

Стоматолошки факултет — Скопје

Клиника за мобилна протетика

ЕЛАСТОМЕРИ И НИВНАТА ПРИМЕНА ВО ПРОТЕТИКАТА

— прв дел —

М. Филјански, И. Богдановски, К. Дејановски

Во групата на материјали за отпечатување, посебно место по својата точност и многустрана примена имаат еластомерите. Опишани се споредбено нивните особини и начинот на употреба, за терапевтите да ги сведат своите грешки на минимум.

Земањето на отпечаток е една од меѓуфазите во мобилната и фиксна протетика, при протетско згрижување на пациентот. Од првиот отпечаток земен со пчелин восок од Gottfrid во 1771 год. до денес биле во употреба повеќе маси за отпечатување (Таб. 1) настојувајќи притоа да се постигне што подобра и поверна репродукција на коскените и лигавични поединости во устата. Сите тие имаат свои добри и лоши особини. Најдобри резултати постигнуваме со гумозните маси за отпечатување — еластомери.

Материјал	Употребен од	година
Пчелин восок	Gottfrid	1771
Гутаперка	Montomery	1842 — 48
Гипс	Westcot, Dwinelle, Dunning	1844 — 45
Штенц	Stenz	1856
Реверзибилни хидроколоиди	Poler	1925
Цинк оксид еугенол пасти		1930
Реверзибилни хидроколоиди		1940
Полисулфиди		1953
Силикони		1956
Полиетери		1960

Табела 1. Хронологија на пронајдување на масите за отпечатување.

Хемиски особини

Како резултат на барањето на пронаоѓањето на нови материјали за отпечатување, квалитетно многу подобри од другите, се појавуваат еластомерите. Тука спаѓаат три хемиски различни материјали: полисулфиди, силикони и полиетери. Заедничка основна карактеристика им е процесот на полимеризација во присуство на одредени хемиски акцелератори, при што се добива специфична тридимензионална структура која им обезбедува еластичност.

ПОЛИСУЛФИДНИТЕ еластомери прв пат се појавуваат во 1935 год. Во основа имаат течен полисулфиден полимер, најчесто полифункционален меркаптан — $\text{HS}(\text{R}-\text{S}-\text{S})_{23}\text{R}-\text{SH}$ ($\text{R} = \text{C}_2\text{H}_4-\text{O}-\text{CH}-\text{O}-\text{C}_2\text{H}_4$) (9)

Полифункционалниот меркаптан има многу активни сулфидни ($-\text{SH}$) групи. Два процента од бочните групи се трихлорпропан што ги поврзуваат додадените материји, со што му се овозможува на производителот да ги прилагодува нивните особини на клиничките потреби.

За катализатор се употребува MnO_2 или PbO_2 , но може да се користат и други метални двооксиди. Не многу често се употребува и транс-бутил-хидроген пероксид, затоа што тогаш еластомерот има нагласена контракција.

Покрај основниот полимер и катализаторот полисулфидните еластомери содржат и други додадени материји: цинк оксид, калциум сулфат и др., бои — анилински, коректори на мирисот и вкусот и др. За да се добие што подобра пластичност се додава рициново масло, ленено масло, восоци и др. (Таб. 2).

I. БАЗА

Полисулфид	80%
Цинк оксид	5%
Калциум сулфат	15%

II. КАТАЛИЗАТОР

Оловен двооксид	77%
Рициново масло	25%
Сулфур	17%
Коректори на вкус	3,5%

Табела 2. Состав на Тиokol (12)

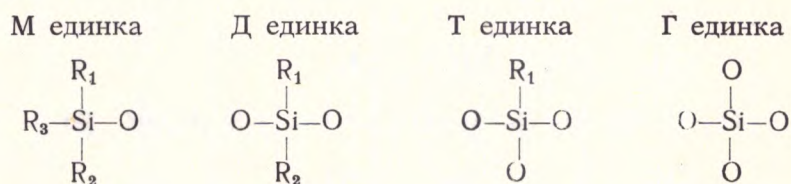
Во промет доаѓаат по тврдина три класи полисулфиди: тврди, средни и меки со различно време на врзување. Пакувани се во две пасти, во едната е основниот полимер-база, а во втората катализаторот.

Процесот на полимеризација започнува со првиот контакт на сулфидните групи и нивно поврзување преку сулфидни ($\text{S}-\text{S}$) врски. Во почетокот на поврзувањето на полисулфид-

ниот полимер е поизразен растот на линейната синциреста молекула, а потоа настанува поактивно и нивно странично меѓусебно поврзување, затоа што бочните сулфидни групи се помалку на број.² Практично ова се забележува при подготвување на еластомер при што во почетокот тој е повискозен, а потоа станува погуст и еластичен.

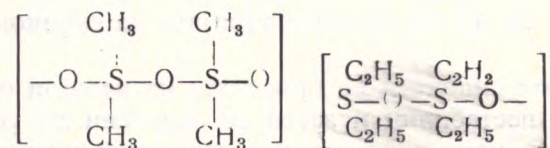
Полисулфидните еластомери даваат добра репродукција, имаат висока еластичност и мали волуменски промени. Недостаток им е лошиот вкус кој доаѓа од присуството на сулфур во меркаптинот. Фабрички препарати се: Тиокол, Пермластик, Неоплекс, Риверјел и др.

СИЛИКОНСКИТЕ еластомери чија база ја сочинуваат полисилоксани-органски соединенија на силициумот со кислород, се во употреба од 1956 год. Во сите фабрички препарати се појавуваат комбинации на четири структурни единици на полисилоксани: М, Д, Т, Г.¹²



(каде R = (—CH₃), (C₂H₄), (CH=CH₂), (C₆H₅) или друга алкилна органска група.

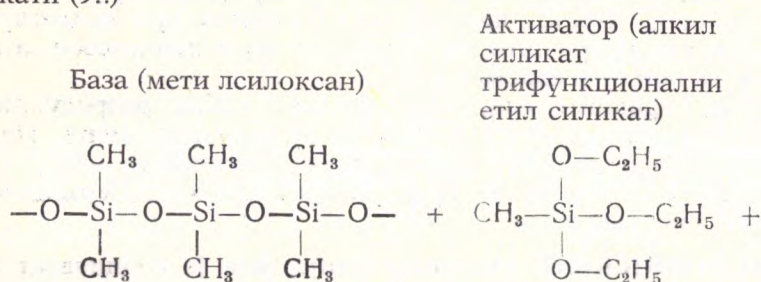
Најчесто се употребуваат диметил или диетил силоксан коишто претставуваат Д единици:



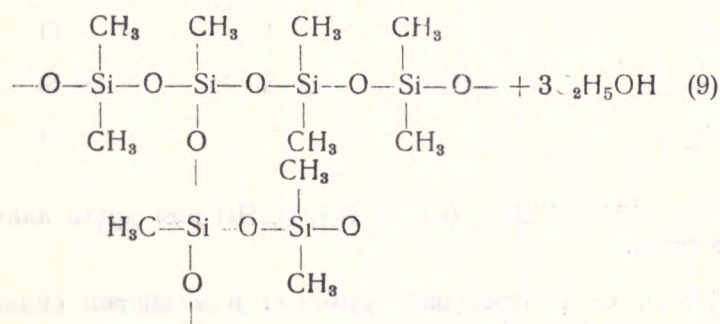
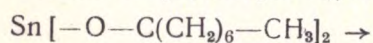
Во својот состав имаат активатори тетра или три функционални алкилни силикати застапени со 0,02%. Нивното присуство во составот на еластомерот овозможува полимеризацијата на силиконската маса да се одвива и без присуство на катализатор, но таа е многу бавна³. Затоа се додава катализатор, најчесто калајни органски соединенија (дибугил калајни дилурат, дибугил калајни ацетат или калајни октат).

Како полнило се употребува високо активна силициумова киселина, а во помали количини калциум сулфат, цинк оксид, магнезиум оксид, бариум сулфат и др. Тие содржат и додатоци за боја, мирис, вкус, пластичност и др.

Гумозните особини ги добиваат како резултат на страничното поврзување на крајните силанол групи со алкилните силикати (9:.)



Катализатор (калајни октат)



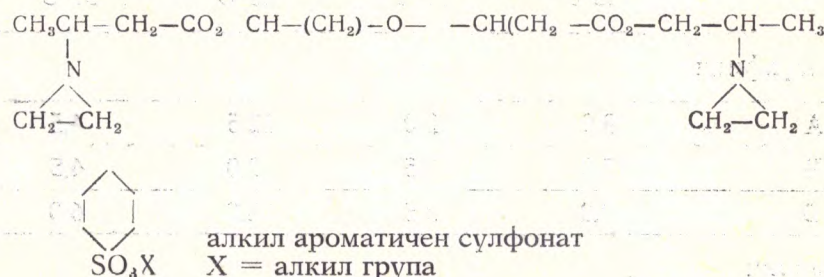
Се забележува дека ослободува алкохол кој испарува со што донекаде се објаснува контракцијата на силиконските еластомери.

Алкилните силикати во присуство на калајни органски соединенија се нестабилни и затоа се одделени до употреба. Во промет доаѓаат како една паста и два течни вискозни катализатори. Поновите имаат еден катализатор кој со стоеење кристализира. По конзистенција се тврди, средни и меки со различно време на врзување.

Силиконските еластомери се едноставни за употреба, даваат прецизна репродукција и точен работен модел, ако истиот се излее во првиот час од земање на отпечаток. Фабрички препарати се: Силан, Силтал, Планусил, Кардекс, Харвард, Импресионал, Оптозил, Ксантопрен, Силапласт, Сила-софт, Ксируркс, Ластик 55, Деликрон и др.

Најновите еластомери — ПОЛИЕТЕРИ се појавуваат во 1960 година. За основа имаат полиетер-полимер (политетрафу-

ран) кој странично има две активни азридински групи и се активира со алкил ароматичен сулфонат.



Страничното поврзување помеѓу полиетерните ланци настанува преку amino-групите во бочните азридински групи⁹. Дополнителните материји полнило, коректори за мирис, вкус, боја, пластичност и др. се слични како кај полисулфиди и силикони. За полиетерните еластомери карактеристично е кусо време на врзување добра прецизност, изразена волуменска стабилност и голема тврдина после врзувањето. Пакувани се во две пасти (база и катализатор). Единствен фабрички препарат е Инпрегум.

Физички особини

За да се избегнат извесни грешки при работа со еластомерите неопходно е потребно да се знае и строго да се запазува работното време и времето на врзување на еластомерот, кои се различни за секој препарат и одредени од производителот.

Времето на врзување на еластомерот во услови на уста не смее да биде подолго од 10 минути⁹.

На времето на врзување на еластомерот делуваат температурата и водата, при што температурата за секое покачување од 10°C го скратува за половина⁷. Водата и во мали количини го скратува времето на врзување, а за релативната влажност на воздухот се смета дека делува незначително. Ваквото дејство на температурата и водата може да има практична клиничка вредност, односно со разладување на плочката пред подготвување на еластомерот, можеме да го продолжиме времето на врзување на еластомерот. Ова особено е прифатливо кај полиетерите, зашто имаат кратко време на врзување. Истото може да се продолжи со додавање на масни киселини, како и со менување на количинскиот сооднос база-катализатор. Но, ако овој сооднос битно се наруши ќе даде последици во волуменската стабилност и другите особини на еластомерот.

материјал	работно време/мин.		време на стврдување/мин.	
	25°C	37°C	25°C	37°C
Полисулфиди				
А	9,0	2,0	12,5	4,5
Б	5,0	2,5	9,0	4,5
В	9,0	3,5	12,0	6,0
Силикони				
Г	3,5	3,0	7,5	5,0
Д	3,5	2,0	6,0	4,0

Табела 3. Време на врзување во минути (Skinner)¹⁰

Еластичноста е битен фактор за прецизноста на отпечатокот и е задоволителна кај сите еластомери. Заради самиот процес на полимеризација отпечатокот трпи една перманентна деформација. При вадење делуваме со сила која може да предизвика внатрешна деформација, која може да биде поголема при долго влечење или помала кај кратко потргнување. Постои уште и вкупна деформација. Односот на перманентната и вкупната деформација ни дава индекс на еластичност во проценти. Еластомерот е толку подобар колку му е индексот на еластичноста помал.

Спецификација бр. 19 на А.Д.А дозволува максимална перманентна деформација за полисулфиди 4%, за силикони 2%, ако на отпечатокот делува сила на деформација со 12% во време од 30 секунди. Според истата спецификација максималната надворешна сила на деформација не смее да биде поголема од 2%, ако е таа сила од 100 гр. на см², или 20%, ако е сила од 1000 гр. на см² (9).

Волуменски промени на отпечатокот настануваат од повеќе причини:

— Сите гуми нешто контрахираат при полимеризација (што беше погоре објаснето).

— Кај силиконите при хемиското врзување се добива алкохол што испарува, со што се намалува волуменот на масата.

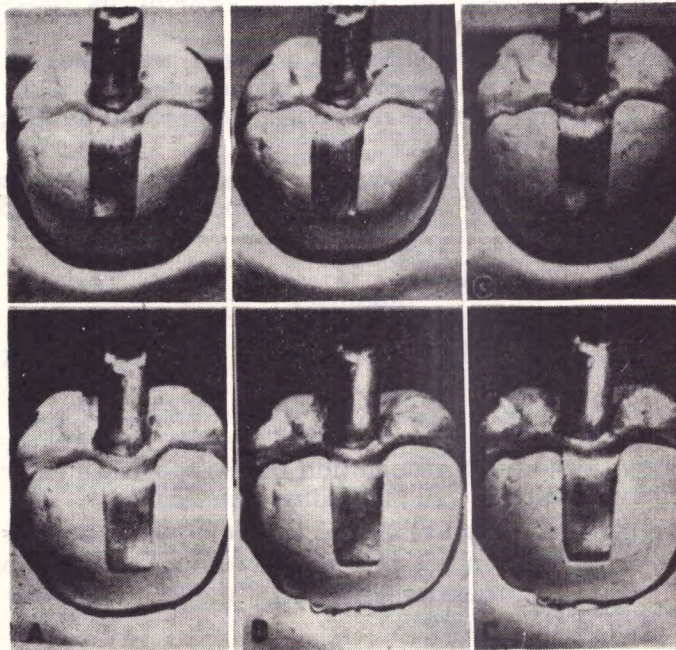
— Полиетерните еластомери се хидроскопни и во присуство на вода набабруваат.

— Ако се користат испарливи акцелератори, контракцијата е поголема.

материјал	слободен 30 мин.	отпечаток 3 дена	фиксиран 30 мин.	отпечаток 3 дена
полисулфиди				
А	-0,05	-0,13	0,00	-0,13
Б	-0,03	-0,11	0,00	-0,13
силикони				
В	-0,06	-0,87	-0,01	-0,40
Г	-0,08	-3,04	0,00	-0,81
Д	-0,05	-0,37	-0,04	-0,13

Табела 4. Волуменска стабилност (Hollenback)¹⁴⁾

Контракцијата на еластомерите не смее да биде поголема од 0,4% кај полисулфиди, 0,6% кај силикони и 0,3% кај полиетери⁹⁾. Контракцијата на отпечатокот е правопрпорционална со времето поминато од земање на отпечатокот до излевање на моделот (Сл. 1). Затоа гипсениот работен модел треба да се направи во првиот час од земање на отпечатокот.



Сл. 1: Контракција по: 10 минути, 6 часа, 24 часа
а) Полисулфиди б) Силикони

Еластомерите се добри изолатери на топлина. Среден коефициент на топлотна експанзија изнесува кај полисулфиди 150×10^{-6} , а кај силикони 200×10^{-6} за секоја промена од 1°C . Од тоа произлегува дека по вадење на отпечатокот со загреаност во уста на 37°C и оставање на собна температура од 20°C треба да очекуваме волуменска контракција на отпечатокот од полисулфиди 0,26%, силикони 0,34% и кај полиетери 0,36%. Тие вредности се добиени врз основа на слободно врзување на отпечатокот и нив клиниката не ги толерира. Бидејќи во клиничката пракса еластомерот е фиксиран во лажницата оваа контракција дава минимални промени во поглед на прецизноста на отпечатокот. Ако гипсениот модел се излее на температура од 37°C , ваквата минимална контракција може да се елиминира⁹.

Репродукцијата на оралната состојба со отпечатокот од еластомери е толку прецизна, што гипсот кој се користи за излевање на модел не може да ги прими сите поединости од отпечатокот и затоа подобро е тоа да се прави по пат на галванопластика.

Заклучок

Еластомерните маси за отпечатување се разликуваат по своите хемиски и физички особини како и по начинот на употреба, затоа познавањето на тие нивни особини не упатува кон внимателност при работа со истите.

Различните карактеристични особини на одделни препарати од иста група еластомери не задолжува строго да ги почитуваме упатствата дадени од производителот, кои се различни за секој препарат.

Еден таков приод кон особините на еластомерите ни овозможува максимално да ги избегнеме грешките при работа со истите.

Summary

ELASTOMERES AND THEIR USAGE IN PROSTHETICS

Elastomere materials for impression differ for their chemical and physical characteristics as well as the mode of handling. Consequently, a thorough recognition of these of their characteristics suggests carefulness while handling with them.

The different characteristics of each of these materials of the unique group of elastomeres imperatively imposes to follow strictly the direction for usage prescribed by the manufacturer, which differ for each of the materials.

Such an approach to the characteristics is a condition to avoid mistakes while working with elastomeres.

ЛИТЕРАТУРА

1. Anderson J. N.: „The dimenzional stability of there siliconebase impresion materialis“, Dent. Pract. and Dent Rec: 8: 568—572, 1958
2. Braden M.: „Characterizations of the setting process in dental polysulfide rubbers“, J. Dent. Res. 45: 1066—1071, 1966.
3. Braden M. and Elijor J. C.: „Characterization of the setting process in dental silicone rubbers“, J. Dent. Res. 45: 1016—1023, 1966.
4. Brankovački D., Kosovčević M., Marić D., Trifunović D., Petrović A.: „Savremeni otisci u stomatološkoj protetici“ S.G.S. VIII Stomatološka nedelja Kruševac: 83—87 1975
5. Vukovojac P., Ivanović D.: „Tehnologija zubotehničkog materijala“ Medicinska knjiga Beograd—Zagreb: 23—39 1975
6. Eichner K.: „Zahnarztliche werkstoffe und irhe verarbeitung“ Dr. Alfred Huting verlag Heidelberg: 1—156 1973
7. Jorgensen K. D.: „Thiokol as a dental impresion material“, Acta Odont. Scand. 14: 313—334 1956
8. Kosovčević M.: „Savremeni otisak i model u fiksnoj protetici“, Dostigiuća u stomatološkoj protetici — Zagreb: 77—91 1977
9. Phillips R. W.: „Science of dental materials“, W. B. Sanders Co. Philadelphia—London—Toronto: 136—156 1973
10. Skinner E. W.: „Use od ruber impresion materials“, J. Amer. Dent. Ass. 51: 523—535 1955
11. Schulz H.: „Die totale prothese“, Verlag neuer Mercur CMBA Mūnhen: 69—77 1976
12. Slankamenac S.: „Materijal u Stomatologiji“, „Svetlost“, Sarajevo: 19—39 1978
13. Suvin, Kosovel: „Fiksna protetika“, „Školska knjiga“ Zagreb: 1975
14. Hollenbak G. M.: „Study of fisical properties of elastic impresion materials and stones“, J. S. Calif. Dent. Ass. 25: 20—28 1957