

UNIVERSITETI I MJEKËSISË, TIRANË
UNIVERSITETI I MJEKËSISË, TIRANË
FAKULTETI I MJEKËSISË DENTARE
DEPARTAMENTI I ORTOPEDISË STOMATOLOGJIKE

DISERTACION

Për mbrojtjen e gradës shkencore

“Doktor”

**“PATOLOGJIA E MUNGESËS TOTALE
TË DHËMBËVE DHE TRAJTIMI I SAJ
ME METODAT BASHKËKOHORE”**

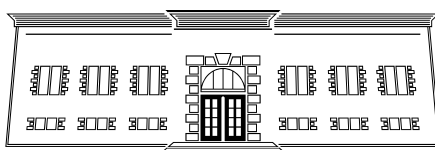
Disertanti

ARMAND ALUSHI

Udhëheqës shkencor

Prof. Asoc. EDIT XHAJANKA

TIRANË, 2022



UNIVERSITETI I MJEKËSISË, TIRANË
UNIVERSITETI I MJEKËSISË, TIRANË
FAKULTETI I MJEKËSISË DENTARE
DEPARTAMENTI I ORTOPEDISË STOMATOLOGJIKE

DISERTACION

i paraqitur nga

Z. ARMAND ALUSHI

Për marrjen e gradës shkencore

“DOKTOR”

Specialiteti: Ortopedi Stomatologjike

**TEMA: “PATOLOGJIA E MUNGESËS TOTALE TË DHËMBËVE DHE
TRAJTIMI I SAJ ME METODAT BASHKËKOHORE”**

MBROHET MË DATË _____ / _____ / 2022 PARA JURISË

1. _____ **KRYETAR**

2. _____ **ANËTAR**

(OPONENT)

3. _____ **ANËTAR**

(OPONENT)

4.

ANĚTAR

5.

ANĚTAR

PËRMBAJTJE

DEKLARATA E AUTORËSISË	VIII
MIRËNJOHJE DHE FALENDERIME	IX
PARATHËNIE.....	X
ABSTRAKT.....	XII
Kapitulli 1. HISTORIKU	13
1.1 Pak histori mbi zëvendësimin e mungesës së plotë të dhëmbëve me proteza të plota.....	13
1.2 Protezat dentare të lashtësisë	13
1.3 Protezat dentare të mesjetës	14
1.4 Fillesat e protezave moderne	15
Kapitulli 2. PJESA E PËRGJITHSHME.....	18
2.1 Materialet që përdoren për bazën e protezave të lëvizshme dhe përgatitja laboratorike e tyre	18
2.1.1 Plastmasat.....	18
2.1.2 Plastmasat artificiale.....	18
2.2 Vetitë e plastmasave	19
2.2.1 Vetitë biologjike.....	19
2.2.2 Vetitë mekanike.....	19
2.2.3 Vetitë fizike	19
2.2.4 Vetitë estetike.....	20
2.3 Përdorimi i Plastmasave.....	20
2.4 Plastmasat që polimerizohen me temperaturë të lartë.....	20
2.5 Monomeri.....	22
2.6 Polimeri.....	23
2.7 Klasifikimi i polimerëve	24
2.8 Lëndët plastike ose rezinat sintetike	25
2.9 Pesha molekulare e lëndëve plastike.....	25

2.10	Struktura e lëndëve plastike.....	25
2.11	Klasifikimi i lëndëve plastike	26
2.11.1	Lëndët plastike termoplastike.....	26
2.11.2	Lëndët plastike termoidurente (forcohen me nxehtësi)	26
2.11.3	Plastmasat vetpolimerizuese	26
2.11.4	Plastmasat elastike	27
2.12	Polimerizimi	29
2.12.1	Mekanizmi i polimerizimit	31
2.12.2	Polimerizimi me kondensim.....	31
2.12.3	Polimerizimi me adicion	32
2.12.4	Polimerizimi radikal	32
2.12.5	Polimerizimi radikal dentar	32
2.13	Vetitë e lëndëve plastike	33
2.13.1	Vetitë optike dhe estetike.....	33
2.13.2	Vetitë mekanike.....	33
2.14	Inhibitorët	34
2.15	Përpunimi laboratorik i plastmasës.....	34
2.16	Muflimi i Protezës	35
2.16.1	Muflimi direkt	36
2.16.2	Muflimi indirekt.....	36
2.16.3	Muflimi i kombinuar	37
2.17	Shkrirja e dyllit	37
2.18	Izolimi i allçisë	38
2.19	Presimi i rezinës dhe heqja e tepricave.....	38
2.20	Polimerizimi i rezinës së protezës	40
2.21	Përpunimi përfundimtar dhe lustrimi i protezave të plastmasës.....	42
2.22	Polimerizimi i protezës dhe problemet e lindura gjatë polimerizimit tradicional	44

Kapitulli 3.	48
3.1 Qëllimi i studimit	48
3.2 Materiali dhe Metoda	48
3.3 Teknikat e përgatitjes së protezës së plotë me Sistemin Vertex	51
3.3.1 Sistemi Vertex	51
3.3.2 Sistemi Vertex në polimerizimin e protezës totale	53
3.3.3 Variacionet e polimerizimit me sistemin Vertex	54
3.4 Muflimi dhe polimerizimi i protezës totale me sistemin VERTEX CASTAVARIA.....	63
3.5 Rëndësia e lëmimit dhe lustrimit të protezës, rregullat që merren në konsideratë	67
3.6 Pjesa e studimit klinik	69
Kapitulli 4. REZULTATET	74
4.1 Monitorimi i pacientëve	50
4.2 Analiza statistikore.....	86
4.3 Diskutime	95
4.3.1 Porozitetet	95
4.3.2 Lidhja ndërmjet bazës së protezës dhe dhëmbëve artificialë .	95
4.3.3 Thithja e ujit	96
4.3.4 Tretshmëria	96
4.3.5 Fortësia	96
4.3.6 Mbetjet e monomerit	96
4.3.7 Fortësia dhe fleksibiliteti	97
4.4 Temperatura e polimerizimit dhe sasia e monomerit të lirë	97
4.5 Stabiliteti dhe përshtatja dimensionale	98
4.6 Ndryshueshmëria dimensionale pas polimerizimit me sistemin Vertex Castavaria dhe pas polimerizimit me nxehtësi. Studim i realizuar në KSU dhe në KS “Aldent”	98
4.6.1 Porozitetet	99

4.6.2 Qëndrueshmëria e ngjyrës	100
4.7 Konsiderata për materialet e përdorura dhe kostot sipas orëve të punës 101	
4.8 Avantazhet	102
4.9 Rast Klinik me polimerizimin Vertex Castavaria	103
4.9.1 Rastet klinike të protezave të polimerizuara me Vertex Castavaria.....	106
Kapitulli 5. KONKLUSIONE	110
5.1 Rekomandime	111
Kapitulli 6. BIBLIOGRAFIA	112

PËRMBAJTJE E FIGURAVE

Figura 1.2-1Përdorimi i rripave të floririt në zëvendësimin e dhëmbëve	13
Figura 1.3-1Protezë fildishi me susta e Presidentit të parë Amerikan	14
Figura 1.3-2Dhëmbët e George Washington që ruhen në New York Academy of Medicine(37).....	14
Figura 1.4-1Tavolinë pune për përgatitjen e protezave 1933	15
Figura 1.4-2Proteza të përgatitura në dy pjesë, e sipërme dhe e poshtme, të ndara nga njëra-tjetra, të montuara mbi një bazë metalike.	16
Figura 1.4-3Protezë me bazë argjendi (1950).....	16
Figura 1.4-4Protezë Kauçuku (1910)	16
Figura 1.4-5Protezë alumini e ushtarëve të Luftës së I ^{re} Botërore (1914)	17
Figura 1.4-6a, Protezë kauçuku, me dhëmbë porcelani të veshur në anën palatinal me flori. b. Protezë fildishi në Rusi (1910)	17
Figura 2.4-1Rezina në formën komerciale të saj, polimeri në trajtë pluhuri dhe monomeri ose likidi ...	21
Figura 2.4-2Rezina e polimerizuar e përdorur për bazën e protezes totale	21
Figura 2.5-1Lidhja e molekulave të monomerit gjatë polimerizimit	22
Figura 2.6-1Lidhja e molekulave të monomerit gjatë polimerizimit dhe polimeri	23
Figura 2.6-2Lidhja e molekulave të monomerit gjatë polimerizimit	24
Figura 2.11-1Plastmasa elastike UFI Gel P	28
Figura 2.15-1Polimerizimi me presion dhe metoda Vertex	34
Figura 2.16-1Muflat	35
Figura 2.16-2Muflimi indirekt.....	36
Figura 2.16-3Vendosja në mufël gjatë muflimit indirekt	36
Figura 2.17-1Dy pjesët e muflës pas shpëlarjes nga dylli	37
Figura 2.18-1Izolimi i allçisë së bazës së muflës dhe modelit	38
Figura 2.19-1Përgatitja e testit të rezinës, vendosja e tij në mufël	39
Figura 2.19-2Vendosja e rezinës dhe heqja e tepcive.....	39
Figura 2.19-3a: Brida; b: Vendosja e muflës në bridë	40
Figura 2.20-1Cikli i polimerizimit të plastmasës me nxehtësi	41
Figura 2.20-2Cikli i polimerizimit të plastmasës me nxehtësi; në temperaturën 60 gradë gjatë ciklit të polimerizimit krijohet rreziku i vlimit të monomerit pa hyrë akoma në reaksion polimerizimi, kjo krijon mundësi për formimin e flluskave (të avujve) të monomerit dhe të poroziteteve në brendësi të rezinës.	41
Figura 2.21-1Mjete për përpunimin e protezës.....	42
Figura 2.21-2Lustrimi i protezave	43
Figura 2.21-3Proteza pas punimit përfundimtar dhe lustrimit	44
Figura 2.22-1Ngritja e lartësisë së okluzionit në polimerizimin me teknikën konvencionale; a-proteza e modeluar me dyllë, b-ndryshimi i raporteve të okluzionit dhe i lartësisë së okluzionit pas polimerizimit	44
Figura 2.22-2a,b- Deformimi sferik i protezës nga polimerizimi konvencional (Sipas Korber)	45
Figura 2.22-3Formimi i poroziteteve në bazën e protezës në metodën e zakonshme të polimerizimit ..	45
Figura 2.22-4a- Proteza e modeluar me dyllë dhe patenta prej allçie, me gjurmët e dhëmbëve artificiale b- tkurrja dhe deformimi pas polimerizimit (60)	46
Figura 2.22-5Deformimi i protezës nga tkurrja në metodën e zakonshme të polimerizimit sjell interferenca në protezën e përfunduar, humbje të kontaktit të plotë dhe zona të mundshme ku mund të shtypet dhe të lëndohet mukoza (77).	46
Figura 2.22-6Përmbajtja e rest-monomerit të lirë në bazën e rezinës pas qëndrimit në ujë, për një periudhë mbi 30 ditë, për materiale të ndryshme të përdorura për bazën e protezës. (Sipas Marx) (78)	47
Figura 3.2-1Matjet e realizuara me kalibër.....	50
Figura 3.3-1Protezë e plotë e prodhuar me Vertex Thermosens.....	53
Figura 3.3-2Produkte të ndryshme të prodhuara nga Kompania Dentare Vertex	53

Figura 3.3-3a,b Mufla që përdoren në polimerizimin në të ftohtë dhe me nxehtësi	53
Figura 3.3-4Pajisja Vertex PolyCure 25	55
Figura 3.3-5Ngjyrat e Sistemit Vertex ThermoSens	56
Figura 3.3-6Dhëmbët Vertex.....	57
Figura 3.3-7Vertex për riparime	57
Figura 3.3-8Vertex Ortoplast.....	58
Figura 3.4-1Vendosja e modelit në ujë.....	63
Figura 3.4-2Pajisja e përgatitjes së xhelatinës	63
Figura 3.4-3a Vendosja e modelit në muflë, b Hedhja e xhelatinës, c Vendosja e muflës së xhelatinës në ujë	63
Figura 3.4-4Prerja në modelin e xhelatinës	64
Figura 3.4-5Krijimi i kanaleve të derdhjes dhe nxjerrja e modelit	64
Figura 3.4-6Mbajtësi i dhëmbëve.....	65
Figura 3.4-7Krijimi i retensionit tek dhëmbët	65
Figura 3.4-8Izolimi i modelit të allçisë.....	65
Figura 3.4-9a. Pozicionimi i dhëmbëve në xhelatinë; b. Mbyllja e muflës	65
Figura 3.4-10Përgatitja e rezinës	66
Figura 3.4-11Derdhja e rezinës në brendësi të muflës.....	66
Figura 3.4-12Vendosja e muflës tek pajisja Vertex Poly Cure 25.....	66
Figura 3.4-13a. Proteza pas hapjes së muflës me sistemin Vertex Castavaria; b. Proteza pas hapjes së muflës me metodën tradicionale	67
Figura 3.5-11- Sipërfaqja e protezës e pa lustruar dhe lëmuar; 2- Sipërfaqja e protezës 5 minuta pas lëmimit, 3- Sipërfaqja e protezës pas lustrimit me konfetër, furça dhe pomiçe.....	68
Figura 3.5-2a- Furça për lëmimin e protezës; b- Pastë për lustrimin e protezave	68
Figura 3.5-3a. Instrumentet për etapat e lëmimit; b. Instrumentet për etapat e lustrimit	68
Figura 3.5-4	69
Figura 3.5-5Proteza pas punimit përfundimtar dhe lustrimit.....	69
Figura 3.6-1Kalibri i përdorur për matjet	70
Figura 3.6-2a, b- Matjet para muflimit dhe polimerizimit; c,d- Matjet pas muflimit dhe polimerizimit	71
Figura 3.6-3a,b- Matje në nivel premolari dhe në nivel molari në protezën e sipërme; c- Matje në nivel premolari në protezën e poshtme	71
Figura 4.3-1Mostrat e polimerizuara me Vertex Castavaria.....	Error! Bookmark not defined.
Figura 4.3-2Testi “Charpy”	Error! Bookmark not defined.
Figura 4.6-1a,b,c- Sipërfaqja e protezës e polimerizuar me metoda të ndryshme	100

PËRMBAJTJE E TABELAVE

Tabela 1 Pacientë me Proteza Tradicionale	74
Tabela 2 Pacientë me Proteza Vertex	75
Tabela 3 Ndarja sipas metodës së polimerizimit të përdorur në të dy grupet sipas gjinive	76
Tabela 4 Ndarja sipas metodës së polimerizimit në të dy grupet sipas llojeve të protezave, totale apo gjysmë totale.....	77
Tabela 5 Vlerat e marra gjatë polimerizimit me sistemin Vertex	78
Tabela 6 Vlerat e marra gjatë polimerizimit me sistemin Tradicional.....	82
Tabela 7 Rezultatet	87
Tabela 8	87
Tabela 9 Deformimi i protezave në dy metodat e ndryshme të polimerizimit.....	91
Tabela 10 Problematikat pas polimerizimit për të dy llojet e protezave.....	93
Tabela 11 Krahasimi ndërmjet dy metodave të polimerizimit, tradicional dhe Vertex	94
Tabela 12 Ndryshueshmëria dimensionale pas polimerizimit	Error! Bookmark not defined.

PËRMBAJTJE E GRAFIKËVE

Grafiku 1 Ndarja sipas gjinisë në pacientët me proteza tradicionale	75
Grafiku 2 Ndarja sipas gjinisë në pacientët me proteza të Sistemit Vertex	75
Grafiku 3 Ndarja sipas metodës së polimerizimit të përdorur në të dy grupet, sipas gjinive.....	76
Grafiku 4 Ndarja sipas metodës së polimerizimit të përdorur në të dy grupet sipas llojeve të protezave, totale apo gjysmë totale	77
Grafiku 5 Vlera mesatare e ndryshimit të P1 mes matjeve para dhe pas polimerizimit	88
Grafiku 6 Masa e ndryshimit të P1 mes matjeve para dhe pas polimerizimit.....	89
Grafiku 7 Vlera mesatare e ndryshimit të M2 mes matjeve para dhe pas polimerizimit	89
Grafiku 8 Masa e ndryshimit të M2 mes matjeve para dhe pas polimerizimit	90
Grafiku 9 Deformimi i protezave në dy metodat e ndryshme të polimerizimit	91
Grafiku 10 Sasia e monomerit të mbetur pas polimerizimit	Error! Bookmark not defined.
Grafiku 11 Ndryshueshmëria pas polimerizimit.....	Error! Bookmark not defined.
Grafiku 12 Ndryshueshmëria dimensionale pas polimerizimit.....	99
Grafiku 13 Ndryshueshmëria dimensionale në nivel molar dhe premolari	99

DEKLARATA E AUTORËSISË

Unë, Armand Alushi, deklaroj se kjo tezë përfaqëson punën time origjinale dhe nuk kam përdorur burime të tjera, përveç atyre të evidentuara nëpërmjet citimeve.

Të gjitha të dhënat, tabelat dhe citimet në tekst të cilat janë të riprodhuara prej ndonjë burimi tjetër, duke përfshirë dhe internetin, janë pranuar në mënyrë eksplicite të tillë.

Punimi i paraqitur është në përputhje me normat dhe me rregullat akademike. Deklaroj se i jam përmbajtur me rigorozitet të gjitha rregullave akademike përsa i përket referimeve dhe citimeve.

Literatura e përdorur në këtë punim është përftuar duke respektuar normën etike dhe akademike.

Dr. Armand Alushi

MIRËNJOHJE DHE FALENDERIME

Falenderoj udhëheqësen time shkencore Prof. Asoc. Edit Xhajanka, si dhe Prof. Dr. Ruzhdie Qafmollën për ndihmën e tyre në të gjitha etapat e studimit, duke më ofruar eksperiencën e tyre të gjatë në fushën e Stomatologjisë dhe të Protetikës së lëvizshme.

Falenderoj Universitetin “Aldent” dhe punonjësit e laboratorit të këtij Universiteti, për vënien në dispozicion të Sistemit Vertex, pjesë e laboratorit të Universitetit “Aldent”, falenderoj veçanërisht laboranten Vilma Zonja e cila mbajti një peshë kryesore në realizimin e protezave me Sistemin Vertex, si dhe stafin e laboratorit të KSU për kryerjen e procedurave të polimerizimit me metodën tradicionale, gjë që mundësoi kryerjen e këtij studimi krahasues të parametrave të protezave tradicionale dhe protezave Vertex.

Një falenderim i veçantë shkon edhe për Prof. Dr. Elizana Petrelën, për ndihmesën e dhënë në përpunimin statistikor të këtij punimi.

Falenderim të veçantë për profesoreshë Ruzhdie Qafmolla për inkurajimin dhe mundësitë që më krijoi në realizimin e këtij projekti madhor të karrierës sime profesionale.

Falenderoj familjen time për mbështetjen dhe kurajën për të përfunduar me sukses këtë projekt shkencor.

Dr. Armand Alushi

PARATHËNIE

Dhëmbët preken nga patologji të shumta dhe të shumëllojshme. Në rast se nuk trajtohen me kohë, dhëmbët degradohen, deri në ekstraksionin e tyre.

Zëvendësimi i dhëmbëve të humbur realizohet sipas protokolleve të caktuara lidhur me protezimin e difekteve të krijuara në kavitetin oral. Llojet e restaurimeve janë të ndryshme, duke filluar nga punimet protetike fikse, deri në zëvendësimin e plotë të dhëmbëve me proteza totale (1,2).

Protezimi i pacientëve me proteza totale mbetet një proces mjaft i vështirë, i ndërlikuar dhe kompleks, pasi në të ndërthuren shumë faktorë klinikë, teknikë dhe psikologjikë (3).

Për të arritur sukses në protezimin e pacientëve pa dhëmbë, kërkohet jo vetëm përdorimi i materialeve me cilësi të lartë, por edhe zbatimi i teknologjive sa më bashkëkohore në përgatitjen e tyre (4). Funkzioni dhe estetika e sistemit orofacial janë aspekte shumë të rëndësishme të jetës njerëzore, pasi ato ndikojnë në cilësinë e jetës së njeriut. Qëllimi kryesor i protezimit mbetet rritja e cilësisë së jetës së pacientëve të protezuar dhe, për këtë arsye, përdorimi i materialeve dhe i metodave më të reja dhe bashkëkohore mbetet objektiv i çdo mjeku (5,6).

Zhvillimet teknologjike kanë prekur të gjitha fushat e dentistrisë. Këto zhvillime kanë patur ndikimin e tyre dhe në protetikën stomatologjike. Materialet e përdorura për bazën e protezave të lëvizshme janë përsosur në mënyrë të vazhdueshme dhe janë perfeksionuar procedurat e përgatitjes së tyre (1). Baza e gjithë plastmasave është metil metakrilati ose esteri metilik i acidit metakrilik. Bashkimi i molekulave të metil metakrilatit, ndërmjet reaksionit të polimerizimit formon një molekulë gjigande, polimetilmetakrilatin (5). Polimetilmetakrilati ka veti fizike optimale, estetike të lartë dhe toksicitet relativisht të ulët (7). Polimerizimi i rezinës mund të bëhet me metoda të ndryshme, ku më e përdorura është mënyra tradicionale e polimerizimit ose metoda me kompresion (8). Me këtë metodë është e pashmangshme tkurrja e materialit, e cila çon në ndryshime dimensionale, pasaktësi të bazës së protezës dhe të okluzionit (9). Rezina krijon mikroporozitete. Grumbullimi i mikroorganizmave dhe mbeturinave në këto mikroporozitete sjell ngacmime të mukozës dhe stomatit kandidozik, problematika të cilat janë të dokumentuara nga autorë të ndryshëm (10). Hapësira që krijohet ndërmjet protezës dhe mukozës kompromenton qëndrueshmërinë e protezës në gojë. Për këtë arsye, rezinat akrilike dhe metodat e përgatitjes së tyre janë modifikuar për të përmirësuar vetitë fiziko-kimike të bazave të protezave (11). Në vitin 1970, Ivoclar prezantoi teknikën e polimerizimit me presion ose SR-Ivocap (12,13). Kjo metodë bazohet në injektimin me presion të rezinës dhe mbajtjen konstante të presionit gjatë gjithë kohës së polimerizimit (14). Kështu, reduktohen në maksimum problemet e shkaktuara nga tkurrja e materialit dhe ndryshimet

dimensionale të bazës së protezave, të krijuara gjatë fazave të ndryshe të polimerizimit (15). Gjithashtu, një sistem tjetër polimerizimi është Sistemi Vertex, i cili krijon mundësinë e reduktimit të kohës së përgatitjes përfundimtare të protezave të lëvizshme, duke arritur një cilësi optimale të materialit të bazës së protezës (16). Sipas këtij sistemi, polimerizimi i plastmasës bëhet në një temperaturë rreth 55-60-75 gradë, në mufla të mbushura me xhelatinë apo me silikon të posaçëm (17). Po kështu, janë përpunuar edhe sistemet Ivobase, ku polimerizimi kryhet në ajër të ngrohtë dhe jo në ujë. Ne menduam të thellohemi më shumë në një studim mbi metodat e polimerizimit të plastmasës në protezat e lëvizshme, duke krahasuar preçizionin e protezave të polimerizuara me metoda të ndryshme, si dhe duke vlerësuar të dhënat subjektive dhe klinike në pacientët e protezuar.

ABSTRAKT

Polimerizimi i rezinës mund të bëhet me metoda të ndryshme. Gjatë polimerizimit është e pashmangshme tkurrja e materialit, e cila çon në ndryshime dimensionale, pasaktësi të bazës së protezës dhe të okluzionit.

Qëllimi i punimit: Krahasimi i ndryshimeve dimensionale të protezës totale të përgatitur me dy metoda të ndryshme polimerizimi: metodën tradicionale (në të nxehtë) dhe metodën e polimerizimit me sistemin Vertex Castavaria (në të ftohtë); përcaktimi i avantazheve dhe fushës së përdorimit të secilës nga metodat.

Materiali dhe Metoda: Për realizimin e këtij punimi janë protezuar 127 pacientë të grupmoshave të ndryshme. Gjatë periudhës Nëntor 2013 - Qershor 2019 janë përgatitur 200 proteza të plota për pacientë të moshave të ndryshme (mosha mesatare 63,9 vjeç). Për qëllime studimi, protezat e pacientëve i kemi ndarë në dy grupe: Grupi i parë: u përfshinë 100 proteza totale, të polimerizuara me metodën tradicionale, të përgatitura në 62 pacientë (33 femra dhe 29 meshkuj). Grupi i dytë: u përfshinë 100 proteza të polimerizuara me sistemin Vertex Castavaria (Cold-Cure) të përgatitura për 65 pacientë (37 femra dhe 28 meshkuj). Në protezat e modeluara me dyllë, pas provës me dhëmbë dhe para vendosjes në mufël, u bënë matje me kalibër në nivel të premolarëve të parë dhe të molarëve; më pas matjet u përsëritën në të njëjtat pika, menjëherë pas polimerizimit të protezave. Pas përpunimit përfundimtar të protezave totale të polimerizuara me secilën nga dy metodat, u bë aplikimi në pacientë. Pacientët u ndoqën gjatë intervaleve kohore afatshkurtër nga 2-3-6 javë, afat mesme 2-3-5 muaj dhe afatgjatë, nga 1-2-3 vjet pas protezimit. U bënë vlerësimet, duke analizuar: Ndryshimet dimensionale pas polimerizimit, lartësinë e okluzionit dhe parakontaktet në fazën e vendosjes së protezave, gjendjen e mukozës etj.

Rezultatet: Në protezat Vertex tkurrja ishte **0.91%**, ndërsa në protezat e polimerizuara me nxehtësi tkurrja ishte **1.25%**. Tkurrja dimensionale ishte **0.34%** më e madhe në protezat e polimerizuara në nxehtësi. Në protezat Vertex Castavaria tkurrja në nivel të premolarit të parë ishte **0.67%** ndërsa në nivel molari **1.08%**. Në protezat e polimerizuara në nxehtësi tkurrja në nivel premolari ishte **1.4%** ndërsa në nivel molari **1.54%**.

Konkluzione: Tkurrja e rezinës së polimerizuar me sistemin Vertex Castavaria është më e vogël se sa tkurrja në polimerizimin tradicional; deformimi i protezave është më i shprehur në zonën e molarëve. Në Sistemin Vertex hasen më shumë porozitete dhe mbetje të monomerit, krahasuar me metodën tradicionale. Polimerizimi me Sistemin Vertex ka kosto rreth 33% më të ulët sesa polimerizimi me metodën tradicionale, kërkon më pak kohë dhe më pak pajisje. Sistemi Vertex mund të përdoret në protezat provizore, imediate, protezat e vendosura gjatë fazës së shërimit të implanteve etj, duke mundësuar një zgjidhje protetike të thjeshtë, preçize dhe më pak të kushtueshme.

Kapitulli 1. HISTORIKU

1.1 PAK HISTORI MBI ZËVENDËSIMIN E MUNGESËS SË PLOTË TË DHËMBËVE ME PROTEZA TË PLOTA

Ruajtja dhe zëvendësimi i dhëmbëve të humbur ka qenë problem për njeriun gjatë gjithë ekzistencës dhe historisë së tij (18). Si gjithë shkencat e tjera, edhe zëvendësimi i dhëmbëve të humbur ka historinë e zhvillimit të tij (2,6)

Arkeologët kanë nxjerrë në dritë probleme të sëmundjeve dentare dhe të mungesës së dhëmbëve që në lashtësi. Shenja të kariesit dentar janë parë edhe tek njeriu i Neanderthal-it si dhe tek një mumje Egjipti (19). Dentistria u njoh si profesion më vete në Egjipt, në vitet 3000 para Krishtit dhe si dentisti i parë njihet egjiptiani me emër Hesi-Re. Në këtë epokë, dentistria egjiptiane ishte ndoshta më e zhvilluara në botë dhe dentistët e specializuar në praktikat kirurgjikale kërkonin të shpëtonin dhëmbët e prekur nga kariesi, ose nga leziona paradontale. Ata përshkruanin tipe të ndryshme pluhurash mjekues për të lehtësuar dhimbjen e dhëmbëve (20).

1.2 PROTEZAT DENTARE TË LASHTËSISË

Është vështirë të dokumentohet me saktësi niveli i njohurive anatomike të lashtësisë. Nevoja për protezim ka lindur me heqjen e dhëmbëve. Popullatat antike përdornin lloje të ndryshme materialesh për përgatitjen e dhëmbëve artificialë (2,21). Janë përdorur dhëmbët e kafshëve, sidomos dhëmbët e hipopotamit, duke i reduktuar në përmasat e dhëmbit të njeriut. Më vonë dhëmbët artificialë u krijuan nga fildishi ose nga kockat e kafshëve të ndryshme. Ndërsa baza e protezës u ndërtua nga lëvoret e pemëve dhe nga metale të ndryshme.



Figura 1.2-1 Përdorimi i rripave të floririt në zëvendësimin e dhëmbëve

Në një kohë të mëvonshme u përdorën ari, argjendi etj. Në këtë epokë dhëmbët artificialë nuk vendoseshin në një pllakë, si në protezat moderne, por lidheshin me fije floriri, ose me breza metalikë me dhëmbët natyrorë të mbetur në gojë (Figura 1.2-1). Lidhja me breza metalikë me dhëmbët natyrorë të mbetur dëmtonte stabilitetin e dhëmbëve dhe nuk e përmirësonte estetikën (22).

1.3 PROTEZAT DENTARE TË MESJETËS

Me kalimin e shekujve, terapia stomatologjike erdhi duke u përmirësuar dhe pati progres në drejtim të higjienës së gojës (23). Zhvillimi i shkencave të tjera në botë pati ndikimin e vet edhe në evolucionin e përgatitjes së protezave në përgjithësi dhe të protezave të plota, në veçanti (Figura 1.3-1, Figura 1.2-1, [Figura 1.3-2](#)). Dentistit Pierre Fauschard (1678-1761) i takon merita e ngritjes së dentistrisë në rangun e një profesioni të mirëfilltë. Në 1746 u hap laborator i parë dentar në botë ku u përgatitën proteza të ndryshme dentare (24,25). Mjeku gjerman Philippe Pfaff, në 1756 përdori dyllin e bletës si material mase dhe gipsin si material modelesh. Paul Revere ishte i pari që mësoi të përgatiste protezat (26,27).



Figura 1.3-1 Protezë fildishi me susta e Presidentit të parë Amerikan



Figura 1.3-2 Dhëmbët e George Washington që ruhen në New York Academy of Medicine(37)

Për personat pa dhëmbë, dentistët vendosnin dhëmbët artificialë në një bazë metali ose fildishi. Atëherë nga metalet përdorej plumbi, tani dihet që ai ka efekt toksik. Në këtë epokë dentistët filluan të bëjnë proteza që qëndronin në gojë në saj të lidhjeve me susta speciale (24,25).

1.4 FILLESAT E PROTEZAVE MODERNE

Në shekullin XVII në stomatologji hynë në përdorim materiale dhe teknika të reja. Në Amerikë u përhapën koronat e porcelanit, të cilat u shpikën nga Alexis Duchateau, në 1774. Tentativat e para dështuan se protezat tkurrehin gjatë punimit (28). Më në fund, Duchateau arriti të prodhojë një protezë për veten e tij. Ai u përpoq të prodhojë proteza porcelani për t'i aplikuar tek pacientë të tjerë, por nuk arriti t'i stabilizojë mirë në gojën e tyre. Në 1776 u prodhuan dhëmbët e parë prej porcelani, gjë që shënoi një hop cilësor në përgatitjen e protezës totale (29). Nicolas Dubois de Chamant përsosi këtë përvojë. Një hap përpara shënoi James Gardette, dentist amerikan, që zbuloi rastësisht se protezat mund të qëndrojnë në gojë vetvetiu me një mekanizëm të thjeshtë suksioni, pa qenë të nevojshme sustat dhe fijet (30).



Figura 1.4-1 Tavolinë pune për përgatitjen e protezave 1933

Viti 1935 shënoi ndryshimin më të madh në lidhje me materialet e bazës së protezave (31,32). Në stomatologji u futën plastmasat artificiale, si për përgatitjen e dhëmbëve artificialë, edhe për pllakën e protezës. Në fillim këta dhëmbë ndryshonin ngjyrën dhe konsumoheshin shpejt. Më pas u prodhuan një lloj i ri materiali plastik, rezina akrilike, që përdoret dhe sot për bazat e protezave (Figura 1.4-1).

Protezat e para të bëra në dy pjesë, e sipërme dhe e poshtme, të ndara nga njëra-tjetra, u montuan mbi një bazë metalike (Figura 1.4-2). Në 1839 Charles Goodyear zbuloi se goma forcohej nëse i shtohej një sasi e caktuar squfuri. Këtë proces ai e quajti “vullkanizim”. Më 1855, i biri shkurtoi procesin e përgatitjes së protezës në një bazë gome të vullkanizuar, e cila u bë materiali më i përhapur për bazat e protezave, deri sa u futën në përdorim materialet sintetike. Putman në 1855 përdori kauçukun si material për bazën e protezës. Edhe materialet për bazën e protezës patën një evolucion të ndjeshëm (33,34).



Figura 1.4-2 Proteza të përgatitura në dy pjesë, e sipërme dhe e poshtme, të ndara nga njëra-tjetra, të montuara mbi një bazë metalike.

Zbulimi dhe përdorimi i kauçukut në Stomatologji në vitin 1850 (Figura 1.4-3, Figura 1.4-4), hapi një epokë të re në ortopedinë stomatologjike. Kauçuku paraqiste disa të meta, të cilat detyruan shkencëtarët që të kërkojnë materiale të tjera më të lehta dhe më higjienike. Kështu u propozua bakeliti dhe celuloidi. Por edhe këto materiale, për arsye të të metave që paraqesin, nuk gjetën përdorim të gjerë praktik.



Figura 1.4-3 Protezë me bazë argjendi (1950)

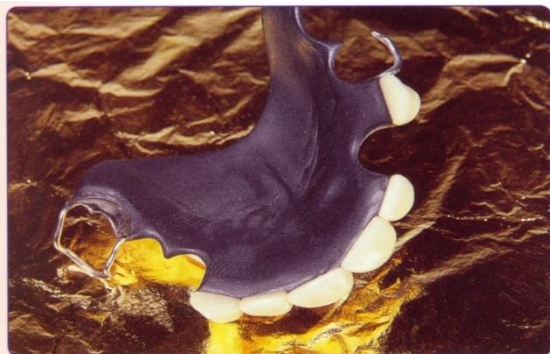


Figura 1.4-4 Protezë Kauçuku (1910)

Në vitin 1870 për pllakën e protezës u përdor celuloidi, por vështirësitë praktike të përpunimit të celuloidit imponuan kërkime për materiale të tjera të bazës së protezave (Figura 1.4-5, Figura 1.4-6). Edhe në vendin tonë, janë parë raste të përgatitjes së protezave të plota më përpara se vitet 1900 (1,2,5). Nga fundi i Shek.XX dhe fillimi i Shek.XXI ka një rritje shkencore të dentistrisë kurative dhe protetike (18).



Figura 1.4-5 Protezë alumini e ushtarëve të Luftës së I^{re} Botërore (1914)

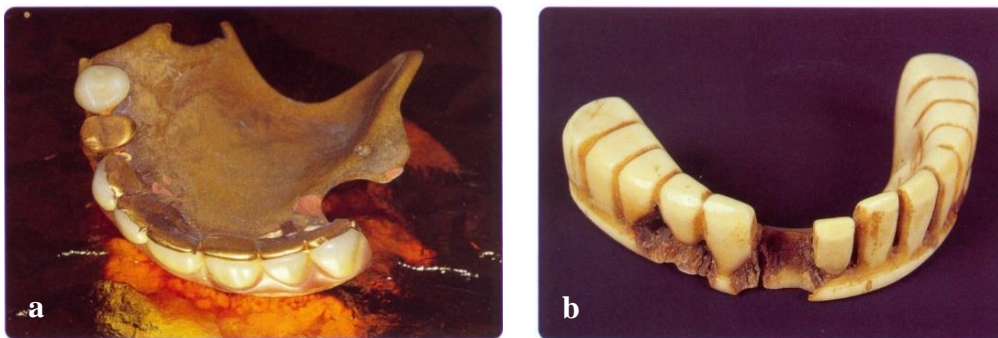


Figura 1.4-6 a, Protezë kauçuku, me dhëmbë porcelani të veshur në anën palatinale me flori. b. Protezë fildishi në Rusi (1910)

Sot protetika stomatologjike e lëvizshme përdor metoda bashkëkohore për përgatitjen e protezave; janë përsosur vazhdimisht materialet e përdorura si bazë e protezave; janë prodhuar një gamë e shumëllojshme dhëmbësh që përmbushin më së miri kërkesat estetike dhe funksionale; janë përpunuar e përsosur metodat e rreshtimit dhe përgatitjes së protezës totale, në gjithë etapat e saj (2,6).

Në ditët e sotme përparimi i teknologjisë ka sjellë përsosjen e vazhdueshme të materialeve të përdorura për bazën e protezave të lëvizshme dhe perfeksionimin e procedurave të përgatitjes së këtyre materialeve. Duke patur parasysh rolin e rëndësishëm që vetitë fiziko-kimike të materialeve të bazës së protezës luajnë në parametrat definitivë të protezës, në precizionin e saj si dhe në gjendjen e mukozës orale pas protezimit, menduam të thellohem më shumë me një studim mbi vetitë e rezinave që përdoren për bazën e protezave të lëvizshme lidhur edhe me përgatitjen laboratorike të tyre (5,33).

Kapitulli 2. PJESA E PËRGJITHSHME

2.1 MATERIALET QË PËRDOREN PËR BAZËN E PROTEZAVE TË LËVIZSHME DHE PËRGATITJA LABORATORIKE E TYRE

2.1.1 Plastmasat

Protezat e lëvizshme përbëhen nga dy pjesë kryesore: prej dhëmbëve artificialë, që zëvendësojnë dhëmbët e humbur, dhe prej bazës së protezës, e cila vendoset mbi procesin alveolar dhe përbën bazën ku vendosen këto dhëmbë. Pllaka ose baza e protezës mbështetet mbi procesin alveolar dhe mbi indet e tjera të buta të zgavrës së gojës, duke transmetuar tryshninë përtpëse mbi këto inde. Duke patur parasysh këtë funksion dhe këtë pozicion, pllaka e protezës duhet të ketë jo vetëm qëndrueshmëri kimike dhe mekanike, por duhet të ketë edhe efekt të mirë estetik. Për këtë qëllim janë përdorur materiale të ndryshme (35,36).

2.1.2 Plastmasat artificiale

Plastmasat janë produkte organike sintetike ose natyrore me peshë molekulare të lartë, që përftohen nga komponime relativisht të thjeshta të quajtura monomere, nëpërmjet reaksionesh të ndryshme kimike (5).

Plastmasat për herë të parë janë përdorur në Francë në vitin 1883. Baza e prodhimit industrial të plastmasave u krijua në vitin 1922, ku u shpjegua reaksioni i polimereve të larta. Industria e plastmasit mori zhvillim të madh pas Luftës II^{të} Botërore (19,37).

Në saj të cilësive të tyre dhe të interesave ekonomike, lëndët plastike filluan të përdoren gjerësisht në mjekësi. Në vitin 1935, lëndët plastike, plastmasat gjetën përdorim edhe në stomatologji. Këto lëndë në fillim u përdorën si zëvendësues të kauçikut për përgatitjen e pllakës së protezave të lëvizshme, më vonë si zëvendësues të porcelanit. Kurse sot ato përdoren me sukses edhe në terapinë stomatologjike, si materiale për mbushjen e dhëmbëve (5,2).

Megjithëse koha e përdorimit të tyre nuk ka qenë shumë e gjatë, mund të themi që ato kanë përdorime të shumta. Arsyet kryesore që i bëjnë materialet plastike të përdorshme gjerësisht janë si më poshtë:

1. Prodhimi dhe punimi i tyre është relativisht i thjeshtë.
2. Kostoja e tyre është përgjithësisht e ulët.
3. Janë materiale shumë të lehta, pasi pesha specifike e tyre është e vogël.
4. Kanë stabilitet shumë të mirë kimik dhe mekanik.
5. Mund të pigmentohen në mënyra të ndryshme, duke mundësuar prodhimin e materialeve në cilësi të mira estetike (5).

2.2 VETITË E PLASTMASAVE

Për të përgatitur një protezë që t'i përgjigjet kërkesave të zgavrës së gojës, duhet të njihen vetitë e plastmasave. Ndër vetitë më të rëndësishme që duhet të studiohen si nga ana e mjekut, ashtu edhe e laborantit janë vetitë biologjike, fizike, mekanike dhe estetike (1).

2.2.1 Vetitë biologjike

Plastmasat janë materiale të cilat përdoren për përgatitjen e protezave, të cilat duhet të jenë biologjikisht të pranueshme nga zgavra e gojës. Për këtë duhet që këto materiale të plotësojnë këto veti biologjike:

1. Nuk duhet të jenë toksike dhe nuk duhet të irritojnë indet ku vendosen, ose indet përreth.
2. Nuk duhet të shkrijnë nga pështyma dhe lëngjet e ndryshme që bien në kontakt me to.
3. Ato nuk duhet të shkaktojnë reaksione alergjike as tek pacienti dhe as tek mjeku.
4. Gjatë përpunimit nuk duhet të jenë porozë dhe nuk duhet të krijojnë vend retensionimi që të shkaktojë me pas shije dhe erë jo të këndshme.
5. Plastmasat duhet të jenë neutrale dhe të mos kenë shije dhe aroma jo të këndshme. Nuk duhet të hyjnë në reaksion me indet e buta të zgavrës së gojës dhe duhet të jenë të tolerueshme nga ana e tyre (5).

2.2.2 Vetitë mekanike

Për përgatitjen e një proteze nga plastmasat ka rëndësi të njihen edhe vetitë mekanike. Ndër vetitë më të rëndësishme janë:

1. Plastmasat janë të forta dhe të papërshkueshme nga mikrobet.
2. Janë të qëndrueshme edhe nga përdorimi i tyre për një kohë të gjatë.
3. Paraqesin një rezistencë të lehtë ndaj abrazionit.
4. Kanë kufi të lartë të elasticitetit.

2.2.3 Vetitë fizike

1. Plastmasat nuk duhet të pësojnë ndryshime në vëllim.
2. Plastmasat kanë peshë specifike të vogël.
3. Ato kanë temperaturë të zbutjes më të lartë sesa temperatura e ushqimeve.
4. Përpunimi laboratorik i tyre është i thjeshtë dhe nuk kërkon pajisje speciale.
5. Në rastet e dëmtimit gjatë përdorimit, riparimi të mund të realizohet lehtësisht.
6. Kanë kosto të ulët (5).

2.2.4 Vetitë estetike

1. Kanë aspekt kromatik dhe të qëndrueshëm, që i përshtatet si indeve të buta dhe indeve të forta të zgavrës së gojës (39). Plastmasat prodhohen me ngjyrë e cila i përshtatet ngjyrës së indeve të buta dhe të forta të zgavrës së gojës. Gjatë përdorimit të plastmasës edhe për shumë kohë nga pacienti, ajo nuk e ndryshon ngjyrën e saj.

Plastmasat në stomatologji, në sajë të cilësive të tyre fizike e kimike, si dhe nga mënyra e përgatitjes, i ndajmë në disa grupe kryesore:

1. Plastmasa që polimerizohen në temperaturë të lartë, (100 gradë celsius-polimerizim); ose polimerizim me temperaturë + presion në aparatën SR Ivocap dhe polimerizimi në temperature më të ulët se 100 gradë (në të ftohtë/Metoda Vertex)
2. Plastmasa që polimerizohen në temperaturën e mjedisit dhe të gojës, ose plastmasat vetpolimerizuese.
3. Plastmasat elastike, që përgatiten në kushte të tjera dhe që kanë cilësi të ndryshme nga dy të parat.

2.3 PËRDORIMI I PLASTMASAVE

Plastmasat kanë përdorim të gjerë në stomatologji (40). Këto materiale përdoren:

1. Në terapinë konservative për restaurimin direkt të dhëmbëve (rezina kompozite).
2. Për bazën e protezave të lëvizshme (rezina akrilike, kopolimeret vinil akrilike).
3. Për përgatitjen e dhëmbëve artificialë (rezina akrilike).
4. Për veshjen e urave dhe koronave metalike, si p.sh. ura dhe korona me biodent (rezina akrilike dhe kompozite).
5. Si rezina për restaurime provizore (rezina të tipeve të ndryshme).
6. Si rezina për inleji direkte dhe indirekte (rezina kompozite).
7. Për marrje mase (goma polisulfuri, goma silikoni, goma polieteri).
8. Si cimente rezinoze (rezina kompozite, acid poliakrilik për cementimin e urave të Maryland-it).
9. Përbërës të llaqeve për kavitete (rezina natyrale si kopali).
10. Si mbushes të fisurave, fisurite (rezina poliuretani, dhe rezina BisGMA).
11. Për proteza maksilo-faciale (rezinat elastikopolimere, poliuretani dhe silikoni).
12. Për shina mbrojtëse (kopolimere të acetalit të vinilit dhe etilenit, polimere akrilike të plastifikuara, goma silikoni, etj).

2.4 PLASTMASAT QË POLIMERIZOHEN ME TEMPERATURË TË LARTË

Plastmasat që forcohen nëpërmjet nxehtësisë përdoren në protetikën e lëvizshme për formimin e bazës së protezave parciale ose totale (41). Këto plastmasa, si dhe

plastmasat vetpolimerizuese, jepen në formë lëngu ose dhe në formë pluhuri ose polimeri. Si polimeri dhe monomeri janë akrilat, por në dy gjendje të ndryshme (Figura 2.4-1).

Monomere quhen disa substanca organike të caktuara, molekulat relativisht të thjeshta të cilëve mund të veprojnë midis tyre duke u vendosur në formë zinxhiri përmes lidhjeve kovalente duke formuar në këtë mënyrë një makromolekulë (Figura 2.4-2). Kështu monomerët mund të formojnë polimere, pra mund të thuhet që ato janë para ardhës të tyre. Fjalët polimer dhe monomer rrjedhin nga greqishtja e vjetër, ku kanë kuptimin e para “shumë pjesë” dhe e dyta “një pjesë”.



Figura 2.4-1 Rezina në formën komerciale të saj, polimeri në trajtë pluhuri dhe monomeri ose likidi

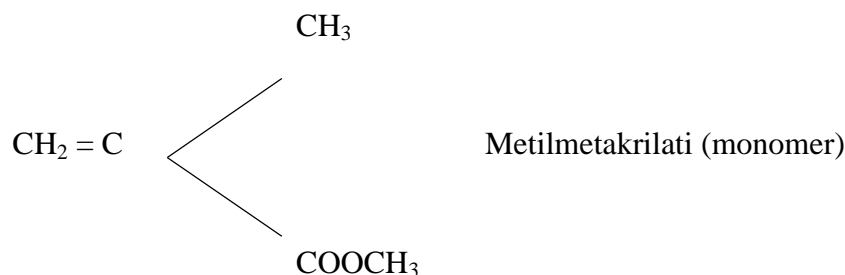


Figura 2.4-2 Rezina e polimerizuar e përdorur për bazën e protezes totale

2.5 MONOMERI

Një substancë ndodhet në gjendje monomere kur formohet nga molekula organike relativisht të thjeshta e të vogla, që në kushte të caktuara mund të bashkohen midis tyre (Figura 2.5-1).

Bazat e gjithë plastmasave që përdoren sot në stomatologji është metil-metakrilati, ose eterimetilik i acidit metakrilik, i cili quhet monomer me formulë kimike:



Në trajtë molekulare, molekula e metilmetakrilatit paraqitet si më poshtë:

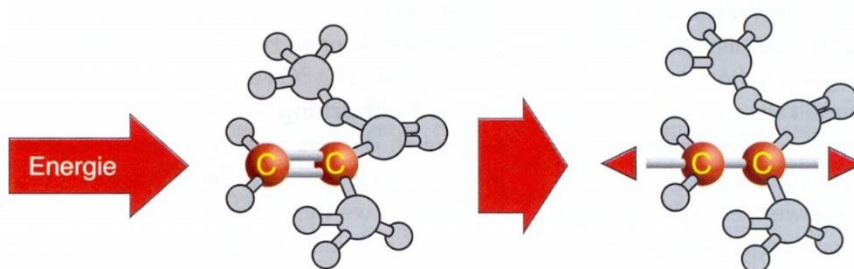


Figura 2.5-1 Lidhja e molekulave të monomerit gjatë polimerizimit

Monomeri në gjendje të tij të thjeshtë është lëng pa ngjyrë, me erë të këndshme, specifike, depërtuese. Ai është metilakrilat i pa polimerizuar (42,43). Monomeri kur lihet i hapur, nën ndikimin e dritës, në sajë të lidhjes dyfishe evaporohet ose shndërrohet në polimetilmetakrilat. Për këtë arsye monomeri duhet të ruhet në shishe të errëta, të mbyllura në mënyrë hermetike, në mjedise të freskëta dhe të mbrojtura nga zjarri.

Për të penguar kalimin e monomerit në polimer, gjë që ndodh dhe në temperaturën e mjedisit të dhomës, i hedhim atij inhibitorë të ndryshëm. Në temperatura shumë të ulëta, inhibitorët precipitojnë (bien), por kjo nuk tregon prishjen e monomerit pasi ky fenomen zhduket përsëri porsa monomeri nxehet në temperaturën e dhomës. Si inhibitorues përdoret hidrokinoni në sasi 0,007%. Monomeri valon në temperaturë 100.3 gradë Celsius dhe është me dendësi 0,945 g / cm³, në temperaturën 20 gradë

Celsius. Temperatura e vlimit duhet të kihet parasysh gjatë përpunimit laboratorik të plastmasës. Është tretës i mirë. Nxehtësia e nevojshme e polimerizimit e 1 gramë molekule është rreth 50 KJ (44).

2.6 POLIMERI

Metilmetakrilati, i cili ka lidhje më të komplikuar në zinxhirin e molekulave të tij quhet polimer, pra polimeri formohet nga molekula të mëdha, çdonjëra prej së cilave është formuar nga bashkimi i disa molekulave të thjeshta të një ose më shumë monomereve (Figura 2.6-1). Polimeri është një lëndë e ngurtë me pamje si të xhamit. Peshë specifike e tij është 1,2. Fortësia pas polimerizimit, sipas Brinelit, është midis 18 dhe 30. Kjo varet nga lloji i polimetil metakrilatit, imtësia e grimcave të pluhurit dhe sidomos nga zbatimi i rregullave të polimerizimit (5,1). Këto cilësi të polimetilmetakrilatit bëjnë që protezat e përgatitura prej tij të jenë të lehta dhe të qëndrueshme. Qëndrueshmëria është 800-1100 gr/cm². Nën veprimin e nxehtësisë e ruan stabilitetin kimik. Zbutet në temperaturën 125 gradë Celsius dhe në temperaturën 400 gradë Celsius fillon të zhvillohet procesi i depolimerizimit të polimerit, i cili shndërrohet në monomer (45). Struktura e polimerit paraqitet si me poshtë:

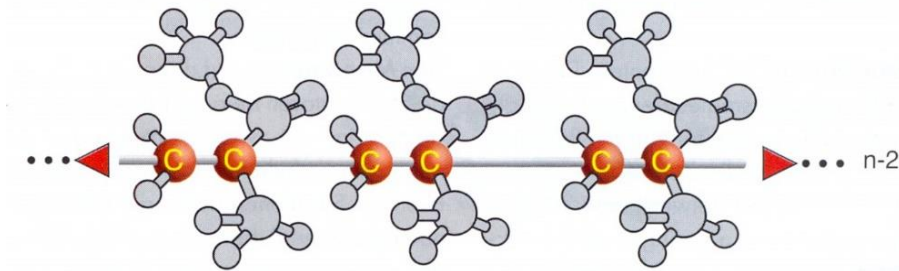
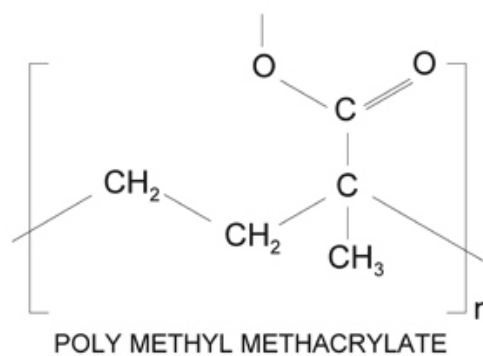


Figura 2.6-1 Lidhja e molekulave të monomerit gjatë polimerizimit dhe polimeri

Ndërsa formula kimike e tij paraqitet:



Polimeri jepet në formë pluhuri shumë të imët, i cili përgatitet me anë të bluarjes. Në masën e pluhurit hidhen lëndë të ndryshme për dhënien e transparencës si oksid zinku, ngjyra të ndryshme të natyrës organike ose inorganike dhe imitues të kapilarëve të gjakut, në mënyrë që proteza e ardhshme të ketë pamje sa më natyrale (46). Në masën e pluhurit hidhen katalizatorë si peroksid benzoil, peroksid lauroil në sasi 0,2- 1,5%, dhe kur zberthehet me nxehtësi ose kimikisht nis reaksionin e polimerizimit. Këto shpejtojnë procesin e polimerizimit dhe neutralizojnë veprimin e inhibitorit që gjendet në lëng (monomer) (Figura 2.6-2). Roli i këtyre substancave përsheptuese shprehet më poshtë:

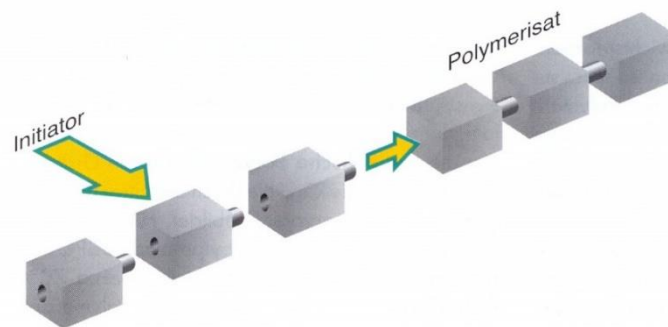


Figura 2.6-2 Lidhja e molekulave të monomerit gjatë polimerizimit.

Polimeri është i qëndrueshëm kundrejt acideve e alkooleve, por jo ndaj tretësirave aromatike si kloroformi, ksiloli dhe më pak nga aëtoni dhe alkooli.

Pluhuri i plastmasës që përdoret në protetikën stomatologjike jepet kryesisht në ngjyrë rozë dhe transparente që përdoret për pllakën e protezave të lëvizshme dhe të bardhë, me të gjitha nuancat e kësaj ngjyre, që përdoret për dhëmbët artificialë në protezat e palëvizshme. Për të përfituar ngjyrë sa më të përshtatshme, kombinohet polimeri me materiale të ndryshme (47).

2.7 KLASIFIKIMI I POLIMERËVE

Shumë polimerë ndodhen në natyrë dhe përfaqësojnë përbërje thelbësore të organizmave të gjallë. Polimeret e tjerë të shumtë, nga ana tjetër, prodhohen artificialisht dhe gjejnë përdorime të ndryshme e të rëndësishme. Polimeret, në këtë mënyrë klasifikohen në dy grupe:

- 1. Polimere natyrale.** Këto janë polimere të pranishme në natyrë dhe midis tyre mund të përmendim: proteinat, amidonin, celulozën, gomën natyrale, etj.

- 2. Polimere sintetike.** Janë polimere të prodhuar në mënyrë artificiale kryesisht në rrugë artificiale industriale. Ky grup materialesh përfshin përbërje të shumta që mund të jenë në këto tre grupe:
- lëndë plastike
 - elastomere
 - fibra tekstile

2.8 LËNDËT PLASTIKE OSE REZINAT SINTETIKE

Lëndët plastike janë polimere me peshë të madhe molekulare të prodhuar artificialisht, që në temperaturën e mjedisit shfaqen relativisht të fortë (rigidë). Ato me anë të ngrohjes mund të kalojnë në gjendje plastike (d.m.th. zbuten), dhe në këtë gjendje mund të modelohen lehtësisht dhe të stampohen në forma të ndryshme; në vazhdim ato forcohen dhe falë kësaj ruajnë formën që i është dhënë.

Këto materiale quhen shpesh rezina sintetike për shkak të një analogjie të përgjithshme me rezinat natyrale, të cilat këto të fundit janë përgjithësisht me origjinë vegjetale (kollofan), përdorimi i të cilëve sot është i pakët. Një emërtim tjetër, me të cilin njihen ndonjëherë lëndët plastike është ai i plastomereve (48).

2.9 PESHA MOLEKULARE E LËNDËVE PLASTIKE

Pesha molekulare e një molekule polimeri është rezultat i prodhimit të peshës molekulare të njësisë strukturore, që duke u përsëritur formon vetë makromolekulën me shkallën e polimerizimit (5,2). Në një polimer ndodhen përgjithësisht makromolekula me përmasa të ndryshme, në përgjithësi merret për vetë polimerin një peshë molekulare mesatare.

2.10 STRUKTURA E LËNDËVE PLASTIKE

Makromolekulat që përbëjnë lëndët plastike formohen nga atome që ndjekin njëra-tjetrën, të lidhur mes tyre me lidhje dyfishe (kovalente).

Të tilla atome janë përgjithësisht të karbonit, por ndonjëherë ndodhen edhe atome oksigjeni, silici e azoti dhe ata formojnë disa zinxhirë pak a shumë të gjatë. Siç dihet në përbërjet organike, atomet e karbonit mund të lidhen me katër atome të tjerë siç e kemi parë më sipër. Në zinxhirët që formojnë makromolekulat, secili atom karboni

është përgjithësisht i lidhur me dy atome karboni, nga të cilët ndodhet para dhe tjetri pas në zinxhir. Ndërsa atomet që formojnë secilën molekulë janë të lidhur midis tyre në lidhje kovalente, molekulat e ndryshme rezultojnë të agreguara mes tyre me anë të lidhjeve ndërmolekulare, d.m.th shumë më të dobëta (49).

Molekulat e lëndëve plastike mund të shfaqin tre tipe themelore strukture: lineare, të degëzuara dhe retikulare.

2.11 KLASIFIKIMI I LËNDËVE PLASTIKE

Lëndët plastike mund të ndahen në dy grupet e mëposhtme:

- lëndë plastike termoplastike
- lëndë plastike termoindurante

2.11.1 Lëndët plastike termoplastike

Kur këto lëndë ngrohen, ato zbuten, dhe kur ftohen ato kthehen në gjendje të ngurtë (rigide). Zbutja gjatë ngrohjes ndodh pa transformime kimike dhe kështu rezulton i kthyeshëm. Këto lëndë plastike janë kryesisht të formuara nga makromolekula lineare, që paraqesin zinxhir transversal të pakët dhe të rastësishëm (50)

2.11.2 Lëndët plastike termoindurente (forcohen me nxehtësi)

Ndryshe nga lëndët termoplastike, këto lëndë pësojnë transformime kimike gjatë ngrohjes dhe paraqesin një strukturë retikulare, por që nuk plotësohet gjatë prodhimit të tyre industrial. Nëse këto materiale pjesërisht të polimerizuara ngrohen, fillimisht shfaqin një zbutje fillestare që lejon formimin e tyre, duke siguruar modelimin e tyre sipas formës së kërkuar. Por ngrohja lejon edhe kompletimin e polimerizimit të tyre, me një rritje të mëpasshme të numrit të retikulacioneve duke i bërë këto lëndë të ngurta, të pakthyeshme falë vetë ngrohjes. Pasi janë përfutur objekte në formën e tyre përfundimtare, këto lëndë plastike nuk zbuten nga një ngrohje e mëpasshme, por mbeten të forta, rigide. Nëse ngritja e temperaturës është mjaftueshëm e lartë, ndodh shpërbërja dhe deri djegia e tyre.

2.11.3 Plastmasat vetpolimerizuese

Kjo plastmasë është më e re se plastmasat e zakonshme. Edhe kjo plastmasë jepet në formë pluhuri, polimetil-metakrilati dhe në formë lëngu, monomer. Plastmasat vetpolimerizuese, në përgjithësi kanë të njëjtat cilësi fizike dhe kimike si plastmasat e

zakonshme. Ndryshimi kryesor qëndron në faktin se, ndërsa plastamasat e zakonshme polimerizohen me ndihmën e nxehtësisë, plastmasat vetpolimerizuese polimerizohen në temperaturën e gojës ose të mjedisit (51). Gjatë punës me këto plastmasa, të gjitha fazat e polimerizimit, si ato fizike dhe ato kimike zhvillohen shumë më shpejt se tek plastmasat e zakonshme. Vetëpolimerizimi i kësaj plastmase bëhet i mundur në sajë të katalizatorëve të fuqishëm që ka kjo plastmasë. Procesi i polimerizimit është ekzotermik, pra çliron nxehtësi. Gjatë polimerizimit temperatura mund të arrijë deri në 60 gradë Celsius, ndërsa procesi i polimerizimit zgjat deri rreth 10 –15 minuta.

Përdorimi i plastmasave vetëpolimerizuese

Kjo lloj plastmase ka diapazon të gjerë përdorimi. Ajo përdoret në klinikë, laborator gjithashtu dhe si material mbushës në terapi.

- Në klinikë ajo përdoret për përgatitjen e punimeve provizore, në këllëfe ose ura, për mbrojtjen e dhëmbëve të dekortikuar nga mjedisi rrethues. Kjo lloj plastmase përdoret për shina kirurgjikale, për imobilizimin e dhëmbëve në nofullat e thyera dhe për shina kafshuese (52). Një lloj plastmase e veçantë, vetëpolimerizuese është ajo që përdoret për përgatitjen e aparateve ortodontike. Përdoret edhe për ribazime direkte të protezave të lëvizshme.
- Në laborator kjo plastmasë përdoret kryesisht për riparimin e protezave të lëvizshme, për përgatitjen e lugëve individuale. Nga plastmasa përgatiten edhe dhëmbët artificialë.
- Në terapi përdoret për mbushjen e dhëmbëve. Kjo plastmasë ka veti mekanike më të dobëta se plastmasa e grupit të parë. Kur polimerizohet pa presion, në brendësinë e saj linden pore të shumta, të cilat bëhen vend grumbullimi për mbeturinat ushqimore dhe ulin shumë qëndrueshmërinë e vetë materialit (53).

2.11.4 Plastmasat elastike

Plastmasat elastike që përdoren sot në stomatologji janë futur vonë në përdorim. Në fillim përpjekjet për prodhimin e plastmasës elastike synonin zëvendësimin e kauçikut të butë dhe xhelatinën, që përdorshin në epitezat e fytyrës (protezat e syrit, hundës, veshit etj.). Më vonë këto materiale u përdorën dhe për veshjen e sipërfaqes së brendshme/mukozale të protezave të lëvizshme me pllakë.

Sot përdoren dy lloje plastmasash elastike:

1. Plastmasa elastike që përdoren në epitezat e fytyrës, pra në protezat që vendosen jashtë gojës ose ektoprotezat.
2. Plastmasat elastike që vendosen në gojë në formën e protezave të ndryshme. Këto dy plastmasa ndryshojnë nga njëra – tjetra, nga elementët përbërës, nga mënyra e përgatitjes dhe nga cilësitë e tyre (52,53).

Plastmasat elastike që përdoren në protezat që vihen në gojë

Lënda bazë e kësaj plastmase është polimetilmetakrilati. Kjo plastmasë duhet të ketë cilësi të tilla që t'i qëndrojnë mjedisit të gojës dhe të mos jetë e dëmshme për organizmin. Për këtë arsye, elementët përbërës të saj duhet të jenë jo vetëm asnjans, por të kenë edhe efekt mjekues mbi indet ku vendosen (Figura 2.11-1).

Përdorimi

Kjo plastmasë mund të përdoret si material më vete, në epitezat gingivale, ose e kombinuar me metale ose plastmase të fortë, ose mund të përdoret në veshjen e sipërfaqeve mukozale të protezave të plota. Indikacionet e përdorimit të materialeve elastike janë të shumta, p.sh.:

1. Në ribazime indirekte të protezave të lëvizshme në pllakë.
2. Në lehtësimin e disa formacioneve anatomike.
3. Në shinat që përdoren në parafunksionet dhëmbë-nofull-fytyrë.
4. Në shinat mbrojtëse tek boksierët etj.
5. Në protezat kirurgjikale.
6. Në epitezat gingivale etj.

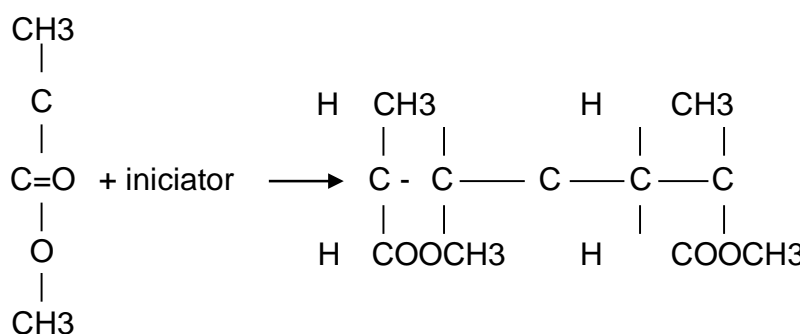
Përdorimi i kësaj plastmase në protetikë në shumë raste përjashton ndërhyrjet kirurgjikale para protezimit, siguron një qëndrueshmëri e funksion të mirë të protezave me pllakë dhe bën që këto proteza të mos shkaktojnë dekubituse (54).



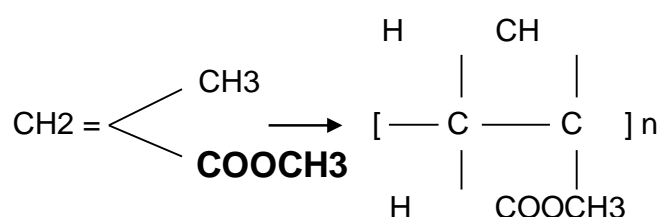
Figura 2.11-1 Plastmasa elastike UFI Gel P

2.12 POLIMERIZIMI

Për të kuptuar përdorimin, zbatimin dhe kujdesin për plastmasat është e nevojshme të dihet se çfarë është polimerizimi. Nga ana fizike, është një proces i transformimit të plastmasës nga gjendja plastike në të ngurtë. Ndërsa nga ana kimike polimerizimi është bashkimi i molekulave të thjeshta të monomerit dhe kalimin e tyre nëpërmjet reaksionit zinxhir në makromolekulë, pra në polimer. Reaksioni kimik përmes të cilit dy monomer të ndryshëm bashkohen për të formuar një kopolimer quhet kopolimerizim (55). Ky fenomen bëhet i mundur në prani të oksigjenit, nën ndikimin e temperaturës dhe të dritës, ku lidhjet e dyfishta të karbonit lirohen dhe, duke mbetur valenca të lira, bashkohen me molekula të tjera fqinje. Kështu, nëpërmjet këtij reaksioni zinxhir lind një material i ri, një molekulë gjigande me cilësi të reja. Polimerizimi shprehet me anë të reaksionit të mëposhtëm:



Reaksioni zinxhir i kalimit të monomerit në polimer jepet si më poshtë (5):



Ku n - paraqet numrin e polimereve të bashkuara. Me polimerizim në praktikë kuptojmë përzierjen në raporte të caktuara të polimerit me monomerin. Raporti i përzierjes së tyre është 1 : 2, pra 1 pjesë monomer me 2 pjesë polimer, ose 7 ml monomer dhe 14 gram polimer (56). Procesi i polimerizimit kalon nëpër tre faza fillestare të quajta fazat e polimerizimit primar të plastmasës:

1. **Faza e parë**, në një enë të pastër qelqi ose porcelani, hedhim raportin e caktuar të polimerit dhe të monomerit dhe kjo enë mbulohet me kapak për të mos avulluar monomeri. Nga kjo përzierje, në fillim monomeri qëndron i lirë,

pra ende nuk ka filluar reaksioni kimik, por është thjesht një bashkim fizik. Në këtë moment përzierja ka pamjen e sheqerit ose rërës të lagur.

2. **Faza e dytë**, në këtë moment sapo ka filluar faza e bashkimit kimik ose polimerizimi fillestar. Në këtë fazë monomeri zbut gradualisht polimerin, shkrin grimcat e tij, duke na dhënë një masë të qullët si brumë, testin e plastmasës. Përzierja gradualisht trashet dhe, po ta prekim me dorë ngjit, pra fijëzohet duke lëshuar fije. Këtu sapo ka filluar reaksioni kimik, pra procesi i polimerizimit fillestar.
3. **Faza e tretë**, është faza e plotë kimike. Në këtë fazë reaksioni kimik vazhdon, masa formohet edhe më mirë, bëhet më homogjene, trashet dhe kur e prekim nuk na ngjitet më në gishta, pra nuk fijëzohet. Në këtë fazë, brumi është i gatshëm për t'u vendosur në mufël dhe për të vazhduar polimerizimi përfundimtar. Koha e zgjatjes së këtyre tre fazave është e ndryshme dhe varet nga: materiali, temperatura e mjedisit dhe e enës ku e përgatisim.
4. **Faza e katërt**, forcim i çfarëdoshëm i materialit.

Me polimerizim nga ana kimike kuptojmë bashkimin e molekulave të thjeshta të monomerit dhe kalimin e tyre nëpërmjet reaksionit zinxhir, në makromolekula, pra në polimer (57). Kjo dukuri bëhet e mundur në prani të oksigjenit, nën ndikimin e temperaturës dhe të dritës, ku lidhjet e dyfishta të karbonit lirohen dhe duke mbështetur valenca të lira, bashkohen me molekula të tjera fqinje. Kështu, nëpërmjet këtij reaksioni zinxhir lind një material i ri, një molekulë gjigande me cilësi të reja. Në praktikë me polimerizim kuptojmë përzierjen e monomerit me polimer në raporte të caktuara nga ana e fabrikës. Nga kjo përzierje në fillim monomeri qëndron i lirë, pra ende nuk kemi një reaksion kimik, por një përzierje të thjeshtë fizike. Në këtë çast përzierja ka pamjen e sheqerit apo rërës së lagur. Më vonë monomeri fillon veprimin kimik me sipërfaqen e çdo grimce polimeri, duke na dhënë një masë të qullët si brumë, testin e plastmasës. Këtu fillon dhe reaksioni kimik, pra kemi polimerizimin fillestar (58). Përzierja gradualisht trashet dhe po ta prekim me dorë ngjit, pra fijëzohet (lëshon fije). Duke vazhduar reaksioni më tej, masa formohet edhe më mirë, bëhet më homogjene, trashet më shumë dhe kur e prekim nuk ngjitet më në gishta, nuk fijëzohet. Shpejtësia e kalimit të kësaj mase nga një gjendje në tjetrën varet nga lloji i plastmasës, nga imtësia e grimcave të pluhurit, sasia e monomerit dhe kryesisht nga temperatura e mjedisit.

Nëse nuk respektohet raporti monomer – polimer ndodhin këto dukuri:

1. Kur hidhet më tepër polimer ndodh:
 - zvogëlim i plasticitetit të brumit të plastmasës
 - zvogëlim i qëndrueshmërisë mekanike
 - porozitet i protezës së përfunduar

Kur sasia e monomerit është më e madhe, do të ketë tepriçë monomeri të lirë në rezinën e protezës. Mbetja e molekulave të lira të monomerit, të cilat kanë efekt toksik dhe alergjik mbi indet e zgavrës së gojës, sjell rritjen e koeficientit të përqendrimit të masës së plastmasës, e cila ndikon në përmasat e protezës.

Polimerizimi i punimeve prej plastmase kryhet me metodën e njomë dhe të thatë. Metoda e thatë kryhet në aerosteril. Kjo metodë zakonisht përdoret për prodhimin e dhëmbëve artificialë prej plastmase (59). Metoda e njomë kryhet në enë të zakonshme ose banjë uji.

Ena ku do të kryhet polimerizimi duhet të jetë rigorozisht e pastër nga mbeturinat e dyllit, të allçisë etj. Këto papastërti ndikojnë në cilësinë e plastmasës. Edhe uji duhet të jetë i pastër dhe në temperaturën e zakonshme të çezmës. Mufla në enë duhet të vendoset në atë mënyrë që ajo të ketë distancë nga anët dhe nga fundi i enës, pasi në të kundërt do të kishim ngritjen e menjëhershme të temperaturës nga anët e metalit në plastmasën që ndodhet brenda në mufël. Ena ku do të kryhet polimerizimi duhet të merret më e gjerë se brida në fundin e saj. Për të mos takuar brida me fundin e enës vendosim një zgarë prej gruri.

2.12.1 Mekanizmi i polimerizimit

Reaksioni i polimerizimit mund të ndodhë përmes dy mekanizmave:

1. Polimerizimi i kondensimit ose polikondensimi.
2. Polimerizimi i adisionit ose poliadicioni.

Në polikondensim mekanizmi i polimerizimit është me stade. Një reaksion i tillë quhet polimerizim me stade. Në poliadicion mekanizmi i polimerizimit është në formë zinxhiri; ky reaksion quhet edhe polimerizim zinxhir (60,5).

2.12.2 Polimerizimi me kondensim

“Polimerizim me kondensim” nënkupton një reaksion kimik ku dy molekula vepruese bashkohen midis tyre, duke formuar një molekulë të prodhimit kryesor me eliminim të një molekule të një prodhimi dytësor, zakonisht të tipit të thjeshtë.

Produkti kryesor i reaksionit mund të japë edhe një reaksion tjetër të të njëjtit lloj, dhe kështu mund të përsëritet më pas shumë herë, mund të merret një makromolekulë dhe reaksioni merr emrin polimerizim me kondensim ose polikondensim. Polikondensimi nuk përdoret shumë në dentistri (61).

2.12.3 Polimerizimi me adicion

Lëndët plastike (ose rezinat sintetike) të përdorshme për realizimin e restaurimeve dentare polimerizohen përgjithësisht me adicion.

Një reaksion kimik quhet adicion kur dy molekula të të njëjtës substancë reagente ose të dy reagentëve të ndryshëm, bashkohen duke formuar një molekulë të një produkti të vetëm të reaksionit, pa eliminimin e substancave sekondare. Gjatë poliadicionit molekulat e monomerit bashkohen njëra pas tjetrës, falë hapjes së lidhjes dyfishe. Në polimeret e adicionit pesha molekulare mund të arrijë vlera shumë të larta, ndërsa ato të polikondensuar shfaqin në përgjithësi peshë molekulare të vogël.

2.12.4 Polimerizimi radikular

Në polimerizimin radikular faza e parë konsiston në një proces të quajtur aktivizim, falë të cilit arrihet formimi i radikaleve të lira. Këto radikale janë pjesëza që kanë një elektron të lirë dhe formohen zakonisht nga ndarja e një molekule të përshtatshme me prishjen e një lidhje kovalente. Kjo sjell formimin e dy fragmenteve molekulare, secilit prej të cilëve i mbetet i lidhur një nga dy elektronet e lidhjes së prishur (5,62).

2.12.5 Polimerizimi radikal dentar

Në stomatologji dentare përdoren tipe të ndryshme polimerizimi radikal, të cilët diferencohen për sistemin e formimit të radikaleve të lira që aktivizojnë më tej molekulat e monomerit. Më poshtë po paraqesim metoda të tilla:

1. Aktivizimi termik - Molekulat e iniciatorit shpërbëhen përmes një ngrohje të përshtatshme. Kjo metodë përdoret zakonisht për polimerizimin e rezinave protetike të aktivizueshme me anë të temperaturës (ose termopolimerizues).
2. Aktivizimi kimik - Radikalet e lira prodhohen falë një reaksioni kimik në temperaturën e mjedisit që ndodh midis iniciatorit dhe një përbërje tjetër kimike që quhet aktivizuesi. Kjo metodë përdoret zakonisht për polimerizimin e rezinave protetike vetëpolimerizuese dhe për rezinat kompozite të autoaktivizueshme që përdoren në terapinë konservative.
3. Aktivizimi fotokimik - Radikalet e lira prodhohen në temperaturën e mjedisit falë veprimit të një tufë rrezesh drite i dukshëm mbi iniciatorin dhe mbi aktivizuesin kimik. Kjo metodë përdoret gjerësisht për polimerizimin e rezinave kompozite të aktivizueshme me anë të dritës (ose fotopolimerizuese) të përdorura në dentistrinë konservative dhe të disa tipeve të rezinave protetike, të aktivizueshme me anë të dritës.
4. Aktivizimi përmes mikrovalëve - Radikalet e lira prodhohen duke i nënshtuar iniciatorin veprimit të mikrovalëve me gjatësi vale dhe frekuencë të përshtatshme (62,5).

2.13 VETITË E LËNDËVE PLASTIKE

Vetitë e lëndëve plastike varen nga faktorë të ndryshëm, midis të cilëve kujtojmë si më poshtë:

1. Struktura dhe përbërja e makromolekulave.
2. Shkalla e polimerizimit.
3. Peshë molekulare.
4. Shpërndarja e peshave molekulare.
5. Shkalla e kristalizimit dhe rregullsia e makromolekulave.
6. Prania e grupeve polare.
7. Orientimi i zinxhirëve polimerë dhe temperatura (5,63).

Më poshtë do të paraqesim disa konsiderata të shkurtra mbi vetitë kryesore të këtyre materialeve.

1. Dendësia. Lëndët plastike paraqesin përgjithësisht dendësi të ulët, e cila përfshihet në përgjithësi midis 0.9gr/cm^3 dhe 2.1gr/cm^3 . Objektet e formuara me këto materiale janë të lehta dhe kjo përbën një ndër avantazhet e lëndëve plastike.
2. Vetitë termike. Në përgjithësi lëndët plastike kanë koeficient të lartë zgjerimi termik linear, ndërsa përcjellshmëria e tyre është e ulët.
3. Vetitë elektrike. Përcjellshmëria elektrike e këtyre materialeve është e lehtë dhe prandaj ato janë izolantë të mirë elektrikë.
4. Vetitë kimike. Në përgjithësi lëndët plastike paraqesin stabilitet të mirë kimik. Kjo përfaqëson një avantazh përse i përket kohëzgjatjes së prodhimeve, por ky stabilitet paraqet edhe një problem të ndjeshëm përse i përket shpërbërjes së mbeturinave (63).

2.13.1 Vetitë optike dhe estetike

Vetitë optike dhe estetike të lëndëve plastike varen nga struktura që ato kanë. Materialet amorfe dhe të pastra janë transparente dhe kështu janë në gjendje të transmetojnë dritën. Nëse në strukturë janë të pranishme zona kristaline, ato shkaktojnë përhapjen e dritës dhe kështu materiali rezulton opak. Lëndëve plastike mund t'u bashkohen lloje të ndryshme pigmentesh, të cilët mund t'i ngjyrosim në një brez të gjerë ngjyrash pa u ndryshuar në mënyrë të ndjeshme vetitë e tyre.

2.13.2 Vetitë mekanike

Në përgjithësi, vetitë mekanike të lëndëve plastike janë ndjeshëm më të ulëta se të shumë materialeve metalike. Prandaj lëndët plastike përdoren gjerësisht për ndërtimin e strukturave që nuk do t'u nënshtrohen forcave të mëdha mekanike gjatë përdorimit të tyre.

Për të përmirësuar karakteristikat mekanike të këtyre materialeve mund të bëhet shtimi i substancave, të quajtura përforcues. Në këtë mënyrë prodhohen materiale të quajtura kompozite, të cilat përdoren në dentistrinë konservative (64).

2.14 INHIBITORËT

Janë substanca që u shtohen monomereve për të shmangur polimerizimin e tyre para kohe psh. gjatë ruajtjes, para përdorimit. Ato kanë si funksion të disaktivizojnë radikalet e lira që mund të formohen në mënyrë të pakontrollueshme për shkak të dritës, ngrohjeve të pavullnetshme etj. Inhibitori më i përdorshëm është hidrokinoni.

2.15 PËRPUNIMI LABORATORIK I PLASTMASËS

Proteza e lëvizshme në përgjithësi modelohet fillimisht prej dylli. Procedura nëpërmjet së cilës më pas realizohet zëvendësimi i dyllit me plastmasë, quhet muflim. Forcimi i plastmasës nënkupton polimerizimin e saj. Procesi i polimerizimit mund të realizohet me disa mënyra (Figura 2.15-1):

1. Mënyra tradicionale apo me kompresion
2. Metoda e polimerizimit me presion (SR-Ivocap)
3. Metoda Vertex
4. Metoda Ivobase, etj.

Muflat janë të konstruara sipas metodës së polimerizimit që do të përdoret.

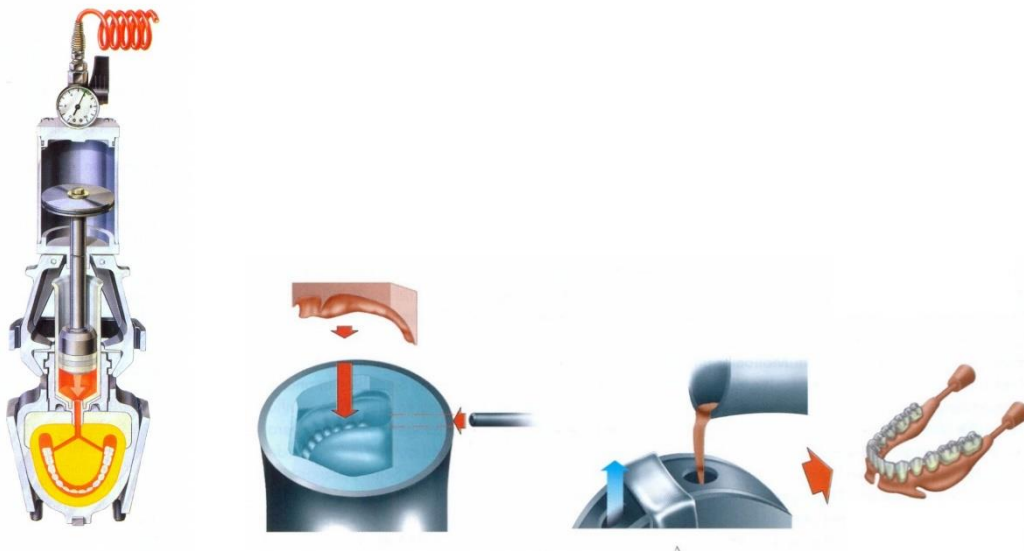


Figura 2.15-1 Polimerizimi me presion dhe metoda Vertex

Përpunimi laboratorik i plastmasave ndjek një procedurë të tillë (65):

1. Muflimi, shkrirja dhe shpëlarja e dyllit.
2. Izolimi i allçisë së modeleve.
3. Përgatitja e plastmasës, vendosja në mufël, polimerizimi sipas ciklit të polimerizimit.
4. Nxjerrja e protezës së gatshme nga mufla.
5. Përpunimi përfundimtar dhe lustrimi i protezave.

2.16 MUFLIMI I PROTEZËS

Për të zëvendësuar dyllin me plastmasë, duhet që proteza prej dylli bashkë me modelin e punës të vendosen në mufël. Muflat janë pajisje ku realizohet muflimi dhe polimerizimi (66). Ato përbëhen nga dy pjesë, baza dhe kontra, me kapakët përkatës, dhe nga një sistem lidhës që bën të mundur që dy pjesët e muflës të ndahen dhe të ribashkohen me njëra tjetrën në të njëjtin pozicion. (Figura 2.16-1). Para muflimit, modeli së bashku me protezën prej dylli hiqen me kujdes nga artikulatori, rregullohen në atë mënyrë që të hyjë lirisht në mufël dhe vendoset për 5 deri në 10 minuta në ujë të ftohtë, deri sa të pushojë eliminimi i fluskave të ajrit nga sipërfaqja e modelit. Kjo është e nevojshme për dy arsye:

1. Që allçia e modelit të ngopet me ujë dhe të ngjitet më mirë me allçinë e muflës
2. Që të eliminohen fluskat e ajrit nga sipërfaqja e modelit, fluska të cilat bëhen shkas më vonë për spostimin e dhëmbëve artificialë dhe çrregullimet e sipërfaqes së protezës.

Ka tre metoda të muflimit të protezës, metoda direkte, indirekte dhe e kombinuar.

Ndryshimi midis tyre qëndron në faktin se në metodën direkte modeli i punës dhe dhëmbët artificialë gjenden në të njëjtën pjesë të muflës, ndërsa në metodën indirekte modeli mbetet në njërin pjesë të muflës, kurse dhëmbët artificialë në pjesën tjetër. Metoda e kombinuar është një kombinim i dy metodave të para (67).



Figura 2.16-1 Muflat

2.16.1 Muflimi direkt

Ky lloj muflimi përdoret në protezat e pjesshme, të vogla, ku pjesa vestibulare nuk ka dyllë. Me allçi mbulohet sipërfaqja përtypëse e dhëmbëve artificialë, kroshetë, margot incizale dhe allçia merr formën e cilindrit (65,67). Lihet e lirë sipërfaqja e brendshme e protezës (68). Avantazhi i kësaj metode është se dhëmbët artificialë dhe elementët e fiksimit e të stabilizimit janë të fiksuara dhe nuk lëvizin gjatë vendosjes së testit të plastmasës. Disavantazhi është vendosja e plastmasës në anën vestibulare, që krijon mundësi për dalje me mangësi të pllakës vestibulare (69).

2.16.2 Muflimi indirekt

Përdoret për muflimin e protezave totale. Modeli me protezën totale vendoset në pjesën e poshtme të muflës. Mbulohet me allçinë e bazës së muflës vetëm baza e modelit, ndërsa dhëmbët artificialë dhe gjithë sipërfaqja e e pllakës së protezës nuk mbulohen me allçi. Ana pozitive e kësaj metode është se testi i plastmasës kalon në të gjithë fushën protetike, ndërsa ana negative është se gjatë presimit të plastmasës mund të lëvizë ndonjë dhëmb. Gjithashtu, krijohen mundësi për të ndryshuar lartësia e okluzionit në protezën e përfunduar (Figura 2.16-2, Figura 2.16-3).

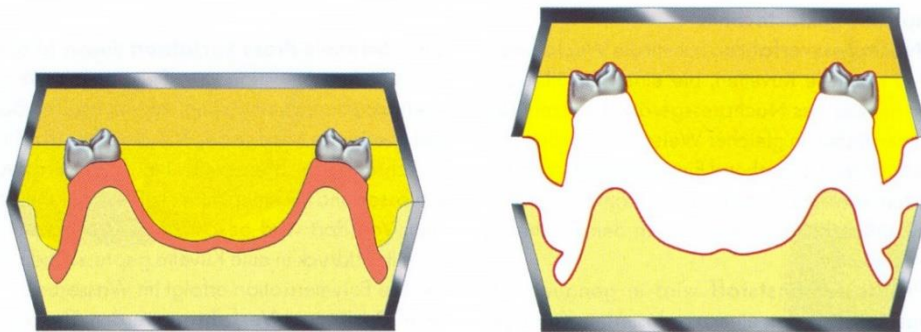


Figura 2.16-2 Muflimi indirekt



Figura 2.16-3 Vendosja në mufël gjatë muflimit indirekt

2.16.3 Muflimi i kombinuar

Ky lloj muflimi përdoret për muflimin e protezave parciale të ndryshme. Elementët e fiksimit dhe stabilizimit qëndrojnë në pjesën e poshtme të muflës, ndërsa dhëmbët artificialë dalin në pjesën e sipërme (69).

2.17 SHKRIRJA E DYLLIT

Pas muflimit të protezës me një nga metodat e mësipërme, pasi forcohet allçia e muflës, mufla vendoset në ujë të vluar për 5-7 minuta, në mënyrë që të shkrijë dylli. Kur mbi sipërfaqen e ujit dalin bulëzat e para të dyllit të shkrirë, mufla hiqet, hapet me kujdes dhe hiqet me dorë dylli i zbutur. Mbeturinat e tij i largojmë duke hedhur mbi mufël ujë të rrjedhshëm të vluar. Në këtë ujë të vluar mund të hedhim edhe sodë rrobash, në mënyrë që të shkrihen e të pastrohen mirë mbeturinat e dyllit, sepse ato dëmtojnë reaksionin e polimerizimit, duke vepruar si plastifikatorë mbi plastmasën (Figura 2.17-1).

Pas pastrimit të mbeturinave të dyllit, një etapë me shumë rëndësi në përgatitjen e protezave prej plastmase është izolimi i allçisë në dy gjysmat e muflës. Për këtë përgatiten tretësira të ndryshme (70). Izolantët më të përdorshëm janë:

1. Tretësira 30% e klorurit të kalçiumit
2. Tretësira 86% e silikatit të sodiumit



Figura 2.17-1 Dy pjesët e muflës pas shpëlarjes nga dylli

2.18 IZOLIMI I ALLÇISË

Izolimi i allçisë në dy pjesët e muflës bëhet me mjete e mënyra të ndryshme. Për këtë qëllim përdoren tretësirat e klorurit të kalçiumit 36%, silikatit të sodiumit 86%, ujit të qelqit 35 volum, llaket e alginateve, etj.

Lëndët izoluese formojnë një shtresë të hollë mbi sipërfaqen e allçisë, e cila nuk ndikon në adezionin e protezës (67). Izolimi i dy gjysmave të muflës është i domosdoshëm, së pari pasi ndihmon për veçimin me lehtësi të allçisë nga protezat pas polimerizimit; së dyti, për të mënjeluar kontaktin e avujve të ujit me plastmasën, gjë që shkakton lindjen e tensionit të brendshëm dhe si rezultat, uljen e qëndrueshmërisë mekanike të protezës së ardhshme. Izolimi bëhet me ndihmën e një furçe të vogël (peneli). Gjatë izolimit duhet të kihet kujdes që solucioni të mos prekë dhëmbët artificialë dhe mjetet e fiksimit e të stabilizimit (Figura 2.18-1). Izolimi me preparatet që përmbajnë ujë qelqi ose kalçium klorat bëhet kur muflat janë të nxehta, kurse izolimi me llaket bëhet kur muflat janë të ftohta. Izolimi i allçisë me vajra vegjetale është i gabuar, sepse vaji jo vetëm që ndikon si plastifikator mbi plastmasën, por ai zbut dhe gërryen sipërfaqen e allçisë në një thellësi deri në 2 cm, duke deformuar kështu sipërfaqen e modelit dhe si pasojë proteza nuk del e saktë në sipërfaqen e saj mukozale (69).

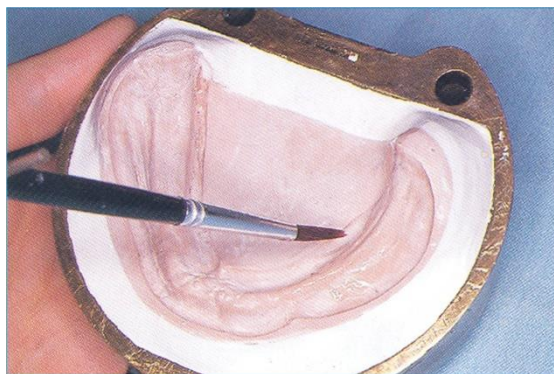


Figura 2.18-1 Izolimi i allçisë së bazës së muflës dhe modelit

2.19 PRESIMI I REZINËS DHE HEQJA E TEPRICAVE

Pasi është izoluar sipërfaqja e allçisë dhe muflat janë krejtësisht të ftohta dhe të thata, vendosim në hapësirën e krijuar nga shkrija e dyllit, testin ose brumin e plastmasës, të cilin e kemi përgatitur më parë. Për përgatitjen e një proteze të plotë për nofullën e sipërme dhe të poshtme nevojiten rreth 16-17 gramë pluhur dhe 8 deri në 9 cc likid, kurse për një protezë të pjesshme, 7 gram pluhur dhe 3,5 cc likid. (Figura 2.19-1)



Figura 2.19-1 Përgatitja e testit të rezinës, vendosja e tij në mufël

Brumin e plastmasës e vendosim me kujdes në mufël, pjesë – pjesë, me duar dhe instrumente të pastra. Gjatë vendosjes së plastmasës në mufël duhet të kemi kujdes që të mos lëvizin dhëmbët artificialë (71). Pasi vendoset sasia e nevojshme e plastmasës, mbi të vendoset një letër celofani e lagur paraprakisht me ujë. Letra e celofanit vendoset për të mos lejuar ngjitjen e plastmasës që ngjeshet në dy gjysmat e muflës, duke krijuar mundësi të heqim sasinë e tepërt të rezinës. Nëse tepricat nuk hiqen plotësisht, do të kemi ndryshime të lartësisë së okluzionit në protezën e përfunduar (Figura 2.19-2). Me qeset në mes mbyllim dy pjesët e muflës dhe e vendosim atë në presë (5).

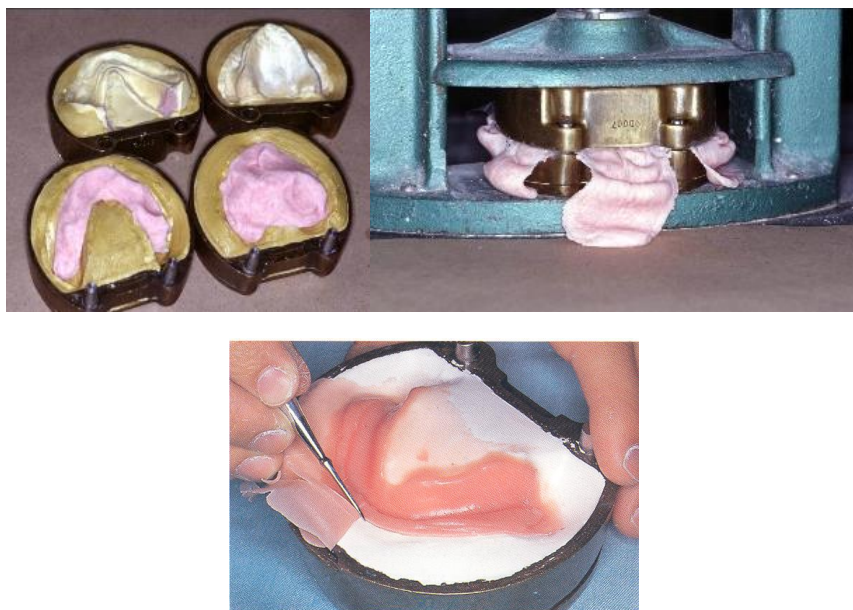


Figura 2.19-2 Vendosja e rezinës dhe heqja e tepricave

Presimi bëhet me kujdes, me ngadalë dhe etapa. Presimi i menjëhershëm dhe me forcë mund të shkaktojë dëmtimin e allçisë dhe të modelit, zhvendosjen e dhëmbëve artificialë ose të elementëve të tjerë të protezës. Për të mënjeluar këto gabime presimin e bëjmë në dy-tri faza. Në presimin e parë dhe të dytë, si faza kontrolli,

muflën nuk e shtrëngojmë deri në fund, por aq sa të arrihet me një forcë të vogël të duarve, gjatë kësaj kohe muflën vazhdimisht e hapim, kontrollojmë daljen e plastmasës, presim tepricat e plastmasës që ka dalë nga anët e muflës, ose shtojmë sasira të tjera plastmasi kur e kemi në sasi të pamjaftueshme atë. Fletën e celofanit gjatë provave e heqim dhe e vendosim përsëri (72). Pasi heqim tepricat e materialit, në presimin e tretë dhe të fundit heqim fletën e celofanit, lagim me monomer sipërfaqet e plastmasës, të cilat kanë qenë të izoluara nga fleta e celofanit, si dhe dhëmbët artificialë të plastmasës në mënyrë që të ngjiten më mirë, mbyllim dy gjysmat e muflës dhe i presojmë ato përfundimisht, derisa anët e muflës të puthiten.

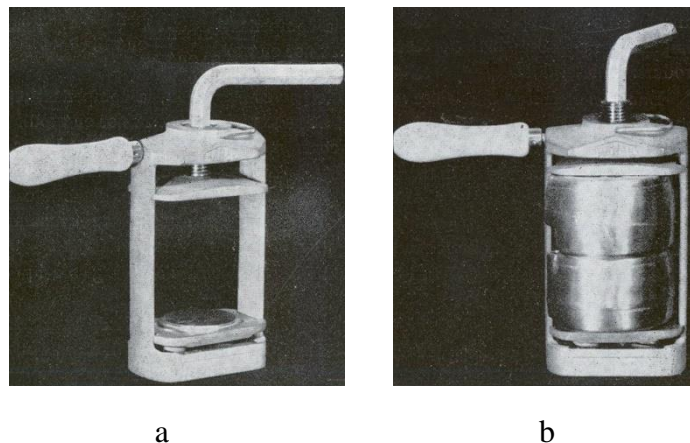


Figura 2.19-3 a: Brida; b: Vendosija e muflës në bridë

Mufla në presë duhet të lihet të paktën për 10 deri në 15 minuta, për të balancuar tensionin e brendshëm që lind në vetë materialin. Sa më shumë të lihet mufla në presë aq më mirë është, pasi kështu kryhet polimerizimi primar i plastmasës dhe evitohet polimerizimi i shpejtë, me të gjitha pasojat e tij (68,5). Mufla duhet lënë në këtë mënyrë në presë deri në momentin kur ajo do të vendoset në bridë dhe më pas në enën e polimerizimit (Figura 2.19-3).

2.20 POLIMERIZIMI I REZINËS SË PROTEZËS

Polimerizimi me nxehtësi kryhet në enë të zakonshme, ose banjë uji. Ena ku do të kryhet polimerizimi duhet të jetë rigorozisht e pastër nga mbeturinat e dyllit dhe të allçisë. Këto papastërti ndikojnë në cilësinë e plastmasës. Edhe uji duhet të jetë i pastër dhe në temperaturën e ambientit. Mufla në enë vendoset në atë mënyrë që ajo të ketë distancë nga anët dhe fundi i enës, pasi në të kundërt do të kishim ngritjen e menjëhershme të temperaturës nga anët e metalit në plastmasën që ndodhet brenda në muflë. Për këtë, ena ku do të kryhet polimerizimi duhet të merret më e gjatë se brida dhe në fundin e saj vendosim një sgarë prej druri. Polimerizimi kërkon një kohë prej

2,5 orësh (69). Temperatura e ujit ngrihet gradualisht deri në 65 gradë për 30 minuta dhe mbahet e tillë edhe 60 minuta të tjera. Deri në 60 gradë, temperatura e ujit, allçisë dhe rezinës, rritet me të njëjtin ritëm. Mbi këtë temperaturë, si pasojë e reaksioneve ekzotermike zinxhir, temperatura e rezinës rritet shumë shpejt. Monomeri ka një temperaturë vlimi 100.8 gradë, pak më të lartë se temperatura e vlimit të ujit. Nëse rezina polimerizohet plotësisht, pa arritur temperaturën e vlimit të monomerit, në rezinë nuk do të ketë as flluska, as porozitete (Figura 2.20-1, Figura 2.20-2).

Nga 65 gradë deri në 100 gradë ajo ngrihet sërish gradualisht për 30 minuta dhe mbahet në këtë temperaturë edhe 30-35 minuta të tjera, pra gjithsej 150-155 minuta (73,5).

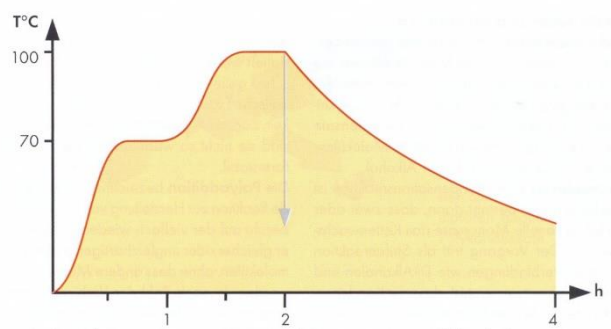


Figura 2.20-1 Cikli i polimerizimit të plastmasës me nxehtësi

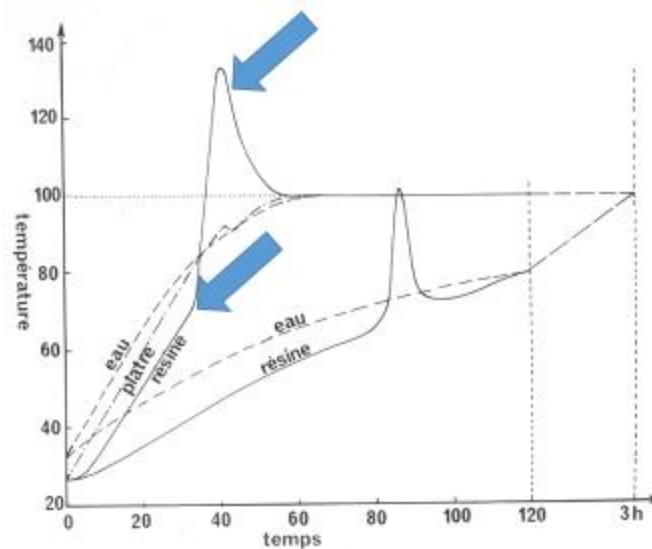


Figura 2.20-2 Cikli i polimerizimit të plastmasës me nxehtësi; në temperaturën 60 gradë gjatë ciklit të polimerizimit krijohet rreziku i vlimit të monomerit pa hyrë akoma në reaksion polimerizimi, kjo krijon mundësi për formimin e flluskave (të avujve) të monomerit dhe të poroziteteve në brendësi të rezinës.

Pas përfundimit të polimerizimit mufla lihet në ujë, derisa uji të ftohet plotësisht. Konsiderohet veprim i gabuar që mufla të hiqet nga uji i nxehtë dhe të ftohet me ujë të

ftohtë. Një veprim i tillë ka dy të meta: e para, allçia e ftohur menjëherë ngurtësohet dhe veçohet me shumë vështirësi nga proteza e përfunduar dhe e dyta, ka mundësi të deformohet vetë proteza kur muflat ende nuk janë ftohur. Proteza e polimerizuar nxirret nga mufla me kujdes në mënyrë që të mos dëmtohet dhe pastrohet nga mbeturinat e allçisë. Pastrimi i mbeturinave të allçisë bëhet mekanikisht me spatul dhe freza, ose kimikisht me preparate të ndryshme. Kohët e fundit po përdoren për këtë qëllim tretësira 30% të citratit të sodiumit (74,5).

Citrati i sodiumit ka veti të lidhet me kripërat e kalçiumit, duke formuar komplekse të tretshme në ujë. Pikërisht kjo veti e tij përdoret për shkrirjen e mbeturinave të allçisë nga sipërfaqja e protezës. Proteza duhet të lihet në këtë tretësirë për 2-3 orë. Pas pastrimit, proteza nuk lihet në ajër, por në një enë me ujë, në mënyrë që plastmasa të thithë sasinë e nevojshme të ujit.

2.21 PËRPUNIMI PËRFUNDIMTAR DHE LUSTRIMI I PROTEZAVE TË PLASTMASËS

Në fillim priten me gur tepricat e plastmasës që kanë dalë jashtë kufijve të protezës, pastaj fillon lëmimi dhe rregullimi i anëve të protezës. Anët e protezës duhet të kenë një trashësi prej 1,5 – 2 mm, sepse anët e holla shkaktojnë dëmtim të indeve të buta dhe nuk ndihmojnë në qëndrueshmërinë e protezës. Duhet kujdes që anët e protezës të mos shkurtohen ose të dëmtohen, ato duhet të mbeten ashtu, me atë trashësi dhe formë siç kanë dalë nga masa funksionale. Pas prerjes së tepricave nga anët e protezës, lëmohen vendet e ashpra të saj dhe pastrohen tepricat e plastmasave nga faqja e jashtme ose e brendshme e protezës me gurë, freza kauçuku ose instrumente për këtë qëllim. (Figura 2.21-1) Për punimin e kontureve të qafave të dhëmbëve artificiale përdoren frezat e zakonshme, freza kauçuku, gurë, si dhe instrumente të mprehtë të përgatitur enkas për këtë qëllim, të cilat kanë formë të ndryshme si: forma dalte, trekëndëshi, etj. (69).



Figura 2.21-1 Mjete për përpunimin e protezës

Sipërfaqja mukozale e protezës duhet të punohet me kujdes për të mos dëmtuar relievin e saj dhe si pasojë dhe qëndrueshmërinë e saj në gojë. Hiqen me kujdes vetëm ashpërsitë dhe tepricat e plastmasës në formë kokrrizash, ose mbeturinash të vogla të allçisë. Këtë e kryejmë me instrumente të mprehtë ose freza të rrumbullakëta.

Lëmimin e protezës e fillojmë me gurë karburund të montuar, me freza kauçuku, e së fundi me letër zmerile me numra të ndryshëm. Lëmimi fillon me letër të ashpër dhe mbaron me letër më të imët. E gjithë pllaka e protezës si dhe anët e saj duhet të kenë sipërfaqe të lëmuar, pa gërvishtje dhe ashpërsime.

Proteza punohet duke e mbajtur atë mirë në duar, të fiksuara në tavolinën e punës, sidomos protezën e nofullës së poshtme (Figura 2.21-2).



Figura 2.21-2 Lustrimi i protezave

Kur lustrujmë me konfetër dhe furça të forta duhet të kemi kujdes që të mos djegim sipërfaqen e protezës, ose të deformojmë atë nga nxehtësia që lind nga fërkimi, prandaj sipërfaqja ku lustrujmë duhet lagur vazhdimisht me pomiçe, xhirot e motorit duhet të jenë të kufizuara, të mos ushtrohet presion mbi protezë dhe të mos fërkohet për shumë kohë në një vend (75). Lustrimi i protezave të plastmasës bëhet me pomiçe të lagur, konfetra dhe furça të ndryshme, si dhe me pasta, të cilat i japin lëmueshmërinë maksimale sipërfaqes së rezinës.

Në fillim proteza lustrohet me gomë, pastaj vazhdohet me letër në formë koni, duke aplikuar mbi sipërfaqen e saj vazhdimisht pomiçe të lagur. Proteza lustrohet në këtë mënyrë deri sa sipërfaqja e saj të bëhet krejtësisht e lëmuar dhe e ndritshme.

Konetrat ndërrohen me furça të forta për të kompletuar lustrimin e vendeve, ku konfetri nuk mund të arrijë (70). Më vonë furçat e forta zëvendësohen me të buta dhe pomiçja zëvendësohet me pasta të ndryshme ilustrimi në mënyrë që sipërfaqja e protezës të lustrohet deri në shkëlqim. Lustrimi përfundon me furçë pambuku, e cila siguron që sipërfaqja e protezës të jetë e shndritshme si pasqyrë. Lustrimi i protezës nuk ka vetëm efekt estetik, por dhe funksional dhe higjenik, prandaj kjo etapë pune duhet të vlerësohet dhe të kryhet me kujdes (Figura 2.21-3).

Proteza duhet të lustrohet periodikisht dhe gjatë kohës kur ajo mbahet në gojë. Një gjë e tillë forcon shtresën sipërfaqësore të protezës, nuk lejon formimin e gurëzave mbi

sipërfaqen e saj, nuk lejon absorbimin e ujit nga proteza dhe si rezultat zgjat jetën e saj (5,71).



Figura 2.21-3 Proteza pas punimit përfundimtar dhe lustrimit

2.22 POLIMERIZIMI I PROTEZËS DHE PROBLEMET E LINDURA GJATË POLIMERIZIMIT TRADICIONAL

Polimerizimi i protezës mund të bëhet sipas metodës klasike me zierje ose sipas metodave të tjera si injektim me presion SR-Ivocap, Vertex, Ivobase. Rezina PMMA (polimetilmetakrilati) është përdorur si material për bazën e protezave që në vitin 1935. Gjatë polimerizimit, PMMA pëson një tkurrje kimike. Si pasojë, në protezën e përfunduar do të shfaqen një sërë pasaktësish, veçanërisht në metodën e zakonshme të polimerizimit (59). Gjithashtu, në teknikën tradicionale të polimerizimit, haset shpesh problemi i ngritjes së lartësisë së okluzionit, si pasojë e pranisë së një shtrese teprice rezine mes dy pjesëve të muflës, e formuar gjatë kompresionit të dy pjesëve të muflës (Figura 2.22-1).

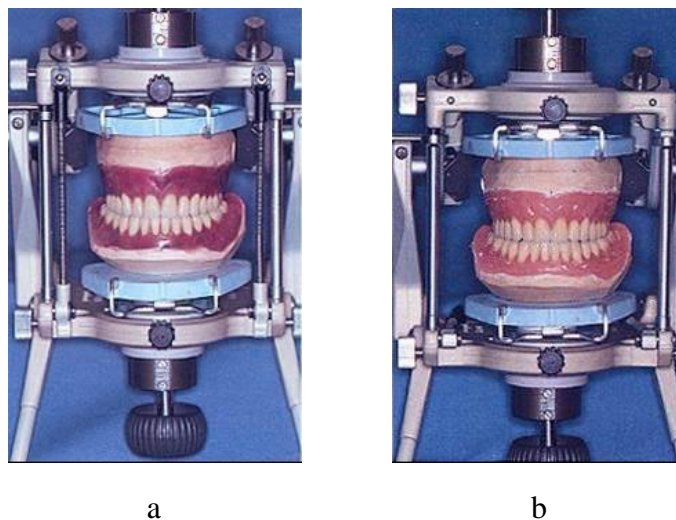


Figura 2.22-1 Ngritja e lartësisë së okluzionit në polimerizimin me teknikën konvencionale; a-proteza e modeluar me dyllë, b-ndryshimi i raporteve të okluzionit dhe i lartësisë së okluzionit pas polimerizimit

Gjatë polimerizimit, proteza pëson një deformim sferik, si pasojë e tkurrjes së materialit gjatë forcimit (polimerizimit) (Figura 2.22-2, Figura 2.22-4).

Problemet që hasen më shpesh në metodën tradicionale janë (59,60,5):

1. Paratakime në okluzion (Figura 2.22-5)
2. Përputhje jo preçize e sipërfaqes mukozale të protezës me mukozën e fushës protetike (mundësi më e madhe për dekubituse dhe lëvizshmëri të protezës).
3. Ngritje e lartësisë së okluzionit.
4. Strukturë johomogjene ose poroze e materialit (Figura 2.22-3).
5. Ngacim kimik i mukozës nga rest-monomeri i lirë (teprica të monomerit), (Figura 2.22-6) etj. (76,79).

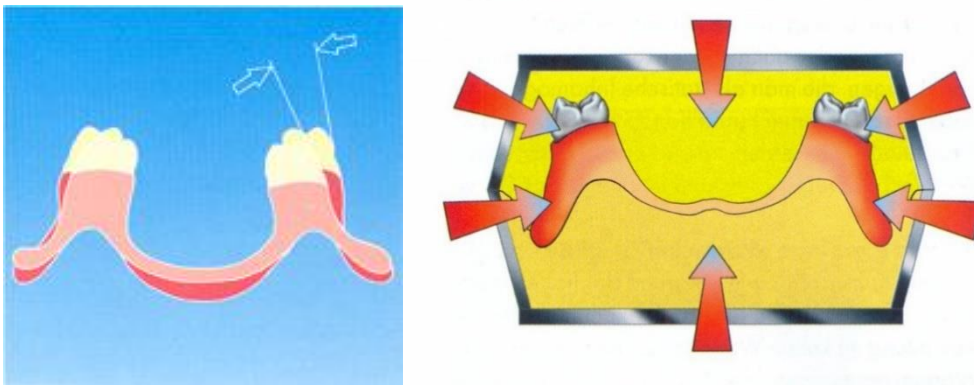


Figura 2.22-2 a,b- Deformimi sferik i protezës nga polimerizimi konvencional (Sipas Korber)

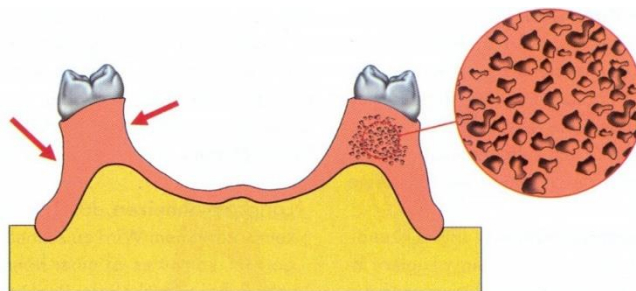


Figura 2.22-3 Formimi i poroziteteve në bazën e protezës në metodën e zakonshme të polimerizimit

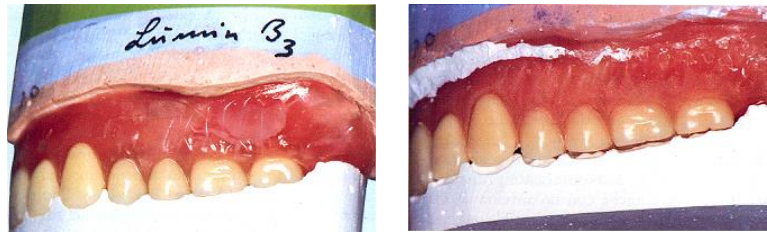


Figura 2.22-4 a- Proteza e modeluar me dyllë dhe patenta prej allçie, me gjurmët e dhëmbëve artificiale b- tkurrja dhe deformimi pas polimerizimit (60)

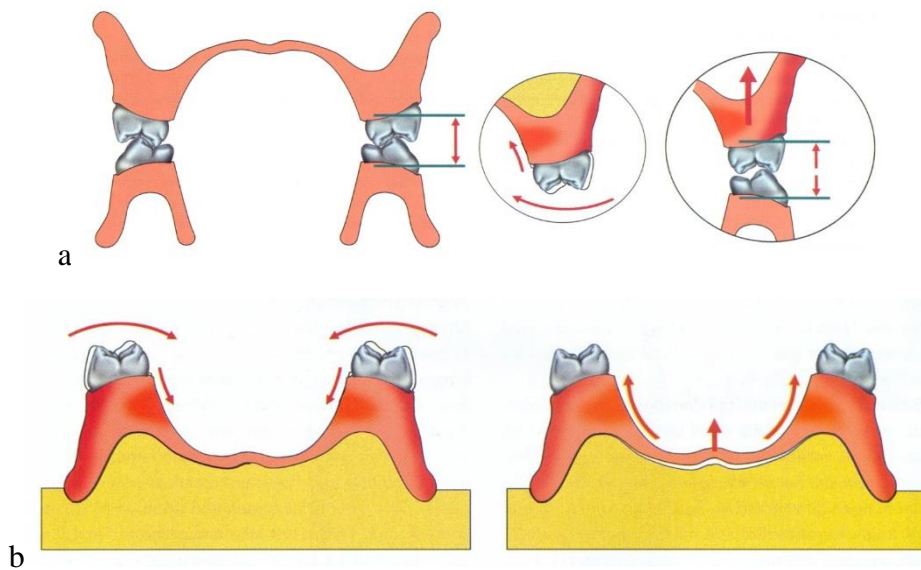


Figura 2.22-5 Deformimi i protezës nga tkurrja në metodën e zakonshme të polimerizimit sjell interferenca në protezën e përfunduar, humbje të kontaktit të plotë dhe zona të mundshme ku mund të shtypet dhe të lëndohet mukoza (77).

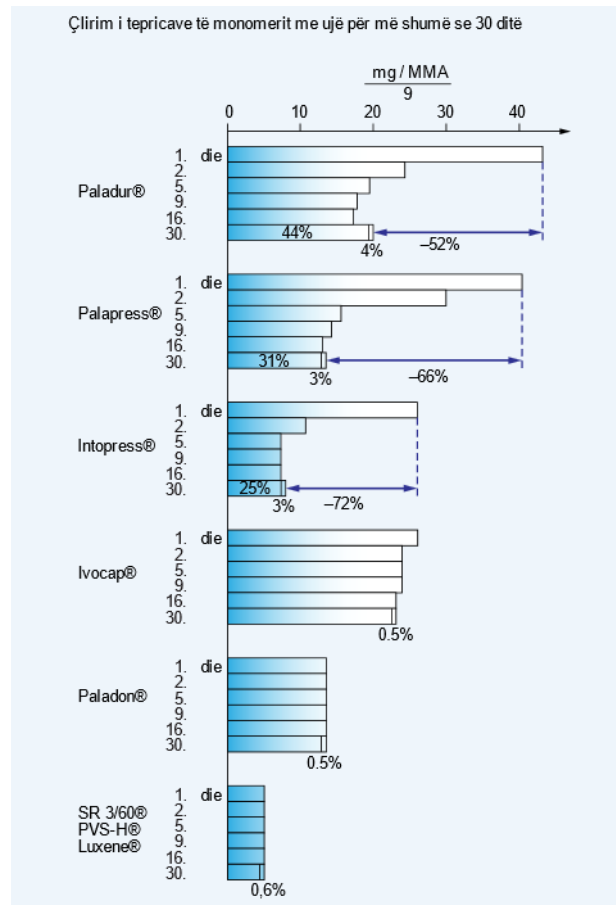


Figura 2.22-6 Përmbajtja e rest-monomerit të lirë në bazën e rezinës pas qëndrimit në ujë, për një periudhë mbi 30 ditë, për materiale të ndryshme të përdorura për bazën e protezës. (Sipas Marx) (78)

Kapitulli 3.

3.1 QËLLIMI I STUDIMIT

Nisur nga eksperiencia jonë dhe ajo bashkëkohore, qëllimi i punimit ka qenë:

Krahasimi i ndryshimeve dimensionale të Protezës totale të përgatitur me dy metoda (sisteme) të ndryshme polimerizimi: metodës tradicionale të polimerizimit (në të nxehtë) dhe metodës së polimerizimit me sistemin Vertex Castavaria (në të ftohtë).

Objektivat specifike të studimit janë:

- Të njihen risitë dhe metodat e ndryshme të polimerizimit në protezat totale.
- Të përshkruhen etapat dhe pajisjet e nevojshme në metodën e polimerizimit me sistemin Vertex Castavaria në përgatitjen e protezës totale.
- Të studiohen dhe të krahasohen ndryshimet dimensionale të protezave të polimerizuara me secilën nga dy metodat e polimerizimit të marra në studim.
- Të përcaktohen avantazhet dhe disavantazhet e dy metodave të ndryshme të polimerizimit, duke specifikuar fushën e përdorimit të Sistemit Vertex

HIPOTEZA ZERO

Proteza totale e përgatitur me metodën e polimerizimit Vertex Castavaria pëson ndryshime dimensionale lineare sinjifikante, krahasuar me ndryshimet dimensionale të protezave të përgatitura me metodën e polimerizimit tradicional.

HIPOTEZA ALTERNATIVE

Ndryshimet dimensionale të protezës së plotë të përgatitur me metodën e polimerizimit Vertex Castavaria janë shumë të vogla dhe të papërfillshme, krahasuar me polimerizimin me metodën tradicionale.

3.2 MATERIALI DHE METODA

Për realizimin e këtij punimi janë protezuar 127 pacientë të grupmoshave të ndryshme, të ardhur pranë Klinikës Universitare të Universitetit Aldent dhe pranë KSU. Gjatë periudhës Nëntor 2013 - Qershor 2019, në Klinikën Universitare dhe laboratorin protetik të Universitetit “**Aldent**”, në Laboratorin e protetikës të Klinikës Stomatologjike Universitare, si dhe në disa laboratorë të tjerë privatë në Tiranë janë përgatitur 200 proteza të plota për pacientë të moshave të ndryshme.

Për qëllime studimi, protezat e pacientëve të sipërpërmendur i kemi ndarë në dy grupe:

Grupi i parë: u përfshinë 100 proteza totale, të polimerizuara me metodën tradicionale, me kompresion dhe nxehtësi (Heat -Cure). Këto proteza u përgatitën për 62 pacientë (33 femra dhe 29 meshkuj), nga të cilët 38 kishin proteza totale (lart dhe poshtë), dhe 24 prej tyre proteza ½ totale.

Grupi i dytë: u përfshinë 100 proteza të polimerizuara me sistemin Vertex Castavaria (Cold-Cure). Këto proteza u përgatitën për 65 pacientë (37 femra dhe 28 meshkuj), nga të cilët 35 kishin proteza totale (lart dhe poshtë) dhe 30 prej tyre proteza ½ totale.

Pra, në studimin tonë janë përdorur dy metoda polimerizimi:

1. Polimerizimi me **metodën tradicionale**, që realizohet me anë të kompresionit dhe të nxehtësisë.
2. Polimerizimi me sistemin **Vertex Castavaria** që realizohet në temperaturën 60 - 75 gradë, i specifikuar si polimerizim në të ftohtë.

Nëpërmjet këtij studimi kemi synuar të nxjerrim në pah ndryshimet dimensionale lineare të protezave të polimerizuara me sistemin Vertex (Cold-Cure) dhe të polimerizuara me metodën tradicionale, me nxehtësi (Heat -Cure).

Për të dy këto metoda të polimerizimit i është kushtuar rëndësi e veçantë zbatimit të përpiktë të procedurave dhe rregullave teknologjike të polimerizimit, duke përcaktuar indikacionet e secilës nga metodat, si dhe duke vënë në pah avantazhet dhe disavantazhet e secilës metodë.

Ndryshimet dimensionale që ndodhin në rezinat akrilike të polimerizuara me nxehtësi janë rezultat i tkurrjes gjatë polimerizimit (2). Këto ndryshime dimensionale ndikojnë në përshtatjen e protezës me mukozën dhe në raportin në okluzion me protezën/dhëmbët antagonistë (60).

Studimi ynë është fokusuar në përcaktimin e ndryshimeve dimensionale që pësojnë protezat pas polimerizimit me secilën nga të dyja metodat. Gjithashtu, janë bërë krahasimet e rezultateve të arritura në studim. Bazuar në qëllimin e studimit, për realizimin e matjeve dhe nxjerrjen e rezultateve lidhur me krahasimin e ndryshimeve dimensionale në të dy metodat e polimerizimit, u ndoq kjo procedurë:

Matjet u realizuan fillimisht në protezat e modeluara me dyllë, pas provës me dhëmbë dhe para vendosjes në mufël dhe, më pas matjet u përsëritën në të njëjtat pika, pas polimerizimit të protezave. Për realizimin e matjeve u përdor kalibri (Figura 3.2-1).



Figura 3.2-1 Matjet e realizuara me kalibër

E njëjta procedurë u ndoq për të gjitha protezat:

- Pas provës me dhëmbë dhe para muflimit, në protezat e plota të planifikuara për t'u polimerizuar me metodën tradicionale, u bënë matjet në protezën e dyllit me anë të instrumentit kalibër (mikrometër) në nivelet e premolarëve të parë dhe molarëve të dytë, në të dy anët e protezës.
- E njëjta procedurë u realizua pas provës me dhëmbë dhe para muflimit, në protezat e plota të planifikuara për t'u polimerizuar me metodën Vertex Castavaria. Matjet u bënë në protezën e dyllit me anë të instrumentit kalibër (mikrometër) në nivelet e premolarëve të parë dhe molarëve të dytë, në të dy anët e protezës.
- Pas polimerizimit përfundimtar të tyre, u përsëritën matjet në të njëjtat pika referimi në të dy grupet e protezave. Rezultatet e përfituara nga ky studim janë përpunuar me anë të metodave statistikore të përafërimeve matematikore me gabime të pranueshme.

3.3 MONITORIMI I PACIENTËVE

Pas përpunimit përfundimtar të protezave totale të polimerizuara me secilën nga dy metodat, u bë aplikimi i tyre në pacientë. Pacientët u ndoqën gjatë intervaleve kohore afat shkurtër nga 2-3-6 javë, në intervale kohore afat mesme 2-3-5 muaj dhe në intervale kohore afat gjatë, nga 1-2-3 vjet pas protezimit.

Në të dy grupet e pacientëve të përfshirë në studimin tonë dhe të trajtuar me të dy llojet e protezave totale (polimerizimit tradicional me kompresion dhe me nxehtësi dhe polimerizimit me metodën Vertex Castavaria) u bënë vlerësimet, duke analizuar:

- Ndryshimet dimensionale pas polimerizimit të protezave të përgatitura me anë të të dy metodave
- DVOQ dhe parakontaktet në momentin e vendosjes së protezave

- Gjendjen e mukozës në intervalet afatgjatë të kontrollit
- Qëndrueshmërinë e ngjyrës së rezinës.

3.4 TEKNIKAT E PËRGATITJES SË PROTEZËS SË PLOTË ME SISTEMIN VERTEX

3.4.1 Sistemi Vertex

Sistemi Vertex si risi në përgatitjen e protezës së plotë

Sistemi Vertex i ka fillimet e tij në vitin 1939, kur Anne Jakob Dijk krijoi Kompaninë e Importit dhe Eksportit “Dentimex” në Zeist, Hollandë. Kompania “Dentimex” ofronte një gamë të gjerë të produkteve dentare nga prodhuesit ndërkombëtarë, deri tek profesionistët e fushës në Hollandë (80). Zhvillimet në rezinat akrilike krijuan mundësi të shumta në protezim. Ato zëvendësonin më së miri materialet e gomës që përdreshin deri atëherë (81). Nga materiale të papërpunuara, kompania filloi të prodhojë materiale për bazën e protezave, duke përdorur PMMA (82).

Si edhe çdo teknologji tjetër e re, edhe sistemi **Vertex** që përdoret për polimerizimin e protezës së plotë, ka historinë e lindjes dhe të zhvillimeve të tij si teknologji. Kështu, prodhimi i rezinave akrilike krijoi mundësi të shumta të përdorimit të tyre në konstruktimin e bazës së protezave të lëvizshme (80,82). Ky material paraqiste avantazhe mjaft të mira krahasuar me kauçukun, i cili ishte në përdorim të gjerë deri në atë kohë. Nga materiale të papërpunuara kompania filloi të prodhojë materiale për bazën e protezave të lëvizshme përdorur PMMA.

Kërkimet e mëtejshme dhe të vazhdueshme nga e njëjta kompani bënë të mundur përsosjen e këtij produkti, të njohur me emrin tregtar **Vertex**, që i përkthyer në gjuhën latine do të thotë: *arritje në pikën më të lartë*. (83) Nga e njëjta kompani, duke filluar nga vitet 1950, janë zhvilluar dhe përsosur një gamë mjaft e gjerë e produkteve dentare me natyrë akrilike të tipit Vertex, duke i eksportuar këto materiale në të gjithë botën. Nga vitet 1960 pati një hop më cilësor në prodhimin e produkteve të reja, pasi filloi epoka e prodhimit të materialeve të reja polimerizuese mjaft të shpejta, të quajtura “Vertex Rapid Simplified”, të cilat po gjejnë përdorime të suksesshme edhe në teknikat laboratorike. Këto produkte mund vendosen në ujë të nxehtë, duke mundësuar shpejtimin e procesit të polimerizimit (84). Nga të dhënat kliniko-laboratorike është provuar që sistemi Vertex është mjaft i vlefshëm dhe i përdorshëm në protetikën dentare. Përsosja e produkteve të reja nga Vertex sa vjen dhe shtohet, sipas kërkesave të tregut, si dhe po nxitet prodhimi i sistemeve të reja, të cilat do të lehtësojnë zhvillimet në fushën e protetikës së lëvizshme (85,86). Akriliku PMMA përpunohet dhe polimerizohet me teknika, pajisje dhe metoda krejtësisht të ndryshme nga metodat tradicionale të përgatitjes së protezave me kompresion.

Në vitet 1980 u shënua zhvillimi i gjeneratës së tretë të prodhimit të materialeve të reja akrilike; synimet e kësaj kompanie ishin prodhimet e materialeve të tilla akrilike që të siguronin qëndrueshmërinë e ngjyrave. Shumëllojshmëria e materialeve Vertex po zgjerohej gjithnjë e më tepër edhe gjatë viteve 1990, pasi produktet e tilla u përhapën ndjeshëm në tregun botëror stomatologjik (87).

Vertex™ Rapid Simplified është një material bazë protezash që formon një bazë të qëndrueshme për protezat e plota dhe të pjesshme. Teknika e presimit është metoda e përpunimit për Vertex™ Rapid Simplified. Ky akrilik pa kadmium (Cd) ka një cikël të shpejtë polimerizimi prej 20 minutash. Po kështu, u prodhuan produkte të reja **Vertex Acrybond** me një gamë më të gjerë të ngjyrave ortodontike (88).

Vitet 2000 ishin ato të përgatitjes për të ardhmen, pasi nga Kompania Vertex filluan të përfshiheshin në kualifikim mjekë, laborantë-teknikë protezistë etj. Me prodhimin e dhëmbëve **Vertex Quint**, në vitet 2006, gama e prodhimit të materialeve Vertex ishte pothuajse e plotë. Kompania Vertex-Dental në vitet e fundit prodhon çdo përbërës të protezave të plota dhe të pjesshme. Një nga teknikat bashkëkohore të prodhimit të dhëmbëve artificialë është ajo sipas ndërtimit morfologjik të dhëmbëve, me 5 shtresa, duke u dhënë dhëmbëve një larmi ngjyrash dhe duke i dhënë një pamje shumë të natyrshme.

Vertex™ Castavaria është një akrilik vetë-polimerizues, i cili përdoret në mënyrë të përkryer si akrilik për ribazime dhe riparime. Përparësitë e këtij akriliku janë: tkurrje minimale, ngjyra e qëndrueshme në intervale kohore afatgjatë, cikël i qëndrueshëm polimerizimi me një rezultat përfundimtar shumë të mirë (83,84). Pikësynimet e kompanisë Vertex janë gjithmonë në rritje, me qëllim përmirësimin e cilësisë së materialeve, ashtu edhe të teknikave të përgatitjes së protezave të lëvizshme, gjë që u arrit me sistemin e ri Vertex™ Thermo Sens.

Vertex ThermoSens është i prodhuar në dekadën e fundit, vitin 2011. Konsiderohet si një material inovativ, praktikisht i pathyeshëm, si material bazë protezash i fortë pa monomer (Figura 3.4-1). Ky material është i përshtatshëm për protezat e plota dhe të pjesshme dhe ka avantazhet e mëposhtme: rrezik i ulët alergjike; nuk ka tkurrje të vëllimit; mund të përdoret për riparime dhe ribazime, i disponueshëm në 10 ngjyra, lustrim i lehtë dhe i shpejtë, rezistencë e mirë ndaj lagështirës (89) (Figura 3.4-2). Produkti i ri nuk përmban monomer dhe përshtatet në mënyrën më ideale për pacientë të cilët nuk tolerojnë protezat e zakonshme, të përgatitura nga materiale që shkaktojnë reaksione alergjike, të shoqëruara me probleme të tjera të mbindjeshmërisë dhe të ngacmimeve të mukozës. Ky produkt është praktikisht i pathyeshëm, duke siguruar përshtatshmëri mjaft të mirë me mukozën, si pasojë e mungesës së tkurrjes së materialit të protezës (84,85).



Figura 3.4-1 Protezë e plotë e prodhuar me Vertex Thermosens



Figura 3.4-2 Produkte të ndryshme të prodhuara nga Kompania Dentare Vertex

3.4.2 Sistemi Vertex në polimerizimin e protezës totale

Aktualisht Sistemi Vertex përfshin një gamë të gjerë të mundësive të polimerizimit të protezave. Përzgjedhja e metodës ideale realizohet nga mjeku në bashkëpunim me laborantin (83,84). Bashkëngjitur metodave të polimerizimit kompania ofron të gjithë gamën e instrumenteve, materialeve dhe pajisjeve për të realizuar të gjithë procesin e muflimit, polimerizimit, lëmimit dhe lustrimit (86). Dy metodat e mundshme të polimerizimit janë:

- Polimerizimi në të ftohtë, në muflat përkatëse (Figura 3.4-3 a)
- Polimerizimi me nxehtësi, në muflat specifike (Figura 3.4-3 b)



a



b

Figura 3.4-3 a,b Mufla që përdoren në polimerizimin në të ftohtë dhe me nxehtësi

3.4.3 Variacionet e polimerizimit me sistemin Vertex

- Polimerizimi në të ftohtë

Realizohet me **Vertex Castavaria** dhe indikohet:

- Në proteza të cilat do të mbahen për një kohë të shkurtër (provizore), protezat mbi implante.
- Në protezat imediate.
- Në punime protetike të cilat do të qëndrojnë derisa pacienti të vendosë për një zgjidhje përfundimtare.
- Sistemi përdoret dhe në riparimin e protezave; preferohen në riparime, sepse ka më pak ndryshime dimensionale.

Avantazhet e tij janë:

- Ka përshtatje të mirë fillestare, për shkak se polimerizimi kryhet në temperaturë jo të lartë dhe si rezultat ka më pak tkurrje termike (90),
- Ka kosto më të ulët,
- Përgatitet më shpejt dhe më lehtë se në sistemin tradicional,
- Eliminohet dëmtimi i dhëmbëve dhe i bazës së protezës gjatë nxjerrjes nga mufla,
- Proteza lëmohe dhe lustron më lehtë, sepse sipërfaqja e saj është e pastër pas përfundimit të procesit të polimerizimit (91).

Disavantazhet:

- Nuk mund të kontrollohet trashësia e materialit, sepse proteza nuk i nënshtrohet procesit të muflimit (84,92),
- Përmbajnë 3%-5% sasi më të lartë të monomerit të mbetur, në krahasim me protezën e polimerizuar në nxehtësi (93),
- Polimerizimi jo i plotë çon në reduktimin e vetive mekanike të rezinës dhe ndryshon në mënyrë të dukshme biokompatibilitetin e tyre,
- Shfaqin tretshmëri më të lartë ndaj pështymës,
- Stabiliteti i ulët ngjyrës, si rezultat i oksidimit të aminës inhibuese,
- Forca përkulëse më e vogël,
- Kanë modul të ulur të elasticitetit,
- Mund të pësojnë ndryshime dimensionale (94),
- Krijojnë më shumë porozitete në sipërfaqe (95),
- Në studimin e kryer nga Noraniah Kassim (96) u pa që eliminimi i bulzave të ajrit arrihej nëpërmjet derdhjes së ngadaltë të xhelatinës dhe reduktimit të distancës gjatë derdhjes së saj (96).

Vertex™ Castavaria është një akrilik vetë-polimerizues shumë funksional. Ky sistem siguron polimerizim të protezës në të ftohtë. Kjo do të thotë që proteza nuk i nënshtrohet procesit të presimit. Si rezultat, mund të haset ndryshueshmëri dimensionale e protezës.

Polimerizimi realizohet me pajisjen Vertex Poly Cure 25, në temperaturë 55 gradë Celsius, presion 2.5 bar dhe në kohëzgjatje prej 30 minutash (Figura 3.4-4).



Figura 3.4-4 Pajisja Vertex PolyCure 25

- Polimerizimi me nxehtësi

Realizohet me Vertex ThermoSens (97)

Është një material i ri, pa përbërje monomeri dhe mjaft rezistent. Indikohet në:

- Protezat totale
- Protezat parciale

Avantazhet:

- Nuk është irritues për gingivën
- Tkurrje e vogël
- Shumëllojshmëri në nuanca
- I lehtë për t'u lëmuar dhe lustruar
- Mundësi riparimi

Disavantazhet:

- Kohë më të gjatë në përgatitje
- Kosto më të lartë

Sistemi Vertex ThermoSens është një risi në fushën e protetikës, mjaft rezistent dhe pa përbërje monomeri. Kjo e bën material mjaft të përshtatshëm për pacientët që shfaqin alergji dhe irritim ndaj monomerit. Materiali është praktikisht i pathyeshëm dhe siguron një përshtatje shumë të mirë për shkak të mungesës së tkurrjes. Ky sistem përdoret si në protezat parciale dhe ato totale. Mund të përdoret për rindërtimin dhe ristrukturimin e protezave, si dhe për konstruktimin e overdenturave mbi implante (97).

Krijon mundësinë e riparimeve. Sistemi Vertex vjen me 15 ngjyra (Figura 3.4-5).

Materiali Vertex është gjithashtu i lehtë dhe i shpejtë për t'u lustruar.



Figura 3.4-5 Ngjyrat e Sistemit Vertex ThermoSens

Dhëmbët Vertex

Prodhimi i dhëmbëve Vertex ka krijuar mundësi për arritjen e një estetike dhe natyraliteti maksimal, meqenëse dhëmbët kanë pesë shtresa të ndryshme, të cilat krijojnë jo vetëm fortësinë e tyre, por dhe natyralitet të lartë (Figura 3.4-6).

Avantazhet e dhëmbëve Vertex

- Dhëmbët Vertex sigurojnë lidhje optimale me akriliket e bazës së protezave të plota / pjesëshme Vertex (98).
- Kanë një gamë të gjerë të moduleve dhe shumëllojshmëri lidhur me ngjyrat, formën, kurbaturat, etj.
- Ngjyrat kanë diapazon të gjerë që fillojnë nga ngjyra A1 deri në klasifikimin e tyre në D4.
- Dhëmbët fabrikohen me 5 shtresa të ngjyrave, duke krijuar natyralitet të lartë.

- Përpunohen lehtësisht gjatë rreshtimit, duke u përshtatur sipas llojit të okluzionit etj.
- Materiali ka peshë të lartë molekulare (99).



Figura 3.4-6 Dhëmbët Vertex

Materiali Vertex që përdoret në riparime të bazës së protezës

Vertex që përdoret në riparime të bazave të protezave është i llojit akrilik vetë-polimerizues dhe përdoret si në riparime, ashtu dhe në ribazimet e protezave të plota dhe të pjesshme. Akriliku përbërës i saj është i përshtatshëm si material shtesë edhe për bazën e protezës dhe ky lloj akriliku ka kohë të shkurtër të polimerizimit, afro 10 minuta (Figura 3.4-7).

Specifikimet teknike

- Koha e përgatitjes së brumit të protezës është afro 5 minuta
- Koha e punës për riparimin e protezës është afro 10 minuta, në 55 gradë celsius dhe në presion 2,5 bar (84,86,87)
- Raporti i përzierjes sipas vëllimit të pjesëve nga pesha janë: 1 ml / 0,95 gram monomer, 1,7 gram polimer (pluhur).

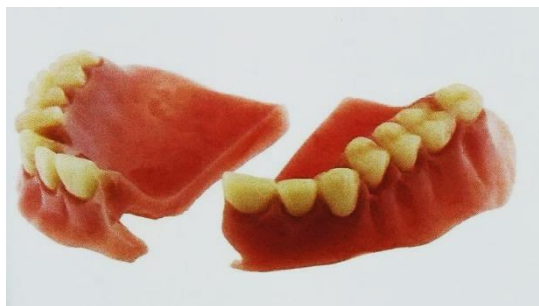


Figura 3.4-7 Vertex për riparime

Vertex Ortoplast

Vertex Ortoplast është akrilik vetë-polimerizues dhe përdoret në ndërtimin e aparateve të ndryshme ortodontike. Struktura e tij unike e bën atë si akrilik të përshtatshëm në përdorim të tij në ndërtimet e aparateve ortodontike. Polimeri Ortoplast ka një gamë të gjerë ngjyrash të polimerit, duke përfshirë në të edhe monomerin. Është i përshtatshëm edhe për riparime në protezat e plota dhe të pjesshme. Mund të konsiderohet si material i përshtatshëm për kurorat dhe urat provizore me ngjyrën e dhëmbit. Jepet në treg me kapsula me përmasa të ndryshme (Figura 3.4-8).

Specifikimet teknike

- Koha e përgatitjes së brumit të protezës është afro 9 minuta.
- Koha e punës për përgatitjen e protezës është afro 6 minuta.
- Koha e polimerizimit 20 minuta në 55 gradë celsius dhe në presion 2.5 bar. Raporti i përzierjes $\frac{1}{2}$ me 1 (një monomer 0.95 gram) dhe 2.1 gram polimer (84,86,87).

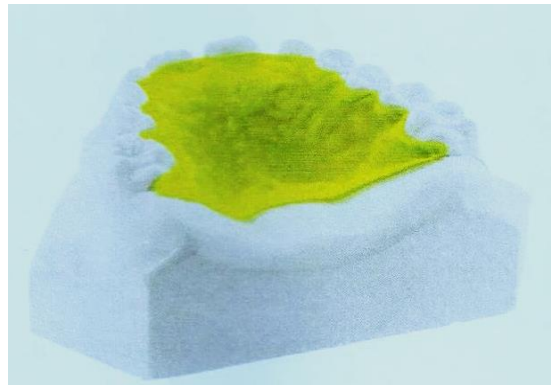


Figura 3.4-8 Vertex Ortoplast

Komponentët përbërës të sistemit Vertex

Komponentët përbërës së polimerizimit me të ftohtë (VERTEX CASTAVARIA) (86)

Castagel



Në sistemin Vertex për derdhjen e modelit të punës përdoret xhel dhe jo allçi.

Mufla



Projektuar në mënyrë ideale me pjesën e sipërme, të poshtme dhe sistemin lidhës ndërmjet tyre.

Mbajtësi i dhëmbëve



Mbajtësi i dhëmbëve është i projektuar me disa ndarje që lehtëson vendosjen e dhëmbëve. Pasi dhëmbët vendosen sipas radhës, mbajtësi mbyllet dhe dhëmbët mund të zhyten në ujë të ngrohtë dhe më pas në ajër më presion. Kjo procedurë siguron largimin e tepricave të dyllit.

Shkrirësi i xhelatinës



Kjo pajisje siguron shkrirjen automatike të xhelatinës, e cila do të përdoret për të realizuar procesin e muflimit. Pajisja ka një rezervuar prej 8 litra dhe siguron ruajtjen në temperaturë konstante. Temperatura e shkrirjes së xhelatinës është 92°C dhe temperatura ideale e ruajtjes është 48°C.

Vertex™ PolyCure



Pajisja që përdoret për polimerizimin e protezave. Arrin këto parametra:
Temperatura 550°Celsius
Presioni 2.5 bar
Mund të vendosen deri në 9 mufla njëkohësisht.

Pajisja ajër-ujë



Pasi dhëmbët shkëputen nga proteza prej dylli, vendosen në mbajtësin e dhëmbëve. Më pas, me ndihmën e pajisjes sprucojmë me ujë të nxehtë dhëmbët. Kjo ndihmon që të eliminohen tepricat e dyllit.
Prania e tepricave të dyllit ndikon negativisht në procesin e polimerizimit.

Krijuesit e kanaleve të derdhjes



Tuba metalikë me diametër 22 mm, të cilët përdoren në krijimin e kanaleve të derdhjes

Komponentët përbërës lidhës, ngjyrosës dhe silikonet (83,84,87)

Monomeri



Monomeri është likidi i cili përdoret në aktivizimin e pluhurit të rezinës (polimerit)

Akriliku Castavaria



Vertex™ Castavaria është një akrilik vetë-polimerizues. Përparësitë janë:

- Tkurrja e minimizuar
 - Ngjyra e qëndrueshme
 - Rezultat perfekt
-

Acrybond



Krijon një lidhje kimike midis rezinës së bazës së protezës dhe dhëmbëve artificialë.

Likidi izolues



Likidi aplikohet mbi bazën e modelit dhe ndihmon në shkëputjen më të lehtë të protezës nga modeli, pasi ka përfunduar procesi i polimerizimit.

Pajisjet dhe instrumentet e lëmimit dhe lustrimit (87)

Frezë metali



Eliminon kanalet e derdhjes dhe tepricat e rezinës

Furça



Eliminojnë tepricat e allçisë dhe të rezinës nga sipërfaqja e protezës

Goma



Sipërfaqja e tyre ndryshon nga goma abrazive tek ato më pak abrazive. Shërbejnë për largimin e tepricave të rezinës dhe modelimin e sipërfaqes së protezës

Pomiçe e lagur



Pomiçja e lagur aplikohet në mënyrë të vazhdueshme në sipërfaqen e protezës, derisa sipërfaqja të bëhet e lëmuar dhe me shkëlqim

Konfetër



Përdoret në lustrimin e zonave të cilat nuk mund të aksesohen dot nga furça, siç është sipërfaqja linguale apo palatinale e protezës

Furçë beze apo pambuku



Përdoren në fazën përfundimtare të lustrimit. Kombinohen me pomiçe të lagur apo me pastë lustruese. I jep shkëlqimin përfundimtar protezës.

3.5 MUFLIMI DHE POLIMERIZIMI I PROTEZËS TOTALE ME SISTEMIN VERTEX CASTAVARIA

Pasi është përfunduar seanca e provës me dhëmbë, proteza rikthehet në laborator për t'ju nënshtruar procesit të muflimit dhe polimerizimit. (86,87)

Fillimisht modeli me protezën vendoset në një enë me ujë me qëllim që allçia e modelit të ngopet me ujë dhe të eliminohen flluskat e ajrit nga sipërfaqja e modelit, të cilat bëhen shkak më vonë për spostimin e dhëmbëve artificialë dhe çrregullimet në sipërfaqet e protezës (Figura 3.5-1).



Figura 3.5-1 Vendorsja e modelit në ujë



Figura 3.5-2 Pajisja e përgatitjes së xhelatinës

Etapa e dytë konsiston në përgatitjen e xhelatinës. Temperatura maksimale gjatë fazës së shkrirjes së xhelatinës arrijn 92 gradë Celsius dhe lihet të ftohet në temperaturë 48 gradë Celsius (Figura 3.5-2). Në këtë temperaturë xhelatina ruan konsistencën e duhur për t'u përdorur dhe në muflime të tjera (Figura 3.5-3 a,b,c).

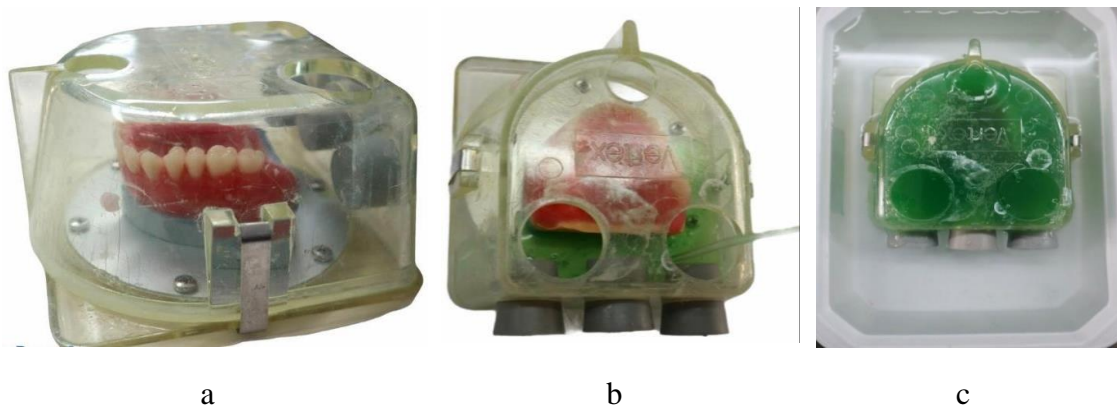


Figura 3.5-3 a Vendorsja e modelit në muflë, b Hedhja e xhelatinës, c Vendorsja e muflës së xhelatinës në ujë

Pasi modeli ka qëndruar në ujë, derisa ka pushuar eliminimi i flluskave të ajrit nga sipërfaqja e modelit, e vendosim modelin tek pjata e muflës dhe mbyllim muflën (Figura 3.5-3a). Xhelatina me temperaturën 48 gradë Celsius hidhet me shumë kujdes në brendësi të muflës (Figura 3.5-3b). 26. Vendosim muflën, të mbushur me xhelatinë të nxehtë, në ujë të ftohtë. Sigurohemi që vetëm pjesa e poshtme e muflës të vendoset në ujë. (Figura 3.5-3c). Kohëzgjatja e qëndrimit në ujë është 40 minuta. Kjo kohë është e mjaftueshme që xhelatina të fortësohet. Pasi xhelatina është fortësuar, heqim me shumë kujdes pjesën e poshtme të muflës dhe bëjmë një prerje rreth 3-4 cm rreth modelit. Kjo prerje na ndihmon që modeli me protezën të dalë lehtësisht nga masa e xhelatinës. Pjesën e prerë e vendosim me kujdes mbi pjatën e poshtme të muflës, sepse do të ripërdoret kur mufla t'i nënshtrohet procesit të polimerizimit. Në kontër mbetet vetëm negativi i protezës. Ky lloj polimerizimi njihet si polimerizimi në të ftohtë (Figura 3.5-4)



Figura 3.5-4 Prerja në modelin e xhelatinës



Figura 3.5-5 Krijimi i kanaleve të derdhjes dhe nxjerrja e modelit

Nëpërmjet një cilindri me diametër 22 mm krijojmë kanalet e derdhjes. Në total numri i tyre është tre për maksilën dhe dy ose tre për mandibulën. (Figura 3.5-5). Dy kanale qëndrojnë pas tuber maksile, pa arritur në nivelin e dhëmbëve artificialë, dhe kanali i tretë lokalizohet në nivelin e palatumit. Në nofullën e poshtme ato përfundojnë në nivelin e tuberkulum alveolar mandibulae. Etapa pasardhëse konsiston në largimin e dhëmbëve artificialë nga proteza prej dylli. Dhëmbët rreshtohen tek mbajtësja e dhëmbëve sipas radhës, nga centrali tek molari. Kjo procedurë lehtëson rirreshtimin e dhëmbëve në muflën me materialin e xhelatinës. Dhëmbët e vendosur në mbajtëse dhe modeli i allçisë pastrohen nga tepricat e dyllit, me ujë të nxehtë dhe me ajër me presion (Figura 3.5-6) (90). Me ndihmën e një freze krijojmë retensionet në pjesën e brendshme të dhëmbëve (Figura 3.5-7), me qëllim kryesor që të bëhet lidhja më e mirë ndërmjet dhëmbëve dhe bazës së protezës. Retensionet mund të jenë në formën e një hapjeje, apo në trajtën e gërvishtjeve të sipërfaqes. Dhëmbët rivendosen në bazën e xhelatinës. Me ndihmën e një ngjitësi bëhet fiksimi i dhëmbëve tek foleja e tyre.



Figura 3.5-6 Mbajtësi i dhëmbëve



Figura 3.5-7 Krijimi i retensionit tek dhëmbët

Aplikojmë izolantin Divosep në sipërfaqen e lagur të modelit të allçisë (Figura 3.5-8). Rreshtojmë dhëmbët sipas radhës tek gjurmët e krijuara në xhelatinë. Me ndihmën e Acrybond fiksojmë dhëmbët në folenë e tyre. Rivendosim modelin së bashku me pjesën e prerë të xhelatinës dhe mbyllim muflën (Figura 3.5-9).



Figura 3.5-8 Izolimi i modelit të allçisë



a.



b.

Figura 3.5-9 a. Pozicionimi i dhëmbëve në xhelatinë; b. Mbyllja e muflës

Përgatitim rezinën Castavaria me raportin 3:1. Përziejmë likidin dhe pluhurin për 20 sekonda (Figura 3.5-10).



Figura 3.5-10 Përgatitja e rezinës



Figura 3.5-11 Derdhja e rezinës në brendësi të muflës

Rezinën e përgatitur e hedhim me kujdes në brendësi të muflës (Figura 3.5-11). Më pas muflën e lëmë në temperaturën e ambientit për rreth 8 minuta, derisa sipërfaqja e rezinës të humbasë shkëlqimin. Me ndihmën e një spatule provojmë rezinën, ajo duhet të jetë në fazën e dytë të polimerizimit. Këtë e kuptojmë nëse rezina merr trajtë të fijëzuar (84,85).

Vendosim muflën në enën me presion – Vertex Poly Cure 25. Pozicioni duhet të jetë i tillë që kanalet e derdhjes të jenë në drejtim të sipërfaqes. Proçesi i polimerizimit zgjat 30 minuta, realizohet në temperaturën 55 gradë, dhe në presion 2.5 bar. Ky proçes polimerizimi quhet polimerizimi në të ftohtë. Çdo polimerizim që realizohet nën temperaturën 60 gradë Celsius njihet si polimerizimi në të ftohtë dhe çdo polimerizim që realizohet në temperaturë mbi 60 gradë Celsius, njihet si polimerizimi në të nxehtë (Figura 3.5-12).

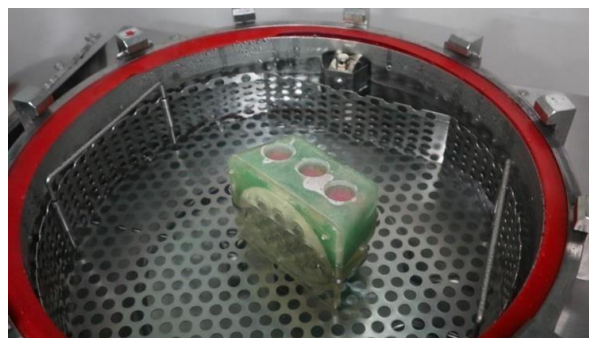


Figura 3.5-12 Vendosja e muflës tek pajisja Vertex Poly Cure 25

Pasi procesi i polimerizimit ka përfunduar, mufla lihet për 30 minuta në temperaturë ambienti. Më pas hapim muflën, largojmë masën e xhelatinës. Për të minimizuar mbetjet e monomerit, vendoset proteza në ujë. Në krahasim nga polimerizimi tradicional me kompresion, proteza është mjaft e pastër dhe pa mbetje allçie (Figura 3.5-13). Kjo e bën më të lehtë procesin e lëmimit dhe lustrimit. Me ndihmën e një freze prej metali eliminojmë kanalet e derdhjes. Përdorim mandrenën e sistemit Vertex për të lëmuar sipërfaqen e modelit. Në sipërfaqen e brendshme rekomandohet përdorimi i gomave prej silikoni. Pasi ka përfunduar procesi i lëmimit dhe lustrimit, sprucojmë me spraj “Vertex Proclin” protezën e përfunduar, kjo i jep akoma dhe më shumë shkëlqim protezës.

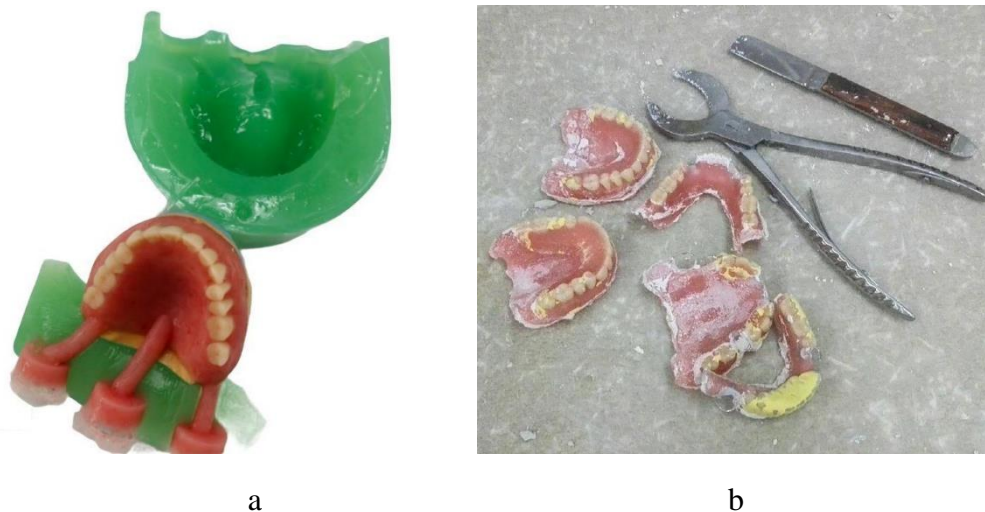


Figura 3.5-13 a. Proteza pas hapjes së muflës me sistemin Vertex Castavaria; b. Proteza pas hapjes së muflës me metodën tradicionale

3.6 RËNDËSIA E LËMIMIT DHE LUSTRIMIT TË PROTEZËS, RREGULLAT QË MERREN NË KONSIDERATË

Lërimi është procesi i heqjes së tepricave të materialit nga sipërfaqja e protezave. Lustrimi ka për qëllim të realizojë proteza të lëmuara dhe me shkëlqim, pa ndryshuar konturet (Figura 3.6-1). (90)

1. Lërimi dhe lustrimi nuk duhet të ndryshojnë kufinj të protezës.
2. Gjatë lustrimit, lustron vetëm baza e protezës dhe jo dhëmbët artificialë.
3. Gjatë lëmimit dhe lustrimit nuk duhet të punojmë për një kohë të gjatë në një sipërfaqe, sepse nxehtësia mund të shkaktojë deformim të protezës.

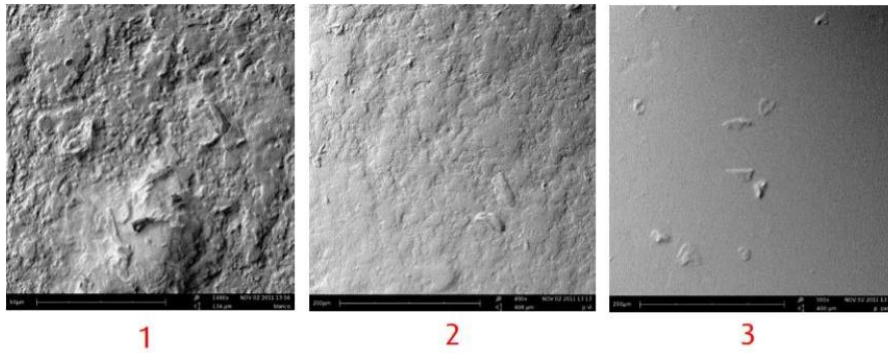


Figura 3.6-1 1- Sipërfaqja e protezës e pa lustruar dhe lëmuar; 2- Sipërfaqja e protezës 5 minuta pas lëmimit, 3- Sipërfaqja e protezës pas lustrimit me konfetër, furça dhe pomice

Sipërfaqet e jashtme labiale, bucale, linguale dhe palatinale lëmohen me ndihmën e pomices së lagur. Lëvizjet bëhen me kujdes dhe ngadalë në mënyrë që të mos dëmtohen konturet e rregullta (Figura 3.6-2). Pasi proteza është lëmuar plotësisht, lahet me ndihmën e një furçe. (Figura 3.6-3, Figura 3.6-4). Lustrimi përfundimtar arrihet duke vendosur pastë lustrimi të posaçme, që bën të mundur arritjen e sipërfaqes së shkëlqyeshme të protezës. Proteza vendoset në ujë derisa t'i dorëzohet pacientit (Figura 3.6-5).



Figura 3.6-2 a- Furça për lëmimin e protezës; b- Pastë për lustrimin e protezave

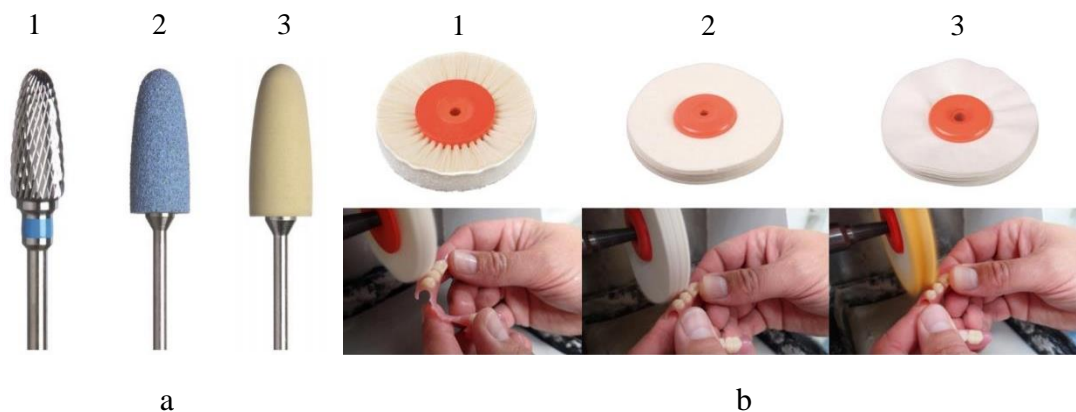


Figura 3.6-3 a. Instrumentet për etapat e lëmimit; b. Instrumentet për etapat e lustrimit

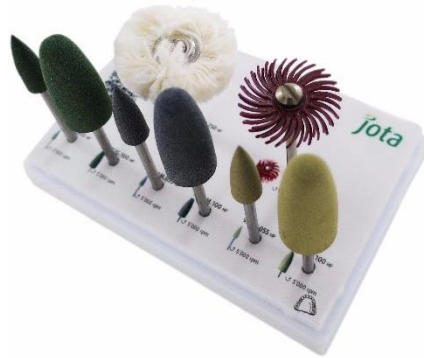


Figura 3.6-4



Figura 3.6-5 Proteza pas punimit përfundimtar dhe lustrimit

3.7 PJESA E STUDIMIT KLINIK

Vlerësimi i ndryshimeve dimensionale lineare menjëherë pas polimerizimit me dy metoda të ndryshme

Në varësi të synimeve të qëllimit tonë, gjatë periudhës 2013-2018, ekzaminuam dhe analizuam 127 pacientë të paraqitur për protezim me proteza të lëvizshme totale dhe ½ totale pranë Klinikës Universitare “Aldent” dhe Klinikës Stomatologjike Universitare.

Pas anamnezës së kujdesshme, pacientët ju nënshtuan ekzaminimit objektiv ekstra dhe intraoral dhe disa prej tyre edhe ekzaminimit radiologjik panorameks, për të marrë të dhëna mbi sasinë e kockës së mbetur pas humbjes së dhëmbëve.

Lidhur me diagnozën, përzgjedhëm kryesisht vetëm paciente me proteza totale për të përcaktuar realisht efektin e metodës së polimerizimit në qëndrueshmërinë e protezave. Në ekzaminimin intraoral patëm parasysh që ndarjen në 2 grupe të pacientëve ta bënim duke analizuar anatominë klinike dhe tërësinë e faktorëve anatomikë, në mënyrë që të mos kishte ndryshime sinjifikante ndërmjet dy grupeve të

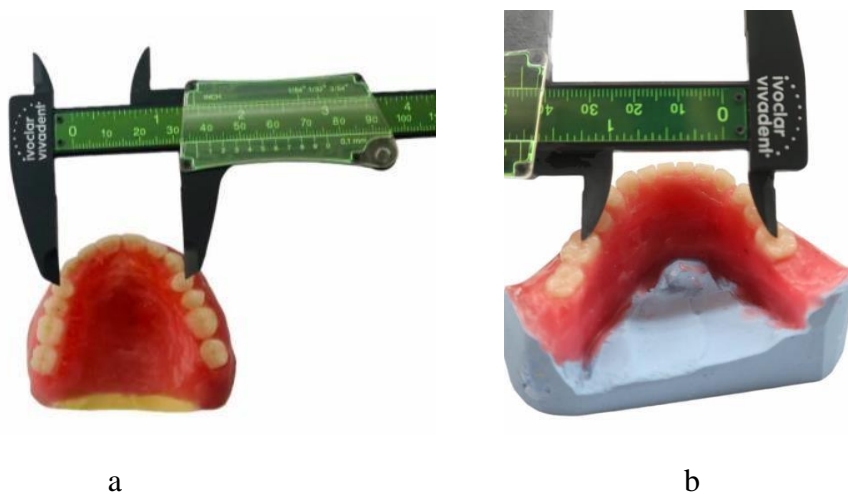
protezuara, lidhur me faktorët anatomikë të fushës protetike. Nuk pati asnjë ndryshim në teknikat dhe materialet e bordazhit, marrjes së masës, përcaktimit të okluzionit qendror etj. Procedurat klinike dhe laboratorike deri në provën me dhëmbë ishin totalisht të njëjta për të dy grupet e pacientëve, ndërsa polimerizimi në secilin nga grupet u krye me metoda të ndryshme: në grupin e parë me metodën tradicionale dhe në grupin e dytë, me metodën Vertex Castavaria. Për realizimin e studimit tonë u përgatitën 200 proteza, të aplikuara në 127 pacientë. Protezat u ndanë në dy grupe: 100 proteza të përgatitura me secilën nga dy metodat e polimerizimit të marra në studim. Studimi u realizua në laboratorin e protetikës në “Universitetin Aldent” dhe në laboratorin e Klinikës Stomatologjike Universitare. Para futjes në mufël, u realizuan matjet në nivel të premolarit të parë të të kuadrateve (dy anëve) dhe molarit të dytë në të dy kuadratet. Matjet u realizuan me kalibër (Figura 3.7-1). Menjëherë pas polimerizimit, u përsëritën matjet në të njëjtat pika, duke vlerësuar ndryshimet dimensionale të rezinës të shkaktuara nga tkurrja dhe deformimi i protezës si rezultat i tkurrjes së materialit të rezinës (Figura 3.7-2). Rezultatet e marra u paraqitën në tabelat numër 1 dhe 2.

Gjithashtu, u vlerësuan parametrat lidhur me:

- DVOQ dhe parakontaktet në momentin e vendosjes së protezave
- Gjendjen e mukozës në intervalet afatgjatë të kontrollit.



Figura 3.7-1 Kalibri i përdorur për matjet



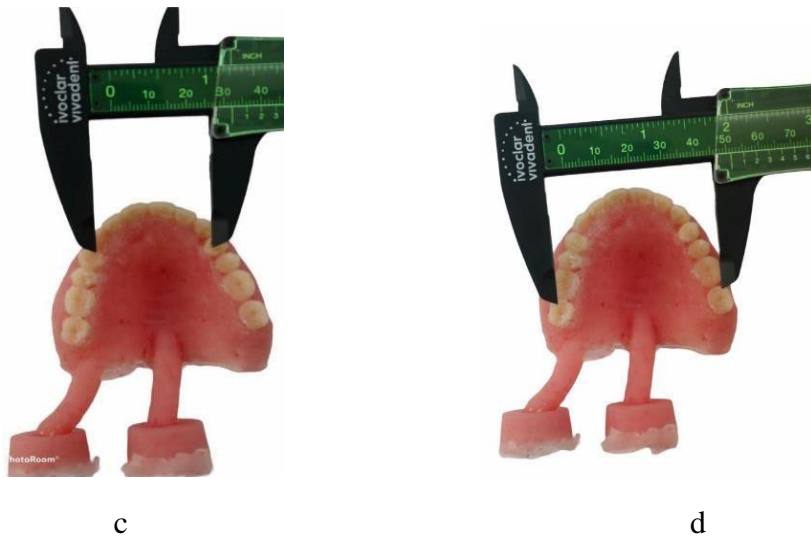


Figura 3.7-2 a, b- Matjet para muflimit dhe polimerizimit; c, d- Matjet pas muflimit dhe polimerizimit

Foto të realizuara gjatë matjes së protezave

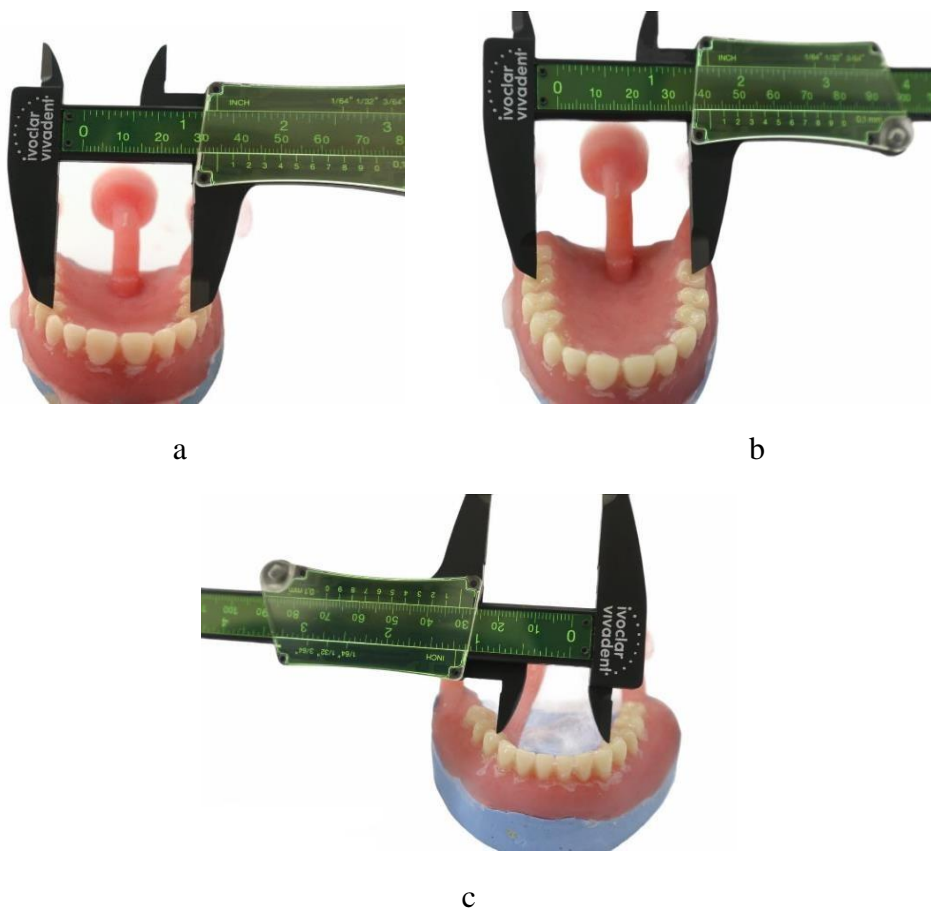
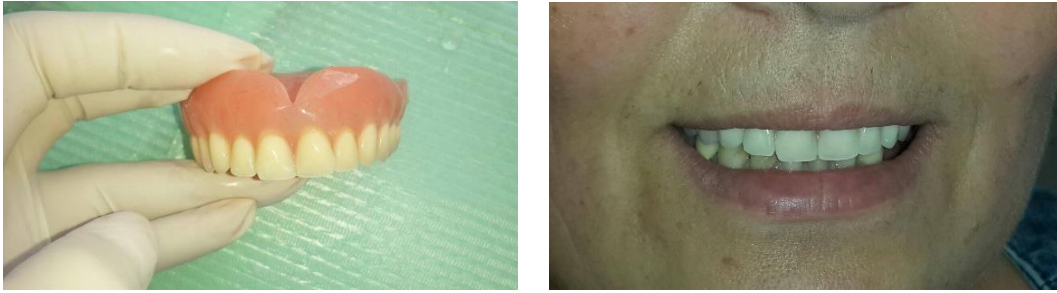
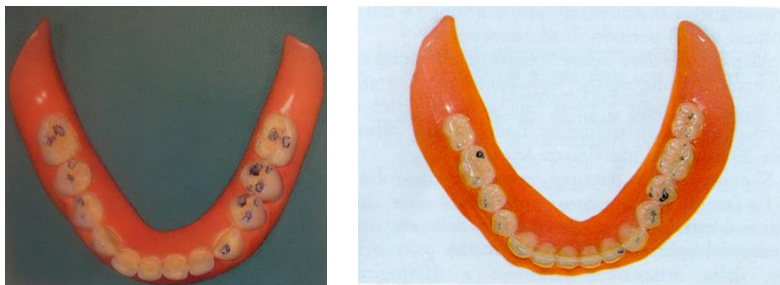


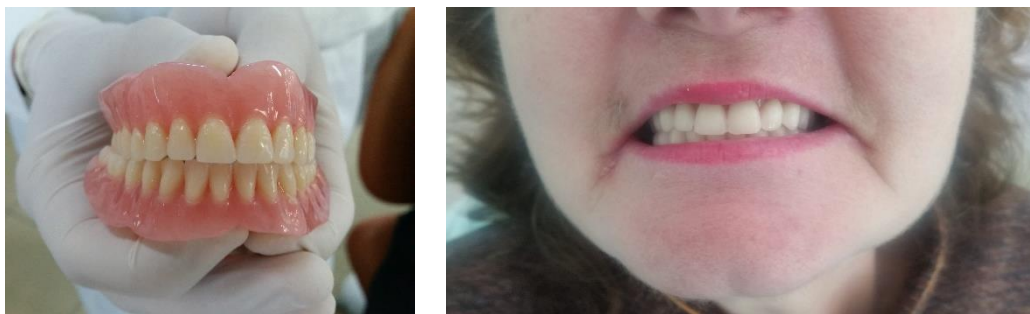
Figura 3.7-3 a, b- Matje në nivel premolari dhe në nivel molari në protezën e sipërme; c- Matje në nivel premolari në protezën e poshtme



Rast klinik - Paciente e protezuar me protezë totale të polimerizuar me metodën e zakonshme (tradicionale)



Kontrolli i paratakimeve në etapën klinike të vendosjes në gojë të protezës së përfunduar. Paratakimet e krijuara nga tkurrja dhe deformimi gjatë polimerizimit tradicional.



Paciente e protezuar me metodën e zakonshme

Në bazë të qëllimeve të studimit, për të dy metodat e polimerizimit vlerësuam:

- Ndryshimet dimensionale menjëherë pas procesit të polimerizimit, të lidhura me tkurrjen e rezinës gjatë polimerizimit,
- Dimensionin Vertikal të Okluzionit Qendror dhe parakontaktet pas polimerizimit,
- Ndikimin e temperaturës së polimerizimit në vetitë fiziko-kimike të materialit,
- Praninë e mbetjeve të monomerit pas polimerizimit dhe porozitetet në secilën nga metodat e polimerizimit,

- Qëndrueshmërinë e ngjyrës.

Të dy metodat e polimerizimit, në etapa të ndryshme të punës, treguan ndryshime të dukshme. Një prej tyre është dhe temperatura e polimerizimit. Polimerizimi tradicional kryhet në prani të nxehtësisë, ndërsa polimerizimi me sistemin Vertex njihet si polimerizimi në të ftohtë. Sa më e lartë të jetë pesha molekulare e polimerit të formuar nga një monomer i vetëm, aq më e lartë është temperatura e polimerizimit. Fortësia e rezinës rritet me rritjen e temperaturës së polimerizimit, derisa të arrihet pesha molekulare e caktuar.

Nga studimet e realizuara konkludojmë që, secila nga metodat e polimerizimit ka rëndësinë e saj në realizimin e punimeve protetike të lëvizshme. Bazuar në vetitë e secilës metodë polimerizimi, përzgjedhja e saj do të ndikohet nga lloji i punimit protetik, vetitë e materialit dhe situata klinike individuale e pacientit.

Kapitulli 4. REZULTATET

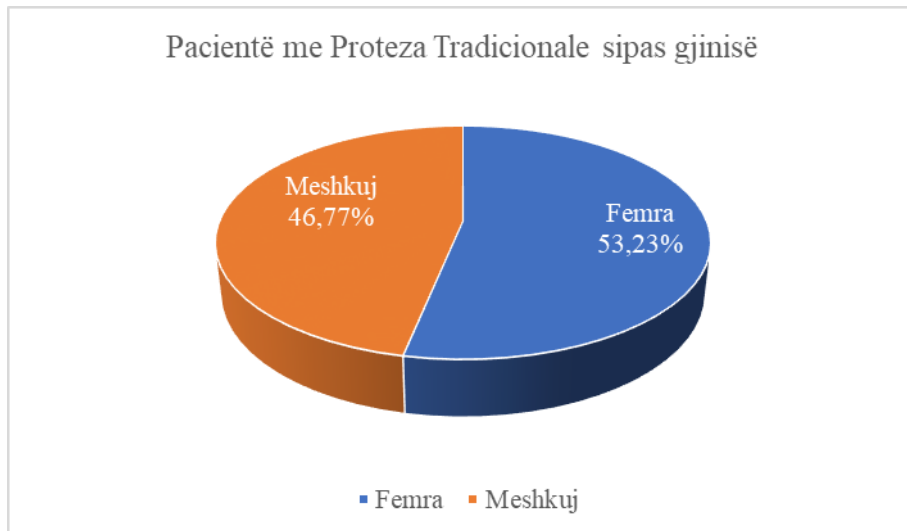
Në pacientët e protezuar ndarja është bërë sipas moshës, në tre grupe: 35-50 vjeç; 50-65 vjeç dhe mbi 65 vjeç. Mbizotërojnë pacientët me moshë mbi 65 vjeç dhe janë shumë të pakët pacientët me moshën nën 50 vjeç. Moshë mesatare e pacientëve të trajtuar me metodën e polimerizimit tradicional ishte 63.57 ± 8.6 vjeç, ndërsa moshë mesatare në pacientët e trajtuar me metodën e polimerizimit Vertex Castavaria ishte 64.2 ± 9.1 vjeç [pa diferencë statistikisht të rëndësishme mes tyre ($p=0.235$)].

Shihet se në studimin tonë predominon gjinia femër për të dyja kategoritë e pacientëve, në të 2 tipet e protezave të marra në studim (55 %), krahasuar me meshkujt me mungesë të plotë të dhëmbëve. Kjo lidhet me faktin se tek femrat dhëmbët dëmtohen më shumë nga lindja, laktacioni dhe osteoporozja. Një mendim i tillë mbështetet nga autorët shqiptarë Toti, Keraj, Koci, (1,6,18,69,91,92) si dhe nga autorët e huaj Stuttgarten, Follonosa, Lejoyeux, Slavicek etj. (93,94,95,96,97,98). Gjithashtu, në një studim të kryer në KSU gjatë viteve 2003-2008 nga E. Xhajanka (2) vëzhgohen rezultate të ngjashme me rezultatet e studimit tonë (61% të rasteve janë femra).

Në pacientët tanë të protezuar me proteza tradicionale ndarja sipas grup moshës, në tre grup moshë të ndryshme, dhe sipas gjinisë është e tillë:

Tabela 1 Pacientë me Proteza Tradicionale

Pacientë me Proteza Tradicionale	35-50 vjeç	50-65 vjeç	mbi 65 vjeç	Totali
Femra	5 (8,06%)	13 (20,97%)	15 (24,19%)	33 (53,23%)
Meshkuj	3 (4,84%)	12 (19,35%)	14 (22,58%)	29 (46,77%)
Gjithsej	8 (12,9)	25 (40,33%)	29 (46,77%)	62 (100%)

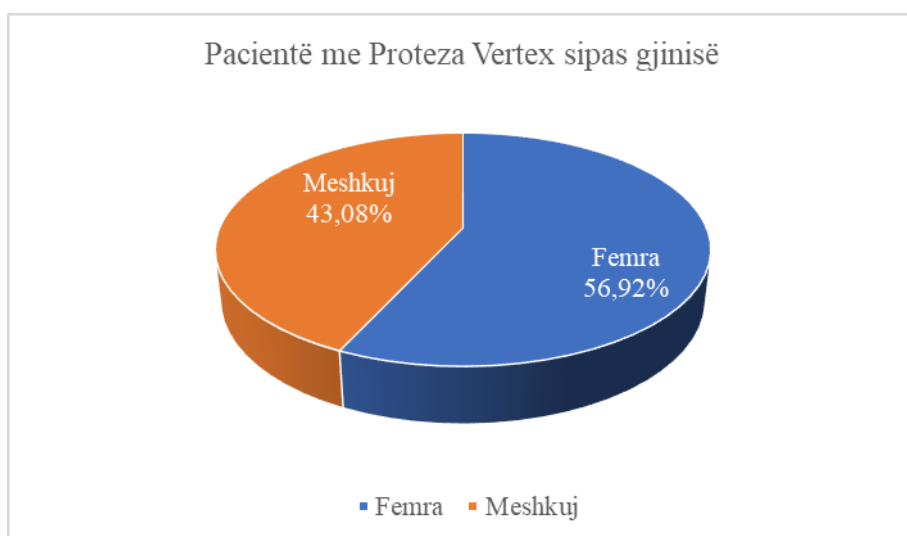


Grafiku 1 Ndarja sipas gjinisë në pacientët me proteza tradicionale

Në pacientët e protezuar me proteza të zakonshme ndarja sipas grupmoshës dhe gjinisë është e tillë:

Tabela 2 Pacientë me Proteza Vertex

Pacientë me Proteza Vertex	35-50 vjeç	50-65 vjeç	mbi 65 vjeç	Totali
Femra	4 (6,15%)	12 (18,46%)	19 (29,23%)	37 (56,92%)
Meshkuj	5 (7,69%)	11 (16,92%)	12 (18,46%)	28 (43,08%)
Gjithsej	9 (13,85%)	23 (35,39%)	31 (47,69%)	65 (100%)



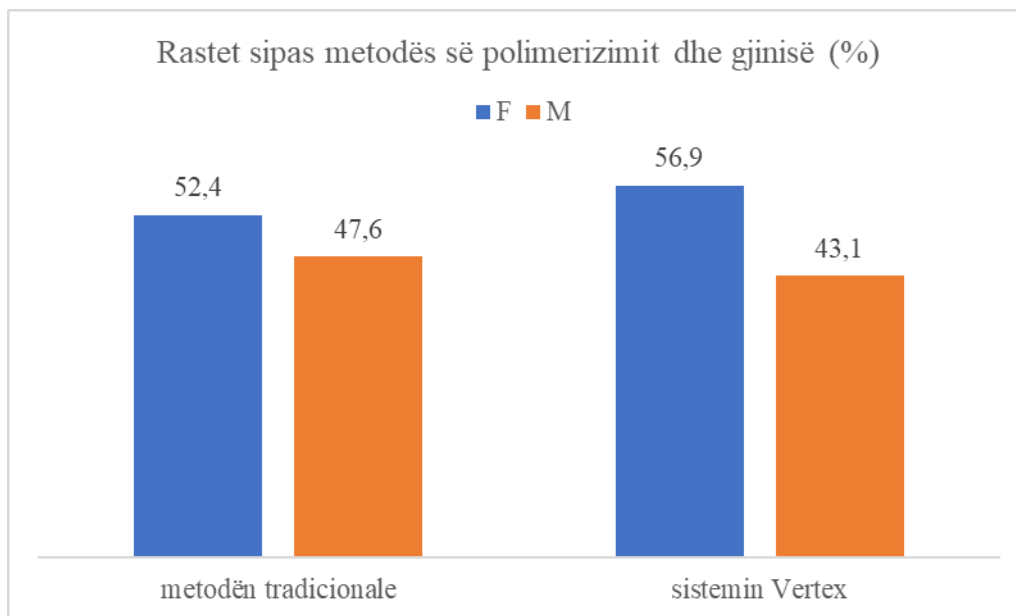
Grafiku 2 Ndarja sipas gjinisë në pacientët me proteza të Sistemit Vertex

Ndarja sipas metodës së polimerizimit të përdorur në të dy grupet sipas gjinive është si më poshtë:

Tabela 3 Ndarja sipas metodës së polimerizimit të përdorur në të dy grupet sipas gjinive

Metoda e polimerizimit	Gjinia	
	F	M
Metoda tradicionale	33 (52.4 %)	29 (47,6 %)
Sistemi Vertex	37 (56.9 %)	28 (43.1 %)

(hi-katror, $p=0.601$)



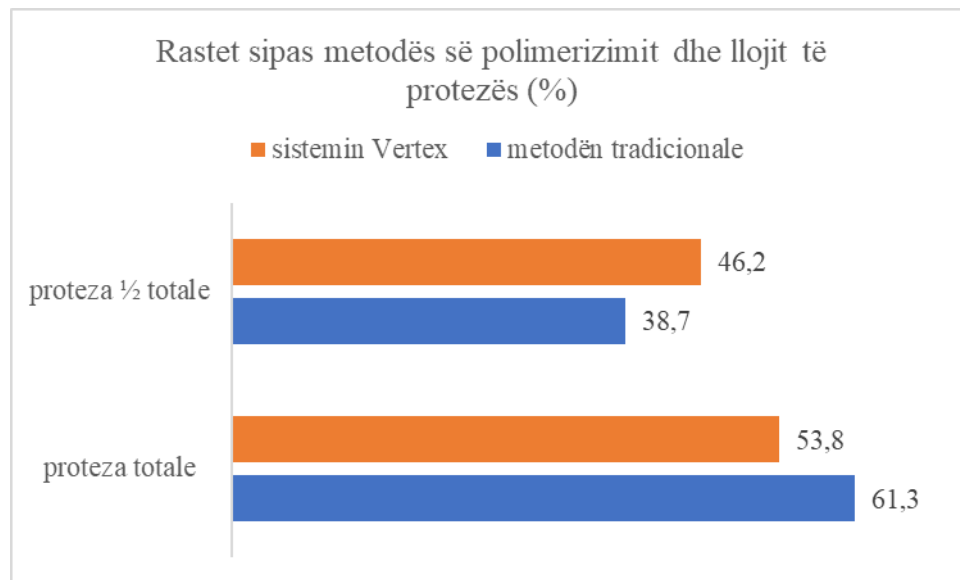
Grafiku 3 Ndarja sipas metodës së polimerizimit të përdorur në të dy grupet, sipas gjinive

Ndarja sipas metodës së polimerizimit të përdorur në të dy grupet sipas llojeve të protezave, totale apo gjysmë totale është si më poshtë:

Tabela 4 Ndarja sipas metodës së polimerizimit në të dy grupet sipas llojeve të protezave, totale apo gjysmë totale

Metoda e polimerizimit	Lloji i protezës	
	Proteza totale	Proteza ½ totale
Metoda tradicionale	38 (61.3%)	24 (38.7%)
Sistemi Vertex	35 (53.8%)	30 (46.2%)

(hi-katror, $p=0.635$)



Grafiku 4 Ndarja sipas metodës së polimerizimit të përdorur në të dy grupet sipas llojeve të protezave, totale apo gjysmë totale

Nga matjet e kryera menjëherë pas polimerizimit të protezave me dy metoda të ndryshme, u arritën këto rezultate, lidhur me ndryshimet dimensionale si pasojë e tkurrjes gjatë polimerizimit.

Tabela 5 Vlerat e marra gjatë polimerizimit me sistemin Vertex

Vlerat e marra gjatë polimerizimit me sistemin Vertex		
Rastet Klinike	Para Polimerizimit Vertex	Pas Polimerizimit
Rasti 1	P 1- 1 - 37 mm	P 1- 1 - 36.9 mm
	M 2- M2 - 50.3 mm	M 2- M2 - 50 mm
Rasti 2	P 1- 1 - 37 mm	P 1- 1 - 37 mm
	M 2- M2 - 52 mm	M 2- M2 - 51.8 mm
Rasti 3	P 1- 1 - 33.5 mm	P 1- 1 - 33.5 mm
	M 2- M2 - 46.5 mm	M 2- M2 - 46 mm
Rasti 4	P 1- 1 - 35 mm	P 1- 1 - 34 mm
	M 2- M2 - 49 mm	M 2- M2 - 48.5 mm
Rasti 5	P 1- 1 - 31 mm	P 1- 1 - 31 mm
	M 2- M2 - 45 mm	M 2- M2 - 43.8 mm
Rasti 6	P 1- 1 - 33.5 mm	P 1- 1 - 34 mm
	M 2- M2 - 42.3 mm	M 2- M2 - 41.3 mm
Rasti 7	P 1- 1 - 38mm	P 1- 1 - 37.8mm
	M 2- M2 - 50.9mm	M 2- M2 - 50.5mm
Rasti 8	P 1- 1 - 33 mm	P 1- 1 - 33 mm
	M 2- M2 - 46mm	M 2- M2 - 45.7mm
Rasti 9	P 1- 1 - 31 mm	P 1- 1 - 30 mm
	M 2- M2 - 43 mm	M 2- M2 - 42.1 mm
Rasti 10	P 1- 1 - 37 mm	P 1- 1 - 36.5 mm
	M 2- M2 - 51 mm	M 2- M2 - 50.2 mm
Rasti 11	P 1- 1 - 36 mm	P 1- 1 - 35.7 mm
	M 2- M2 - 49.8 mm	M 2- M2 - 49.5 mm
Rasti 12	P 1- 1 - 37,2 mm	P 1- 1 - 37 mm
	M 2- M2 - 52 mm	M 2- M2 - 51.8 mm
Rasti 13	P 1- 1 - 33.5 mm	P 1- 1 - 33.4 mm
	M 2- M2 - 46.5 mm	M 2- M2 - 46 mm
Rasti 14	P 1- 1 - 35,9 mm	P 1- 1 - 35,6 mm
	M 2- M2 - 48,2 mm	M 2- M2 - 47,8 mm
Rasti 15	P 1- 1 - 34 mm	P 1- 1 - 33,7 mm
	M 2- M2 - 45,3 mm	M 2- M2 - 44,8 mm
Rasti 16	P 1- 1 - 33,9 mm	P 1- 1 - 33,2 mm
	M 2- M2 - 45,3 mm	M 2- M2 - 44,8 mm
Rasti 17	P 1- 1 - 31,2 mm	P 1- 1 - 30,8mm
	M 2- M2 - 49,9mm	M 2- M2 - 49,5 mm
Rasti 18	P 1- 1 - 37,3 mm	P 1- 1 - 36,9 mm
	M 2- M2 - 46,5 mm	M 2- M2 - 45,9 mm
Rasti 19	P 1- 1 - 31,9 mm	P 1- 1 - 31,1 mm
	M 2- M2 - 43,2 mm	M 2- M2 - 42,8 mm
Rasti 20	P 1- 1 - 37,9 mm	P 1- 1 - 37,2 mm

Vlerat e marra gjatë polimerizimit me sistemin Vertex		
Rastet Klinike	Para Polimerizimit Vertex	Pas Polimerizimit
	M 2- M2 – 51,5 mm	M 2- M2 – 51,1 mm
Rasti 21	P 1- 1 - 38 mm	P 1- 1 - 37,9 mm
	M 2- M2 - 50,9 mm	M 2- M2 – 50,7 mm
Rasti 22	P 1- 1 - 31 mm	P 1- 1 - 30,9 mm
	M 2- M2 – 52,9 mm	M 2- M2 – 52,7 mm
Rasti 23	P 1- 1 - 38,5 mm	P 1- 1 - 38,4 mm
	M 2- M2 - 43,5 mm	M 2- M2 – 43,2 mm
Rasti 24	P 1- 1 - 35,9 mm	P 1- 1 - 35,6 mm
	M 2- M2 – 49,7 mm	M 2- M2 - 49,5 mm
Rasti 25	P 1- 1 - 31,7 mm	P 1- 1 - 31,6 mm
	M 2- M2 – 45,6 mm	M 2- M2 - 45,5 mm
Rasti 26	P 1- 1 - 36,5 mm	P 1- 1 - 36,3 mm
	M 2- M2 - 42,9 mm	M 2- M2 - 42,7 mm
Rasti 27	P 1- 1 - 38,7 mm	P 1- 1 - 38,5 mm
	M 2- M2 - 48,9mm	M 2- M2 - 48,5 mm
Rasti 28	P 1- 1 - 33,9 mm	P 1- 1 - 33,9 mm
	M 2- M2 - 46,9mm	M 2- M2 - 46,7 mm
Rasti 29	P 1- 1 - 31,8 mm	P 1- 1 - 31,6 mm
	M 2- M2 – 42,9 mm	M 2- M2 - 42,7 mm
Rasti 30	P 1- 1 - 37,5 mm	P 1- 1 - 37,4 mm
	M 2- M2 - 50 mm	M 2- M2 – 49,8 mm
Rasti 31	P 1- 1 - 27 mm	P 1- 1 - 26,9 mm
	M 2- M2 - 40,3 mm	M 2- M2 - 40 mm
Rasti 32	P 1- 1 - 35 mm	P 1- 1 - 34,8 mm
	M 2- M2 - 50 mm	M 2- M2 - 49,8 mm
Rasti 33	P 1- 1 - 31,5 mm	P 1- 1 - 31,4 mm
	M 2- M2 - 46,1 mm	M 2- M2 - 46 mm
Rasti 34	P 1- 1 - 35,8 mm	P 1- 1 - 35,6 mm
	M 2- M2 – 49,1 mm	M 2- M2 - 49 mm
Rasti 35	P 1- 1 - 38 mm	P 1- 1 - 37,9 mm
	M 2- M2 – 45,6 mm	M 2- M2 - 45,3 mm
Rasti 36	P 1- 1 - 33. mm	P 1- 1 - 32,8 mm
	M 2- M2 - 42,3 mm	M 2- M2 – 42,1 mm
Rasti 37	P 1- 1 - 38,7mm	P 1- 1 - 38,5 mm
	M 2- M2 - 50,2mm	M 2- M2 - 50 mm
Rasti 38	P 1- 1 - 33,9 mm	P 1- 1 - 33,7 mm
	M 2- M2 - 46,9 mm	M 2- M2 - 46,7mm
Rasti 39	P 1- 1 - 31,5 mm	P 1- 1 - 31,3 mm
	M 2- M2 – 43,5 mm	M 2- M2 – 43,1 mm
Rasti 40	P 1- 1 - 37,9 mm	P 1- 1 - 37,5 mm
	M 2- M2 – 51,6 mm	M 2- M2 - 51,2 mm
Rasti 41	P 1- 1 - 34 mm	P 1- 1 - 33,9 mm
	M 2- M2 - 46,3 mm	M 2- M2 - 46 mm
Rasti 42	P 1- 1 - 37,1 mm	P 1- 1 - 37 mm
	M 2- M2 – 52,2 mm	M 2- M2 - 51,8 mm
Rasti 43	P 1- 1 - 33,1 mm	P 1- 1 - 32,9 mm
	M 2- M2 - 44,5 mm	M 2- M2 – 44,1 mm
Rasti 44	P 1- 1 - 35,9 mm	P 1- 1 - 35,7 mm

Vlerat e marra gjatë polimerizimit me sistemin Vertex		
Rastet Klinike	Para Polimerizimit Vertex	Pas Polimerizimit
	M 2- M2 - 49 mm	M 2- M2 - 49 mm
Rasti 45	P 1- 1 - 31,2 mm	P 1- 1 - 31 mm
	M 2- M2 - 45,3 mm	M 2- M2 - 45 mm
Rasti 46	P 1- 1 - 33,5 mm	P 1- 1 - 33,4 mm
	M 2- M2 - 42,3 mm	M 2- M2 - 41,9 mm
Rasti 47	P 1- 1 - 38 mm	P 1- 1 - 37,8mm
	M 2- M2 - 50,7 mm	M 2- M2 - 50,5mm
Rasti 48	P 1- 1 - 33 mm	P 1- 1 - 33 mm
	M 2- M2 - 46,1 mm	M 2- M2 - 46 mm
Rasti 49	P 1- 1 - 31,9 mm	P 1- 1 - 31,4 mm
	M 2- M2 - 43,8 mm	M 2- M2 - 43,5 mm
Rasti 50	P 1- 1 - 37,8 mm	P 1- 1 - 37,5 mm
	M 2- M2 - 51 mm	M 2- M2 - 50,7 mm
Rasti 51	P 1- 1 - 32 mm	P 1- 1 - 31,9 mm
	M 2- M2 - 46,3 mm	M 2- M2 - 46 mm
Rasti 52	P 1- 1 - 39 mm	P 1- 1 - 38,7 mm
	M 2- M2 - 52,6 mm	M 2- M2 - 52 mm
Rasti 53	P 1- 1 - 39,5 mm	P 1- 1 - 38,5 mm
	M 2- M2 - 46,2 mm	M 2- M2 - 46 mm
Rasti 54	P 1- 1 - 35,9 mm	P 1- 1 - 35,4 mm
	M 2- M2 - 49,5 mm	M 2- M2 - 49,1 mm
Rasti 55	P 1- 1 - 31,9 mm	P 1- 1 - 31,5 mm
	M 2- M2 - 45,8 mm	M 2- M2 - 45,3 mm
Rasti 56	P 1- 1 - 38,5 mm	P 1- 1 - 37,1 mm
	M 2- M2 - 42,9 mm	M 2- M2 - 43,6 mm
Rasti 57	P 1- 1 - 38,7 mm	P 1- 1 - 38,4 mm
	M 2- M2 - 50,1 mm	M 2- M2 - 49,4 mm
Rasti 58	P 1- 1 - 33,8 mm	P 1- 1 - 33,4 mm
	M 2- M2 - 46,1mm	M 2- M2 - 45,8 mm
Rasti 59	P 1- 1 - 31,6 mm	P 1- 1 - 31,1 mm
	M 2- M2 - 43,2 mm	M 2- M2 - 43 mm
Rasti 60	P 1- 1 - 37,6 mm	P 1- 1 - 37,1 mm
	M 2- M2 - 51,8 mm	M 2- M2 - 51,2 mm
Rasti 61	P 1- 1 - 30 mm	P 1- 1 - 29,5mm
	M 2- M2 - 47 mm	M 2- M2 - 46 mm
Rasti 62	P 1- 1 - 31 mm	P 1- 1 - 30,8 mm
	M 2- M2 - 51 mm	M 2- M2 - 50,6 mm
Rasti 63	P 1- 1 - 21,9 mm	P 1- 1 - 21,4 mm
	M 2- M2 - 49 mm	M 2- M2 - 48 mm
Rasti 64	P 1- 1 - 33,9 mm	P 1- 1 - 33,5 mm
	M 2- M2 - 54 mm	M 2- M2 - 52,9 mm
Rasti 65	P 1- 1 - 29,1 mm	P 1- 1 - 28,3 mm
	M 2- M2 - 49,1 mm	M 2- M2 - 48,3 mm
Rasti 66	P 1- 1 - 39,8 mm	P 1- 1 - 39,5 mm
	M 2- M2 - 50,4 mm	M 2- M2 - 50,2 mm
Rasti 67	P 1- 1 - 22,9 mm	P 1- 1 - 22 mm
	M 2- M2 - 51 mm	M 2- M2 - 50 mm
Rasti 68	P 1- 1 - 35,1 mm	P 1- 1 - 35 mm

Vlerat e marra gjatë polimerizimit me sistemin Vertex		
Rastet Klinike	Para Polimerizimit Vertex	Pas Polimerizimit
	M 2- M2 - 51.92 mm	M 2- M2 - 51 mm
Rasti 69	P 1- 1 - 29.3 mm	P 1- 1 - 29 mm
	M 2- M2 - 48 mm	M 2- M2 - 47.4 mm
Rasti 70	P 1- 1 - 34.4 mm	P 1- 1 - 34 mm
	M 2- M2 - 50.8 mm	M 2- M2 - 50. mm
Rasti 71	P 1- 1 - 36.9 mm	P 1- 1 - 36.8 mm
	M 2- M2 - 53.8 mm	M 2- M2 - 53,6 mm
Rasti 72	P 1- 1 - 40.4 mm	P 1- 1 - 40.2 mm
	M 2- M2 - 55.8 mm	M 2- M2 - 55.7mm
Rasti 73	P 1- 1 - 34.4 mm	P 1- 1 - 34 mm
	M 2- M2 - 50.8 mm	M 2- M2 - 50. mm
Rasti 74	P 1- 1 - 35.4 mm	P 1- 1 - 35.1 mm
	M 2- M2 - 52.5 mm	M 2- M2 - 52.3mm
Rasti 75	P 1- 1 - 44.4 mm	P 1- 1 - 44.1 mm
	M 2- M2 - 58.8 mm	M 2- M2 - 58.5 mm
Rasti 76	P 1- 1 - 32.4 mm	P 1- 1 - 32 mm
	M 2- M2 - 49.8 mm	M 2- M2 - 49.5 mm
Rasti 77	P 1- 1 - 35.8 mm	P 1- 1 - 35.4 mm
	M 2- M2 - 54.8 mm	M 2- M2 - 54.2 mm
Rasti 78	P 1- 1 - 31.4 mm	P 1- 1 - 31 mm
	M 2- M2 - 48.8 mm	M 2- M2 - 48.3 mm
Rasti 79	P 1- 1 - 29.4 mm	P 1- 1 - 29 mm
	M 2- M2 - 43.5 mm	M 2- M2 - 43.1 mm
Rasti 80	P 1- 1 - 31.2 mm	P 1- 1 - 30.9 mm
	M 2- M2 - 46.8 mm	M 2- M2 - 46.2 mm
Rasti 81	P 1- 1 - 33 mm	P 1- 1 - 32.7 mm
	M 2- M2 - 48.3 mm	M 2- M2 - 48 mm
Rasti 82	P 1- 1 - 37,7 mm	P 1- 1 - 37,2 mm
	M 2- M2 - 52,9 mm	M 2- M2 - 52.8 mm
Rasti 83	P 1- 1 - 30.5 mm	P 1- 1 - 30.1 mm
	M 2- M2 - 41.5 mm	M 2- M2 - 41 mm
Rasti 84	P 1- 1 - 35,9 mm	P 1- 1 - 35,2 mm
	M 2- M2 - 49,8 mm	M 2- M2 - 49.5 mm
Rasti 85	P 1- 1 - 31,3 mm	P 1- 1 - 31 mm
	M 2- M2 - 45,1 mm	M 2- M2 - 44.8 mm
Rasti 86	P 1- 1 - 33.5 mm	P 1- 1 - 33 mm
	M 2- M2 - 42.7 mm	M 2- M2 - 42.3 mm
Rasti 87	P 1- 1 - 36,8 mm	P 1- 1 - 36.5 mm
	M 2- M2 - 50.9 mm	M 2- M2 - 50.5mm
Rasti 88	P 1- 1 - 33,4 mm	P 1- 1 - 33 mm
	M 2- M2 - 46,1 mm	M 2- M2 - 45.7mm
Rasti 89	P 1- 1 - 31,5 mm	P 1- 1 - 31 mm
	M 2- M2 - 43,6 mm	M 2- M2 - 43.1 mm
Rasti 90	P 1- 1 - 37 mm	P 1- 1 - 36.5 mm
	M 2- M2 - 51 mm	M 2- M2 - 50.2 mm
Rasti 91	P 1- 1 - 34,5 mm	P 1- 1 - 34.3 mm
	M 2- M2 - 49.3 mm	M 2- M2 - 49,1 mm
Rasti 92	P 1- 1 - 39,7 mm	P 1- 1 - 39,4 mm

Vlerat e marra gjatë polimerizimit me sistemin Vertex		
Rastet Klinike	Para Polimerizimit Vertex	Pas Polimerizimit
	M 2- M2 – 53,8 mm	M 2- M2 - 53.7 mm
Rasti 93	P 1- 1 - 32.5 mm	P 1- 1 - 32.2 mm
	M 2- M2 - 43.5 mm	M 2- M2 – 43,1 mm
Rasti 94	P 1- 1 - 34,9 mm	P 1- 1 - 34,2 mm
	M 2- M2 – 48,8 mm	M 2- M2 - 48.6 mm
Rasti 95	P 1- 1 - 36,3 mm	P 1- 1 - 36 mm
	M 2- M2 – 49,1 mm	M 2- M2 - 48.8 mm
Rasti 96	P 1- 1 - 31.5 mm	P 1- 1 - 31,2 mm
	M 2- M2 - 41.7 mm	M 2- M2 - 41.4 mm
Rasti 97	P 1- 1 - 36,1 mm	P 1- 1 - 36 mm
	M 2- M2 - 50.1 mm	M 2- M2 - 49.7mm
Rasti 98	P 1- 1 - 35,4 mm	P 1- 1 - 35 mm
	M 2- M2 - 49,1 mm	M 2- M2 - 48.7mm
Rasti 99	P 1- 1 - 35,5 mm	P 1- 1 - 35,1 mm
	M 2- M2 – 43,8 mm	M 2- M2 - 43.3 mm
Rasti 100	P 1- 1 - 37.1 mm	P 1- 1 - 36.7 mm
	M 2- M2 – 49,2 mm	M 2- M2 – 48,8 mm

Tabela 6 Vlerat e marra gjatë polimerizimit me sistemin Tradicional

Vlerat e marra gjatë polimerizimit me sistemin Tradicional		
Rastet Klinike	Para Polimerizimit Tradicional	Pas Polimerizimit
Rasti 1	P 1- 1 - 31 mm	P 1- 1 - 30.6 mm
	M 2- M2 - 42.3 mm	M 2- M2 – 41,8 mm
Rasti 2	P 1- 1 - 37,3 mm	P 1- 1 - 36,9 mm
	M 2- M2 – 52,5 mm	M 2- M2 – 52 mm
Rasti 3	P 1- 1 - 33.5 mm	P 1- 1 - 32,9 mm
	M 2- M2 - 43.5 mm	M 2- M2 – 43,1 mm
Rasti 4	P 1- 1 - 36,1 mm	P 1- 1 - 35,6 mm
	M 2- M2 - 42 mm	M 2- M2 - 41.2 mm
Rasti 5	P 1- 1 - 31,5 mm	P 1- 1 - 31 mm
	M 2- M2 – 43,3 mm	M 2- M2 - 43 mm
Rasti 6	P 1- 1 - 32.5 mm	P 1- 1 - 32 mm
	M 2- M2 - 42.1 mm	M 2- M2 - 41.6 mm
Rasti 7	P 1- 1 - 38,1mm	P 1- 1 - 37.6 mm
	M 2- M2 - 50.6 mm	M 2- M2 - 50.1 mm
Rasti 8	P 1- 1 - 32,2 mm	P 1- 1 - 31,7 mm
	M 2- M2 - 44,1 mm	M 2- M2 - 43,5 mm
Rasti 9	P 1- 1 - 31,9 mm	P 1- 1 - 31,5 mm
	M 2- M2 – 43,7 mm	M 2- M2 – 43,4 mm
Rasti 10	P 1- 1 - 36,1 mm	P 1- 1 - 35,8 mm
	M 2- M2 – 50,1 mm	M 2- M2 – 49,4 mm
Rasti 11	P 1- 1 - 36,1 mm	P 1- 1 - 35.4 mm
	M 2- M2 - 49.2 mm	M 2- M2 – 48,7 mm
Rasti 12	P 1- 1 - 37,5 mm	P 1- 1 - 37 mm
	M 2- M2 – 52,4 mm	M 2- M2 - 51.9 mm

Vlerat e marra gjatë polimerizimit me sistemin Tradicional		
Rastet Klinike	Para Polimerizimit Tradicional	Pas Polimerizimit
Rasti 13	P 1- 1 - 33.5 mm	P 1- 1 - 33 mm
	M 2- M2 - 46.1 mm	M 2- M2 - 45,5 mm
Rasti 14	P 1- 1 - 35,8 mm	P 1- 1 - 35,3 mm
	M 2- M2 - 48,1 mm	M 2- M2 - 47,6 mm
Rasti 15	P 1- 1 - 34,9 mm	P 1- 1 - 34,1 mm
	M 2- M2 - 45,1 mm	M 2- M2 - 44,3 mm
Rasti 16	P 1- 1 - 33,2 mm	P 1- 1 - 32,5 mm
	M 2- M2 - 45 mm	M 2- M2 - 44,5 mm
Rasti 17	P 1- 1 - 31,9 mm	P 1- 1 - 31,4 mm
	M 2- M2 - 44,9 mm	M 2- M2 - 44,3 mm
Rasti 18	P 1- 1 - 35,3 mm	P 1- 1 - 34,7 mm
	M 2- M2 - 44,5 mm	M 2- M2 - 44 mm
Rasti 19	P 1- 1 - 31,2 mm	P 1- 1 - 30,7 mm
	M 2- M2 - 40,2 mm	M 2- M2 - 39,6 mm
Rasti 20	P 1- 1 - 31,9 mm	P 1- 1 - 31,2 mm
	M 2- M2 - 44,5 mm	M 2- M2 - 44 mm
Rasti 21	P 1- 1 - 32,1 mm	P 1- 1 - 31,7 mm
	M 2- M2 - 42,9 mm	M 2- M2 - 42,3 mm
Rasti 22	P 1- 1 - 31,3 mm	P 1- 1 - 30,7 mm
	M 2- M2 - 45,9 mm	M 2- M2 - 45,5 mm
Rasti 23	P 1- 1 - 35,5 mm	P 1- 1 - 35,1 mm
	M 2- M2 - 43,5 mm	M 2- M2 - 43 mm
Rasti 24	P 1- 1 - 30,9 mm	P 1- 1 - 30,4 mm
	M 2- M2 - 43,7 mm	M 2- M2 - 43,4 mm
Rasti 25	P 1- 1 - 31,7 mm	P 1- 1 - 31,3 mm
	M 2- M2 - 45,6 mm	M 2- M2 - 45,1 mm
Rasti 26	P 1- 1 - 31,5 mm	P 1- 1 - 31,1 mm
	M 2- M2 - 45,9 mm	M 2- M2 - 45,1 mm
Rasti 27	P 1- 1 - 35,7mm	P 1- 1 - 35,1 mm
	M 2- M2 - 46,8 mm	M 2- M2 - 46,2 mm
Rasti 28	P 1- 1 - 33,6 mm	P 1- 1 - 33,2 mm
	M 2- M2 - 46,1mm	M 2- M2 - 45,3 mm
Rasti 29	P 1- 1 - 31,5 mm	P 1- 1 - 31 mm
	M 2- M2 - 42,1 mm	M 2- M2 - 41,5 mm
Rasti 30	P 1- 1 - 32,5 mm	P 1- 1 - 32,1 mm
	M 2- M2 - 47 mm	M 2- M2 - 46,4 mm
Rasti 31	P 1- 1 - 31 mm	P 1- 1 - 30,3 mm
	M 2- M2 - 40,3 mm	M 2- M2 - 39,4 mm
Rasti 32	P 1- 1 - 35,8 mm	P 1- 1 - 35,2 mm
	M 2- M2 - 50,2 mm	M 2- M2 - 49,8 mm
Rasti 33	P 1- 1 - 34,5 mm	P 1- 1 - 34,1 mm
	M 2- M2 - 46,1 mm	M 2- M2 - 45,5 mm
Rasti 34	P 1- 1 - 35,1 mm	P 1- 1 - 34,4 mm
	M 2- M2 - 47,1 mm	M 2- M2 - 46,2 mm
Rasti 35	P 1- 1 - 38,5 mm	P 1- 1 - 37,4 mm
	M 2- M2 - 45,9 mm	M 2- M2 - 45,2 mm
Rasti 36	P 1- 1 - 33,8. mm	P 1- 1 - 33,3 mm
	M 2- M2 - 42,8 mm	M 2- M2 - 42,3 mm

Vlerat e marra gjatë polimerizimit me sistemin Tradicional		
Rastet Klinike	Para Polimerizimit Tradicional	Pas Polimerizimit
Rasti 37	P 1- 1 - 38,1 mm	P 1- 1 - 37,5 mm
	M 2- M2 - 50 mm	M 2- M2 - 49,3 mm
Rasti 38	P 1- 1 - 33,1 mm	P 1- 1 - 32,4 mm
	M 2- M2 - 44,9 mm	M 2- M2 - 44,3 mm
Rasti 39	P 1- 1 - 31,7 mm	P 1- 1 - 31,2 mm
	M 2- M2 - 43,5 mm	M 2- M2 - 43 mm
Rasti 40	P 1- 1 - 34,9 mm	P 1- 1 - 34,2 mm
	M 2- M2 - 47,6 mm	M 2- M2 - 47,1 mm
Rasti 41	P 1- 1 - 34,3 mm	P 1- 1 - 33,9 mm
	M 2- M2 - 45,3 mm	M 2- M2 - 44,8 mm
Rasti 42	P 1- 1 - 37,5 mm	P 1- 1 - 37,1 mm
	M 2- M2 - 52,8 mm	M 2- M2 - 52,2 mm
Rasti 43	P 1- 1 - 36,1 mm	P 1- 1 - 35,3 mm
	M 2- M2 - 48,5 mm	M 2- M2 - 47,9 mm
Rasti 44	P 1- 1 - 35,5 mm	P 1- 1 - 35,1 mm
	M 2- M2 - 49,7 mm	M 2- M2 - 49 mm
Rasti 45	P 1- 1 - 33,2 mm	P 1- 1 - 32,4 mm
	M 2- M2 - 44,3 mm	M 2- M2 - 43,7 mm
Rasti 46	P 1- 1 - 32,5 mm	P 1- 1 - 32,1 mm
	M 2- M2 - 41,3 mm	M 2- M2 - 40,8 mm
Rasti 47	P 1- 1 - 38,4 mm	P 1- 1 - 37,8 mm
	M 2- M2 - 50,2 mm	M 2- M2 - 49,5 mm
Rasti 48	P 1- 1 - 33,5 mm	P 1- 1 - 33,1 mm
	M 2- M2 - 47,1 mm	M 2- M2 - 46,4 mm
Rasti 49	P 1- 1 - 32,9 mm	P 1- 1 - 32,4 mm
	M 2- M2 - 43,7 mm	M 2- M2 - 43,4 mm
Rasti 50	P 1- 1 - 35,8 mm	P 1- 1 - 35,2 mm
	M 2- M2 - 51,3 mm	M 2- M2 - 50,5 mm
Rasti 51	P 1- 1 - 32,5 mm	P 1- 1 - 31,8 mm
	M 2- M2 - 46,5 mm	M 2- M2 - 46 mm
Rasti 52	P 1- 1 - 39,7 mm	P 1- 1 - 39,1 mm
	M 2- M2 - 51,6 mm	M 2- M2 - 51 mm
Rasti 53	P 1- 1 - 39,1 mm	P 1- 1 - 38,7 mm
	M 2- M2 - 46,2 mm	M 2- M2 - 45,8 mm
Rasti 54	P 1- 1 - 35,1 mm	P 1- 1 - 34,6 mm
	M 2- M2 - 45,5 mm	M 2- M2 - 44,8 mm
Rasti 55	P 1- 1 - 33,9 mm	P 1- 1 - 33,3 mm
	M 2- M2 - 46,8 mm	M 2- M2 - 46,2 mm
Rasti 56	P 1- 1 - 37,2 mm	P 1- 1 - 36,6 mm
	M 2- M2 - 45,9 mm	M 2- M2 - 45,3 mm
Rasti 57	P 1- 1 - 36,5 mm	P 1- 1 - 35,8 mm
	M 2- M2 - 48,1 mm	M 2- M2 - 47,4 mm
Rasti 58	P 1- 1 - 35,8 mm	P 1- 1 - 35,3 mm
	M 2- M2 - 47,1 mm	M 2- M2 - 46,6 mm
Rasti 59	P 1- 1 - 33,6 mm	P 1- 1 - 32,8 mm
	M 2- M2 - 45,2 mm	M 2- M2 - 44,6 mm
Rasti 60	P 1- 1 - 35,8 mm	P 1- 1 - 35,1 mm
	M 2- M2 - 47,8 mm	M 2- M2 - 47,1 mm

Vlerat e marra gjatë polimerizimit me sistemin Tradicional		
Rastet Klinike	Para Polimerizimit Tradicional	Pas Polimerizimit
Rasti 61	P 1- 1 - 33,8 mm	P 1- 1 - 33,4 mm
	M 2- M2 – 47,7 mm	M 2- M2 – 47,3 mm
Rasti 62	P 1- 1 - 31,8 mm	P 1- 1 - 31,1 mm
	M 2- M2 – 51,9 mm	M 2- M2 – 51,1 mm
Rasti 63	P 1- 1 - 31,9 mm	P 1- 1 - 31,2 mm
	M 2- M2 – 48,3 mm	M 2- M2 – 47,8 mm
Rasti 64	P 1- 1 - 31,4 mm	P 1- 1 - 30,8 mm
	M 2- M2 - 44 mm	M 2- M2 - 43,5 mm
Rasti 65	P 1- 1 - 35,1 mm	P 1- 1 - 34,7 mm
	M 2- M2 - 45,1 mm	M 2- M2 – 44,6 mm
Rasti 66	P 1- 1 - 37,8 mm	P 1- 1 - 37,1 mm
	M 2- M2 - 46,7 mm	M 2- M2 - 46,1 mm
Rasti 67	P 1- 1 - 32,9 mm	P 1- 1 - 32,2 mm
	M 2- M2 - 47 mm	M 2- M2 – 46,4 mm
Rasti 68	P 1- 1 - 35,4 mm	P 1- 1 - 35 mm
	M 2- M2 - 50,1 mm	M 2- M2 – 49,5 mm
Rasti 69	P 1- 1 - 32,6 mm	P 1- 1 - 32 mm
	M 2- M2 – 48,8 mm	M 2- M2 - 48,2 mm
Rasti 70	P 1- 1 - 33,4 mm	P 1- 1 - 33 mm
	M 2- M2 - 50,2 mm	M 2- M2 - 49,5 mm
Rasti 71	P 1- 1 - 34,9 mm	P 1- 1 - 34,3 mm
	M 2- M2 - 50,8 mm	M 2- M2 - 50,1 mm
Rasti 72	P 1- 1 - 42,4 mm	P 1- 1 - 42 mm
	M 2- M2 - 52,2 mm	M 2- M2 - 51,5 mm
Rasti 73	P 1- 1 - 31,4 mm	P 1- 1 - 30,8 mm
	M 2- M2 - 48,4 mm	M 2- M2 - 47,8 mm
Rasti 74	P 1- 1 - 35,1 mm	P 1- 1 - 34,6 mm
	M 2- M2 - 51,5 mm	M 2- M2 - 51,1 mm
Rasti 75	P 1- 1 - 43,4 mm	P 1- 1 - 42,5 mm
	M 2- M2 - 53,8 mm	M 2- M2 - 53,1 mm
Rasti 76	P 1- 1 - 32,1 mm	P 1- 1 - 31,6 mm
	M 2- M2 - 47,8 mm	M 2- M2 - 47,2 mm
Rasti 77	P 1- 1 - 32,9 mm	P 1- 1 - 32,2 mm
	M 2- M2 - 51,8 mm	M 2- M2 - 51,1 mm
Rasti 78	P 1- 1 - 31,4 mm	P 1- 1 - 30,8 mm
	M 2- M2 - 47,8 mm	M 2- M2 - 47,1 mm
Rasti 79	P 1- 1 - 30,4 mm	P 1- 1 - 30 mm
	M 2- M2 - 41,9 mm	M 2- M2 - 41,2 mm
Rasti 80	P 1- 1 - 31,7 mm	P 1- 1 - 31,1 mm
	M 2- M2 - 44,8 mm	M 2- M2 - 44 mm
Rasti 81	P 1- 1 - 33,4 mm	P 1- 1 - 32,9 mm
	M 2- M2 - 48,3 mm	M 2- M2 – 47,7 mm
Rasti 82	P 1- 1 - 37,2 mm	P 1- 1 - 36,8 mm
	M 2- M2 – 52,9 mm	M 2- M2 - 52,2 mm
Rasti 83	P 1- 1 - 33,5 mm	P 1- 1 - 33 mm
	M 2- M2 - 40,5 mm	M 2- M2 - 40 mm
Rasti 84	P 1- 1 - 35,6 mm	P 1- 1 - 34,9 mm
	M 2- M2 – 47,8 mm	M 2- M2 - 47,2 mm

Vlerat e marra gjatë polimerizimit me sistemin Tradicional		
Rastet Klinike	Para Polimerizimit Tradicional	Pas Polimerizimit
Rasti 85	P 1- 1 - 31,8 mm	P 1- 1 - 31,2 mm
	M 2- M2 – 43,1 mm	M 2- M2 - 42.6 mm
Rasti 86	P 1- 1 - 33.5 mm	P 1- 1 - 33,1 mm
	M 2- M2 - 42.9 mm	M 2- M2 - 42.3 mm
Rasti 87	P 1- 1 - 35,8 mm	P 1- 1 - 35.1 mm
	M 2- M2 - 47.3 mm	M 2- M2 - 46.4 mm
Rasti 88	P 1- 1 - 32,4 mm	P 1- 1 - 32 mm
	M 2- M2 - 45,1 mm	M 2- M2 - 44.2 mm
Rasti 89	P 1- 1 - 34,5 mm	P 1- 1 - 34 mm
	M 2- M2 – 43,2 mm	M 2- M2 - 42.7 mm
Rasti 90	P 1- 1 - 33,4 mm	P 1- 1 - 33 mm
	M 2- M2 – 49,8 mm	M 2- M2 – 49,1 mm
Rasti 91	P 1- 1 - 32,5 mm	P 1- 1 - 32.1 mm
	M 2- M2 - 42.3 mm	M 2- M2 – 41,8 mm
Rasti 92	P 1- 1 - 33,7 mm	P 1- 1 - 33,1 mm
	M 2- M2 – 46,8 mm	M 2- M2 - 46.3 mm
Rasti 93	P 1- 1 - 33.8 mm	P 1- 1 - 33.2 mm
	M 2- M2 - 44.7 mm	M 2- M2 – 44,2 mm
Rasti 94	P 1- 1 - 34,5 mm	P 1- 1 - 33,8 mm
	M 2- M2 – 47,9 mm	M 2- M2 - 47.5 mm
Rasti 95	P 1- 1 - 34,9 mm	P 1- 1 - 34,1 mm
	M 2- M2 – 47,4 mm	M 2- M2 - 46.8 mm
Rasti 96	P 1- 1 - 34.8 mm	P 1- 1 - 34,1 mm
	M 2- M2 - 46.9 mm	M 2- M2 - 46.3 mm
Rasti 97	P 1- 1 - 31,5 mm	P 1- 1 - 30,7 mm
	M 2- M2 - 48.4 mm	M 2- M2 - 47.7mm
Rasti 98	P 1- 1 - 34,7 mm	P 1- 1 - 34,1 mm
	M 2- M2 - 46,5 mm	M 2- M2 - 45.8 mm
Rasti 99	P 1- 1 - 34,7 mm	P 1- 1 - 34,1 mm
	M 2- M2 – 43,9 mm	M 2- M2 - 43.3 mm
Rasti 100	P 1- 1 - 32.6 mm	P 1- 1 - 31.7 mm
	M 2- M2 – 47,4 mm	M 2- M2 – 46,8 mm

4.1 ANALIZA STATISTIKORE

Analiza e të dhënave u krye me paketën SPSS (Statistical Package for Social Sciences) 25.0.

Variablet e vazhdueshëm, kur të dhënat që i nënshtroheshin shpërndarjes normale, u paraqitën si mesatare aritmetike \pm deviacionet standarde përkatëse.

Diferencat mes grupeve për variable të vazhdueshëm u analizuan me anë të testit të Studentit për dy mostra çifte dhe atij për dy mostra të pavarura.

Diferencat mes grupeve për variable cilësorë u analizuan me anë të testit hi-katror.

Paraqitja e të dhënave u krye me anë të tabelave të thjeshta dhe të përbëra, si dhe përmes grafikëve të tipit box plot dhe diagram vijor. U konsideruan sinjifikante vlerat e $p \leq 5\%$.

Tabela 7 Rezultatet

Metoda		Mesatare	N	SD	Mesatare e diferencës para dhe pas	SD e diferencës së mesatares	Vlera t*	Df	Vlera p	
Vertex	Krahasimi 1	P1_1para	34.48	100	3.49	.325	.261	12.430	99	<.0001
		P1_1pas	34.15	100	3.52					
	Krahasimi 2	M2_M2para	46.57	100	3.16	.397	.117	29.141	99	<.0001
		M2_M2pas	46.23	100	3.15					
Tradicional	Krahasimi 1	P1_1para	34.20	100	2.48	.337	.109	30.959	99	<.0001
		P1_1pas	33.86	100	2.49					
	Krahasimi 2	M2_M2para	48.08	100	3.67	.342	.272	14.578	99	<.0001
		M2_M2pas	47.68	100	3.67					

**testi i Studentit për dy mostra çifte*

Përmes testit të Studentit për dy mostra çifte, rezultojnë se ka një reduktim të dukshëm të parametrave, si për P1 ashtu edhe për M2, menjëherë pas polimerizimit, të krahasuara me ato para polimerizimit në të dyja metodat, Vertex dhe ajo tradicionale, me një ndryshim statistikisht të rëndësishëm mes tyre ($p < 0.001$).

Tabela 8

Metoda		N	Mesatarja e ndryshimit para dhe pas	SD	vlera t	Df	Vlera p
ndryshimi_p1_para_pas	vertex	100	-.33	.26	.424	198	.672
	tradicional	100	-.37	.11			
ndryshimi_M2_para_pas	vertex	100	-.34	.27	-1.861	198	.065
	tradicional	100	-.40	.12			

** testi i Studentit për dy mostra të pavarura*

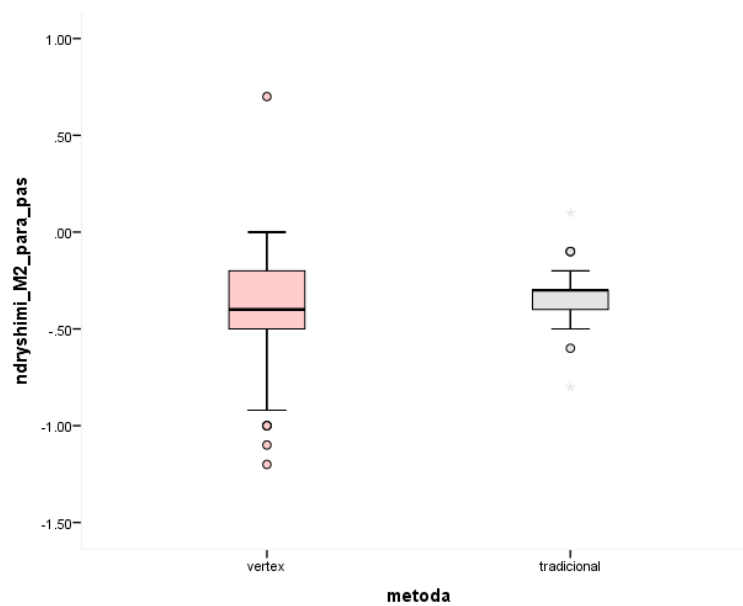
Duke krahasuar masën e ndryshimit mes matjeve para dhe menjëherë pas polimerizimit, përmes testit të Studentit për dy mostra të pavarura, rezultojnë se P1 reduktohet më shumë në metodën tradicionale (0.37mm), kundrejt Vertex (0.33mm), po kështu, M2 reduktohet më shumë në metodën tradicionale (0.40mm), kundrejt

metodës Vertex (0.34mm), me një ndryshim statistikiqsh të rëndësishëm mes tyre ($p \leq 5\%$).

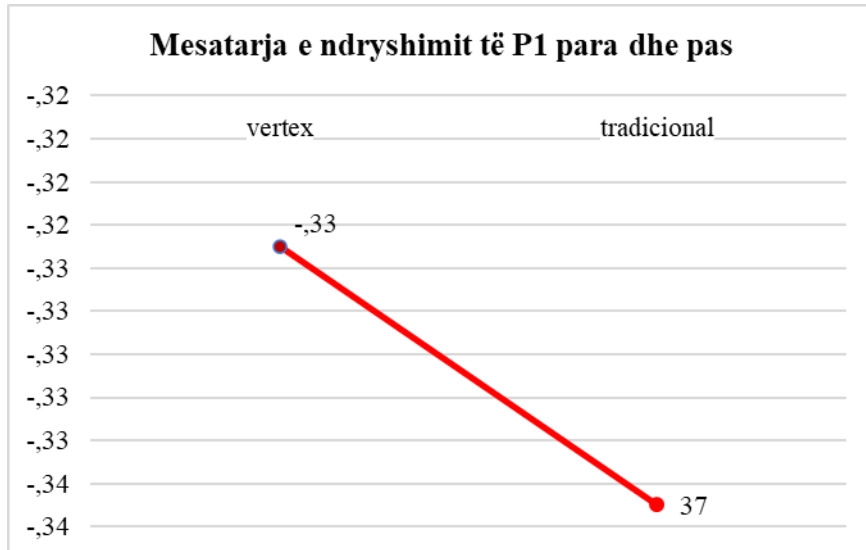
Rezulton se:

Nga studimi i vlerave të matjeve të bëra në protezat e polimerizuara, lidhur me ndryshimet dimensionale si rezultat i tkurrjes së materialit, u konkludua që:

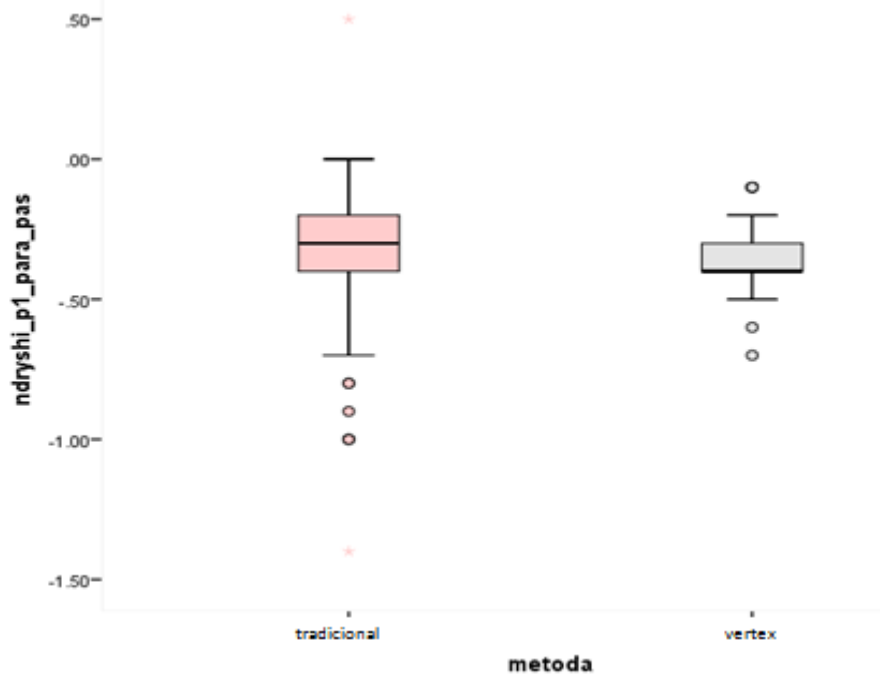
- Në protezat e polimerizuara me sistemin Vertex tkurrja ishte **0.91 %**, ndërsa në protezat e polimerizuara me nxehtësi tkurrja ishte **1.25%**.
- Tkurrja dimensionale ishte **0.34%** më e madhe në protezat e polimerizuara në nxehtësi.
- Në protezat e polimerizuara në sistemin Vertex Castavaria tkurrja në nivel të premolarit të parë ishte **0.67%**, ndërsa në nivel molari **1.08%**.
- Në protezat e polimerizuara në nxehtësi tkurrja në nivel premolari ishte **1.4%**, ndërsa në nivel molari **1.54 %**.



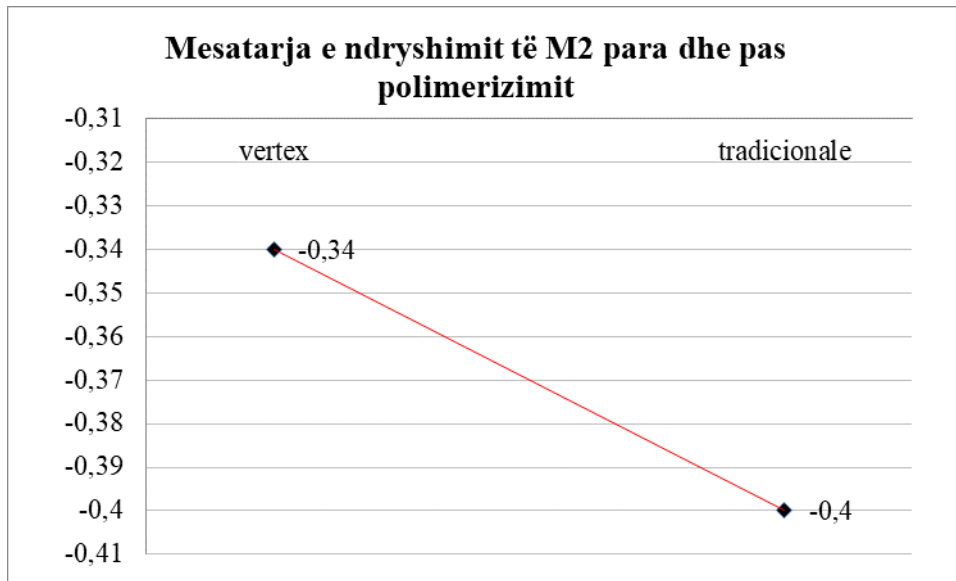
Grafiku 5 Vlera mesatare e ndryshimit të P1 mes matjeve para dhe menjëherë pas polimerizimit



Grafiku 6 Masa e ndryshimit të P1 mes matjeve para dhe menjëherë pas polimerizimit



Grafiku 7 Vlera mesatare e ndryshimit të M2 mes matjeve para dhe menjëherë pas polimerizimit



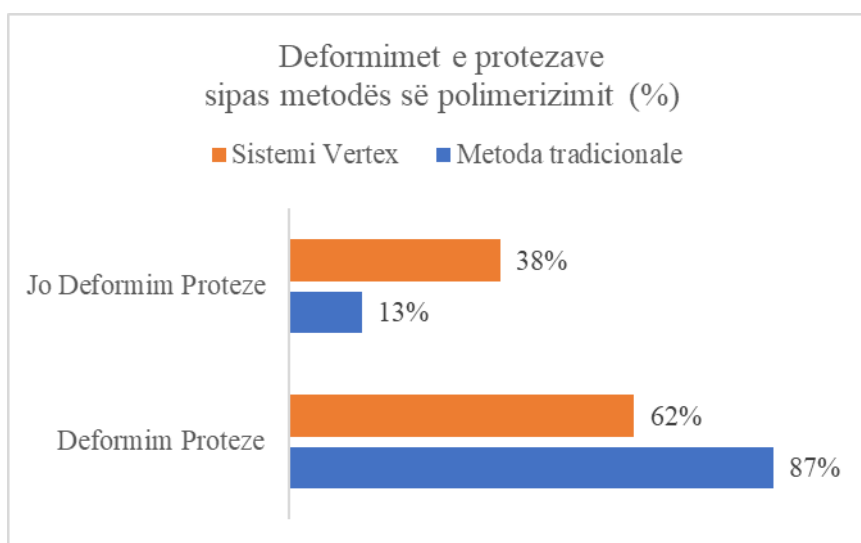
Grafiku 8 Masa e ndryshimit të M2 mes matjeve para dhe pas polimerizimit

Në të dy grupet e pacientëve të përfshirë në studimin tonë dhe të trajtuar me të dy llojet e protezave totale (polimerizimit tradicional me kompresion dhe me nxehtësi dhe polimerizimit me metodën Vertex Castavaria) u bënë vlerësimet, duke analizuar ndryshimet dimensionale pas polimerizimit të protezave të përgatitura me anë të dy metodave, nga ku rezulton se deformim të protezës pati më shumë në grupin me polimerizim tradicional (87 pacientë - 87%) kundrejt 62 pacientëve (62 %) në të cilët konstatuam deformim në grupin e polimerizimit me sistemin Vertex Castavaria, me një diferencë statistikisht të rëndësishme mes tyre ($p < 0.001$).

Tabela 9 Deformimi i protezave në dy metodat e ndryshme të polimerizimit

Metoda e polimerizimit	Deformim proteze	
	Po	Jo
Metoda tradicionale	87 (87%)	13 (13%)
Sistemi Vertex	62 (62%)	38 (38%)

(hi-katror, $p < 0.001$)



Grafiku 9 Deformimi i protezave në dy metodat e ndryshme të polimerizimit

- Përsa i përket ngritjes së lartësisë së okluzionit pas polimerizimit, është vënë re se është një nga problemet kryesore në fazën e vendosjes së protezës së përfunduar në gojë (99,100,101). Në analizën e Lartësisë së okluzionit pas polimerizimit në protezat e përgatitura në të dy grupet, u vu re një ngritje e konsiderueshme (mbi 1mm) e DVOQ në metodën Vertex në 6 % të rasteve, ndërsa në protezat tradicionale në rreth 17% të rasteve. Këto rezultate janë të përafërta me rezultate të autorëve shqiptarë dhe të huaj. (2,109,102,103, 104,105,106,107). Në metodën tradicionale ngritja e lartësisë së okluzionit

lidhet ngushtë me zbatimin e rregullave edhe në heqjen e tepricave të rezinës ndërmjet dy pjesëve të muflës, ndërkohë që në sistemin Vertex nuk ka një fazë të tillë të heqjes së tepricave (107,108,109,110)

- Lidhur me *parakontaktet në momentin e vendosjes së protezave*, problem që haset shpesh në fazën definitive të dorëzimit të protezave, i lidhur me lëvizjen e dhëmbëve në mufël, por veçanërisht me tkurrjen dhe deformimin e protezës gjatë polimerizimit, konstatoam se: parakontaktet e lidhura me lëvizjen e dhëmbëve artificialë në mufël i hasëm në 5 raste (5%) në metodën Vertex dhe në 6 raste (6%) në metodën tradicionale. Ndërsa parakontaktet si rezultat i tkurrjes dhe deformimit i hasëm në 57 (57%) raste në metodën tradicionale dhe 34 raste (34%) në metodën Vertex. Këto paratakitime shkaktojnë jo vetëm lëvizje të protezave gjatë funksionit, por dhe ndryshim të raporteve të okluzionit të balancuar bilateral, mbingarkesë të zonave të caktuara të mukozës së fushës protetike dhe atrofi më të shpejtë të këtyre zonave (2,6,109). Në përgjithësi këto parakontakte ishin relativisht të lehta.
- Lidhur me *gjendjen e mukozës në intervalet afatgjatë të kontrollit*, problem i shpeshtë në protezimin me proteza të lëvizshme me pllakë, analizuam porozitetet si makroporozitete pas polimerizimit. Në metodën Vertex u vunë re makroporozitete vetëm në një protezë të poshtme, në një rast me atrofi ekstreme dhe trashësi të madhe të pllakës së protezës. Në protezat tradicionale u vunë re në 5 proteza, 4 proteza të poshtme dhe 1 protezë të sipërme. Porozitetet janë shkaku kryesor i uljes së fortësisë së materialit të bazës së protezës si dhe i lindjes së stomatiteve protetike dhe të kandidozës kronike (111,112,113). Mikroporozitetet shërbejnë si vend depozitimi për florën bakteriale dhe mbeturinat ushqimore, duke u bërë shkas për lindjen e stomatiteve protetike dhe kandidozës, si dhe të problemeve lidhur me shëndetin e mukozës orale nën protezë (114,115,116,117). Në analizën e pacientëve dhe ndjekjen e tyre afatgjatë, në intervale kohore 2-3 vjet pas protezimit, është vënë re se pacientët e protezuar me proteza Vertex kanë një predispozitë më të madhe për stomatite protetike dhe kandidozë orale. Po kështu, mbetet e monomerit të lirë kanë ndikimin e tyre në shëndetin mukozal dhe ngacmimet mukozale (118, 119,120,121,122,123). Sigurisht, pacientëve të të dy grupeve u është rekomanduar kujdesi higjienik për protezën, si dhe heqja e protezave gjatë natës (124,125,126). Në pacientët e protezuar me sistemin Vertex është hasur stomatit protetik në 29 % të pacientëve në kontrollet 3 vjet pas protezimit; në pacientët e protezuar me proteza të sistemit tradicional është hasur stomatit dhe kandidozë në 18 % të pacientëve, diferencë kjo sinjifikante, e lidhur me presionin e ushtruar mbi rezinë gjatë polimerizimit. Rezulton se në sistemin Vertex struktura e rezinës është më poroze dhe kjo favorizon lindjen e kandidozës dhe stomatiteve protetike (127,128,129).
- Në analizën për *qëndrueshmërinë e ngjyrës së rezinës (130)*, në kontrollet 3 vite pas protezimit u vu re ndryshim i lehtë i ngjyrës së rezinës në 6 proteza të

polimerizuara me Sistemin Vertex dhe në 2 proteza të polimerizuara me sistemin tradicional.

- Përsa i përket kohës së punës në etapën laboratorike të përgatitjes përfundimtare të protezës totale, muflimit dhe polimerizimit, u përlogarit koha e shpenzuar në të dy sistemet e polimerizimit. Në sistemin Vertex koha reduktohet ndjeshëm si rezultat i eliminimit të disa hallkave të punës, të domosdoshme në sistemin tradicional si: heqja e tepricave të rezinës nëpërmjet dy apo tre provave të presimit me qese celofani, lënia e muflave në presë derisa të forcohet allçia e muflave (rreth 60 minuta), koha e ciklit të plomerizimit tradicional të rezinës (rreth 2,5 orë ose më tepër), koha për pastrimin dhe punimin përfundimtar të protezës së nxjerrë nga allçia e muflave (131,132,83,84,86,87). Duhet të përmendim se në metodën tradicionale shpesh nuk kemi të mundur riartikulimin e modeleve me protezat pas polimerizimit, sepse në shumë raste në metodën tradicionale modeli dëmtohet gjatë nxjerrjes nga mufla (133,134).
- Dëmtimet dhe thyerjet e protezave u analizuan në intervalet afatgjatë. Në intervalet kohore 1,5-3 vite pas protezimit, në 5 raste të protezave tradicionale u hasën thyerje të protezave, në 6 raste të protezave Vertex u hasën thyerje; në 3 raste të protezave Vertex pati shkëputje të një dhëmbi të veçantë.

Në krahasimin e parametrave midis dy metodave të polimerizimit të marra në studim, rezulton se në disa tregues metoda Vertex ka përparësi përkundrejt metodës tradicionale, lidhur me sasinë e tkurrjes dhe puthitjen me mukozën, koston dhe kohën e punës, lehtësinë në punimin përfundimtar të protezës; ndërsa në disa parametra metoda tradicionale ka epërsi krahasuar me metodën Vertex, p.sh. porozitetet në strukturën e materialit, mbetjet e monomerit të lirë, ngacmimet mukozale.

Në mënyrë të përmbledhur krahasimi jepet në tabelën e mëposhtme. Këto përfundime përputhen me rezultatet e autorëve të ndryshëm vendas dhe të huaj (83,84,86,87,2,1)

Tabela 10 Problematikat pas polimerizimit për të dy llojet e protezave

Problematika pas polimerizimit	Metoda e polimerizimit	
	Metoda tradicionale	Sistemi Vertex
Ngritja e lartësisë së okluzionit menjëherë pas polimerizimit	17 %	6 %
Parakontaktet në momentin e vendosjes së protezave	57 %	34 %
Thyerje dhe dëmtim i protezave	5 %	6 %
Gjendja e mukozës nën protezë (stomatite)	18 %	29 %
Qëndrueshmëria e ngjyrës së rezinës	98 %	94 %

Duke u bazuar në analizën e etapave të punës për secilën nga metodat, si dhe bazuar në rezultatet e matjeve në proteza, në analizën e të dhënave klinike dhe në të dhënat e literaturës ndërkombëtare dhe të autorëve vendas, kemi përmbledhur në tabelën e mëposhtme krahasimin lidhur me detajet dhe problematikat e vëna re në të dy llojet e polimerizimeve (83, 84,86,87,16,8).

Tabela 11 Krahasimi ndërmjet dy metodave të polimerizimit, tradicional dhe Vertex (114,115,117)

Veçoritë	Polimerizimi në nxehtësi Tradicional	Polimerizimi në të ftohtë Vertex
Reaksioni i polimerizimit	Polimerizimi aktivizohet nga temperatura	Polimerizimi fillon në temperaturën e dhomës
Temperatura e polimerizimit	Mbi 65 gradë celsius	Nën 65 gradë celsius
Tkurrja gjatë polimerizimit	E lartë	Më e ulët
Prania e poroziteteve	Më pak porozitete në sipërfaqen e protezës	Prani e poroziteve në sipërfaqen e protezës
Mbetja e monomerit	E vogël 0.2-0.5 %	Më e lartë 3-5%
Pesha molekulare	Më e vogël	Më e madhe
Depërtimi i monomerit	Temperatura e lartë e polimerizimit bën që të ketë difuzion më të madh të monomerit.	Shkallë më të ulët të depërtimit të monomerit
Stabiliteti dimensional	I mirë	I mirë
Stabiliteti i ngjyrës	I mirë	Çngjyrosje (diskolorim) graduale për shkak të oksidimit të aminës terciare
Ndryshimet dimensionale pas disa muaj përdorimi	Tkurrje dimensionale	Tkurrje dimensionale më e vogël
Prakticiteti	Kohë polimerizimi e gjatë 2-8 orë. Përdoret teknika e kompresionit. Më e vështirë për t'u lëmuar dhe lustruar.	Kohë e shkurtër e polimerizimit, 30min. Përdoret teknika e injektimit. E lehtë për t'u nxjerrë nga mufla dhe për t'u lustruar dhe lëmuar.
Përdorimet	Proteza të lëvizshme afatgjatë. Në konstruktimin e aparateve ortodontikë të lëvizshëm.	Proteza të lëvizshme definitive dhe provizore. Riparim i protezave të dëmtuara.

4.2 DISKUTIME

Shumë autorë të huaj dhe shqiptarë kanë shkruar mbi metodat e polimerizimit të protezave të lëvizshme. Studimi ynë tregon ndryshimet midis metodës së zakonshme të polimerizimit dhe metodës së polimerizimit me Sistemin Vertex Castavaria në pacientë me mungesë të plotë të dhëmbëve. Precizioni dhe saktësia e protezës janë të lidhura ngushtë dhe varen drejt për drejt nga metoda e përdorur në polimerizimin e protezave, si dhe nga respektimi i rregullave teknologjike gjatë polimerizimit. Ky ka qenë objekt i studimit të shumë autorëve të huaj dhe vendas, duke krahasuar parametra të ndryshme të protezave, si dhe të dhëna klinike në përdorimin e metodave të ndryshme të polimerizimit. Disa nga problemet më të shpeshta që hasen gjatë polimerizimit dhe me ndikim në vetitë fizioko kimike të materialit, në suksesin e protezimit dhe në precizionin e protezave janë:

4.2.1 Porozitetet

Prania e poroziteteve cënon anën estike, funksionale dhe higjienike të protezës së ardhshme. Porozitetet klasifikohet në porozitete të brendshme dhe ato të jashtme (61,62,2,5,12,35). Ato vijnë si rrjedhojë e:

- Përzierjes jo të duhur ndërmjet likidit dhe pluhurit
- Presimit jo të duhur
- Pranisë së bulëzave të ajrit gjatë procesit të miksimit dhe derdhjes së rezinës
- Homogjenitetit jo të duhur të masës së rezinës

Prania e poroziteve rrit mundësinë e ngjyrosjes së protezës, depozitim të gurëve në sipërfaqe dhe formimin e biofilmit. Të gjitha këto ndikojnë në shëndetin e indeve mbështetëse të protezës. Mungesa e homogjenitetit shmanget duke respektuar raportin e duhur pluhur/likid dhe duke përzier mirë masën e rezinës. Zonat të cilat përmbajnë më shumë monomer kanë prirje të tkurren më shumë se zonat fqinje (32,35,36). Presioni jo i duhur çon në shfaqjen e hapësirave të parregullta dhe të shpërndara në mënyrë të çrregullt në sipërfaqen e protezës. Si rezultat, proteza ka ngjyrë më të hapur dhe më opake (2,5).

4.2.2 Lidhja ndërmjet bazës së protezës dhe dhëmbëve artificialë

Një prej avantazheve më të mira që ka proteza e polimerizuar në nxehtësi është lidhja e bazës së protezës me dhëmbët artificialë. Në protezat e polimerizuara në nxehtësi kemi rritje të shpejtësisë së difuzionit të monomerit tek dhëmbët artificialë, duke çuar në formimin e mikrolidhjeve ndërmjet dy komponentëve (52,53,60).

4.2.3 Thithja e ujit

PMMA absorbon një sasi të vogël të ujit dhe kjo ndikon në aspektin mekanik dhe dimensional të procesit të polimerizimit. PMMA shfaq thithje uji në vlera $0.69\text{mg}/\text{cm}^2$. Për çdo rritje prej 1% të peshës si rezultat i absorbimit, rezina akrilike shfaq një zgjerim linear prej 0.23% (60).

4.2.4 Tretshmëria

Rezinat akrilike janë të patretshme nga lëngjet e kavitetit oral (55,5)

4.2.5 Fortësia

Rezinat nuk shfaqin fortësi shumë të madhe, sidoqoftë ato paraqesin fortësinë e mjaftueshme për një protezë totale apo parciale (5,2,136). Rezinat që polimerizohen në nxehtësi janë më rezistente (137,138,5,2). Fortësia ndikohet nga :

- Teknika e polimerizimit
- Temperatura e polimerizimit
- Thithja e ujit
- Përbërja e vetë rezinës
- Kujdesi pasues për protezën
- Ndryshueshmëria dimensionale

Rezina paraqet veti viskoelastike, që do të thotë se kur i nënshtrohet një ngarkese të caktuar, rezina paraqet vetitë elastike dhe plastike. Ky proces njihet si shkalla e deformimit të protezës.

4.2.6 Mbetjet e monomerit

Një prej avantazheve të protezave të polimerizuara në nxehtësi është sasia e ulur e monomerit që kanë në përbërje, në krahasim me rezinat që polimerizohen në të ftohtë. Temperatura e lartë e polimerizimit ul sasinë e monomerit në përbërje, deri në nivele të pranueshme. Sasia e monomerit është rreth 0.2%- 0.5%, vlerë e cila është shumë më e vogël sesa monomeri i lirë që ndodhet tek protezat e polimerizura në të ftohtë (134,97,2)

Efekti plastifikues i tepricave të monomerit ndikon në vetitë mekanike dhe në stabilitetin e protezës. Fatmirësisht, hipersensibiliteti ndaj monomerit është i rrallë dhe pjesa më e madhe e pacientëve i tolerojnë mbetjet e monomerit. Monomeri i palidhur dhe aditivët e tjerë largohen kryesisht brenda 24 orëve të para pas polimerizimit, dhe në mënyrë të moderuar për një periudhë të gjatë kohore. Lënia e protezave në ujë është një faktor kryesor në çlirimin e mbetjeve të monomerit (60,5,133,134).

Në pacientët të cilët shfaqin alergji nga monomeri, përdoren materiale si vinil akriliku apo materialet që polimerizohen me dritë. Është e këshillueshme që të realizohet një cikël post polimerizimit për të hequr tepricat e perkositit të mbetur.

Tregu global dentar po ndryshon nga dita në ditë. Teknikat e fundit të realizimit të protezave janë më të përparuara se ato që dispononim pak kohë më parë. Sistemi Vertex është një prej këtyre lëvizjeve dinamike. Fokusi i zhvillimit qëndron pikërisht në ofrimin e zgjedhjeve optimale të protezës totale, e cila më pas do të ketë një përshtatje ideale dhe performancë ideale për pacientin. Aktualisht Vertex përfshin një gamë të gjerë të shërbimeve dhe mundësive të polimerizimit të protezave. Përzgjedhja e metodës ideale do të realizohet nga mjeku stomatolog në bashkëpunim me laborantin.

4.2.7 Fortësia dhe fleksibiliteti

Në Universitetin e Malajzisë autorët Noraniah Kassima, M. Saidin Wahaba (114) realizuan një studim ku synohej të paraqiteshin vetitë fizike dhe fortësia e sipërfaqes së protezës, në dy metodat e ndryshme të polimerizimit. U morën 30 provëza (mostra materiali), të cilat iu nënshtruan polimerizimit me metodën tradicionale (polimerizimit në të ngrohtë) dhe polimerizimit me sistemin Vertex. Vetitë mekanike, fortësia dhe fleksibiliteti u vlerësuan tek mostrat nëpërmjet testit “Charpy”. Prova e përkuljes në tre pika është një nga provat e cila përdoret për të krahasuar forcën ndërmjet materialeve të bazës së protezës.

Ky studim nxori në pah që polimerizimi në të ftohtë paraqiti forcë përkuljeje më të vogël, stres maksimal dhe sforcim maksimal në krahasim me metodën tradicionale. Polimerizimi në të ftohtë nuk kërkon shumë kohë dhe është më pak i kushtueshëm, por fortësia e sipërfaqes është më e vogël se sa tek rezina e polimerizuar në nxehtësi. Në këtë studim u nxor në pah që jo vetëm fortësia e sipërfaqes, por dhe fleksibiliteti kishte vlerë më të ulur se sa këto tregues në rezinën e polimerizuar më nxehtësi (114).

Rezultatet e studimit (115,117,118) përputheshin plotësisht me studimet e realizuara më parë, si dhe me rezultatet tona.

I njëjti studim u realizua edhe nga Mohsin H.A.1, Abdul-Hadi N.F.2 (115), dhe përfundimi ishte i njëjtë. Koha e polimerizimit shfaqti korelacion të drejtë me vetitë fizike të rezinës. Kjo erdhi si rezultat i faktit që rezina e polimerizuar në nxehtësi ka më pak porozitete në përbërje, në krahasim me protezën e polimerizuar në të ftohtë. Porozitetet ulin fortësinë e rezinës (5). Rezultatet e studimit janë të ngjashme me rezultatet tona.

4.3 TEMPERATURA E POLIMERIZIMIT DHE SASIA E MONOMERIT TË LIRË

Temperatura e polimerizimit është dukshëm më e ulët tek polimerizimi në të ftohtë, sesa tek polimerizimi në nxehtësi. Si rezultat, tepricat e monomerit janë dukshëm më të larta në rezinën e polimerizuar me sistemin e polimerizimit Vertex. Sa më e lartë të jetë sasia e monomerit të lirë, aq më e lartë është mundësia që proteza të shkaktojë irrim të fushës mbështetëse. Noraniah Kassima (114) dhe kolegët e tij (115), në saj

të studimeve, arritën në përfundimin që sasia e madhe e monomerit të lirë ndikon në vetitë fiziko-kimike të materialit (117,118,119).

4.4 STABILITETI DHE PËRSHTATJA DIMENSIONALE

Një prej përparësive kryesore të polimerizimit me sistemin Vertex është stabiliteti fillestar dhe përshtatja e mirë dimensionale. Kjo vjen si rezultat i tkurrjes së vogël që pëson proteza, kur i nënshtrohet polimerizimit me sistemin Vertex Castavaria. Në fakultetin e Stomatologjisë në Egjipt u realizua një studim ku u morën 28 proteza, 14 u polimerizuan me metodën tradicionale me kompresion dhe 14 të tjera u polimerizuan me rezinë vetë-polimerizuese. Nga studimi u arrit në përfundimin që rezina vetë polimerizuese shfaq një adaptim fillestar më të mirë të protezës si rezultat i ndryshimeve të vogla dimensionale pas polimerizimit.

I njëjti studim u realizua edhe nga Saryu Arora dhe S. K. Khindaria (117). Rezultati i studimit rezultoi i njëjtë me atë të realizuar në Egjipt (114). Ndërmjet katër rezinave të ndryshme të përdorura për realizimin e bazës së protezës, Vertex Castavaria shfaq tkurrje dimensionale më të vogël pas procesit të polimerizimit.

Midis katër materialeve të krahasuar, Group-D (Vertex) tregoi ndryshimet më të ulëta të përqindjes pas polimerizimit dhe pas lëimit dhe lustrimit (0.61% dhe 0.25%).

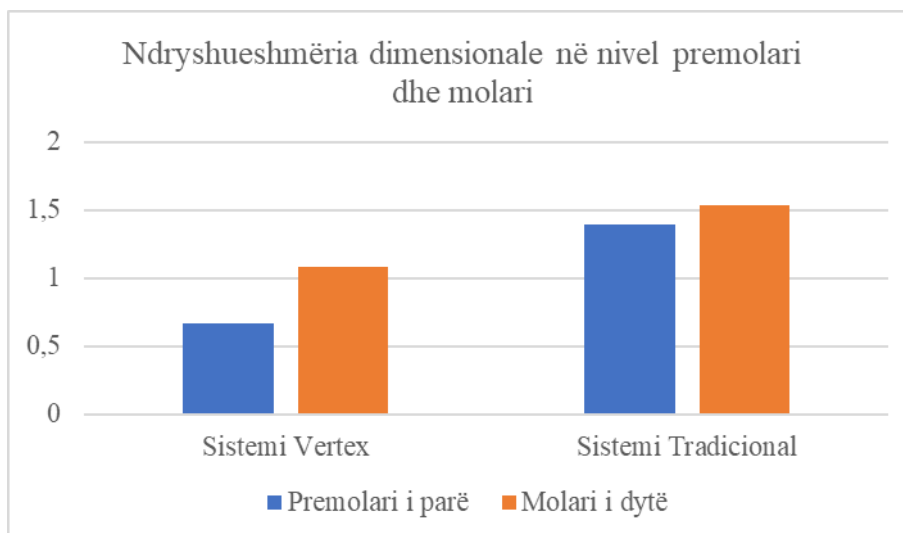
Rezultatet e këtij studimi janë të ngjashme me rezultatet e punimit tonë.

4.5 NDRYSHUESHMËRIA DIMENSIONALE PAS POLIMERIZIMIT ME SISTEMIN VERTEX CASTAVARIA DHE PAS POLIMERIZIMIT ME NXEHTËSI. STUDIM I REALIZUAR NË KSU DHE NË KS “ALDENT”

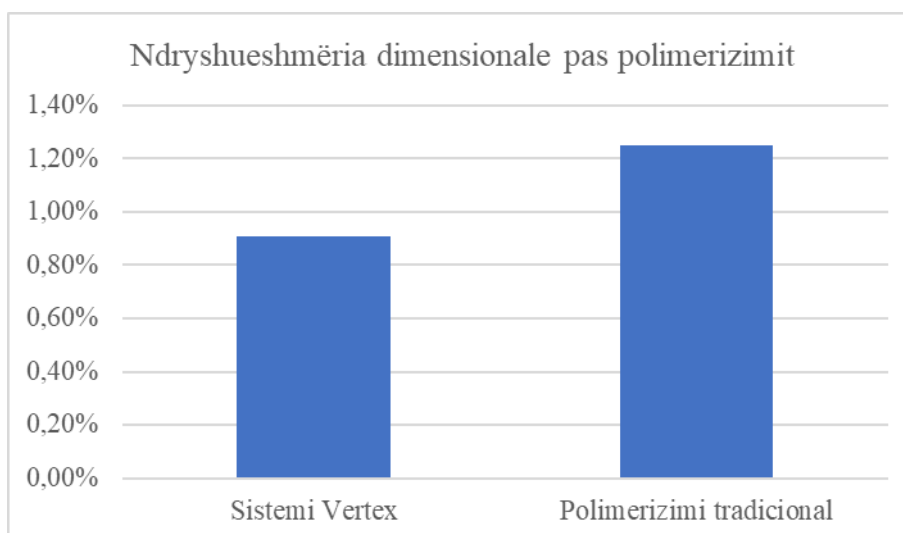
Në studimin tonë të realizuar në KSU dhe në KS në Universitetin “Aldent” u krye polimerizimi i 200 protezave, 100 me sistemin Vertex dhe 100 me metodën tradicionale. Ashtu siç konkluduan dhe nga dy studimet e mësipërme, ai i realizuar në fakultetin e Stomatologjisë në Egjipt (115) dhe studimi i realizuar nga Saryu Arora dhe S. K. Khindaria (117), edhe në studimin tonë u arrit në përfundimin që:

“Protezat e polimerizuara me sistemin Vertex shfaqën ndryshueshmëri dimensionale më të vogël se protezat e polimerizuara në nxehtësi.

Rezultatet tona janë paraqitur në Grafikon 12 dhe 13.



Grafiku 10 Ndryshueshmëria dimensionale pas polimerizimit



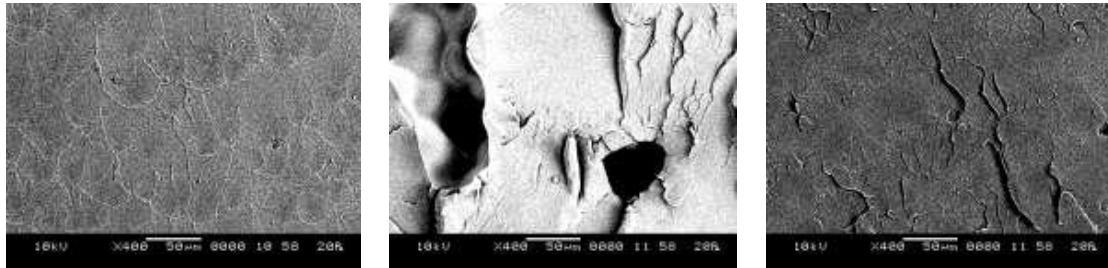
Grafiku 11 Ndryshueshmëria dimensionale në nivel molari dhe premolari

4.5.1 Porozitetet

Në “Universitetin Sains Malasia” (117) u konkludua që protezat e polimerizuara në të ftohtë shfaqin më shumë porozitete sesa protezat e polimerizuara në nxehtësi (144). Porozitetet në sipërfaqen e protezës së polimerizuar me Vertex Castavaria u reduktuan kur:

- Derdhja e xhelatinës u bë më ngadalë,
- Distanca ndërmjet muflës dhe enës së xhelatinës ishte më e vogël.
- Eliminimi i bulëzave siguron një sipërfaqe me më pak porozitete më komode për pacientin. Proteza në sistemin Vertex Castavaria nuk i nënshtrohet procesit të presimit dhe polimerizimi bëhet në temperaturën nën 60 gradë (145). Kjo

bën që në sipërfaqen e protezës të krijohen porozitete. Nën ndikimin e forcave gjatë funksionit të protezës, këto mikroporozitete shkaktojnë fraktura dhe krisje të bazës së protezës, gjithashtu shërbejnë si vende retentive për ngarkesat mikrobike.



Sipërfaqja e protezës e polimerizuar me metodën tradicionale

Sipërfaqja e protezës e polimerizuar me Vertex Castavia me prani të bulëzave të ajrit

Sipërfaqja e protezës e polimerizuar me Vertex Castavia me reduktim të bulëzave të ajrit

Figura 4.5-1 a,b,c- Sipërfaqja e protezës e polimerizuar me metoda të ndryshme

4.5.2 Qëndrueshmëria e ngjyrës

Në një studim të realizuar nga Pavan Kumar Bohra e bp (100,139), u përgatitën mostra të rezinës së polimerizuar në nxehtësi dhe në të ftohtë. Këto mostra u vendosën në inkubator me temperaturë $370C \pm 10C$, vlera të cilat synonin të ishin sa më afër kushteve të kavitetit oral. Mostrat u testuan në periudha kohe 10 ditore, 20 ditore dhe 30 ditore.

Ndryshimi i ngjyrës mund të vijë nga ndryshimi i strukturës sipërfaqësore, për shkak të konsumimit apo ngjyrosjeve të jashtme të protezës, dëmtimet e sipërfaqes, thithja e ujit, tretshmëria e sipërfaqes. Kjo e fundit ka vlera 0.05 mg/cm^2 në rezinat e polimerizuara në të ftohtë dhe 0.02 mg/cm^2 për polimerizimin në nxehtësi. Kjo ndikohet dhe nga sasia e monomerit të lartë të mbetur pas polimerizimit të protezës (119,120).

Rezultatet e studimit zbuluan se kishte një ndryshim të dukshëm në stabilitetin e ngjyrës ndërmjet dy llojeve të polimerizimit. Kjo për shkak se iniciatori i procesit të polimerizimit ka temperaturë më të lartë polimerizimi, duke shkaktuar kështu afinitet më të vogël për thithjen e ngjyrave në shtresat më të thella të materialit. Rezinat e polimerizuara në nxehtësi kanë stabilitet më të mirë të ngjyrës sesa rezinat e polimerizuara në të ftohtë (60).

4.6 KONSIDERATA PËR MATERIALET E PËRDORURA DHE KOSTOT SIPAS ORËVE TË PUNËS

Kostot Ekonomike si dhe koha e punës gjatë procedurës laboratorike të përgatitjes definitive të protezës (muflimi, polimerizimi, përpunimi përfundimtar dhe lustrimi) të përlogaritura në laborator për secilën metodë të polimerizimit janë si më poshtë:

A Polimerizimi Tradicional:	
1	u harxhua 1 kg., allçi e bardhë – 35 ALL
2	proçedura e punës zgjati 8 orë e 30 minuta.
3	energja elektrike e konsumuar 3,5 KWh x 14,5 ALL
4	koha e konsumuar nga mjeku dentist nga fillimi i proçedurës, deri në përfundimin e protezës totale – ora punës = 625 ALL, mjeku konsumon \cong 3orë pune, ose 1875 ALL.
5	koha e konsumuar nga tekniku laborant nga fillimi i proçedurës, deri në përfundimin e protezës totale – ora punës = 375 ALL, tekniku konsumon \cong 3orë pune, ose 1125 ALL.
Totali	35 ALL + 50,75 ALL + 3000 = 3087, 75 ALL

B Polimerizimi VERTEX:	
1	nuk u harxhua allçi e bardhë. 0 ALL
2	proçedura e punës zgjati 4 orë e 30 minuta.
3	energja elektrike e konsumuar 1,5 KWh x 14,5 ALL
4	koha e konsumuar nga mjeku dentist nga fillimi i proçedurës, deri në përfundimin e protezës totale – ora punës = 625 ALL, mjeku konsumon \cong 2orë pune, ose 1250 ALL.
5	koha e konsumuar nga tekniku laborant nga fillimi i proçedurës, deri në përfundimin e protezës totale – ora punës = 375 ALL, tekniku konsumon \cong 2orë pune, ose 750 ALL.
Totali	0 ALL + 21,75 ALL + 2000 = 2021, 75 ALL

Shënim: Orët e punës së mjekut dentist dhe teknikut laborant janë në vlera të mesatarizuara të pagës ditore pranë klinikës Universitare “ALDENT”, ku është kryer studimi.

4.7 AVANTAZHET

Polimerizimi i kryer me metodën Vertex Castavaria ka avantazhet dhe disavantazhet e tij:

- Tkurrrja pas procesit të polimerizimit është më e vogël, gjë që ka siguruar një përshtatje të mirë dhe stabilitet të protezës. Nga studimi i kryer nga autorët Egjiptianë (114,115), kanë arritur në përfundimin që rezina vetë-polimerizuese ka një adaptim fillestar më të mirë të protezës sesa rezinat e polimerizuara me kompresion. Në të njëjtin konkluzion ka arritur edhe autori (117) nga Malajzia. Vërehet se këto rezultate janë të njëjta me rezultatet e marra nga studimi. Vihet re:
 - Përshtatje e mirë fillestare, e cila ndodh sepse polimerizimi kryhet në temperatura jo të larta dhe si rezultat ka më pak tkurrje termike.
 - Kosto më e ulët në disa drejtime: kosto të materialeve të përdorura, zgjatjes së kohës të punës, të reduktimit të konsumimit të energjisë elektrike.

Referuar studimeve të mësipërme konkludojmë që rezinat e polimerizuara në të ftohtë rekomandohen të përdoren në punime protetike jo afatgjata. Rezinat e polimerizuara në nxehtësi rekomandohen të përdoren në punime më afatgjata dhe në pacientë që protezohen prej vitesh (146).

4.8 RAST KLINIK ME POLIMERIZIMIN VERTEX CASTAVARIA

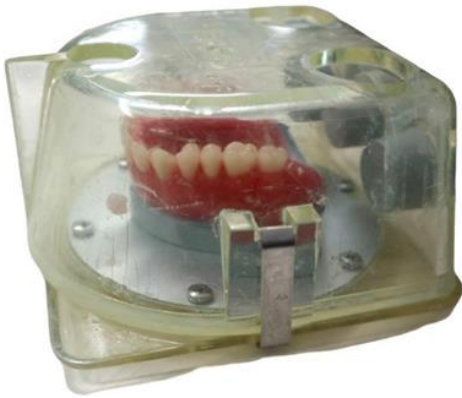
Paciente **A. M. Mosha** 63 vjeç. **Gjinia:** femër. **Protezimi:** Protezë e përkohshme



Shablloni



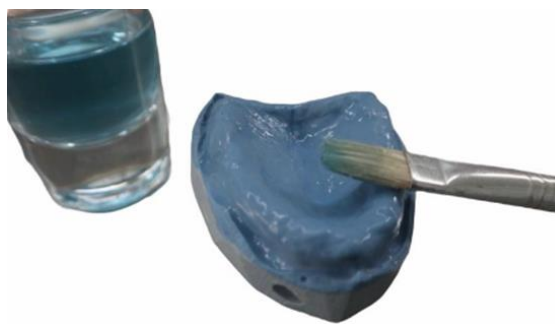
Proteza gati për muflim



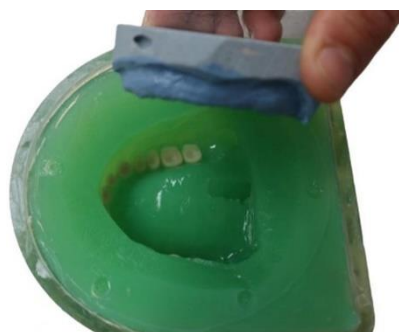
Vendosja e protezës në muflë dhe mbushja e muflës me xhelatinë



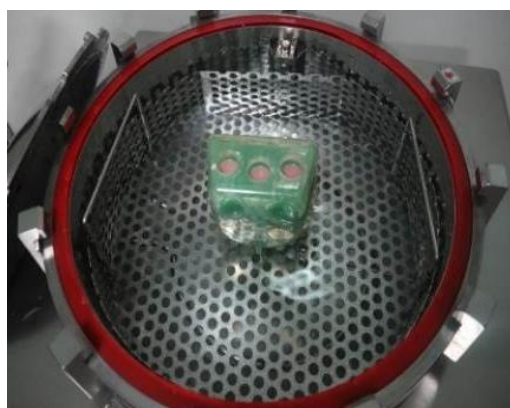
Hapja e muflës dhe heqja e protezës me modelin, heqja e dyllit dhe shpëlarja e dhëmbëve



Shpëlarja e dhëmbëve dhe e modelit, izolimi



Hapja e kanaleve në xhelatinë, vendosja e dhëmbëve dhe ripozicionimi i modelit



Mbushja e muflës me rezinë



Proteza pas polimerizimit



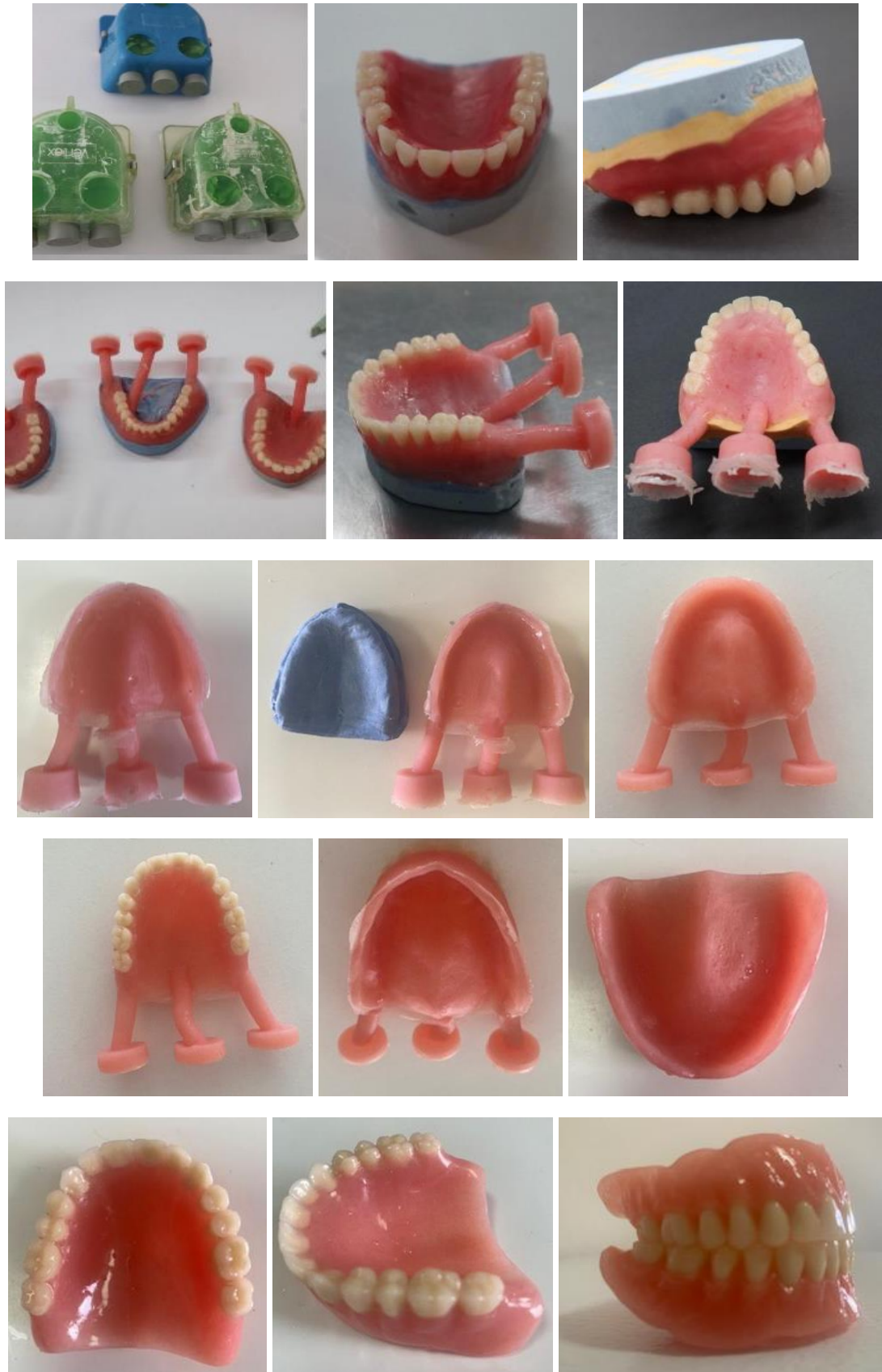
Proteza e lustruar



Aplikimi i protezës tek pacientja

Figura. Fazat e përgatitjes së protezës së sipërme nëpërmjet Sistemit të polimerizimit Vertex Castavaria

4.8.1 Rastet klinike të protezave të polimerizuara me Vertex Castavaria



Proteza të ndryshme të polimerizuara me Sistemin Vertex

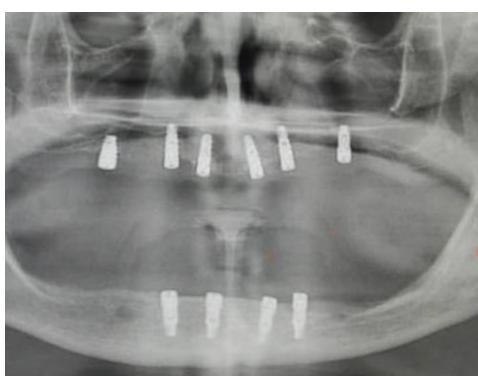


Etapat e përgatitjes përfundimtare të protezave totale me metodën e polimerizimit Vertex Castavia

Raste klinike protezuar me proteza mbi implante, të polimerizuara me sistemin Vertex Castavia







Kapitulli 5. KONKLUSIONE

Nga studimi ynë u arrit në përfundimin që:

- Mënyra e polimerizimit të rezinës përcakton vetitë përfundimtare të materialit të bazës së protezës.
- Ndryshueshmëria dimensionale lineare (tkurrja) e rezinës së polimerizuar me sistemin Vertex Castavaria është më e vogël, krahasuar me tkurrjen në polimerizimin tradicional; vihet re se deformimi i protezave është më i shprehur në zonën e molarëve.
- Të dy metodat e polimerizimit paraqesin stabilitet të mirë të ngjyrës, më tepër qëndrueshmëria e ngjyrës vërehet në sistemin tradicional.
- Polimerizimi me Sistemin Vertex kërkon më pak kohë, më pak pajisje dhe ka kosto rreth 33% më të ulët, krahasuar me polimerizimin me nxehtësi me metodën tradicionale.
- Në Sistemin Vertex evitohen pluhurat e dëmshëm të krijuar në laborator gjatë punimit përfundimtar të protezave, si dhe ndotja e ambientit.
- Në të dyja metodat e polimerizimit riprodhohen me saktësi detajet e fushës protetike.
- Polimerizimi në Sistemin Vertex mund të shoqërohet me një rritje të lehtë të trashësisë së pllakës palatinale, si rezultat i mungesës së presimit.
- Respektimi i rregullave teknologjike është shumë i rëndësishëm në arritjen e vetive optimale të materialit pas polimerizimit.
- Sistemi Vertex mund të përdoret me sukses në protezat e lëvizshme të llojeve të ndryshme, duke mundësuar një zgjidhje protetike të thjeshtë, precize dhe shumë më pak të kushtueshme sesa protezat tradicionale.

5.1 REKOMANDIME

Për të arritur rezultate të mira në protezimin e mungesës së plotë të dhëmbëve është e rëndësishme të sigurohet një përkujdesje për kavitetin oral si dhe për protezën. (1,2,17)

Kur vendoset një punim protetik, veçanërisht protezat totale, për të arritur sukses shumë i rëndësishëm është bashkëpunimi mjek-laborant-pacient. Psikologjikisht tek pacienti krijohet një gjendje e re dhe faza e adaptimit me protezën është e vështirë (141,142). Kjo situatë është akoma më e vështirë tek ato persona që kanë atrofi të shkallës së tretë dhe të katërt, ose tek ato pacientë që kanë mbajtur proteza të vjetra mbi 10-15 vite (143,146).

Disa rekomandime të cilat lidhen me metodat e ndryshme të polimerizimit, të lidhura edhe me studimin tonë janë:

1. Çdo mjek dhe laborant duhet të njohë risitë dhe metodat e ndryshme të polimerizimit, avantazhet e secilës prej tyre, duke zgjedhur metodën e duhur sipas situatës klinike të pacientit.
2. Gjatë procesit të polimerizimit, për të arritur vetitë optimale fiziko-kimike të rezinës, duhet të zbatohen me rigorozitet rregullat teknologjike dhe instruksionet përkatëse, lidhur me çdo etapë të polimerizimit.
3. Pacienti duhet të instruktohet qartë për kujdesin higjienik të protezës dhe rëndësinë e tij në shëndetin e mukozës së fushës protetike.
4. Proteza duhet të lustruhet herë pas here, për të krijuar një sipërfaqe kompakte dhe pa porozitete, për rritjen e komoditetit të pacientit, si dhe për të krijuar lehtësi në mbajtjen e higjienës së protezës.
5. Pacienti duhet të kryejë kontrole periodike tek mjeku lidhur me gjendjen e protezës, si dhe me gjendjen e mukozës.
6. Të evitohet përdorimi i rezinave vetëpolimerizuese në ribazimet direkte, apo riparimet e protezave.
7. Rezinat e polimerizuara në të ftohtë rekomandohen të përdoren kryesisht në punime protetike jo afatgjata. Rezinat e polimerizuara në nxehtësi rekomandohen të përdoren në punime më afatgjata dhe në pacientë që protezohen prej vitesh.

Kapitulli 6. BIBLIOGRAFIA

1. Koçi N. – Rritja e efektit funksional të protezave të plota, në varësi nga metodat ndihmëse, që përmirësojnë qëndrueshmërinë e tyre. Revista Stomatologjike Shqiptare; 6 (28) 2003
2. Xhajanka E. “Protezat Biofunktionale dhe Sistemi Protetik Biofunksional në Shqipëri. Tiranë, 2014, fq 5, 7, 11. 183-207
3. Zarb, Bohlender. “Proteza totale dhe proteza mbi implante”, Tiranë, 2007, fq. 13, 17,89-90, 121-125.
4. Smith P. “What do patients expect from complete denture”, Journal of Dentistry, 2004, pg. 32, 33,
5. Qafmolla. R. “Njohuri Materiale Protetike”. 2015, fq. 8, 9.
6. Koçi N. “Proteza e plotë dhe fusha e saj”, Tiranë, 2005, fq. 22, 26.
7. Anusavice KJ. Philips, Science of Dental Materials, 11th edition, Elsevier, New Delhi, 2009 India, page 721-728. 81
8. Kumar. A. A. at al., “Comparison of the Linear Dimensional accuracy of Denture Basis cured by the Conventional Method and by the new press Technique”. Indian Journal Dental Review., 2011, fq. 22; 200-204.
9. Lee. C. J at. al. “Comparative adaption accuracy Acrylic Denture Base evaluated by 2 different Methods”. Dental Material Journal, 2010, fq 29, Published, 2010 July.
10. C. J. Lee, at. al. “Comparative adaption accuracy of acrylic denture base evaluated by two different methods”. Dental Materials Journal, Education publishing, July 2010, Vol. 2. fq 17, 21-23.
11. Masuki K, Nomura Y, Bhawal UK, Sawajiri M, Hirata I, Nahara Y, et al. “Apoptotic and Necrotic Influence of Dental Resin Polymerization Initiators in Human Gingival Fibroblast Cultures. Dental Material Journal. 2007 November; 26 (6): fq. 861-869
12. Takamata T, at al., “Resin Denture Bases review accuracy and Methods of Polymerization”. International Prosthodontic Journal”, 1989; 2: fq. 555-62 (Public Medicine).
13. Ivoclar Prosthetic System. www.Ivoclar.com, 1992.7-10
14. Buchel, R. al. “Ivoclar Prosthetic system”, 1992, 4-7.
15. Anusavice KJ. Phillip's “Science of Dental Materials” [M]. 12th edition. Saint Louis: Elsevier, 2006: 485–489.
16. Neuer V. “Vertex Pouring System with Castavaria”. Vol. 1, 2021, fq. 7-9.
17. Bogumila Franczak at al. “The Influence of Polymerization Time on physical-chemical Property of Acrylic Resin Vertex”. 2009, fq 3, 60-64.
18. Toti., F. at al. “Mungesa e dhëmbëve dhe nevojat për Protezim”. Tiranë 1980
19. Lejoyex J. “Protheses Complete”, Vol. 1; 1976, pg 25-28
20. Lejoyex J. “Protheses Complete”, Vol. 2; 1978, pg 46-49

21. Rasidi, M. Qulam Zaki Bin M. "Review on History of Complete Denture, Research Journal Pharmacy and Technology, 2016. Vol. 9. Fq. 1069, 105958/0974. 360
22. Moasier Fedir. at al. "History of Evaluation of the Dentistry Material". 2021, fq 2-4.
23. Sujit Kumar D. "Materials used in total Prothesis". Text Book of Prosthodontics, 2016, fq. 13, fq. 256-259
24. Mohamad Rasidi, Mohamad Qulam Zaki Bin. (2016). Review on History of Complete Denture. Research Journal of Pharmacy and Technology. 9. 1069. 10.5958/0974- 360X.2016.00248.1.
25. Lynch CD, O'Sullivan VR, Mc Gillycuddy CT. Pierre Fauchard: the 'father of modern dentistry'. Br Dent J. 2006 Dec 23; 201(12):779-81. PubMed PMID: 17183395
26. Kassel V. The dental laboratory--a historical view. ZWR. 1970 May 10; 79(9):398-9. German. PubMed PMID: 4911001
27. Phillip Pfaff: most competent German dentist of the 18th century. Zahnarzl Mitt. 1985 Jun 16; 75(12):1366-7. German. PubMed PMID: 3901586
28. Sugden KC. Nicolas Dubois de Chemant and the disputed invention of mineral teeth. page 8, 2006 [PubMed]
29. Kelly, J., P. Benetti- Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. Australian dental journal, 2011.56(s1): p. 84-96.
30. Bloom, J- An introduction to the history of dentistry. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology, Volume 3, Issue 10, 1332 77
31. Grunewald, A., Gold base lower dentures. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1964. 14(3): p. 432-441
32. Peyton Peyton FA. History of resins in dentistry. Dent Clin North Am. 1975 Apr;19(2):211-22. PubMed PMID: 1090459.
33. Duymus, Z., Ozdogan, A., Ulu, H. and Ozbayram, O. (2016) Evaluation the Vickers Hardness of Denture Base Materials. Open Journal of Stomatology, 6, 114-119.
34. Junhei Fujimoto, Stephen F. Rosenstiel, Martin F. Land, Contemporary Fixed Prosthodontics, 2006, page 134-136.
35. F.Toti e bp- Ortopedia Stomatologjike, 1985, fq 23-25
36. Foto Toti, Budie Sina, Ruzhdie Qafmolla, Hajrulla Muca- Propedeutika e protezimit të dhëmbëve, 1994, faqe 136-138
37. Anderson, T., S. O'Connor, A. Ogden- An early eighteenth-century denture Rochester, Kent, England. Antiquity, 2004.78(302): p. 858-864
38. Byrd, Ronald, Kevin L. Cope, William S. Pederson, Frank Williams "Washington and Wellness" George Washington in and As Culture eds. New York: AMS Press, page 8 2001.
39. Etter, William H. "False Teeth" Page2 2008 Mount Vernon's Digital Encyclopedia
40. Nironen P. Some possible uses for acrylic resins in dentistry. Odontol Tidskr. 1950;58(2):118-25. PubMed PMID: 14785900. 78

41. Stein PS, Sullivan J, Haubenreich JE, Osborne PB. Composite resin in medicine and dentistry. *J Long Term Eff Med Implants*. 2005; 15(6):641-54. Review. PubMed PMID: 16393132.
42. Ewoldsen N. Complete denture services: clinical technique, lab costs, manpower, and reimbursement. One-year review. *J Indiana Dent Assoc*. 2011Summer;90(2):12-5. PubMed PMID: 22013657.
43. Silva-Concilio, Cunha L., Neves, A.C., Claro, C.A., Barbosa Celia, Rode Sigmar. (2010). Curing methods and flasking types: physical properties of acrylic resin. Page 2 [Researchgate]
44. Almuthaffer A., *Prosthodontics - Removable partial dentures third edition* page 130 2015-2016
45. Islami A.- *Protetika stomatologjike, Prishtinë 1999*, faqe 13
46. Rashtrasant Tukadoji Maharaj Different types of polymers and their uses and different applications 2017 Nagpur University, page 5
47. Singh A, Sharma PK, Malviya R. Release behavior of drugs from various natural gums and polymers. *Polim Med*. 2011; 41:73–80. [PubMed]
48. Xhajanka E. *Leksionet e protetikes totale viti 5 (leksioni i 15)2019*
49. Splingard RP. Polymerization of base plates in the 1st stage of prosthesis before casting. *Rev Odontostomatol (Paris)*. 1977 Mar-Apr;6(2):111-4. French PubMed PMID: 331433
50. Jayasree J, Sivaneswari S, Hemalatha G, Preethi N, Mounika B, Murthy SV. Role of various natural, synthetic and semi-synthetic polymers on drug release kinetics of losartan potassium oral controlled release tablets. *Int J Pharm Investig*. 2014;4(4):183–188. doi:10.4103/2230-973X.143118
51. Nedeljka Ivković, et al., The residual monomer in dental acrylic resin and its adverse effects *Contemporary Materials, IV*, page 1 (2013) [Pubmed]
52. Gosavi, S. S., Gosavi, S. Y., & Alla, R. K. (2010). Local and systemic effects of unpolymerised monomers. *Dental research journal*, 7(2), 82–87. 79
53. Ajay, R et al. “Monomer Modifications of Denture Base Acrylic Resin: A Systematic Review and Meta-analysis.” *Journal of pharmacy & bioallied sciences* vol. 11, Suppl 2 (2019): S112-S125. doi:10.4103/JPBS.JPBS_34_19
54. Mulla MA, Murphy WM, Huggett R, Brooks SC. Effect of water and artificial saliva on mechanical properties of some denture-base materials. *Dent Mater*. 1989;5:399–402. [PubMed]
55. Mrzezo- *Polymers for Prosthetic Dentistry CHAPTER 16* Jan 1, 2015
56. Rodriguez LS, Paleari AG, Giro G, de Oliveira Junior NM, Pero AC, Compagnoni MA. Chemical characterization and flexural strength of a denture base acrylic resin with monomer 2-tert-butylaminoethyl methacrylate. *J Prosthodont*. 2013;22:292–7. [PubMed]
57. Eugene W. Skinner, Ph.D. *Acrylic Resins: An Appraisal of Their Use in Dentistry 2008*, page 2, [JADA]
58. Stuttgarten. U- *Handbook of complete denture prosthetics-* page 12,1995
59. Garotti, Barbetti, Milano, Pavesi- *Odontotecnica practica 2*, page 200, 1990
60. Hupfauf L.- *La protesi totale*, pg 130,1996

61. Takamata T, Setcos JC. Resin denture bases: review of accuracy and methods of polymerization. *Int J Prosthodont.* 1989; 2:555–62. [PubMed]
62. Anusavice KJ. *Philips, Science of Dental Materials*, 11th edition, Elsevier, New Delhi, 2009 India, page 721-728. 81
63. Lyapina G, Garova MD, Panova AK, Yaneva MT, Deliverska MY, Kisselova-Yaneva A. Comparative risk assessment of cross-sensitization to methacrylic monomers in dental practice, *International Journal of Development Research.* 2014; 4(11):2324- 2329
64. Gosavi SS, Gosavi SY, Alla RK. Local and systemic effects of unpolymerized monomer, *Dent Res J.* 2010; 7(2):82-87
65. Sheridan PJ, Koka S, Ewoldsen NO, Lefebvre CA, Lavin MT. Cytotoxicity of denture base resins. *Int J Prosthodont.* 1997; 10(1):73-7.
66. RK Alla. *Dental Materials Science*, 1st edition, Jaypee Brothers Medical Publishers (Pvt) Ltd., New Delhi, India, page 248-250
67. Cimpan MR, Cressey LI, Skaug N, Halstensen A, Lie SA, Gjertsen BT et al. Patterns of cell death induced by eluates from denture base acrylic resins in U-937 human monoblastoid cells. *Eur J Oral Sci.* 2000; 108(1):59-69
68. Ayah Mohamed Elkablawy, “Primary Impression in Complete Denture”, 2020, 10-15
69. Keraj F.- Proteza parçiale 2008 fq 100-108
70. Chintalacheruvu VK, Balraj RU, Putchala LS, Pachalla S. Evaluation of Three Different Processing Techniques in the Fabrication of Complete Dentures. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2017 Jun;7, page 3-8
71. Final report of the workshop on clinical requirements of ideal denture base materials. The Academy of Denture Prosthetics. *J Prosthet Dent.* 1968 Aug;20(2):
72. Jackson AD, Grisius RJ, Fenster RK, Lang BR. Dimensional accuracy of two denture base processing methods. *Int J Prosthodont.* 1989; pg. 2:421–8. [PubMed]
73. Bortun C, Ghiban B, Sandu L, Faur N, Ghiban N, Cernescu A. Structural Investigation Concerning Mechanical Behaviour of Two Dental Acrylic Resins. *Revista de Materiale Plastice* 2008; 45(4) 362-366.
74. William J. O’Brien “Dental Materials and their Selection”, fourth edition, 2008, pg. 75-89
75. Ghiban N, Bortun CM, Bordeasu I, Ghiban B, Faur N, Cernescu A, Hanganu SC. Evaluation of Mechanical Properties by Stereo-and Scanning Electron Microscopy of Some Heat Curing Dental Resins. *Revista de Materiale Plastice* 2010;47(2) 240-243.
76. Murray, M.D.,B.W. Darvell- The evolution of the complete denture base. Theories of complete denture retention, a review. Part 1. *Australian dental journal*, 1993.38(3): p. 216-219.
77. Myung-Joo Kim, d.d.s., m.s. phd,Chang-Whe Kim, d.d.s., m.s.d., ph.d. A comparative study on the dimensional change of the different denture bases -

- Department of prosthodontics, graduate school, Seoul National University, page 2, 2006
78. Jafar Gharechahi, Nafiseh Asadzadeh, Foad Shahabian, Maryam Gharechahi Dimensional Changes of Acrylic Resin Denture Bases: Conventional Versus Injection-Molding Technique page 4, 2014 [US national library of Medicine]
 79. Göcke, R., F. Gerath, H. Von Schwanewede, Quantitative determination of salivary components in the pellicle on PMMA denture base material. Clinical oral investigations, 2002. 6(4): pg.227-235
 80. Fedir Moiseiv et bp., “History of dental prostheses”, 2021, pg. 2-4
 81. Jorge Alcalde - Los primeros dentistas de la historia 2012, page1 [Libertad Digital] 76
 82. Verlag Neuer, “A Guide to Complete Denture Prosthetics”, 2021, pg12
 83. Fedir Moiseiv et bp., “Vertex™ Bonding & Staining”, 2021, pg.14
 84. Fedir Moiseiv et bp., “Vertex™ Hygienic & packing Assortment”, 2021, pg.16-18
 85. Kenneth Anusavice et bp., “Phillips’ Science of Dental Materials, Edition 12”, 2012, pg 10, 475-477.
 86. Fedir Moiseiv et bp., “Vertex Pouring system with Castavaria”, 2021, pg 3-7, 11-19
 87. Verlag Neuer et bp., “Vertex Pouring system with Castavaria 1”, pg 2021, 7-9
 88. Fedir Moiseiv et bp., “Premium Denture Solutions Products and Academy” 2021, pg 6,12,13
 89. Saryu Arora et bp. “Comparative evaluation of linear dimensional changes of four commercially available heat cure acrylic resins”, 2011, pg 3, 182–187
 90. Janes D. Anderson et bp, “The Dentures Polished Surface, Recording Jaw Relations and their transfer to an articulator”, Prosthodontic treatment for Edentulous Patients – Thirteenth Edition, 2017, 23, 181-184, 195-201,
 91. Toti F. e bp: Vlerësime klinike të mungesës së dhëmbëve natyrorw, pasojat dhe mjekimi i tyre ortopedik. Punime të Konferencës së Mjekësisë Shqiptare, Tiranë 1989; 5; 171-181.
 92. Toti F. e bp, “Analiza e fushës protetike dhe rëndësia e saj në cilësinë e përgatitjes së protezës së plotë”, Buletini i Shkencave Mjekësore, 1987, fq. 3, 81.
 93. Linkow L.- La vita tornera` ad essere meravigliosa senza protesi.- 1997, pg 25-27.
 94. Stuttgarten. U- Handbook of complete denture prosthetics- 1995.
 95. Fonollosa M., BPS- The Biofunctional Prosthetic System- Reflect, 1/2003.
 96. Milano V, Desiate A.- Protesi totale, aspetti gnatologici, 2009
 97. Garotti, Barbetti, Milano, Pavesi- Odontotecnica pratica 2, 1990
 98. Lejoyeux. J- Prothese complete, 3.1979, pg – 176-187.
 99. Smith P. “What do patients expect from complete denture”, Journal of Dentistry, 2004, pg. 32- 35.

100. Kumar. A. A. at al., “Comparison of the Linear Dimensional accuracy of Denture Basis cured by the Conventional Method and by the new press Technique”, Indian Journal Dental Review., 2011, pg. 22; 200-204.
101. Lee. C. J at. al. “Comparative adaption accuracy Acrylic Denture Base evaluated by 2 different Methods”. Dental Material Journal, 2010, fq 29, Published, 2010 July.
102. Gharechali J., at al. “Dimensional changes of Acrylic Resins Dental Bases. Conventional versus Injection- molding Techniques”. 2014 (USA National Library of Medicine)
103. C. J. Lee, at. al. “Comparative adaption accuracy of acrylic denture base evaluated by two different methods”. Dental Materials Journal, Education publishing, July 2010, Vol. 2. fq 17, 21-23.
104. Neuer V. “Vertex Pouring System with Castavaria”. Vol. 1, 2021, fq. 7-9.
105. Mrzezo- Polymers for Prosthetic Dentistry CHAPTER 16 Jan 1, 2015
106. Sina B., Qafmolla R.,- Ndryshimet e indeve të fushës protetike nga protezat e lëvizshme me pllakë,1981
107. Rodriguez LS, Paleari AG, Giro G, de Oliveira Junior NM, Pero AC, Compagnoni MA. Chemical characterization and flexural strength of a denture base acrylic resin with monomer 2-tert-butylaminoethyl methacrylate. J Prosthodont. 2013;22:292–7. [PubMed]
108. Eugene W. Skinner, Ph.D. Acrylic Resins: An Appraisal of Their Use in Dentistry 2008, page 2, (JADA)
109. Keraj F. – Rritja e lartesisë së okluzionit qëndror në protezat totale me metodën e zakonshme të polimerizimit. Konferenca e 12 dentare shqiptare, 2005
110. Myung-Joo Kim, d.d.s., m.s. phd, Chang-Whe Kim, d.d.s., m.s.d., ph.d. A comparative study on the dimensional change of the different denture bases 2008 ,page 4- Department of Prosthodontics, Graduate School, Seoul National University
111. Vergnano, A. “Protesi Totale, Manuale Atlante” Cides Odonto, editore. 1991.
112. Rasidi, M. Qulam Zaki Bin M. “Revieë on History of Complete Denture, Research Journal Pharmacy and Technology, 2016. Vol. 9. Fq. 1069, 105958/0974. 360X
113. Lunch C.D. at al. “The Father of Modern Dentistry”. Bulletin of Dental Journal. 2006, December 23, 201, (12); fq. 779-781.
114. Noraniah Kassim et bp., “Physical properties and fracture surface of acrylic denture bases processed by conventional and vacuum casting fabrication technique”, 2020, 4-19
115. Mohsin H.A., et bp. “Chemical Structure and Physical Properties of Heat-cured Poly (methyl methacrylate) Resin Processed with Cycloaliphatic Comonomer: An In Vitro Study”, 2020, 285-287
116. C.W. Barclay, A.D, “Walmsley Fixed and Removable Prosthodontics”, 1998,3,31-32

117. Saryu Arora et bp. “Comparative evaluation of linear dimensional changes of four commercially available heat cure acrylic resins”, 2011,3, 182–187
118. Jumali Sahar, Yusri Yusof - Physical Properties of Acrylic Denture Bases 2011,4-6
119. Dipal Mawani – “Denture Base Resins”, 2017, 1-3
120. Nedeljka Ivkovic et.bp – The residual monomer in dental acrylic and its adverse effects 2013, 4, 85
121. American Dental Association – “The Most Important Do’s and Don’ts of Denture Care” 2019, 14-17
122. Michael Friedman, “Dental Health and Dentures, Caring for Dentures”, 2019, 13
123. Greater Milwaukee, “Post Op Instructions, Partial Denture” 2007, 3-5
124. Shim Y. S. “Examination of patient for complete denture”, Journal International of Prosthodontics, 2004, fq. 32, 33
125. Moisiej Fedir. at al. “History of Evaluation of the Dentistry Material”. 2021, pg 2-4.
126. Sujit Kumar Das “Material used in total prosthesis”, Text book of Prosthodontics 2016, 13, 256-259
127. Yoav Finer et.bp, “Material used in the Management of Edentulous Patients”, Prosthodontic treatment for edentulous patients 2013,7,132-133
128. Yoav Finer, et.bp, “Physical and Biological Considerations for Heat-Activated Resins and Their Clinical Impact” Prosthodontic treatment for edentulous patients 2013, 7, 137
129. Yoav Finer et bp., “Comparision of the Properties, Advantages and Disadvantages of materials” Prosthodontic treatment for edentulous patients, 2011,7,132
130. Manar.N.Y. Nazhat – “An Autoclave Effect on the Powder of Poly Methymethacrylate” 2013, 2-3
131. Fabianelli A. “A study into the significance of tracing microleakage by color” die infiltration Siena: School of dental medicine, University of Siena. 2004, 107-109.
132. Najat A. Mohamed, “Evolution of a newly formulated autopolymerized acrylic resin permanet denture base material (In Vitro Study)2019”,104-105
133. Bogumiła Fraczak et bp: The influence of polymerization time on physicochemical properties of the acrylic resin Vertex ;2009,3, 60-4
134. Hayakaya et al. “Protesi totale, principi e tecniche” , pg 157-161
135. R. Slavicek. Protesi totale secondo Slavicek, principi fondamentali, pg 96-101
136. Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S. “Polymerization shrinkage stresses of resin-based composite restorations within beveled cavity preparations of the restorations”. American Journal Dental. 2003 April; 16 (2): pg. 139-43.
137. Sakaguchi RL, Versluis A, Douglas ĘH. “Analysis of strain gage method for measurement of post-gel shrinkage in resin composites”. Dental Materials. 1997 July; 13 (4): fq. 47233-129.

138. Mohamed. A. N. "Evaluation of a newly formulated heat-polymerized acrylic resin permanent denture base material (In vitro study, 2020), fq. 109-115.
139. Pavan Kumar Bohra et bp., "Colour Stability of Heat and Cold Cure Acrylic Resin" 2015, 3-5
140. American Dental Association – "The Most Important Do's and Don'ts of Denture Care" 2019, 14-17
141. Michael Friedman- "Dental Health and dentures, Caring for dentures", 2019, 35-41
142. Greater Milwaukee- Post Op Instructions, Partial Denture, 2007, 3-6
143. Urban Christen, A guide to complete denture prosthetics, 2014, pg 14-15, 89-91
144. Rosana Marques, Silva Figuerôa, et al - Porosity, water sorption and solubility of denture base acrylic resins polymerized conventionally or in microwave 2018; J. Appl. Oral Sci, 26: e20170383. Published online 2018, Apr 18. doi: 10.1590/1678-7757-2017-0383 PMID: PMC5933837.
145. Marco Antonio Compagnoni, Debora Barros Barbosa, Raphael Freitas de Souza, Ana Carolina Pero, The effect of polymerization cycles on porosity of microwave-processed denture base resin, J Prosthet Dent. 2004 Mar; 91(3):281-5. doi: 10.1016/j.prosdent.2004.01.006
146. Piero Venezia, Alessio Casucci, et al, "Estetica e funzione in protesi totale", 2021, pg 45-47, 126-135