в кисела среда<sup>155</sup>.
- Липса на симулация при лигиране на брекета към дъгата. И двата компонента са движещи се елементи, които могат да причинят разяждаща корозия<sup>61</sup>.
- Изследването на дъги, чрез използване на разтвори от изкуствена слюнка, дава неверни данни. Освобождаването на Ni от дъгите е в резултат от бързото достигане на равновесие в разтвора и затова количеството на освободения Ni не трябва да се взема под внимание след определено време. Известно е, че умората на сплавите е в резултат на ускоряване на освобождаването на йони и започналите реакции на разпад<sup>70</sup>.
- Най-важната разлика е липсата на сложната интраорална флора и натрупването на плака и нейните странични продукти<sup>61</sup>.

- Контакт с други вещества, намиращи се в слюнката, които предизвикват различни реакции на повърхността на дъгите. Това могат да бъдат и различни киселини в слюнката, образувани при разграждането на храната<sup>82</sup>.
- Вещества, намиращи се във вдишвания въздух и свързани с околната среда и чистотата на въздуха. Изчислено е, че през устата на човек, живеещ в град, за 2 часа преминава приблизително един кубически метър въздух с потенциално количество серен двуокис в размер на 2.3 mg<sup>135</sup>.
- Перорална флора и нейните странични продукти. Степента на колонизацията влияе на образуването на кристални формации, които се състоят от фосфорни и калциеви комплекси. Вероятно те влизат в реакция с повърхността на дъгата и я променят<sup>43,133</sup>.

В днешно време най-често за изследване на промените в свойствата на дъгите се използва *in-vivo* метода. При него дъгите се подлагат на анализ след отстраняването им от устата. Те представят един идеален модел за изучаване на настъпващите промени, защото могат да бъдат премахнати по време на редовните посещения на пациентите без никакви последици за развитието на лечението.

## II.8 Анализ на литературния обзор

Анализът на литературния обзор показва, че:

- е изяснена ролята на ортодонтската дъга като основен източник на сила и това, че не съществува такава с идеални свойства, която да бъде използвана във всеки един етап от лечението с фиксирана техника, да не променя свойствата си след престой в устата и да не отделя йони. Изборът на подходящ вид и размер дъга е отговорност на лекуващия ортодонт и това би осигурило оптимален и ефективен лечебен резултат. За щастие фирмите

предлагат широк спектър от ортодонтски дъги, от които могат да се изберат най-подходящите за дадения етап.

- е изяснено, че независимо от какъв вид сплав е дъгата, след известен период на престой в устата настъпват корозионни процеси по повърхността ѝ. Най-често се наблюдава питингова, галванична, стресова и микробиологична корозия. За щастие, за времето през което дъгите престояват в устата, настъпват само повърхностни корозионни промени. Най-сериозни поражения предизвиква галваничната корозия, която става на границата между два различни метала и на място, където се припоаяват два елемента.
- Частично са решени въпросите, свързани с възможността ортодонтските дъги да бъдат стерилизирани без това да навреди на техните свойства. Въз основа на направените проучвания от редица учени се стигна до заключението, че дъгите, направени от неръждаема стомана, никел-титан и титан-молибден, могат да бъдат дезинфектирани и стерилизирани, без това да влоши значително техните механични свойства. Проведените тестове за натоварване на дъгите, включващи огъване и опън, не са показали клинично значима разлика между неизползваните и тези, които са били дезинфектирани и стерилизирани. Някои автори, обаче, откриват по повърхността започваща питингова корозия.
- Частично са решени въпросите с предимствата и недостатъците на *in-vitro* и *in-vivo* методите. В миналото повечето проучвания, изследващи свойствата на дъгите, са базирани на *in-vitro* методите. Но тези методи са доказано ненадеждни и клинично неподходящи, поради доста по-различното естество на *in-vitro* средата и условията в устната кухина. Основният фактор, който отличава устната кухина от *in-vitro* създадените условия, е присъствието на комплексната орална флора и нейните биопродукти, както и възможността за натрупване на плака около материалите. В днешно време най-актуални са

*in-vivo* изследванията, проведени след отстраняване на дъгите от устата. Тези методи предоставят съвсем реална информация за промените, настъпващи в повърхността на дъгите.

- Все още не са достатъчно проучени причините за счупванията на ортодонтските дъги. Те са комплексни и най-често се случват при Ni-Ti дъги, тъй като те се използват в първоначалната фаза на лечението. По време на този етап зъбите са много неподредени и дъгата е подложена на стрес-напрежения на места, където има най-големи изкривявания и най-големи междубрекетни разстояния. Предполага се, че друга причина за счупването е непрекъснатият преход от мартензитно към аустенитно състояние на кристалната структура и обратно. Това, съчетано с неблагоприятната среда в устата на пациентите, е предпоставка за по-често счупване на дъгите, съдържащи никел и титан в сравнение с другите видове дъги.
- В съвременната научна литература липсват данни, които да подкрепят убедително мнението, че повишеното разпространение на алергични реакции е в следствие отделянето на никел при използване на ортодонтските дъги. Направените тестове, при които са имплантирани в тялото на човека Ni-съдържащи сплави, използвани в други медицински области, не са от значение в ортодонтската практика, тъй като имплантирането е по-агресивно отколкото интраоралното приложение. Освен това повечето автори съобщават за незначително увеличаване на количеството никел в слюнката на пациентите, носещи ортодонтски апарати. То е по-малко от количеството никел, внесено в организма с храната.
- Остава нерешен проблемът с производителите на ортодонтски дъги, които отказват да напишат върху опаковките данни за състава и точните спецификации на произведените от тях дъги. Недостатъчно е обяснено защо Ni-Ti дъги са по-често подложени на корозия отколкото SS.

Анализът на решените, частично решените и нерешените въпроси, свързани с химичния състав на неизползваните дъги, преди и след автоклавиране и проучването на химичния състав и структурата на използвани за лечение на пациенти ортодонтски дъги, ни дава основание за избор на *in-vivo* методи за изследване. Фактът, че в нашата страна досега не са правени изследвания на ортодонтски дъги, ни мотивира да разработим поставените въпроси в настоящия дисертационен труд.

### III. ЦЕЛ И ЗАДАЧИ

Целта на настоящия дисертационен труд е да се установи какво е оптималното време на престой в устата на пациента на използвани видове ортодонтски дъги, направени от хром-никелова, никел-титанова, титан-молибденова и мед-никел-титанова сплави, запазвайки свойства им при лечение с фиксирана техника.

За изпълнението на тази цел си поставихме следните изследователски задачи:

1. Да се изследва влиянието на процесите на автоклавиране върху химичния състав, структурата и повърхностните промени на изследваните видове ортодонтски дъги.
2. Да се проследи влиянието на времето на престой в устата на пациента върху химичния състав, структурата и морфологията на повърхността на ортодонтска дъга от неръждаема хром-никелова стомана.
3. Да се изследва въздействието на времевия престой при лечение с ортодонтска дъга от никел-титанова сплав върху нейния химичен състав, структура и повърхностните изменения.
4. Да се анализира зависимостта между времето за лечение и настъпилите промени в химичния състав, структурата и повърхността на ортодонтска дъга от бета-титанова сплав.
5. Да се проследи промяната в морфологията на повърхността, структурата и химичния състав на топлоактивиращи ортодонсткки дъги, направени от мед-никел-титанова и никел-титанова сплави като функция на времето при използването им за лечение.

Формулираните цел и задачи формират по естествен път съответните изследователски хипотези, които трябва да бъдат проверени в хода на изследването. В резултат на анализа на данните следва да се дадат отговори на

няколко основни въпроса, свързани пряко с решаване на поставените изследователски задачи и постигане на целта на настоящата дисертация:

- *Каква е промяната в химическия състав на различните видове неизползвани дъги, след автоклавиране?*
- *Каква е промяната в химическия състав на различните видове дъги като функция на времето, които са използвани, т.е. престояли в устата на пациента?*
- *При какви условия по вида на дъгата и данните за химичния ѝ състав, може да бъде реконструирано времето на използването ѝ, т.е. каква е статистическата отделимост на данните във времето?*

Отговорите на поставените въпроси ще завършат решението на поставените изследователски задачи, с което ще допринесат за постигане на основната цел на настоящия дисертационен труд.

## IV. МАТЕРИАЛ И МЕТОДИ

### IV.1 Материал

Реализирането на поставените цел и задачи започна в началото на 2012 година със събирането на използвани за лечение ортодонтски дъги от клиничните практики на преподавателите от Катедрата по Ортодонтия към Факултета по Дентална Медицина – София. По време на проучването бяха прегледани 293 лекуващи се пациенти. От тях за изследването бяха определени 168, на които им предстоеше най-малко още 6 месечно лечение с фиксирана техника, които бяха инструктирани да спазват добра устна хигиена. От тези пациенти бяха отстранени 182 броя ортодонтски дъги, разделени по групи според: вида, сечението, за коя челюст е предназначена, времето на престой в устата и пола на пациента. След това беше извършено пилотно проучване на дъгите, като от изследването бяха изключени тези, които са деформирани, увредени от ортодонта, счупени, престояли повече от определеното време в устата на пациента и с видими наледи по тях. Останаха 105 броя дъги, които бяха отново прегледани и се отстраниха тези, които са с приблизителни параметри (с еднакви: вид, сечение, челюст, време за престой, пол). Окончателният брой ортодонтски дъги, изпратени за изследване в Центъра за изследване на материалите към Технологичен Университет в град Талин, Естония, е 59.

За осъществяване на заложената цел и решаване на поставените задачи се взе решение 33 бр. от изследваните дъги да са произведени от различни фирми, а останалите 26 броя да са на една и съща фирма. Средната дължина на една ортодонтска дъга е 180 мм и зависи от фирмата производител, размера, вида на сплавта, от която е направена и за коя зъбна дъга е предназначена. По време на лечение краищата на дъгите се скъсяват в зависимост от големината на зъбната

дъга и броя на зъбите включени в системата. Общо са изследвани около 10 600 мм повърхност от всички проучвани дъги.

На всяка дъга е направен SEM анализ в 5 области или общо 295 анализа. Освен това в 236 зони са направени EDS и XRD анализи.

Правилният подбор на изследвания материал е от основно значение за изпълнение на поставените цел и задачи. Взе се решение да се обособи една контролна група, в която да бъдат включени нови неизползвани ортодонтски дъги от четирите основни вида, направени от различни производители и с различни сечения. По този начин се разполага с една база данни за химичния състав на основните видове ортодонтски дъги, използвани от преподавателите в Катедрата по Ортодонтия. След това се започна събирането на дъги, които са престояли различно време в устата на пациента. Имайки предвид, че те се намират в една агресивна среда за различен период от време, се предположи, че ще започнат процеси на корозия по повърхността им. Затова, освен анализ на промените в химичния състав, включихме и изследване на повърхността със SEM. Освен неблагоприятната среда ортодонтските дъги са подложени и на влиянието на различно по сила дъвкателно натоварване и на температурни колебания. Това наложи да изследваме промяната в структурата на дъгите, която е от решаващо значение за запазване на механичните им свойства.

Различните етапи от лечението с фиксирана техника изискват използването на ортодонтски дъги от различни видове, с различно сечение и за различен период от време. Клиничният опит показва, че по време на ортодонтско лечение една дъга престоява в устата най-често между 4 и 6 седмици, по-малко от 8 до 12 седмици, а е изключение да остане над 12 седмици. Затова се взе решение изследваните дъги да бъдат разделени в две групи, в зависимост от престоя им устата на пациента. Първата група обхваща

дъги престояли до 6 седмици, а втората – над 8 седмици. По този начин динамично изследваме промените, настъпващи в ортодонтските дъги.

За целите на настоящото изследване бяха използвани дъги от различни производители и с различно сечение. В процеса на работа се установи, че при различните производители се загубва статистическата достоверност на данните, защото всеки производител има собствена металургия за производство на различните видове ортодонтски дъги, а целта ни е статистическа значимост на резултатите и правилен подбор на изследвания материал. По тази причина бяха изследвани дъги от четирите основни вида, направени от един производител, с еднакво сечение и размер от 0.016x0.022 инча. Избран беше стандартен размер, който може да се използва във всички етапи от лечението с фиксирана техника. В изследването бяха включени дъги, които са предварително стерилизирани, за да бъде проверено влиянието на автоклавирането и евентуално да бъде изключено като фактор, оказващ въздействие върху свойствата на дъгите. По този начин бяха премахнати всички странични фактори и изследването бе съсредоточено върху получаването на глобални и същевременно статистически значими резултати.

Сформираните групи от изследвани дъги бяха, както следва:

- Контролна група на неизползвани дъги с правоъгълно и кръгло сечение. В нея са включени дъги от четирите основни вида: стоманени, никел-титанови, бета-титанови (ТМА) и топлоактивиращи.
- Група на стерилизирани дъги чрез автоклавиране, съставена от четирите основни вида ортодонтски дъги: стоманени, никел-титанови, бета-титанови (ТМА) и топлоактивиращи.
- Група на използвани дъги, която условно е разделена на две подгрупи:
  - Дъги, които са престояли в устата на пациента до 6 седмици.
  - Дъги, които са престояли в устата на пациента над 8 седмици.

За първата изследователска задача са изследвани 8 броя ортодонтски дъги, от един и същ производител – 4 неизползвани и 4 неизползвани, автоклавиращи от дисертанта. Допълнително са изследвани 2 броя топлоактивиращи дъги със съдържание на мед от друг производител. Всичките дъги са с еднакъв размер 0.016x0.022 инча и са автоклавиращи при еднакъв режим на работа на автоклава **Таблица 1**. За целите на настоящото изследване са извършени: SEM анализ в 50 области и EDS и XRD анализи в още 40 зони.

**Таблица 1: Изследвани дъги по първа задача.**

Видове дъги \ Параметри	Общ брой изследвани дъги	Нова, Нестерилизирана дъга	Нова, Стерилизирана дъга
Стоманени	2	1	1
Ni-Ti	2	1	1
TMA	2	1	1
Топлоактивиращи			
Без съдържание на мед	2	1	1
Със съдържание на мед	2	1	1
Общ брой	10	5	5

За втората изследователска задача са изследвани общо 16 броя дъги от неръждаема стомана, от които 2 броя са новите неизползвани дъги, 5 броя са дъгите, престояли в устата до 6 седмици и 9 броя – над 8 седмици. При това проучване в 80 области е направен SEM анализ, а EDS и XRD анализи в 64 зони - **Таблица 2**.

При третата изследователска задача са включени за изследване 16 броя никел-титанови дъги и са анализирани чрез SEM 80 области, а в 64 зони са

направени EDS и XRD анализи. Новите дъги са 2 броя, а използваните до 6 седмици – 10 броя, над 8 седмици 4 броя **Таблица 2**.

Включените за изследване по четвърта задача дъги са 6 (шест) броя бета-титанови, от които 2 броя - нови, 2 броя - използвани до 6 седмици и 2 броя - използвани над 8 седмици. SEM анализ е направен в 30 области, а EDS и XRD анализи – в 24 зони **Таблица 2**.

При пета изследователска задача са изследвани общо 11 броя топлоактивиращи дъги, от които 4 са без съдържание на мед, а 7 съдържат мед **Таблица 2**. Проучени са чрез SEM анализ 55 области, а чрез EDS и XRD анализи – 44 зони.

**Таблица 2: Изследвани ортодонтични дъги при втора, трета, четвърта и пета задачи.**

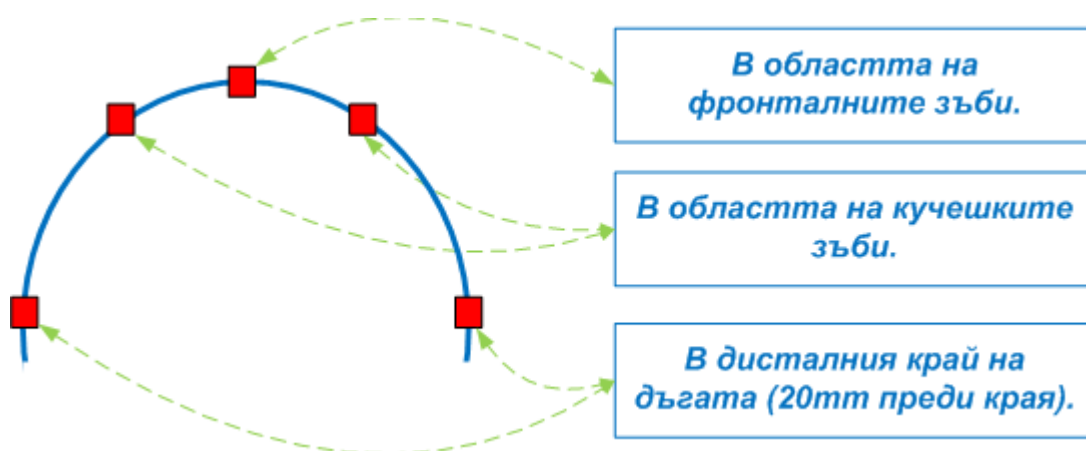
Видове дъги	Параметри	Общ брой изследвани дъги	Контролна група		Престой в устата	
			С кръгло сечение	С правоъгълно	до 6 седмици	над 8 седмици
Стоманени		16	1	1	5	9
Ni-Ti		16	1	1	10	4
TMA		6	1	1	2	2
Топлоактивиращи		11	1	1	6	3
	Общ брой	49	4	4	23	18

## IV.2 МЕТОДИ

За изпълнение на поставените задачи са използвани следните методи: стерилизация на изследваните дъги чрез автоклавиране, стандартна рентгенова дифракция (XRD), сканиращ електронен микроскоп (SEM) с енергийно-дисперсионен анализ (EDS), аналитични и статистически изчислителни методи.

### IV.2.1 Подготовка на образците

Преди изследване на използваните за лечение (за определен период от време) ортодонтските дъги се отстраняват от устата на пациента, оставят се във ваничка с дезинфекционен разтвор за 30 минути и след това се почистват с памучен тампон, напоен със спиртен разтвор 95% за отстраняване на евентуални налепи и храна. Поставят се за съхранение в затварящ се найлонов плик, заедно с попълнени в анкетна карта данни за дъгата. В специално създадената за проучването анкетна карта (вж. X.1 Анкетна карта) се нанасят данните за изследваната дъга. В картата се посочват: имената на пациента, неговата възраст, вид на дъгата според материала, размер, на коя зъбна дъга е поставена, дата на поставяне, дата на отстраняване, време на престой в устата, наличие и място на счупване на дъгата, проведена процедура по дезинфекция. Така подготвени, всички дъги се анализират, като предварително е уточнена схемата на местата за анализ Фигура 11.



Фигура 11: Места за анализ на ортодонтските дъги

Първоначално на всяка една от маркираните области е направена сканираща електронна микроскопия. Освен това във всяка една от областите, чрез EDS, са анализирани между 3 до 7 зони, които се отличават една от друга - от видима липса на изменения до различни степени на промени. Когато срещаме визуално приблизително еднакви области, сме избирали за изследване най-атрактивната.

#### IV.2.2 Автоклавиране

Автоклавирането е процес на стерилизация на материали и инструменти с водни пари под налягане, който се извършва в уреди, наречени автоклави. Ето защо в дисертацията използваме термина „автоклавиране“. Програмата, при която се извършва автоклавирането на изследваните дъги, е 121<sup>0</sup>С и налягане 1–1,3 Bar. Пълният автоматичен цикъл трае около 60 минути и включва загряване, тристепенно вакуумно изтегляне на въздуха, стерилизация и подсушаване. Преди автоклавиране ортодонтските дъги се опаковат в специално фолио за стерилизация. Използван е автоклав клас „Б” марка Runyes, модел: Steam Sterilizer SEA – 12L – B, производител: Ningbo Runyes Medical Instrument Co.,Ltd., Н.Р.Китай, с тристепенно вакуумно изтегляне на въздуха от камерата и вакуумно подсушаване.

#### IV.2.3 Сканиращ електронен микроскоп (SEM/SEM)

Сканиращият електронен микроскоп дава възможност за подробно наблюдение и изучаване на структурата (топографията) на повърхността на ортодонтските дъги. Обектът се сканира (обхожда се точка по точка) от електронен сноп. Методът се основава на взаимодействието на електроните с атомите в съответния материал. Отразените или избитите електрони се улавят от детектор и след обработка на сигнала, се получава образ върху монитора. Сканирането на обекта става с помощта на така наречените дефлектори - електромагнитни пластинки, които отклоняват електронния лъч във взаимно

перпендикулярни посоки. За направените изследвания е използван сканиращ електронен микроскоп Zeiss модел EVO MA-15 с LaB6 катод.

#### IV.2.4 Енергийно-дисперсионен анализ (EDS)\*.

За изследване на химичния състав е използван (EDS) продукт на Oxford Instruments - INCA Energy system. Качественият и количественият елементен състав са определени при стандартно ускоряващо напрежение от 20 kV. Относителната грешка на проведения анализ при определяне на елементния състав в тегловни проценти е 0.5 до 1%. Gil и Planell<sup>75</sup> определят точността на EDS на 0.2-0.4%.

#### IV.2.5 Рентгеноструктурен анализ (XRD).

Рентгеноструктурният анализ е един от най-разпространените методи за изследване структурата на материала (кристална или аморфна). Той се основава на свойството на рентгеновите лъчи да дифрактират от кристални обекти, които служат като дифракционна решетка. Дифракцията се случва само в определени посоки, повечето от светлината се пречупва през решетка. Информацията относно кристалната структура се получава като се измерят направлението на разсейването и съответстващия интензитет. Това означава, че кристалът излъчва посредством рентгенови лъчи, а кристалната структура е определена от дифракционния образец. Основният резултат е добре познатият Закон на Bragg:  $2d\sin\Theta=n\lambda$ , където  $d$  е междуплоскостното разстояние,  $\Theta$  е ъгълът на наблюдение и  $\lambda$  е дължината на вълната на лъча. Чрез измерването на  $\Theta$  и  $\lambda$  могат да бъдат определени  $d$  и кристалната структура. Използваният апарат за направените рентгенографски изследвания е модел “Bruker D8 Advance diffractometer with CuK $\alpha$  radiation and LynxEye position sensitive detector”.

---

\* Изказваме благодарност на Проф. Валдек Микли от Центъра за изследване на материалите към Технологичния Университет в Талин, Естония за направените анализи и дискусии в настоящото изследване.

Използван е специализирана програма за разшифроване на рентгенографските спектри – „DiffracPlus EVA using ICDDPDF-2 (2009) database“.

#### IV.2.6 База данни на изследваните дъги

Всички данни за изследваните дъги, заедно с резултатите от проведените изследвания, са въведени в специално проектирана за случая база данни, в която всяка изследвана дъга притежава собствен уникален идентификатор. За яснота и краткост в изложението при цитиране на изследвания материал е въведена система (буквено-цифров код) Фигура 12, който също е записан в базата данни.



**Фигура 12: Буквеноцифров код на изследваните дъги**

Създаденият код е удобен, тъй като от една страна е говорещ, т.е. само четейки кода, може да се получи ориентация в основните характеристики на изследваната дъга, а от друга - е лесно разширяем посредством добавяне на нови полета, които описват допълнителни характеристики на изследвания материал. Създаденият код заедно с текстово описание са дадени в **Таблица 3**.

Таблица 3: Списък-описание на изследваните дъги

№	Код	Описание
<b>2012</b>		
1	A00-C14-00-12-0011	Неизползвана дъга с размер 0.014 инча – кръгла
2	A00-S16-16-12-0012	Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.016 инча
3	A08-C14-00-12-0013	Използвана дъга 8 седмици с размер 0.014 инча
4	A20-C14-00-12-0014	Използвана дъга 20 седмици с размер 0.014 инча
5	A06-S16-16-12-0015	Използвана дъга 6 седмици с размер 0.016 x 0.016 инча
6	A06-S16-16-12-0016	Използвана дъга 6 седмици на 16 години момиче с размер 0.016 x 0.016 инча
7	A08-S16-16-12-0017	Използвана дъга 8 седмици на 45 години жена с размер 0.016 x 0.016 инча
8	B00-C16-00-12-0021	Неизползвана дъга с размер 0.016 инча – кръгла
9	B00-R16-22-12-0022	Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна
10	B04-C14-00-12-0023	Използвана дъга 4 седмици с размер 0.014 инча; момиче на 16 години
11	B04-C14-00-12-0024	Използвана дъга 4 седмици с размер 0.014 инча; момче на 13 години
12	B06-C16-00-12-0025	Използвана дъга 6 седмици с размер 0.016 инча; момче на 12 години
13	B06-C14-00-12-0026	Използвана дъга 6 седмици с размер 0.014 инча; жена на 25 години
14	B11-C16-00-12-0027	Използвана дъга 11 седмици с размер 0.016 инча; жена на 26 години
15	B02-S16-16-12-0028	Използвана дъга 2 седмици с размер 0.016 x 0.016 инча; момче на 19 години
16	B04-S16-16-12-0029	Използвана дъга 4 седмици с размер 0.016 x 0.016 инча
17	B07-S16-16-12-0210	Използвана дъга 7 седмици с размер 0.016 x 0.016 инча; момиче
18	B06-S16-22-12-0211	Използвана дъга 6 седмици с размер 0.016 x 0.022 инча; жена на 34 години
19	B06-S16-22-12-0212	Използвана дъга 6 седмици с размер 0.016 x 0.022 инча; момиче на 15 години
20	C00-C16-00-12-0031	Неизползвана дъга с размер 0.016 инча – кръгла
21	C00-R16-22-12-0032	Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна
22	C06-R17-25-12-0033	Използвана дъга 6 седмици с размер 0.017 x 0.025 инча
23	C08-R17-25-12-0034	Използвана дъга 8 седмици с размер 0.017 x 0.025 инча
24	D00-C13-00-12-0041	Неизползвана дъга с размер 0.013 инча – кръгла
25	D00-R16-22-12-0042	Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна
26	D04-C12-00-12-0043	Използвана дъга 4 седмици с размер 0.012 инча
27	D04-C13-00-12-0044	Използвана дъга 4 седмици с размер 0.013 инча
28	D08-C13-00-12-0045	Използвана дъга 8 седмици с размер 0.013 инча
29	D04-R16-22-12-0046	Използвана дъга 4 седмици с размер 0.016 x 0.022 инча
30	D04-R16-22-12-0047	Използвана дъга 4 седмици с размер 0.016 x 0.022 инча
31	D08-R16-22-12-0048	Използвана дъга 8 седмици с размер 0.016 x 0.022 инча

<b>№</b>	<b>Код</b>	<b>Описание</b>
<b>2013</b>		
1	<b>A00-R16-22-13-0010</b>	Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 – правоъгълна (горна челюст)
2	<b>A01-R16-22-13-0011</b>	Стерилизирана неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 – правоъгълна (долна челюст)
3	<b>A02-R16-22-13-0012</b>	Използвана дъга 2 седмици с размер 0.016 x 0.022 – правоъгълна (долна челюст)
4	<b>A06-R16-22-13-0013</b>	Използвана дъга 6 седмици с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна (горна челюст)
5	<b>A06-R16-22-13-0014</b>	Използвана дъга 6 седмици с размер 0.016 x 0.022 инча - правоъгълна (долна челюст)
6	<b>A08-R16-22-13-0015</b>	Използвана дъга 8 седмици с размер 0.016 x 0.022 – правоъгълна (горна челюст)
7	<b>A09-R16-22-13-0016</b>	Използвана дъга 9 седмици с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна (долна челюст)
8	<b>A10-R16-22-13-0017</b>	Използвана дъга 10 седмици с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна (горна челюст)
9	<b>A10-R16-22-13-0018</b>	Използвана дъга 10 седмици с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна (долна челюст)
10	<b>A12-R16-22-13-0019</b>	Използвана дъга 12 седмици с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна (долна челюст)
11	<b>A19-R16-22-13-0110</b>	Използвана дъга 19 седмици с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна (горна челюст)
12	<b>B00-R16-22-13-0020</b>	Нова Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна (горна челюст)
13	<b>B01-R16-22-13-0021</b>	Стерилизирана Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна (долна челюст).
14	<b>B06-R16-22-13-0022</b>	Използвана дъга 6 седмици с размер 0.016 x 0.016 инча- правоъгълна (горна челюст)
15	<b>B08-R16-22-13-0023</b>	Използвана дъга 8 седмици с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна (горна челюст)
16	<b>B10-R16-22-13-0024</b>	Използвана дъга 10 седмици с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна (горна челюст).
17	<b>B07-R16-22-13-0025</b>	Използвана дъга 7 седмици с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна (долна челюст).
18	<b>C00-R16-22-13-0030</b>	Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 – правоъгълна (горна челюст).
19	<b>C01-R16-22-13-0031</b>	Стерилизирана неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 – правоъгълна (долна челюст)
20	<b>C14-R16-22-13-0032</b>	Използвана дъга 14 седмици с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна (долна челюст).
21	<b>C25-R16-22-13-0033</b>	Използвана дъга 25 седмици с размер 0.016 x 0.022 инча - правоъгълна (горна челюст).

№	Код	Описание
22	D00-R16-22-13-0040	Нова неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 – правоъгълна (горна челюст).
23	D01-R16-22-13-0041	Стерилизирана неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 – правоъгълна (долна челюст).
24	D08-R16-22-13-0042	Използвана дъга 8 седмици с размер 0.016 x 0.022 инча - правоъгълна (горна челюст).
25	D04-R16-22-13-0043	Използвана дъга 4 седмици с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна (горна челюст).
26	D04-R16-22-13-0044	Използвана дъга 4 седмици с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна (долна челюст).
27	D00-R16-22-13-0045	Нова Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 – правоъгълна (горна челюст).
28	D01-R16-22-13-0046	Стерилизирана неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 – правоъгълна (долна челюст).

Пълните резултати за избрана част (представителна извадка) от изследваните ортодонтски дъги, отговарящи на отбелязаните в сиво редове от Таблица 3, са показани в секция Х.4.

#### IV.2.7 Аналитични и статистически методи†

Методите за анализ на данните са подбрани така, че след прилагането им да дадат отговори на основните въпроси, които ни интересуват, като потвърдят или отхвърлят съответните изследователски хипотези. За анализ на данните са използвани методи, обхващащи следния математически апарат:

- Аналитични методи
  - Анализ на главните компоненти (*PCA – Principal Component Analysis*);
  - Анализ на независимите компоненти (*ICA - Independent Component Analysis*);
  - Апроксимация с кубични сплайн функции (*CSA – Cubic Spline Approximation*);
- Статистически анализ

---

† Аналитичният и статистически анализи в настоящия труд са направени от Георги Христов Петков PhD – математик, работещ по проект към University of Exeter College of “Engineering, Mathematics and Physical Sciences”, Innovation centre, Exeter, UK., за което сърдечно благодарим.

- Описателни статистики;
- *Chi*-квадрат тест (*Chi-squared test*);
- не-параметричен *Wilcoxon* тест;
- тест на *Student*;
- дисперсионен анализ;
- не-параметричен *Kruskal-Wallis one-way ANOVA* тест;
- *Mann-Whitney* тест за сравнение между двойки групи;
- корекция на *Bonferroni* за при групово сравнение;
- множествен сравнителен тест (*MCT -multiple comparison test*);

Данните са обработени изцяло с помощта на пакета Matlab<sup>®</sup>, Mathworks Inc. Natic, USA, (2012b), като приложението на изброените методи е реализирано чрез системни и собствени функции, работещи в среда на Matlab<sup>®</sup>.

#### *IV.2.7.1 Мотивация за използваните аналитични и статистически методи*

Началната подготовка на данните включва разделянето им в 4 групи по видове дъги, а след това в подгрупи по време на използване. Дъгите за всяка подгрупа са подредени по нарастващо време на използване, като на първо място са неизползваните дъги от съответния вид, на второ – неизползваните, стерилизирани дъги, следвани от дъгите, използвани до шест седмици и дъгите, използвани над осем седмици.

*Кое налага използването на аналитични методи?*

За да може да се отговори на зададените въпроси, на първо място трябва да се определи размерността на пространството от данни, с което се работи. Нека се съсредоточим върху един вид дъги, предварително обособени в отделна група. За всяка дъга от групата е извършен химичен анализ, като е квантифицирано (количествено) съдържанието на едни и същи химични елементи, следователно, по отношение на елементния състав всяка дъга

принадлежи на пространство с един и същ брой измерения, както и при останалите дъги от групата както следва:

- за дъги от вид **A** (стоманени) е изследвано съдържанието на **Si, Cr, Mn, Fe, Ni**, т.е. пространството на изследваните елементи е 5-мерно;
- за дъги от вид **B** (никел-титанови) е изследвано съдържанието на **Ti, Ni**, т.е. пространството на изследваните елементи е 2-мерно;
- за дъги от вид **C** (титан молибденови) е изследвано съдържанието на **Ti, Zn, Mo, Sn**, т.е. пространството на изследваните елементи е 4-мерно;
- за дъги от вид **D<sub>1</sub>** (топлоактивиращи без съдържание на мед) е изследвано съдържанието на **Ti, Ni**, т.е. пространството на изследваните елементи е 2-мерно;
- за дъги от вид **D<sub>2</sub>** (топлоактивиращи, съдържащи мед) е изследвано съдържанието на **Ti, Ni, Cu**, т.е. пространството на изследваните елементи е 3-мерно;

Еднаквият брой размерности в рамките на всяка група осигурява възможност за сравняване на резултатите.

Не така стои въпросът, обаче, с броя на областите (точките), от които са взети проби за химичен анализ. За всяка дъга от съответната група имаме различен брой измервания, които са извършени според визуални ориентири, като броят им варира от 3 до 7. Следователно няма съвпадение на размерностите в пространството на извършените проби и резултатите не могат да бъдат непосредствено сравнявани. За преодоляване на описаното неудобство съществуват два генерални подхода:

- да се работи с усреднени по броя на пробите данни;
- да се определи кои от пробите носят съществена информация за промяната на химическия състав и да се работи само с тях.

В настоящото изследване са използвани и двата подхода, тъй като резултатите от тях предоставят два различни погледа върху данните.

Работата с усреднени данни дава *глобален* поглед, т.е. обща представа за химичния състав и свойствата на дъгата, докато ако се работи само със съществените информационни носители, се получава представа за разликите в *локалните* свойства на изследваната дъга, свързани с конкретните области на промяна.

Подборът на съществените от информационна гледна точка данни се извършва чрез прилагане на *PCA* (*Principal Component Analysis*), който е в състояние да отдели пробите с по-голямо от пробите с по-малко значение за резултата.

Същността на метода се състои в отхвърляне на проба, ако резултатът от нея може да бъде предвиден, знаейки резултата от останалите, т.е. след прилагане на *PCA*, могат да бъдат осигурени пространства с еднаква размерност за дъгите от всички групи по отношение на броя извършени проби и следователно резултатите могат да бъдат сравнявани.

Остава да се реши още един въпрос, а именно да се установи дали избраните посредством *PCA* компоненти образуват базис, т.е. дали са независими или зависими в разглежданото пространство. За да се трансформират получените в резултат на *PCA* компоненти в базис за разглежданото пространство, използваме *ICA* (*Independent Component Analysis*).

Основната идея на *ICA* е вероятностна и е свързана с така наречената Централна Гранична Теорема (*CLT – Central Limit Theorem*), която утвърждава, че всяко вероятно разпределение в безкрайност клони към нормалното (Гаусово) разпределение (*ND – normal distribution*).

Следователно, методът *ICA* реализира трансформация на елементите, получени в резултат на *PCA* в базис, състоящ се от статистически независими обекти, т.е. имащи съществена отлика от *ND*.

*Защо се използва сплайн апроксимация?*

За да изследваме динамиката в промяната на качествата на определен вид дъги, е необходимо да сравним резултатите, получени в следствие на анализ на химичния състав на множество дъги от съответния вид, престояли различно време в устата на пациента. Резултатите, подредени във времето, ни дават ориентация за тенденцията в промените на химичния състав като функция на времето, т.е. динамиката на процесите. За да може да се сравняват различните динамики, се налага получените резултати да бъдат интерполирани с непрекъснати по времето функции, т.е. **налага се решаването на интерполационна задача**. За интерполация на данните съществуват три генерални подхода:

- класическа интерполация с полиноми (метод на Нютон – Лагранж);
- апроксимация с метода на най-малките квадрати (метод на Нютон);
- сплайн апроксимация.

Класическата интерполационна задача за приближаване на функция по зададени нейни  $N$  стойности в  $N$  точки се състои в намиране на полином от степен  $N-1$ , приемащ същите стойности в разглежданите точки. След внимателен анализ на възможностите бе отхвърлен методът *Класическа интерполация с полиноми*, тъй като по-големият брой интерполационни точки изисква по-висока степен на интерполиращия полином, с което точността на метода в интервалите между интерполационните възли драматично спада.

За да се избегне загубата на точност, обикновено се прилага апроксимация по *метода на най-малките квадрати*, който разполага с висока точност и показва общата тенденция в динамиката на изследваните процеси, като степента и типът на интерполиращата функция са предварително фиксирани. За съжаление и този метод не се оказва подходящ за настоящото изследване. Причината е, че *методът на най-малките квадрати* е ефективен само тогава, когато предварително е известен типът на уравненията на динамичните процеси, обект на изследването, което в настоящия случай не е изпълнено.

Допълнителна мотивация за избор на апроксимация с *кубични сплайн функции* е фактът, че те се променят плавно между интерполационните възли, без загуба на точност, като същевременно осигуряват гладкост на резултата до втори ред включително. Това дава възможност за прогнозиране на поведението на динамичните процеси във времето.

*Кое налага използването на голям брой статистически тестове?*

**Описателните статистики** са задължителен елемент на всяко изследване. Те дават обща представа за типа и природата на данните, като, например: средна стойност, стандартно отклонение, вариация, минимална и максимална стойност, като същевременно са и много полезни в общото описание както на статичните, така и на динамичните процеси.

Решението за прилагане на множество **различни статистически тестове** е обусловено от природата на данните. Реално в литературата няма информация за разпределението на никоя от разглежданите случайни величини, определени под формата на измерване на конкретен параметър за дадена група дъги. Ето защо се налага наред с параметричните да бъдат използвани и непараметрични статистически тестове, които не предполагат предварителни знания относно разпределението на изследваната случайна величина.

#### IV.2.7.2 Логическа последователност на изследванията

Тъй като същността на изследването е динамиката на промяна в химичния състав на дъгите в следствие на употребата им, преди да бъдат изследвани динамичните уравнения, трябва да бъдат дефинирани техните начални условия. За начално условие са приети данните за химичния състав на неизползвана дъга от съответения вид.

Измерванията на химичния състав (за всяка изследвана дъга) са извършени в няколко визуално различни области от дъгата. За да бъде осигурено получаването на статистически достоверни резултати, са дефинирани *глобална и локална квантификационни мерки за съотношение между химичния състав (съдържанието) на всяка изследвана дъга*. Дефинициите на двете мерки са както следва:

- *Глобална квантификационна мярка*. Резултатите за съдържанието на съответен елемент са усреднени по всички проби за изследваната дъга (*описателни статистики*). Като резултат за всяка дъга и всеки изследван химичен елемент е получено число, показващо средното съдържание на елемента в цялата дъга, без да се специфицира съответна нейна област;
- *Локална квантификационна мярка*. От резултатите от всички проби за определена дъга, отнасящи се за съдържанието на съответен елемент, са отделени онези, които могат да обяснят поне 98% от отликите в измерванията. Като резултат за всяка дъга и всеки изследван химичен елемент са получени две числа (независими принципни компоненти), показващи направленията, в които химичният състав на дъгата се променя най-бавно и съответно най-бързо.

Преди изследване на динамиката, заедно с изчисляване на началните условия е даден отговор на въпроса: „*Каква е промяната в химическия състав*

на различните видове неизползвани дъги, след стерилизация?“ при използване на глобалните и локални квантификационни мерки.

След като са изчислени началните условия, е определена функцията на времето, представяща динамиката на промяна на химичния състав при използване на дъгите. За целта е използвана локалната квантификационна мярка, като данните са апроксимирани с кубични сплайн функции. По този начин е получен отговор на въпроса: „Каква е промяната в химическия състав на различните видове дъги, като функция на времето, които са използвани, т.е. престояли в устата на пациента?“

Накрая е извършен сравнителен статистически анализ между средните стойности и дисперсията в данните между различните подгрупи дъги с цел да се потвърди или отхвърли хипотезата, че разликата между средните стойности на няколко подгрупи дъги е статистически значима, срещу алтернативата, че няма разлика. Изследването е проведено с помощта на описаните статистически методи.

Проведеното изследване е изключително тежко в смисъл на техническо изпълнение, но в същото време получените резултати са много полезни, тъй като от една страна дават прекрасен материал и възможности за изследване и изводи, а от друга дават директен отговор на въпроса за реконструкция, а именно: „При какви условия по вида на дъгата и данните за химичния ѝ състав може да бъде реконструирано времето на използването ѝ?“

Нивото на статистическа значимост е получено чрез тестване на нулевата хипотеза, че две сравнявани групи са съставени от случайни величини, имащи едно и също разпределение. Нулевата хипотеза е тествана с помощта на теста на *Wilcoxon*, както и теста на *Student*. Получените стойностите след това са коригирани с коефициента на *Bonferroni* за групово сравнение. Нулевата

хипотеза е отхвърлена за стойности на  $p < 0.05$ , като разликите между двете групи са обявени за статистически значими.

За да се изследват различията в пропорциите между отделните групи, сме използвали двустранен *Chi*-квадрат тест с праг на значимост  $p = 0.05$ , *Bonferroni*-коригиран за няколко междугрупови сравнения. Преди тестването, всички количествени мерки са изследвани за нормалност на разпределението. Използван е не-параметричният *Kruskal-Wallis* one-way ANOVA тест в зависимост от разпределението на съответната мярка. Получените резултати са определени за статистически значими, ако постигат вероятност по-висока от 95% ( $p < 0.05$ ). Когато тестът на *Kruskal-Wallis* показва статистически значими резултати, допълнително е използван тестът на *Mann-Whitney* за сравнение между двойки групи.

За „*post-hoc*“ многовариационно сравнение между групите е приложен множествен сравнителен тест (*multiple comparison test*), коригиран с коефициента на *Bonferroni* за групово сравнение и с ниво на значимост от 0.05.

## V. РЕЗУЛТАТИ

### V.1 Резултати по първа изследователска задача

За всяка една от изследваните ортодонтски дъги са избрани по три сегмента (фронтален и два странични), в които са проведени съответните анализи. Изследването на промените в химичния състав, повърхностните характеристики на неизползваните и на неизползваните автоклавиращи ортодонтски дъги дава възможност да се установи дали процесите на автоклавиране влияят върху техните свойства. В Таблица 4 са показани видовете изследвани дъги.

Таблица 4: Вид и категории на изследваните дъги

Вид на ортодонтската дъга	Размер [инча]	Категории ортодонтски дъги
A – дъга от неръждаема хром-никелова стомана; (AISI 304)	0.016×0.022	A00 – нова, неизползвана
		A01 – стерилизирана
B- никел титанова (Ni-Ti)	0.016×0.022	B00 – нова, неизползвана
		B01 – стерилизирана
C- бета титанова ( $\beta$ – Ti)	0.016×0.022	C00 – нова, неизползвана
		C01 – стерилизирана
D - топлоактивираща	0.016×0.022	D00 – нова, неизползвана
		D1 – без съдържание на мед
		D2 – със съдържание на мед

#### V.1.1 Получени резултати за дъга – A (неръждаема хром-никелова стомана).

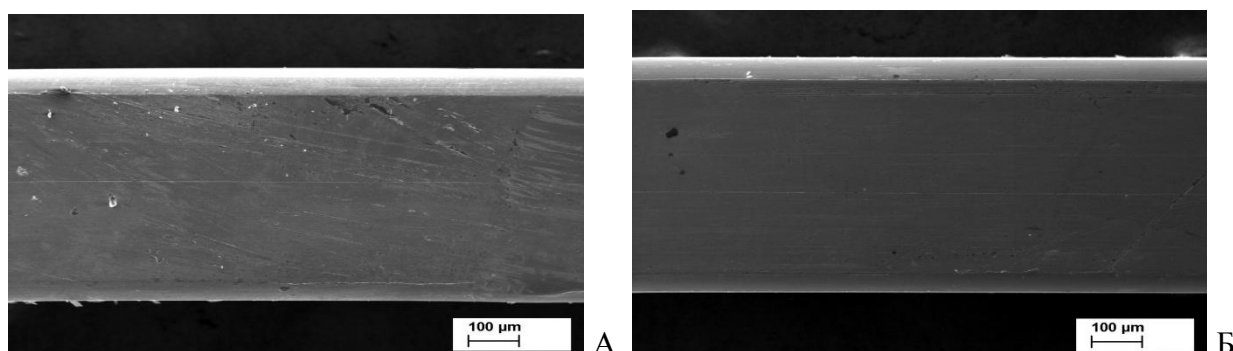
В Таблица 5 са показани получените резултати за химичния състав на стоманена ортодонтска дъга (SS), неизползвана и неизползвана стерилизирана

(автоклавирана) получени чрез EDS анализ. Данните са съпоставени с посочени данни в литературни източници<sup>32,44</sup>.

**Таблица 5: Усреднено процентно съдържание на основните елементи в SS дъгите в тегловни проценти, според вида изследвани дъги.**

ВИД изследвани дъги	елементи					Общо
	Si	Cr	Mn	Fe	Ni	
По литературни данни	≈ 1%	≈ 18 ÷ 20%	≈ 2%	≈ 71%	≈ 8 ÷ 11%	
A00	0.82%	19.76%	1.54%	69.08%	8.80%	100%
A01	0.82%	19.70%	1.44%	69.67%	8.38%	100%
Разлика	0%	-0.06%	-0.10%	+0.59%	-0.42%	

На Фигура 13 са показани микроструктурата по повърхността на неизползвана и неизползвана стерилизирана (автоклавирана) SS дъга, направени със сканиращ електронен микроскоп.



**Фигура 13: Сканиращи електронни изображения на повърхността на SS стоманена дъга, А – неизползвана, Б – неизползвана стерилизирана (автоклавирана).**

При изследване на химичния състав на неизползвани и неизползвани стерилизирани (автоклавирани) SS дъги липсва статистическа значима разлика.

Отчетената промяна в количеството на желязото с по-висока средна стойност от 0.59% и с по-ниска средна стойност в количество на никела от 0.42%, не би могло да окаже влияние върху повърхността и свойствата на материала.

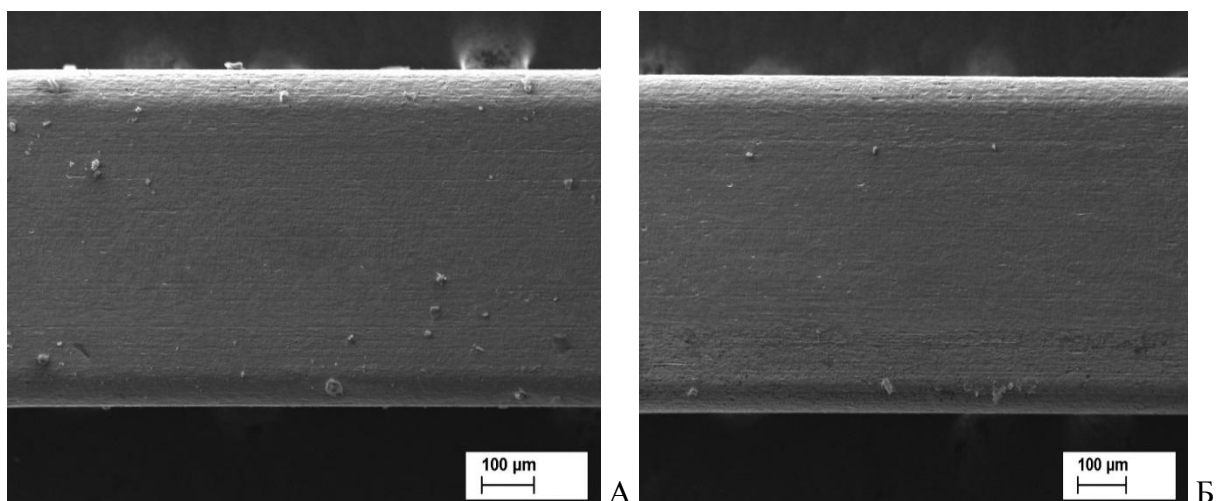
#### V.1.2 Получени резултати за дъга – В (никел титан).

Получените данни от EDS анализа за съотношението на елементите в никел-титановите ортодонтски дъги преди и след автоклавиране са представени в Таблица 6. В таблицата са дадени и стойностите на съставните елементи, посочени от литературните източници.

Таблица 6: Усреднено процентно съдържание на елементите в Ni-Ti дъги в тегловни проценти, според вида изследвани дъги.

ВИД ИЗСЛЕДВАНИ ДЪГИ	ЕЛЕМЕНТИ		
	Ti	Ni	Общо
По литературни данни	≈ 54 ÷ 55%	≈ 43 ÷ 44%	
V00	54.56%	45.44%	100%
V01	54.73%	45.27%	100%
Разлика	+0.17%	-0.17%	

Структурата на повърхността на никел-титановите (Ni-Ti) дъги са показани на Фигура 14.



**Фигура 14:** Сканиращи електронни изображения на повърхността на никел-титанова дъга, А - използвана и Б - използвана стерилизирана (автоклавирана).

От получените данни за Ni-Ti дъги е видно, че промените в химичния състав са 0.17%, а на повърхността не се забелязват промени.

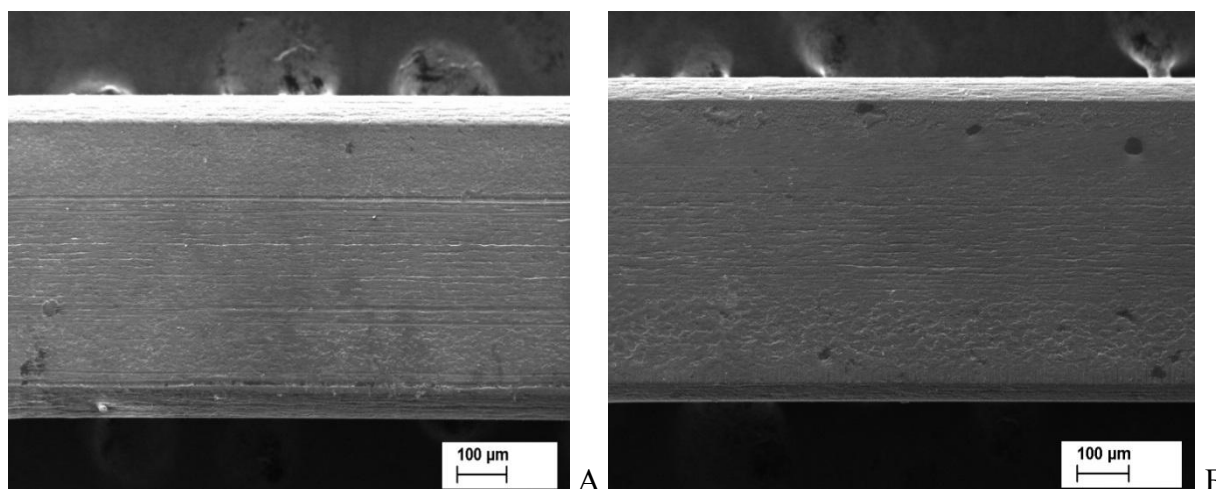
### V.1.3 Получени резултати за дъга - С (бета-титан).

Получените резултати за химичния състав по повърхността на бета-титановите дъги (вид С) са показани в **Таблица 7**.

**Таблица 7:** Усреднено съдържание на елементи в ТМА дъги в тегловни проценти

ВИД ИЗСЛЕДВАНИ ДЪГИ	ЕЛЕМЕНТИ				Общо
	Ti	Zn	Mo	Sn	
По литературни данни	≈ 79%	≈ 6%	≈ 11%	≈ 4%	
С00	76.80%	6.74%	11.75%	4.71%	100%
С01	76.84%	6.59%	11.75%	4.81%	100%
Разлика	+0.04%	-0.15%	0.00%	+0.10%	

Изследванията, направени на повърхността на вид С дъги със сканиращ електронен микроскоп, са показани на Фигура 15.

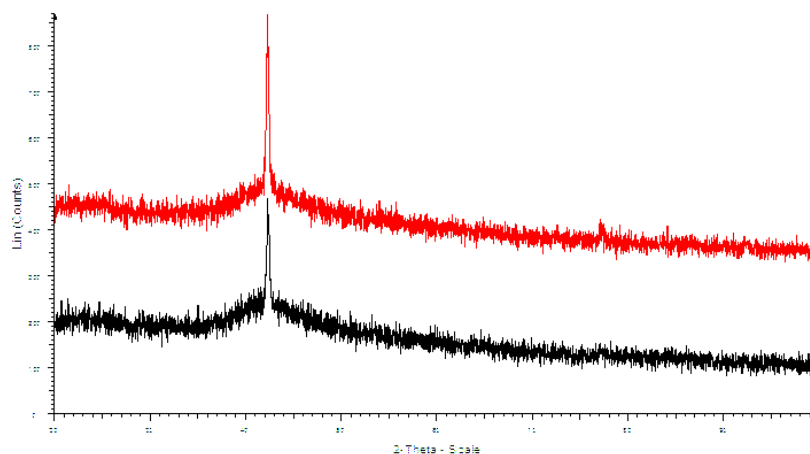


**Фигура 15:** Сканиращи електронни изображения на повърхността ТМА дъга (С), А – неизползвана, Б – неизползвана стерилизирана (автоклавирана).

Резултатите от направения EDS анализ на неизползвани и неизползвани стерилизирани ортодонти дъги от бета-титанова сплав установяват незначителни изменения в химичния състав от +0.10% до -0.15%, което е в рамките на съществуващата грешка на метода. По повърхността не се забелязват признаци на настъпваща корозия.

#### **V.1.4 Получени резултати за дъга – D (D<sub>1</sub> - топлоактивиращи без съдържание на мед и D<sub>2</sub> - топлоактивиращи със съдържание на мед.**

Топлоактивиращите дъги се характеризират със структурни трансформации при изменение на температурата (мартензит-аустенит). В предвид на това за тези ортодонти дъги е направен и рентгеноструктурен анализ Фигура 16 на неизползвана и неизползвана автоклавирана дъга със съдържание на мед (D<sub>2</sub>).



**Фигура 16:** Рентгенографски спектри на топлоактивиращи дъги със съдържание на мед: неизползвана дъга (черно) и неизползвана-автоклавирана (червено).

При четвъртия вид изследвани дъги измененията в химичния състав на неизползвани и неизползвани-стерилизирани (автоклавиращи) ортодонтски дъги са показани в **Таблица 8** и **Таблица 9**.

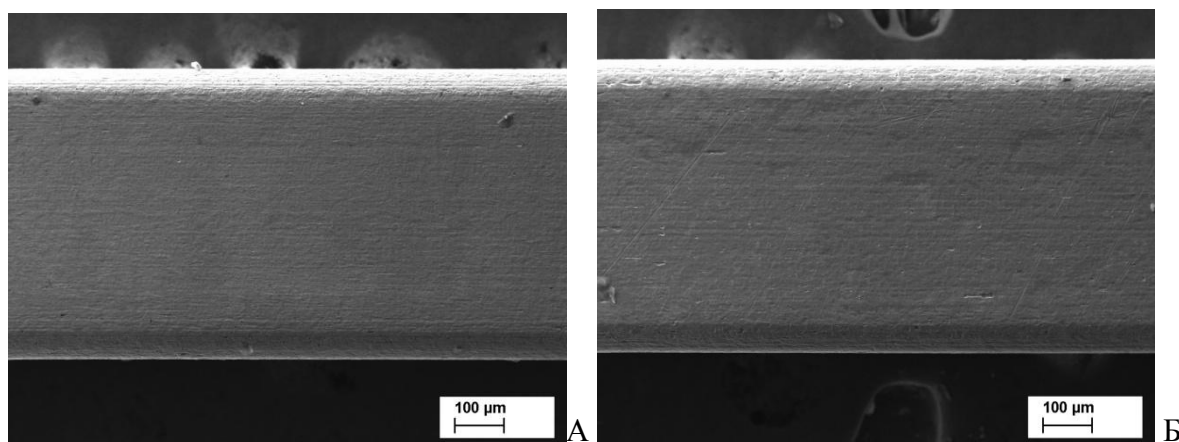
**Таблица 8:** Усреднено съдържание на елементите в топлоактивиращи ортодонтски дъги без съдържание на мед в тегловни проценти.

ВИД изследвани дъги	елементи		
	Ti	Ni	Общо
<i>D<sub>100</sub></i>	43.25%	56.75%	100%
<i>D<sub>101</sub></i>	43.38%	56.62%	100%
Разлика	+ 0.13%	– 0.13%	

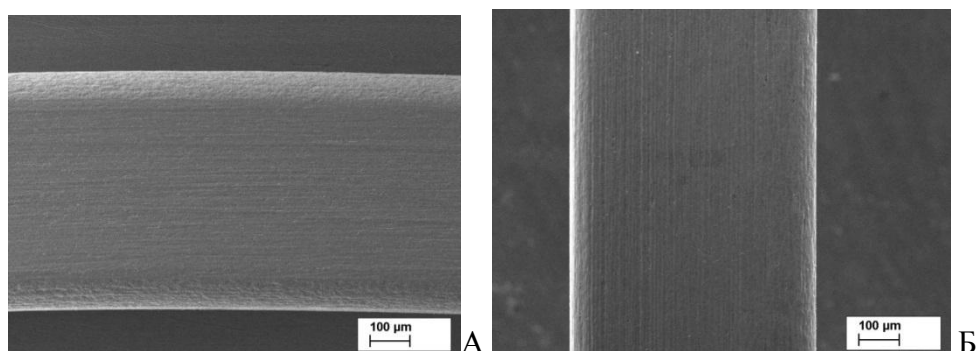
Таблица 9: Усреднено съдържание на елементите в топлоактивиращи ортодонтски дъги със съдържание на мед в тегловни проценти

ВИД изследвани дъги	елементи				Общо
	Ti	Ni	Cu	Cr	
По литературни данни	≈ 43%	≈ 50%	≈ 6.5%	≈ 0.5%	
D <sub>2</sub> 00	45.58%	48.39%	5.56%	0.47%	100%
D <sub>2</sub> 01	45.60%	48.33%	5.66%	0.41%	100%
Разлика	+0.02%	-0.06%	+0.10%	-0.06%	

Микроструктурата на повърхността на топлоактивиращи ортодонтски дъги D<sub>1</sub> D<sub>2</sub> преди и след автоклавиране са показани на Фигура 17 и Фигура 18.



Фигура 17: Сканиращи електронни изображения на повърхността на топлоактивираща ортодонтска дъга без съдържание на мед, А – неизползвана, Б – неизползвана автоклавирана.



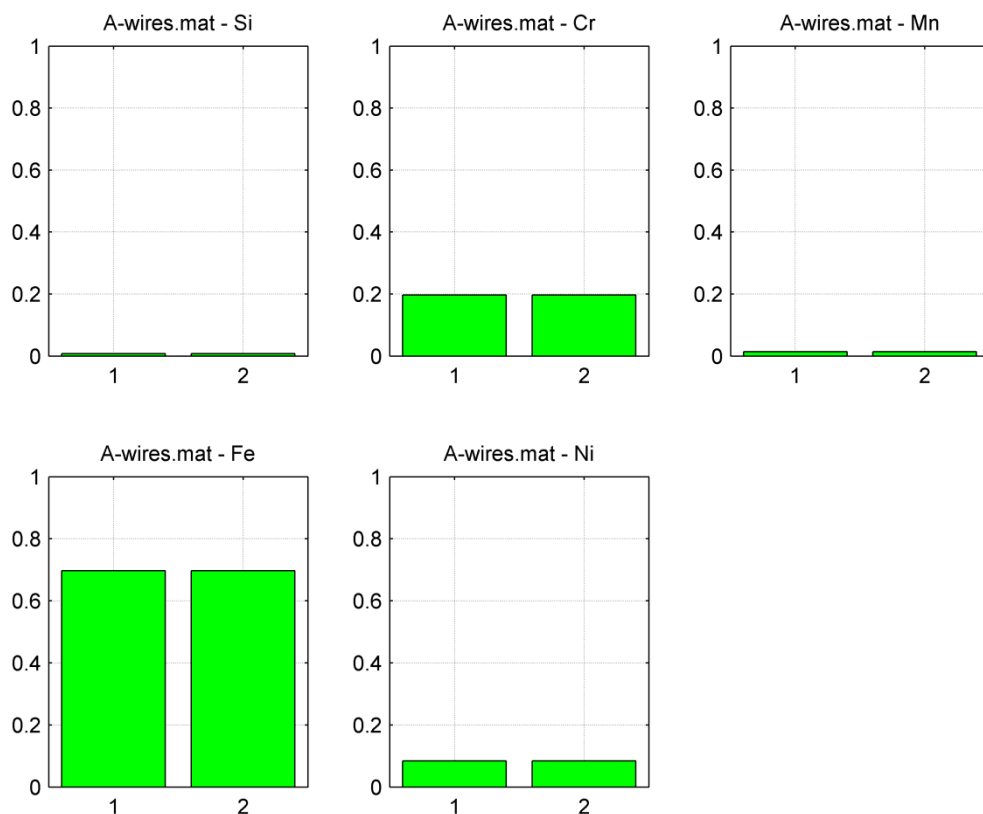
**Фигура 18: Сканиращи електронни изображения на повърхността на топлоактивираща ортодонтска дъга със съдържание на мед, А – използвана, Б – използвана автоклавирана.**

При топлоактивиращите дъги, както и при останалите изследвани ортодонтски дъги не се наблюдават съществени изменения по повърхността в резултат от процесите на автоклавиране. Установените разлики в химичния състав са в рамките на експерименталната грешката, а по повърхността не се забелязват корозионни процеси.

#### **V.1.5 Сравнителен анализ на нови дъги по отношение на глобалната квантификационна мярка**

Поради усредняването на резултатите от изследванията в различни точки за всяка дъга, точността на изследването е около 1%. Следователно мащабът, с който разглеждаме данните е до 1%.

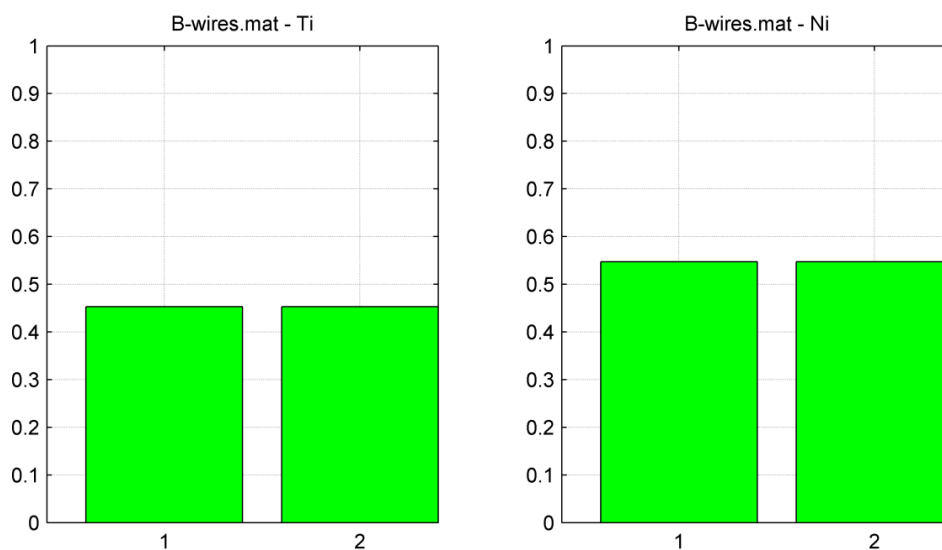
Резултатът от сравнителния анализ на химическия състав на изследваните нови вид А дъги (по усреднени данни) преди и след автоклавиране е показан на Фигура 19. Последната дава глобален поглед върху промяната на качествата на изследваните дъги по елементи. Разлика в усреднените данни за химичния състав преди и след автоклавиране не се забелязва, което може да се провери, ако се разгледат нивата на стандартните отклонения от средното при представителна извадка от оригиналните данни ( вж. X.4 *Резултати от анализа на представителна извадка изследвани дъги.*).



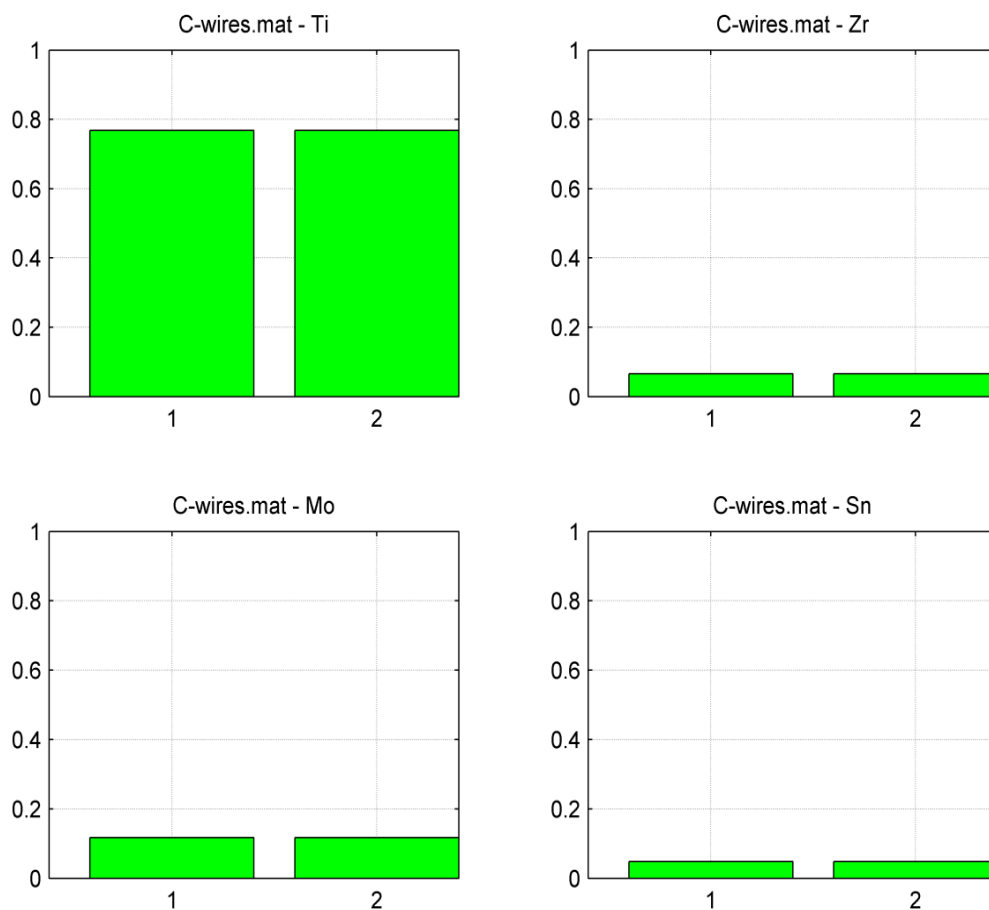
**Фигура 19:** Сравнение на нови А дъги преди и след автоклавиране по усреднени данни

Подробни резултати за останалите 4 вида дъги са представени – съответно на Фигура 19, Фигура 20, Фигура 21, Фигура 22 и Фигура 23.

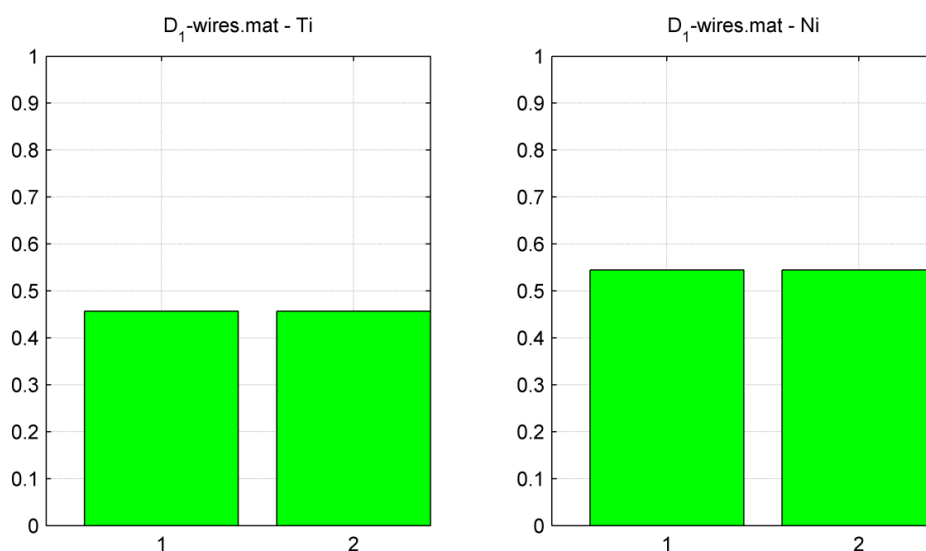
Фигурите съответстват на изследванията, проведени с дъги от вид А, В, С и D<sub>1</sub>, D<sub>2</sub>. Всяка фигура съдържа панели с имена, състоящи се от името на изследвания химичен елемент и името на вида дъга. Всеки панел показва сравнителна диаграма в тегловни проценти на съдържанието на определен химичен елемент. На абсцисната ос на всеки панел с 1 е означена новата дъга преди автоклавиране, а с 2 – след автоклавиране. По ординатната ос се отчитат тегловни проценти, нормализирани към единица или сумата от процентите на разглежданите химични елементи е единица. Зелените бар плотове показват количествата от съответния химичен елемент в тегловни проценти съответно преди и след автоклавиране.



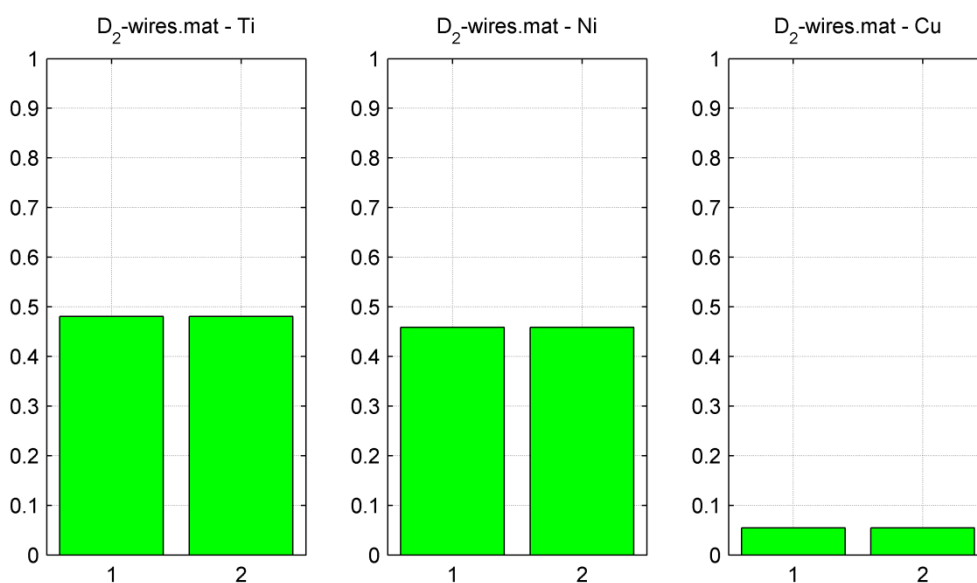
Фигура 20: Сравнение на нови В дъги преди и след стерилизация по усреднени данни.



Фигура 21: Сравнение на нови С дъги преди и след стерилизация по усреднени данни



Фигура 22: Сравнение на нови  $D_1$  дъги преди и след стерилизация по усреднени данни



Фигура 23: Сравнение на нови  $D_2$  дъги преди и след стерилизация по усреднени данни

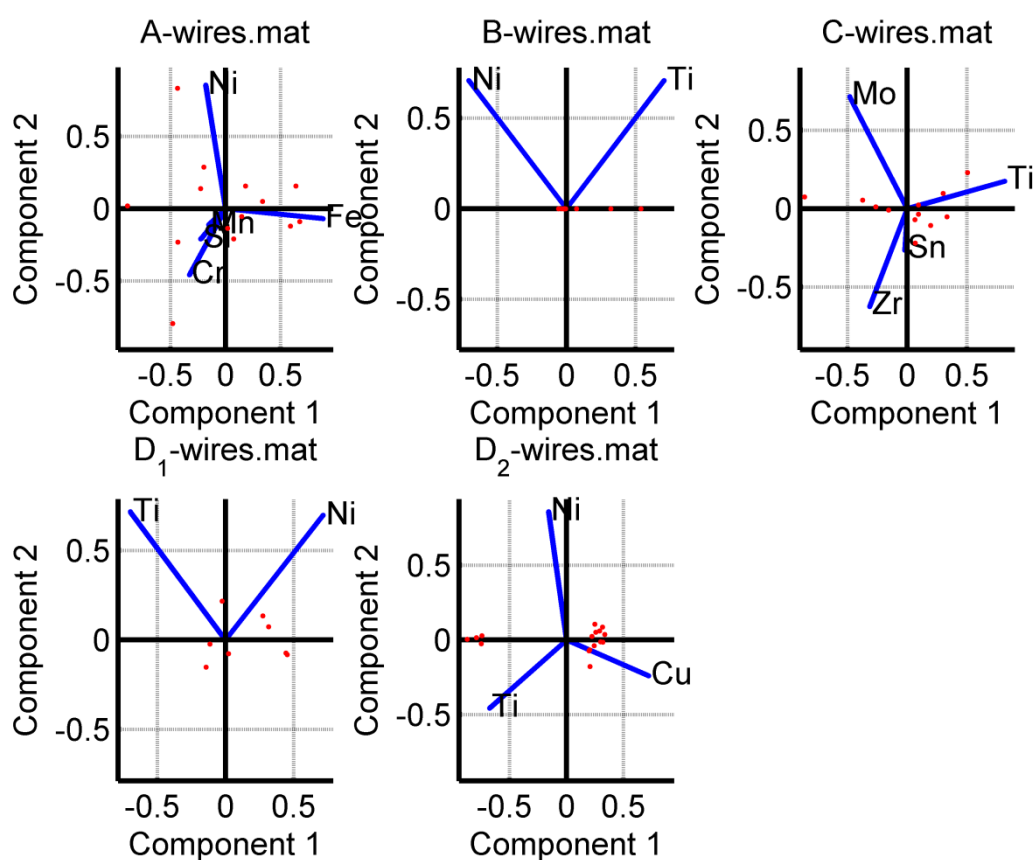
По отношение на въведената глобална квантификационна мярка не се наблюдават разлики в химическия състав на новите неизползвани дъги преди и след автоклавиране.

#### V.1.6 Пресмятане на локалната квантификационна мярка

Използваната при сравнителния анализ локална квантификационна мярка е свързана с области върху дъгата, които са претърпели най-малки или най-

големи промени, т.е. непроменени са или представляват потенциални огнища на описаните в литературния обзор корозионни процеси.

На Фигура 24 е представена дефиниционната схема на локалната квантификационна мярка, т.е. са представени резултатите от проведените последователно PCA/ICA върху разглежданите дъги. За всеки от изследваните видове дъги са избрани само два принципни компонента, тъй като изчисленията показаха, че те са достатъчни за да обяснят 98% от данните.



Фигура 24: ICA на изследваните видове дъги

Фигура 24 съдържа 5 панела – по един за всеки изследван вид дъги. Черната координатна система в средата на фигурата показва направленията на независимите принципни компоненти, сините вектори показват направленията на изменение на всеки изследван химичен елемент, а червените точки представят трансформираното пространство на проведените измервания.

Например на панел А се вижда, че промяната в съдържанието на желязото е най-бърза по направлението, по което никелът се променя най-бавно, на панели В и D<sub>1</sub> си личи, че промяната в съдържанията на Ti и Ni са компенсаторно свързани и скоростта на промяна е еднаква и по двете принципни компоненти, а на панели С и D<sub>2</sub> компенсаторните механизми са отместили елементите съвсем малко от осите, съответно в положителна и отрицателна посоки.

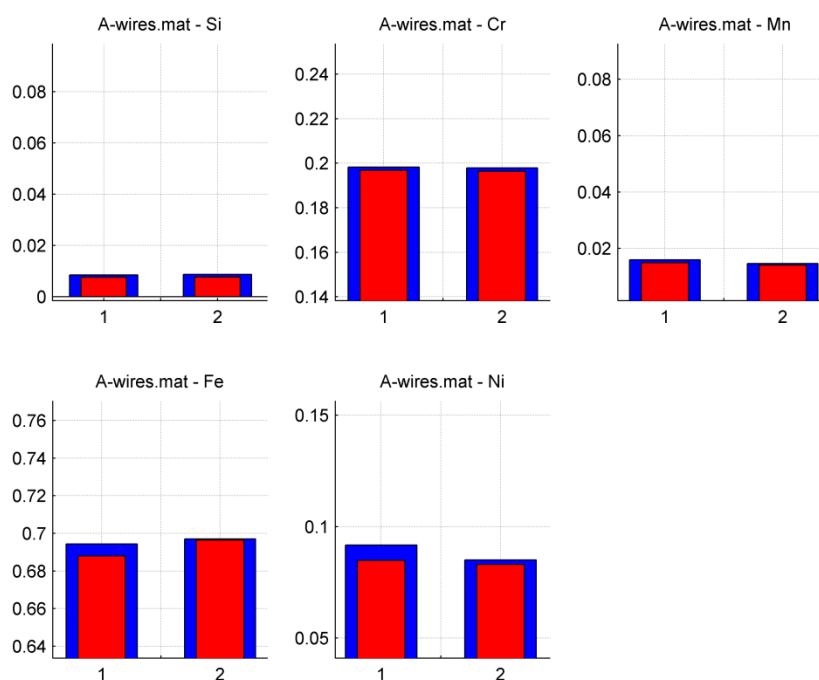
#### V.1.7 Сравнителен анализ на нови дъги по отношение на локалната квантификационна мярка

Анализът по независимите компоненти предполага откриване на разлики в локалните свойства на дъгите. Ето защо точността на изследването е повишена до 0.01%. Следователно 0.01% е мащабът, с който разглеждаме данните.

Резултатът от сравнителния анализ на химичния състав на нови дъги (*вид А*) изследвани, преди и след автоклавиране, е показан на Фигура 25.

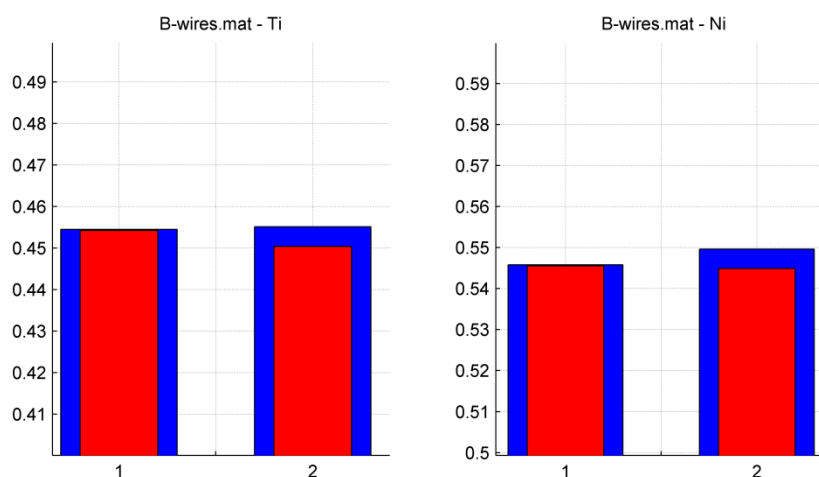
Фигура 25, Фигура 26, Фигура 27, Фигура 28 и Фигура 29 съответстват на изследванията, проведени с дъги от вид **А, В, С** и **D1, D2**. Всяка фигура съдържа няколко панела с имена, образувани от имената на изследваните химични елементи и името на съответния вид дъга. Всеки панел показва сравнителна диаграма в тегловни проценти на съдържанието на определен химичен елемент. На абсцисната ос на всеки панел с 1 е означена новата дъга преди автоклавиране, а с 2 – след автоклавиране. По ординатната ос се отчитат тегловни проценти, като за всяка дъга процентите са нормализирани към единица или сумата от процентите на разглежданите химични елементи е единица за всяка дъга. Сините барове показват количествата по първата принципна компонента (направлението, в което промените на материала са най-малки), а червените – по втората принципна компонента (направлението, в което промените на материала са най-големи), за съответния химичен елемент в

тегловни проценти. Разликата между синия и червения бар показва максималната възможна вариация в количеството на съответния елемент.



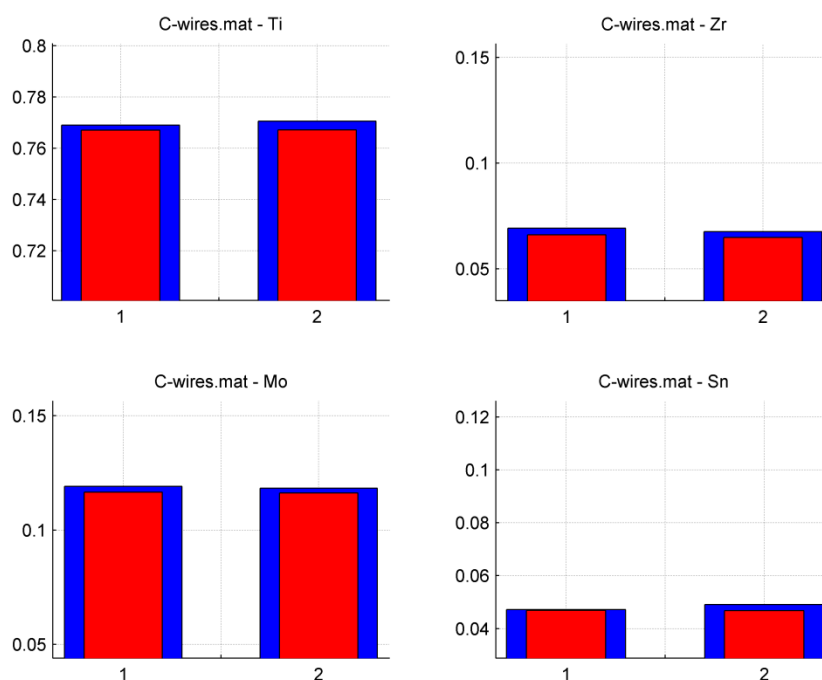
**Фигура 25:** Сравнение на нови А дъги преди и след автоклавиране по РСА

Резултатът от сравнителния анализ на химичния състав на нови дъги (*вид В*), изследвани преди и след автоклавиране, е показан на Фигура 26.



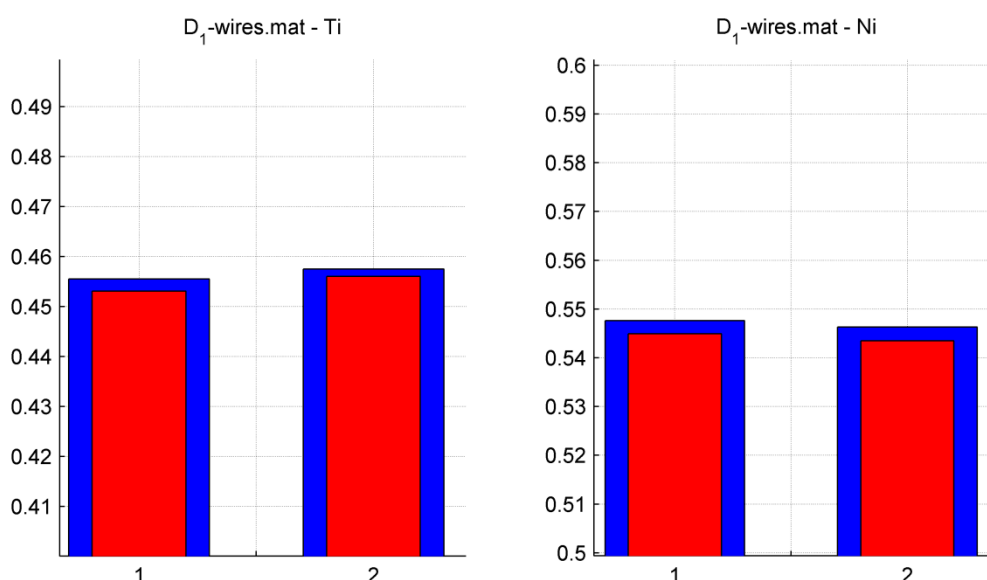
**Фигура 26:** Сравнение на нови В дъги преди и след автоклавиране по РСА

Резултатът от сравнителния анализ на химичния състав на нови дъги (*вид С*), изследвани преди и след автоклавиране, е показан на Фигура 27.



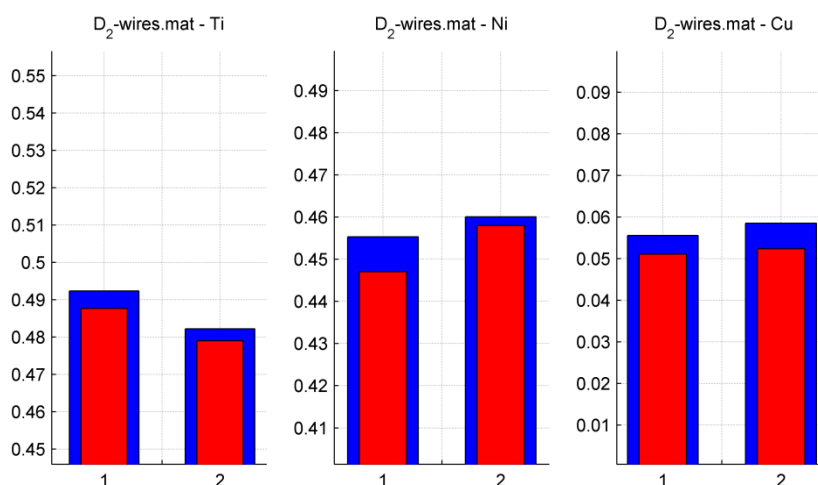
**Фигура 27:** Сравнение на нови С дъги преди и след автоклавиране по РСА

Резултатът от сравнителния анализ на химичния състав на нови дъги (*вид D1*), изследвани преди и след автоклавиране, е показан на Фигура 28.



**Фигура 28: Сравнение на нови D<sub>1</sub> дъги преди и след автоклавиране по РСА**

Резултатът от сравнителния анализ на химичния състав на нови дъги (*вид D<sub>2</sub>*), изследвани преди и след автоклавиране, е показан на Фигура 29.



**Фигура 29: Сравнение на нови вид D<sub>2</sub> дъги преди и след автоклавиране по РСА**

## V.2 Резултати по втора изследователска задача

Изучаването на влиянието на продължителността на лечение върху химичния състав, структурата и повърхностните промени на ортодонтска дъга от неръждаема стомана е от значение за нейните качества и правилното и използване. Престоят на ортодонтските дъги в устата на пациент за определен

период е съпътстван с неизбежното влияние на агресивната среда в устната кухина.

Използваната за направа на ортодонтски дъги стомана, тип 304, според AISI се характеризира с висока корозионна устойчивост. По литературни данни<sup>32, 44</sup> тя е съставена от следните елементи: приблизително 71% желязо, 18-20% хром, 8-11% никел и минимални количества въглерод – 0.08%, магнезий – 2% и силиций – 1%. Свойствата на металите и сплавите зависят и от техния строеж, т.е. от кристалната структура, от формата и големината на зърната, които ги изграждат. Промяна в микроструктурата им води до промени и в техните характеристики.

#### V.2.1 SEM и EDS Анализ

Изследването на влиянието на продължителността на лечение върху химичния състав, структурата и повърхностните промени на ортодонтска дъга от неръждаема стомана е проследено чрез сканиращ микроскоп (SEM) и с енергийно - дисперсионен анализ (EDS).

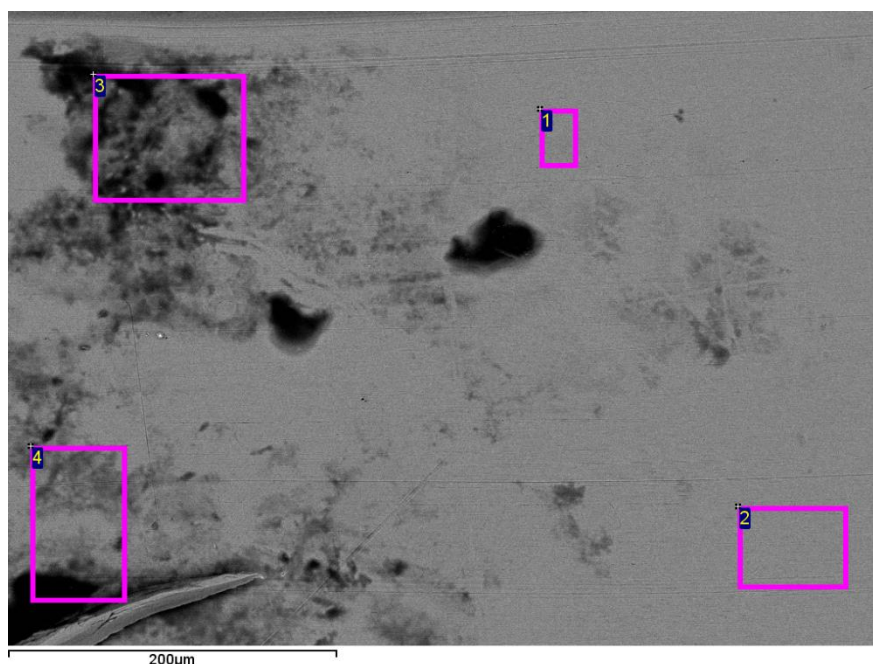
**Таблица 10: Усреднено процентно съдържание на основните елементи в SS нова и използвани дъги съответно до 6 и над 8 седмици в тегловни проценти**

елементи изследвани дъги	Si	Cr	Mn	Fe	Ni	P, S, Cl, K, Ca
	неизползвана	0.67	19.48	1.4	70.19	8.26
използвана до 6 седмици	0.86	19.51	1.51	69.63	8.39	1.75
използвана над 8 седмици	0.85	19.44	1.49	69.70	8.38	2.89

В Таблица 10 са показани установените основните елементи в състава на неизползвани и използвани за лечение дъги, за период до 6 и над 8 седмици.

Посочени са и включвания от елементи в състава на изследваните дъги вследствие на лечението.

Енергийно-дисперсионният анализ (EDS) позволява да се установи съдържанието на елементите в сплавта (в тегловни или атомни проценти), както в избрана област (зона) от повърхността на дъгата, така и в отделни точки.



**Фигура 30:** Избрани области от повърхността на използвана стоманена SS дъга за период 8 седмици EDS анализ.

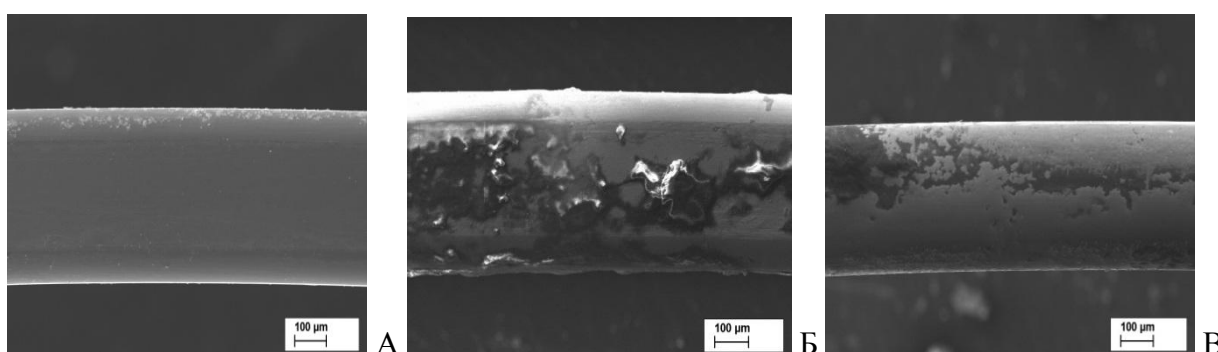
На Фигура 30 са показани избраните участъци от повърхността на изследваната стоманена (SS) дъга. Анализираните зони са в области с променена повърхност (вероятно засегнати от корозия) и такива, които са с „чиста“ повърхност. По този начин могат да се съпоставят отделните зони и да се видят промените в химичния състав в различните участъци – незасегнати и засегнати от корозия.

**Таблица 11** съдържа необработени количествени резултати от проведен EDS елементен анализ на отделните изследвани области на използвана дъга за период на лечение от 10 седмици.

Таблица 11: Количествени резултати от проведен EDS анализ на SS дъга

Елементи Точки	C	O	Si	P	S	Cl	K	Cr	Mn	Fe	Ni	Общо
T1	5.48	2.48	0.71	0.08	0.06	-0.02	0.01	18.48	1.44	63.67	7.62	100
T2	20.67	2.05	0.77	0.02	-0.01	0.02	-0.02	19.2	1.33	65.97	8.01	100
T3	37.35	12.15	0.36	0.28	0.15	0.13	0.15	10.31	0.8	34.29	4.02	100
T4	29.94	8.89	0.53	0.25	0.16	0.11	0.22	12.4	1.03	41.42	5.06	100
Средна стойност	18.86	6.39	0.59	0.16	0.09	0.06	0.09	15.1	1.15	51.34	6.18	
Стандартно отклонение	17.38	4.95	0.18	0.13	0.08	0.07	0.11	4.41	0.29	15.87	1.94	
Максимум	37.35	12.15	0.77	0.28	0.16	0.13	0.22	19.2	1.44	65.97	8.01	
Минимум	2.67	2.05	0.36	0.02	-0.01	-0.02	-0.02	10.31	0.8	34.29	4.02	

Чрез направения елементен анализ в избраните зони от повърхността на използвана дъга, се показва наличието на включения от фосфор, сяра, хлор, калий и калций, които са в резултат от отлагания на оралната микрофлора. Анализът показва, че процентното количество на тези отлагания се увеличава с удължаване периода на лечение съответно (престоя в устата на пациента).



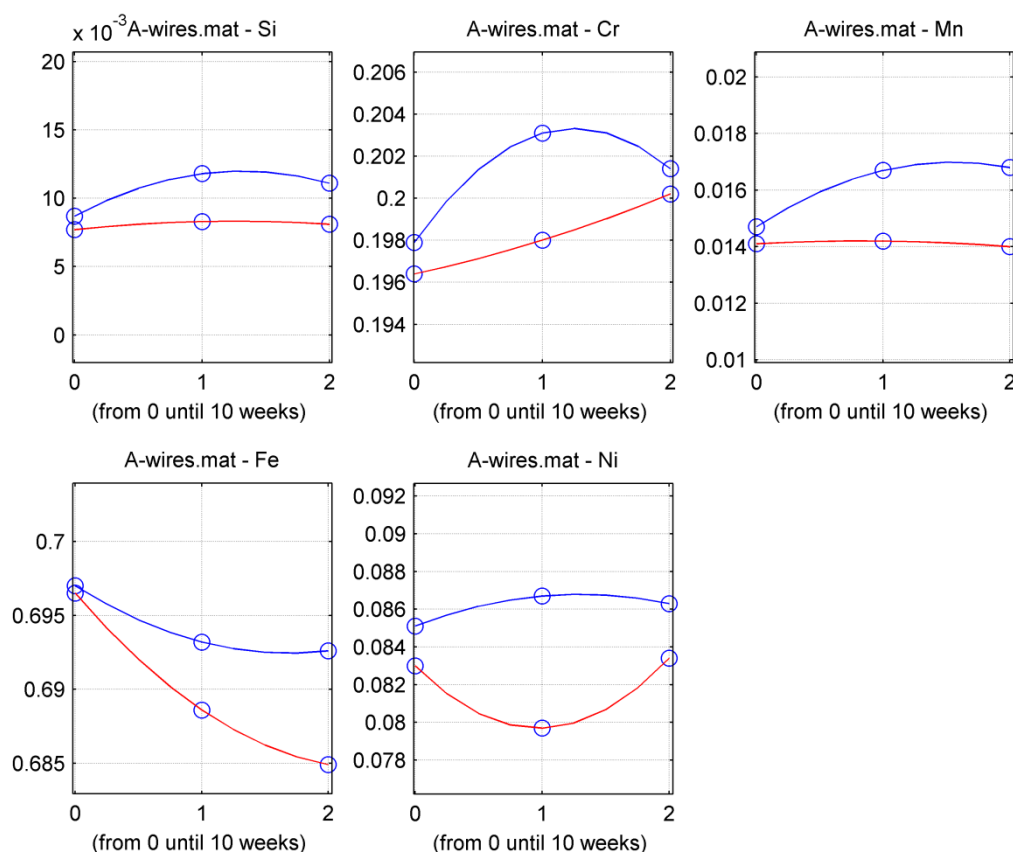
Фигура 31: Сканиращи електронни изображения на повърхността на стоманени дъги, А – използвана, Б – използвана 6 седмици, В - използвана 8 седмици.

На Фигура 31 са показани снимки от сканиращ електронен микроскоп на повърхности на стоманени дъги, използвана и използвани за лечение в

продължение съответно на 6 и 8 седмици. Забелязва се, че и при двете използвани дъги са започнали процеси на модифициране по повърхността. За сравнение е показана и повърхността на неизползвана SS дъга.

## V.2.2 Построяване на динамични сплайн функции

Началното условие на процеса е фиксирано като средната стойност на химичния състав на нова, неизползвана дъга по отношение на локалната квантификационна мярка. Данните за дъги, използвани в продължение на различно време, са усреднени и получените стойности са интерполирани с кубични сплайн функции по времето.



**Фигура 32:** Сравнение на динамиката на промените при вид А дъги.

Резултатът от построяването на непрекъснати, гладки функции, моделиращи динамиката в химическия състав на изследваните дъги (*вид А*), е показан на Фигура 32.

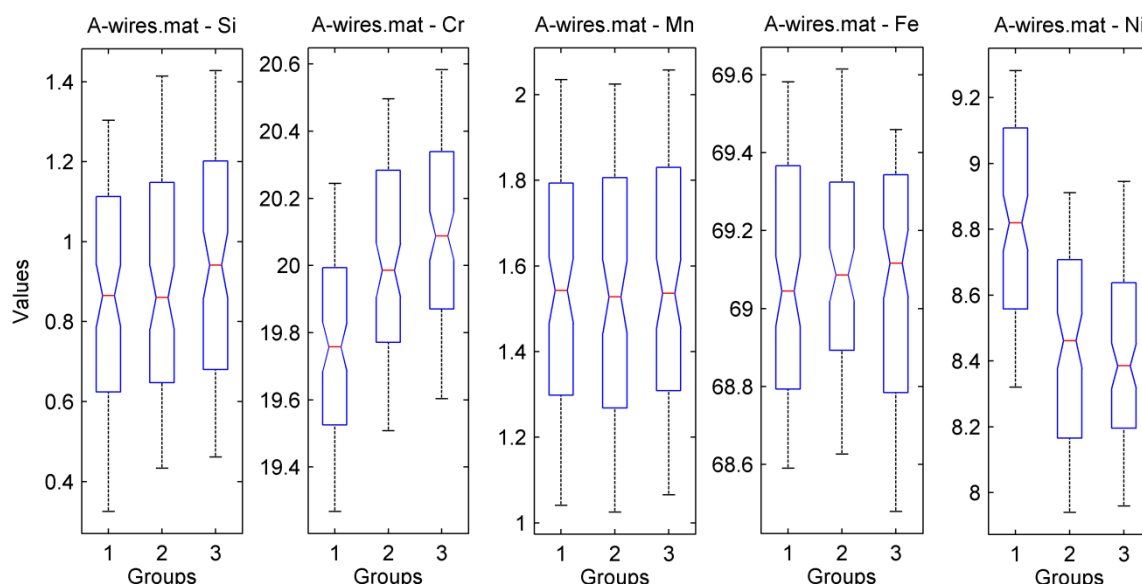
Фигура 32 съдържа няколко панела, ползващи имената на изследваните химични елементи. Графиката във всеки панел показва промяната на съдържанието на определен химичен елемент в тегловни проценти в течение на времето. По абсцисната ос се отчита времето за използване на дъгата, като по деленията на абсцисата са отбелязани три контролни точки. Началното деление (0) по абсцисната ос съответства на нова, неизползвана дъга, средното деление – на дъги, използвани до 6 седмици, а най-дясното деление – на дъги, използвани над 8 седмици. По ординатната ос се отчитат тегловни проценти, като за всяка дъга процентите са нормализирани към единица или сумата от процентите на разглежданите химични елементи е единица за всяка дъга. Синята линия показва локалното изменение, свързано с първата принципна компонента, докато червената линия показва локалното изменение, свързано с втората принципна компонента за съответния елемент в тегловни проценти. Контролните точки, през които преминават кривите, са означени със сини кръгчета.

За дъгите от *вид А* (Фигура 32) можем да заключим следното: Съдържанието на *Si* остава без промяна до 10-та седмица. При *Cr*, *Mn* и *Ni* наблюдаваме леки флуктуации през периода на използване, но като цяло съдържанията им се запазват и по двете принципни компоненти. По-различно е положението при основния компонент на сплавта - *Fe*, където първата принципна компонента спада в началото на периода и след четвъртата седмица се стабилизира, т.е. уравнението притежава асимптотична устойчивост, докато втората принципна компонента спада драматично с почти постоянна скорост, като намаляването в рамките на 10 седмици е с повече от един тегловен процент, т.е. надвишава грешката на измерването.

### V.2.3 Резултати от дисперсионния статистически анализ

В дисперсионния статистически анализ наблюдаваната дисперсия в определена променлива се разделя на компоненти, свързани с различни източници на дисперсия, като предоставя статистически тестове за това дали или не медианните стойности за няколко групи са равни, като минимизира риска от извършване на грешка от първи статистически тип. Дисперсионният анализ е полезен при сравняване (тестване) на три или повече средни/медианни стойности за статистическа значимост.

Резултатът от дисперсионния анализ на динамиката на химическия състав на изследваните дъги (*вид А*) е показан на Фигура 33.



**Фигура 33: Анализ на дисперсията при медианен статистически тест (дъги от вид А)**

Фигура 33, съдържа няколко панела, използващи имената на изследваните химични елементи и името на съответния вид дъга. Означенията по абсцисната ос на всеки панел са: 1 - нови дъги, 2 – дъги, използвани до 6 седмици и 3 – дъги, използвани над 8 седмици. По ординатната ос се отчитат тегловни проценти. На всяка стойност от абсцисата съответства отделен статистически бокс-плот. Статистическите бокс-плотове се състоят от: синя

правоъгълна и триъгълна части, червена черта, показваща медианата на данните, и черни мустачки, даващи пълния обхват на данните. Разликата между две медиани е статистически значима с ниво от 5%, ако техните интервали не се припокриват. За крайни точки на интервалите се приемат краищата на прорезите, т.е. синята част на бокс-плотовете. Стойностите на краищата са изчислени съответно като  $q_2 \pm 1.57(q_3 - q_1)/\sqrt{n}$ , където  $q_2$  е медианата (50-тия перцентил),  $q_1$  и  $q_3$  са 25-ти и 75-ти перцентил, съответно, и  $n$  е броят на наблюденията.

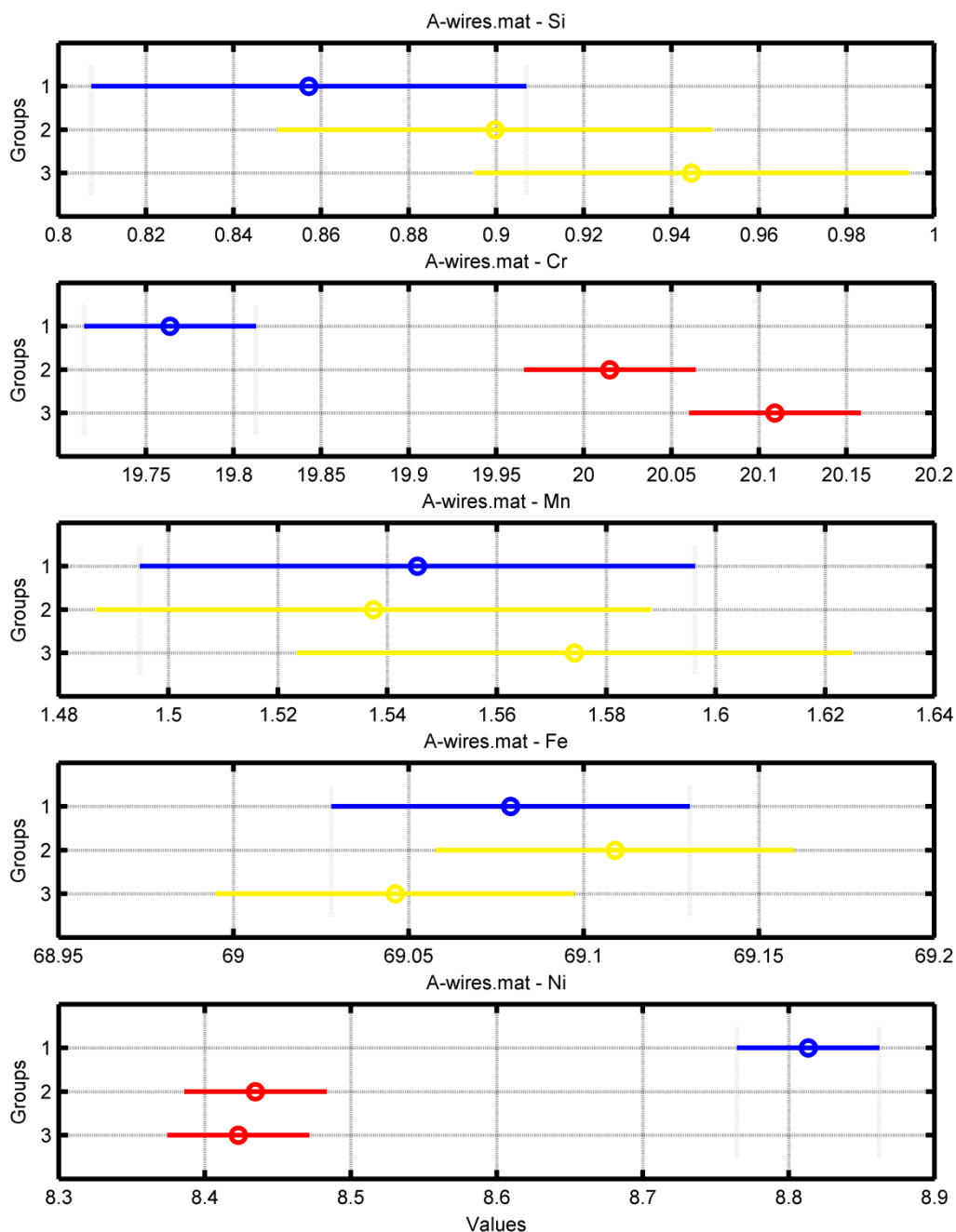
При дъгите от *вид А*, наблюдаваме следните закономерности: Si остава в постоянни във времето граници; Cr – има тенденция за увеличаване в първия период и във втория стабилизира стойностите си, докато Ni – има тенденция за намаляване в първия период и във втория стабилизира стойностите си, Fe – няма съществени промени в средните стойности, но се забелязва цялостна тенденция за намаляване (на всички стойности), което може да доведе до промяна в ефективността на използваната дъга. Следователно използването на този вид дъги над 8-10 седмици е нежелателно.

#### V.2.4 Резултати от сравнителния статистически анализ

*Сравнителният* статистически анализ използва за база статистиките, създадени от *дисперсионния* статистически анализ, като при това провежда допълнителни тестове за анализ на статистическата значимост на разликите в средните стойности, като същевременно коригира стойностите с коефициент за мултигрупово сравняване.

Резултатът от сравнителния статистически анализ на динамиката на химическия състав на изследваните *вид А* дъги е показан на Фигура 34. По съдържанието на *Si, Mn, Fe* не можем да различим нови дъги от използвани в продължение на 6 седмици дъги и използвани над 8 седмици дъги, т.е. няма статистически значима разлика в съдържанието на *Si, Mn, Fe* при използване на

дъгата. При  $Cr$  и  $Ni$  наблюдаваме статистическо значимо отделяне само между новите и използваните дъги, но практически няма разлика между използваните различно време дъги.



**Фигура 34:** Мулти-сравнителен статистически анализ на динамиката на промените при дъги от вид А.

Фигура 34 съдържа няколко панела, използващи имената на изследваните химични елементи. На ординатната ос на всеки панел 1 съответства на множеството нови дъги, 2 – дъги, използвани до 6 седмици и 3 – дъги, използвани повече от 8 седмици. По абсцисната ос се отчитат тегловни проценти. Цветните точки показват средната стойност на съответния химичен елемент, а цветните линии показват дисперсията на данните около средната им стойност. На всички панели със син цвят е означена началната средна стойност, т.е. множеството нови дъги, а дъгите с различно време на използване са дадени в червен или жълт цвят. Ако цветните линии от два произволни реда на един панел нямат вертикално припокриване, то това означава, че разликите между съответните периоди на престой на дъгата в устата на пациента са статистически значими. Обратно, ако чертите в два реда имат вертикално припокриване, то това означава, че съответните периоди на престой на дъгата в устата на пациента не могат да бъдат статистически отделени, т.е. разликите не могат да бъдат обявени за статистически значими. В такъв смисъл присъствието на червен цвят означава, че разликите в съдържанието на разглеждания химичен елемент между нова дъга и дъга, използвана за съответен период от време, са статистически значими. Обратно, присъствието на жълт цвят означава, че съдържанието на разглеждания химичен елемент в новата дъга и в дъгата, използвана за съответен период от време, са статистически неразличими.

### **V.3 Резултати по трета изследователска задача Никел – титанови дъги**

#### **V.3.1 XRD, SEM и EDS анализ**

Изследването на влиянието на продължителността на лечение върху химичния състав, структурата и повърхностните промени на ортодонтска дъга от никел-титанова сплав е проследено чрез рентгеноструктурен анализ (XRD),

сканиращ електронен микроскоп (SEM) с енергийно-дисперсионен анализ (EDS).

Ортодонтските дъги от никел-титанова сплав (Ni-Ti) съдържат почти еднакви количества никел и титан, съответно 54-55% никел, 43-44% титан и минимално количество кобалт до 3%<sup>15,32</sup>. Установените процентни съдържания на тези елементи от направените EDS изследвания на неизползвани дъги потвърждават посочените в литературата данни.

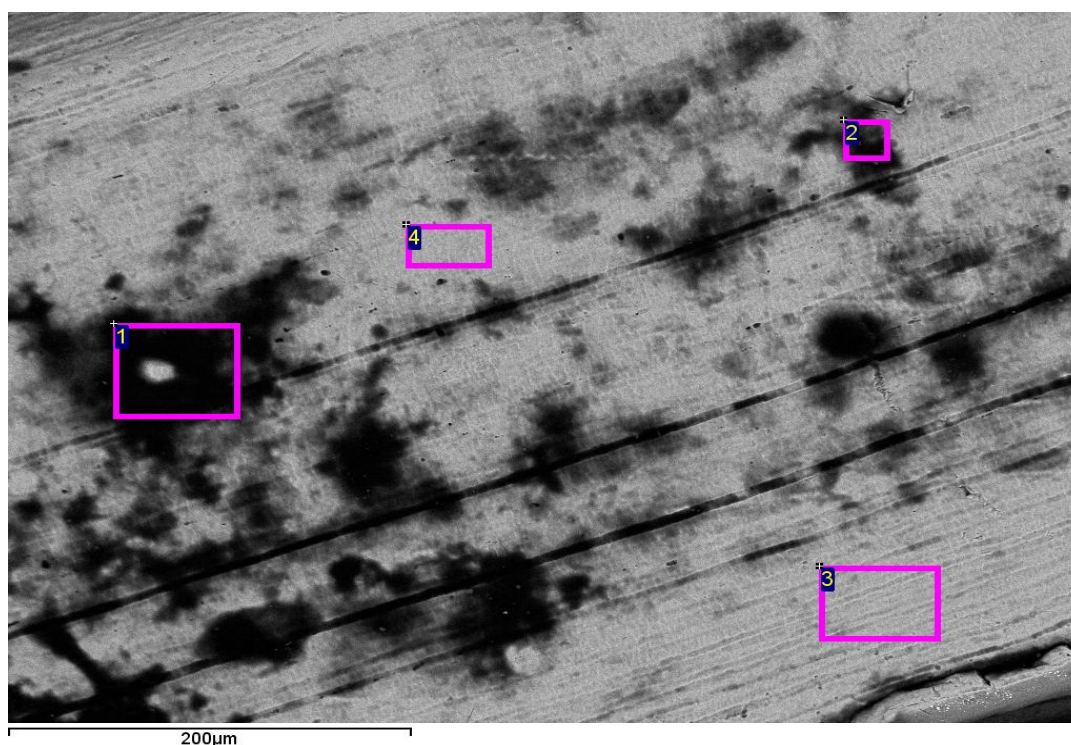
В Таблица 12 са представени усреднените стойности както на съдържащите се като основни компоненти от сплавта на дъгата елементи (Ni и Ti), така и на общото процентно съдържание от установените включвания от други химични елементи P, S, Cl, K, Ca, Al. Получените резултати при използваните ортодонтски дъги за период на лечение от 2, 6 и 10 седмици са сравнени с резултатите, установени за неизползвана дъга.

**Таблица 12: Усреднено процентно съдържание на елементите при нови и използвани 2, 6 и 10 седмици Ni-Ti дъги в тегловни проценти, според вида изследвани дъги.**

изследвани дъги	елементи		
	Ni	Ti	Al, P, S, Cl, K, Ca
неизползвана	54.67	45.38	
използвана 2 седмици	54.33	45.68	1.48
използвана 6 седмици	54.85	45.16	2.06
използвана 10 седмици	54.74	45.30	0.22

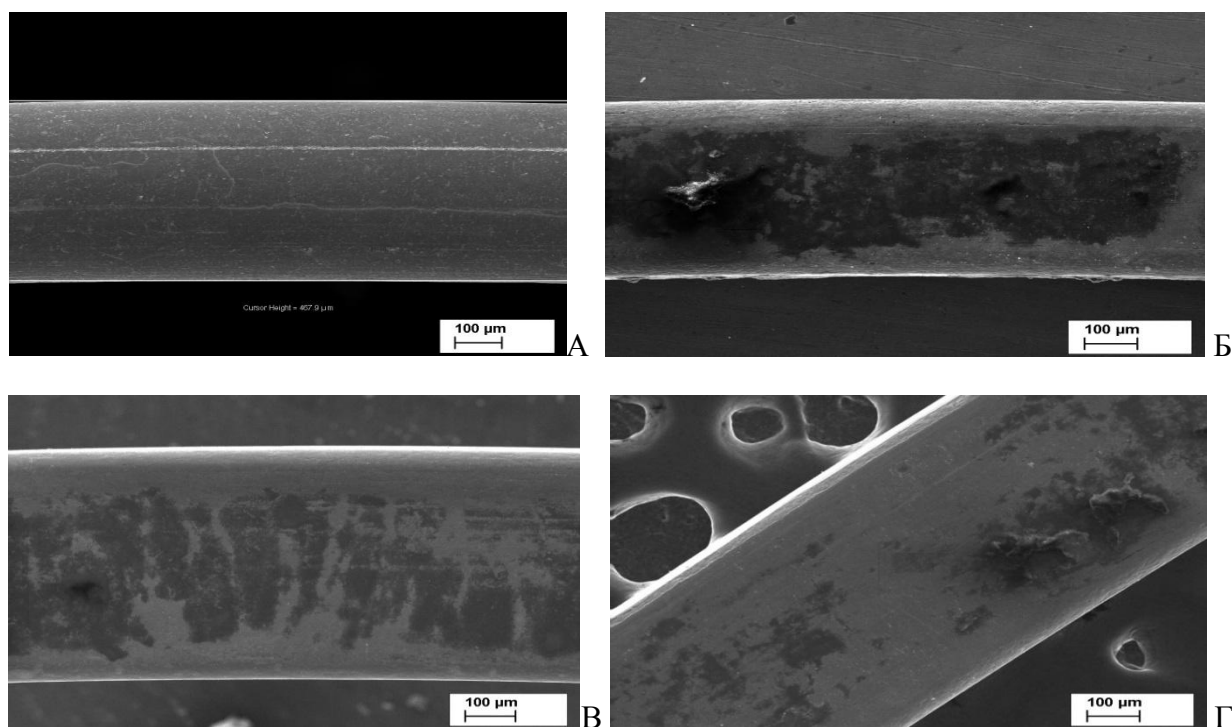
Резултатите показват, че е запазено процентното съотношение на съставните елементи на сплавта при неизползвана дъга, сравнено с литературните данни<sup>15, 32</sup>. След използване на дъгите за лечение не се установява статистически значима разлика в количеството на елементите, което да доведе до промени в техните свойствата. Наличието на допълнителни елементи е в резултат от образувана интраорално белтъчна обвивка, която покрива повърхността на дъгата до степен, зависеща от индивидуалните орални условия на пациента и от интраоралния период на експозиция.

На Фигура 35 са представени избраните участъци от повърхността на една от изследваните Ni-Ti дъги (използвана за 10 седмично лечение), на която е направен елементен анализ. За анализ са избрани четири зони от повърхността, две в участъци, засегнати от корозия и други две – в незасегнати участъци.



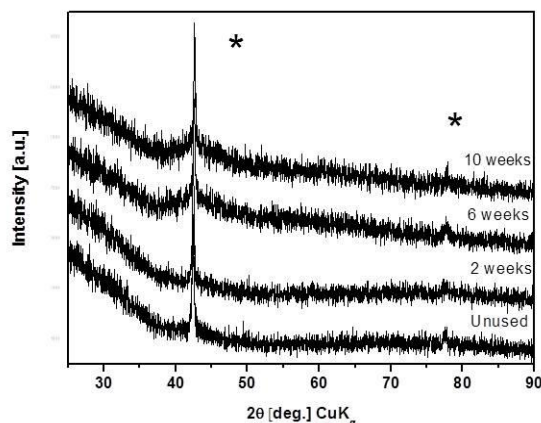
**Фигура 35: Избрани зони за EDS анализ от повърхността на Ni-Ti дъга, използвана за лечение за период от 10 седмици.**

На Фигура 36 са показани серия от СЕМ изображения от повърхността на Ni-Ti дъги, неизползвани и използвани за период на лечение в продължение на 2, 6 и 10 седмици. Повърхността на тези дъги е по-неравна от тази на стоманените и прави впечатление, че засегнатите зони с модифицирана повърхност се забелязват дори и при дъгите, престояли в устата (използвани за лечение) само 2 седмици.



**Фигура 36 СЕМ изображения на повърхността на Ni-Ti дъги, А-нова, Б-използвана в продължение на 2 седмици, В-използвана 6 седмици и Г-използвана 10 седмици.**

Направеният рентгеноструктурен анализ (XRD) на тези дъги, показва запазване на кристалната фаза (отбелязана с \* на Фигура 37) и след периода на лечение.



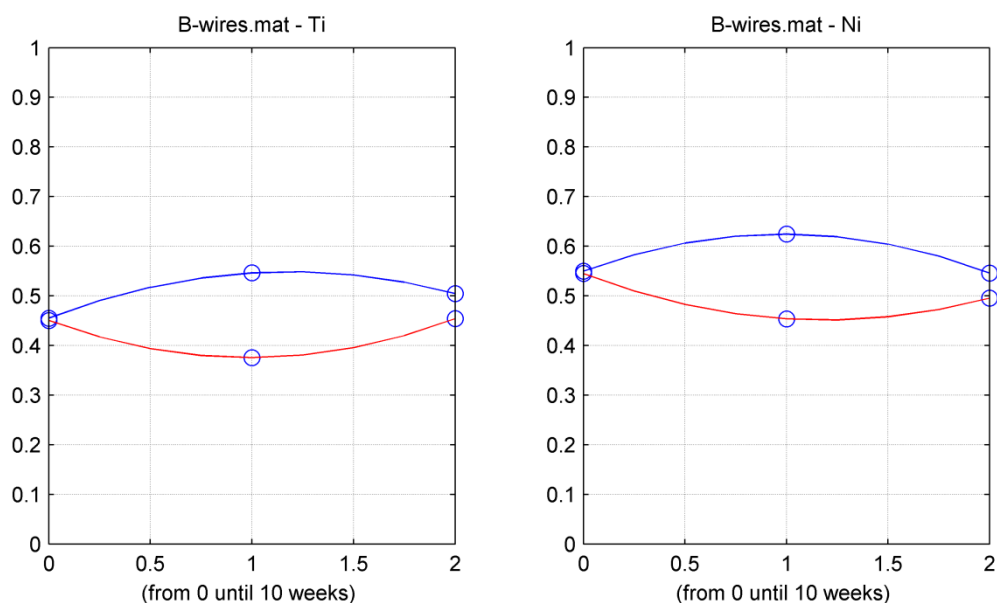
**Фигура 37:** Рентгеноструктурен анализ на NiTi дъги. Изобразени XRD спектри на нова (неизползвана) и използвани NiTi дъги, съответно 2, 6 и 10 седмици.

Установените пикове, отговарят на Ni-Ti сплав с номинален състав Ni<sub>1.02</sub>Ti<sub>0.98</sub> с кубична структура от вида *Pm-3m* и параметър на елементарната клетка 3.01 Å.

### V.3.2 Построяване на динамични сплайн функции

Началното условие е фиксирано като средната стойност на химичния състав на неизползваната дъга по отношение на локалната квантификационна мярка. Данните за дъги, използвани различно време, са усреднени по локалната квантификационна мярка и получените стойности са интерполирани с кубични сплайн функции по времето. По поведението на получените резултатни криви се съди за тенденциите в промените на химичния състав във времето.

Резултатът от построяването на непрекъснати, гладки функции, моделиращи динамиката в химическия състав на изследваните дъги (*вид B*), е показан на Фигура 38.



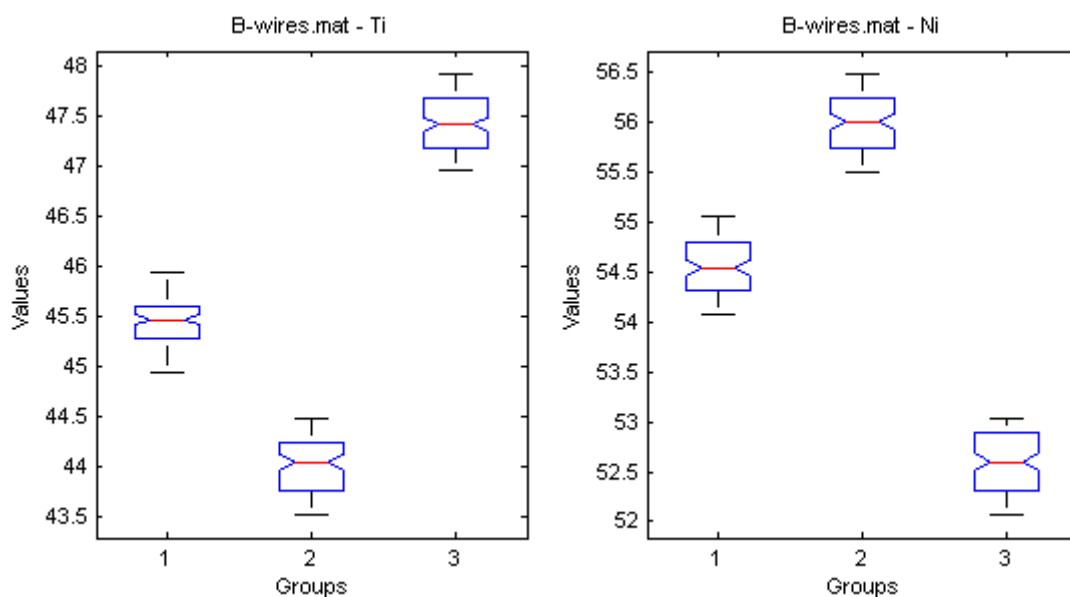
Фигура 38: Сравнение на динамиката на промените при вид В дъги.

За дъгите от *вид В* (Фигура 38) можем да заключим следното: в елементния състав няма никаква разлика, т.е стабилно е съдържанието през цялото време на лечение.

### V.3.3 Резултати от дисперсионния статистически анализ

Дисперсионният анализ представлява колекция от статистически модели, за анализ на разликите между групови средни стойности и свързаните с тях процедури. В дисперсионния статистически анализ наблюдаваната дисперсия в определена променлива се разделя на компоненти, свързани с различни източници на дисперсия, като предоставя статистически тестове за това дали или не средните стойности за няколко групи са равни, като минимизира риска от извършване на грешка от първи статистически тип.

Резултатът от дисперсионния анализ на динамиката на химическия състав на изследваните дъги (*вид В*) е показан на Фигура 39.



**Фигура 39: Анализ на дисперсията на данните при медианен статистически тест (дъги от вид B).**

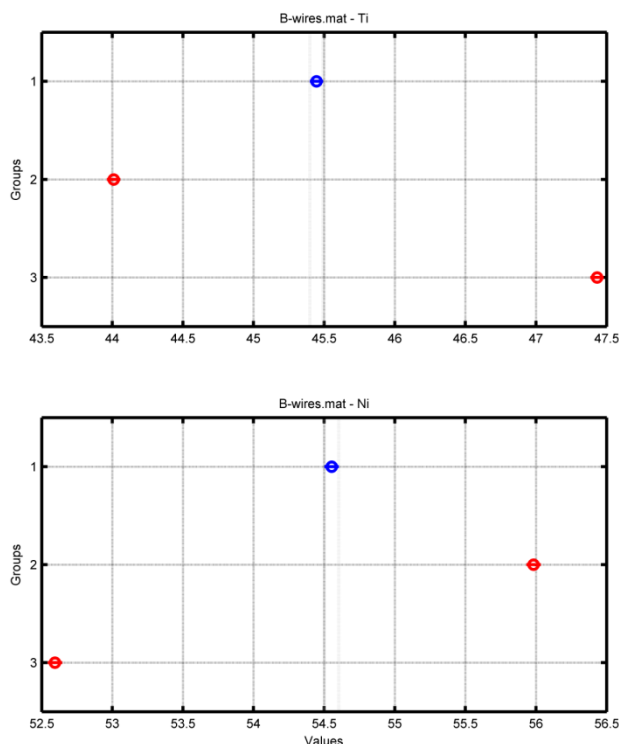
Фигура 39 съдържа 2 панела, използващи имената на изследваните химични елементи. Означенията по абсцисната ос на всеки панел са: 1 - нови дъги, 2 – дъги, използвани до 6 седмици и 3 – дъги, използвани над 8 седмици. По ординатната ос се отчитат тегловни проценти. На всяка стойност от абсцисата съответства отделен статистически бокс-плот. Статистическите бокс-плотове се състоят от: синя правоъгълна и триъгълна части, червена черта, показваща медианата на данните, и черни мустачки, даващи пълния обхват на данните. Разликата между две медиани е статистически значима с ниво от 5%, ако техните интервали не се припокриват. За крайни точки на интервалите се приемат краищата на прорезите, т. е. синята част на бокс-плотовете. Стойностите на краищата са изчислени съответно като  $q_2 \pm 1.57 (q_3 - q_1) / \sqrt{n}$ , където  $q_2$  е медианата (50-тия перцентил),  $q_1$  и  $q_3$  са 25-ти и 75-ти перцентил, съответно, и  $n$  е броят на наблюденията.

При дъгите от **вид В** наблюдаваме следните закономерности: дъгите са напълно отделими, т. е. по химичния им състав може да се реконструира времето за престой в устата на пациента. Началният баланс между  $Ti$  и  $Ni$  до 6 седмици е нарушен в полза на  $Ni$ , а след 8 седмици – в полза на  $Ti$ , като дисбалансът между двата елемента остава с една и съща (по-висока от началната) стойност.

#### V.3.4 Резултати от сравнителния статистически анализ

*Сравнителният* статистически анализ използва за база статистиките, създадени от *дисперсионния* статистически анализ, като при това провежда допълнителни тестове за анализ на статистическата значимост на разликите в средните стойности, като същевременно коригира стойностите с коефициент за мултигрупово сравняване.

Резултатът от сравнителния статистически анализ на динамиката на химическия състав на изследваните **вид В** дъги е показан на Фигура 40.



**Фигура 40: Мулти-сравнителен статистически анализ на динамиката на промените при дъги от вид В.**

Фигура 40 съдържа 2 панела с имената на изследваните химични елементи. На ординатната ос на всеки панел 1 съответства на множеството нови дъги, 2 – съответства на дъги, използвани до 6 седмици и 3 – на дъги, използвани над 8 седмици. По абсцисната ос се отчитат тегловни проценти. Цветните точки показват средната стойност на съответния химичен елемент, а цветните линии показват дисперсията на данните около средната им стойност. За всички панели със син цвят е означена началната средна стойност, т. е. на множеството нови дъги, а дъгите с различно време на използване са дадени в червен или жълт цвят. Ако цветните линии от два произволни реда на един панел нямат вертикално припокриване, то това означава, че разликите между съответните периоди на престой на дъгата в устата на пациента са статистически значими. Обратно, ако чертите в два реда имат вертикално припокриване, то това означава, че съответните периоди на престой на дъгата в

устата на пациента не могат да бъдат статистически отделени, т. е. разликите не могат да бъдат обявени за статистически значими. В такъв смисъл присъствието на червен цвят означава, че разликите в съдържанието на разглеждания химичен елемент между нова дъга и дъга, използвана за съответен период от време, са статистически значими. Обратно присъствието на жълт цвят означава, че съдържанието на разглеждания химичен елемент в нова дъга и в дъга, използвана за съответен период от време, са статистически неразличими.

За дъгите от *вид В* (Фигура 40) можем да обобщим, че получените резултати повтарят тези от дисперсионния анализ.

## V.4 Резултати от четвъртата изследователска задача - Бета титанови (ТМА) дъги

### V.4.1 XRD, SEM и EDS анализ

Изследването на влиянието на продължителността на лечение върху химичния състав, структурата и повърхностните промени на ортодонтски дъги от бета-титанова (ТМА) сплав е проследено чрез рентгеноструктурен анализ (XRD), сканиращ електронен микроскоп (SEM) с енергийно - дисперсионен анализ (EDS).

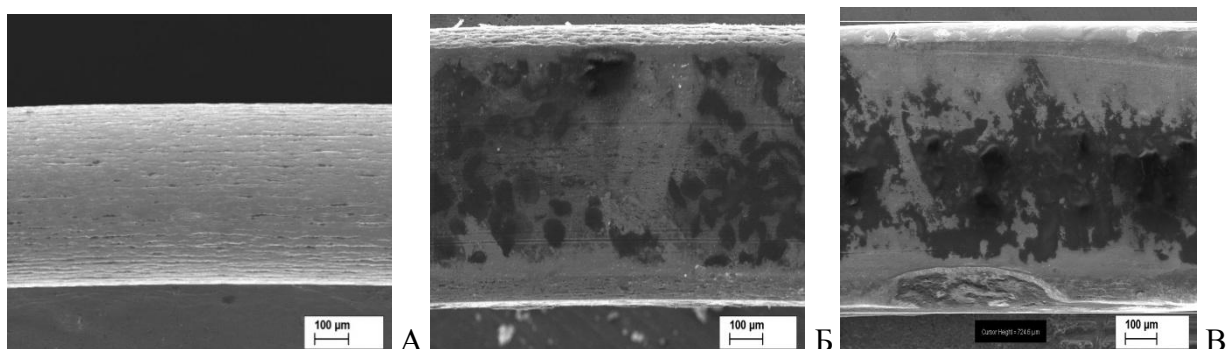
Стабилизираната в бета фаза титанова сплав, от която са направени ТМА дъгите, съдържа около 80% титан. Допълнително се добавя 11.5% молибден, 6% цирконий и 4.5% калай<sup>41,44</sup>. Тези литературни данни се потвърждават и от направените изследвания на разглежданите дъги чрез EDS анализ. В **Таблица 13** са показани получените резултати от EDS изследване на неизползвана дъга и използвани дъги за период на лечение до 6 и над 10 седмици.

**Таблица 13: Усреднено процентно съдържание на елементите при нова дъга и при използвани ТМА дъги до 6 и над 8 седмици в тегловни проценти, според вида изследвани дъги.**

ИЗСЛЕДВАНИ ДЪГИ	ЕЛЕМЕНТИ				
	Ti	Zr	Mo	Sn	Na, Cl, Ca, P, K
По литературни данни	~ 80%	~ 6%	~ 11.5%	~ 4.5%	
неизползвана	76.90	6.36	11.87	4.86	
използвана до 6 седмици	76.80	7.11	11.45	4.65	0.52
използвана над 8 седмици	77.09	6.54	12.4	3.95	4.27

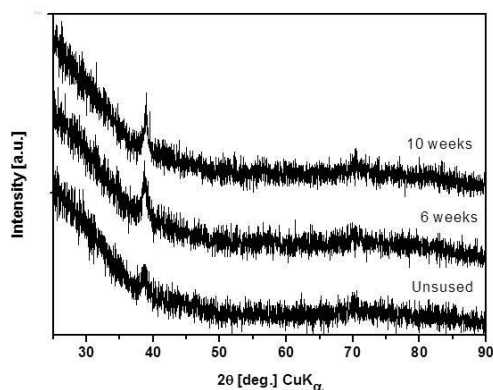
Съпоставяйки процентното съдържание на титана от литературните данни <sup>38,41</sup> спрямо това от направените изследвания, се отчита леко намаление. В този случай трябва да се отбележи, че посоченото количество титан в сплавта на фирмата производител е по-малко от откритото съгласно литературни данни. Също така след използване на дъгата не се наблюдават съществени отклонения в количеството на съставните елементи. Отново се откриват включвания, които се увеличават с времето на престой в устата (периода на лечение).

На Фигура 41 са показани СЕМ снимки от повърхността на бета-титанови дъги, неизползвана дъга (А) и използвани съответно 6 (Б) и над 8 седмици (В) дъги. Структурата на повърхността на бета-титановите дъги е с изявени фабрични набраздявания и наподобява тази на никел-титановите дъги.



**Фигура 41: СЕМ изображения на повърхността на бета-титанова дъги, А - неизползвана и използвани, Б съответно - 6 седмици и В- 8 седмици.**

Тъмните участъци, които се наблюдават от направените микроскопски снимки, се свързват с началото на корозионни процеси по повърхността.



**Фигура 42 Рентгеноструктурен анализ на бета-титанови дъги.**

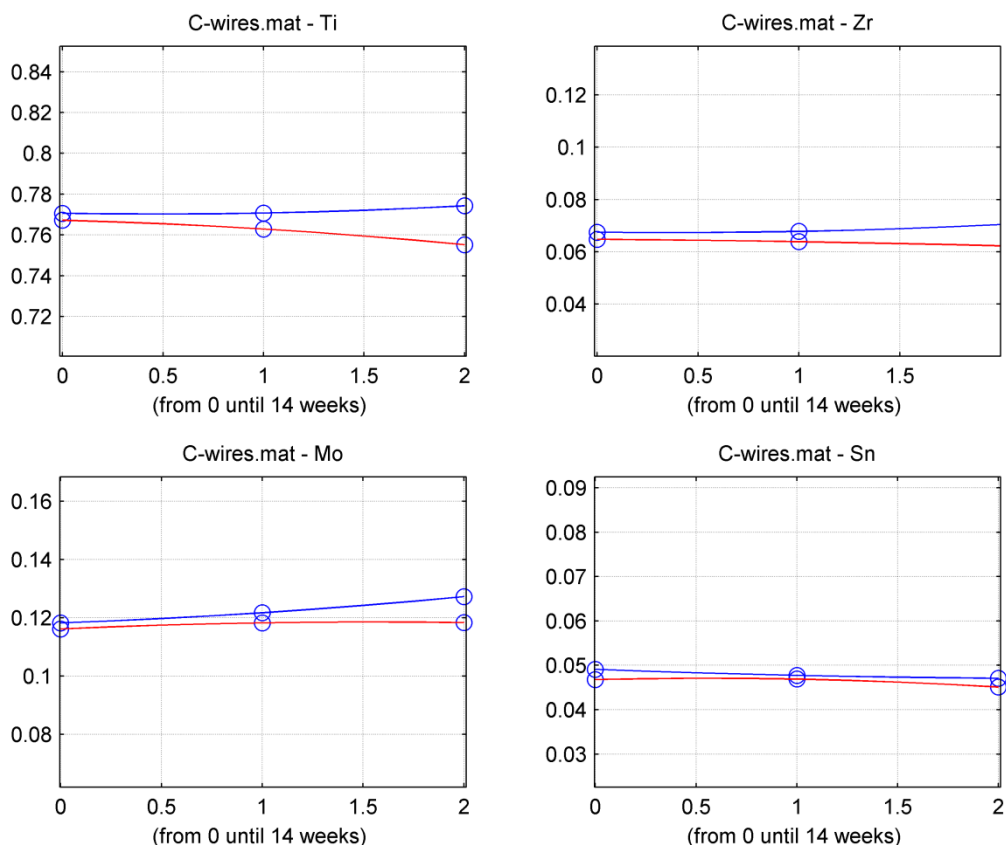
На Фигура 42 са изобразени XRD спектри на неизползвана дъга и използвани бета-титанови дъги в продължение съответно на 6 и 10 седмици. Направеният рентгеноструктурен анализ показва типична хексагонална фаза с изразени дифракционни пикове на съединението  $Ti_2Sn$  и параметри на елементарната клетка  $a = 4.65 \text{ \AA}$  и  $c = 5.7 \text{ \AA}$ , (Фигура 42). Аморфната структура е по-силно изразена при използваните дъги, съответно 6 и 10 седмици, като тя е в резултат не само на повърхностните корозионни процеси, но и на органичните отлагания, които взаимодействат с повърхността на дъгата.

#### V.4.2 Построяване на динамични сплайн функции

Началното условие е фиксирано като средната стойност на химичния състав на неизползваната дъга. Данните за дъги, използвани различно време, са усреднени и получените стойности са интерполирани по времето с кубични сплайн функции. По поведението на получените криви се съди за тенденциите в промените на химичния състав във времето.

Резултатът от построяването на непрекъснати, гладки функции, моделиращи динамиката в химическия състав на изследваните дъги (*вид C*), е показан на Фигура 43.

Фигура 43 съдържа 4 панела, ползващи имената на изследваните химични елементи и името на съответния вид дъга. Графиката във всеки панел показва промяната на съдържанието на определен химичен елемент в тегловни проценти в течение на времето. По абсцисната ос се отчита времето за използване на дъгата, като по деленията на абсцисата са отбелязани три или повече контролни точки. Началното деление (0) по абсцисната ос съответства на нова неизползвана дъга, средното деление – на дъги, използвани до 6 седмици, а най-дясното деление – на дъги, използвани над 8 седмици. По ординатната ос се отчитат тегловни проценти, като за всяка дъга процентите са нормализирани към единица или сумата от процентите на разглежданите химични елементи е единица за всяка дъга. Синята линия показва локалното изменение, свързано с първата принципна компонента, докато червената линия показва локалното изменение, свързано с втората принципна компонента за съответния елемент в тегловни проценти. Контролните точки, през които преминават кривите, са означени със сини кръгчета.



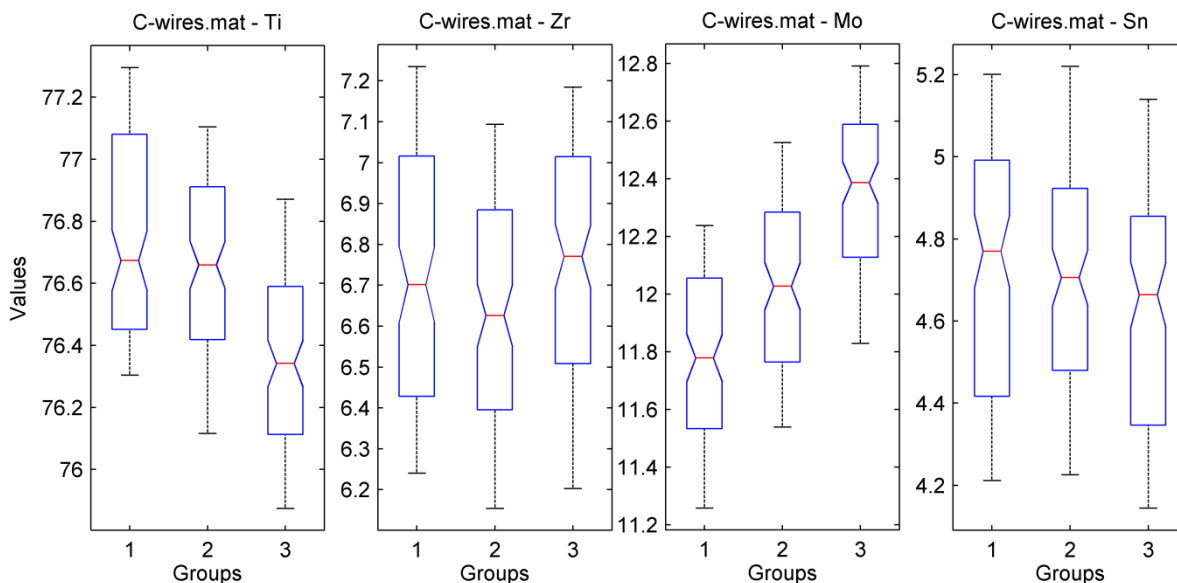
Фигура 43: Сравнение на динамиката на промените при вид С дъги.

За дъгите от *вид С* (Фигура 43), можем да заключим следното: химичният състав е много стабилен и има асимптотично поведение, т. е. съставът се запазва.

#### V.4.3 Резултати от дисперсионния статистически анализ

В дисперсионния статистически анализ наблюдаваната дисперсия в определена променлива се разделя на компоненти, свързани с различни източници на дисперсия, като предоставя статистически тестове за това дали или не медианните стойности за няколко групи са равни, като минимизира риска от извършване на грешка от първи статистически тип.

Резултатът от дисперсионния анализ на динамиката на химическия състав на изследваните дъги (*вид С*) е показан на Фигура 44.



**Фигура 44: Анализ на дисперсията на данните при медианен статистически тест (дъги от вид C).**

Фигура 44 съдържа 4 панела, използващи имената на изследваните химични елементи и името на съответния вид дъга. Означенията по абсцисната ос на всеки панел са: 1 - нови дъги, 2 – дъги, използвани до 6 седмици и 3 – дъги, използвани над 8 седмици. По ординатната ос се отчитат тегловни проценти. На всяка стойност от абсцисата съответства отделен статистически бокс-плот. Статистическите бокс-плотове се състоят от: синя правоъгълна и триъгълна части, червена черта, показваща медианата на данните, и черни мустачки, даващи пълния обхват на данните. Разликата между две медиани е статистически значима с ниво от 5%, ако техните интервали не се припокриват. За крайни точки на интервалите се приемат краищата на прорезите, т.е. синята част на бокс-плотовете. Стойностите на краищата са изчислени съответно като  $q_2 \pm 1.57(q_3 - q_1)/\sqrt{n}$ , където  $q_2$  е медианата (50-тия перцентил),  $q_1$  и  $q_3$  са 25-ти и 75-ти перцентил, съответно, и  $n$  е броят на наблюденията.

При дъгите от *вид C* наблюдаваме следните закономерности: стабилно поведение с високи осцилации в края на втория период, т. е. да се избягва използване повече от 8 седмици.

## V.5 Резултати по пета изследователска задача Топлоактивиращи дъги

### V.5.1 XRD, SEM и EDS анализ

Изследването на влиянието на продължителността на лечение върху химичния състав, структурата и повърхностните промени на топлоактивиращи ортодонтски дъги е проследено чрез рентгеноструктурен анализ (XRD), сканиращ електронен микроскоп (SEM) с енергийно - дисперсионен анализ (EDS).

Топлоактивиращи наричаме тези дъги, при които температурата на преход от мартензит към аустенит е понижена до температурата в устата. В процеса на нашите изследвания установихме, че различните производители по различен начин намаляват температурата на прехода (TTR). Едните добавят към никел-титановата сплав елементите мед и хром, а другите, чрез специална допълнителна металургична обработка на сплавта, която е фирмена тайна, понижават температурата на прехода. Топлоактивиращите дъги са напълно в аустенитна фаза при орална температура. Аустенитът показва по-висок модул на еластичност, което води до по-голяма твърдост на дъгата. Ефектът на памет на формата се получава при термоеластична трансформация от мартензит към аустенит, а за ортодонтско клинично приложение се изисква настройка на TTR на сплавите малко под оралната температура.

За целите на направеното изследване са използвани два вида топлоактивиращи дъги: от никел-титанова сплав и от медно-никелова-титанова сплав. Направените EDS анализи на химичния състав в двете подгрупи топлоактивиращи дъги са представени съответно в **Таблица 14**, **Таблица 15**.

**Таблица 14: Усредно процентно съдържание на елементите при неизползвана дъга, неизползвана-автоклавирана дъга и използвани топлоактивиращи дъги без съдържание на мед (никел-титанова сплав) според вида изследвани дъги.**

елементи изследвани дъги	Ni	Ti	Cr	Al	P, S, Cl, K, Ca
<i>Неизползвана</i>	54.66	45.46	-	-	-
<i>Неизползвана Автоклавирана</i>	54.47	45.67	-	-	-
<i>след 4 седмично лечение</i>	54.47	45.65	-	-	-
<i>след 4 седмично лечение</i>	54.81	45.11	0.05	-	-
<i>след 4 седмично лечение</i>	53.99	46.01	-	-	-
<i>след 8 седмично лечение</i>	54.78	45.16	-	~ 0.17	-
<i>след лечение от 2 месеца и 2 седмици</i>	52.82	47.18	-	-	-
<i>след лечение от 3 месеца и 2 седмици</i>	54.46	45.54	-	-	-

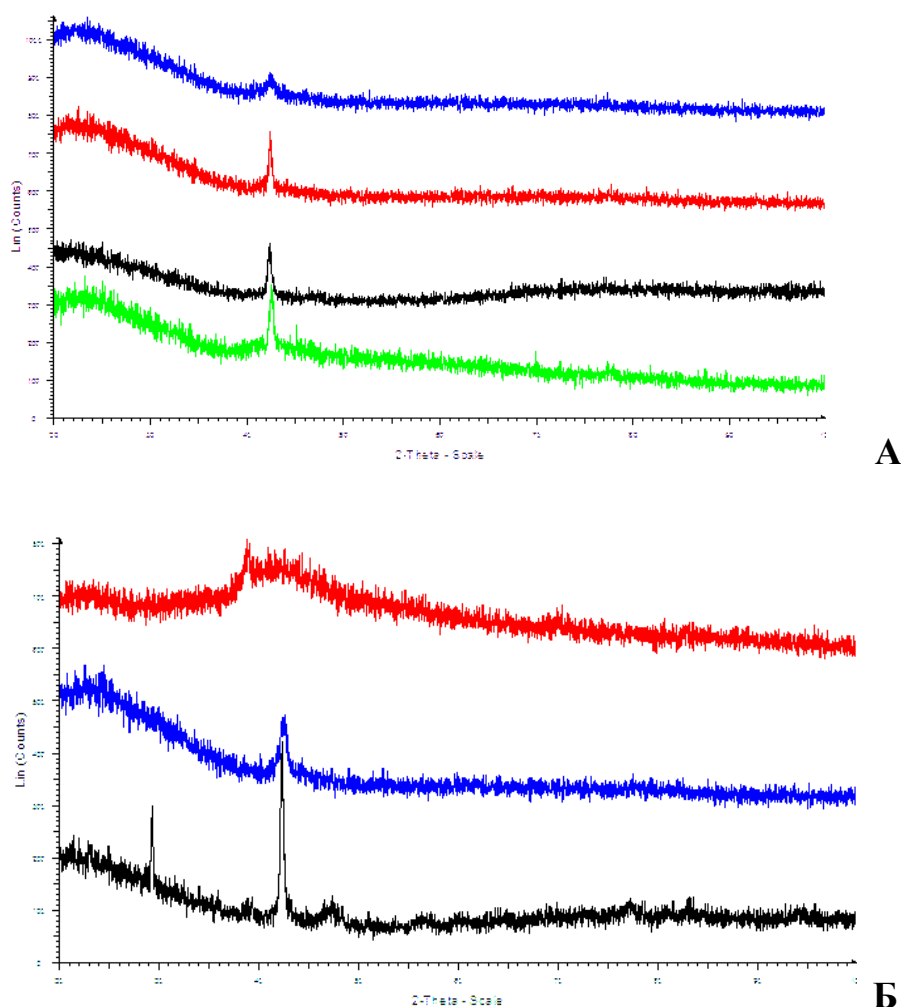
**Таблица 15: Усредно процентното съдържание на елементите при неизползвана дъга, неизползвана-автоклавирана дъга и използвани топлоактивиращи дъги със съдържание на мед (мед-никел-титанова сплав) според вида изследвани дъги.**

елементи изследвани дъги	Cu	Ni	Ti	Cr	Al	P, S, Cl, K, Ca
<i>По литературни данни</i>	6.5	50	43	0.50	-	-
<i>Неизползвана (нова дъга)</i>	5.51	48.75	45.18	0.23	~ 0.32	-
<i>Неизползвана (автоклавирана)</i>	5.47	48.29	45.58	0.31	~ 0.09	-
<i>след 4 седмично лечение</i>	5.49	48.63	45.63	0.27	-	-
<i>след 6 седмично лечение</i>	5.41	48.55	46.05	-	-	-
<i>след 8 седмично лечение</i>	5.75	48.11	45.82	0.27	~ 0.04	-

За сравнение са добавени и получените резултати за неизползвана и неизползвана стерилизирана дъги. Статистически значими изменения в химичния състав на топлоактивиращите дъги, съдържащи и несъдържащи мед, посочени в **Таблица 14**, **Таблица 15**, не се наблюдават.

Рентгеноструктурният анализ на топлоактивиращите дъги е представен в две фигури, обединяващи рентгенографските спектри на дъгите, съдържащи

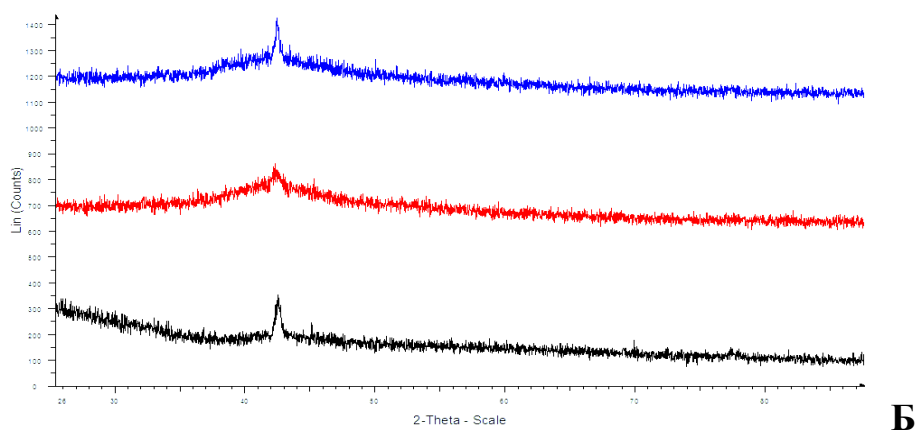
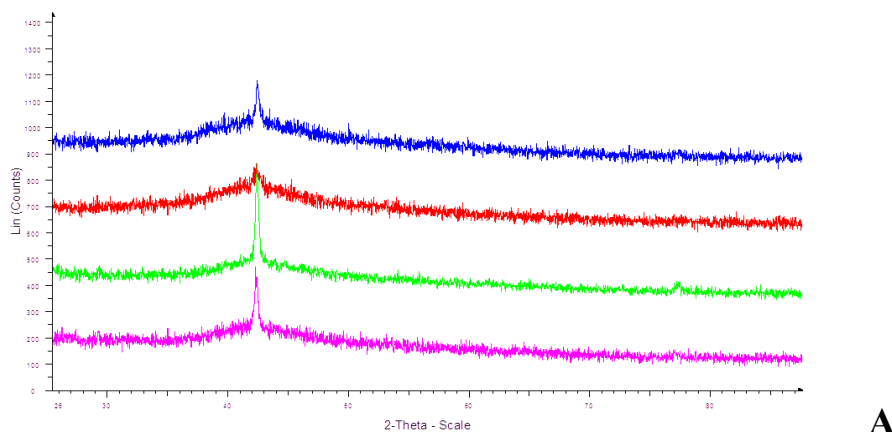
мед в сплавта, които са разделени на кръгло и правоъгълно сечение съответно: Фигура 45 А - кръгло сечение и Фигура 45 Б - правоъгълно сечение.



**Фигура 45: Рентгенографски спектри на мед-никел-титанови ортодонтични дъги: А-кръгло сечение: неизползвана дъга (зелено), 4 седмично лечение (черно), 6 седмично лечение (червено) и 8 седмично лечение (синьо); Б-правоъгълно сечение: неизползвана дъга (черно), 6 седмично лечение (синьо) и 8 седмично лечение (червено).**

Резултатите, получени от XRD анализа, направен при стайна температура и за двата профила на изследваните дъги (кръгли или правоъгълни), показват пикове типични за кубична аустенитна фаза (Фигура 45 А и Фигура 45 Б). С увеличаване на периода на лечение се забелязва постепенно аморфизиране на материала и при двата профила дъги, което вероятно се дължи на две протичащи явления: едното – нарастване на дефектността на структурата

(възникване на микродеформации и напрежения) в резултат на деформационни въздействия и второ – протичане на корозионни процеси в резултат на химични въздействия по време на лечение - главно на повърхността на материала.

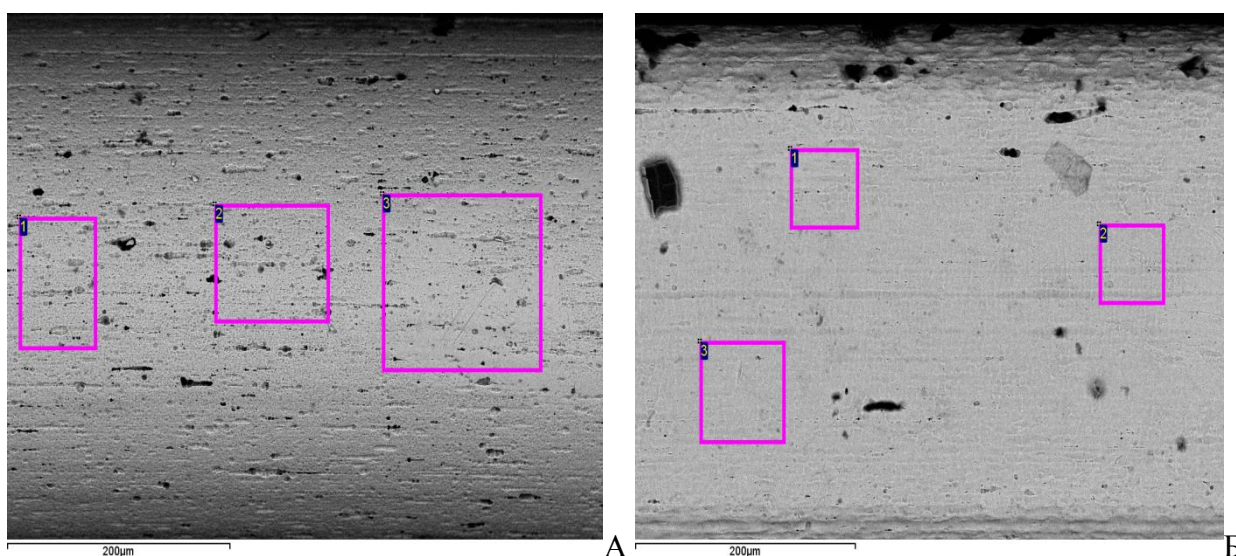


**Фигура 46:** Рентгенографски спектри на никел-титанови ортодонтски дъги: А- кръгло сечение: неизползвана дъга (виолетово), неизползвана-стерилизирана (зелено), 4 седмично лечение (червено) и 8 седмично лечение (синьо); Б-правоъгълно сечение: неизползвана дъга (черно), 4 седмично лечение (червено) и 8 седмично лечение (синьо).

При топлоактивиращите от Фигура 46 дъги без съдържание на мед в сплавта рентгеновите дифракционни картини при стайна температура на дъгите (кръгли или правоъгълни) показват пикове, типични за кубична аустенитна фаза с приблизителен състав Ni-Ti.

Повърхността и на двата вида изследвани дъги (със и без съдържание на мед в сплавта), показани на Фигура 47, се характеризира с неравности (пори) за

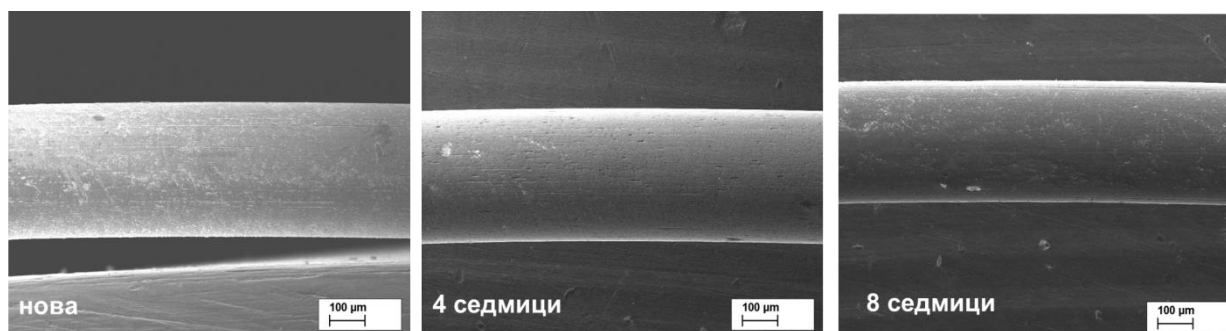
разлика от гладката повърхност на SS дъги. Това се дължи на високото съдържание на титан, който при производствения процес полепва по матрицата и се образуват неравности<sup>32</sup>. От направените SEM изображения (Фигура 47) се вижда, че няма съществена разлика между двата вида неизползвани (нови) топлоактивиращи дъги.



**Фигура 47: SEM изображения на повърхността на неизползвана топлоактивираща дъга**  
А – съдържаща мед, Б – неизползвана топлоактивираща дъга без мед.

Както при всички останали дъги, така и при тези, сложните условия в устната кухина, като например състава на слюнката, температурните разлики, натрупването на плака и създаването на биофилм върху откритите повърхности, оказват влияние върху повърхността на дъгите.

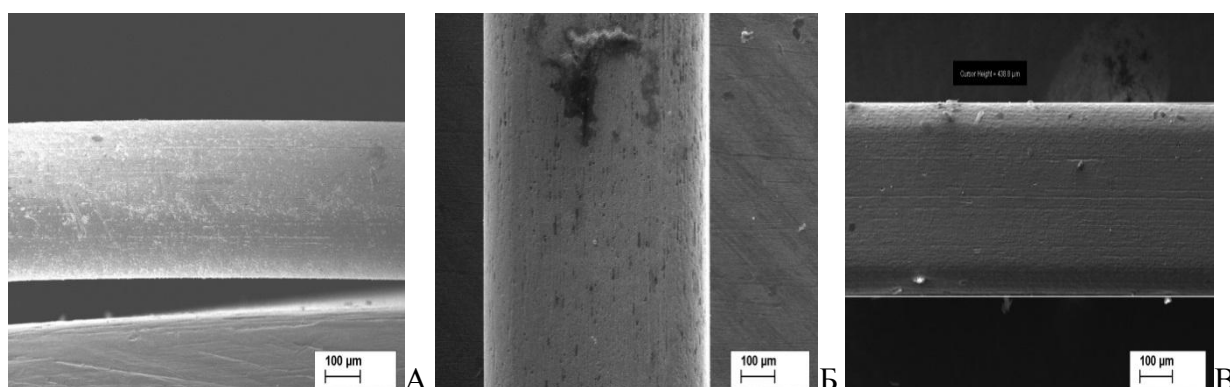
Фигура 48, Фигура 49 и Фигура 50 представят повърхността на топлоактивиращи дъги, съдържащи мед с кръгло сечение, използвани след лечение, съответно до 4 седмици и над 8 седмици.



**Фигура 48:** СЕМ снимки на повърхността на мед-никел-титанови ортодонтички дъги с кръгло сечение.



**Фигура 49:** СЕМ снимки на повърхността на мед-никел-титан ортодонтички дъги с правоъгълно сечение.



**Фигура 50:** СЕМ изображения на повърхността на топлоактивиращи дъги – а- неизползвана дъга, б-използвана 6 седмици дъга, в- използвана в продължение на 8 седмици дъга

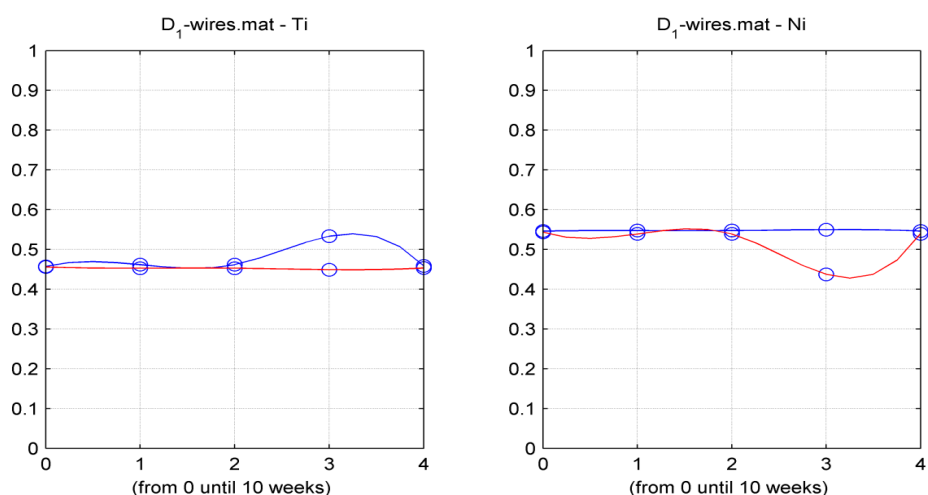
### V.5.2 Построяване на динамични сплайн функции

Началното условие на процеса (положението на химичния състав) е фиксирано като средната стойност на химичния състав на нова, неизползвана дъга от съответния вид по отношение на локалната квантификационна мярка. Данните за дъги от същия тип, използвани различно време, са усреднени по

локалната квантификационна мярка и впоследствие получените стойности са интерполирани с кубични сплайн функции по времето. По поведението на така получените резултатни криви може да се съди за тенденциите в промените на химичния състав на всеки от видовете дъги във времето.

Фигура 51 и Фигура 52 съответстват на изследванията, проведени с дъги от вид  $D_1$ ,  $D_2$ . Всяка от изброените фигури съдържа няколко панела, ползващи имената на изследваните химични елементи и името на съответния вид дъга. Графиката във всеки панел показва промяната на съдържанието на определен химичен елемент в тегловни проценти в течение на времето. По абсцисната ос се отчита времето за използване на дъгата, като по деленията на абсцисата са отбелязани три или повече контролни точки. Началното деление (0) по абсцисната ос съответства на нова неизползвана дъга, средното деление – на дъги, използвани до 6 седмици, а най-дясното деление – на дъги използвани над 8 седмици. По ординатната ос се отчитат тегловни проценти, като за всяка дъга процентите са нормализирани към единица или сумата от процентите на разглежданите химични елементи е единица за всяка дъга. Синята линия показва локалното изменение, свързано с първата принципна компонента, докато червената линия показва локалното изменение, свързано с втората принципна компонента за съответния елемент в тегловни проценти. Контролните точки, през които преминават кривите, са означени със сини кръгчета.

Резултатът от построяването на непрекъснати, гладки функции, моделиращи динамиката в химическия състав на изследваните дъги (*вид  $D_1$* ), е показан на Фигура 51,:



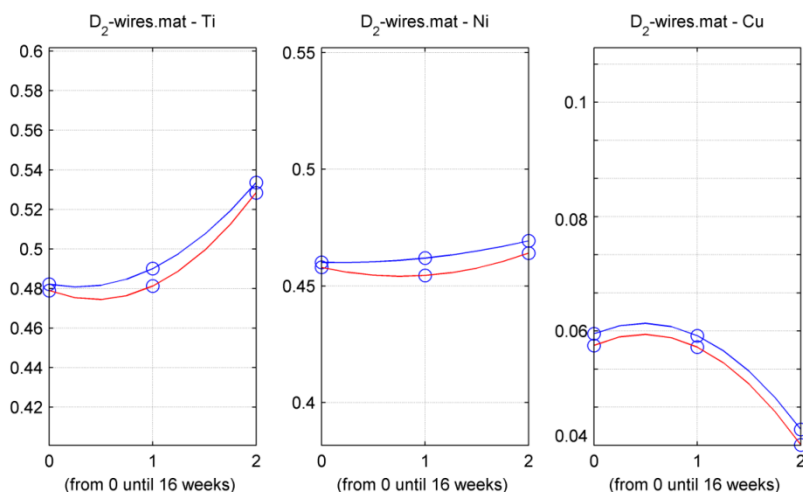
**Фигура 51: Сравнение на динамиката на промените при вид  $D_1$  дъги.**

На Фигура 51 маркерите върху абсцисната ос имат следните значения: 0 съответства на нова дъга, 1 на дъга, използвана 4 седмици, 2 на дъга, използвана 6 седмици, 3 на дъга, използвана 10 седмици и 4 на дъга, използвана 16 седмици.

За динамиката на промяната в химичния състав при дъги от *вид D* (Фигура 51), можем да заключим следното:

- стабилно поведение, т.е. химичният състав остава постоянен до 6-та седмица,
- след 8-та седмица се наблюдава локално нарушаване в пропорциите.

Резултатът от моделиране на динамиката в химическия състав на дъги (*вид  $D_2$* ) е показан на Фигура 52.



Фигура 52: Сравнение на динамиката на промените при вид  $D_2$  дъги.

На Фигура 52 маркерите върху абсцисната ос имат следните значения: 0 съответства на нова дъга, 1 на дъга, използвана 6 седмици, 2 на дъга, използвана 8 седмици.

За дъгите от *вид*  $D_2$  (Фигура 52) можем да заключим следното: до 6-та седмица химичният състав е стабилен, като в последствие съдържанието на мед рязко пада, компенсирайки се най-вече с титан. Оттук следва, че ползването на тези ортодонтски дъги повече от 6 седмици не е препоръчително.

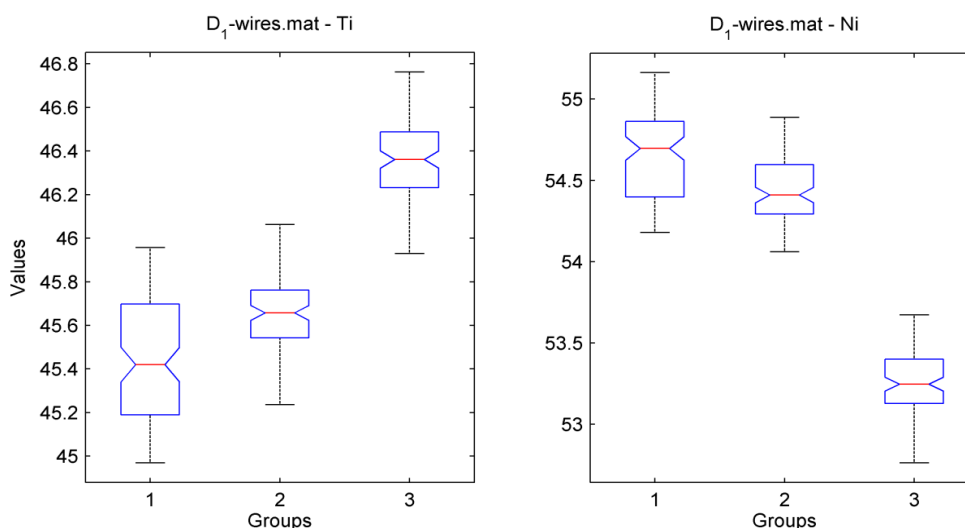
### V.5.3 Резултати от дисперсионния статистически анализ

Дисперсионният анализ представлява колекция от статистически модели, използвани за анализ на разликите между групови медианни и средни стойности, и свързаните с тях процедури (като "отклонение" в и между групите), разработени от Fisher.

Фигура 53 и Фигура 54 съответстват на изследванията, проведени с дъги от вид  $D_1$ ,  $D_2$ . Всяка фигура съдържа няколко панела, използващи имената на изследваните химични елементи и името на съответния вид дъга. Означенията по абсцисната ос на всеки панел са: 1 - нови дъги, 2 – дъги, използвани до 6 седмици и 3 – дъги, използвани над 8 седмици. По ординатната ос се отчитат тегловни проценти. На всяка стойност от абсцисата съответства отделен

статистически бокс-плот. Статистическите бокс-плотове се състоят от: синя правоъгълна и триъгълна части, червена черта, показваща медианата на данните, и черни мустачки, даващи пълния обхват на данните. Разликата между две медиани е статистически значима с ниво от 5%, ако техните интервали не се припокриват. За крайни точки на интервалите се приемат краищата на прорезите, т. е. синята част на бокс-плотовете. Стойностите на краищата са изчислени съответно като  $q_2 \pm 1.57(q_3 - q_1)/\sqrt{n}$ , където  $q_2$  е медианата (50-тия персентил),  $q_1$  и  $q_3$  са 25-ти и 75-ти персентил, съответно, и  $n$  е броят на наблюденията.

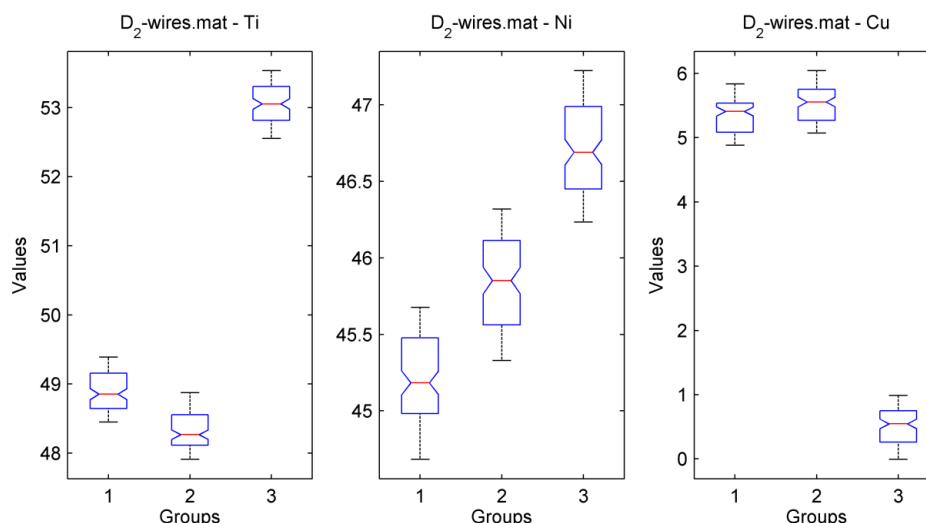
Резултатът от дисперсионния анализ на динамиката на химическия състав на изследваните дъги (*вид D<sub>1</sub>*) е показан на Фигура 53.



**Фигура 53:** Анализ на дисперсията на данните при медианен статистически тест (дъги от вид *D<sub>1</sub>*)

При дъгите от *вид D<sub>1</sub>*, наблюдаваме следната закономерност: След 8 седмици дисбалансът става статистически значим, което ги прави неподходящи за използване.

Резултатът от дисперсионния анализ на динамиката на химическия състав на изследваните дъги (*вид D<sub>2</sub>*) е показан на Фигура 54.



**Фигура 54: Анализ на дисперсията на данните при медианен статистически тест (дъги от вид D<sub>2</sub>)**

При дъгите от *вид D<sub>2</sub>*, се наблюдава закономерност, аналогична на тази при дъгите от *вид D<sub>1</sub>*.

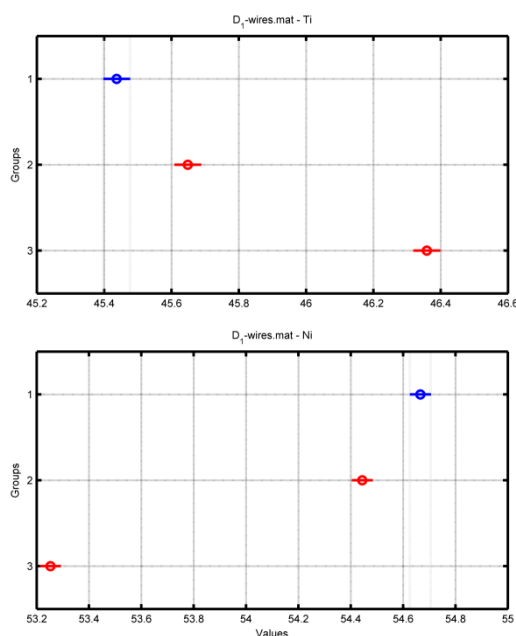
#### V.5.4 Резултати от сравнителния статистически анализ

*Сравнителният* статистически анализ използва за база статистиките, създадени от *дисперсионния* статистически анализ, като при това провежда допълнителни тестове за анализ на статистическата значимост на разликите в средните стойности, като същевременно коригира стойностите с коефициент за мултигрупово сравняване.

Фигура 55 и Фигура 56 съответстват на изследванията, проведени с дъги от вид D<sub>1</sub>, D<sub>2</sub>. Всяка фигура съдържа няколко панела, използващи имената на изследваните химични елементи и името на съответния вид дъга. На ординатната ос на всеки панел 1 съответства на множеството нови дъги, 2 – съответства на дъги, използвани до 6 седмици и 3 – на дъги, използвани над 8 седмици. По абсцисната ос се отчитат тегловни проценти. Цветните точки показват средната стойност на съответния химичен елемент, а цветните линии показват дисперсията на данните около средната им стойност. За всички панели със син цвят е означена началната средна стойност, т.е. на множеството нови

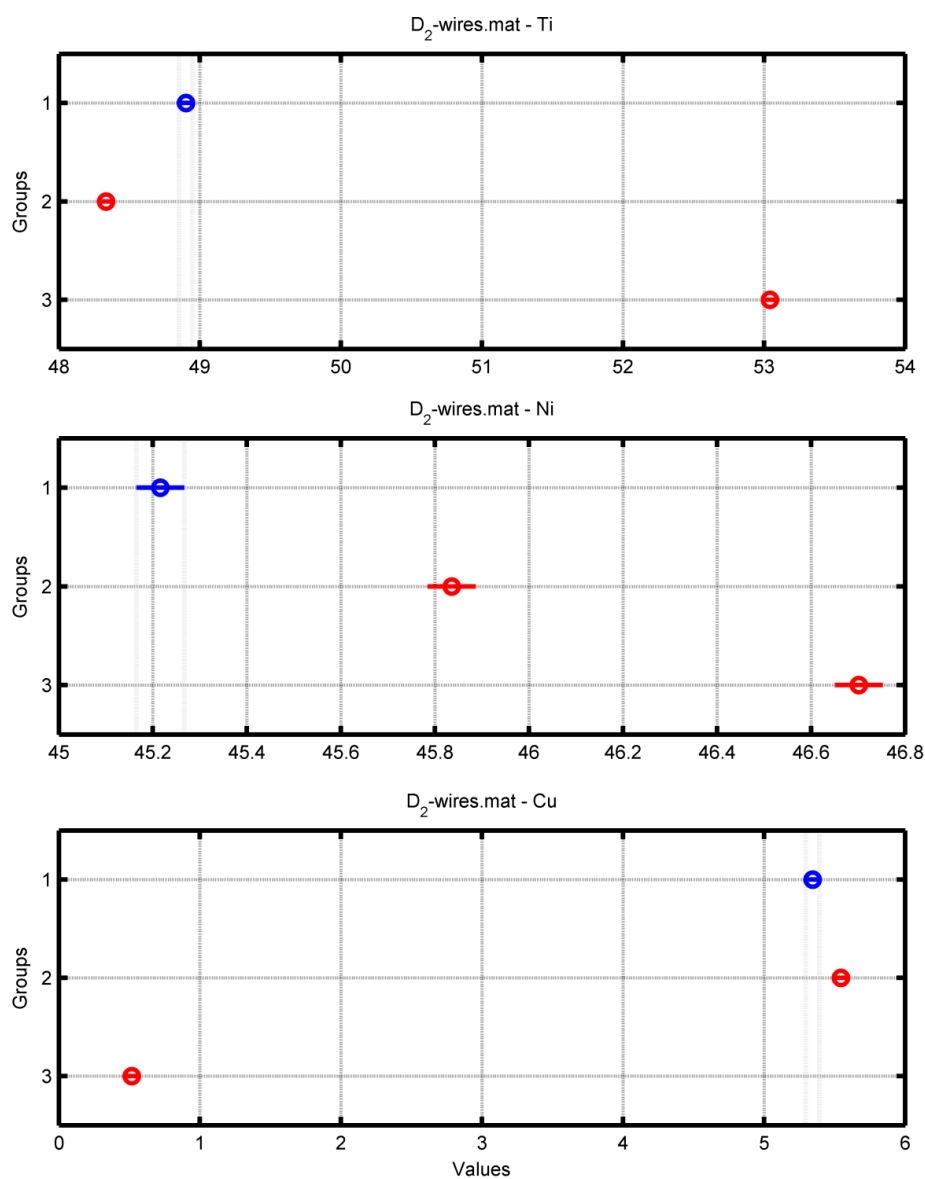
дъги, а дъгите с различно време на използване са дадени в червен или в жълт цвят. Ако цветните линии от два произволни реда на един панел нямат вертикално припокриване, то това означава, че разликите между съответните периоди на престой на дъгата в устата на пациента са статистически значими. Обратно, ако чертите в два реда имат вертикално припокриване, то това означава, че съответните периоди на престой на дъгата в устата на пациента не могат да бъдат статистически отделени, т.е. разликите не могат да бъдат обявени за статистически значими. В такъв смисъл присъствието на червен цвят означава, че разликите в съдържанието на разглеждания химичен елемент между нова дъга и дъга, използвана за съответния период от време, са статистически значими. Обратно присъствието на жълт цвят означава, че съдържанието на разглеждания химичен елемент в нова дъга и в дъга, използвана за съответния период от време, са статистически неразличими.

Резултатът от сравнителния статистически анализ на динамиката на химическия състав на изследваните *вид D<sub>1</sub>* дъги е показан на Фигура 55:



**Фигура 55:** Мулти-сравнителен статистически анализ на динамиката на промените при дъги от вид  $D_1$ .

Резултатът от сравнителния статистически анализ на динамиката на химическия състав на изследваните *вид D<sub>2</sub>* дъги е показан на Фигура 56.



**Фигура 56:** Мулти-сравнителен статистически анализ на динамиката на промените при дъги от вид *D<sub>2</sub>*.

За дъгите от *вид D<sub>1</sub>* и *D<sub>2</sub>* (Фигура 55 и Фигура 56) можем да обобщим, че след 6 седмица се наблюдава начало на дисбаланс, което ги прави неподходящи за използване след този период.

## VI. ОБСЪЖДАНЕ

### VI.1 Обсъждане на резултатите по първата изследователска задача

Известно е, че всяка промяна в химичния състав на дадена сплав води до изменения и в нейните свойства. Анализирайки състава на изследваните дъги, ние първо съпоставихме получените данни за новите, неизползвани дъги с тези, получени в научната литература. Получените резултати дават основание да смятаме, че има съвпадение на данните. Анализът, направен чрез EDS за елементния състав на стоманените дъги, потвърждава този направен от de Biasi RS и колектив<sup>53</sup> и Brantley<sup>32</sup>. При Ni-Ti дъги процентните съотношения на никела и титана са такива, каквито са дадени от Buehler WJ, Brantley<sup>32, 39</sup>. За ТМА дъгите анализът отново потвърждава данните на Goldberg AJ<sup>79</sup> за химичния състав на титан-молибденовата сплав.

При процесите на автоклавиране не са установени съществени изменения по повърхността на изследваните дъги. Pernier C. и колектив<sup>162</sup> изследват влиянието на автоклавирането върху повърхностните параметри и механичните качества на шест ортодонти дъги. Анализирани дъги са от неръждаема стомана, никел-титан и титан-молибден. Те са изследвани както при получаване на нова дъга, така и след автоклавирането ѝ, използвайки техники за наблюдение на повърхностната структура, включващи оптичен сканиращ микроскоп, микроскопиране и атомна профилометрия. Механичните качества са оценени от три точкови тестове за огъване. Получените от тях резултати показват, че автоклавирането няма вредни ефекти върху повърхностните параметри и съответните механични качества.

Резултатите показват незначителни промени в химичния състав. При Ni-Ti се наблюдава покачване на съдържанието на титан с +0.17% и понижение на никела с -0.17% , което е резултат от грешката на метода. Дори и да няма

грешка, отклоненията нямат статистическа значимост и са в рамките на стойностите, цитирани в литературните източници<sup>41, 44</sup>. И при останалите видове дъги **C** и **D** се наблюдават също незначителни изменения в химичния състав, което отново е в диапазона на грешката на метода. Само при дъги от вид **A** е установено по-значително увеличение на желязото +0.59%, което по всяка вероятност се дължи на отклонения в състава при различните партии дъги или отлагания върху дъгата, причинени от водните пари в автоклава след подсушаването<sup>107</sup>.

Изследванията не установяват изменения в повърхностната структура на изследваните дъги. На СЕМ не се наблюдават процеси на корозия или увеличаване на грапавостта. Някои автори също доказват, че ефектът от стерилизацията не може да предизвика промени в механичните свойства и повърхностното състояние на ортодонтските дъги<sup>107, 139, 195</sup>. Други автори<sup>162, 200</sup> откриват леко увеличаване на повърхностните неравности и започване на корозивни процеси на Ni-Ti, но това е незначително. По-голямата грапавост се обяснява с факта, че стерилизацията премахва остатъци и мазни следи, които може да са останали по дъгите след тяхното производство, което прави трудно измерването на реалната повърхностна грапавост на дъгите преди автоклавиране.

Проведените анализи чрез EDS не откриха статистически значими промени в химичния състав на автоклавираните дъги. Минималните разлики, установени при анализа, могат да се дължат на няколко вероятни причини: в следствие на това, че изследванията са проведени в различни точки на дъгата, а сплавта не е съвсем хомогенна; или в следствие на грешка на ползваната апаратура. Друга възможна причина за вариации в химичния състав е сложността на процедурите за производство.

Обща констатация е, че голямата разлика в свойствата на дъгите в рамките на отделните партии силно ограничава последователността на експерименталните данни <sup>162</sup>.

По наше мнение ортодонтските дъги трябва да се стерилизират, защото процесите на автоклавиране не влошават свойствата на дъгите, а от друга страна, ортодонтите трябва да гарантират максимална безопасност на своите пациенти. Експериментите за наличие на бактерии показват, че ортодонтските дъги не са стерилни, като върху 12% от тях се развиват бактериални колонии. Посоченото ниво на заразяване е ниско, но ако се цели пълна стерилност, то трябва да се извършва стерилизация чрез автоклав, както е препоръчано и от производителите <sup>162</sup>.

## VI.2 Обсъждане на резултатите по втората изследователска задача

Химичният състав и повърхностната структура на ортодонтските дъги са важни характеристики, които влияят върху техните свойства, естетиката, устойчивостта им към корозия и тяхната биосъвместимост. Ортодонтските дъги от неръждаема стомана притежават хетерогенните повърхностни параметри, като се редуват участъци с гладка и грапава повърхност, с вдлъбнатини и разнообразни набраздявания, вследствие на производствения процес <sup>51</sup>. Все пак те притежават най-гладката повърхност от всички други изследвани дъги и това се потвърждава и от направените СЕМ изображения. Изследванията със СЕМ на използвани дъги от **вид А** установяват също корозивни зони. Интересното е, че корозията се появява и при използвани само в продължение на 2 седмици дъги. Това съвпада и с мнението на Zheng Y.<sup>218</sup>, че повърхността на ортодонтските дъги се засяга след 7 дни. Според Daems J.<sup>51</sup> пукнатинна корозия се образува в наранената повърхност на дъгата, дори и при неизползваните дъги. Пукнатинната корозия може да бъде причинена не само от ортодонското лечение и от производствения процес, но и при контакта брекети-дъга. Eliades T.

и Athanasiou A.<sup>61</sup> установяват, че повърхността на ортодонтически дъги се покрива от плака и хранителни остатъци, които маскират топографията на повърхността на сплавта. Маскирането е в различна степен в зависимост от оралната среда на всеки отделен пациент и интраоралният период на експозиция. Микробни продукти и метаболитни процеси могат да променят условията на средата и да намалят рН. Това намаляване на рН допринася за започване на процеса на корозия, причинена от нарушаване на регенерацията на пасивния слой от хромен оксид. Изследванията, които извършихме показват, че при използваните до 6 седмици над 8 седмици дъги се наблюдава редуване на зони, обхванати от повърхностна корозия и такива, които не са засегнати. По степента на корозия, обаче не може да се определи колко време дъгата е престояла в устата на пациента, защото корозията зависи от хигиената на пациента, използването на флуоросъдържащи пасти и вида на използваната храна<sup>45</sup>.

Направените изследвания с енергийно-дисперсионен анализ (EDS) установяват основните елементи в дъгата. При изследване на неизползваните стоманени дъги бяха открити следните химични елементи: Si, Cr, Mn, Fe, Ni, което съвпада с проучванията на други автори<sup>22, 29</sup>. При използваните дъги за лечение допълнително присъстват P, S, Cl, K, Ca. Това са елементи, съдържащи се в образуваната интраорално белтъчна обвивка, която покрива топографската повърхност на дъгата, като и големината ѝ зависи от индивидуалните орални навици на пациента и от интраоралният период на престой<sup>61, 64, 65</sup>.

По отношение на количеството на основните елементи, изграждащи сплавта за дъгите от **вид А** в зависимост от времето за престой, можем да заключим следното: съдържанието на Si остава без промяна до 10-та седмица. При Cr, Mn и Ni наблюдаваме леки колебания през периода на използване, но като цяло съдържанията им се запазват. Това, което най-много ни интересува, е количеството на никела, който, както е известно, е най-честата причина за

контактна алергия<sup>108</sup>. От Фигура 32 се вижда, че през първия период (до 6 седмици) количеството на никела намалява, а след това се покачва приблизително до първоначалните стойности. Това съвпада с проучването на Gjerdet NR и колектив<sup>77</sup> и Souza R.<sup>187</sup>, които установяват, че се запазва тенденцията за стабилизиране на количеството на металите, които са освободени след период от време. Предполага се, че това е така, защото химичните елементи в ортодонтските апарати достигат в равновесно състояние със слюнката след определено време.

По-различно е положението при основния компонент на сплавта – Fe. В началото на периода количеството му спада, а след четвъртата седмица се стабилизира. Във втория изследван период (над 8 седмици) се наблюдава драматично спадане с почти постоянна скорост, като намаляването в рамките на 10-тата седмица е с повече от един тегловен процент, т.е. количеството желязо надвишава грешката на измерването. Наблюдаваното явление ни дава възможност да преценим кога във времето дъгата трябва да бъде сменена поради неефективно действие. Неефективността тук се проявява не поради вероятност от счупване, а поради различните свойства в определени области от дъгата, обхванати от различна по степен корозия. В зоните, където има корозивни процеси, количеството на желязото е силно намаляло (вж. X.4).

Установеният факт не противоречи на предходни проучвания. Например, в едно свое интересно проучване Souza R.<sup>187</sup> изследва количеството желязо в слюнката на пациента след поставяне на фиксирани апарати и установява, че количеството желязо не е повишило нивото си. Резултатът е неочакван, тъй като желязото е основен елемент на неръждаемата стомана, и по този начин трябва да представи най-голямото отклонение. Явлението може да се обясни с факта, че големи количества йонно желязо се намират в устната кухина и преди поставянето на апарата.

### VI.3 Обсъждане на резултатите по третата изследователска задача

През последните години използването на Ni-Ti ортодонтски дъги рязко се увеличи, поради техните отлични еластични свойства и освобождаването на слаби и постоянни сили, което води до по-ефикасно ортодонтско движение на зъбите. Свойствата на никел-титановите ортодонтски дъги зависят от съотношението и характеристиките на микроструктурните фази, в които се намират<sup>32, 58</sup>.

Направеният XRD анализ изучава фазите в никел-титаниевите ортодонтски дъги при стайна температура и доказва, че те могат да бъдат в мартензитна или аустенитна фаза. Мартензитните са първите дъги от този вид сплав, произведени от 3M Unitek, Monrovia, CA, USA. Аустенитните са познати като супереластични Ni-Ti дъги. Те притежават уникалното свойство „супереластичност“, изразяващо се в преминаване през стрес-индуцирана фазова трансформация от аустенит към мартензит при натоварване или активиране в еластичната област<sup>157, 196</sup>. След деформация тази сплав възстановява форма си до 8% от първоначалното положение.

Както бе споменато по-горе, класическият нитинол е предимно в мартензитно състояние при всякакви температури, но минимална трансформация към аустенит може да се случи при по-високи температури. Интересното е, че при нашите изследвания не се наблюдава съществена разлика в химичния състав при класическата нитинолова дъга и супереластичната дъга. Тези резултати се потвърждават и от други изследователи<sup>32, 117</sup>. Разликата във фазите се постига чрез различна термо-механична обработка на сплавта по време на производствения процес<sup>184</sup>. Никел-титановите дъги имат променливи механични свойства, зависещи от кристалната структура или фазата. Освен това, механичните отговори на никел-титановите дъги варират в зависимост от температурата, дори и при липса на фазова трансформация<sup>166</sup>.

Направените от нас СЕМ и EDS анализи показват, че по повърхността на се отлага материала биофилм. След използване, никел-титановите дъги се покриват с белтъчни отлагания. Посочените отлагания покриват топографската повърхност на сплавта до степен, зависеща от пероралните условия на средата на отделния пациент и от периода на интраорален престой<sup>19</sup>. Органичните съставки на филма, придобити по повърхността на сплавта, са амид, алкохол и карбонат, докато преобладаващите видове химични елементи са Na, K, Cl, Ca, и P. Елементното разпределение в биофилма съответства на формирането на NaCl, KCl и Ca-P кристални отлагания върху повърхността на дъгите. При анализа на резултатите от нашите изследвания прави впечатление, че в началото на периода има постепенно увеличаване на посочените елементи, а след 10-та седмица намаляване. Степента на образуването на плака се влияе предимно от индивидуалните интраорални условия и оралната хигиена на пациента<sup>83</sup>. На клинично ниво описаните изменения могат да се отразят на грапавостта на дъгата, като окажат неблагоприятно въздействие върху ефикасността на някои механо-терапевтични подходи, като например хлъзгащата механика.

От направените със СЕМ снимки на повърхността на Ni-Ti дъги (вж. X.4, Фигура 31) се вижда по-грапавата повърхност и започващите процеси на корозия. Тези дъги имат относително по-големи повърхностни неравности в сравнение със стоманените и в резултат на това има по-голямо триене между брекета и дъгата. Тази тяхна грапавост е подобна на грапавостта на ТМА, което се дължи на съдържащия се в двете сплави титан.

Корозията на сплавта се получава в следствие на отложения биофилм и агресивната среда в устата. Най-често се установяват питингова и пукнатинна корозия, които са в следствие на въздействието на електролитната среда в устата. Въпреки, че питинговата корозия се наблюдава върху повърхността на

използваните вече Ni-Ti дъги, клинично не са установени неблагоприятни ефекти върху механичните им свойства. Липсата на значими ефекти се установява въпреки очевидната промяна на повърхността на сплавта, включваща значително по-голямо увеличение на неравностите, което се вижда на X.4, Фигура 32. Staffolani и колектив<sup>188</sup> изказват мнение, че никел-титановите дъги трябва да бъдат отстранени след 4 седмици, и не са съгласни с Lee и Change<sup>124</sup>, които заявяват, че няма промени в свойствата на никел-титановите дъги след потапяне в изкуствена слюнка. Staffolani и колектив<sup>188</sup> смятат, че скоростта на образуване на корозия при тези дъги се увеличава с увеличаването на температурата. Но при техните изследвания дъгите са били поставени при постоянна температура от 600<sup>0</sup>C, което не възпроизвежда реалната среда в устната кухина. Изследвания, направени от House и колектив<sup>85</sup> също не показват разрушаване на металните дъги или вредно влияние върху механичните свойства на Ni-Ti дъгите, въпреки корозията по повърхността.

Извършеният от нас мулти-сравнителен статистически анализ на динамиката на промените на химичния състав при никел-титановите дъги води недвусмислено до извода, че те трябва да се ползват под 6 седмици. Същият извод е потвърден и чрез дисперсионен анализ.

#### VI.4 Обсъждане на резултатите по четвъртата изследователска задача

Бета-титановите дъги са подходящи при подравняването и нивелирането на зъбите по време на ортодонтското лечение. При правилното им приложение се постига по-ефективно ортодонтско движение на зъбите за по-кратък лечебен период от време<sup>80</sup>. Бета-титановите дъги са особено полезни при направата на интрузионни дъги, кантилевъри и затварящи извивки, тъй като улесняват контролирането на силовите системи. Установено е, че използването на ТМА дъгите продължава да се увеличава в сравнение с използването на дъги от неръждаема стомана, особено в началните етапи от лечението<sup>152</sup>.

Всички ТМА дъги, обаче показват относително грапава повърхност. Нашите изследвания със СЕМ на бета-титановите дъги, които са описани в настоящата дисертация, разкриват относително неравна повърхност, което е в резултат на прилепването или студеното спояване на титана към матрицата или валяка при направата на дъгите<sup>32</sup>. Тези повърхностни неравности допринасят за високите стойности на триене. В изследванията си Krishnan V. и Kumar J.<sup>113</sup> доказват, че SS дъгите имат почти гладка повърхност с някои вертикално ориентирани пукнатини, докато ТМА са с най-лошите повърхностни характеристики.

Оценката на повърхностната структура на ортодотската дъга е важна, тъй като грапавостта влияе на работните характеристики, а също и на корозионния потенциал. Отличната корозионна устойчивост и биосъвместимост на бета-титановите дъги се дължи на присъствието на тънък, прилепнал пасивиращ повърхността слой от титанов оксид. Въпреки това направените от нас изследвания показват, че на шестата седмица от поставянето на дъгата в устата има наличие на корозионни процеси, които допълнително влошават неравната повърхност на ТМА дъгите.

Изследванията, направени от нас с XRD анализ, показват полиморфната форма на титана при стайна температура. Съставът на титан-молибденовата сплав се стабилизира при висока температура в централно-центрираната кубична  $\beta$ -фаза, но е възможно да се намери и хексагоналната  $\alpha$ -фаза<sup>32</sup>. В изследваните дъги се открива хексагоналната  $\alpha$ -фаза. При технологичната направа на тези дъги може да се появи проблем, свързан с реактивността на титана. Това е основата причина да съществуват данни за податливост на счупване по време на клинична манипулация при някои партии ТМА дъги, въпреки присъщото за бета-титановите дъги отлично формообразуване<sup>18</sup>. Това

са единствените дъги, които не съдържат никел, което увеличава интереса към тях.

## VI.5 Обсъждане на резултатите по петата изследователска задача

Топлоактивиращите ортодонтски дъги притежават свойството памет на формата и се наричат мартензитно активни. Те могат да се деформират в мартензитната си фаза, като при повишаване на температурата в устната кухина се предизвиква фазова трансформация към аустенитна фаза и съответно възвръщане на формата на дъгата към оригиналната. Различаваме два вида топлоактивиращи ортодонтски дъги: едните съдържат мед, което е за сметка на намаляване на количеството на никела, а другите не съдържат мед и техният състав е приблизително същият като този на Ni-Ti дъги. Посоченият факт е доказан в нашето изследване с EDS (вж. Таблица 14 и Таблица 15).

Copper Ni-Ti притежават по-постоянни и по-слаби сили при активиране и деактивиране<sup>184</sup> в сравнение с Ni-Ti дъги. Добавянето на мед в Ni-Ti сплави определя пътя на трансформация аустенит ↔ мартензит и предпазва от образуване на утайки от Ti<sub>3</sub>Ni<sub>4</sub><sup>75</sup>. Добавянето на мед към никел-титана (Gil и Planell<sup>75</sup>) е ефективно за стабилизиране на температурната трансформация и стесняване на температурния хистерезис между формирането на аустенит при нагряване и мартензит при охлаждане. Освен това медта засяга механичните свойства на никел-титана.

При изследването на Cu-Ni-Ti дъгите с температура на прехода от 27<sup>0</sup>C се наблюдава само един пик при стайна температура и това се тълкува с трансформацията от мартензит към аустенит, което е в съответствие с изследванията на Biermann MC<sup>26</sup>. Топлоактивиращите Ni-Ti, Cu-Ni-Ti дъги на 27<sup>0</sup>C се намират в крайното аустенитно състояние при приблизителни стайни температури<sup>166</sup>.

Изследване на Iijima<sup>94</sup> върху топлоактивиращите дъги без мед показва по-голямо количество аустенит и много малко мартензит при стайна температура. При 0°C топлинните криви показват, че тези дъги обикновено са в мартензит с някакво количество междинна R-фаза. Фазовата трансформация при значително по-ниска стайна температура, може да има практическо значение за съответните топлоактивиращи NiTi ортодонтски дъги, тъй като преминаването към по-меката мартензитна структура ще улесни лигирането на дъгите в брекетите<sup>31</sup>.

При Cu Ni-Ti дъгите се наблюдава по-голяма честота на питингова корозия<sup>166</sup>. В направено изследване се установява по-малък брой Ni-Ti дъги, обхванати от този вид корозия, в сравнение с тези, съдържащи мед<sup>75</sup>. Това е така, защото медта се свързва с други сплавни елементи и се образуват вторични фази, които често са обект на повишена корозия.

## VII. ЗАКЛЮЧЕНИЯ

### VII. 1 Заключение по първа изследователска задача

Ортодонтските дъги са неразделен елемент от фиксираната техника, използвана за лечение на ортодонтските деформации. Специфичните изисквания към профилактиката и контрола на вътреболничните инфекции задължава всеки ортодонт да не допуска контаминирани ортодонтски дъги да попаднат в устата на пациента. Изследвано е влиянието на процесите на автоклавиране върху химичния състав, структурата и повърхностните промени на ортодонтските дъги. От направените анализи можем да заключим следното:

Разгледана е топографията на повърхността на нови неизползвани ортодонтски SS дъги както и на дъги след автоклавиране. Установено е наличие на механични неравности, причинени по време на производството. Повърхността на стоманените дъги е най-гладка в сравнение с другите изследвани дъги.

Процесите на автоклавиране не влияят върху кристалната структура и параметрите на изследваните дъги. Направените анализи чрез сканиращ електронен микроскоп (SEM) и енергийно-дисперсионен анализ (EDS) доказват, че не настъпват съществени промени в химичния състав по повърхността на автоклавираните дъги.

Установената липса на статистическа значима разлика в изследването на нови и автоклавираните ортодонтски дъги дава основание да се направи заключение, че ортодонтските дъги трябва да се стерилизират, защото процесите на автоклавиране не влошават техните свойства, а ортодонтите трябва да гарантират максимална безопасност на своите пациенти.

## VII. 2 Заключение по втора задача

Всяка една от изследваните видове ортодонтски дъги има своите специфични характеристики и притежава характерни химични и механични свойства, давайки възможност за избор при тяхната употреба в различните етапи от лечението.

Ортодонтските дъги от неръждаема стомана притежават хетерогенните повърхностни параметри, които са в следствие на производствения процес. Установено е, че те притежават най-гладката повърхност от всички други изследвани дъги, което се потвърждава от направените СЕМ изображения. Също така след втората седмица при използваните дъги се наблюдават корозионни зони, като е установено редуване на засегнати и незасегнати участъци.

Установено е, че повърхността на SS ортодонтските дъги се покрива от плака и хранителни остатъци, които маскират топографията на повърхността на сплавта в различна степен в зависимост от оралната среда на всеки отделен пациент и интраоралния период на експозиция.

При изследване с енергийно - дисперсионен анализ (EDS) бе установена, че основните елементи в неизползваната дъга са: Si, Cr, Mn, Fe, Ni. След използването им за лечение допълнително се откриват и следните други елементи P, S, Cl, K, Ca. Те са в резултат на образуваната интраорално белтъчна обвивка, която покрива топографската повърхност на дъгата и големината ѝ зависи от индивидуалните орални навици на пациента и от интраоралния период на престой.

В зависимост от времето на престой на SS дъгата съдържанието на Si остава без промяна до 10-та седмица, а при Cr, Mn и Ni наблюдаваме леки колебания през периода на използване, но като цяло съдържанията им се

запазват. В началото на периода съдържанието на желязо намалява, а след четвъртата седмица се стабилизира. Във втория изследван период (над 8 седмици) се наблюдава драматично спадане с почти постоянна скорост, като намаляването в рамките на 10 седмици е с повече от един тегловен процент. Това дава възможност да преценим кога във времето дъгата трябва да бъде сменена поради неефективно действие.

### **VII. 3 Заключение по трета задача**

Никел-титановите ортодонтски дъги притежават отлични еластични свойства, като освобождават слаби и постоянни сили, което води до по-ефикасно ортодонтско движение на зъбите. Свойствата на никел-титановите ортодонтски дъги зависи от съотношението и характеристиките на микроструктурните фази.

Установяваме чрез XRD анализа, че при стайна температура Ni-Ti дъги са в мартензитна фаза. Доказахме с нашите изследвания, че не се наблюдава съществена разлика в химичния състав между класическата нитинолова дъга и супереластичната дъга. След използване Ni-Ti дъги се покриват от образувани белтъчни отлагания, които покриват топографската повърхност на сплавта. От органичните съставки на филма, преобладаващите елементи са Na, K, Cl, Ca, и P, което свързваме с формирането на NaCl, KCl и Ca-P кристални отлагания върху повърхността на дъгите. Степента на образуването на отлежалата плака се влияе предимно от индивидуалните интраорални условия и оралната хигиена на пациента.

Резултатите от SEM анализа на Ni-Ti дъги показват по-грапавата повърхност и по-големи повърхностни неравности, а също така и започващи процеси на корозия.

Мулти-сравнителният статистически анализ на динамиката на промените в Ni-Ti дъги и дисперсионният анализ показват, че те трябва да се ползват до 6 седмици.

#### **VII. 4 Заключение по четвърта задача**

Бета-титановите ортодонтски дъги са подходящи при подравняване и нивелиране на зъбите по време на ортодонтското лечение. Установихме чрез SEM анализ относително грапава повърхност. След шестата седмица от поставянето на дъгата в устата има наличие на корозионни процеси, които допълнително увеличават неравната повърхност на TMA дъгите.

Структурните изследвания от XRD анализа показват полиморфна форма на титана при стайна температура и централно-центрирана кубична  $\beta$ -фаза. В изследваните от нас дъги се открива и хексагонална  $\alpha$ -фаза.

Установено е, че при изследваните, използвани над 10 седмици TMA дъги, не се наблюдават съществени отклонения в съдържанието на Ti, Zr, Mo и Sn. Интересът към TMA дъгите се повишава, тъй като това са единствените дъги, които не съдържат никел.

#### **VII. 5 Заключение по петта задача**

Резултатите от направените рентгенови и морфологични повърхностни изследвания показват, че основният химичен състав на ортодонските дъги не се променя в периода на лечение до 10 седмици. При топлоактивиращите дъги (със и без съдържание на мед) резултатите, получени от XRD анализа, показват постепенно аморфизиране на материала с увеличаване периода на лечение. Установеният факт се дължи на следните две протичащи явления: нарастване на дефектността на структурата, в резултат на деформационни въздействия и протичане на корозионни процеси по повърхността на материала, в резултат на

химични въздействия по време на лечение. Наличието на химични примеси и отлагания се свързва с индивидуалната устна хигиена на всеки пациент.

SEM анализът показва, че всяка от двата вида дъги има своя собствена повърхностна характеристика, зависеща от производствените процедури, времето на престой в устата, дейностите на ортодонта и навиците на пациента.

Продължителността на използване не оказва съществено влияние върху процентното съотношение на елементите в топлоактивиращите ортодонтички дъги.

## VIII. ИЗВОДИ

На база на резултатите, получени от първото по рода си в България систематично изследване на промените в химичния състав и структурата на ортодонтските дъги преди и след използването им лечение, могат да бъдат направени следните изводи:

1. Създадена е база данни за химичния състав на ортодонтските дъги, направени от хром-никелова, никел-титанова, титан-молибденова и мед-никел-титанова сплави, предлагани и използвани при лечение с фиксирана техника в катедрата по Ортодонтия към Факултет по Дентална Медицина, МУ, град София.

2. Доказахме, че процесите на автоклавиране не променят химичния състав и не влияят върху кристалната структура на ортодонтските дъги, направени от хром-никелова, никел-титанова, титан-молибденова и мед-никел-титанова сплави, предлагани и използвани при лечение с фиксирана техника. Резултатите от изследванията потвърждават хипотезата, че процесите на автоклавиране не влошават свойствата на дъгите.

3. Доказахме, че продължителността на лечение не оказва съществено влияние върху химичния състав на изследваните ортодонтски дъги, но продължителната им употреба (над 8 седмици) води до аморфизиране на материала.

4. Установихме, че след двуседмично използване за лечение, по повърхността на всички изследвани видове дъги настъпват корозионни промени, които не влияят на оптималните им свойства, което позволява тяхната употреба в период до 6 седмици.

5. Доказахме, наличието на биофилм и отлагания по повърхността на дъгите. Те се установяват дори и при двуседмична употреба, а количеството им се свързва с индивидуалната устна хигиена на пациента.

## IX. БИБЛИОГРАФИЯ

- 1 Йорданова Гр. Клинични възможности при лечение с апарата –  
Pendulum. Дисертация, София, 2013, стр. 211
- 2 Йорданова Г., М. Динкова. Индикации, устройство и приложение на  
апарата пендулум, Ортодонтски преглед, 2004; 6 (1), 12-15
- 3 Йорданова Гр., В. Стоянова, Резорбция на зъбния корен и ортодонтските  
лечения. Анализ на тематиката и литературните данни – I част,  
Ортодонтски преглед, 2014, 16 (1)
- 4 Крумова, В. Ръководство по ортодонтия за студенти. София: Медицина и  
физкултура, 2012; стр.28
- 5 Мутафчиев, В., В. Крумова, В. Йорданов. Ортодонтия за  
общопрактикуващия стоматолог. София: Немезида, 2003; стр. 447-453
- 6 Петров, В. “Механични свойства на най – употребяваните в практиката  
ортодонтски дъги.” Ортодонтски преглед 2010; 12: 1, 16 – 20
- 7 Топалски, С. “Мартензитно превръщане при деформация на монокристал  
от Cu-Al-Ni сплав с памет на формата.” Научни трудове на Русенския  
Университет 2008, том 47, серия 2.
- 8 Ađaođlu G, Arun T, Izgi B, Yarat A. “Nickel and chromium levels in the  
saliva and serum of patients with fixed orthodontic appliances.” Angle  
Orthodontist, 2001; 71: 375–379.
- 9 Airoidi G, Bellini G, and DiFrancesco C. Transformation cycling in Ni-Ti  
alloys. J Physics F: Metal Physics 1984; 14:1983-7.

- Alcock J, et al. Nanoindentation of orthodontic archwires: The effect of  
 10 decontamination and clinical use on hardness, elastic modulus and surface  
 roughness. *Dental Materials* 2009; 25: 1039-1043.
- Al-Waheidi, EM. Allergic reaction to nickel orthodontic wire: a case report.  
 11 *Quintessence Int.*, 1995; 26: 385–387.
- Amini F, et al. Metal ion release from fixed orthodontic appliances-an in vivo  
 12 study. *European Journal of Orthodontics* 2011; 8, 1 – 5.
- Amini F, et al. Variations in surface roughness of seven orthodontic  
 13 archwires: an SEM-profilometry study. *Korean J Orthod* 2012; 42(3): 129-  
 137.
- Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55- cobalt substituted Nitinol  
 14 wire for use in orthodontics. *JADA* 1971; 82: 1373–5.
- Andreasen, GF, Brady PR. A use hypothesis for 55 Nitinol wire for  
 15 orthodontics. *Angle Orthod*, 1972; 42: 172-7.
- Andreasen, GF, Heilman H, Krell D. Stiffness changes in thermodynamic  
 16 nitinol with increasing temperature.” *Angle Orthod* , 1985; 55:120-126.
- Asgharnia MK, Brantley WA. Comparison of bending and tension tests for  
 17 orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986; 89: 228-36.
- Ashby M F, Jones D R H. *Engineering materials*. New York: Pergamon Press,  
 18 1988.
- Baier R E, Meyer A E, Natiella R R, Carter J M, Surface properties determine  
 19 bioadhesive outcomes: methods and results. *Journal of Biomedical Materials  
 Research*1984; 18: 337 – 355.

- 20 Barret RD, Bishara SE, Quinn JK. Biodegradation of orthodontic appliances. Part I: biodegradation of nickel and chromium in vitro. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1993; 103:8–14.
- 21 Bartzela T, Senn Ch, Wichelhaus A. Load-Deflection Characteristics of Superelastic Nickel-Titanium Wires. *Angle Orthod* 2007; 77: 6, 991-998.
- 22 Bass JK, Fine HF, Cisneros GJ. Nickel hypersensitivity in the orthodontic patient. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1993; 103: 280–285.
- 23 Beddoes J, Bucci K. The influence of surface condition on the localized corrosion of 316L stainless steel orthopaedic implants. *J Mater Sci Mater Med.* 1999; 10:389–394.
- 24 Berge M, Gjerdet NR, Erichsen ES. Corrosion of silver soldered orthodontic wires. *Acta Odont Scand* 1982; 40: (2): 75-92.
- 25 Berzins DW, Roberts HW. Phase transformation changes in thermocycled nickel–titanium orthodontic wires. *Dental Materials* 2010; 26: 666–674.
- 26 Biermann MC, Berzins DW, Bradley TG. Thermal analysis of as-received and clinically retrieved copper–nickel–titanium orthodontic archwires. *Angle Orthod* 2007; 77: 499–503.
- 27 Birnbaum HK, Sofronis P. Hydrogen-enhanced localized plasticity-a mechanism for hydrogen-related fracture. *Mater Sci Eng* 1994; 176: 191-202.
- 28 Bishara SE, Barrett RD, Selim MI. Biodegradation of orthodontic appliances. Part II. Changes in the blood level of nickel. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1993; 103:115–119.
- 29 Bourauel C, Scharold W, Eliades T. Permanent fracture resistance of retrieved

- orthodontic nickel titanium wires. *Eur J Orthod* 2004; 26: 15.
- 30 Bourauel C, Scharold W, Jager A, Eliades T. Fatigue failure of as-received and retrieved NiTi orthodontic archwires. *Dental Materials* 2008; 24: 1095-1101.
- 31 Bradley TG, Brantley WA, Culbertson BM. Differential scanning calorimetry (DSC) analyses of superelastic and nonsuperelastic nickel–titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996; 109: 589–97.
- 32 Brantley WA. Orthodontic wires. In: Brantley WA, Eliades T, eds. *Orthodontic Materials: Scientific and Clinical Aspects*. Stuttgart: Thieme; 2001: 77–103.
- 33 Brantley WA, Iijima M, Grentzer TH. Temperature-modulated DSC study of phase transformations in nickel–titanium orthodontic wires. *Thermochim Acta* 2002; 392-393: 329–37.
- 34 Brantley WA, Iijima M, Grentzer TH. Temperature-modulated DSC provides new insight about nickel–titanium wire transformations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124: 387–94.
- 35 Brantley WA, Guo W, Clark WA, Iijima M. Microstructural studies of 35 degrees C copper Ni–Ti orthodontic wire and TEM confirmation of low-temperature martensite transformation. *Dent Mater* 2008; 24: 204–10.
- 36 Brauchli LM, Keller H, Senn Ch, Wichelhaus A. Influence of bending mode on the mechanical properties of nickel-titanium archwires and correlation to differential scanning calorimetry measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 139: e449-e454.
- 37 Buckthal JE, Kusy RP. Effects of cold disinfectants of the mechanical

- properties and the surface topography of nickel titanium arch wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1988; 94: 117-22.
- 38 Buckthal JE, Mayhew MJ, Kusy RP, Crawford JJ. Survey of sterilization and disinfection properties. J Clin Orthod 1986; 20: 759-65.
- 39 Buehler WJ, Wiley RC. Ti–Ni – Ductile intermetallic compound. Trans ASM 1962; 55: 269-276.
- 40 Burse AB et. Comparison of the in vitro and in vivo tarnish of three gold alloys. J Biomed Mater Res 1972; 6: 267-277.
- 41 Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: a new orthodontic alloy. Am J Orthod 1980; 77: 121-32.
- 42 Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire: A new orthodontic alloy. Am.J Orthod 1985; 87: 445-452.
- 43 Chang J, Oshida Y, Gregory R, Andres C, Barco T, Brown D. Electrochemical study on microbiology-related corrosion of metallic dental materials. Bio-Medical Materials and Engineering 2003; 13: 3: 281 – 295.
- 44 Chaturvedi TP. Corrosion Behavior of Orthodontic Alloys. The Orthodontic Cyber Journal 2008, January; [www.orthocj.com](http://www.orthocj.com)
- 45 Chaturvedi TP. An overview of the corrosion aspect of dental implants (titanium and its alloys) Indian J Dent Res. 2009 Jan-Mar; 20(1): 91-8.
- 46 Chen R, Zhi YF, Arvystas MG. Advanced Chinese Ni-Ti alloy wire and clinical observation. Angle Orthod 1992; 62: 59-66.
- 47 Cioffi M., et al.. Electrochemical release testing of nickel-titanium orthodontic wires in artificial saliva using thin layer activation. Acta Biomaterialia 2005;1

(6) : 717-724.

48 Clarke B, Carroll W, Rochev Y, Hynes M, Bradley D, Plumley D. Influence of Nitinol wire surface treatment on oxide thickness and composition and its subsequent effect on corrosion resistance and nickel ion release. *Journal of Biomedical Materials Research. Part A* 2006, 79: 61–70

49 Collings EW. *The physical metallurgy of titanium alloys*. Metals Park, Ohio: American Society for Metals; 1984. 148-62.

50 Costa M, Salnikow K, Cosentino S, Klein C B, Huang X, Zhuang Z Molecular mechanisms of nickel carcinogenesis. *Environmental Health Perspectives* 1994, 102: 127–130.

51 Daems J, Celis J, Willems G. Morphological characterization of as-received and in vivo orthodontic stainless steel archwires. *Eur J Orthod* 2009; 31: 2, 260-265.

52 Davis JR. Biomaterials for dental applications. In: Davis JR, editor. *Handbook of materials for medical devices*. Metal Parks, Ohio: ASM International; 2003. p. 193-220.

53 de Biasi RS, Ruela ACO, Elias CN, Chevitarese O. The influence of heat treatment in orthodontic arches made of stainless steel wires. *Mater. Res.* 2000; 3: 97-8.

54 Di Giovanni J, Staley RN, Jakobsen JR. Effect of electric heat treatment on martensitic-active nickel titanium. *J. Dent Res* 1994;73(IADR Abstracts): 413.

55 Donovan MT, Lin JJ, Brantley WA, Conover JP. Weldability of  $\beta$ -titanium arch wires. *Am. J. Orthod.* 1984; 85: 207 – 16.

- 56 Drake SR, Wayne DM, Powers JM, Asgar K. Mechanical properties of  
orthodontic wires in tension, bending and torsion. *Am J Orthod* 1982; 82: 206-10.
- 57 Drescher D, Bourauel C, Sonneborn W, Schmuth GP. The long-term fracture  
resistance of orthodontic nickel-titanium wires. *German Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1994; 104: 578-84.
- 58 Duerig TW, Zadno R. An engineer's perspective of pseudoelasticity. In:  
Duerig TW, editor. *Engineering aspects of shape memory alloys*. London: Butterworth-Heinemann; 1990; 369-93.
- 59 Dunlap CL, Vincent SK, Barker BF. Allergic reaction to orthodontic wire:  
report of case. *J Am Dent Assoc*. 1989; 118: 449–500.
- 60 Eliades T. Passive film growth on titanium alloy: physico-chemical and  
biologic considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants*.1997; 12: 621–627.
- 61 Eliades T., Athanasiou A. In Vivo Aging of Orthodontic Alloys: Implications  
for Corrosion Potential, Nickel Release, and Biocompatibility. *Angle Orthod*  
2002; 72:222–237.
- 62 Eliades T., Bourauel C. Intraoral aging of orthodontic materials: the picture  
we miss and its clinical relevance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;  
127: 403-12.
- 63 Eliades T, Trapalis C, Eliades G, Katsavrias E. Salivary metal levels of  
patients: a novel methodological and analytical approach. *European Journal of  
Orthodontics* 2003, 25: 103–106.
- 64 Eliades T, Eliades G, Athanasiou A, Bradley T. Surface characterization of

- retrieved NiTi orthodontic archwires. *Eur J Orthod* 2000; 22: 317-326.
- 65 Eliades T, Eliades G, Watts DC. Intraoral aging of the inner headgear component: a potential biocompatibility concern ? *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001; 119: 300–306.
- 66 Eliades T, Pratsinis H, Kletsas D, Eliades G, Makou M. Characterization and cytotoxicity of ions released from stainless steel and nickel-titanium orthodontic alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125: 24-9
- 67 Eliades T, Zinelis S, Papadopoulos M A, Eliades G, Athanasiou A E Nickel content of as-received and retrieved NiTi and stainless steel arch wires: assessing the nickel release hypothesis. *Angle Orthodontist* 2004; 74: 151–154.
- 68 Es-Souni M, Fisher-Brandies H. On the properties of two binary NiTi shape memory alloys. Effect of surface finish on the corrosion behavior and in vitro biocompatibility. *Biomaterials* 2002; 23: 2887-94.
- 69 Filleul M.P., Constant S. Torsional properties of Ni–Ti orthodontic archwires. *Materials Science and Engineering A* 1999 ; 273–275 : 775–779
- 70 Fitjer LC, Jonas IE, Kappert HF. Corrosion susceptibility of lingual wire extensions in removable appliances. An in-vitro study. *J Orofac Orthop* 2002; 63: 212-26.
- 71 Fukuda T, Saburi T, Doi K, Nenno S. Nucleation and self-accommodation of the R-phase in Ti–Ni alloys. *Mater Trans Jpn Inst Met* 1992; 33: 271–7
- 72 Funakubo H. Shape memory alloys. Precision machinery and robotic series. New York: Gordon and Breach Science; 1987.

- 73 Garner LD, Allai WW, Moore BK. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1986 ; 90: 199-203.
- 74 Genelhu MCL et al. Characterization of nickel-induced allergic contact stomatitis associated with fixed orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 128: 378-81.
- 75 Gil, F.J., Planell, J.A. Effect of copper addition on the superelastic behavior of Ni–Ti shape memory alloys for orthodontic applications. *J. Biomed. Mater. Res. Part B: Appl. Biomat.* 1999; 48; 5: 682–688.
- 76 Gioka C., Eliades T. Superelasticity of nickel–titanium orthodontic archwires: metallurgical structure and clinical importance. *Hel. Orthod. Rev.* 2002; 5: 111–127.
- 77 Gjerdet NR, Erichsen ES, Remlo HE, Evjen G. Nickel and iron in saliva of patients with fixed orthodontic appliances. *Acta Odontol Scand.* 1991; 49: 73–78.
- 78 Goldberg AJ, Burstone CJ. An evaluation of beta titanium alloys for use in orthodontic appliances. *J Dent Res* 1979; 58: 593-600.
- 79 Goldberg AJ, Burstone CJ. Status report on beta-titanium orthodontic wires. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. *J Am Dent Assoc* 1982; 105: 684-5.
- 80 Goldberg AJ. et al. The flexure modulus of elasticity of orthodontic wires *J. Dent Res* 1983; 62: 856-864.
- 81 Goldstein D, Kabacoff L, Tydings J. Stress effects on nitinol phase

- transformations. *J Metals* 1987; 39: 19-26.
- 82 Grimsdottir MR, Gjerdet NR, Hensten-Pettersen A. Composition and in vitro corrosion of orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1992; 101: 525–532.
- 83 Hannig M. Transmission electron microscopy of early plaque formation on dental materials in vivo. *European Journal of Oral Sciences* 1999; 107: 55 – 64.
- 84 Hensten-Pettersen A. Nickel allergy and dental treatment procedures. In: Maibach HI, Menne T, eds. *Nickel and the Skin: Immunology and Toxicology*. Boca Raton, Fla: CRC Press; 1989: 195–205.
- 85 House K, Sernetz F, Dymock D, Sandy J, Ireland A. Corrosion of orthodontic appliances—should we care? *Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133: 584-92
- 86 Huang et al., Ion release from NiTi orthodontic wires in artificial saliva with various acidities. *Biomaterials* 2003, 24: 3585–3592.
- 87 Huang HH. Effects of fluoride concentration and elastic tensile strain on the corrosion resistance of commercially pure titanium. *Biomaterials* 2002; 23: 59-63.
- 88 Huang HH. Variation in surface topography of different NiTi orthodontic archwires in various commercial fluoride-containing environments. *Dental materials* 2007; 23: 24-33.
- 89 Huang HH, Lee TH. Electrochemical impedance spectroscopy study of Ti-6Al-4V alloy in artificial saliva with fluoride and /or albumin. *Dent Mater* 2005; 21: 749-55.

- 90 Huang T H, Yen C C, Kao C T. Comparison of ion release from new and recycled orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2001, 120: 68–75.
- 91 Huerter TJ, Nikolai RJ. On the mechanical behavior of recycled nitinol orthodontic wire. St. Louis: Department of Orthodontics, St. Louis University; 1980.
- 92 Hurst CL, Duncanson MG, Nanda RS, Angolkar PV. An evaluation of the shape-memory phenomenon of nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; 98: 72 - 6.
- 93 Iijima M, et al. Galvanic Corrosion Behavior of Orthodontic Archwire Alloys Coupled to Bracket Alloys. *Angle Orthodontist* 2005; 76: 4: 705-711
- 94 Iijima M, et al. X-ray diffraction study of low-temperature phase transformations in nickel–titanium orthodontic wires. *Dental Materials* 2008; 24: 1454-1460
- 95 Iijima M, Ohno H, Kawashima I, Endo K, Mizoguchi I. Mechanical behavior at different temperatures and stresses for superelastic nickel–titanium orthodontic wires having different transformation temperatures. *Dent Mater* 2002; 18: 89–93.
- 96 Iijima M, Endo K, Ohno H, Yonekura Y, Mizoguchi I. Corrosion behavior and surface structure of orthodontic Ni-Ti alloy wires. *Dent Mater J.* 2001; 20: 1103–113.
- 97 Jacobs JJ, Gilbert JL, Urbani RM. Corrosion of Metal Orthopaedic Implants. *J Bone Joint Surg* 1988; 80: 1-2.

- 98 Jacobs JJ, Skipor AK, Black J, Urban RM, Galante JO. Release and excretion of metal in patients who have a total hip-replacement component made of titanium-base alloy. *J Bone Joint Surg* 1991;73A:1475-86.
- 99 Jia W, et al. Nickel release from orthodontic arch wires and cellular immune response to various nickel concentrations. *J Biomed Mater Res.* 1999; 48: 488–495.
- 100 Jones ML, Staniford H, Chan C. Comparison of superelastic Ni-Ti and multistranded stainless steel wires in initial alignment. *J Clin Orthod* 1990; 24: 611-3.
- 101 Jose F. Lopez-A, Jordi M. Angalada, Maria P. Ion release from dental casting alloys as assessed by a continuous flow system : Nutritional and toxicology implications. *Dental materials* 2006; 22: 832-837.
- 102 Kaneko K, Yokoyama K, Moriyama K, Asaoka K, Sakai J, Nagumo M. Delayed fracture of beta titanium orthodontic wire in fluoride aqueous solutions. *Biomaterials* 2003; 24: 2113-20.
- 103 Kaneko K, Yokoyama K, Moriyama K, Asaoka K, Sakai J. Degradation in Performance of Orthodontic Wires Caused by Hydrogen Absorption During Short-Term Immersion in 2.0% Acidulated Phosphate Fluoride Solution. *Angle Orthod.* 2004; 74: 487–495.
- 104 Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 96: 100-9.
- 105 Kapila S, Haugen JW, Watanabe LG. Load-deflection characteristics of nickel-titanium alloy wires after clinical recycling and dry heat sterilization. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992; 10: 120-6.

- 106 Kapur R, Sinha PK, Nanda RS: Comparison of frictional resistance in titanium and stainless steel brackets, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 116: 3: 271-274.
- 107 Keller JC, Draughn RA, Wightman JP, Dougherty WJ, Meletiou SD. Characterization of sterilized CP titanium implant surfaces. *International Journal of Maxillofacial Implants* 1990; 5: 360 – 367.
- 108 Kerosuo H, Kullaa A, Kerosuo E, Kanerva L, Hensten-Pettersen A. Nickel allergy in adolescents in relation to orthodontic treatment and piercing of ears. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996; 109: 148–154.
- 109 Kerosuo H, Moe G, Hensten-Pettersen A. Salivary nickel and chromium in subjects with different types of fixed orthodontic appliances. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1997, 111: 595–598.
- 110 Kerosuo H, Moe G, Kleven E. In vitro release of nickel and chromium from different types of simulated orthodontic appliances. *Angle Orthod.* 1995; 65: 2111–116.
- 111 Khier SE, Brantley WA, Fournelle RA. Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 99: 310-8.
- 112 Kim H, Johnson JW. Corrosion of stainless steel, nickel-titanium, coated nickel-titanium, and titanium orthodontic wires. *Angle Orthod.* 1999; 69: 39–44.
- 113 Krishnan V, Kumar J. Mechanical Properties and Surface Characteristics of Three Archwire Alloys. *Angle Orthodontist*, 2004; 74: 825-831.

- 114 Kuhta M, Pavlin D, Slaj M, Varga S, Lapter-Varga M, Slaj M Type of archwire and level of acidity: effects on the release of metal ions from orthodontic appliances. *Angle Orthodontist* 2009; 79: 102–110.
- 115 Kula K, Phillips C, Gibilaro A, Proffit WR. Effect of ion implantation of TMA archwires on the rate of orthodontic sliding space closure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998; 114: 577-81.
- 116 Kusy RP. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. *Angle Orthod* 1997; 67: 197-208.
- 117 Kusy RP. Comparison of nickel-titanium and beta titanium wire sizes to conventional orthodontic arch wire materials. *Am J Orthod* 1981; 79: 625-629.
- 118 Kusy RP, Greenberg AR. Effects of composition and cross section on the elastic properties of orthodontic wires. *Angle Orthod* 1981; 51: 325-341.
- 119 Kusy RP, Tobin EJ, Whitley JQ, Sioshansi P. Frictional coefficients of ion-implanted alumina against ion-implanted  $\beta$ -titanium in the low load, low velocity, single pass regime. *Dent. Mater.* 1992; 8: 167 – 72.
- 120 Kusy RP, Whitley JQ. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. *J Biomech* 1990; 23: 913-25.
- 121 Kusy RP, Dilley GJ, Whitley JQ. Mechanical properties of stainless steel orthodontic archwires. *Clin Mater* 1988; 33: 41-59.
- 122 Kusy RP, Whitley JQ. Thermal and mechanical characteristics of stainless steel, titanium-molybdenum, and nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131: 229-37.

- 123 Lambrighs K, Wevers M, Verlinden B, Verpoest I. A fracture mechanics approach to fatigue of heavily drawn steel wires. *Procedia Engineering* 2011; 10: 3259–3266.
- 124 Lee S, Chang Y. Effects of recycling on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium alloy wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001; 120: 654-63.
- 125 Lee Y W et al. Carcinogenic nickel silences gene expression by chromatin condensation and DNA methylation: a new model for epigenetic carcinogens. *Molecular Cell Biology* 1995, 15: 2547–2557.
- 126 Lee, YW, L Broday, and M Costa. “Effects of nickel on DNA methyltransferase activity and genomic DNA methylation levels.” *Mutat Res.*, 1998: 415:213–218.
- 127 Lindsten R, Kurol J. Orthodontic appliances in relation to nickel hypersensitivity. A review. *J Orofac Orthop.* 1997; 58: 100–108.
- 128 Liu G.T, Duh J.G., Chung K.H., Wang J.H.. Mechanical characteristics and corrosion behavior of Ti, Al, N coatings on dental alloys. *Surface & Coating Technology.* 2005; 200: 2100-2105.
- 129 Lopez I, Goldberg AJ, Burstone CJ. Bending characteristics of nitinol wire. *Am J Orthod* 1979; 75: 569-75.
- 130 Maijer R, Smith DC. Biodegradation of the orthodontic bracket system. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1986; 90: 195–198.
- 131 Maijer R, Smith DC. Corrosion of orthodontic bracket bases. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1982; 81: 43–48.

- 132 Marques I, Araujo A, Gurgel J, Normando D. Debris, Roughness and Friction  
of Stainless Steel Archwires Following Clinical Use. *Angle Orthod.* 2010; 80:  
521–527.
- 133 Maruthamuthu S, Rajasekar A, Sathiyarayanan S, Muthukukumar N,  
Palaniswamy N. Electrochemical behavior of microbes on orthodontic wires.  
*Current Science*, 2005; 89: 6: 988-996.
- 134 Matasa CG. Biomaterials in orthodontics. In: Graber TM, Vanarsdall R, eds.  
*Orthodontics: Current Principles and Techniques*. St Louis: CV Mosby; 2000:  
305–338.
- 135 Matasa CG. Characterization of used orthodontic brackets. In: Eliades G,  
Eliades T, Brantley WA, Watts DC, eds. *In - vivo Aging of Dental  
Biomaterials*. Chicago, Ill: Quintessence. In press.
- 136 Matasa CG. Attachment corrosion and its testing. *J Clin Orthod.* 1995; 24: 16–  
23
- 137 Matasa CG. Microbial attack of orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofac  
Orthop.* 1995; 108: 132–141.
- 138 Matasa CG. Orthodontic attachment corrosion susceptibilities. *J Clin Orthod.*  
1995; 29: 16–20.
- 139 Mayhew MJ, Kusy RP. Effects of sterilization on the mechanical properties  
and the surface topography of nickel-titanium arch wires. *Am J Orthod  
Dentofacial Orthop* 1988;93:232-6.
- 140 Meling TR, Odegaard J. Short-term temperature changes influence the force  
exerted by superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic

- bending. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1998; 114: 503-9.
- 141 Mendes K, Rossouw PE. Friction: validation of manufacturer's claim. Semin Orthod 2003; 9: 236-50.
- 142 Merritt K, Brown SA. Release of hexavalent chromium from corrosion of stainless steel and cobalt-chromium alloys. J Biomed Mater Res. 1995; 29: 627–633.
- 143 Miura F et al. The super-elastic property of the Japanese Ni-Ti alloy wire for use in orthodontics. Am J Orthod Dentofac Orthop 1986 ; 90 : 1–10.
- 144 Miura F, Mogi M, Okamoto Y. New application of superelastic Ni-Ti rectangular wire. J Clin Orthod 1990; 242; 544-548.
- 145 Mockers O, Deroze D, Camps J. Cytotoxicity of orthodontic bands, brackets and archwires in vitro. Dent Mater 2002; 18: 311-7.
- 146 Mohlin B, Muller H, Odman J, Thilander B. Examination of Chinese NiTi wire by a combined clinical and laboratory approach. Eur J Orthod. 1991; 13: 386–391.
- 147 Moore RJ, et al. Intra-oral temperature variation over 24 hours. Eur J Orthod 1999 ; 21: 1-13.
- 148 Mullins WS, Bagby MD, Norman TL. Mechanical behavior of thermo-responsive orthodontic archwires. Dent Mater 1996; 12: 308-14.
- 149 Nelson KR, Burstone CJ, Goldberg AJ. Optimal welding of  $\beta$ -titanium orthodontic archwires. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 1987; 92: 213 – 9.
- 150 Neumann P, Bourauel C, Jager A. Corrosion and permanent fracture resistance of coated and conventional orthodontic wires. J Mater Sci Mater

- Med. 2002; 13: 2: 141-147.
- 151 Nikolai R.J. Orthodontic Wire: A Continuing Evolution. *Semin Orthod* 1997; 3: 157-165.
- 152 Obaidi HA, Al-Qassar SS. Biomechanical Behaviors of the Orthodontic Wires. *Al-Rafidain Dent J.* 2009; 9: 2: 194–198.
- 153 Olefjord I, Wegrelius L. Surface analysis of passive state. *Corrosion Science.* 1990; 31: 89–98.
- 154 Oltjen JM, Duncanson MG Jr, Ghosh J, Nanda RS, Currier GF. Stiffness-deflection behavior of selected orthodontic wires. *Angle Orthod* 1997; 67: 209-18.
- 155 Oshida Y, Sachdeva RCL, Miyazaki S. Microanalytical characterization and surface modification of Ti-Ni orthodontic archwires. *Bio-Medical Materials and Engineering.* 1992; 2: 51–69.
- 156 Otsubo K. Development of the superelastic Ti-Ni alloy wire appropriate to the oral environment. *J Jpn Orthod Soc* 1994; 53: 641-50.
- 157 Otsuka, K., Ren, X. Physical metallurgy of Ti–Ni-based shape memory alloys. *Prog. Mater. Sci.* 2005; 50: 511–678.
- 158 Papadopoulos MA, Eliades T, Morfaki O, Athanasiou AE. Recycling of orthodontic brackets: effects on physical properties and characteristics—ethical and legal aspects. *Rev Orthop Dento Fac.* 2000; 34: 257–276.
- 159 Park HY, Shearer TR. In vitro release of nickel and chromium from simulated orthodontic appliances. *Am J Orthod.* 1983; 84: 156–169.
- 160 Pereira MC, Pereira ML, Sousa JP. Histological effects of iron accumulation

- on mice liver and spleen after administration of a metallic solution.  
 Biomaterials. 1999; 20: 2193–2198.
- Perinetti G, et al. Surface corrosion and fracture resistance of two nickel–  
 161 titanium-based archwires induced by fluoride, pH, and thermocycling. An in  
 vitro comparative study. European Journal of Orthodontics 2010; November  
 1: 1-9.
- Pernier C, et al. Influence of autoclave sterilization on the surface parameters  
 162 and mechanical properties of six orthodontic wires. European Journal of  
 Orthodontics 2010; 27: 72-81.
- Platt JA, Guzman A, Zuccary A Moor Bk. Corrosion behavior of 2205 duplex  
 163 stainless steel. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1997; 112: 69-79.
- Proffit WR: Contemporary Orthodontics, Ed.4, Mosby-Elsevier Inc., St.  
 164 Louis, USA: 2007, 359-394.
- Prymak O, Klocke A, Kahl-Nieke B, Epple M. Fatigue of orthodontic nickel–  
 165 titanium (NiTi) wires in different fluids under constant mechanical stress.  
 Materials Science and Engineering 2004; 378: 110–114.
- Pun D, Berzins D. Corrosion behavior of shape memory, superelastic, and  
 166 nonsuperelastic nickel–titanium-based orthodontic wires at various  
 temperatures. Dental materials 2008; 24: 221-227.
- Rahilly G, Price N. Nickel allergy and orthodontics. J Orthod 2003; 30: 171-  
 167 174.
- Reed GJ, Willman W. Galvanism in the Oral Cavity. J. Am. Dent. Assoc.  
 168 1940; 27: 1471–1475

- 169 Rogers O.W, A study in the control of crevice corrosion of silver soldered stainless steel joints. *Brit Dent.J.* 1977; 143: 397-403.
- 170 Rose D. et al. Moment-to-force characteristics of preactivated nickel-titanium and titanium-molybdenum alloy symmetrical T-loops. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009 ; 135 : 757-763.
- 171 Roy D. et al. Mechanical characterization of NiTi SMA wires using a dynamic mechanical analyzer. *Materials Science and Engineering A* 2008; 494: 429–435.
- 172 Sachdeva R., Miyazaki S. Superelastic Ni–Ti alloys in orthodontics. In: Duering T.W., Melton K.N., Stoöckel D., Wayman C.M. (Eds.), *Engineering Aspects of Shape Memory Alloys*. Butterworth-Heinemann, London, 1990; pp. 452–457.
- 173 Sakima MT, Dalstra M, Melsen B. How does temperature influence the properties of rectangular nickel–titanium wires? *Eur J Orthod* 2006; 28: 282–91.
- 174 Sandin B, Chorot P. Changes in skin, salivary, and urinary pH as indicators of anxiety level in humans. *Psychophysiology* 1985, 22: 226–230.
- 175 Santoro M., Nicolay OF., Cangialosi TJ. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel - titanium alloys: A clinically oriented review.Part I: Temperature transitional ranges. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:587-593.
- 176 Santoro M., Nicolay OF., Cangialosi TJ. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: A clinically oriented review. Part II: Deactivation forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:594-603.

- 177 Sarkar NK, Redmond W, Schwaninger B, Goldberg AJ. The chloride  
corrosion behaviour of four orthodontic wires. *J Oral Rehabil.* 1983; 10:121–  
128.
- 178 Schiff N, Grosogeat B, Lissac M, Dalard F. Influence of fluoride content and  
pH on the corrosion resistance of titanium and its alloys. *Biomaterials* 2002;  
23: 1995-2002.
- 179 Schiff N, Dalard F, Lissac M, Brigitte G. Influence of fluoridated  
mouthwashes on corrosion resistance of orthodontics wires: *Biomaterials*  
2004; 25: 19: 4535-4542.
- 180 Schiff N, Brigitte G, Lissac M, Dalard F. Influence of fluoride content and pH  
on the corrosion resistance of titanium and its alloys. *Biomaterials* 2002; 23:  
9: 1995–2002
- 181 Schwaninger B, Sarkar NK, Foster BE. Effect of long-term immersion  
corrosion on the flexural properties of nitinol. *Am J Orthod* 1982; 82: 45-9.
- 182 Segner D, Ibe D. Properties of superelastic wires and their relevance to  
orthodontic treatment. *Eur J Orthod* 1995; 17: 395-402.
- 183 Seyyed Aghamiri SM et al. Study of thermomechanical treatment on  
mechanical-induced phase transformation of NiTi and TiNiCu wires. *J. of the  
Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* 2013; 21: 32-36.
- 184 Seyyed Aghamiri SM, Ahmadabadi MN, Raygan Sh. Combined effects of  
different heat treatments and Cu element on transformation behavior of NiTi  
orthodontic wires. *J. of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.*  
2011; 4: 298-302.

- 185 Shastry CV, Goldberg AJ. The influence of two drawing parameters on the  
mechanical properties of two  $\beta$ -titanium alloys. J. Dent. Res. 1983; 62: 1092 –  
7.
- 186 Smith G.A, von Fraunhofer J.A, Casey G.R. The effect of clinical use and  
sterilization on selected orthodontic arch wires. Am. J Orthod Dentofac  
Orthop 1992; 102 : 153-159.
- 187 Souza R, Menezes L. Nickel, Chromium and Iron Levels in the Saliva of  
Patients with Simulated Fixed Orthodontic Appliances. Angle Orthodontist,  
2008; 78: 2, 345-50.
- 188 Staffolini N, Damiani F, Lilli C, Guerra M, Staffolini NJ, Belcastro S, Locci  
P. Ion release from orthodontic appliances. J Dent. 1999, 27: 49–54.
- 189 Stagers JA, Margeson D. The effects of sterilization on the tensile strength of  
orthodontic wires. Angle Orthodontist 1993; 63: 141-144.
- 190 Stush AM, Kusy RP. Geometric and material parameters of a nickel-titanium  
and  $\beta$  – titanium arch wires alloy. Dent Mater 1987; 3: 207 – 17.
- 191 Sung HL and Young IC Effects of recycling on the mechanical properties and  
the surface topography of nickel-titanium alloy wires. Am J Orthod  
Dentofacial Orthop 2001; 120: 654-63.
- 192 Sutow E. The corrosion behavior of stainless steel oral and maxillofacial  
implants. In: Eliades G, Eliades T, Brantley WA, Watts DC, eds. In Vivo  
Aging of Dental Biomaterials. Chicago, Ill: Quintessence. In press.
- 193 Talass MF. Optiflex archwire treatment of a skeletal class III open bite. J Clin  
Orthod. 1992; 26: 245-52.

- 194 Thayer TA, Bagby MD, Moore RN, DeAngelis RJ. X-ray diffraction of nitinol orthodontic archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;107:604-12.
- 195 Thierry B., Tabrizian M., Savadogo O., Yahia L.H. Effects of sterilization processes on Ni-Ti alloy: surface characterization. *Journal of Biomedical Material Research* 2000; 49: 88-98.
- 196 Thompson SA. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000; 33: 297–310.
- 197 Toms AP. The corrosion of orthodontic wire. *European Journal of Orthodontics* 1988, 10: 87–97.
- 198 Toumelin-Chemla F, Rouelle F, Burdairon G. Corrosive properties of fluoride-containing odontologic gels against titanium. *Journal of Dentistry* 1996; 24: 109–115.
- 199 Vahed A, Lachman N, Robert D. Failure investigation of soldered stainless steel orthodontic appliances exposed to artificial saliva. *Dental materials* 2007; 23: 855-61.
- 200 Van Eldik DA, Zilm PS, Rogers AH, Marin PD. A SEM evaluation of debris removal from endodontic files after cleaning and steam sterilization procedures. *Aust Dent J.* 2004; 49: 128–135.
- 201 Van Hoogstraten IM, Andersen KE, Von Blomberg BM. et al. Reduced frequency of nickel allergy upon oral nickel contact at an early age. *Clin Exp Immunol.* 1991; 85: 441–445.
- 202 Verstryngge A, Humbeeck J, Willems G. In-vitro evaluation of the material characteristics of stainless steel and beta-titanium orthodontic wires. *Am J*

- Orthod Dentofac Orthop 2006 ; 130 : 460-468.
- 203 Vezeau P J, Koorbusch G F, Draughn R A, Keller J C. Effects of multiple  
sterilization on surface characteristics and in vitro biologic responses to  
titanium. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery 1996; 54: 738 – 746.
- 204 Walker M.P, White R.J, Kula K.S. Effect of fluoride prophylactic agents on  
the mechanical properties of nickel-titanium-based orthodontic wires. Am J  
Orthod Dentofacial Orthop. 2005; 127: 662-9.
- 205 Wang J, Li N, Rao G, Han E, Ke W. Stress corrosion cracking of NiTi in  
artificial Saliva. Dental materials 2007; 23; 133-137.
- 206 Wang Q.Y., Zheng Y.F., Liu Y. Microstructure, martensitic transformation  
and superelasticity of  $Ti_{49.6} Ni_{45.1} Cu_5 Cr_{0.3}$  shape memory alloy. Materials  
Letters 2011; 65: 74–77.
- 207 Wentz CE. The effect of different sterilization techniques on the bending  
properties of Natinol, TMA and Stainless Steel arch wires. New Orleans:  
Department of Orthodontics, Looisiana State University School of Dentistry,  
1985.
- 208 Weyman CM. Shape memory alloys. Mater Res Soc Bul 1993; 18: 49-56.
- 209 Widu F, Drescher D, Junker R, Bourauel C. Corrosion and biocompatibility of  
orthodontic wires. J Mater Sci Mater Med 1999; 10: 275-81.
- 210 Wilkinson et al. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium  
orthodontic wires. Am J Orthod Dentofac Orthop 2002; 121: 483-495.
- 211 Wilson DF, Goldberg AJ. Alternative beta-titanium alloys for orthodontic  
wires. Dent Mater 1987; 3: 337-41.

- World, HO. “Nickel.” In International Programme on Chemical Safety 1991  
 212 Environmental health criteria, 16–17. Geneva: World Health Organization,  
 n.d.
- Yokoyama K, Hamada K, Moriyama K, Asaoka K. Degradation and fracture  
 213 of Ni-Ti superelastic wire in an oral cavity. *Biomaterials* 2001; 22: 2257-62.
- Yokoyama, K, K Kaneko, K Moriyama, K Asaoka, J Sakai, and M Nagumo.  
 214 “Hydrogen embrittlement of NiTi superelastic alloy in fluoride solution.” *J*  
*Biomed Mater Res*, no. 65 (2003): 182-7.
- Yokoyama K, Ogawa T, Asaoka K, Sakai J, Nagumo M. Degradation of  
 215 tensile strength of Ni-Ti superelastic alloy due to hydrogen absorption in  
 methanol solution containing hydrochloric acid. *Mater Sci Eng* 2003; 360:  
 153-9.
- Yonekura Y, Endo K, Iijima M, Ohno H, Mizoguchi I. In vitro  
 216 corrosion characteristics of commercially available orthodontic wires. *Dent*  
*Mater J.* 2004; 23: 2197–202.
- Yoneyama T, Doi H, Hamanaka H. Bending properties and transformation  
 217 temperatures of heat treated NiTi alloy wires for orthodontic appliances. *J*  
*Biomed Mater Res* 1993; 27: 339-42.
- Zheng, Y., et al., Effect of ageing treatment on the transformation behavior  
 218 of Ti–50.9 at.% Ni alloy. *Acta. Mater.* 2008; 58: 736–745.
- Zhou D, Salnikow K, Costa M . A novel gene specifically induced Ni<sup>2+</sup>  
 219 compounds. *Cancer Research* 1998; 58: 2182–2189.
- Zinelis S, Eliades T, Pandis N, Eliades G, Bourauel C. Why do nickel-  
 220 titanium archwires fracture intraorally? Fractographic analysis and failure

mechanism of in-vivo fractured wires. Am J OrthodDentofacial Orthop 2007;  
132: 84-9.

## Х. ПРИЛОЖЕНИЯ

### Х.1 Анкетна карта

#### АНКЕТНА КАРТА

1. Име на пациента : .....
2. Години на пациента: .....
3. Вид на дъгата .....
4. Размер .....
5. В коя зъбна дъга е поставена .....
6. Дата на поставяне .....
7. Дата на отстраняване ( счупване ).....
8. Брой седм. в устата .....
9. Местоположение на счупването .....
10. Вид на извършената процедура по дезинфекция / стерилизация  
.....  
.....

### Х.2 Списък на дадените за изследване ортодонтски дъги през 2012 година

#### 1. Дъги от неръждаема стомана

- 1.1. Неизползвана дъга с размер 0.014 инча – кръгла
- 1.2. Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.016 инча – квадратна
- 1.3. Използвана 8 седмици дъга с размер 0.014 инча
- 1.4. Използвана 20 седмици дъга с размер 0.014 инча
- 1.5. Използвана 6 седмици дъга с размер 0.016 x 0.016 инча
- 1.6. Използвана 6 седмици дъга на 16 годишно момиче с размер 0.016 x 0.016 инча
- 1.7. Използвана 8 седмици дъга на 45 годишна жена с размер 0.016 x 0.016 инча

## **2. Дъги от никел–титан Ni-Ti**

- 2.1. Неизползвана дъга с размер 0.016 инча – кръгла
- 2.2. Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна
- 2.3. Използвана 4 седмици дъга с размер 0.014 инча; момиче на 16 години
- 2.4. Използвана 4 седмици дъга с размер 0.014 инча; момче на 13 години
- 2.5. Използвана 6 седмици дъга с размер 0.016 инча; момче на 12 години
- 2.6. Използвана 6 седмици дъга с размер 0.014 инча; жена 25 години
- 2.7. Използвана 11 седмици дъга с размер 0.016 инча; жена на 26 години
- 2.8. Използвана 2 седмици дъга с размер 0.016 x 0.016 инча; момче на 19 години
- 2.9. Използвана 4 седмици дъга с размер 0.016 x 0.016 инча
- 2.10. Използвана 8 седмици дъга с размер 0.016 x 0.016 инча; момиче
- 2.11. Използвана 6 седмици дъга с размер 0.016 x 0.022 инча; жена на 34 години
- 2.12. Използвана 6 седмици дъга с размер 0.016 x 0.022 инча; момиче на 15 години

## **3. Дъги от титан-молибден ( бета – титанови ) TMA**

- 3.1. Неизползвана дъга с размер 0.016 инча – кръгла
- 3.2. Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна
- 3.3. Използвана 6 седмици дъга с размер 0.017 x 0.025 инча
- 3.4. Използвана 8 седмици дъга с размер 0.017 x 0.025 инча

## **4. Теплоактивиращи дъги**

- 4.1. Неизползвана дъга с размер 0.013 инча – кръгла
- 4.2. Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна
- 4.3. Използвана 4 седмици дъга с размер 0.012 инча
- 4.4. Използвана 4 седмици дъга с размер 0.013 инча
- 4.5. Използвана 8 седмици дъга с размер 0.013 инча
- 4.6. Използвана 4 седмици дъга с размер 0.016 x 0.022 инча
- 4.7. Използвана 4 седмици дъга с размер 0.016 x 0.022 инча
- 4.8. Използвана 8 седмици дъга с размер 0.016 x 0.022 инча

### Х.3 Списък на дадените за изследване ортодонтски дъги през 2013 година

#### 1. Дъги от неръждаема стомана

1.0.(2013) Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 – правоъгълна

1.1.(2013) Автоклавирана неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна

1.2.(2013) Използвана 2 седмици дъга с размер 0.016 x 0.022 -правоъгълна

1.3.(2013) Използвана 6 седмици дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна

1.4.(2013) Използвана 6 седмици дъга с размер 0.016 x 0.022 инча - правоъгълна

1.5.(2013) Използвана 8 седмици дъга с размер 0.016 x 0.022 - правоъгълна

1.6.(2013) Използвана 9 седмици дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна

1.7.(2013) Използвана 10 седмици дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна

1.8.(2013) Използвана 10 седмици дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна

1.9.(2013) Използвана 12 седмици дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна

1.10.(2013) Използвана 19 седмици дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна

#### 2. Дъги от никел–титан Ni-Ti (от 2013)

2.0.(2013) Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна

2.1.(2013) Автоклавирана неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна

2.2.(2013) Използвана 6 седмици дъга с размер 0.016 x 0.022 инча- правоъгълна

2.3.(2013) Използвана 8 седмици дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна

2.4.(2013) Използвана 10 седмици дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна.

2.5.(2013) Използвана 6 седмици дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна.

#### 3. Дъги от титан-молибден ( бета–титанови ) TMA (от 2013)

3.0.(2013) Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 – правоъгълна

3.1.(2013) Автоклавирана неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 – правоъгълна

3.2.(2013) Използвана 6 седмици дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна

3.3.(2013) Използвана 25 седмици дъга с размер 0.016 x 0.022 инча - правоъгълна

#### **4. Теплоактивиращи дъги**

**4.0.(2013)** Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна

**4.1.(2013)** Автоклавирана неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна

**4.2.(2013)** Използвана 4 седмици дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна

**4.3.(2013)** Използвана 4 седмици дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна

**4.4.(2013)** Използвана 8 седмици дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна

## Х.4 Резултати от анализа на представителна извадка изследвани дъги.

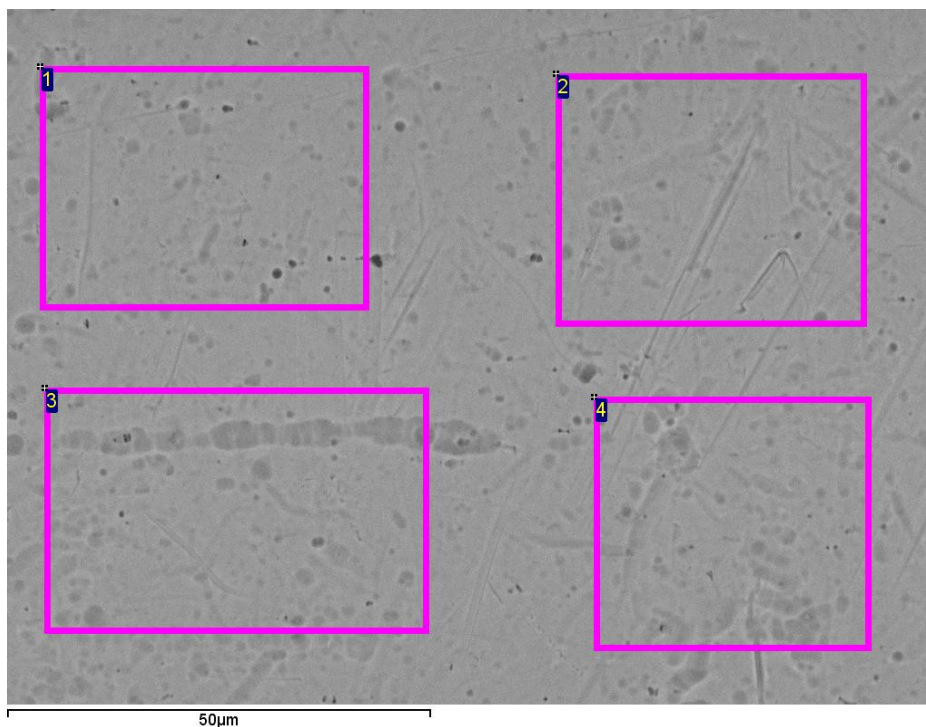
### Х.4.1 Изследвани дъги 2012

Поместената Таблица 16 представлява представителна извадка от описанията на материалите за изследване от 2012 година, пълните данни, от анализа на които, са представени в секцията.

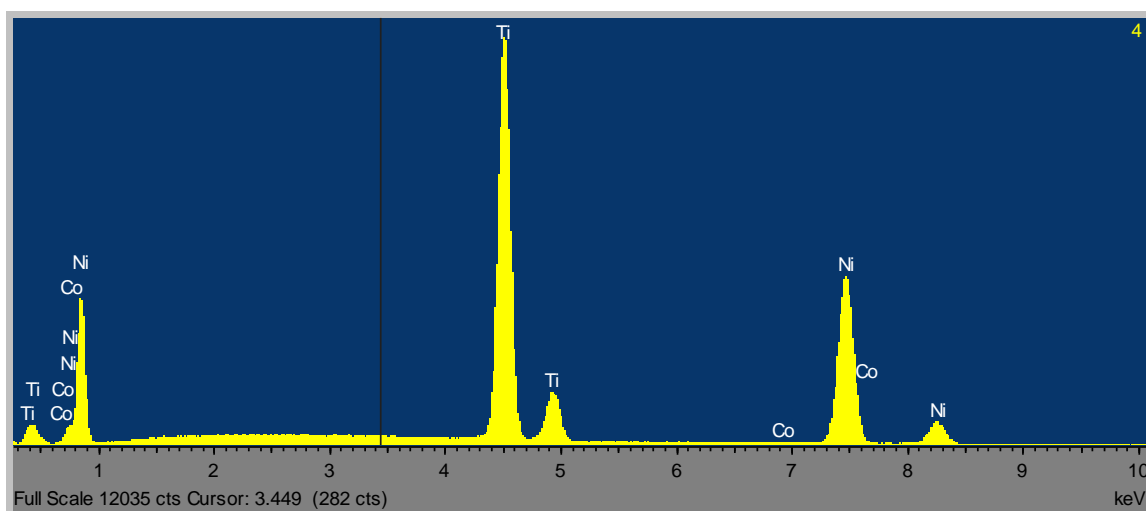
**Таблица 16: 2012 – представени пълни анализи**

<b>Nr</b>	<b>Код</b>	<b>Описание</b>
8	<b>B00-C16-00-12-0021</b>	Неизползвана дъга с размер 0.016 инча – кръгла
9	<b>B00-R16-22-12-0022</b>	Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна
24	<b>D00-C13-00-12-0041</b>	Неизползвана дъга с размер 0.013 инча – кръгла
25	<b>D00-R16-22-12-0042</b>	Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна

**В00-С16-00-12-0021** - неизползвана дъга (Ni-Ti) с размер 0.016 инча – кръгла с номер 21 в базата данни за 2012 година



**Фигура 57 – В00-С16-00-12-0021 - позиции на областите за проби.**

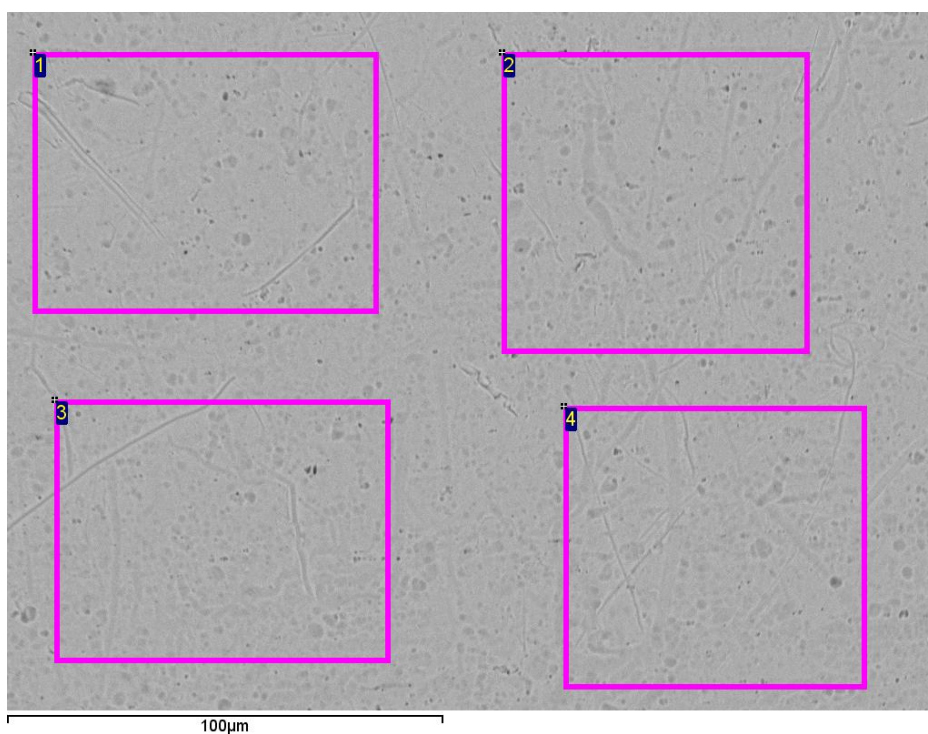


**Фигура 58: В00-С16-00-12-0021 - спектрален анализ на химичния състав.**

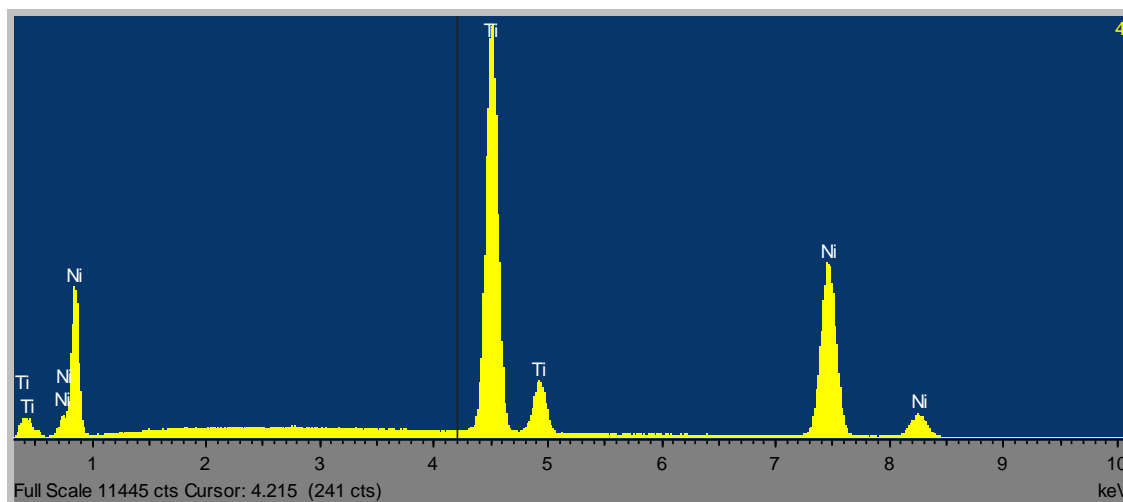
Таблица 17: В00-С16-00-12-0021 - резултати от химичния анализ

Точки \ Елементи	Ti	Co	Ni	Общо
T1	45.56	0.01	54.43	100
T2	45.49	-0.05	54.55	100
T3	45.48	-0.01	54.53	100
T4	45.66	0.07	54.27	100
Средна стойност	45.55	0.01	54.45	100
Стандатно отклонение	0.08	0.05	0.13	
Максимум	45.66	0.07	54.55	
Минимум	45.48	-0.05	54.27	

**B00-R16-22-12-0022** - неизползвана дъга (Ni-Ti) с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна с номер 22 в базата данни за 2012 година



**Фигура 59 – B00-R16-22-12-0022 - позиции на областите за проби**

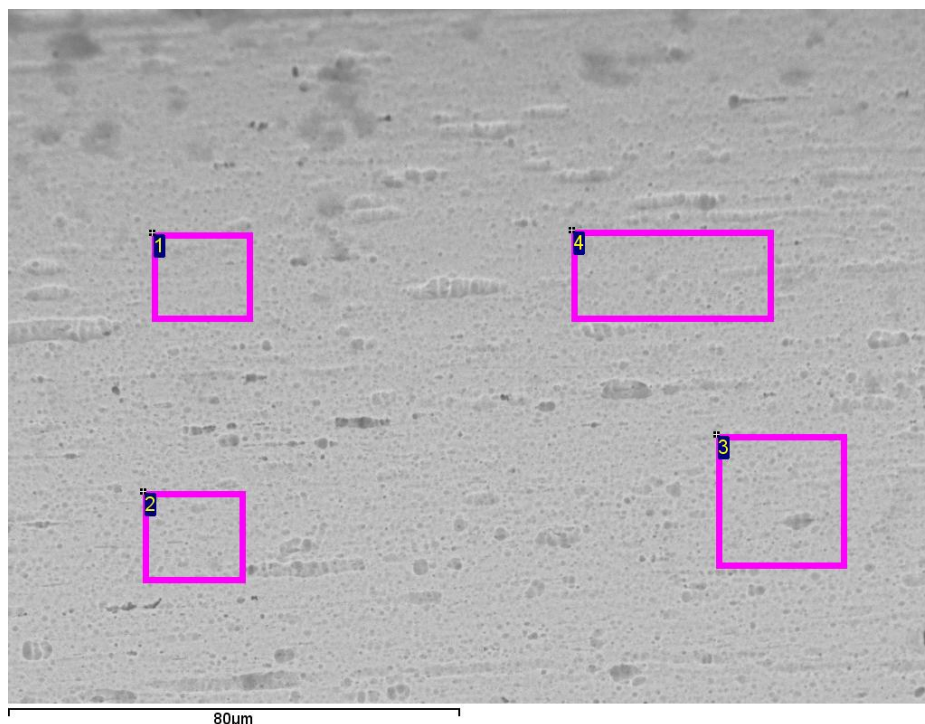


**Фигура 60: B00-R16-22-12-0022 - спектрален анализ на химичния състав**

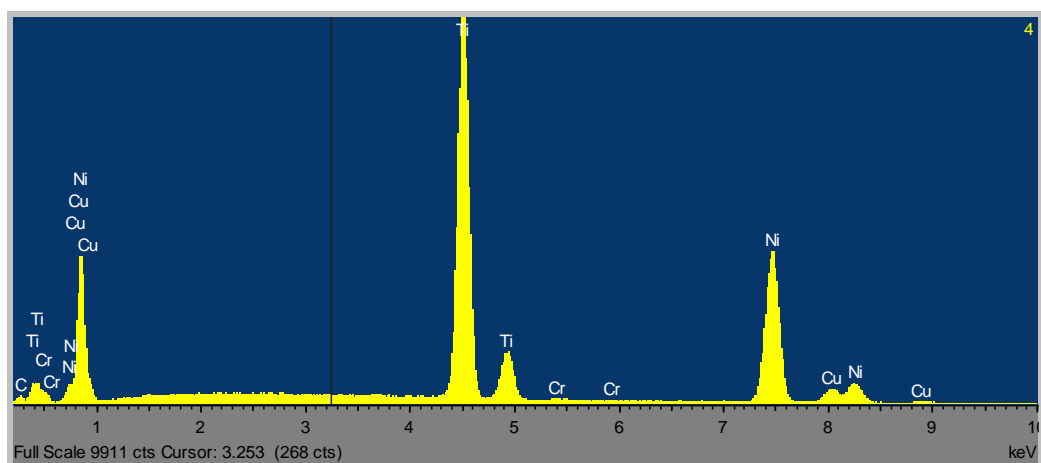
Таблица 18: В00-R16-22-12-0022 - резултати от химичния анализ

Точки	Елементи			
	Ti	Co	Ni	Общо
T1	45.42	-0.08	54.66	100
T2	45.54	-0.06	54.53	100
T3	45.14	-0.08	54.94	100
T4	45.42	0.03	54.55	100
Средна стойност	45.38	-0.05	54.67	100
Стандатно отклонение	0.17	0.05	0.19	
Максимум	45.54	0.03	54.94	
Минимум	45.14	-0.08	54.53	

**D00-C13-00-12-0041** - неизползвана топлоактивираща дъга (Cu-Ni-Ti) с размер 0.013 инча – кръгла с номер 41 в базата данни за 2012 година



**Фигура 61 – D00-C13-00-12-0041 - позиции на областите за проби**

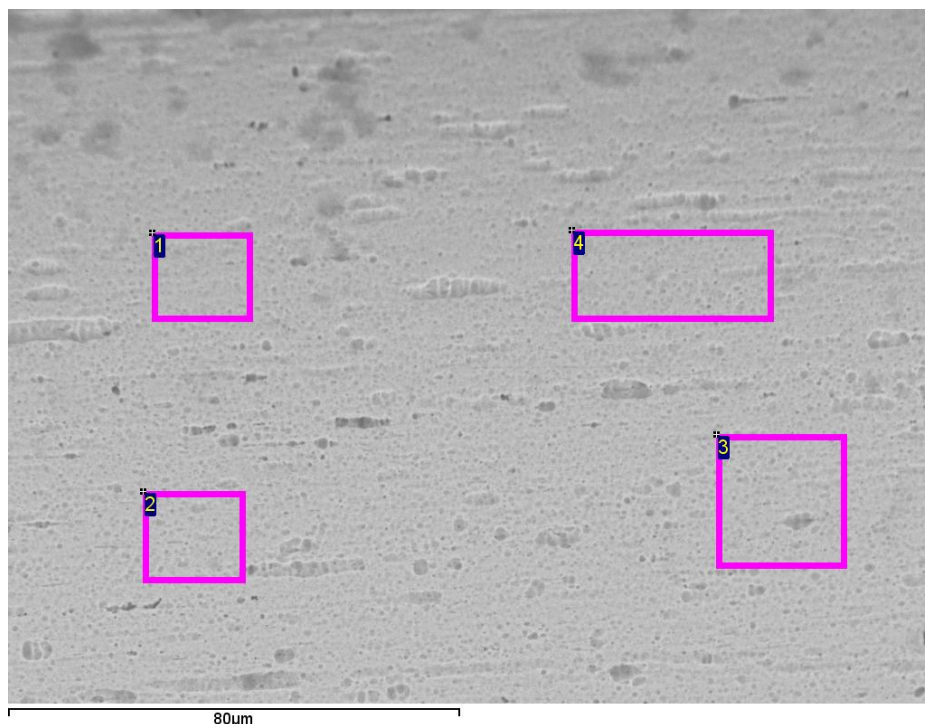


**Фигура 62: D00-C13-00-12-0041 - спектрален анализ на химичния състав**

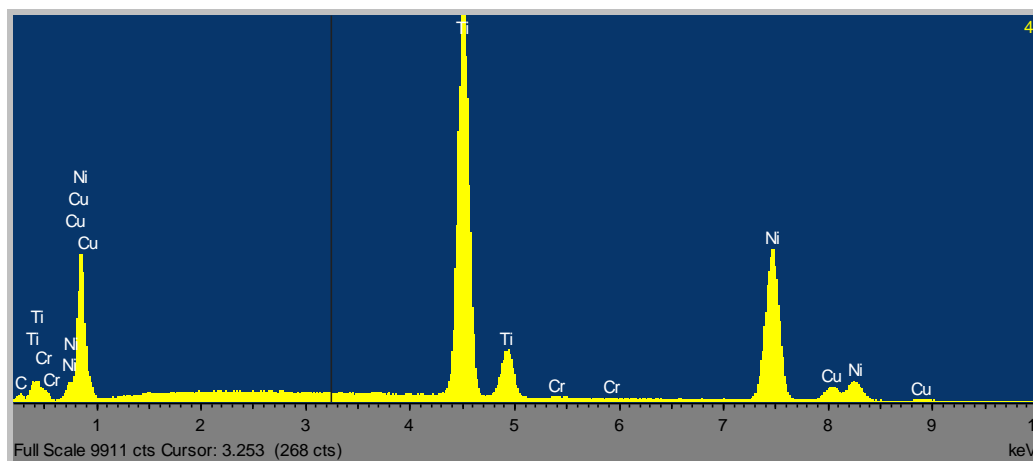
Таблица 19: D00-C13-00-12-0041 - резултати от химичния анализ

Точки \ Елементи	Ti	Cr	Ni	Cu	Общо
T1	45.85	0.18	48.52	5.46	100
T2	45.38	0.24	48.81	5.57	100
T3	45.49	0.31	48.67	5.52	100
T4	45.4	0.18	49.02	5.4	100
Средна стойност	45.53	0.23	48.76	5.49	100
Стандатно отклонение	0.22	0.06	0.21	0.08	
Максимум	45.85	0.31	49.02	5.57	
Минимум	45.38	0.18	48.52	5.4	

**D00-R16-22-12-0042** - неизползвана топлоактивираща дъга (**Cu-Ni-Ti**) с размер 0.013 x 0.022 инча – правоъгълна с номер 42 в базата данни за 2012 година



**Фигура 63 – D00-R16-22-12-0041 - позиции на областите за проби**



**Фигура 64: D00-R16-22-12-0041 - спектрален анализ на химичния състав**

Таблица 20: D00-R16-22-12-0041 - резултати от химичния анализ

Точки \ Елементи	Ti	Cr	Ni	Cu	Общо
T1	45.85	0.18	48.52	5.46	100
T2	45.38	0.24	48.81	5.57	100
T3	45.49	0.31	48.67	5.52	100
T4	45.4	0.18	49.02	5.4	100
Средна стойност	45.53	0.23	48.76	5.49	100
Стандатно отклонение	0.22	0.06	0.21	0.08	
Максимум	45.85	0.31	49.02	5.57	
Минимум	45.38	0.18	48.52	5.4	

## Х.4.2 Изследвани дъги 2013

Таблица 21 представлява представителна извадка, в която се съдържат описанията на материалите за изследване от 2013 година, пълните данни, от анализа на които, са представени в секцията.

**Таблица 21: 2013 – пълни резултати от изследванията**

№	Код	Описание
1	A00-R16-22-13-0010	Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 – правоъгълна (горна челюст)
2	A01-R16-22-13-0011	Стерилизирана Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 – правоъгълна (долна челюст)
4	A06-R16-22-13-0013	Използвана дъга 6 седмици с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна (горна челюст)
8	A10-R16-22-13-0017	Използвана дъга 10 седм. с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна (горна челюст)
12	B00-R16-22-13-0020	Нова Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна (горна челюст)
13	B01-R16-22-13-0021	Стерилизирана Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна (долна челюст).
14	B06-R16-22-13-0022	Използвана дъга 6 седмици с размер 0.016 x 0.016 инча- правоъгълна (горна челюст)
16	B10-R16-22-13-0024	Използвана дъга 10 седмици с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна (поставена на 15.04 и сменена на 24.06).
18	C00-R16-22-13-0030	Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 – правоъгълна (горна челюст).
19	C01-R16-22-13-0031	Стерилизирана Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 – правоъгълна (долна челюст)
20	C14-R16-22-13-0032	Използвана дъга 14 седм. с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна (долна челюст; поставена 10.04.13, отстранена 22.07.13)
22	D00-R16-22-13-0040	Нова Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 – правоъгълна (горна челюст).
23	D01-R16-22-13-0041	Стерилизирана Неизползвана дъга с размер 0.016 x 0.022 – правоъгълна (долна челюст).
26	D04-R16-22-13-0044	Използвана дъга 4 седмици с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна (долна челюст).
27	D06-R16-00-13-0045	Използвана дъга 6 седм. (долна челюст) с размер 0.016 – кръгла.
28	D10-R12-00-13-0046	Използвана дъга 2 месеца и 2 седм. с размер 0.012 инча – кръгла (Поставена на 17.01.13г и счупена на 05.04.13г. в областта на липсващ зъб...)
29	D14-R16-22-13-0A46	Използвана дъга 3 месеца и 2 седм. (Ni-Ti) .....с размер – счупена. Да се изследва по-късия край.

**A00-R16-22-13-0010** - неизползвана стоманена дъга с размер 0.016 x 0.022 инча  
 – правоъгълна с номер 10 в базата данни за 2013 година



**Фигура 65 – A00-R16-22-13-0010 - позиции на областите за проби**

**Таблица 22: A00-R16-22-13-0010 - резултати от пълен химичен анализ**

Елементи Точки	C	O	Si	Cr	Mn	Fe	Ni	Общо
T1	3.17	1.78	0.78	18.88	1.53	65.6	8.26	100
T2	3.39	1.66	0.69	18.84	1.46	65.93	8.02	100
T3	4.09	1.49	0.78	18.62	1.41	64.98	8.63	100
Средна стойност	3.55	1.64	0.75	18.78	1.46	65.5	8.3	100
Стандатно отклонение	0.48	0.15	0.05	0.14	0.06	0.49	0.31	
Максимум	4.09	1.78	0.78	18.88	1.53	65.93	8.63	
Минимум	3.17	1.49	0.69	18.62	1.41	64.98	8.02	

Таблица 23: A00-R16-22-13-0010 – произчислени резултати от химичния анализ

Точки \ Елементи	Si	Cr	Mn	Fe	Ni	Общо
T1	0.84	19.82	1.6	69.01	8.73	100
T2	0.75	19.8	1.53	69.44	8.48	100
T3	0.85	19.68	1.49	68.8	9.18	100
Средна стойност	0.82	19.76	1.54	69.08	8.8	100
Стандатно отклонение	0.06	0.08	0.06	0.32	0.36	
Максимум	0.85	19.82	1.6	69.44	9.18	
Минимум	0.75	19.68	1.49	68.8	8.48	

A01-R16-22-13-0011 – стерилизирана неизползвана стоманена дъга с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна с номер 11 в базата данни за 2013 година



Фигура 66 – A01-R16-22-13-0011 - позиции на областите за проби

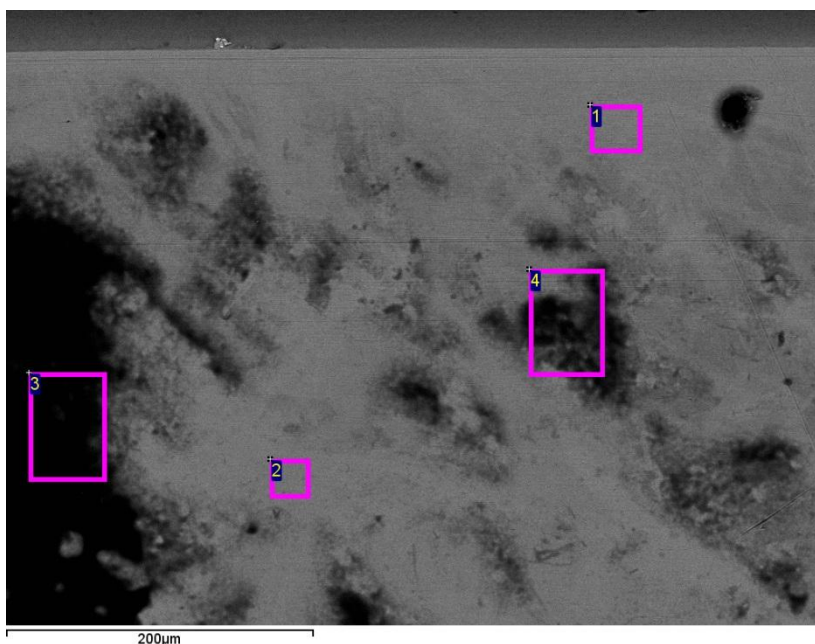
Таблица 24: A01-R16-22-13-0011 - резултати от пълен химичен анализ

Точки \ Елементи	C	O	Si	Cr	Mn	Fe	Ni	Общо
T1	3.2	1.5	0.71	18.76	1.35	66.4	8.08	100
T2	2.61	1.62	0.76	18.99	1.37	66.71	7.94	100
T3	2.83	1.44	0.82	18.85	1.41	66.73	7.92	100
Средна стойност	2.88	1.52	0.76	18.87	1.38	66.61	7.98	100
Стандатно отклонение	0.3	0.09	0.05	0.12	0.03	0.18	0.09	
Максимум	3.2	1.62	0.82	18.99	1.41	66.73	8.08	
Минимум	2.61	1.44	0.71	18.76	1.35	66.4	7.92	

Таблица 25: A01-R16-22-13-0011 - преизчислени резултати от химичния анализ

Точки \ Елементи	Si	Cr	Mn	Fe	Ni	Общо
T1	0.77	19.64	1.41	69.67	8.51	100
T2	0.81	19.79	1.43	69.65	8.32	100
T3	0.87	19.65	1.47	69.7	8.3	100
Средна стойност	0.82	19.7	1.44	69.67	8.38	100
Стандатно отклонение	0.05	0.08	0.03	0.03	0.12	
Максимум	0.87	19.79	1.47	69.7	8.51	
Минимум	0.77	19.64	1.41	69.65	8.3	

**A06-R16-22-13-0013** –използвана стоманена дъга, престояла в устата на пациента 6 седмици с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна с номер 13 в базата данни за 2013 година



**Фигура 67 – A06-R16-22-13-0013 - позиции на областите за проби**

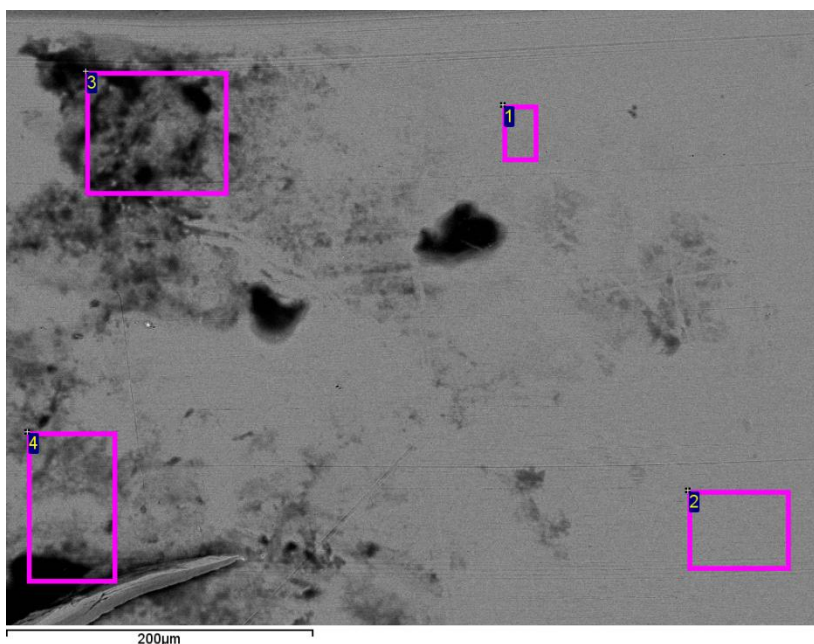
**Таблица 26: A06-R16-22-13-0013 - резултати от пълен химичен анализ**

Елементи Точки	C	O	Si	P	S	Cl	K	Cr	Mn	Fe	Ni	Общо
T1	8.13	2.42	0.73	0	-0.04	0.03	-0.02	18	1.28	61.78	7.7	100
T2	11.73	3.11	0.65	0.1	0.07	0.03	0.02	16.94	1.24	58.91	7.21	100
T3	48.2	17.17	0.22	0.95	0.2	0.19	1.13	6.86	0.55	22.1	2.43	100
T4	38.27	11.63	0.28	0.49	0.09	0.18	0.44	10.01	0.77	33.87	3.96	
Средна стойност	26.58	8.58	0.47	0.38	0.08	0.11	0.39	12.95	0.96	44.16	5.32	100
Стандатно отклонение	19.71	7.09	0.26	0.43	0.1	0.09	0.53	5.39	0.36	19.32	2.55	
Максимум	48.2	17.17	0.73	0.95	0.2	0.19	1.13	18	1.28	61.78	7.7	
Минимум	8.13	2.42	0.22	0	-0.04	0.03	-0.02	6.86	0.55	22.1	2.43	

Таблица 27: A06-R16-22-13-0013 - преизчислени резултати от химичния анализ

<b>Точки</b> \ <b>Елементи</b>	<b>Si</b>	<b>Cr</b>	<b>Mn</b>	<b>Fe</b>	<b>Ni</b>	<b>Общо</b>
<b>T1</b>	0.87	20.02	1.42	69.02	8.67	100
<b>T2</b>	0.84	19.8	1.45	69.32	8.59	100
<b>T3</b>	1.18	20.31	1.67	68.86	7.97	100
<b>T4</b>	0.83	19.88	1.56	69.3	8.43	
<b>Средна стойност</b>	0.93	20	1.53	69.13	8.42	100
<b>Стандатно отклонение</b>	0.17	0.23	0.11	0.23	0.31	
<b>Максимум</b>	1.18	20.31	1.67	69.32	8.67	
<b>Минимум</b>	0.83	19.8	1.42	68.86	7.97	

**A10-R16-22-13-0017** – използвана стоманена дъга, престояла в устата на пациента 6 седмици с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна с номер 17 в базата данни за 2013 година



**Фигура 68 – A10-R16-22-13-0017 - позиции на областите за проби**

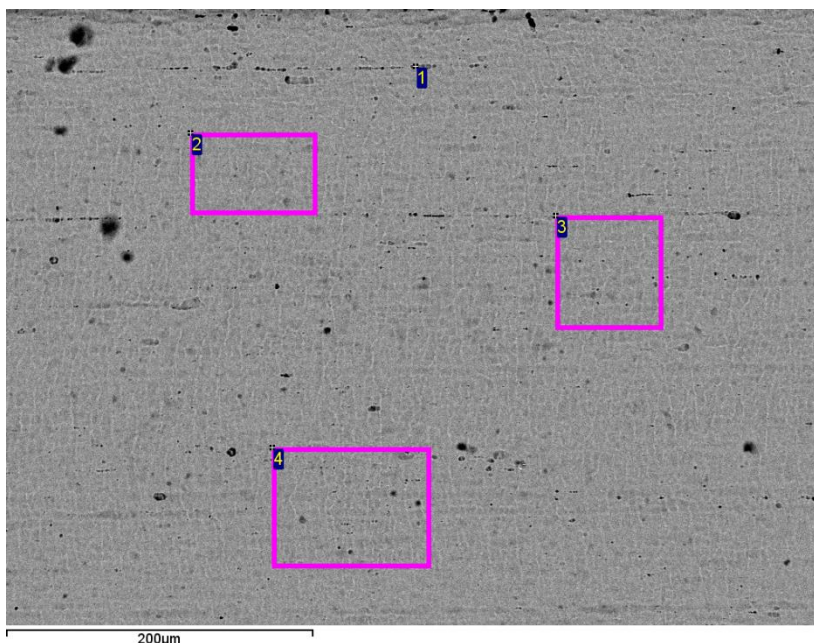
**Таблица 28: A10-R16-22-13-0017 - резултати от пълен химичен анализ**

Елементи Точки	C	O	Si	P	S	Cl	K	Cr	Mn	Fe	Ni	Общо
T1	5.48	2.48	0.71	0.08	0.06	-0.02	0.01	18.48	1.44	63.67	7.62	100
T2	2.67	2.05	0.77	0.02	-0.01	0.02	-0.02	19.2	1.33	65.97	8.01	100
T3	37.35	12.15	0.36	0.28	0.15	0.13	0.15	10.31	0.8	34.29	4.02	100
T4	29.94	8.89	0.53	0.25	0.16	0.11	0.22	12.4	1.03	41.42	5.06	
Средна стойност	18.86	6.39	0.59	0.16	0.09	0.06	0.09	15.1	1.15	51.34	6.18	100
Стандатно отклонение	17.38	4.95	0.18	0.13	0.08	0.07	0.11	4.41	0.29	15.87	1.94	
Максимум	37.35	12.15	0.77	0.28	0.16	0.13	0.22	19.2	1.44	65.97	8.01	
Минимум	2.67	2.05	0.36	0.02	-0.01	-0.02	-0.02	10.31	0.8	34.29	4.02	

Таблица 29: A10-R16-22-13-0017 - произчислени резултати от химичния анализ

Точки \ Елементи	Si	Cr	Mn	Fe	Ni	Общо
T1	0.81	20.02	1.57	69.26	8.34	100
T2	0.82	20.11	1.4	69.23	8.44	100
T3	1	20.14	1.59	68.87	8.4	100
T4	1.11	20.08	1.68	68.49	8.63	
Средна стойност	0.94	20.09	1.56	68.96	8.45	100
Стандатно отклонение	0.15	0.05	0.12	0.36	0.12	
Максимум	1.11	20.14	1.68	69.26	8.63	
Минимум	0.81	20.02	1.4	68.49	8.34	

**В00-R16-22-13-0020** – нова неизползвана никел-титан дъга, с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна с номер 20 в базата данни за 2013 година.



**Фигура 69 – В00-R16-22-13-0020 - позиции на областите за проби**

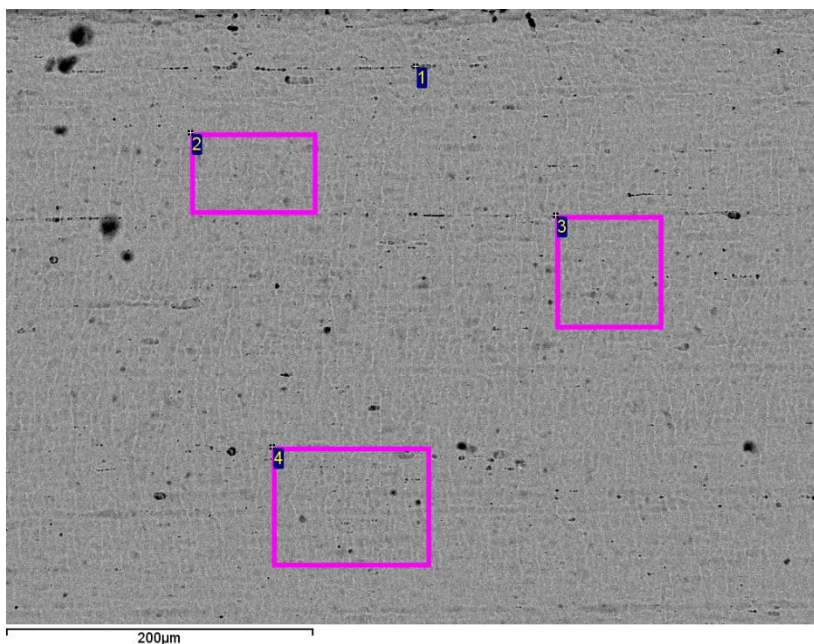
**Таблица 30: В00-R16-22-13-0020 - резултати от пълен химичен анализ**

Елементи Точки	C	O	Na	Mg	Al	Si	Ca	Ti	Ni	Общо
T1	25.96	17.83	0.75	0.3	0.66	0.73	0.6	0.37	24.74	100
T2	4.06	1.19	0.13	0.08	0.14	0.02	-0.07	0	42.89	100
T3	3.4	0.9	0.02	0.13	0.05	0.02	0.01	0.02	43.34	100
T4	3.8	1.21	-0.04	0.09	0.07	0.04	0.01	-0.02	43.08	
Средна стойност	3.75	1.1	0.04	0.1	0.09	0.03	-0.02	0	43.1	100
Стандатно отклонение	0.34	0.17	0.09	0.03	0.05	0.01	0.05	0.02	0.23	
Максимум	4.06	1.21	0.13	0.13	0.14	0.04	0.01	0.02	43.34	
Минимум	3.4	0.9	-0.04	0.08	0.05	0.02	-0.07	-0.02	42.89	

Таблица 31: B00-R16-22-13-0020 - преизчислени резултати от химичния анализ

Точки \ Елементи	Ti	Ni	Общо
T1	46.92	53.08	100
T2	45.43	54.57	100
T3	45.42	54.58	100
T4	45.45	54.55	
Средна стойност	45.44	54.56	100
Стандатно отклонение	0.01	0.01	
Максимум	45.45	54.58	
Минимум	45.42	54.55	

**В01-R16-22-13-0021** – стерилизирана неизползвана никел-титан дъга, с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна с номер 21 в базата данни за 2013 година



**Фигура 70 – В01-R16-22-13-0021 - позиции на областите за проби**

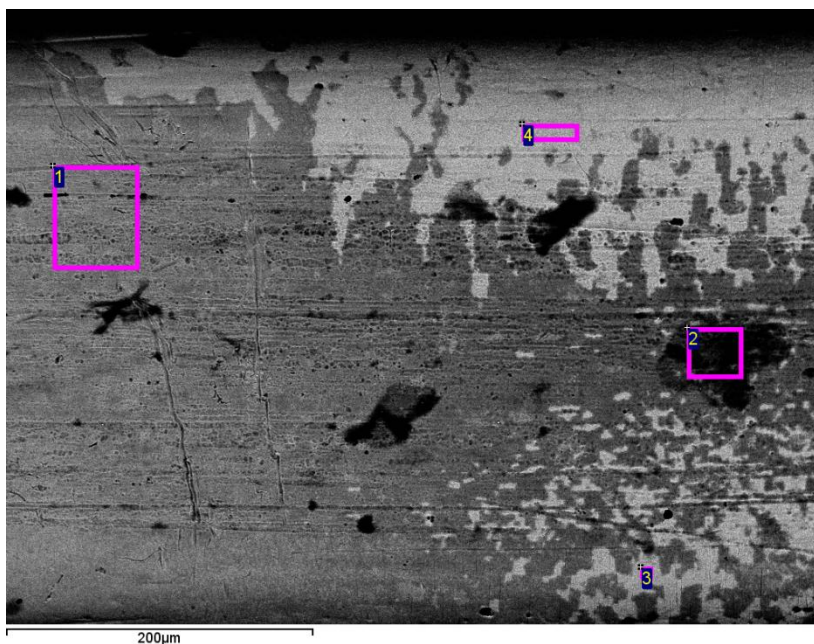
**Таблица 32: В01-R16-22-13-0021 - резултати от пълен химичен анализ**

Елементи Точки	C	O	P	S	Ti	Ni	Общо
T1	2.24	-0.18	-0.02	-0.03	44.52	53.46	100
T2	3.01	0.21	0.07	0.08	43.96	52.68	100
T3	3.22	-0.04	0.02	-0.01	43.81	53.01	100
T4	2.81	0.39	-0.02	0.02	43.58	53.22	
Средна стойност	3.01	0.19	0.02	0.03	43.78	52.97	100
Стандатно отклонение	0.2	0.22	0.05	0.05	0.19	0.28	
Максимум	3.22	0.39	0.07	0.08	43.96	53.22	
Минимум	2.81	-0.04	-0.02	-0.01	43.58	52.68	

Таблица 33: B01-R16-22-13-0021 - преизчислени резултати от химичния анализ

Точки \ Елементи	Ti	Ni	Общо
T1	45.45	54.55	100
T2	45.51	54.49	100
T3	45.27	54.73	100
T4	45.04	54.96	
Средна стойност	45.27	54.73	100
Стандатно отклонение	0.23	0.23	
Максимум	45.51	54.96	
Минимум	45.04	54.49	

**В06-R16-22-13-0022** – използвана 6 седмици никел - титан дъга, с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна с номер 22 (2013) – визуално променена област



**Фигура 71 – В06-R16-22-13-0022 - позиции на областите за проби**

**Таблица 34: В06-R16-22-13-0022 - резултати от пълен химичен анализ**

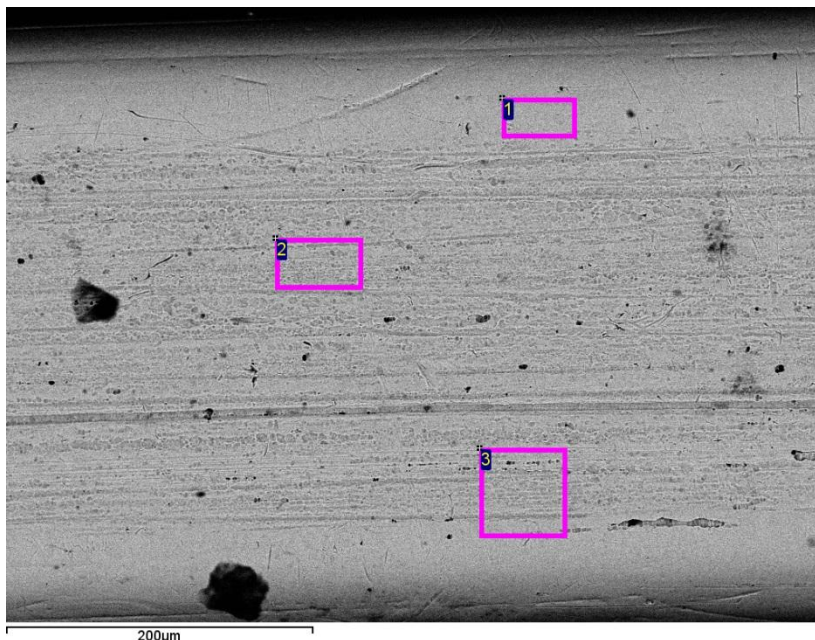
Точки \ Елементи	C	O	S	Ti	Ni	Общо
T1	5.36	24.53	0.07	32.33	37.71	100
T2	27.29	23.42	0.24	26.78	22.27	100
T3	5.46	13.43	0	30.37	50.74	100
T4	6.3	11.02	0.01	30.97	51.69	
Средна стойност	5.88	12.22	0	30.67	51.22	100
Стандатно отклонение	0.6	1.7	0	0.43	0.67	
Максимум	6.3	13.43	0.01	30.97	51.69	
Минимум	5.46	11.02	0	30.37	50.74	

Таблица 35: B06-R16-22-13-0022 - преизчислени резултати от химичния анализ

Точки \ Елементи	Ti	Ni	Общо
T1	46.23	53.77	100
T2	54.64	45.36	100
T3	37.55	62.45	100
T4	37.58	62.42	
Средна стойност	37.56	62.44	100
Стандатно отклонение	0.02	0.02	
Максимум	37.58	62.45	
Минимум	37.55	62.42	

За същата дъга са направени и проби в „по-чист“ участък от дъгата, за да може да се направи сравнение по локални свойства. Резултатите са дадени като следваща дъга, но със същият номер. Този подход ни помага да избегнем усредняването на различни области с големи различия в химичния състав, което неизбежно би довело до нереален краен резултат, като същевременно компрометиращо цялостното изследване.

**В06-R16-22-13-0022** –използвана в продължение на 6 седмици никел-титан дъга, с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна с номер 22 (2013) – визуално „чиста“ област



**Фигура 72 – В06-R16-22-13-0022 - позиции на областите за проби**

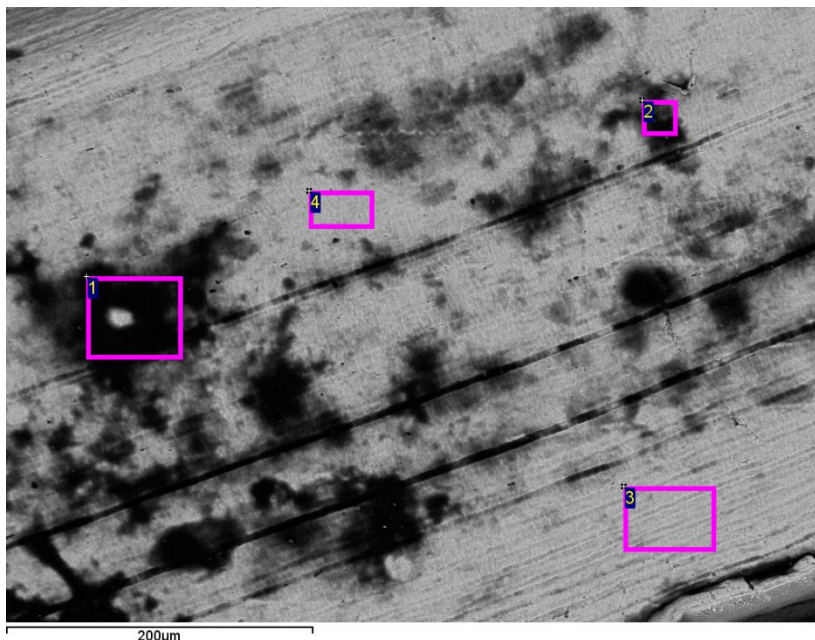
**Таблица 36: В06-R16-22-13-0022 - резултати от пълен химичен анализ**

Точки \ Елементи	С	О	Тi	Ni	Общо
Т1	3.68	2.15	42.4	51.77	100
Т2	4.99	2.18	42.12	50.71	100
Т3	4.31	1.51	42.59	51.6	100
Средна стойност	4.33	1.94	42.37	51.36	100
Стандатно отклонение	0.66	0.38	0.24	0.57	
Максимум	4.99	2.18	42.59	51.77	
Минимум	3.68	1.51	42.12	50.71	

**Таблица 37: B06-R16-22-13-0022 - преизчислени резултати от химичния анализ**

<b>Точки</b> \ <b>Елементи</b>	<b>Ti</b>	<b>Ni</b>	<b>Общо</b>
<b>T1</b>	45.06	54.94	100
<b>T2</b>	45.41	54.59	100
<b>T3</b>	45.25	54.75	100
<b>Средна стойност</b>	45.24	54.76	100
<b>Стандатно отклонение</b>	0.18	0.18	
<b>Максимум</b>	45.41	54.94	
<b>Минимум</b>	45.06	54.59	

**B10-R16-22-13-0024** – използвана в продължение на 10 седмици никел-титан дъга, с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна с номер 24 (2013) – визуално променена област



**Фигура 73 – B10-R16-22-13-0024 - позиции на областите за проби**

**Таблица 38: B10-R16-22-13-0024 - резултати от пълен химичен анализ.**

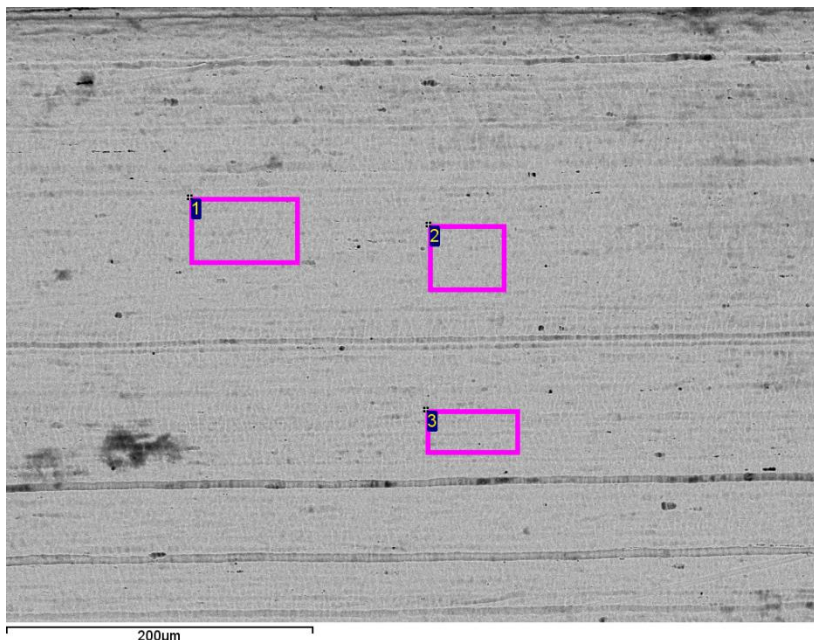
Елементи Точки	C	O	Na	P	S	Cl	K	Ti	Ni	Общо
T1	46.03	24.88	0.43	0.92	0.19	0.43	0.91	13.23	12.98	100
T2	41.25	22.74	0.4	0.57	0.11	0.31	0.64	16.44	17.54	100
T3	10.55	4.56	0.13	0	-0.03	0.03	0.03	38.39	46.33	100
T4	10.86	4.36	-0.09	0	0.04	0.06	0.1	38.4	46.26	
Средна стойност	10.71	4.46	0.02	0	0.01	0.05	0.07	38.39	46.3	100
Стандатно отклонение	0.22	0.14	0.16	0	0.05	0.02	0.05	0.01	0.05	
Максимум	10.86	4.56	0.13	0	0.04	0.06	0.1	38.4	46.33	
Минимум	10.55	4.36	-0.09	0	-0.03	0.03	0.03	38.39	46.26	

Таблица 39: В10-R16-22-13-0024 - преизчислени резултати от химичния анализ

Точки \ Елементи	Ti	Ni	Общо
T1	50.47	49.53	100
T2	48.48	51.52	100
T3	45.39	54.61	100
T4	45.43	54.57	
Средна стойност	45.41	54.59	100
Стандатно отклонение	0.03	0.03	
Максимум	45.43	54.61	
Минимум	45.39	54.57	

За същата дъга са направени и проби в „по-чист“ участък от дъгата, за да може да се направи сравнение по локални свойства. Резултатите са дадени като следваща дъга, но със същият номер. Този подход ни помага да избегнем усредняването на различни области с големи различия в химичния състав, което неизбежно би довело до нереален краен резултат, като същевременно компрометиращо цялостното изследване.

**B10-R16-22-13-0024** –използвана в продължение на 10 седмици никел-титан дъга, с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна с номер 24 (2013) – визуално „чиста“ област

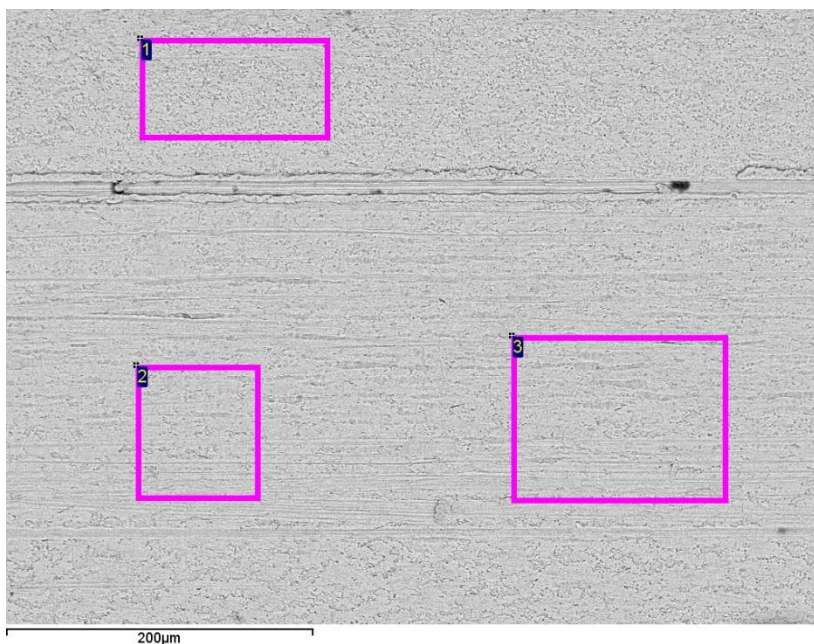


**Фигура 74 – B10-R16-22-13-0024 - позиции на областите за проби**

**Таблица 40: B10-R16-22-13-0024 - преизчислени резултати от химичния анализ**

Точки	Елементи		
	Ti	Ni	Общо
T1	45.35	54.65	100
T2	45.82	54.18	100
T3	45.71	54.29	100
Средна стойност	45.62	54.38	100
Стандатно отклонение	0.25	0.25	
Максимум	45.82	54.65	
Минимум	45.35	54.18	

**C00-R16-22-13-0030** – нова неизползвана бета-титан дъга, с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна с номер 30 в базата данни за 2013 година



**Фигура 75 – C00-R16-22-13-0030 - позиции на областите за проби**

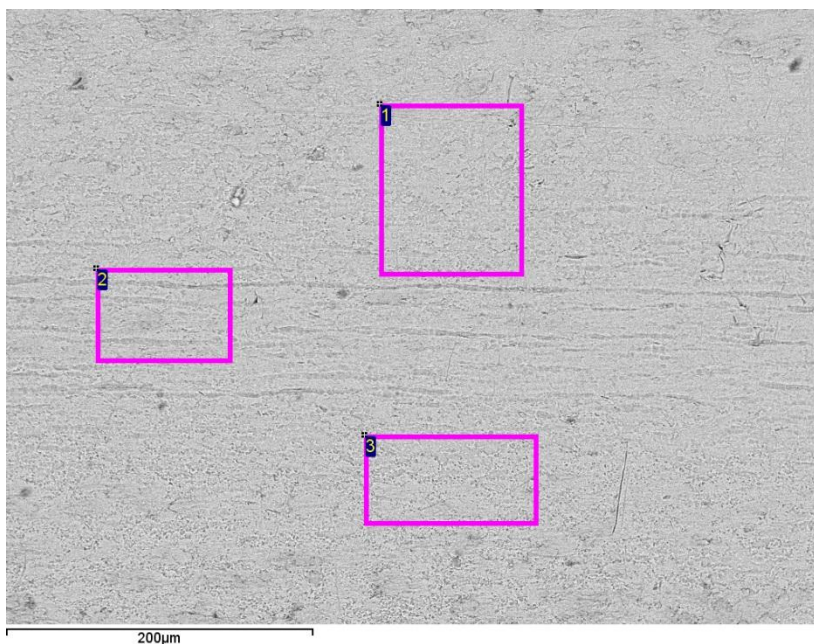
**Таблица 41: C00-R16-22-13-0030 - резултати от пълен химичен анализ**

Точки \ Елементи	C	O	Ti	Zr	Mo	Sn	Общо
T1	5.07	7.33	67.39	6	10.09	4.12	100
T2	4.46	6.65	68.44	5.81	10.48	4.16	100
T3	4.91	6.56	68.27	5.87	10.22	4.16	100
Средна стойност	4.81	6.85	68.03	5.89	10.26	4.15	100
Стандатно отклонение	0.32	0.42	0.57	0.09	0.2	0.02	
Максимум	5.07	7.33	68.44	6	10.48	4.16	
Минимум	4.46	6.56	67.39	5.81	10.09	4.12	

Таблица 42: C00-R16-22-13-0030 - преизчислени резултати от химичния анализ

<b>Точки \ Елементи</b>	<b>Ti</b>	<b>Zr</b>	<b>Mo</b>	<b>Sn</b>	<b>Общо</b>
<b>T1</b>	76.71	6.92	11.66	4.72	100
<b>T2</b>	76.79	6.6	11.91	4.69	100
<b>T3</b>	76.9	6.7	11.68	4.72	100
<b>Средна стойност</b>	76.8	6.74	11.75	4.71	100
<b>Стандатно отклонение</b>	0.1	0.16	0.14	0.02	
<b>Максимум</b>	76.9	6.92	11.91	4.72	
<b>Минимум</b>	76.71	6.6	11.66	4.69	

**C01-R16-22-13-0031** – стерилизирана неизползвана бета-титан дъга, с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна с номер 31 (2013)



**Фигура 76 – C01-R16-22-13-0031 - позиции на областите за проби**

**Таблица 43: C01-R16-22-13-0031 - резултати от пълен химичен анализ**

Точки \ Елементи	C	O	Ti	Zr	Mo	Sn	Общо
T1	4.56	4.66	70.12	5.83	10.44	4.38	100
T2	4.42	6.56	68.47	5.77	10.41	4.36	100
T3	3.91	5.14	69.95	6.09	10.66	4.25	100
Средна стойност	4.3	5.45	69.51	5.9	10.51	4.33	100
Стандатно отклонение	0.34	0.99	0.91	0.17	0.14	0.07	
Максимум	4.56	6.56	70.12	6.09	10.66	4.38	
Минимум	3.91	4.66	68.47	5.77	10.41	4.25	

Таблица 44: C01-R16-22-13-0031 - преизчислени резултати от химичния анализ

Точки \ Елементи	Ti	Zr	Mo	Sn	Общо
T1	77.06	6.48	11.62	4.84	100
T2	76.72	6.54	11.82	4.91	100
T3	76.74	6.75	11.83	4.68	100
Средна стойност	76.84	6.59	11.75	4.81	100
Стандатно отклонение	0.19	0.14	0.12	0.12	
Максимум	77.06	6.75	11.83	4.91	
Минимум	76.72	6.48	11.62	4.68	

**C14-R16-22-13-0032** – използвана в продължение на 14 седмици бета-титан дъга, с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна с номер 32 (2013)

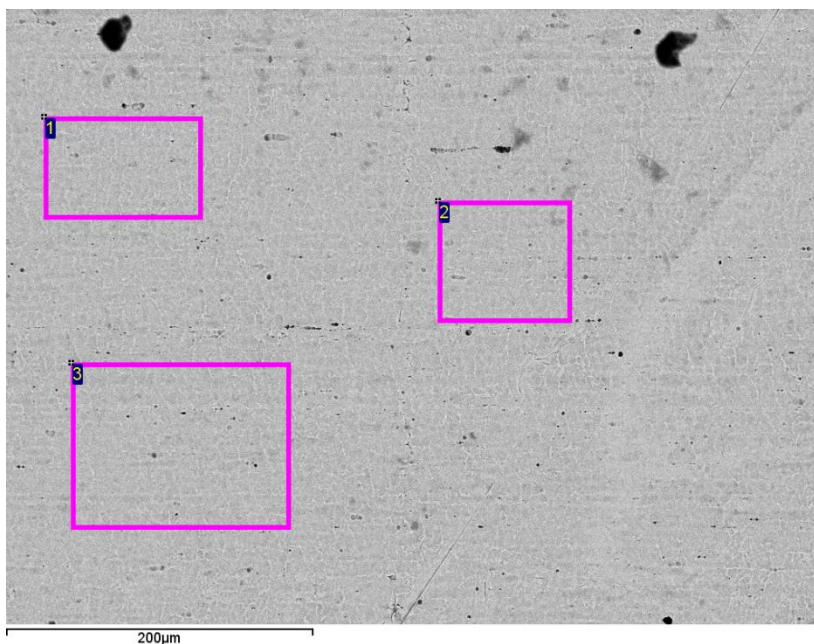
**Таблица 45: C14-R16-22-13-0032 - резултати от пълен химичен анализ**

Точки \ Елементи	C	O	Ti	Zr	Mo	Sn	Общо
T1	5.79	5.17	67.45	6.2	11.21	4.17	100
T2	5.34	6.34	68.57	5.44	10.33	3.96	100
T3	6.32	6.73	66.46	5.85	10.58	4.07	100
Средна стойност	5.82	6.08	67.49	5.83	10.71	4.07	100
Стандатно отклонение	0.49	0.81	1.06	0.38	0.45	0.11	
Максимум	6.32	6.73	68.57	6.2	11.21	4.17	
Минимум	5.34	5.17	66.46	5.44	10.33	3.96	

**Таблица 46: C14-R16-22-13-0032 - преизчислени резултати от химичния анализ**

Точки \ Елементи	Ti	Zr	Mo	Sn	Общо
T1	75.52	7.04	12.73	4.71	100
T2	77.43	6.23	11.84	4.51	100
T3	76.17	6.81	12.32	4.7	100
Средна стойност	76.38	6.69	12.3	4.64	100
Стандатно отклонение	0.97	0.42	0.45	0.11	
Максимум	77.43	7.04	12.73	4.71	
Минимум	75.52	6.23	11.84	4.51	

**D00-R16-22-13-0040** – нова неизползвана топлоактивираща дъга, с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна с номер 40 (2013)



**Фигура 77 – D00-R16-22-13-0040 - позиции на областите за проби**

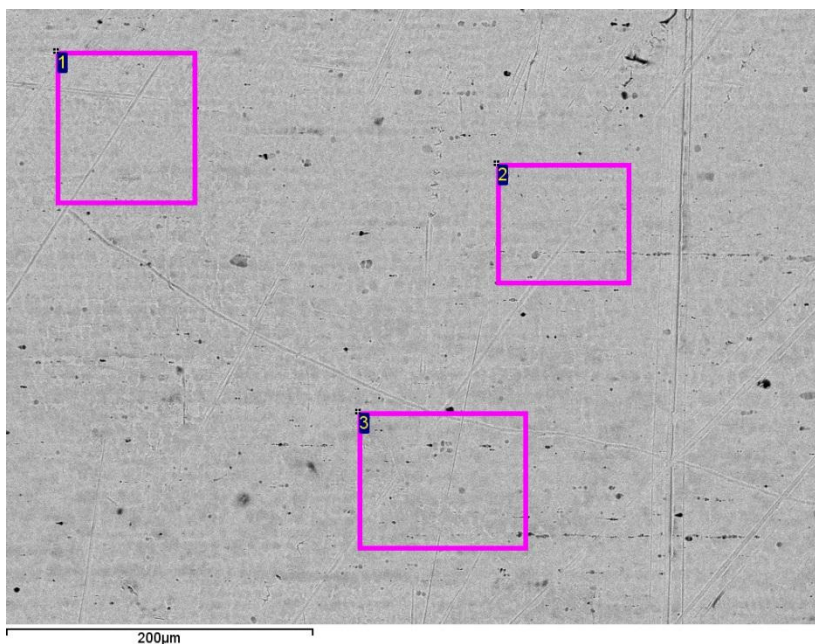
**Таблица 47: D00-R16-22-13-0040 - резултати от пълен химичен анализ**

Точки \ Елементи	C	O	Ti	Ni	Si	Общо
T1	3.53	0.26	43.78	52.71	-0.28	100
T2	4.37	0.52	43.29	51.85	-0.04	100
T3	4.29	0.83	42.95	51.97	-0.05	100
Средна стойност	4.07	0.54	43.34	52.18	-0.12	100
Стандатно отклонение	0.46	0.29	0.42	0.47	0.14	
Максимум	4.37	0.83	43.78	52.71	-0.04	
Минимум	3.53	0.26	42.95	51.85	-0.28	

Таблица 48: D00-R16-22-13-0040 - преизчислени резултати от химичния анализ

Точки \ Елементи	Ti	Ni	Cu	Общо
T1	45.53	54.76	-0.29	100
T2	45.55	54.49	-0.04	100
T3	45.31	54.74	-0.05	100
Средна стойност	45.46	54.66	-0.13	100
Стандатно отклонение	0.14	0.15	0.14	
Максимум	45.55	54.76	-0.04	
Минимум	45.31	54.49	-0.29	

**D01-R16-22-13-0041** – стерилизирана неизползвана топлоактивираща дъга, с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна с номер 41 (2013)



**Фигура 78 – D01-R16-22-13-0041 - позиции на областите за проби**

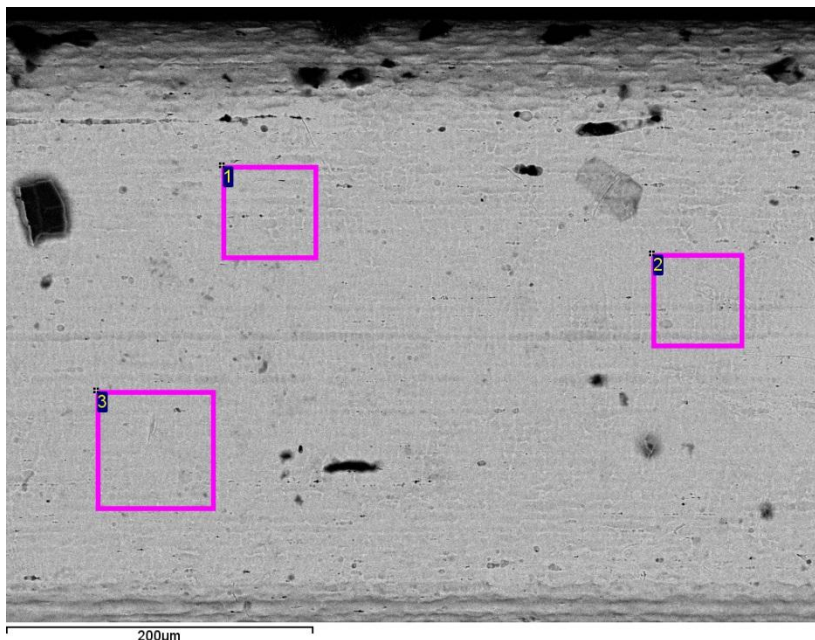
**Таблица 49: D01-R16-22-13-0041 - резултати от пълен химичен анализ**

Елементи Точки	C	O	Ti	Ni	Si	Общо
T1	4.05	1.85	42.93	51.25	-0.09	100
T2	4.73	2.01	42.64	50.98	-0.35	100
T3	6.94	4.04	40.54	48.43	0.05	100
Средна стойност	5.24	2.63	42.04	50.22	-0.13	100
Стандатно отклонение	1.51	1.22	1.3	1.56	0.2	
Максимум	6.94	4.04	42.93	51.25	0.05	
Минимум	4.05	1.85	40.54	48.43	-0.35	

Таблица 50: D01-R16-22-13-0041 - преизчислени резултати от химичния анализ

<b>Точки</b> \ <b>Елементи</b>	<b>Ti</b>	<b>Ni</b>	<b>Cu</b>	<b>Общо</b>
<b>T1</b>	45.66	54.44	-0.09	100
<b>T2</b>	45.75	54.63	-0.38	100
<b>T3</b>	45.6	54.35	0.05	100
<b>Средна стойност</b>	45.67	54.47	-0.14	100
<b>Стандатно отклонение</b>	0.08	0.14	0.22	
<b>Максимум</b>	45.75	54.63	0.05	
<b>Минимум</b>	45.6	54.35	-0.38	

**D04-R16-22-13-0044** – използвана в продължение на 4 седмици топлоактивираща дъга, с размер 0.016 x 0.022 инча – правоъгълна с номер 44 (2013)



Фигура 79 – D04-R16-22-13-0044 - позиции на областите за проби

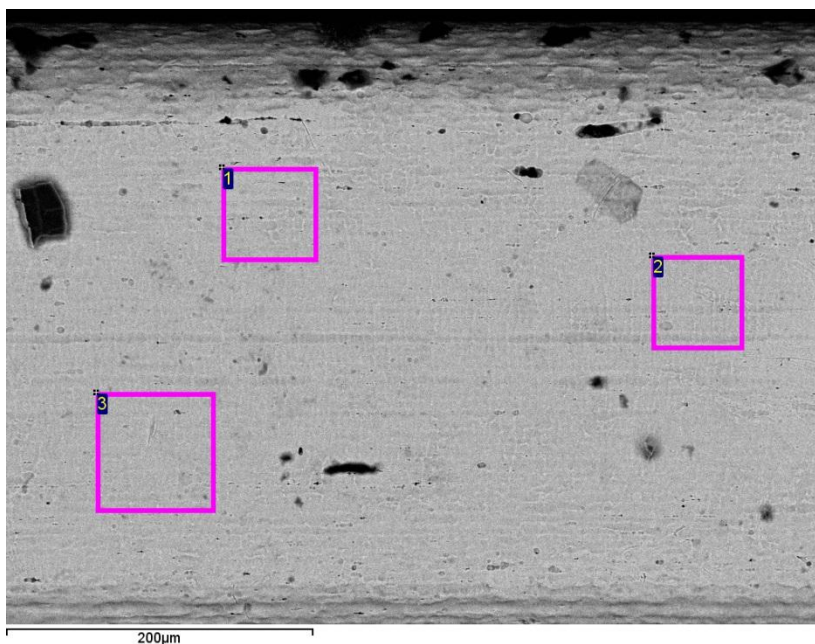
Таблица 51: D04-R16-22-13-0044 - резултати от пълен химичен анализ

Точки \ Елементи	C	O	Ti	Ni	Si	Общо
T1	3.82	8.44	39.86	48.07	-0.19	100
T2	4	7.62	40	48.42	-0.03	100
T3	3.97	8.64	40.33	47.17	-0.1	100
Средна стойност	3.93	8.23	40.06	47.89	-0.11	100
Стандатно отклонение	0.09	0.54	0.24	0.64	0.08	
Максимум	4	8.64	40.33	48.42	-0.03	
Минимум	3.82	7.62	39.86	47.17	-0.19	

Таблица 52: D01-R16-22-13-0041 - преизчислени резултати от химичния анализ

<b>Точки \ Елементи</b>	<b>Ti</b>	<b>Ni</b>	<b>Cu</b>	<b>Общо</b>
<b>T1</b>	45.47	54.75	-0.22	100
<b>T2</b>	45.3	54.74	-0.04	100
<b>T3</b>	46.18	53.93	-0.12	100
<b>Средна стойност</b>	45.65	54.47	-0.12	100
<b>Стандатно отклонение</b>	0.47	0.47	0.09	
<b>Максимум</b>	46.18	54.75	-0.04	
<b>Минимум</b>	45.3	53.93	-0.22	

**D06-C16-00-13-0045** – използвана в продължение на 6 седмици топлоактивираща дъга, с размер 0.016 инча – кръгла с номер 45 (2013)



**Фигура 80 – D06-C16-00-13-0045 - позиции на областите за проби**

**Таблица 53: D06-C16-00-13-0045 - резултати от пълен химичен анализ**

Точки \ Елементи	C	O	Ti	Ni	Si	Общо
T1	3.82	8.44	39.86	48.07	-0.19	100
T2	4	7.62	40	48.42	-0.03	100
T3	3.97	8.64	40.33	47.17	-0.1	100
Средна стойност	3.93	8.23	40.06	47.89	-0.11	100
Стандатно отклонение	0.09	0.54	0.24	0.64	0.08	
Максимум	4	8.64	40.33	48.42	-0.03	
Минимум	3.82	7.62	39.86	47.17	-0.19	

Таблица 54: D06-C16-00-13-0045 - произчислени резултати от химичния анализ

Точки \ Елементи	Ti	Ni	Cu	Общо
T1	45.47	54.75	-0.22	100
T2	45.3	54.74	-0.04	100
T3	46.18	53.93	-0.12	100
Средна стойност	45.65	54.47	-0.12	100
Стандатно отклонение	0.47	0.47	0.09	
Максимум	46.18	54.75	-0.04	
Минимум	45.3	53.93	-0.22	

**D10-C16-00-13-0046** – използвана в продължение на 6 седмици топлоактивираща дъга, с размер 0.016 инча – кръгла с номер 46 (2013)

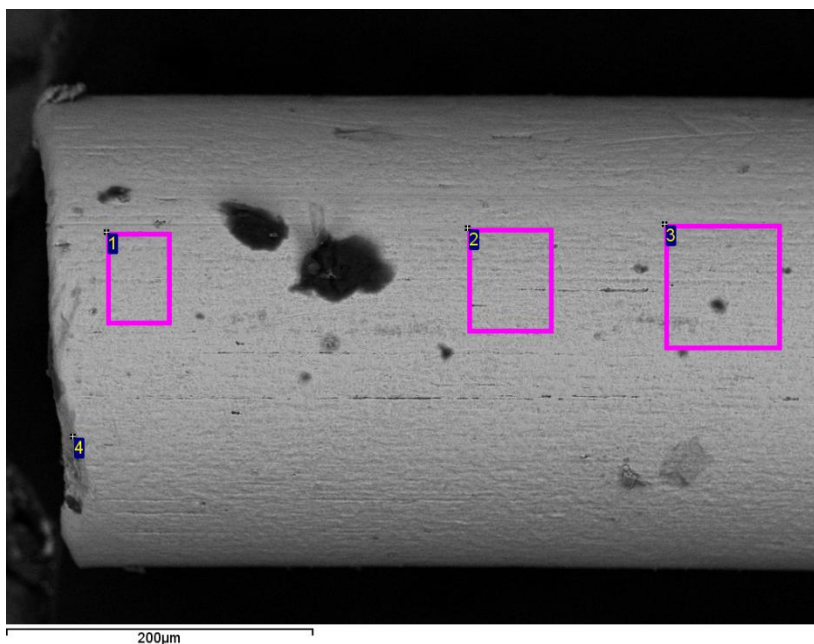
**Таблица 55: D06-C16-00-13-0046 - резултати от пълен химичен анализ**

Точки \ Елементи	C	O	P	S	Cl	K	Ti	Ni	Cu	Общо
T1	55.86	39.11	0.99	0.26	0.09	1.67	1.08	0.88	0.06	100
T2	3.16	2.45	0.03	-0.05	0.05	0.03	42.55	51.79	-0.02	100
T3	2.63	4.04	0.09	0.04	-0.03	0.02	42.22	50.97	0.02	100
T4	3.66	2.85	0.11	-0.04	0.02	-0.04	41.96	51.41	0.07	
Средна стойност	3.15	3.11	0.08	-0.02	0.01	0	42.24	51.39	0.02	100
Стандатно отклонение	0.51	0.83	0.04	0.05	0.04	0.04	0.3	0.41	0.04	
Максимум	3.66	4.04	0.11	0.04	0.05	0.03	42.55	51.79	0.07	
Минимум	2.63	2.45	0.03	-0.05	-0.03	-0.04	41.96	50.97	-0.02	

**Таблица 56: D06-C16-00-13-0046 - преизчислени резултати от химичния анализ**

Точки \ Елементи	Ti	Ni	Cu	Общо
T1	53.33	43.77	2.89	100
T2	45.13	54.88	-0.02	100
T3	45.31	54.67	0.02	100
T4	44.93	55	0.07	
Средна стойност	47.18	52.08	0.74	100
Стандатно отклонение	4.11	5.54	1.43	
Максимум	53.33	55	2.89	
Минимум	45.3	53.93	-0.22	

**D16-C16-00-13-0A46** – използвана в продължение на 6 седмици топлоактивираща дъга, с размер 0.016 инча – кръгла с номер 46A (2013)



**Фигура 81 – D16-C13-00-13-0A46 - позиции на областите за проби**

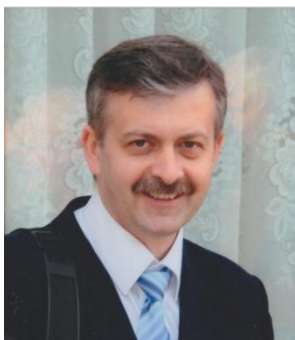
**Таблица 57: D16-C13-00-13-0A46 - резултати от пълен химичен анализ**

Точки \ Елементи	C	O	Ti	Ni	Si	Общо
T1	6.27	2.35	41.39	49.96	0.02	100
T2	8.48	3.4	40.36	47.61	0.14	100
T3	9.36	3.84	39.33	47.47	0	100
T4	13.2	11.72	32.93	41.38	0.77	
Средна стойност	8.04	3.2	40.36	48.35	0.05	100
Стандатно отклонение	1.59	0.76	1.03	1.4	0.08	
Максимум	9.36	3.84	41.39	49.96	0.14	
Минимум	6.27	2.35	39.33	47.47	0	

Таблица 58: D16-C13-00-13-0A46 - преизчислени резултати от химичния анализ

Точки \ Елементи	Ti	Ni	Cu	Общо
T1	45.35	54.63	0.02	100
T2	45.87	53.97	0.16	100
T3	45.39	54.62	-0.01	100
T4	43.99	54.99	1.02	
Средна стойност	45.54	54.41	0.06	100
Стандатно отклонение	0.29	0.38	0.09	
Максимум	45.87	54.63	0.16	
Минимум	45.35	53.97	-0.01	

## XI. АВТОБИОГРАФИЯ



### **Д-р Валери Георгиев Петров**

Главен асистент в катедра ОРТОДОНТИЯ  
ФАКУЛТЕТ ПО ДЕНТАЛНА МЕДИЦИНА  
МЕДИЦИНСКИ УНИВЕРСИТЕТ - СОФИЯ

#### Професионална биография

Д-р Валери Петров завършва висше образование по стоматология през 1988 г. във Факултета по стоматология на Медицинска Академия – гр. София. До септември 1990 г. работи в стоматологичното отделение на Районна болница гр. Кнежа. От октомври 1990 г. работи като ортодонт в Окръжната стоматологична поликлиника гр. Търговище. В края на 1993 г., след конкурс е назначен за асистент към Катедрата по Ортодонтия. През 1997г. придобива специалност „Ортодонтия”. През 2004 г. е повишен за старши асистент, а през 2011 г. става главен асистент. В 2005 г. придобива специалност по обща стоматология. Посещавал е курсове на водещи ортодонти от чужбина.

#### Клинични дейности и интереси

В своята клинична практика прилага разнообразни съвременни методи на лечение и ортодонтски апарати.

#### Преподаване

Обучение на студентите от IV и V курс по предклиника и клиника. Участие в провеждането на теоретическото и практическо обучение на специализанти.

#### Научни интереси

Приложение на апаратите за бързо разширение на горната челюст.