

ელიზა მარქარაშვილი, ღმარ მუკბანიანი,
თინათინ ჩოგოვაძე

სამედიცინო დანიშნულების სილიციუმორგანული ნაერთები



გამომცემლობა „ენიპროსალი“
თბილისი 2011

წიგნში ასახულია სილოქსანური ნაერთების გამოყენება მედიცინაში. განხილულია სილოქსანური ნაერთების გამოყენების სფეროები ქირურგიაში, ოფთალმოლოგიაში სტომატოლოგიაში, ოტორინოლარინგოლოგიაში, უარმაკოლოგიაში და სხვ.

წიგნი განკუთვნილია დამხმარე სახელმძღვანელოდ ქიმიის, მედიცინის და ბიოლოგიის მიმართულების სტუდენტებისათვის, აგრეთვე სამედიცინო დანიშნულების პოლიმერული მასალებით დაინტერესებული ფართო ფენებისათვის.

რედაქტორი: პროფ. მედ. მეცნ. დოქტორი თ. შიოშვილი

რეცენზენტები: პროფ. მედ. მეცნ. დოქტ თამარ შიშნიაშვილი
პროფ. ტექნიკის მეცნ. დოქტ. ჯ. ანელი

© ე. მარჯარაშვილი, ო. მუჯბანიანი, თ. ჩოგოვაძე, 2011

გამომცემლობა „უნივერსალი“, 2011

თბილისი, 0179, ი. ჯავახიშვილის გამზ. 19, ☎: 22 36 09, 8(99) 17 22 30

E-mail: universal@internet.ge

ISBN 978-9941-17-288-5

წინასიტყვეობა

მედიცინის აღმოცენება და მისი შემდგომი წარმატება მჭიდროდ არის დაკავშირებული ქიმიის მიღწევებთან, რაც შესაძლებლობას აძლევს ექიმს ებრძოდეს ადამიანის სხვადასხვა დაავადებას.

მას შემდეგ, რაც კაცობრიობა არსებობს, ადამიანის ჯანმრთელობისათვის გამოიყენება სხვადასხვა სამკურნალო მცენარე, მინერალი, ცხოველის კანი. თაობიდან თაობას გადაეცემა ასეთი წამლების ძვირფასი თვისებები, რომელიც დადებით ეფექტს იძლევა. ასე შეიქმნა სახალხო მედიცინა, რომელიც უძველესი დროიდან არის ცნობილი.

საბუნებისმეტყველო მეცნიერებების განვითარებამ ქიმიკოსებს საშუალება მისცა დაეწყოთ სამკურნალო მცენარეული საშუალებების წარმოება დაავადებების საწინააღმდეგოდ და მიზანმიმართულად შეექმნათ ახალი, უფრო ეფექტური საშუალებები. სილიციუმორგანულ ნაერთებს უდიდესი მნიშვნელობა აქვთ. ამ ნაერთების მიმართ ფართო ინტერესი გამოწვეულია არა მარტო ძირითადი ჯაჭვის სტრუქტურით, არამედ სილიციუმის ატომთან მდგარი ორგანული რადიკალებითაც. აღნიშნული ნაერთები არ ენებენ ორგანიზმს, რაც იძლევა იმის საშუალებას, რომ ისინი გამოყენებულნი იქნან მედიცინაში და კოსმეტიკაში. ამ მიმართულებით მთელ მსოფლიოში ფართო კვლევები მიმდინარეობს ახალი სილიციუმორგანული სამედიცინო პრეპარატების შესაქმნელად.

I სამკურნალო დანიშნულების სილიციუმორგანული ნაერთები

დედამიწის ქერქსა და ატმოსფეროში გაერცვლების მიხედვით, სილიციუმი მეორე ადგილზეა ქიმიურ ელემენტებს შორის უანგბადის შემდეგ. მისი შემცველობა ზღვის წყალში ($3 \cdot 10^{-3}$ მგ/გ) აღემატება ფოსფორის შემცველობას. სილიციუმი წარმოადგენს ყველა ცოცხალი ორგანიზმისათვის აუცილებელ სასიცოცხლო ელემენტს. ცხოველებისა და ადამიანის ქსოვილებში სილიციუმი წყალში ხსნადი სილიკატებისა და სილიციუმის მჟავას რთული ეთერების სახით არსებობს. მიუხედავად ამისა, სილიციუმი XX საუკუნის 60-იან წლებამდე ბიოლოგიურად ინერტულ ელემენტად ითვლებოდა.

ამავე დროს, ძველინდური აიურვედების ფარმაცევტულ პრაქტიკაში [1], ინდურ-ტიბეტურ მედიცინაში [2] და დასავლეთის მრავალი ქვეყნის სახალხო მედიცინაში გამოიყენებოდა ისეთი „სილიციუმიანი“ მცენარეებისაგან დამზადებული ნაყენი და ექსტრაქტები, როგორც არის ჭინჭარი, წიწაკა, ბამბუკი, ასფურცელა და სხვა [3-5]. არც თუ ისე დიდი ხნის წინ სილიციუმის შემცველ მცენარეებს მიაკუთვნეს ცნობილი ჟენ-შენი [6].

ძველ ინდოეთსა და ჩინეთში ჯერ კიდევ 2000 წლის წინ გამოიყენებოდა ბანზალოგანი (ამორფული კაჟმიწის სახეობა), რომელიც წარმოიქმნება ბამბუკის კვანძებს შორის და არაბულ მედიცინაში ცნობილია „თაბაშირის“ სახელწოდებით [1, 7-10]. ეს და სხვა ფიტოსილიციუმიანი პრეპარატები გამოიყენებოდა ტუბერკულოზის, რევმატიზმის, რადიკულიტის, პოდაგრის, კუჭის წყლულის, სასუნთქი გზების, კანის დაავადებების სამკურნალოდ [1-5, 7, 8] მანამ, სანამ აღმოჩნდებოდა, რომ სილიციუმი არის ბიოაქტიური ელემენტი [9,11].

სილიციუმის არაორგანული ნაწარმები თითქმის საუკუნეა გამოიყენება პოლიმედიკაში პრაქტიკაში რაქიტის, ლიმფური დიათეზის, ათეროსკლეროზის, ანემიის, ქრონიკული ბრონქიტების, ნეფრიტების, ფარინგიტის, კუჭის წყლულის, ინფექციური და ანთებითი პროცესების დროს და ა.შ. [9]. მედიცინაში სილიციუმის ნაერთების გამოყენების ყველაზე ნათელ მაგალითს წარმოადგენს პოლიორგანოსილოქსანები – სილიკონები. ამჟამად ისინი ფართოდ და წარმატებით გამოიყენება ქირურგიაში, კოსმეტოლოგიაში, პედატოლოგიაში, დერმატოლოგიაში, უროლოგიაში, გინეკოლოგიაში, ოფთალმოლოგიაში, სტომატოლოგიაში და სხვა [9]. სწორედ მათმა გამოყენებამ მედიცინაში გამოიწვია სილიციუმის ნაერთების „მეორედ დაბადება“ და შემდგომი განვითარება. ეს საკითხები უფრო დაწვრილებით გადმოცემულია ორიგინალურ მონოგრაფიაში „სილიციუმი და ცხოვრება“ [9] და სხვა სპეციალურ მიმოხილვებში [12-17].

ფიზიოლოგიურად აქტიური მონომერული სილიციუმორგანული ნაერთების (სონ) ძიებისას მეტად მნიშვნელოვანი იყო ევრონკოვისა და მისი თანამშრომლების მიერ XX საუკუნის 60-იან წლებში არილსილატრანების მაღალი ტოქსიკურობის აღმოჩენა. 70-იან წლებში მიღებული იქნა სილიციუმორგანული ნაერთები, რომლებიც ხასიათდება ჭრილობის შემახორცებელი, იმუნომასტიმულირებელი, ნეიროტროპული, ანტიმიკრობული, სიმსივნის საწინააღმდეგო, ინსექტიციდური მოქმედებით [9,18-21]. ეს წარმოადგენდა სხვადასხვა ქვეყანაში სილიციუმორგანულ ნაერთთა ქიმიის – ბიოორგანული ქიმიის განვითარების და სილიციუმის, როგორც ბიოაქტიურ ელემენტად ცნობის საფუძველს [11].

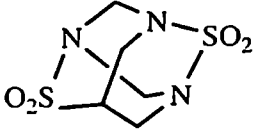
გერმანულ და ინგლისურ ლიტერატურაში ფართოდ გამოიყენება ტერმინი „სილა-ფარმაკა“ ფარმაცევტული (ფარმა-

კა) ნაწარმების სილიციუმორგანული (სილა) წარმოებულების აღსანიშნავად [17,22,23]. ამჟამად ახალი „სილა-ფარმაკა“-ს შექმნისათვის გამოიყენება სამი ძირითადი მიდგომა:

- ცნობილი სამკურნალო საშუალების მოლეკულის ნახშირბადოვანი ფრაგმენტის ჩანაცვლება სილიციუმით;
- იზოსტრუქტურული ორგანული ანალოგის მოლეკულაში წყალბადის ატომების ჩანაცვლება სილილური ჯგუფებით;
- იმ სილიციუმორგანული ნაერთების ფარმაკოლოგიური მოქმედების სინთეზი და შესწავლა, რომელთაც არა აქვთ ნახშირბადოვანი ანალოგები;


ადრე ცნობილი სილიციუმორგანული ნაერთები, რომლებიც შეიცავენ $\equiv\text{Si}-\text{NC}$, $\equiv\text{Si}-\text{F}$, $\equiv\text{SiCH}_2\text{R}_F$ და სხვა ბმებს, დაშლის პროცესში წარმოქმნის ტოქსიკურ მეტაბოლიტებს: HCN , HF , FCH_2COOH . არილსილატრანები ორგანიზმში იშლება უსაფრთხო კომპონენტებად – ტრიეთანოლამინი ან მისი ჰიდროქლორიდი და შესაბამისი სილანტიოლი. მაგრამ სილატრანების ტოქსიკურობა 2-ჯერ მაღალია, ვიდრე სტრიხნინის და სინილური მჟაეებისა (ცხრილი 1) [9,21], ამიტომაცაა, რომ სილიციუმორგანული ნაერთების ქრონიკული ტოქსიკურობისადმი მიძღვნილი შრომების უმრავლესობა სწორედ სილატრანებს ეხება [24-35].

სილატრანების, სილაზოცინებისა და მონათესავე პოლიედრული
სისტემების სიცოცხლისათვის საშიში საშუალო დოზები
[9, 21, 30, 31, 36, 37]

ნაერთი	LD ₅₀ *, მგ/კგ
4-ClC ₆ H ₄ Si(OCH ₂ CH ₂) ₃ N**	14
PhSi(OCH ₂ CH ₂) ₃ N	0,3
სტრიხნინი **	5-15
R ₂ Si(OCH ₂ CH ₂) ₂ NM ₆ ***	1800±200
(O)P(OCH ₂) ₃ CPh	1,5
(O)P(OCH ₂) ₃ P(O)	189
(S)P(OCH ₂ CH ₂) ₃ N	260
ClCH ₂ Si(OCH ₂ CH ₂) ₃ N	1500
ClCH ₂ C(OCH ₂) ₃ CMe	526
P(OCH ₂) ₃ C-CHMe ₂	0,22
R'COO(CH ₂) ₂ N(CH ₂ CH ₂ O) ₂ SiMe ₂	7110±350
MeP(O)(OCH ₂ CH ₂) ₂ NR	3000±250
	0,24

* აქ და შემდეგშიც თეთრი თავგებისათვის მუცლის აკის
ღრუში;

** სასიკვდილო დოზა ადამიანისა და მაიმუნებისათვის;

*** R=Me, Ph, R = Ph, , C₆H₁₁.

დიდი მოცულობის ექსპერიმენტული მასალის არსებო-
ბამ შესაძლებელი გახდა ჩატარებულიყო თეორიული კვლე-
ვა სტრუქტურასა და ბიოლოგიურ აქტიუობას შორის კავში-
რის გამოკვლენის მიზნით. მიზნობრივ ფუნქციად სილატრა-
ნების მწვავე ტოქსიკურობის პარამეტრები იქნა აღებული
[34,35]. რიგ შრომებში [34] გამოყენებული იქნა სპეციალური

ალგორითმი, სილატრანების, სილაციკლოპენტანების და სილირიებული ციკლოპექსანების მაგალითზე გამოვლენილი იქნა სილიციუმორგანული ნაერთების ტოქსიკურობის დამახასიათებელი ტიპური ნიშნები.

აცთკლური სილიციუმორგანული ნაერთების ტოქსიკურობა (ორგანილჰალოგენ- და ალკოქსისილანების და მათი კარბოფუნქციონალური წარმომადგენლების) ძირითადად დაკავშირებულია მოლეკულაში ჰეტეროატომის ან ფუნქციონალური ჯგუფის (F, Cl, Br, S, CN, SH, CNS, FCH₂ და სხვ.) არსებობასთან. ეს უკანასკნელი შხამიანი მეტაბოლიტების პოტენციურ წყაროს წარმოადგენს. სილიციუმთან დაკავშირებული ჰალოგენის ატომის ბუნების გავლენა ჰალოგენსილანების ტოქსიკურობაზე ნაკლებად არის შესწავლილი, მაგრამ, ზოგადად, ქლორის ატომის ფთორით შეცვლა იწვევს ტოქსიკურობის მნიშვნელოვან ზრდას. ანალოგიური კანონზომიერება შეიმჩნევა ბენზოილის მეჯვას სილილმეთილურ ეთერებში, განსაკუთრებით ისეთ ცნობილ და დეტალურად შესწავლილ ფიზიოლოგიურად აქტიურ შენაერთებში, როგორიცაა ჰალოგენალკილსილატრანები (ცხრილი 2) [21,31].

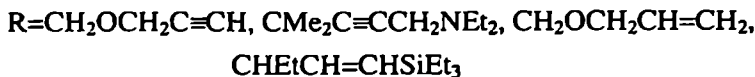
ცხრილი 2

$X(CH_2)_2Si(OCH_2CH_2)_3N$ ჰალოგენალკილსილატრანების და ბენზოილის მეჯვას $YC_6H_4COOCH_2SiR_3$ სილილალკილეთერების ტოქსიკურობა (Y=H, Me, MeO, F) [21, 31]

X	LD ₅₀ , მგ/კგ	R	LD ₅₀ , მგ/კგ
ClCH ₂	2240	OEt	2500±450
FCH ₂	223	≤(OCH ₂ CH ₂) ₃ N	1600±330
CF ₃	3,7	F*	10-50

როგორც წესი, ალკოქსისილანების მოლეკულაში ფუნქციონალური ჯგუფის შეყვანა მნიშვნელოვან გავლენას ახ-

დენს ტოქსიკურობის ზრდაზე. LD_{50} (Летальная доза – სასიკედილო დოზა) პექსამეთილდისილაზანისა (0,64 გ/კგ) და 3-ამინოპროპილტრიეტოქსისილანისათვის (1,78 გ/კგ) მნიშვნელოვნად ნაკლებია, ვიდრე პექსამეთილდისილოქსანის (26 გ/კგ) და 3-ციანპროპილტრიეტოქსისილანის (4,9 გ/კგ) [9,38]. აცეტილენური ჯგუფის შეყვანა $ClCH_2SiMe_2OR$ ქლორმეთილსილანოლის მოლეკულაში, სადაც



და სხვა, იწვევს ტოქსიკურობის მნიშვნელოვან ზრდას ეთილენური კაუშირის შეყვანასთან შედარებით. აციკლური და ალიციკლური აზოტშემცველი სილიციუმორგანული ნაერთების ტოქსიკურობა (გარდა ამონიუმის მარილებისა) მოცემულია შრომებში [9,40].

სილიციუმის ატომის შეყვანა ბიოგენური ნაერთის მოლეკულაში ძირითადად იწვევს ტოქსიკურობის შემცირებას. ეს კარგად ილუსტრირდება ტრიეთანოლამინის [41], ქოლინის [32, 41], ბენზოილის და ფტორალკანკარბონმჟავების [28], სინთეზური ფიტოჰორმონების და სხვა შენაერთების სილილირებით, რომელთათვისაც დამახასიათებელია ტოქსიკურობის შემცირება სილილირებული ანალოგის სპეციფიკური ფიზიოლოგიური მოქმედების დანაკარგის გარეშე.

სილილირებული კარბონილშემცველი ნაერთების (კეტონების, დიკეტონების, ოქსი- და კეტომჟავები, ოქსიალდეჰიდები, ოქსიკეტონები და სხვა) საშუალო მომაკვდინებელი დოზა 800 მგ/კგ-ს აღემატება [42], მაშინ, როცა ყველა ეს ნაერთი ამჟღავნებს საკმაოდ გამოხატულ ბიოლოგიურ აქტივობას.

სულ სხვა შედეგი მიიღება ორგანულ ან სილიციუმორგანული ნაერთების მოლეკულაში პეტეროციკლური ან პოლიედრული ჩონჩხის შეყვანისას. ამის ნათელ მაგალითს წარმოადგენს ტრიეტოქსისილილური ჯგუფის შეცვლა სილატრანული პოლიედრით (ცხრილი 3). ამ შემთხვევაში სილიციუმის ტეტრაედრული ატომის შემცველი სილიციუმორგანული ნაერთებიდან, ბიპირამიდული „ხიდური“ სილიციუმის შემცველ პოლიედრულ სისტემებზე გადასვლისას შეიმჩნევა ტოქსიკურობის ზრდის ტენდენცია.

ცხრილი 3

სილანების და სილატრანების ზოგიერთი ამინოსპირტის და კარბოფუნქციური წარმოებულების მწვეავე ტოქსიკურობის ცვლილების დინამიკა

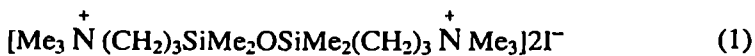
ნიუთიერება	ML ₅₀ მგ/კგ	ნიუთიერება	ML ₅₀ მგ/კგ
$N(CH_2CH_2OH)_3$	1500	$N(CH_2CH_2OSiMe_3)_3$	3500
$Me_2NCH_2CH_2OH$	200	$Me_2NCH_2CH_2OSiMe_3$	620
$[Me_3NCH_2CH_2OSiMe_3]I$	238	$Me_2NCH_2CH_2OSi(OCH_2CH_2)_3N$	70
$EtSi(CH_2)_2Si(OEt)_3$	2900	$EtSi(CH_2)_2Si(OCH_2CH_2)_3N$	6.0
$[Ph_3P^+CH_2Si(OEt)_3]I^-$	1120	$[Ph_3P^+CH_2Si(OCH_2CH_2)_3N]I^-$	2.2
$HS(CH_2)_2Si(OMe)_3$	170	$HS(CH_2)_2Si(OCH_2CH_2)_3N$	55.0
$NCS(CH_2)_3Si(OEt)_3$	-	$NCS(CH_2)_3Si(OCH_2CH_2)_3N$	0.2

ეს ტენდენცია დაკავშირებულია აგრეთვე სილიციუმორგანული ნაერთების მოლეკულაში „ხიდური“ აზოტის ატომის შეყვანასთან. ღიაჯაჭვიან და ალიციკლურ სილიციუმორგანული ნაერთებს შორის, როგორცაა ამინები, ამინოკეტონები, კარბამატები, სპირობარბიტურატები და ქოლინის ნაწარმები, არ აღმოჩნდა ძლიერმოქმედი მომწამვლელი ნიუთიერებები [9,21,32,40,41], თუმცა აღმოჩენილი იქნა ისეთი ნაერთები, რომლებიც არ შეიცავს პოტენციურ შხამიან მეტაბოლიტებს, მაგრამ შეიცავს აზოტის ატომებს კვატერნიზირებულ მდგომარეობაში. ასეთი ტიპის ნაერთები აღმოჩნდა

სილილირებული ამონიუმის მარილების ანალოგები: ბის(3-დიმეთილამინოპროპილდიმეთილსილილ)მეთანის, ბის(3-პიპერიდინოპროპილდიმეთილსილილ)მეთანის და 1,3-ბის(3'-დიმეთილამინოპროპილ)1,1,3,3-ტეტრამეთილდისილოქსანის ამონიუმის მარილები [43]. ამ ნაერთებისათვის μ_{MCO} -ს მნიშვნელობა შეადგენს შესაბამისად: 1,14; 0,32 და 1,91 მგ/კგ-ს, [43]. მეთილენური ხიდის სიგრძის შემცირება α - და β -ჩანაცვლებული ამონიუმის მარილების ბის(დიმეთილამინომეთილდიმეთილსილილალკანების, ბის(2-დიმეთილამინომეთილდიმეთილსილილ ალკანების და ბის(3-დიმეთილამინომეთოქსიდიმეთილსილილ)ალკანების და სილოქსანების მოლეკულებში იწვევს ტოქსიკურობის შემცირებას შესაბამისად 2,9-6,7 და 3,11-6,8 მგ/კგ-მდე [44-47]. სილატრანებისაგან განსხვავებით, ამ ნივთიერებებს აქვთ გამოხატული ქოლინოლიზური მოქმედება. ისინი ამცირებს ალგზნების გადაცემას მამოძრავებელი ნერვებიდან ჩონჩხის კუნთებზე.

კურარეს მსგავსი მოქმედებით ხასიათდება აგრეთვე ტრიალკილამინომეთილური ჯგუფებით ბლოკირებული ზოგიერთი ოლიგომეთილსილოქსანი [48,49] და C-სილილჩანაცვლებული ამინოსპირტების იოდმეთილატები [50]. მეთილენური ჯგუფების რიცხვის შემცირება აზოტისა და სილიციუმის ატომებს შორის იწვევს კურარეს მსგავსი აქტივობის შემცირებას.

ამ სამკურნალო საშუალებების კონსტრუირების პრინციპი გულისხმობს აზოტის ორი ატომის ერთმანეთისაგან დაცილებას 14 Å-ით [17,43]. საბაზისო ნაერთში ნახშირბადის ატომების სილიციუმით შეცვლისას, „სილა“ ანალოგის (1) მოქმედება იზრდება, მაგრამ იზრდება ტოქსიკურობაც ($\mu_{\text{MCO}} = 1,14$ მგ/კგ) [43].



ინტერესი ახალი კურარეს მსგავსი სილიციუმორგანული ნაერთების მიმართ სულ უფრო და უფრო იზრდება [43-50].

ზემოთ განხილული სილიციუმორგანული ქოლინოლიტებისაგან განსხვავებით, წარმოებულები – (2-ამინოეთილ)-ციკლოალკილფენილსილანოლი და დიფენილ(2-პიპერიდინოეთოქსიმეთილ)სილანოლი – ანტიმუსკარინული აქტივობით [51,52] ხასიათდება და შესაძლებელია, ისინი ქოლინომიმეტიკებს მიეკუთვნოთ [43-47, 51, 52].

სილატრანების ტოქსიკური მოქმედების მექანიზმი დღემდე ბოლომდე არ არის დადგენილი. იყო ცდები, დაეკავშირებინათ არილსილატრანების ტოქსიკურობა ხუთკოორდინირებულ სილიციუმის ატომთან და ტრანსანულარულ $\equiv \text{Si} \leftarrow \text{N}$ კავშირთან [53-55]. ამერიკელი მკვლევარების აზრით, სილატრანების ტოქსიკურობა ეფუძნება კარდიალურ დეპრესიას, რაც იწვევს კარდიოვასკულარულ კოლაფსს [56]. ვორონკოვი [9, 20, 53, 57] თელის, რომ არილსილატრანები არ სპობს ქოლინ- და აცეტილქოლინესტერაზებს. ბენეტმა გამოთქვა მოსაზრება [21], რომ ფენილსილატრანების ტოქსიკურობა გამოწვეულია ცენტრალური ქოლინერგიული სტიმულაციით, მაგრამ სიკვდილის მექანიზმი განპირობებულია უფრო კარდიალური ეფექტით, ვიდრე ცენტრალურ ნერვულ სისტემაზე მოქმედებით.

სილატრანების ნეიტრალური და მჟავური პიდროლიზის შესწავლისას აღმოჩენილი იქნა ურთიერთკავშირი მათ ტოქსიკურობასა და პიდროლიზის სინქარის მუდმივებს შორის [21, 31, 58]. ამაზე დაყრდნობით, გამოითქვა მოსაზრება, რომ ტოქსიკურობა განისაზღვრება არა პიდროლიტური დაშლის

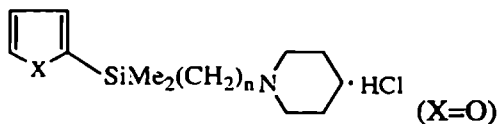
პროდუქტებით, არამედ თვით სილატრანის მოლეკულების გაუღენით. შემდგომ [34] ავტორებმა განსაზღვრეს მახასიათებელი ფრაგმენტები, რომლებიც ტიპურია ტოქსიკური სილიციუმორგანული ნაერთებისათვის (ცხრილი 4).

ცხრილი 4

ტოქსიკური სონ-თვის დამახასიათებელი ზოგიერთი ფრაგმენტარული თვისება [34]

ფრაგმენტის კოდი	ფრაგმენტი	ინფორმატულობის შეფასება
3	$\text{Si}(\text{OCH}_2\text{CH}_2)_3\text{N}$	-0,233
11	- F	-0,233
12	- S -	-0,327
304	N - R	-0,233
1223	S - C = C	-0,233
10304	$\equiv \text{Si} - \text{R} - \text{N}$	-0,233
12312	Si - C = C - S	-0,233

განსაკუთრებით პერსპექტიულია აღნიშნული ტოქსიკური ნაერთების მიღება სილიციუმის ატომთან თიენილის ან პ-ჩანაცვლებული ფენოლის ციკლებით [34]. ტოქსიკური მოქმედების ანომალიის ფაქტები შენიშნეს აგრეთვე ლუკევიცმა და სხვ. [29] ფურილ- და თიენილსილატრანებიდან სილატრანების წარმოებულებზე გადასვლისას. პირველ შემთხვევაში, ფურილსილანების ჰიდროქლორიდები



სადაც, $n=1-3$, 1,5-ჯერ უფრო ტოქსიკურია, ვიდრე თიენილსილანები (X=S). სილატრანებში თიოფენის ციკლის ფურანით შეცვლა ტოქსიკურობას ერთი რიგით ამცირებს.

ჩინელმა მკვლევარებმა აღმოაჩინეს [35] ანტიბატური და მოკიდებულება $\equiv\text{Si}-\text{C}$ კავშირის ენერგიასა და MDSO -ს მნიშვნელობას შორის $\text{XS}_1(\text{OCH}_2\text{CH}_2)_3\text{N}$ ($\text{X}=\text{H}, \text{Me}, \text{Ph}, \text{MeC}_6\text{H}_4$) სილატრანებში და გამოთქვეს მოსაზრება, რომ $\equiv\text{Si}-\text{C}$ კავშირის გაწყვეტას სილატრანის მოლეკულაში, შეიძლება მოჰყვეს ტოქსიკური ინტერმედიატის წარმოქმნა.

ყველაზე ორიგინალური და დამაჯერებელი მონაცემები ბიციკლური სტრუქტურის მქონე ნაერთების, მათ შორის სილატრანების ტოქსიკური მოქმედების შესახებ გამოთქვეს კასიდმა [30], კუპერმა [26] და ტურინმა [34].

აგტორების [30] მოსაზრებით, „უჯრედული“ პეტეროციკლების მაღალი ტოქსიკურობა განისაზღვრება მთელი რიგი სტერეოელექტრონული ფაქტორით, მათ შორის ვან-დერ-ვაალსური მოცულობითი ჩამნაცვლებლებით ხიდურ ატომთან და მასზე ჭარბი ელექტრონული სიმკვრივის შექმნით. ასეთ მოლეკულებს აქვთ დიდი დიპოლური მომენტი: 2,7-3,2 D – კარბოციკლო(2,2,2)ოქტანებისათვის, 3,8-4,1 D – ფოსფაბიციკლო-(2,2,2)-ოქტანებისათვის [30] და 5-7 D – სილატრანებისათვის [21].

კუპერმა და მისმა თანამშრომლებმა [26] აჩვენეს, რომ მეთილის ჯგუფის შეცვლა ეთილის ან იზოპროპილის ჯგუფებით ძლიერმოქმედი მომწამლავე ნივთიერების მოლეკულაში ($\text{MDSO}=0,15-0,20$ მგ/კგ; პ-ტოლილსილატრანი) იწვევს ტოქსიკურობის მნიშვნელოვნად შემცირებას.

განხილულია აგრეთვე ნერეულ მემბრანებზე ბიციკლური „უჯრედული“ სტრუქტურების მონაწილეობის შესაძლებლობა $\text{Ca}^2, \text{Na}^+, \text{K}^+$ იონების დამჭერის როლში [30]. ფრანგმა მკვლევარებმა დაადგინეს, რომ სილატრანები შეიძლება გა-

მოვიდეს კრიპტანდების როლში, რომლებიც იჭერენ Li-ის იონებს [59].

სამედიცინო თვალსაზრისით ყველაზე პერსპექტიული პეტეროციკლური და პოლიედრული სილიციუმორგანული ნაერთების ტოქსიკური მოქმედება შემდეგი ფაქტორებით განისაზღვრება:

- პეტეროციკლის ან პოლიედრის კონფორმაციით და ანომალურ ვალენტურ მდგომარეობაში აზოტის ან სილიციუმის „ხიდური“ ატომების არსებობით;
- სილიციუმის ატომთან ჩამნაცვლებლის ბუნებით;
- მოლეკულის ელექტრული ასიმეტრიით და მაღალი დიპოლური მომენტით;
- ჩამნაცვლებლისა და ჩონჩხის გახლეჩის სინქარით, ე.ი. მეტაბოლიტურ ციკლში მოლეკულის დაშლით აქტიური ინტერმედიატის წარმოქმნით.

ტოქსიკური სილიციუმორგანული ნაერთებით ლაბორატორიული ცხოველების მოწამელისას, საერთო კლინიკური სურათი ერთნაირია და ხასიათდება ძლიერი აღზნებით, მოუსვენრობით, კრუნჩხვით, მუცლის კუნთების სპაზმით და ა.შ. კურარეს მსგავსი სილიციუმორგანული ნაერთები კი პირიქით – იწვევს აქტიუობის შემცირებას და სრულ პარალიზებას. ფთორშემცველი სილატრანის შეყვანისას ცხოველებში აღინიშნება სისხლდენა ცხვირიდან [21, 24, 31]. ალკოქსისილანების სხვადასხვა ამინოწარმოებულებით ინტოქსიკაციისას კლინიკური სურათი გამოხატულია ცენტრალური ნერვული სისტემის შედარებით სუსტი ფუნქციური ცვლილებებით, ღვიძლისა და თირკმელების ფუნქციის დარღვევით, ერთროციტების რიცხვისა და ჰემოგლობინის შემცველობის

დაქვეითებით [9, 60]. ყველა შემთხვევაში, დაღუპვის ვადა დამოკიდებულია ნაერთის ტოქსიკურობაზე.

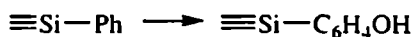
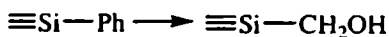
მრავალჯერადი ინჰალაციისას, მცირე კონცენტრაციის დაბალტოქსიკური სილიციუმორგანული ნაერთებიც კი (მაგალითად (ამინოალკილ)ტრიალკოქსისილანები, ტეტრაეთოქსისილანი, I-ეთოქსისილატრანი), კუმულატიური მოქმედებისაა [60, 61].

დაშლის, გარდაქმნის და ორგანიზმიდან სილიციუმორგანული ნაერთების გამოყვანის მეტაბოლური მეთოდები ნაკლებად არის შესწავლილი. შეარცის აზრით [62], სილიციუმს განსაზღვრული პოზიცია უკავია უჯრედშორისი ნივთიერების მაკრომოლეკულურ და სუპრამოლეკულურ სტრუქტურაში, მაგალითად, სილანოლატური ხიდი გლიკოზამინოგლიკანების ჯაჭვში. ამიტომ მისი შემცველობის გაზრდამ ქსოვილებში, ლიმფაში, ორგანიზმში შეიძლება გამოიწვიოს არასასურველი შედეგი. ამავე დროს, სილიციუმის ნაკლებობამაც ორგანიზმში შეიძლება გამოიწვიოს ისეთი მძიმე დაავადებები, როგორცაა ტუბერკულოზი, კიბო, ათეროსკლეროზი და სხვა [9, 63]. შარნომ გამოთქვა მოსაზრება, რომ ადამიანის ორგანიზმში არის სპეციალური ფერმენტი – სილიკაზა გარედან მიღებული სილიციუმის ნაერთების დასაშლელად. მოგვიანებით შეარცმა [62] გამოყო და აღწერა ასეთი ფერმენტი ცხოველის კუჭქვეშა ჯირკვლიდან, კუჭიდან და თირკმელიდან.

მნიშვნელოვან როლს თამაშობს მოლეკულის გეომეტრია და ჰიდროლიზურად არამდგრადი კავშირები და ჯგუფები ($\equiv\text{Si}-\text{O}$, $\equiv\text{Si}-\text{N}=\text{}$, $\text{Cl}(\text{CH}_2)_n-\text{Si}\equiv$, $\equiv\text{Si}-\text{S}-\text{C}\equiv$ და სხვა). სილიციუმორგანული ნაერთების მეტაბოლიზმის შესწავლას თანახლავს ზოგიერთი სირთულე, რადგან ქსოვილიდან მათი გამოყოფისას, მაგალითად ეთანოლით ექსტრაქციის ან ეთ-

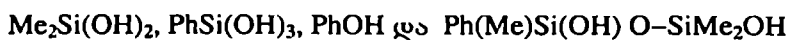
ერ-უთანოლის ნარევით, შესაძლებელია ეთილსილიკატის, პოლიმეროქსილურ ნაერთებთან და აგრეთვე უფრო რთულ მოლეკულებთან (ალბუმინი, პეპსინი, კოლაგენი) სილიციუმის შეავას კომპლექსების წარმოქმნა. გამოითქვა მოსაზრება, რომ შარდგამომყოფ ორგანოებში ქვების წარმოქმნა დაკავშირებულია სილიციუმპროტეინული კომპლექსების წარმოქმნასთან [9, 64]. გარდა ამისა, სილიციუმშეავამ, არახსნადი სილიკატების სახით შეიძლება შეაკავშიროს მეტაბოლიტური პროცესებისათვის აუცილებელი ისეთი კათიონები, როგორცაა მაგნიუმი, რკინა, სპილენძი.

ყვესენდენის, კუნისა და პარტმანის [65-67] მიერ განხილულ იქნა ზოგიერთი სამკურნალო ნაერთის და მათი „სილა“ - ანალოგების მეტაბოლური დაშლის გზები და აჩვენეს, რომ ჰიდროლიზურად მდგრადი $\equiv\text{Si}-\text{C}$ კავშირი ორგანიზმში განიცდის ბიოლოგიურ ჟანგვას და ჟანგვით დეალკილირებას.



ყველა შესწავლილ შემთხვევაში CO_2 -მდე დაჟანგვა არ ხორციელდება. ინტრავენურად ან პერორალურად შეყვანილი ტრიმეთილსილანი და ჰექსამეთილდისილოქსანი დღე-ღამის შემდეგ სრულად გამოიყოფა შარდით (მაიმუნები, ვირთხები) (70-85%), ფილტვებით (10-30%) და ექსკრემენტებით (~1%). დიმეთილსილანდიოლი ძირითადად გამოიდევნება შარდით. რვაწევრა ციკლები ოქტამეთილციკლოტეტრასილოქსანი და 2,6-ცისდიფენილჰექსამეთილციკლოტეტრასილოქსანი (პრეპარატი ცისობიტანი) პერორალურად შეყვანისას 48 სთ-ში 60-

65%-ით გამოიღვენება შარდით, 28 და 20% – ეკსკრემენტებით, 3,3 და 2,8% – ამოსუნთქვით [68-70]. ცისობიტანის პერორალური შეყვანისას მეტაბოლიზმის პროდუქტებს შორის შარდში იდენტიფიცირებულია 4 სახის სპირტი [70]:

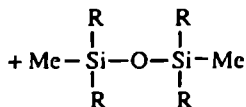
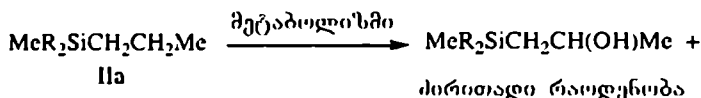
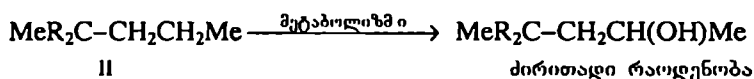


დიფენილსლანდიოლის მეტაბოლიზმის პროდუქტებში იდენტიფიცირებულია შემდეგი ტრიოლები [17]:



სილილური ფრაგმენტების შეყვანა ცნობილი სამკურნალო საშუალებების მოლეკულებში, როგორც წესი, ცვლის ხსნადობას, ამცირებს ტოქსიკურობას, ზოგჯერ ცვლის გემოს (მაგალითად, ილოტიცინის „სილა“-ანტიბიოტიკის მწარე გემო ქრება) [71], აადვილებს „სილა“-ფარმაკას მოლეკულების შეღწევას ლიპოფილური მემბრანებით.

მეტაბოლური დაშლისა და მოქმედების მექანიზმის გზებს შორის განსხვავების ყველაზე ცნობილი და ლიტერატურაში ყველაზე ხშირად ციტირებული მაგალითია ტრანკვილიზატორი მეპრობამატი (II) და მისი „სილა“-ანალოგი (IIa) [9, 16, 17, 41].



სადაც, $\text{R}=\text{CH}_2\text{OCONH}_2$.

მათი ტოქსიკურობა მცირედ განსხვავდება ($\text{LD}_{50}=770$ და 1000 მგ/კგ, შესაბამისად), თუმცა, „სილა“-ანალოგი, ორალურ-

რი შეყვანისას (IIa) არ ამჟღავნებს სპეციფიკურ აქტივობას, რადგან, საყარაუდოდ, ის სწრაფად იშლება კუჭში მჟავური ფერმენტული ჰიდროლიზის გამო. ტრანკვილიზატორული მოქმედება (IIa) 4-ჯერ უფრო ნაკლებ დროში ელინდება, ვიდრე მეპრობამატის შემთხვევაში. ლიტერატურაში ფესენდენის შედეგები განსხვავებულად არის ახსნილი. ვორონკოვი და ლუკევიცი [41] თვლიან, რომ ამ ნაერთების მეტაბოლიზმი მკვეთრად განსხვავებულია. იაპონელი ავტორების აზრით [17], მათი მეტაბოლური დაშლის გზები ერთნაირია, განსხვავება მხოლოდ ორგანიზმში მათ მოქმედებაშია ორალური თუ ინტრავენური შეყვანისას. ავტორების აზრით, მეტაბოლიზმისას დისილოქსანის (IIa) ნაერთის წარმოქმნის ფაქტი მიუთითებს მათი მეტაბოლიტური დაშლის სხვადასხვა გზაზე, რაც ამტკიცებს სილიციუმორგანული ნაერთებისათვის დამახასიათებელ $\equiv\text{Si}-\text{C}\equiv$, $\equiv\text{Si}-\text{C}-\text{O}$, $\equiv\text{Si}-\text{OH}$ კავშირების თერმოდინამიკურად დასაბუთებულ გადაადგილებას $\equiv\text{Si}-\text{C}-\text{Si}$ პოლისილოქსანურ ჯაჭვში.

კუჭის წყენში მეტაბოლური დაშლის პროცესების მოდელირებისათვის (pH 1-2,5; T-40°C) შესწავლილია 1-ქლორმეთილსილატრანის ფერმენტული მჟავური ჰიდროლიზი პეპსინის თანაობისას სუფთა მარილმჟავაში [31, 71]. 25°C-ზე მოსალოდნელია დაშლის დაჩქარება პეპსინის მონაწილეობისას (K_2^{25} 1,15) სუფთა HCl-თან (K_2^{25} 1,05) და წყლიან მჟავე არესთან (K_2^{25} 0,62 HCl=2,0·10⁻³ მოლი/ლ) შედარებით [72]. 40°C-ზე pH=1,5 შემთხვევაში პეპსინის მონაწილეობისას კი სილატრანი იშლება იმდენად სწრაფად, რომ კუჭის წვენის ძირითად ფერმენტებთან მისი ურთიერთქმედების შესწავლა შეუძლებელია.

ბენზიდრილური ეთერის, დიფენილოლის კლასის სხვადასხვა სილა-ფარმაკას სწრაფი გაქრობის“ ანალოგიური შედეგებია აღწერილი ვანაგატის, ტაკეს და სხვათა შრომებში [22, 23, 73-76]. სილა-ფარმაკას ეს ფენომენი შეიძლება წარმატებით იქნას გამოყენებული ტკივილგამაყუჩებელი, ანტიკონვულსიური და სხვა სამკურნალო საშუალებების შექმნისას. ამ დროს არ არის ორგანიზმში შესული სილიციუმორგანული ნაერთების სწრაფად დაშლის და მათი SiO_2 -ად გარდაქმნის საშიშროება, რომელიც დაახშობს ცოცხალი ორგანიზმის ყველა გამოიყენებს არხს, ლიმფურ კვანძებს ან აორტას. შედარებით პატარა მოლეკულები (მაგალითად, პექსამეთილდისილოქსანი) ორგანიზმიდან გამოდის შარდის საშუალებით დღე-ღამის განმავლობაში, ხოლო დიდი მოლეკულები განიცდის სხვადასხვა ფერმენტატული სისტემის ზემოქმედებას, მაგალითად, გლუკონის მეშვეს ზემოქმედებით წყალში ხსნადი სუბსტრატების სახით ასევე გამოიყოფა შარდთან ერთად [65-67].

როგორც წესი, სილიციუმორგანული ნაერთების რთული მოლეკულები იშლება სილიციუმის ცენტრალურ ატომთან. დარჩენილი მოლეკულები, როგორც ზემოთ არის აღნიშნული, ორგანიზმიდან გამოდის სხვადასხვა გზით, ზიანის მიყენებისა და გვერდითი ფარმაკოლოგიური მოქმედების გარეშე.

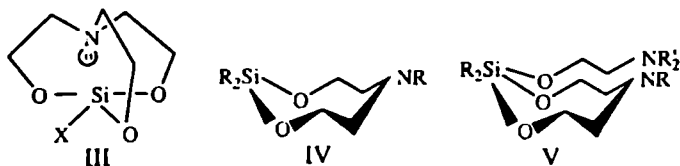
არც თუ ისე დიდი ხნის წინ შემოთავაზებული იქნა სილიციუმორგანული ნაერთების მეტაბოლიზმის შესწავლის ახალი მეთოდი პარამაგნიტური რეზონანსის საშუალებით [76].

სილიციუმორგანული ნაერთების ტოქსიკური მოქმედება და მეტაბოლიზმი დიდ ინტერესს იწვევს, ეს განსაკუთრებით ეხება სილატრანებს, რომლებიც მეტად პერსპექტიულ ნაერ-

თებად ითვლება მედიცინასა და სოფლის მეურნეობაში გამოყენების თვალსაზრისით [21,77].

სილა-ფარმაკა, რომელსაც არა აქვს ნახშირბადოვანი ანალოგი. მთელი რიგი კლინიკური კვლევები ჩატარდა და ტარდება საფრანგეთში, შვეციაში, ამერიკაში, რუსეთში DNR-სა [78] და ცისობიტანზე [79,80] – ათეროსკლეროზისა და პროსტატის სიმსივნის სამკურნალოდ, მონომეთილტრისილანოლსა და ო-ჰიდროქსიბენზოატთან მის კომპლექსზე [81, 82] – პოლიციტოზური მასტოპათიებისა და სენილური ოსტეოპოროზის სამკურნალოდ, მივალზე [18-21, 31, 57, 83-65] – არაინფიცირებული ჭრილობების, დამწვრობის და ზოგიერთი სახის სიმელოტის სამკურნალოდ.

სილატრანები და სილაზოცინები. ტრის(2-ოქსიალკილ)ამინების სილიციუმორგანული ეთერები, სილატრანები (III) და მათი მონოციკლური ანალოგები – სილაზოცინები (IV) და „ფსეკდო-სილატრანები“ (V) სილიციუმის საშუალო (8-11-წევრა) ციკლების – მრავალრგოლიანი პეტეროციკლური ნაერთების [21, 36,37,86-89] ყველაზე მეტად ცნობილი და შესწავლილი წარმომადგენლებია.



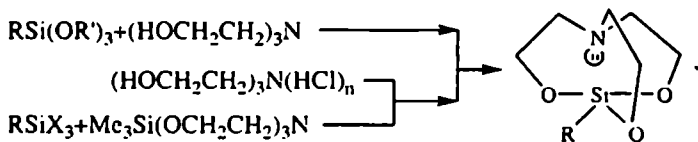
ქიმიური თვალსაზრისით, ეს ციკლები გამოირჩევა ორი დამახასიათებელი ნიშნით: პირველ რიგში, თავისებური გეომეტრიით, რომელიც არ გვხვდება ღიაჯაჭვიან სილიციუმორგანულ ნაერთებში, მცირე (3-4-წევრა) და ჩუულებრივ (5-7-წევრა) ციკლურ სისტემებში და მეორეს მხრივ – გადიდებული კონფორმაციული ენერგიით, რომელიც გამოწვეულია

ე.წ. „შიდამოლეკულური სიეიწროვის“ წარმოქმნით წერიული ატომების ტრანს- და ინტრაკულარული ურთიერთქმედების შედეგად [90]. მრავალჯგაჭკიან ციკლებს მიეკუთვნება ფარმაკოლოგიაში ცნობილი ისეთი ნიუთიერებები, როგორცაა ალკალოიდები – ტუბოკურანინი, კრიპტონინი; ანტიბიოტიკები – გრამიციდინი; ერთრომიცინის ჯგუფი; ჰორმონები – ოქსიტოცინი; ტერპენები – გუმულენი, კარიოფილენი და ა.შ.

საშუალო ციკლების ზემოთ აღნიშნული თავისებურებები ალბათ ნათელს ხდის სილატრანების ბიოლიოგიური თვისებების მთელი კომპლექსის გამოყვინებას [21].

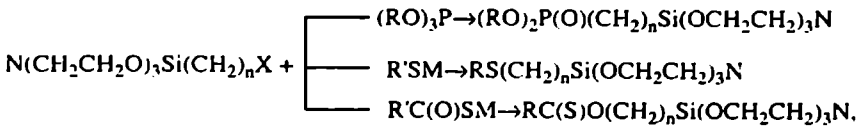
სილატრანების მიღების ძირითადი მეთოდები დამყარებულია ტრიალკილოქსი- ან ტრიპალოგენსილანების რეაქციებზე ტრიეთანოლამინთან და მის წარმოებულლებთან (სქემა 1) [21, 31]:

სქემა 1

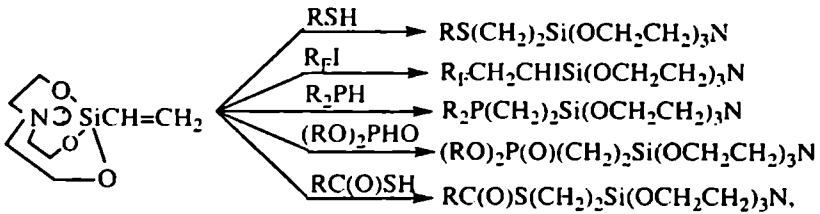


სადაც, R=Alk, Ar, ალკოქსი, ჰალოგენალკილი და ა.შ.; X = Cl, F, n = 0,1.

ვორონკოვა და დიაკოვა [21,31] შემოგეთავაზეს სილატრანების კარბოფუნქციონალური წარმოებულების მიღების მეთოდები 1-ჰალოგენალკილსილატრანებში ჩანაცვლების რეაქციების საშუალებით (სქემა 2):

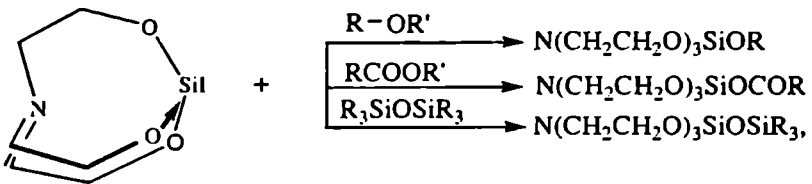


სადაც X=Cl, Br, I; R=Alk, R'=Alk, Ar, არალკილ და 1-ვინილსილატრანებთან მიერთების რეაქციები (სქემა 3):



სადაც, R=Alk, Ar, R_f = CF₃, C₃F₇, C₄F₉ და სხვა.

სინთეზისათვის ადრე ძნელად მისაწვდომი 1-აცციკლოქსი-, 1-ტრიმეთილსილოქსი- და 1-სილატრანილოქსისილატრანებისათვის შემოთავაზებულია სილატრანილების ახალი რეაქცია (სქემა 4) [91]:



სადაც, R, R' =Alk, Ar და სხვა.

RC(OCH₂CH₂)₃N ტიპის სილატრანების ნახშირბადოვანი ანალოგების მიღება საკმაოდ ძნელია. 5-აზაბიციკლო[3,3,3]-უნდეკან (მანკსინ) HC(CH₂CH₂CH₂)₃N-იც კი საკმაოდ ძნელად

მისაღები და არასტაბილური ნაერთია, რომლის ფარმაკოლოგიური თვისებები აღწერილი არ არის [92].

კარბო- და სილიციუმნანაცვლებული სილატრანებს შორის სამედიცინო თვალსაზრისით მეტად საინტერესოა 1-ალკოქსისილატრანები და $X-(C)_n-Si(OCH_2CH_2)_3N$ ტიპის კარბოფუნქციონალური წარმოებულები, სადაც $X = F, Cl, Br, I, CF_3, CN, HS, NCS, RS, RO, RCOO, (RO)_2P(O)$ და ა.შ.; $n=1-4$ [21].

მედიცინაში პრაქტიკული გამოყენების თვალსაზრისით, ყველაზე ცნობილი, კარგად შესწავლილი და პერსპექტიულია პრეპარატი მივალნი-(1-ქლორმეთილსილატრანი) [21, 31, 77]. მას არა აქვს მუტაგენური, კანცეროგენური, ემბრიოტოქსიკური მოქმედება, არ იწვევს შინაგანი ორგანოების პათოლოგიურ და დისტროფიულ ცვლილებებს ხანგრძლივი მიღებისას [83, 85, 93-97] და შეიძლება რეკომენდებულ იქნას გარეგანი მოხმარებისათვის ჭრილობის, დამწვრობის, წყლულის, დერმატიტის სამკურნალოდ მალამოს, საცხის სახით [95-97].

ვიშნევსკის მალამოს საფუძველზე დამზადებულ მივალის ლინიმენტს ჭრილობის შემახორცებელი და ანთების საწინააღმდეგო მკაფიოდ გამოხატული ეფექტი აქვს [83, 96]. ამ დროს ქსოვილის უჯრედებში იზრდება კოლაგენის, PHK-ს, გლიკოპროტეინების და გლიკოზამინოგლიკანების შემცველობა [89, 98]. მივალის პილოტროპული აქტიურობა [85, 96, 97] 30%-ით აღემატება ისეთი ცნობილი პორმონალური პრეპარატის აქტიურობას, როგორცაა ლორინდენ-C. მივალი დადებითად მოქმედებს სისხლის მიმოქცევის სისტემაზე – ამადლებს ჰეპარინის დონეს სისხლში [99, 100] და ამჟღავნებს ანტიკოაგულაციურ მოქმედებას თრომბოზური აგენტების შეყვანისას [101].

მივალის ანალოგი $\text{ICH}_2\text{Si}(\text{OCH}_2\text{CH}_2)_3\text{N}$ – 1-იოდმეთილსილატრანი – ანტიბლასტიურად აქტიურია და ამასთან, ამჟღავნებს მასტიმულირებელ მოქმედებას, რაც გამოიხატება მნიშვნელოვან ლიმფოციტურ-ჰისტოციტურ ინფილტრაციაში, პერივასკულარული და პერიფოკალური სივრცის გაფართოებასა და რეაქტიული ცენტრების გადიდებაში [102].

$\text{R}_f\text{CH}_2\text{CHISi}(\text{OCH}_2\text{CH}_2)_3\text{N}$, ტიპის 1-(α -იოდეთილ)სილატრანის β -ფტორწარმოებულები – (სადაც $\text{R}_f = \text{H}(\text{CF}_2)_4, \text{H}-\text{C}_4\text{F}_9, \text{H}(\text{CF}_2)_6, \text{CF}_3(\text{CF}_2)_7$, ისევე, როგორც 1-პროპილსილატრანის γ -ფტორწარმოებულები: $\text{F}_n\text{CH}_3\text{-(CH}_2)_n\text{Si}(\text{OCHRCH}_2)_3\text{N}$, სადაც $\text{R} = \text{H, Me, CF}_3$; $n=1,3$, ნეიროტროპული მოქმედებით ხასიათდება [103, 104].

მკვეთრად გამოხატულ ფსიქოტროპული მოქმედებას ამჟღავნებს პერფთორალკანკარბონმჟავების სილატრანილპროპილური ეთერები – $\text{R}_f\text{COO}(\text{CH}_2)_3\text{Si}(\text{OCHRCH}_2)_3\text{N}$, სადაც, $\text{R}_f = \text{CF}_3, \text{C}_3\text{F}_7, \text{C}_4\text{F}_9$; $\text{R} = \text{H, Me}$. ეს ნაერთები ტოქსიკური არ არის ($\text{LD}_{50} \geq 3$ გ/კგ) და ადრე შესწავლილი სილატრანების ფტორწარმოებულებისაგან განსხვავებით, ისინი ამაღლებს ცხოველთა მოძრაობით რეაქციებს, ააქტიურებს ორგანიზმის დამცავ მექანიზმებს [28, 103, 105]. გარდა ამისა, ამცირებს ანთებით მოვლენებს რეპარაციულ-რეგენერაციულ პროცესებში [106].

მაღალ ფარმაკოლოგიურ აქტიუობას ამჟღავნებს გოგირდშემცველი სილატრანები და მათი მარილები. 1-(2'-ეთილსულფანილეთილ)სილატრანი ამჟღავნებს შედარებით გამოხატულ ინჰიბიტორულ მოქმედებას თრომბოციტების ფუნქციაზე, საწყის სილატრანილალკილსულფიდებთან შედარებით [107]. აღნიშნული ნაერთი არ იწვევს უჯრედული მემბრანების შეღწევალობის და ჰეპატოციტების უჯრედშორისი

კონტაქტების ცვლილებას, ლეიძლის ქსოვილის და მისი ბუფერული თვისებების დაზიანებას, მაშინ, როცა ბაზისური ნიუთიერება $-EtSCH_2CH_2Si(OCH_2CH_2)_3N-$ სილატრანილდიეთილსულფიდი იწვევს პეპატოციტების უჯრედშორისი კონტაქტების სტრუქტურის შეუქცევად ცვლილებას [108]. მეთილკარბოქსიმეთილსილატრანილმეთილსულფონბრომიდი არ ამჟღავნებს პემოლიზურ მოქმედებას და არ იწვევს ადამიანის ერითროციტების აგრეგაციას (in vitro) მუჯური პემოლიზის პროცესში [109].

სილატრანილმეთილდიეთილმეთილსულფონიოდიდი ინტენსიფიცირებას უკეთებს უჯრედების პროლიფერაციას ეპითელიზირებულ ჭრილობებზე [106]. ამ გამოკვლევებმა გამოავლინა სილატრანების სულფონური მარილების ანტიულცეროზული (წყლულსაწინააღმდეგო) მოქმედება [110, 111].

მეთილეთილ(სილატრან-1-ილმეთილ)სულფონიოდიდი 5-ჯერ ამცირებს სეროტონინით გამოწვეული კუჭის ექსპერიმენტული წყლულების რაოდენობას თეთრ ვირთხებში და 18-ჯერ – ჰისტამინური წყლულების რაოდენობას. ქრონიკული წყლულის მკურნალობისას შეხორცება ხდება მე-7-10 დღეს, კონტროლისას – 50-ე დღეს [117]. ცხოველებზე ექსპერიმენტისას ეს პრეპარატი უფრო ეფექტური აღმოჩნდა, ვიდრე კარგად ცნობილი ვიტამინი U – 3-ამინო-3-კარბოქსიპროპილ(დიმეთილ)-სულფონქლორიდი [111].

1-თიენილსილატრანი (VIa, b) ამჟღავნებს ნეიროტროპულ მოქმედებას [112, 113]:



VIa – 2-თიენილ;

VIb – 3-თიენილ;



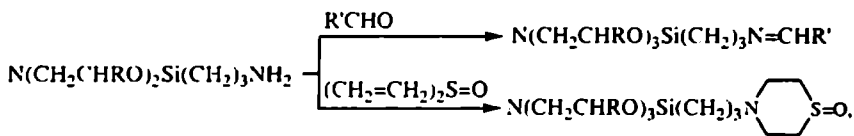
VIIa – 2-ფურილ;

VIIb – 3-ფურილ;

გოგირდის ატომის შეკვლა ჟანგბადით (VIa, b) იწვევს ტოქსიკურობის (VIa და VIIb-სათვის M_{LD50} 0,3 და 125 მგ/კგ-ის ტოლია, შესაბამისად) და ნეიროტროპული აქტიურობის შემცირებას [113].

ფარმაკოლოგიური მოქმედების ფართო სპექტრს ამჟღავნებს აზოტშემცველი სილატრანები როგორც ალიფატური და არომატული, ისე პეტეროციკლური რიგის ჩამნაცვლებლებით. ამ უკანასკნელთა მისაღებად შემოთავაზებული იქნა 3-ამინოპროპილსილატრანის კონდენსაციის რეაქციები აღდგენილებთან [114] და დივინილსულფოქსიდთან [115] (სქემა 5):

სქემა 5



სადაც, R=H, Me; R'=4-ClC₆H₄; 4-O₂NC₆H₄; 4-MeOC₆H₄ და სხვა.

სილატრანებს, რომლებიც აზირიდინურ, მორფოლინურ, აცეტამიდურ და სხვა ჯგუფებს შეიცავს ორგანულ რადიკალში, ახასიათებს სიმსივნისსაწინააღმდეგო აქტიურობა [114, 116]. სილატრანილმეთილმორფოლინი 30-40%-ით უხანგრძლივებს სიცოცხლეს ერლიხის ასციტური სიმსივნით დაავადებულ თაგვებს, ხოლო აკატოლის ადენოკარცინომის შემთხვევაში - 47%-მდე.

უფრო ეფექტური სიმსივნის საწინააღმდეგო მოქმედება ახასიათებს ქინოლინის წარმოებულებს [117-119]. მაგალითად, 4-(3'-სილატრანილპროპილამინო)-7-ქლორქინოლინი ერლიხის სიმსივნით დაავადებულ თაგვებს 50-60%-ით უხანგრძლივებს

სიციოცხლეს. ანალოგიურ ევექტს ამჟღავნებს 2-,3-,4-[3'-სილატრანილპროპილკარბამოიდ] ქინოლინები:

– $RC_9H_6NC(O)NH(CH_2)_3Si(OCH_2CH_2)_3N$ ($R=4-H, OH$) და ქინოლილკარბონული მჟავების სილატრანილალკილამიდები – $C_9H_7NC(O)NH(CH_2)_nSi(OCH_2CH_2)_3N$ ($n=1,3$) [117, 120, 121]. ორგანილსილატრანების ქინოლინური წარმოებულები ამჟღავნებს აგრეთვე საკმაოდ მაღალ ანტიტუბერკულოზურ აქტიუობას (12-24 მგ/მლ კონცენტრაციისას, ისინი სრულად აჩერებენ ბაქტერიების ზრდას) [117].

C-მეთილჩანაცვლებული γ-ამინოპროპილსილატრანები $H_2N(CH_2)_3Si(OCH_2CH_2)_n(OCHMeCH_2)_3N$ ($n=0-2$) [102] და ჩაუნაცვლებელი $H_2N(CH_2)_3Si(OCH_2CH_2)_3N$, ციკლოფოსფამიდთან ან ნატრიუმის 4-ამინოსალიცილატთან ერთობლიობაში აინჰიბირებს სარკომის ზრდას 70%-ით [122].

ლუკევიცი [114] აღნიშნავს განსაკუთრებულ თაყისებურებებს: სილატრანების ანტიბლასტიკური თვისებები ყოყელთის არ არის მდგრადი, რაც სხვა კლასის სიმსივნის საწინააღმდეგო საშუალებებში არ შეიმჩნევა. ეს იმას ამტკიცებს, რომ სილატრანები არ ავლენს ციტოტოქსიკურ მოქმედებას, მაგრამ მოქმედებს იმუნორეაქციულ ან ჰორმონულ სისტემებზე.

ნახშირბადის სილატრანული წარმოებულები ზომიერ კატალეპტიკურ ევექტს ავლენს, არ მოქმედებს თიოპენტალ-ნატრიუმის ნარკოზის ხანგრძლივობაზე [123], 40 დღემდე ზრდის დაკონსერვებული სისხლის შენახვის ვადას და შეიძლება გამოყენებული იქნას თრომბოციტების აგრეგაციის ინჰიბირებისათვის [124].

N-მეთილლაქტამის მოლეკულაში სილატრანული პოლიედრის შეყვანა იწვევს ნაერთის ტრანკვილიზატორული ეფ-

ექტის გაზრდას ტოქსიკურობის მნიშვნელოვანი მომატების გარეშე. მსგავსი ეფექტი არ აღინიშნებოდა საწყის N-მეთილ-ლაქტამში საკელევი დოზების მთელ დიაპაზონში (50-600 მგ/კგ) [125].

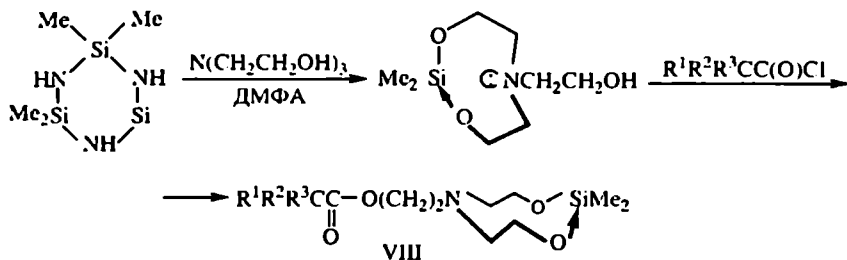
სინთეზური ფიტოპორმონების სილატრანული წარმოებულების – $\text{XC}_6\text{H}_4\text{OCH}_2\text{COO}(\text{CH}_2)_n\text{Si}(\text{OCHRCH}_2)_3\text{N}$, სადაც X=H, Me, MeO, Hal, R=H, Me; n=1,3, ფარმაკოლოგიური აქტიუობა არ არის კარგად შესწავლილი [21,31]. აღსანიშნავია, რომ ისინი არატოქსიკურია, ხოლო ჭრილობის შემახორცველი მოქმედებით უახლოვდება მივალის მოქმედებას [126].

განსაკუთრებულ ჯგუფს წარმოადგენს ფართო ფარმაკოლოგიური მოქმედების სპექტრის სილიციუმჩანაცვლებული ალკოქსისილატრანები, რომლებიც ავლენს ადაპტოგენურ [127, 128], ჭრილობის შემახორცველ [83, 98, 126, 129-131] მოქმედებას და პილოტროპულ აქტიურობას [85, 96, 132]. DMCO-ში I-ეთოქსისილატრანის ხსნარი წარმოადგენს ეფექტურ სამკურნალო საშუალებას [133]. არაინფიცირებული ფასციალური ქსოვილის, კანის ჭრილობებისა და დაზიანების სამკურნალოდ რეკომენდებულია I-პროპოქსი- ან I-იზოპროპოქსისილატრანების 0,5%-იანი მაღამო, რომელიც დამზადებულია ლანოლინ-ვაზელინის ან ლანოლინისა და აბუსალათინის ზეთის ნარევის საფუძველზე. [83, 134]. უნდა აღინიშნოს, რომ ეს მაღამო ამცირებს ანთებით პროცესებს [135] და აქვს დამცავი ანტიკოაგულაციური მოქმედება თრომბოზური აგენტების მიმართ [101].

სილატრან-სილაზოცინების (IV) და „ყსევედოსილატრანების“ მონოციკლური ანალოგების ფარმაკოლოგიური აქტიუობა ნაკლებად არის შესწავლილი.

ფორტილანი და მისი თანამშრომლები [37, 89, 136, 137] გუამცნობენ 1,1-დიმეთილ-2,8-დიოქსა-5-(2-ოქსიეთილ)-1-სილა-5-აზაციკლოქტანის ან მისი წარმოებულების საფუძველზე მიღებული ახალი პერსპექტიული ათეროსკლეროზის საწინააღმდეგო საშუალებების შესახებ, რომლებიც არეგულირებს ლიპიდურ ცვლას და ამასთან ერთად, შეიცავს სინთეზური ფიტოჰორმონების ნაშთებს (სქემა 6):

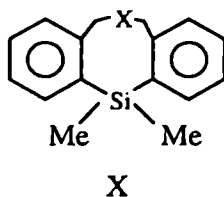
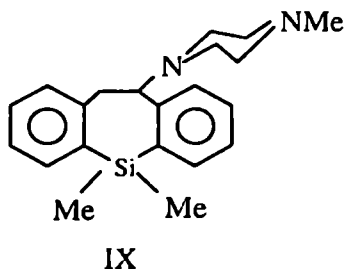
სქემა 6



სადაც, $\text{R}^1, \text{R}^2 = \text{Ph}$, თიენილი, ციკლოპექსილი, $\text{R}^3 = \text{H}$;
 $\text{R}^7 = 4\text{-ClC}_6\text{H}_4\text{O}$; $\text{R}^2, \text{R}^3 = \text{Me}$; $\text{R}^1, \text{R}^2, \text{R}^3$ – მალეინის, ფუმარიინის, ტარტრონის და ლიმონის მუეავს ნაშთები.

პ-ქლორფენოქსიიზოერბომუეავს 1,1-დიმეთილ-2,8-დიოქსა-5-(β -ოქსიეთილ)-1-სილა-5-აზაციკლოქტან-(1,3,6,2-დიოქსაზასილოცინანთან) რთული ეთერი აეღენს სპაზმოლიზურ, ლიპიდო-პროტექტორულ და ჰიპოქოლესტერინულ მოქმედებას. მიოტროპული ეფექტით ($1,1 \cdot 10^{-6}$ დ/მლ) ის არ ჩამორჩება პაპავერინს ($2,5 \cdot 10^{-6}$ დ/მლ) [137]. ფრანგი მკვლევარების აზრით, ზემოთაღნიშნული 8-წევრიანი აზასილატრანები პესპექტიულია კორონარული უკმარისობის (ინფარქტის), არტერიული და დიაბეტური ათეროსკლეროზის, პერიფერიული სისხლძარღვების უკმარისობის სამკურნალოდ.

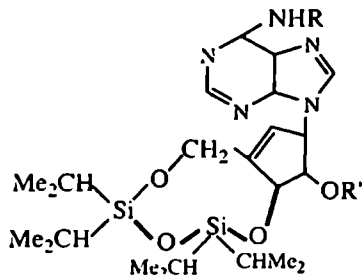
ნახშირბადოვანი იზოსტრუქტურული ანალოგების მსგავსად, ამიტრიპტილინი, იმიპრამინი ჰიდროქლორიდთან (ანტიდეპრესანტები), ლოქსაპინი, კლოზაპინი (ნეიროლეპტიკები) სილეპინების (IX) და სილოქსანების (X) ტრიციკლური წარმოებულები ამჟღავნებენ ფსიქოტროპულ მოქმედებას [138-143]. სილიციუმის ატომის შეყვანა ყველა შემთხვევაში იწვევს ამ წამლების Si-ანალოგების ფარმაკოლოგიური მოქმედების შემცირებას.



X=(CH₂), S

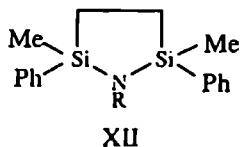
ფსიქოტროპული წამლის - პერატიეპინის (ჰიდროფუმარატი IX) სილიციუმის ანალოგის ნეიროლეპტური აქტიუობა ასევე მცირდება სილიციუმის ატომის შეყვანით (141, 142).

(XI) ტიპის სილოქსანების ბიციკლური წარმოებულები მიიღეს სილილირებული ნუკლეოზიდების - ნეპლანოცინ A (R=H) და ბენზოილნეპლანოცინის (R=PhCO) სინთეზის პროცესში [144].

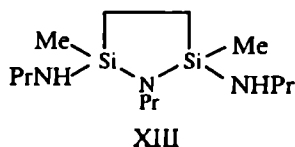


XI

ჩვეულებრივი და კონდენსირებული ციკლები. (XII) და (XIII) ტიპის 5-წევრიანი ციკლური კარბოსილაზანები უმნიშვნელოდ აფერხებს *E. coli*-ს და *St. aureus*-ის ზრდას [145].

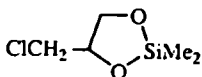


XII



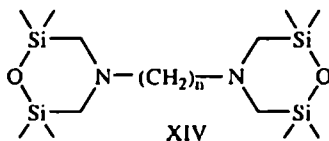
XIII

4-ქლორმეთილ-1,3-დიოქსა-2-სილაციკლოპენტანი:



გამოყენებულ იქნა ვირთხების ღვიძლსა და თირკმელებზე ჰისტოფიზიოლოგიური გავლენის შესასწავლად [146].

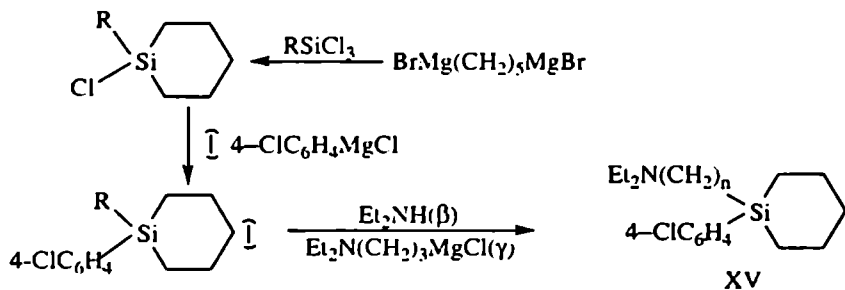
ბარსზამ მიორელაქსანტების სახით დააპატენტა 1-ოქსა-4-აზა-2,6-დისილაციკლოპექსანის წარმოებულები [147] და მათი (XIV) ტიპის ბის-ჩანაცვლებულების ტიპი (XIV):



XIV

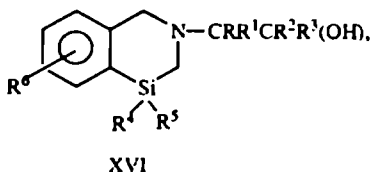
ისინი რეკომენდებული იქნა ფარმაცევტული შემადგენლობების აქტიურ ინგრედიენტებად გლიკოგენის ინჰიბირებისათვის და დიაბეტის სამკურნალოდ [148]. აღმოჩენილ იქნა 4-ქლორფენილჩანაცვლებული β - და γ -ამინოალკილსილაციკლოპექსანების (XV) და მათი ჰიდროქლორიდების სპაზმოლიზური მოქმედება [149]. ისინი მიღებული იქნა სქემა 7-ის მიხედვით:

სქემა 7



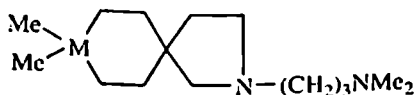
სადაც, $R = Cl(CH_2)_3, CH_2=CH; n=2,3$.

აზოციკლოპექსანები (XVI) კონდენსირებული არომატული ბირთვით, შემოთავაზებულია, როგორც ძილისმომგვრელი საშუალებები [150].



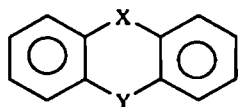
სადაც, $R, R^1, R^2, R^3 = H, Me, Et$;
 $R^4 = Alk, OAlk, Ar$ და სხვა;
 $R^5 = Alk; R^6 = H, Alk$.

სპიროციკლური ციკლოპექსანის (XVII ა) მოლეკულაში ნახშირბადის ატომის შეცვლა სილიციუმით არ იწვევს სი-

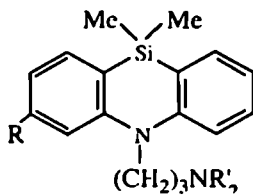


ლილირებული ანალოგის (XVII ბ) სიმსიენისსაწინააღმდეგო აქტიუობის მნიშვნელოვან ცვლილებას [151].

პრომაზინის და მისი წარმოებულების სილილირებული ანალოგების (XYIII) მოქმედება ცენტრალურ ნერეულ სისტემაზე არ განსხეაედება ნახშირბადის იზოსტრუქტურული შენაერთების მოქმედებისაგან [152]. დიმეტაკრინის (XIX) სილილირებული წარმოებულების ფსიქოტროპული აქტიურობა ასევე არ განსხეაედება მნიშვნელოვნად იზოსტრუქტურული ნახშირბადოვანი ანალოგების შესაბამისი მოქმედებისაგან [153].



XVIII



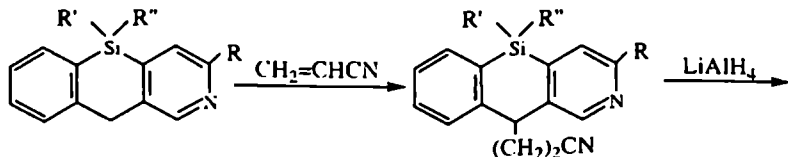
XIX

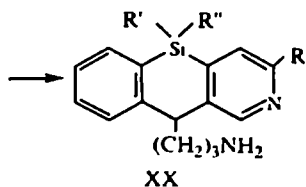
სადაც: X = Me₂Si, RMeSi;

სადაც: R=H, Cl; R'=Me, Et.

Y = MEt, CH₂, CHR.

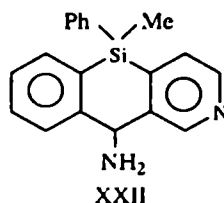
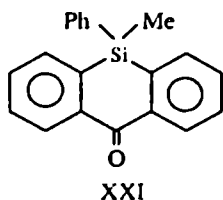
ცნობილი ფსიქოტროპული პრეპარატის – ფენტიაზინის მსგავსი სტრუქტურის 9-სილა-აზაანტრაცენები (XX) [154] მიღებული იქნა შემდეგი სქემის მიხედვით:





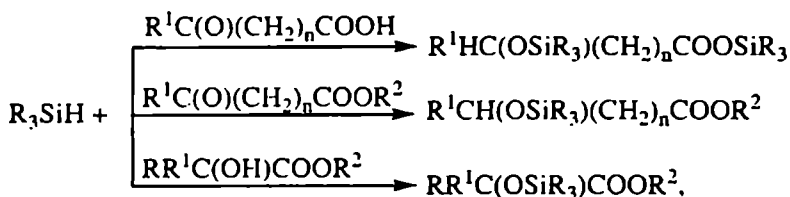
სადაც, R = H, Me; R', R'' = Me, Ph.

ცნობილია აგრეთვე სილაზაანტრონების (XXI) და 10-ამინო-9-სილა-3-აზაანტრაცენების (XXII) [154] სინთეზის შესახებ, მაგრამ ფენტიზინის ამ მეტად საინტერესო და პერსპექტიული სილა-ანალოგების ფარმაკოლოგიური მოქმედების შესწავლის შედეგები (in vivo) არ არის ცნობილი.



აცეკლური ნაერთები. კარბონმჟავების და მათი ეთერების ო-ტრიორგანოსილოქსიწარმოებულები მიიღება სქემა-8-ის მიხედვით:

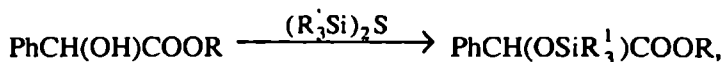
სქემა 8



სადაც, R=Alk; R¹, R²= Alk, Ar, AlkAr; n=0-3, ამჟღავნებს ანთების საწინააღმდეგო [42, 155-164] და ანალგეტიკურ აქტიურობას [158, 161, 163, 165].

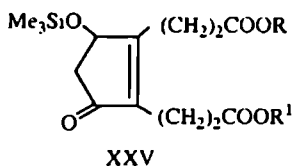
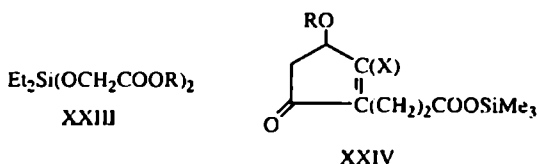
კარბალკოქსიბენზილოქსიტრიალკილსილანები [166, 167], რომლებსაც ჰიპოთერმული მოქმედება ახასიათებს, მიღებუ-

ლია მე-8 სქემის მიხედვით, ან პექსაალკილდისილატრანე-
ბით ნუშის მჟავას ეთერების სილილირებისას [167].



სადაც, R = Me, Et; R' = Et, Pr, H - Br. ეს ნაერთები ამინა-
ზინზე უფრო აქტიურია.

დი-(α -კარბალკოქსიმეთოქსი) დიეთილსილანები (XXIII)
მიიღება მუაუნმუაევას ეთერების დიეთილსილანით სილილი-
რებისას და ამჟღავნებს ნეიროტროპულ აქტივობას [168].
(XXIV) ტიპის ციკლოპენტენონპროპანული მუაევების ტრიმე-
თილსილოქსიწარმოებულები, სადაც, X = CHO, CH = CHPh; R
= H, Ac, Hal, NO₂ და სხვა, და (XXV), სადაც, R = Alk, კარბოქ-
სიალკილ, R¹ = H, Alk, დაპატენტებულია, როგორც ანტი-
რომბული მოქმედების საშუალება [169, 170].



კარბოქსილური ჯგუფით სილილირებული ცხიმოვანი
არომატული მუაევები RR¹R²CC(O)OSiR³, სადაც, R = Ar; R¹, R²,
R³ = H, Alk, ამჟღავნებს ანთების საწინააღმდეგო, ანალგეზური
აქტივობას და სიცხის დამწვევ მოქმედებას [171].

კარბონმუაევების და კარბამინური მუაევების -

$\text{Me}_3\text{SiOCOC}\equiv\text{CC}(\text{O})\text{NHCH}(\text{R})\text{COOR}$ ეთერების მოლეკულაში აცეტილენური ჯგუფების შეყვანა, სადაც $\text{R}=\text{Alk}$, ტუბერკულოზის სამკურნალოდ მათი გამოყენების საშუალებას იძლევა [171].

სტრუქტურით მსგავსი $\text{R}_3\text{SiC}\equiv\text{CH}(\text{COOR}^1)\text{NHCOOR}^2$, C-სილილჩანაცვლებული აცეტილენ-N-კარბოქსიგლიცინის მჟავეები – სადაც, $\text{R}^1, \text{R}^2 = \text{Alk}$, $\text{C}_1\text{--C}_4$ -ით, ამჟღავნებს ანტიბაქტერიულ თვისებებს [173].

α -ტრიმეთილსილილკარბონმჟაეების ($\text{Me}_3\text{SiRCHCOOR}^1$, სადაც, $\text{R}^1 = \text{Alk}$) [160], β -ამინოკაპრონმჟავას და β -ამინოკროტონმჟავას რთული ეთერები [161, 162], ამიდოპირინთან შედარებით, ნაკლებად გამოხატული ანთებისსაწინააღმდეგო ეფექტით ხასიათდება.

C-სილილალკანური მჟაეებისა და მათი მარილებისათვის:



სადაც, $\text{R} = \text{Alk}$ ($\text{C}_1\text{--C}_6$); $\text{R}^1 = \text{H}$, ტუტე მეტალი; A – ალკილენი, X = Cl, Br, დადგენილია სიმსივნის საწინააღმდეგო და ანტიჰიპერტენზიური აქტივობა.

ბირთვში სილილირებული $n\text{-Me}_3\text{SiC}_6\text{H}_3(\text{R})(\text{CH}_2)_n\text{COOH}$ (სადაც, $\text{R}=\text{Ar}$; $n=0\text{--}3$) ტიპის ცხიმოვანი მჟაეები რეკომენდირებულია ათეროსკლეროზისა და გულსისხლძარღვთა სისტემის სამკურნალოდ [176].

ამინოორგანოსილანები და მათი კარბოფუნქციონალური წარმოებულები. აზოტშემცველ სილიციუმორგანულ ნაერთებს შორის ამინოორგანოსილანები და მათი წარმოებულები ყველაზე უფრო შესწავლილ კლასს წარმოადგენს სი-

ლატრანების შემდეგ. მათი ფარმაკოლოგიური თვისებები განხილულია მთელ რიგ შრომებში [9, 17, 40, 116, 117, 177]. აღმოჩნდა, რომ α -, β -, γ -ამინოალკილსილანებს მკვეთრად გამოხატული ანტიმიკრობული და ანტივირუსული მოქმედება ახასიათებს [9, 40, 41, 116, 117, 178-181]. დადგინდა, რომ ნახშირბად-წყალბადოვანი ჯაჭვის სიგრძე სილიციუმისა და აზოტის ატომებს შორის ნაკლებად ახდენს გავლენას ანტიმიკრობულ აქტივობაზე, მაშინ, როდესაც მეტად მნიშვნელოვანია აზოტის და სილიციუმის ჩამნაცვლებლის ბუნების გავლენა [180, 182] (ცხრილი 5).

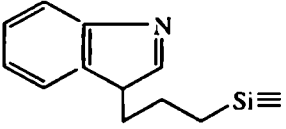
სილიციუმთან ჩამნაცვლებლის ბუნების ცვლილებისას ხშირად იცვლება ნაერთის ფიზიოლოგიური მოქმედების ხასიათიც.

$RR_2^1 Si(CH_2)_n NR^2 R^3$ (სადაც, $R, R^1 =$ ფენილ, 2-ფურილ, 2-თიენილ; $R^2, R^3 = H, Alk,$ ციკლოალკილ) ორგანოსილამინოალკილსილანების და მათი პიდროქლორიდების ნეიროტროპული მოქმედება იზრდება ფენილის ჯგუფის რაოდენობის გაზრდით და მცირდება ფურილისა და თიენილის ჩამნაცვლებლების რაოდენობის გაზრდით [112, 113]. თუ ამინოპროპილსილანების პიდროქლორიდები აძლიერებს ქლორალჰიდრატის ძილისმომგვრელ ეფექტს, α -ამინოალკილსილანების პიდროქლორიდები, პირიქით, ამცირებს ნარკოზის ხანგრძლივობას [112].

ამინოალკილსილანების Si-პეტეროციკლური წარმოებულები ამჟღავნებს სპაზმოლიზურ და ანტიჰისტამინურ მოქმედებას [185], ხოლო პიროლიდინის [184], ქინოლინის [185], პერპიდროაზეპინის [116] N-ციკლური წარმოებულები ნეიროლეპტიკებია და ასევე, პიყამპიციინისა და იზონიაზიდის დანამატები.

ცხრილი 5

ამინოალკილსილანების სტრუქტურული ფრაგმენტები და მისი ანტიბიოტიკური ეფექტი [180]

ფრაგმენტი	აქტიურობის გამომედიანების ალბათობის კოეფიციენტი (W)
$\text{HN}-\text{CH}_2-\text{Si} \equiv$	0,10
$>\text{N}^+-\text{Si} \equiv$	0,38
$\text{HN}-\text{CH}_2-\text{CH}_2-\text{Si} \equiv$	0,42
$\text{N}-\text{CH}_2-\text{CH}_2-\text{Si} \equiv$	0,59
$-\text{C} \equiv \text{C}-\text{Si} \equiv$	0,80
	0,83

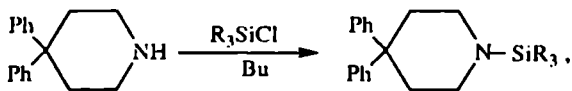
$[\text{R}_3\text{Si}(\text{CH}_2)_m\text{NMe}_2\text{R}^1]^+\text{Cl}^-$ (სადაც, $\text{R}^1=(\text{CH}_2)_m$; $m=1,4-6$; $n=13-17$) ამინოალკილსილანების ქლორმეთილატები დაპატენტებულია სამედიცინო დანიშნულების ქსოვილების აპრეტებად [179].

$\text{R}_3^1\text{SiR}^2\text{N}^+\text{R}^3\text{R}^4\text{R}^5\text{X}^-$ (სადაც, $\text{R}^1-\text{R}^5=\text{Alk}$, ალკოქსილი, ალკილენი; $\text{X}=\text{Hal}$) ტიპის ნაერთები რეკომენდებულია სტომატოლოგიაში გამოყენებისათვის კბილებზე ლაქების წარმოქმნის ინჰიბირებისათვის [186].

(ამინოპროპილ)ტრიალკოქსისილანების კომპლექსები:

$(RO)_3Si(CH_2)_3NR_2 \cdot C_6X_5OH$ უენოლებთან, სადაც, $R=Me, Et; R^1=H, Me; X=Alk, Cl, Br, NO_2$, შესაძლებელია გამოყენებული იქნას სოკოს, ვირუსებისა და ბაქტერიების საწინააღმდეგოდ მკურნალობისას [187].

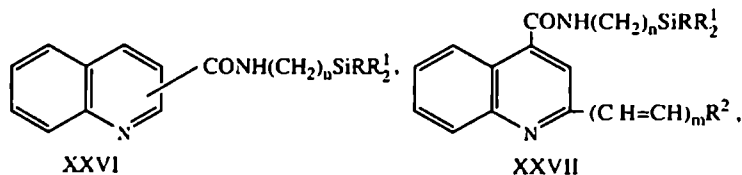
აზოტით სილილირებული 4,4-დიფენილპიპერიდინები

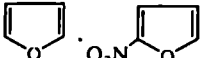


$R=Me, Et$, მესამეული- Bu, Ph .

ცნობილ პრეპარატ - მესამეული-ბუტილ-4,4-დიფენილპიპერიდინთან ერთად რეკომენდებულია პარკინსონის დაავადების სამკურნალოდ [188].

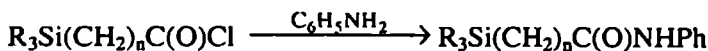
სილილირებული ამიდები, შარდოვანები, ოქსიმები და იმინოეთერები. კარბოფუნქციონალური სილიციუმორგანული ამიდების, ამიდინების იმინოეთერების, შარდოვანებისა და ოქსიმების ბიოლოგიური აქტივობა კომპლექსურად არ არის გამოკვლეული. მიუხედავად ამისა, გარკვეული შედეგები მეტად საყურადღებოა. მაგალითად, 4-, 4- და 2-ქინოლინკარბონული მჟავების (XXVI) და 2-ჩანაცვლებული 4-ქინოლინკარბონმჟავების (XXVII) [120, 121] ტრიორგანილსილილურ და სილატრანილურ ამიდებს შორის:



სადაც, $R, R^1 = Alk, C_1-C_4; R^2 = Ph$.  ; $n=1,3$.

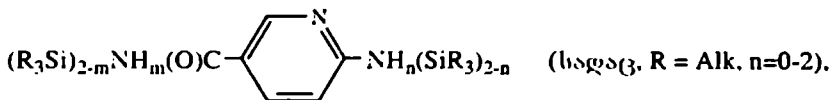
აღმოჩენილია მაღალი ანტიბლასტური ეფექტის მქონე ნაერთი.

ბარსზამ დაასინთეზა ცხიმოვანი მჟავების სილილირებული ამიდების დიდი რაოდენობა და დააპატენტა ისინი ანტიკლეროზულ საშუალებებად [189]. ტოიოსიმამ წარმოადგინა ახალი, ნაკლებად ტოქსიკური სიმსივნის საწინააღმდეგო საშუალება ტრიალკილსილილალკანკარბონმჟავების საფუძველზე [190]:



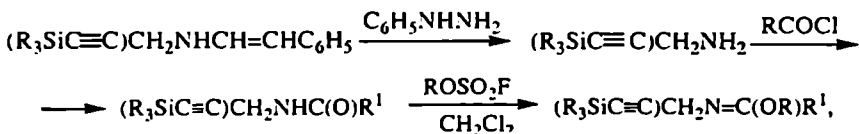
სადაც, R=alk, n=1-3.

ტრიალკილსილილ-6-ამინონიკოტინამიდები



დაპატენტებულია ფსორიაზის სამკურნალოდ [191].

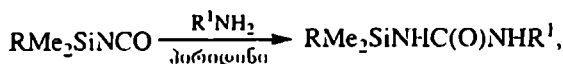
შესაბამისი კარბონმჟავებიდან სილიციუმშემცველი იმინოეთერების სინთეზის ახალი მეთოდი საშუალებას იძლევა გამოყოფილი იქნას ნაერთები, რომლებიც აინჰიბირებს ამინოქსიდაზას და პერსპექტიულია ჰიპერტონიისა და სულიერი დეპრესიის სამკურნალოდ [192].



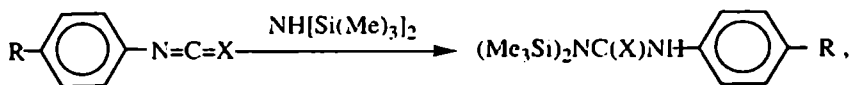
სადაც, R=alk, R¹= Ph, ადამანტილ-1, ფურილ-2. გარდა ამისა, ისინი წარმოადგენენ ნახევარფაბრიკატებს სედატიური მოქმედების წამლების მისაღებად.

აზოტით შარდოვანებისა და თიოშარდოვანების სილილირება ამცირებს სისხლში შაქრის რაოდენობას [193, 194]

და ამულავენებს მონოამინოქსიდაზის საწინააღმდეგო აქტიუობას [195]. მათ იღებენ შესაბამისი შარდოუანადან ჩეუეულებრივი მასილილირებელი აგენტებით სილაზანციანატების ამინირებისას:



სადაც, $\text{R}=\text{Me, Ph, n-MeC}_6\text{H}_4$; $\text{R}^1=\text{Me, Et, n-Bu, (CH}_2)_4$, ან იზოციანატების და მათი თიაანალოგების სილილირებით:



სადაც, $\text{R}=\text{4-Cl, 4-CH}_3\text{O}$; $\text{X}=\text{O, S}$.

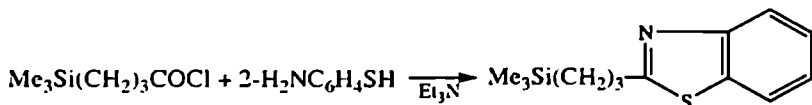
ტოიოსიამ დააპატენტა ტრიორგანოსილილჩანაცვლებული ოქსიამინოალკანები, როგორც ანტიბლასტური საშუალებები [196, 197], ხოლო ლუკევიციის მიერ შემოთავაზებული იქნა γ -ჩანაცვლებული $\text{RR}^1_2\text{Si}(\text{CH}_2)_3\text{ON}=\text{CMe}_2$ (ტრიორგანოსილილპროპილ)-ოქსიმები, სადაც, $\text{R, R}^1=\text{Me, Et, n-Bu, C}_2\text{H}_5\text{O}$, როგორც ანტიმიკრობული საშუალება [198].

ფოსფორისა და გოგირდის სილიციუმწარმოებულები ალკილალკოქსი(ორგანილთიო)ქლორსილანები – $\text{ClSiEt}(\text{OR})\text{SR}^1$, სადაც, $\text{R}=\text{n-Bu}$, $\text{R}^1=\text{n-Bu, Ph, C}_6\text{H}_{13}$, ამულავენებს ბაქტერიოციდულ მოქმედებას [199] *St. aureus* 209-P და *Esh. coli* M-17-თან დაკავშირებით, თავისი აქტიუობით ბეერად უკეთესია ქლორამინზე. მათთან ახლოს მდგომ ანალოგებს – ორგანილთიოქლორსილანებს $(\text{Et})_n\text{Si}(\text{SPh})\text{Cl}_{3-n}$, სადაც, $n=1-2$, ახასიათებს ანტიბაქტერიული და სოკოს საწინააღმდეგო აქტიუობა [200].

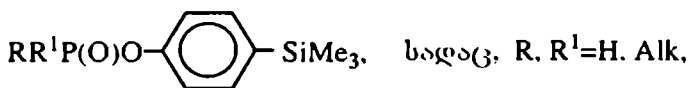
დიეთილ-ბის(ფენილთიო)სილანს აქვს არამკვეთრად გამოხატული ანალგეზიური მოქმედება [201].

$R_3Si(CH_2)_mS(CH_2)_nNR_2^1$ (სადაც, R, $R^1=H, Alk, C_1-C_6$; m, n=1-6) ტიპის სილილირებული ამინოალკილსულფიდები, მათი ჰიდროქლორიდები და აცეტატები in vitro და in vivo ტესტებში თრგუნავს ერლიხის სიმსივნის, ლუისის ფილტვის სიმსივნის და B-16 მელანომის უჯრედების ზრდას [202].

2-(3'-ტრმეთილსილილპროპილ)ბენზათიაზოლის მისაღებად, რომელიც ასევე დაპატენტებულია სიმსივნის საწინააღმდეგო, მცირედ ტოქსიკურ საშუალებად, გამოყენებულია ო-ამინოთიოფენოლის რეაქცია ტრმეთილსილილცხიმოვანი მჟავას ქლორანჰიდრიდთან [203, 204]:



ფოსფონური მჟავების სილიციუმორგანული ფენოლიატები ამჟღავნებს ანტიქოლინესტერაზულ აქტივობას [205].



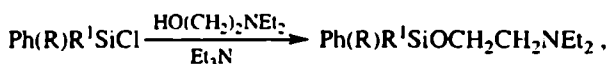
ბის(ტრიორგანოსილილალკილ)ფოსფიტები $[R_3Si(CH_2)_nO]_2PHO$ (სადაც, R=Alk, C_1-C_6 , ალკენილი, Ar; n=1-3) შეიძლება გამოყენებული იქნას სიმსივნის საწინააღმდეგო და ანტიპროტენზიულ საშუალებად [206].

ცნობილი სამკურნალო საშუალებების სილა-ანალოგები C/Si – იზოსტრუქტურული ნაერთები სილიციუმჩანაცვლებული ამინოსპირტები. β-ამინოეთოქსილური ფრაგმენტისა და

სილილური ფუნქციის შეთავსება განხორციელებული იქნა სილიციუმის ქიმიაში მიღებული კლასიკური მეთოდებით:

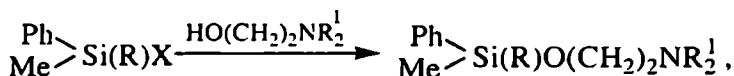
- ქლორსილანების ეთერიფიკაცია ამინოსპირტებით;
- ამინოსპირტების ან შესაბამისი ვინილური ეთერების პიღროსილიღირება;
- ამინოსპირტების აღკიღირება ქლორმეთიღსიღანებით.

პირკელი მეთოღით მიღებულია, მაღალითაღ, პარკინსონის დააკადების სამკურნალო პოტენციური საშუაღებები [207]:



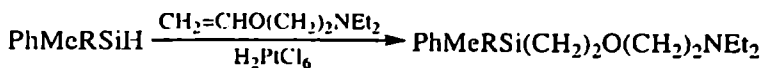
საღაც, R=H, Me; R¹=Ph, 4-CH₃C₆H₄, 4-ClC₆H₄, ციკლო-C₆H₁₁.

პისტამინის და კარბახოღის ანტაგონისტების სიღა-ანა-ღოგები – ქლორფენოქსიამინი, კლოფენეტამინის მეფენჰიდრამინი და მებროფენჰიდრამინი – 4-BrC₆H₄MePhCO(CH₂)₂NMe₂ მიღებულია შემხვეღრი სინთეზით, მაღალითაღ, შემღეგი სქემით [74]:

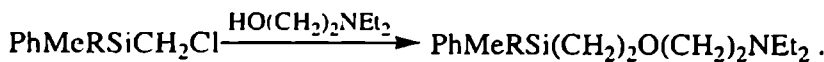


საღაც, R=Ph, 4-ClC₆H₄, 4-BrC₆H₄; R¹= Me, Et; X=H, Cl, და განხიღულია [22] შრომაში.

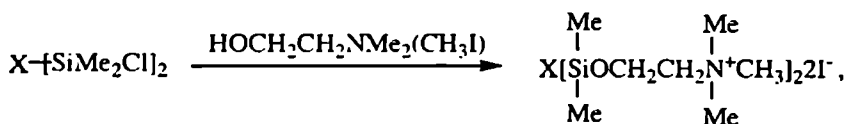
რულმანმა და მისმა თანამშრომღებმა [207-209] პარკინსონის სამკურნალო ახალი საშუაღებების – ამინოეთოქსი-აღკიღსიღანების – RR¹R²Si(CH₂)_nO(CH₂)₂NR³R⁴ (საღაც, R, R¹, R², R³, R⁴ =Alk, Ar, ციკლოაღკიღ; n=1-3) სინთეზისათვის გაშიიყენეს მეორე მეთოღი [208]:



ა6 მესამე მეთოდი [209]:



$[\text{Me}_3\text{N}^+(\text{CH}_2)_2\text{OSiMe}_2\text{XSiMe}_2\text{O}(\text{CH}_2)_2\text{N}^+\text{Me}_3]2\Gamma^-$ ტიპის ო-სილილქანაცვლებული ამინოსპირტებს შორის აღმოაჩინეს მორელაქსანტები კურარეს მსგავსი მოქმედებით [47]. მათი სინთეზისათვის გამოყენებული იქნა პირველი მეთოდი [47].



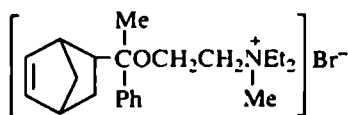
სადაც, X=O, CH₂, CH₂CH₂, σ-კავშირი.

ანალოგიური თვისებები აქვთ

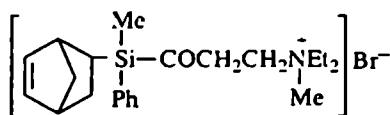


$[\text{Et}_3\text{SiCH}_2\text{N}^+\text{Me}_2(\text{CH}_2)_2\text{OC}(\text{O})(\text{CH}_2)_m\text{OC}(\text{O})(\text{CH}_2)_2\text{N}^+\text{Me}_2\text{CH}_2\text{SiEt}_3]2\Gamma^-$
(სადაც, M=OH,OCOCH₃,Cl; n=1,3; m=4, 6, 7, 8) ტიპის C-სილილქანაცვლებული ამინოსპირტების იოდმეთილატებს [50].

ტაკემა და ვანაგატმა [210] ჩაატარეს ცნობილი სპაზმოლიტიკის – „ციკლონის ბრომიდის“ სილა-ანალოგის სინთეზი (XXVIII ა, ბ).



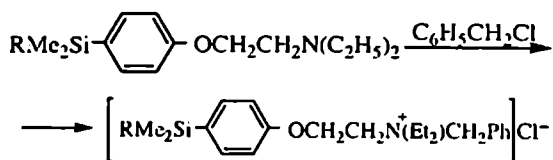
XXVIII a



XXVIII b

თავისუფალ მდგომარეობაში ამინი ამჟღავნებს დაბალ ჰისტამინოლიზურ და მაღალ ანტიქოლინერგულ აქტივობას სტრუქტურით მასთან ახლოს მდგომ ბენზილდრილურ ანტი-ჰისტამინურ პრეპარატებთან შედარებით. მეოთხეული ამინების წარმოქმნის შემთხვევაში, (XXVIII ბ) ნაერთის ქოლინოლიზური აქტიურობა იზრდება.

ცნობილი ანტისეპტიკების – ოქტაფონქლორიდის და ნ-მესამადი-ბუტილფენოლის [211] სილიციუმორგანული ანალოგები მიიღება შემდეგი რეაქციით:

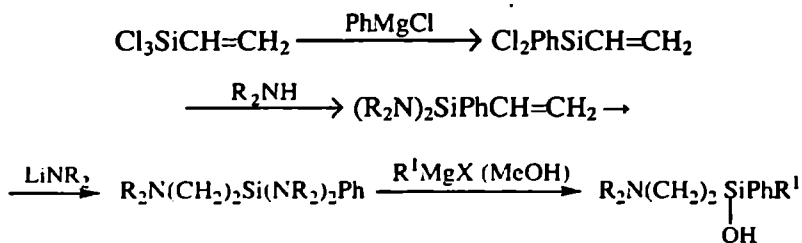


ამინოპროპანოლ-2-ის სილილირებული წარმოებულები $\text{Me}_2\text{SiC}_6\text{H}_4\text{OCH}_2\text{CH}(\text{OH})\text{CH}_2\text{NHR}$ (სადაც, $\text{R}=\text{Alk}$, ციკლოალკილ, არალკილ, ოქსიალკილ და სხვ., მათი მარილები ორგანულ ან არაორგანულ მჟავებთან და მეოთხეული ამონიუმის წარმოებულები) რეკომენდებულია ანტიბაქტერიული, ჰიპოქოლესტერინული, β -ადრენომიბლოკირებელი და ლიპიდური ცვლის რეგულირების სამკურნალო საშუალებებად [212].

სილანოლები და სილილირებული ფენოლები. დიფენილსილანოლი ან დიფენილსილანდიოლი ხასიათდება როგორც ძლიერი ანტიკონვულსანტები [16, 17, 213]. როგორც ცნობილია, ნახშირბადოვანი ჰემდიოლები არამდგრადია და ადვილად გადადის შესაბამის ალდეჰიდებში და კეტონებში. იზოსტრუქტურული სილანდიოლები – შედარებით სტაბილური ნივთიერებები – წარმატებით იქნა გამოყენებული ახალი სილა-ფარმაკას მისაღებად. როგორც კრუნჩხვის საწინააღმდეგო საშუალება, სილანდიოლები რეკომენდებულია

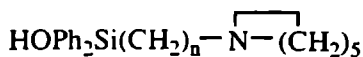
ეპილეფსიის სამკურნალოდ [213, 214]. ფრანგი მკვლევარების აზრით, გლიცერინისა და დისილანდიოლის კომპლექსით შესაძლებელია მასტიტის მკურნალობა [81].

სხვადასხვა ტრიორგანოსილანოლებს შორის აღმოჩენილია ნიუთიერებები, რომლებსაც აქვს ანტიპარკინსონული, ქოლინოლიზური და სპაზმოლიზური მოქმედება. ესენია ტრიპექსიფენიდილის, ციკრიმინის, პროციკლიდინის, 1-ციკლოპენტელი-1-ფენილ-3-პიროლიდინო-1-პროპანოლის და სხვა ცნობილი სამკურნალო საშუალებების [22, 51, 73, 75, 149, 215, 216] სილა-ანალოგები. მათი სინთეზის პრინციპიალური სქემა ასეთია:



სადაც, $\text{R}_2=(\text{CH}_2)_4, (\text{CH}_2)_5$; $\text{R}^1=\text{Ph}, \text{C}_6\text{H}_{11}$.

პირიდინოლის (XXIX ა, სადაც $n=2$) და დიფენილოლის (XXIX ბ, სადაც $n=2$) სილა-ჩანაცვლებულ ანალოგებს ახასიათებს მკვეთრად გამოხატული ანტიქოლინოლიზური და სპაზმოლიზური მოქმედება, ხოლო XXIX ბ ნაერთი შეიძლება გამოყენებული იქნას შიდა ყურის ანთებითი პროცესების სამკურნალოდ [17, 22, 45, 73].

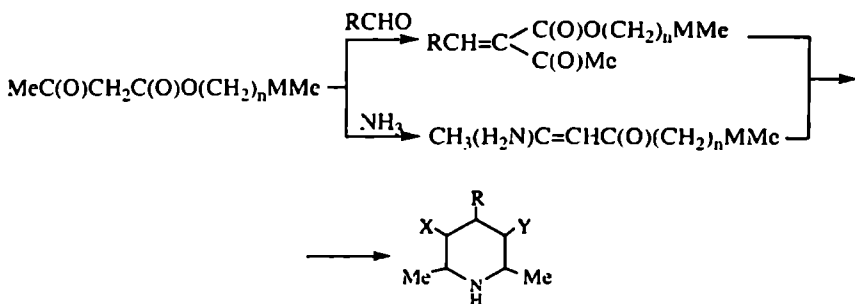


XXIX ა ($n=2$); XXIX ბ ($n=3$)

3-(პიპერიდინოპროპილ)დიფენილსილანოლის ფარმაკოლოგიური მოქმედების სპექტრი უფრო ფართოა, ვიდრე 2-პიპერიდინოეთილჩანაცვლებულის. (XXIX ა) ნაერთს აქვს პისტამინური, ანტიქოლინოზური, სპაზმოლიზური და ანტიართმიული თვისებები. ამ ამინის იოდმეთილატი, თავის ფუძესთან შედარებით ამულაენებს მომატებულ ანტიქოლისტერულ და მეტად მცირე პისტამინურ თვისებებს [217, 218].

2-(პიპერიდინოეთოქსიმეთილ)დიფენილსილანოლის ფარმაკოლოგიურმა გამოკვლევამ აჩვენა, რომ მას აქვს სუსტი ანტიმუსკარინული ეფექტი და პაპავერინის მსგავსი ძლიერი მოქმედება [52].

ნეოპენტილის და ტრიმეთილსილილური სპირტების მოქმედების მსგავსების საფუძველზე რეალიზებულია შესაბამისი ორგანული და სილიციუმორგანული ანალოგების – ნიფედიპინის მსგავსი დიალკილ-4-არილ-2,6-დიეთილ-1,4-დიჰიდროპირიდინ-3,5-დიკარბოქსილატების – მიღება.

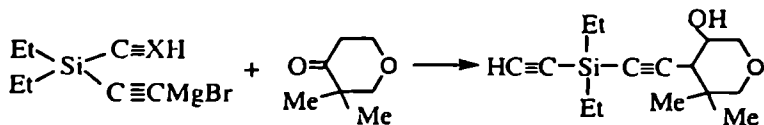


X, Y, =Me₃Si(CH₂)_nOC(O); Me₃CCH₂OC(O); M=C, S; n=1,2; R=Ar, ArAlk, თიენილი, პიროლი და სხვ. მიღებული ნაერთები ნარკოტიკების კლასს მიეკუთვნება და გამოიყენება სისხლძარღვების დაავადებების სამკურნალოდ [219-221].

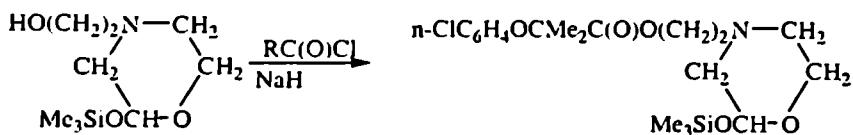
4-(ფენილდიმეთილსილილ)ფენოლი მანიხის რეაქციის პირობებში პიპერიდინთან და ფორმალდეჰიდთან წარმოქმნის

2,6-ბის(პიპერიდინომეთილ)-4-(ყენილდიმეთილსილილ)ფენოლს, რომელიც გამოყოფილია რიტმოლის დიჰიდრობრომიდი-სილა-ანალოგის სახით. ამ ნაერთს აქვს არითმიის საწინააღმდეგო თვისებები [222].

დიეთინილდიეთილსილანის საფუძველზე მიღებულია სილიციუმის შემცველი პირანოლი, ბაქტერიოსტატიკური აქტიურობით [223].



H/Si-ჩანაცვლებული სილა-ფარმაკა. კლოფიბრინის მკვას ახალი სილილირებული ეთერი მიღებულია ერთ-ერთი პიდროქსილური ჯგუფის სილილური დაცვით:



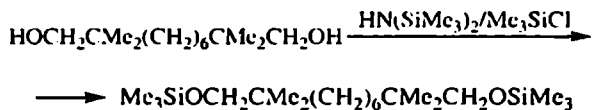
ეს ეთერი საინტერესოა კომპლექსური ფარმაკოლოგიური მოქმედებით; გარდა ნეიროტროპული და სპაზმოლიზური მოქმედებისა, ის ახდენს გულის მოქმედების სტიმულირებას [224].

ურაცილის ახალი ჩამნაცვლებლების რიგში ყურადღებას იპყრობს 1-ორგანოქსიკარბონილი-3-(ტრიორგანოსილოქსი)ალკილ-5-ჰალოიდურაცილები ანტიბლასტიკური აქტიურობით [225].

მონო(α-პროპილგლიკოქსი)ეთილის ეთერის პიდროსილილირებისას 2-ბუტინ-1,4-დიოლ-ტრიეთილსილანით (სხვადა-

სხვა თანაფარდობით) მიღებული იქნა სხვადასხვა მიკროორგანიზმის მიმართ აქტიური პროდუქტები [226].

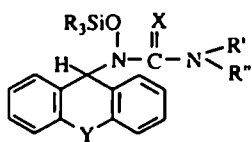
α, ω -ბის(ტრიმეთილსილილ)ოქსტანდიოლი, რომელიც მიღებულია შემდეგი სქემით [227]:



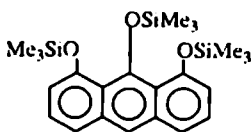
ამცირებს ტრიგლიციდების დონეს პლაზმაში, ქოლესტერინის დონის შემცირების გარეშე.

ნ-(ტრიორგანოსილოქსი)შარდოვანები და თიოშარდოვანები (XXX) ეფექტურია ფურუნკულოზის სამკურნალოდ [228].

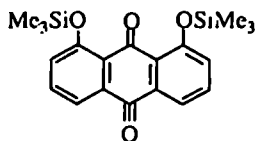
ფსორიაზის მკურნალობისთვის რეკომენდებულია პრეპარატ დიტრანოლის (ანტრალინის) (XXXI) და მისი წარმოებულების (XXXII) სილილირებული ანალოგები [229].



XXX



XXXI



XXXII

X, Y =O; R, R', R''=Alk, Ar.

სამკურნალო საშუალებების სილილირებას ფარმაკოქი-მიაში მნიშვნელოვანი შედეგები მოაქვს; როგორც თეორიული, ისე პრაქტიკული მნიშვნელობით, ყურადღებას იპყრობს

სილატრანები – რომლებსაც არა აქვთ ნახშირბად-ანალოგები, მაგრამ აქვთ ფართო ფარმაკოლოგიური მოქმედების დიაპაზონი.

ჩატარებულია მთელი რიგი ექსპერიმენტული სამუშაო, რომლის საფუძველზე შექმნილია სხვადასხვა ტიპისა და კლასის სილა-ფარმაკას როგორც ქიმიური, ისე სამედიცინო-ბიოლოგიური ბაზა, მათ დასანერგად სამედიცინო პრაქტიკაში.

უკანასკნელ წლებში მრავალმხრივი კლინიკური გამოცდაა ჩატარებული შემდეგ პრეპარატებზე: ცისობიტანი (აშშ, შვეცია), დნრ (საფრანგეთი), მივალი (რუსეთი) და სხვა. იმედს გამოეთქვამთ, რომ მომავალში სხვა ახალი ტიპის სილიციუმორგანული ნაერთები სხვადასხვა ქვეყნის ფარმაკოლოგიაში მნიშვნელოვან ადგილს დაიკავენ, როგორც ახალი ტიპის სამკურნალო პრეპარატები.

1. Sushruta I Samhita. Calcutta, 1907, V.3; Sushruta Utteratantra. Calcutta, 1907.
2. Бадмаев П.А. Главное руководство по врачебной науке Тибета „Джуд-ши”. Спб., 1903.
3. Kühn A.- Süddtach- Apotheker - Ztg., 1938, 78, 142.
4. Попов А.П. Лекарственные растения в народной медицине. Киев, „Наукова Думка”, 1967.
5. Телятьев В.В. Целебные клады Восточной Сибири. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1975.
6. Баландин Д.А., Говоров Н.Н. - Сообщ. Дальневост. фил. АН СССР, 1954, 6, 47.
7. Read В.Е., Liu J.C. Chinese medicinal plants from the „Pen-Taao Kang Mu”. - Peiping, 1956.
8. Russell P. - Philos. Trans., 1790, 80, 273.
9. Воронков М.Г., Зелчан Г.И., Лукевиц Э.Я. Кремний и жизнь. Рига, Зинатне. 1976.
10. Воронков М.Г., Кузнецов И.Г. Удивительный элемент жизни. Иркутск. Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1983.
11. Biochemistry of silicon and related problems. N.Y.-London, Plenum-Press. 1978.
12. Алюшин М.Т. Силиконы в фармации. М., Медицина, 1970.
13. Алюшин М.Т., Янис А.В., Попелева Г.С. и др. Применение силиконов в дерматологии и фармакологии. Обзорн. инф. /ГНИИХТЭОС. М., НИИТЭХОМ, 1981, - (Элементорганические содинения и их применение).
14. Алюшин М.Т. Исследования в области применения кремнийорганических полимеров в фармации. Автореф. докт. дис. М., ЦАНИИ, 1979.

15. Babu G.N. – In: *Ind. Polym. Radiat., Proc. Symp., Gujarat, 1979*, 372; *C.A.*, 1981, 94, 109.
16. Greamer C. – *Pharm. Technol.*, 1982, 3, 79.
17. Inoi T., Negai Y. – *J. Synth. Org. Chem., Jap.*, 1982, 40(6), 582.
18. Voronkov M.G. – *Ann. Reports in Medicinal Chem.*, 1975, 10, 265.
19. Voronkov M.G. – In: *Nobel Symposium 40, Biochemistry of silicon and Related Problems. Abstracts.* – Stockholm, Plenum Press., 1977, 27.
20. Voronkov M.G. – In: *Biochemistry of Silicon and Related Problems.* N.Y.-London. Plenum-Press, 1978, 395.
21. Воронков М.Г., Дьяков В.М. Силатраны. Новосибирск, Наука, 1978.
22. Wannaget U. - *Biochemistry of silicon and Related Problems.* N.Y.-London. Plenum-Press, 1978, 447.
23. Tacke R., Wannaget U. – *Monatsh. Chem.*, 1975, 106, 1005.
24. Voronkov M.G., D'yakov V.M., Florentsova O.N. a.o. – *Collect*, 1977, 42, 480.
25. Воронков М.Г., Сорокин М.С., Дьяков В.М. Журн. Общ. Химии, 1979, 49, 605.
26. Cooper G.H., Lawaton J.W., Rickard R.L. a.o. – *Eur. J. Med. chem.*, 1978, 13, 207.
27. Кузнецова Э.Э., Сорокин М.С., Вавильченкова Г.С. и др. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, 15.
28. Кузнецова Э.Э., Флоренсова О.Н., Козлова Г.В. и др. – В кн.: V Всесоюзн. конф. по химии и применению кремнийорг. соед. Тез. докл. М., НИИТЭХИМ, 1980, 438.

29. Лукевиц Э.Я., Германе С.К., Пудова О.А. и др. V Всесоюзн. конф. по химии и применению кремнийорг. соед. Тез. докл. М., НИИТЭХИМ, 1980, с. 363.
30. Casida J.E., Eto M., Moscioni A.D. a.o. – Toxicol. Appl. Pharmacol., 1976, 36, 261.
31. Voronkov M.G., D'yakov V.M., Kirpichenko S.V. J. Organomet. Chem. Rev., 1982, 18(1), 147.
32. Лукина Ю.А. Si-(йодалкил)- и Si-(бромалкил)-производные тригалогенсиланов, триалкоксисиланов и силатранов и некоторые их превращения. Автореф. по канд. дис. Иркутск, ИрИОХ СО СССР, 1980.
33. Воронков М.Г., Лукина Ю.А., Дьяков В.М. и др. – Журн. Общ.Химии, 1982, 52, №2, с. 349.
34. Тюрина Л.А., Гайлюнас И.А., Семенов В.А., Цырлина Е.М., Сингизова В.Х., Соловьева Н.И. Журн. Общ.Химии, 1981, 51(12), 2691.
35. Liu R.Z., Zheng S.J., Yu J.G. – Int. J. Quantum Chem., 1983, 23(4), 1609.
36. Дьяков В.М., Воронков М.Г., Ксйко В.В. и др. – Докл. АН СССР, 1983, 271(3), 637.
37. Пат. 2251313 (Франция).
38. Тизенберг Г.М., Кузнецов И.Г., Левина М.Н. и др. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, 14.
39. Шихиев И.А., Караев С.Ф., Ахундов Э.А. и др. – В кн.: Биологически активные соединения элементов IV Б группы. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1977, 54.
40. Лукевиц Э.Я. Исследования в области биологически активных азотсодержащих кремнийорганических соединений. Автореф. докт. дис. Рига, ИОС АН Латв. СССР, 1973.

41. Воронков М.Г., Лукевиц Э.Я. – Успехи химии, 1969, 38(12), 2173.
42. Лапкии И.И., Пидэмский Е.Л., Поварницына Т.Н. и др. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, 72.
43. Tacke R., Niedner R. – Naturforsch., 1978, 33(b), 412.
44. Tacke R., Niedner R. u. a. – Lieb., 1980, 11, 1859
45. Tacke R., Attar-Bashi M.T., Bentlage A. a.o. – In: 6th Intern. Symp. Organosilicon Chem. Abstr. of Papers, Budapest, 1981, 96.
46. Tacke R., Linoh H. – Z. Naturforsch., 1982, 376(11), 1461.
47. Tacke R., Niedner R., Prohnecke I. – Lieb., 1982, 9, 1706.
48. Воронков М.Г., Штейлинг Л., Кейко В.В. и др. – Изв. АН СССР. Сер. хим., 1979, 6, 1418.
49. Кирпиченко С.В., Абрамова А.Т., Кейко В.В. и др. V Все-союзн. конф. по химии и применению кремнийорг. соед. Тез. докл. М., НИИТЭХИМ, 1980, 151.
50. Лукевиц Э.Я., Веверис М.М., Атаре З.А. и др. – Хим.-фарм. журн., 1982, 16(10), 1204.
51. Tacke R., Strecker M., Lambrecht G. u. a. – Lieb., 1983, 6, 922.
52. Tacke R., Lange H., Sheldrick W.S. – Z. Naturforsch., 1983, 386(6), 738.
53. Балткайс Я.Я., Воронков М.Г., Зелчан Г.И. – Изв. АН Латв. ССР. Сер. хим., 1964, 2, 102.
54. Bien E. – Farmazie, 1971, 26, 577.
55. Garson L.R., Kirchner L.K. – J. Pharm. Sci., 1971, 60(8), 1113.
56. Hulce V.D., Rech R.H. – Fed Proc., 1974, 33, 510.
57. Voronkov M.G. – Topics in Current Chem., 1979, 84, 77.
58. Воронков М.Г., Платонова А.Т., Кузнецова И.Г. и др. – Изв. АН Латв. ССР. Сер. хим., 1977, 2, 204;

59. Imbenotte M., Palavit G., Delesalle G. a.o. – In: 6th Intern. Symp. Organosilicon Chem. Abstr. of Papers, Budapest, 1981, 33.
60. Запалкевич И.Ф. Гигиена труда при работе с кремнийорганическими полимерами. М., Медицина, 1972.
61. Тизенберг Г.М., Кузнецов И.Г., Платонова А.Т. и др. – В кн.: Биологически активные соединения элементов IV Б группы. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1977, 150.
62. Schwarz K. – Proc. Nat. Acad. Sci. USA, 1973, 70(5), 1608.
63. Monosaux R.H. – Prod. Pharmac., 1960, 15(3), 99.
64. Keeler R.F. – Am. J. Vet. Res., 1950, 20, 249.
65. Fasenden R.J., Coon M.D. – J. Med. Chem., 1965, 8, 604.
66. Fasenden R.J., Hartmann R.A. – J. Med. Chem., 1970, 13, 52.
67. Fasenden R.J., Ahlfors C. – J. Med. Chem., 1967, 10, 810.
68. Lebeu J.E., Gorzinsky S.I. – In: XII Ann. Meeting Soc. Toxicol., Abstr. of Papers. N.Y., 1973.
69. Пат. 3830912 (США).
70. Vessman J., Hammer C.D., Lindeke B. a.o. – In: Biochemistry of silicon and Related Problems. N.Y.-London. Plenum-Press, 1978, 535.
71. Пат. 2746956 (США).
72. Друдж П.В., Емельянов И.С., Воронков М.Г. и др. – В кн.: Строение и реакционная способность кремнийорганических соед. Тез. докл. I Всес. сим. – Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1977, 318.
73. Tacke R., Wannagat U. – Topics in Current Chem., 1979, 84, 12.
74. Tacke R., Wannagat U. – Monatsh. Chem., 1976, 107, 439.
75. Steiling L. Dissertation. Technische Univ. Braunschweig, 1977.
76. Петухов Л.П. Погодно-радикальные методы синтеза I-галогенсилатранов и реакция силатранирования. Автореф. канд. дис. Иркутск, ИрИОХ СО СССР, 1984.

77. Воронков М.Г., Кузнецов И.Г., Дьяков В.М. в кн.: Результаты научных исследований в практику сельского хозяйства. М., Наука, 1982, 87.
78. Leoper J., Fragny M., Rosensztain L. – Lille Med., 1976, 8, 640.
79. Pilbrant A., Strinberg B. – Acta Pharm. Toxicol., 1975, 36, 139.
80. Strinberg B. – In.: Biochemistry of silicon and Related Problems. N.Y.-London. Plenum-Press, 1978, 515.
81. Levrier M., Reboul J., Duffaut N. a.o. – Senologia, 1977, 2(4), 3.
82. Schiano A., Eisinger F., Detelle P. a.o. – Rev. Rhum., 1979, 46(7/9), 483.
83. Мансурова Л.А. Влияние силатранов на пролиферативно-репаративную функцию соединительной ткани. Автореф. канд. дис. Иркутск, ИрИОХ СО СССР, 1980.
84. Сергеев В.П., Ирлянова С.В. – В кн.: Биологически активные соединения элементов IV Б группы. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1977, 117.
85. Бахарева Е.В. Циклопропанная активность силатранов. Автореф. канд. дис. Иркутск, ИрИОХ СО СССР, 1981.
86. Ромадин Ю.П. Циклические эфиры диалкилсиландиолов, диалкилстанандиолов ортокремниевой кислоты. Автореф. канд. дис. ИОС АН Латв. ССР, 1973.
87. Kempe A., Bleidelis J., Urtane Z. a.o. – J. Organomet. Chem., 1980, 202(2), 115.
88. Piecos R., Sujeci R., Sankowcki M. – Z. Anorg. Allg. Chem., 1979, 454, 187.
89. Пат. 2273548 (Франция).
90. Прелог В. – Перспективы развития органической химии. М., ИЛ, 1959, 77.
91. Пестунович В.А., Петухов Л.П., Рахлин В.И. и др. – Докл. АН СССР, СССР, 1982, 263(4), 904.

92. Leonard N.J., Coll J.C., Wang A.H.J. a.o. – J. Am. Chem. Soc., 1971, 93, 4628.
93. Ручковский Б.С., Цепенко В.Ф., – Віст. АН УРСР, 1982, 4, 43.
94. Ручковский Б.С., Воронков М.Г., Цепенко В.Ф. и др. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, 18.
95. Пат. 4055637 (США), пат. 1465455 (Великобритания), пат. 2530255 (ФРГ), пат 1054936 (Канада), пат. 7526046 (Франция).
96. А.С. 686731 (СССР), пат 1503095 (Великобритания), пат. 7612285 (Франция), пат 2615654 (ФРГ), пат. 1096687 (Канада).
97. Воронков М.Г., Бахарова Е.В., Кузнецов И.Г. Докл. АН СССР, 1982, 262(3), 736.
98. Мансурова Л.А., Воронков М.Г., Слуцкий Л.И. и др. – Бюл. эксп. биол. мед., 1983, 95(9), 97.
99. Шолкова Т.В., Казимировская В.Б., Ляпина Л.А. и др. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, 85.
100. Казимировская В.Б., Воронков М.Г., Платонова А.Т. и др. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, 89.
101. Казимировская В.Б., Вугмейстер Е.К., Бродская Э.И. и др. В кн.: V Всесоюзн. конф. по химии и применению кремнийорг. соед. Тез. докл. М., НИИТЭХИМ, 1980, 334.
102. Балицкий К.П., Вакслер И.Г., Воронцова А.Л., и др. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, 120.

103. Кузнецова Э.Э., Пушечкина Т.Я., Козлова Г.В. и др. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, 64.
104. Воронков М.Г., Вавильченкова Г.С., Кузнецова Э.Э. и др. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, 65.
105. Воронков М.Г., Дьяков В.М., Флоренсова О.Н. и др. – В кн.: III Всесоюзн. конф. по химии фторог. соед. Тез. докл. М., Наука, 1978, 30.
106. Слуцкий Л.И., Домбровская Л.Э., Стадникова С.Т. и др. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, 101.
107. Казимировская В.Б., Холдеева Л.Н., Аксенова Л.В., и др. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, с. 91.
108. Команов А.В., Сорокин М.С. . – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, 119.
109. Сарбаш В.И., Сарбаш Т.А., Чуич Г.А. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, с. 93.
110. Воронков М.Г., Сорокин М.С., Дьяков В.М. – Журн. Общ. Химии, 1979, 1(12), 2671.
111. Кузнецов И.Г., Сорокин М.С., Бахарева Е.В. – В кн.: V Всесоюзн. конф. по химии и применению кремнийорг. соед. Тез. докл. М., НИИТЭХИМ, 1980, с.349; Хим.-фарм. журн., 1980, 2, 70.

112. Лукевиц Э., Германе С., Пудова О.А. и др. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, 67.
113. Лукевиц Э., Германе С., Пудова О.А. и др. – V Всесоюзн. конф. по химии и применению кремнийорг. соед. Тез. докл. М., НИИТЭХИМ, 1980, 363.
114. Лукевиц Э.Я., Лапсиня А.Ф., Зелчан Г.И. и др. – Изв. АН Латв. ССР. Сер. хим., 1978, 3, 338.
115. А.с. 722913 (СССР).
116. Лепина Т.В., Зидермане А.А., Дауварте А. и др. – Изв. АН Латв. ССР. Сер. хим., 1982, 5, 617.
117. Лукевиц Э.Я., Лапина Т.В., Зидермане А.А., и др. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, 41; 67. Хим.-Фарм. Журн., 1978, 7, 62.
118. А.С. 579275 (СССР).
119. А.С. 540459 (СССР).
120. Лапина Т.В., Сухова Н.М., Воронова В.А. и др. – V Всесоюзн. конф. по химии и применению кремнийорг. соед. Тез. докл. М., НИИТЭХИМ, 1980, 327.
121. Лукевиц Э.Я., Лапина Т.В., Сухова Н.Н. и др. – Хим.-Фарм. Журн., 1981, 11, 53.
122. Koslowski H., Radecki A., Lukasiak J. a.o. – In: V Pols. Symposium on Silicon Chem. Gdansk, 1980; Commun., 1980, 55.
123. Степаненко Б.Н., Раевский К.С., Копков В.И. и др. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1977, 80.
124. Казимировская В.Б., Платонова А.Т., Холдеева и др. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, 83.

125. Царева Т.А., Полсвой Л.Г., Алликметс Л.Х. и др. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, 70.
126. Григалинович Г.А., Лапсиня А.Ф., Зелчан Г.И. и др. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, 105.
127. Каплан Е.Я., Водолазский В.Л., Гукасов В.М. и др. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, 75.
128. Каплан Е.Я., Айрапетян Г.М., Большова Л.И. и др. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, 77.
129. Симхович Б.З., Слуцкий Л.И., Домбровска Л.Е. и др. – Бюл. эксп. биол. мед., 1979, 87(2), 153.
130. Мансурова Л.А., Бумагина Т.П., Платонова А.Т. и др. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, 103.
131. Мансурова Л.А., Слуцкий Л.И., Бумагина Т.П. и др. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, 104.
132. Бахарева Е.В., Кузнецов И.Г., Платонова А.Т. и др. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980., 108.
133. Сергеев В.П., Ирлянова С.В. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, 111.

134. Снмхович Б.З., Домбровска Л.Э., Слуцкий Л.И. и др. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, 109.
135. Суворов А.П., Довжанский С.И., Зелчан Г.И. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, 113.
136. Пат. 2251311 (Франция).
137. Пат. 2253506 (Франция).
138. Cosulich D.W., Lovell F.M. – Acta Crystalogr., 1977, 33B, 1147.
139. Soltz B.L., Corey J.Y. – J. Organomet. Chem., 1979, 171, 291.
140. Corey J.Y., Farrell R.L. – J. Organomet. Chem., 1976, 153, 15.
141. Corey E.R., Paton W.F., Corey J.Y. – J. Organomet. Chem., 1979, 179, 241.
142. Jilek J.O., Svátek E., Metyšová J. a.o. – Coll. 1976, 41, 910.
143. Corey J.Y., Francis E.A., Bursten M.S. a.o. – J. Organomet. Chem., 1981, 210(2), 149.
144. Fukukawa K., Vedaо T., Hirano T. – Chem. Pharm. Bul. 1985, 31(5), 1582.
145. Андрианов К.А., Набоков Ю.С., Прудник И.М. и др. – Хим.-фарм. журн., 1976, 10(6), 46.
146. Haider S.G., Stuel O. a.o. – Coll. Mol. Biol., 1983, 29(4), 299.
147. Barcza S., Thiede M.A. 6th Intern. Symp. on organosilicon Chrm., Budapest, 1981, 203; Пат. 4224317 (США).
148. Пат. 4374130 (США).
149. Ackermann I., Tacke R., Wannagat U. a.o. – Lieb., 1979, 11, 1915.
150. Пат. 4175091 (США).
151. Rice L.M., Sheth B.S., Wheeler J.W. – J. Hetrocycl. Chem., 1973, 10, 731.

152. Corey J., Dye M.D., Farrell R.L. a.o. – *Organomet. Chem.*, 1978, 153, 127.
153. Wiese D., Tacke R., Wannagat U. a.o. – *Lieb.*, 1981, 7, 1285.
154. Простаков Н.С., Саксена Н., Варламов А.В. и др. – *Хим. Гетероцикл. Соед.*, 1981, 2, 240.
155. А.с. 694020 (СССР).
156. А.с. 694021 (СССР).
157. А.с. 738346 (СССР).
158. А.с. 756810 (СССР).
159. А.с. 694019 (СССР).
160. А.с. 792890 (СССР).
161. А.с. 788657 (СССР).
162. А.с. 801513 (СССР).
163. Лапкии И.И., Пидамский Е.Л., Поварнишина Т.Н. и др. – *Хим. Фарм. Журн.*, 1983., 17(7), 817.
164. А.с. 770062 (СССР).
165. А.с. 688502 (СССР).
166. А.с. 565916 (СССР).
167. А.с. 810709 (СССР).
168. А.с. 565915 (СССР).
169. Пат. 1461789 (Англия).
170. Пат. 4151199 (США).
171. Пат. 4142054 (США).
172. Kumar P., Urat S., Dhanauk N. a.o. – *Indian I. Chem.*, 1981, В20(6), 517.
173. Пат. 4088667 (США).
174. Заявка 55-27133 (Япония).
175. Заявка 53-99126 (Япония).
176. Заявка 2284331 (Франция).

177. Lukevicz E. – In: *Biochemistry of silicon and Related Problems*. N.Y.-London. Plenum-Press, 1978, 435.
178. Жаврид С.В., Шашихина Н.Н., Грибкова Н.В., и др. – *Хим. фарм. Журн.*, 1983, 17(2), 153.
179. Пат. 4282366 (США).
180. Карасева Э.В., Янковский Ю.Н., Серебреникова Э.В. и др. – В кн.: *Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца*. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, 34.
181. Uchibori T., Kawada K., Watanabe S. a.o. 1983, 11(12), 661.
182. Гиллер С.А., Голенберг В.С., Розенблит А.Б. и др. – *Хим. Фарм. Журн.*, 1976, т. 10, №3, с. 29.
183. Ackermann J., Tacke R., Wannagat U. a.o. – *Arch. Pharm.*, 1980, 313(2), 129.
184. А.с. 604306 (СССР).
185. Лукевиц Э.Я., Александрова А.Б., Лапкина Т.В. и др. – *Изв. АН Латв. ССР. Сер. хим.*, 1982, 6, 707.
186. Пат. 4161518 (США).
187. Пат. 3940430 (США).
188. Gerlach H., Jutzi P., Stasch J.P., a.o. – *Z. Naturforsch.*, 1983, 38(2), 237.
189. Заявка 56-45490 (Япония).
190. Заявка 55-83713 (Япония).
191. Пат. 4388462 (США).
192. Пат. 4088668 (США).
193. Wannagat U., Garshler L., Meyer F. a.o. – *Abh. Braunschweig, Wiss. Ges.*, 1982, 34, 199.
194. Wannagat U. – *Z. Naturforsch.*, 1978, 33b, 475.
195. Gupta R.C., Ahmad S., Saxana A.K., a.o. – *Nat. Acad. Sci. Lett.*, 1978, 1(11), 407.

196. Заявка 55-120516 (Япония).
197. Пат. 4278666 (США).
198. А.с. 467598 (СССР).
199. А.с. 792891 (СССР).
200. А.с. 595964 (СССР).
201. А.с. 595321 (СССР).
202. Пат. 046242 (Европейский).
203. Заявка 56-43213 (Япония).
204. Пат. 4349682 (США).
205. Tacke R., Strecker H., Niedner R. – Lieb., 1981, 3, 387.
206. Заявка 55-45627 (Япония).
207. Friedrich G., Bartsch R., Ruhlmann K. – Pharmazie, 1977, 32(7), 3947.
208. Пат. 130353 (ГДР).
209. Krebs R., Bartsch R., Rühlmann K., - Pharmazie, 1982, 37(7), 483.
210. Tacke R., Wannagat U. - Monatsch. Chem., 1976, 107(2), 449.
211. Tacke R., Haller I., Zeiler H.I. – Chem. chim. ther., 1979, 14(5), 399.
212. Пат. 2389633 (Франция).
213. Fawcett I.K., Camerlmann N. – Can. I. Chem., 1977, 55, 3631.
214. Пат. 4006226 (США).
215. Steiling L., Wannagat U. – Z. Naturforsch., 1979, 34(10), 1413.
216. Tacke R., Strecker M., Sheldrick W. – Chem. Ber., 1980, 113(5), 1962.
217. Tacke R., Strecker M., Sheldrick W. – Z. Naturforsch., 1979, 34(9), 1279.
218. Steiling L., Tacke R., Wannagat U. – Lublings Ann. Chem., 1979, 10, 1554.

219. Tacke R., Bentlage A., Sheldrick W. a.o – Z. Naturforsch., 1982, 37(4), 443/
220. Заявка 2837477 (ФРГ).
221. Tacke R., Bentlage A., Towart R. – J. Med. chem., 1983, 18(2), 155.
222. Tacke R., Heeg E., Berndt B. – Arch Pharm., 1980, 313(2), 142.
223. А.с. 591479 (СССР).
224. Pometan I.P., Dumas U., Fourttilan I.B. a.o. – Sull, Soc. Pharm. Bordeaux, 1975, 114(4), 162.
225. Заявка 57-32370 (Япония).
226. Дадашева Я.А., Алиев Н.Д., Караев С.Ф. – В кн.: Биологически активные соединения кремния, германия, олова и свинца. Иркутск, Вост.-Сиб. книжн. изд-во, 1980, 56.
227. Пат. 3857884 (США).
228. Пат. 6711975 (Голандия).
229. Prognon P., Gond A., Dubertret a.o. – Ann. Pharm. Franc., 1982, 40(4), 329.

II. სამედიცინო სილოქსანური კაუჩუკები და მათ ბაზაზე მიღებული მასალები

სხვადასხვა პლასტიკური ოპერაციის გაკეთება ადამიან-მა უძველესი დროიდან იცოდა. ინდოელი ქირურგები ამ ხელოვნებას დაუფლებულნი იყვნენ ჩვენს წელთაღრიცხვამდე ათასი წლის წინათ. როცა დაზიანებული ცხვირის აღდგენა იყო საჭირო, კანის ნაწილს აჭრიდნენ შუბლზე ან ღოყაზე და ადებდნენ დაზიანებულ ადგილზე. ოპერაციები, რომლებსაც თანამედროვე ექიმები აკეთებენ, ძალიან რთულია და ქირურგისაგან დიდ ცოდნას მოითხოვს.

პლასტმასამ გარკვეულად შეამსუბუქა ქირურგების შრომა. პლასტმასებიდან ყველაზე ხშირად იყენებენ პოლიქლორენილისა და პოლიაკრილის პლასტმასებს. პლასტმასისაგან გამოჭრილი სამაგრი კარგად ეთავსება ორგანიზმის ქსოვილებს. პლასტმასის პლასტიურობა და დამუშავების სიმსუბუქე საშუალებას იძლევა დამზადდეს ყველანაირი ფორმის სამაგრი და ზუსტად მოერგოს დაზიანებული ორგანოს ნაპირებს. ხშირად პლასტმასის სამაგრს უკეთებენ გამჭოლ ხერეღს, რომელშიც ჩაესრდება შემაერთებელი ქსოვილი და საიმედოდ მიამაგრებს დაზიანებული ორგანოს ნაწილებს. შესაძლებელია პლასტიკით გასწორდეს სახის ცალკეული დეტალები, შეიცვალოს ცხვირის ნესტოები, ყურის ნიჟარები, თვალის ბუდე და ა. შ. ძვლის ნამსხვრევების შესაწებებლად შესაძლებელია გამოყენებული იქნას სხვადასხვა სახის სინთეზური წებოები. როდესაც ხდება მხედველობის დაკარგვა, ბრმა ვერც ცისფერ ცას ხედავს, ვერც ხასხასა ფოთლების სიმწვანეს, ვერც ოქროსფერ მზის სხივებს. მის გარშემო ბნელი ღამეა. პლასტმასა უმსუბუქებს მდგომარეობას

იმ ადამიანებსაც, რომლებმაც კატარაქტის გამო მხედველობა დაკარგეს.

პლასტიკასას ფართოდ იყენებენ სხვადასხვაგვარი კონსტრუქციის პროთეზების დასამზადებლად. ამ მიზნით ის გამოიყენება ოფთალმოლოგიაში, ტრავმატოლოგიასა და ორთოპედიაში. პლასტიკასიგან შესაძლებელია აგრეთვე დამზადდეს თითის, ხელის მტევნის, ფეხის პროთეზი და ა. შ.



სილიკონის პროთეზი თეძოს პროთეზი თანამდროვე პროთეზი მედიცინის აღმოცენება და მისი შემდგომი წარმატება მჭიდროდ არის დაკავშირებული ქიმიის მიღწევებთან, რაც შესაძლებლობას აძლევს ექიმს ებრძოლოს სხვადასხვა დაავადებას.

მას შემდეგ, რაც კაცობრიობა არსებობს, ადამიანის სამკურნალოდ გამოიყენება სხვადასხვა სამკურნალო მცენარე, მინერალი, ცხოველის კანი. თაობიდან თაობას გადაეცემა ამ წამლების ძვირფასი თვისებები, რომელიც დადებით ეფექტს იძლევა. ასე შეიქმნა სახალხო მედიცინა. ექიმები დღემდე წარმატებით იყენებენ სამკურნალო მცენარეებს, რომელიც უძველესი დროიდან არის ცნობილი.

საბუნებისმეტყველო მეცნიერებების განვითარებამ ქიმიკოსებს საშუალება მისცა დაეწყოთ სამკურნალო მცენარეული საშუალებების წარმოება დაავადებების საწინააღმდეგოდ და მიზანმიმართულად შეექმნათ ახალი, უფრო ეფექ-

ტური საშუალებები. ქიმიურ ლაბორატორიებში გაშიფრული იქნა ბიოლოგიურად აქტიური მრავალი ნივთიერების სტრუქტურა და შემდეგ მოხდა მაღალეფექტური პორმონალური პრეპარატების, ვიტამინების, ფერმენტების, ანტიბიოტიკების ქიმიოპრეპარატების, სხვადასხვა ალკალოიდის და სხვა სამკურნალო პრეპარატის სინთეზი.

ამგვარად, მრავალი პრეპარატის დანერგვა სამედიცინო პრაქტიკაში გაივლის რამდენიმე ეტაპს: ბუნებრივი ნივთიერებების გამოყოფა, მათი გასუფთავება ბალასტიგან და სუფთა სახით მიღება, რომელიც იძლევა სამკურნალო ეფექტს; სინთეზურად წარმოებული სამკურნალო ნივთიერებები, წინასწარ მოცემული თვისებებით ანალოგიური სტრუქტურის პრეპარატების მიღება.

მაღალმოლეკულურ ნაერთთა ქიმიას მედიცინის განვითარება კიდევ უფრო მაღალ საფეხურზე აყვავს. ამჟამად ადამიანი ვეღარ კმაყოფილდება მხოლოდ იმ ნივთიერებებით, რომელსაც ბუნება იძლევა.

მაკრომოლეკულური ნაერთების სტრუქტურისა და ფიზიკური თვისებების გამოკვლევების საფუძველზე ჩამოყალიბდა თანამედროვე შეხედულებები მაკრომოლეკულური ნაერთების აგებულების შესახებ. ამაში დიდი ღვაწლი მიუძღვით ისეთ გამოსწავლილ მეცნიერებს როგორებიც არიან: პ. მარკი, ე. ჰუკი, ვ. კუნა, პ. ფლორი, ო. ფრენკელი, ვ. კარგინი, გ. სლონიმსკი, კ. ანდრიანოვი, მ. ვორონკოვი და სხვ.

უკანასკნელ წლებში მედიცინასა და სამედიცინო წარმოებაში დიდი როლდენობით გამოიყენება პოლიმერული მასალები. ამჟამად პოლიმერებიდან მზადდება თითქმის სამი ათასი სახის სამედიცინო ნაწარმი.

პოლიმერული მასალების გამოყენება მედიცინასა და სამედიცინო წარმოებაში უკანასკნელ წლებში მნიშვნელოვნად გაიზარდა.

ეს ახალი მიმართულება ვითარდება პოლიმერების ქიმიისა და მედიცინის საზღვარზე. პოლიმერული სამკურნალო საშუალებების მიღების შესაძლებლობის შესწავლის შედეგად, შესაძლებელია პოლიმერული პროთეზების შექმნა შინაგანი ორგანოებისა და ქსოვილების შესაცვლელად. პოლიმერების გამოყენებით, მედიცინაში გადაჭრილი იქნა მრავალი პრობლემა. სრულიად გასაგებია, რომ შემდგომი წარმატებები ამ მიმართულებით შეუძლებელია ექიმებისა და ქიმიკოსების თანამშრომლობის გარეშე. ექიმები, ჩვეულებრივ იყენებენ შედარებით ხელმისაწვდომ პოლიმერულ მასალებს, რომელიც გამოიყენება ტექნიკური მიზნებისათვის.

პირველხარისხოვან ამოცანას წარმოადგენს „სამედიცინო სუფთა“ პოლიმერების მიღება, რომელიც ადამიანის ორგანიზმს არ მიაყენებს ზიანს.

პროლოგატორებად რამდენიმე ქიმიური პრეპარატის გამოყენების პირველი ცდები დაიწყო 1958 წლიდან.

ქიმიის სწრაფმა განვითარებამ გასული საუკუნის პირველ ნახევარში და დიდმა აღმოჩენებმა ამ დარგში, საფუძველი მისცა ქიმიური სინთეზის პროდუქტების ინტენსიურ დანერგვას ბიოლოგიასა და მედიცინაში.

ამ პროცესების ურთიერთკავშირს მიყვავართ ახალი იდეებისა და სამეცნიერო დისციპლინების დაბადებისაკენ. ამის ნათელი მაგალითია ქიმიისა და მედიცინის კავშირი.

უძველესი დროიდან მედიცინა იყენებდა სხვადასხვა დაავადების სამკურნალოდ ისეთ პოლიმერებს, როგორცაა: ქარვა – ჩიყვის სამკურნალოდ, პროპოლისი – („ფუტკრის წებო“) – ჩირქიანი ჭრილობებისა და კანის დაავადებების

სამკურნალოდ, ოზოკერიტი, სხვადასხვა მცენარის ზეთი (მათგან ამზადებენ ბალზამებს), კაუჩუკების ნარევები სამკურნალო პრეპარატებთან. აგარ-აგარი, უელატინი, კანიფოლი, ბითუმი, გუმირაბიკი, სახამებელი, მუშია და სხვ.

პოლიმერული მასალების გამოყენების დასაწყისად შეიძლება ჩაითვლოს 1788 წელი, როდესაც შუმლიანსკიმ გამოიყენა კაუჩუკი. ფრენკელმა 1895 წელს პირველმა გამოიყენა ხელოვნური პოლიმერი – ცელულოიდი ძვლების დეფექტების დასაფარად თავის ქალას ოპერაციის დროს, რაც იყო საწყისი ალოპლასტიკისა – ცოცხალი ქსოვილების სხვადასხვა მასალით შეცვლის მიზნით.

ცელულოიდი, რომელიც გამოყენებული იყო როგორც „საბურავი“ მრავალი წლის განმავლობაში, სახელი გაუტეხა პოლიმერების გამოყენებას, ვინაიდან ის ჯირჯვდებოდა და იწვევდა ქსოვილის გაღიზიანებას. მიუხედავად ცელულოიდის ასეთი უარყოფითი თვისებისა, XX საუკუნის 40-იან წლებამდე ზოგიერთი ქირურგი მაინც იყენებდა ცელულოიდის ფირებს აორტის ოპერაციის დროს (Pearse, 1940, Harrison et al, 1943, Cross, 1944).

პოლიმერების მედიცინაში გამოყენების პირველი ცდები მიეკუთვნება 1934 წელს, როდესაც მკვლევარების ჯგუფი შეუდგა პოლიმერული რეცეპტების შემუშავებას კბილის სამკურნალო კაუჩუკით შესაცვლელად.

სტომატოლოგებისა და ექიმების ერთობლივი ძალისხმევით შეიქმნა მრავალი ახალი პოლიმერი და პოლიმერული მასალა კბილისა და ყბის ძვლის პროთეზების დასამზადებლად, რომელიც ფართოდ გამოიყენება. კერძოდ, აკრილური ფისების საფუძველზე შეიქმნა AKP-19, AKP-10, ЭТ МАСС-12, AKP-14, AKP-15.

პოლიმეთილმეტაკრილატი გამოიყენება თავის ქალას დეფექტის დასახურად, ასევე, ოსტეოსინთეზის დროს. 3 ათეული წლის განმავლობაში ეს პოლიმერი ფართოდ გამოიყენება როგორც ჩვენთან, ისე უცხოეთში ალოპლასტიკაში. ის გახდა უფრო მეტად გავრცელებული მასალა სადრენაჟე მილების, ჰაიმორის ღრუს, ყურის ბიბილოს და სხვ. დასამზადებლად.

XX საუკუნის მეორე ნახევარში აღინიშნება პოლიმერების უფრო ფართო გამოყენება მედიცინაში. ამ დროს გამოქვეყნდა შრომები, რომლებიც დაკავშირებული იყო სინთეზური პოლიმერული მასალების გაუმჯობესებასთან, აგრეთვე ორგანიზმზე მათი მოქმედების შესწავლასთან.

მასალები, რომელიც გამოიყენება *ალოპლასტიკაში*. შეიძლება დაიყოს პოლიმერების ორ ძირითად ჯგუფად – ე.წ. ბიოსტაბილური და ბიოლაბილური.

პირველისთვის დამახასიათებელია ფიზიკურ-ქიმიური თვისებების მდგრადობა ფერმენტების და ბიოლოგიურად აქტიური სხვა ნივთიერებების მიმართ მათი იმპლანტაციისას დიდი ხნის განმავლობაში.

მაგალითად, 1966 წელს ნოტდურფტმა წარადგინა ავადმყოფი, რომელსაც 26 წლის წინ თავის ქალას დეფექტის დასაფარავად იმპლანტაციისას გამოყენებული ჰქონდა პოლიმეთილაკრილატის პროთეზები. ამ დროის განმავლობაში კანზე არავითარი უარყოფითი მოქმედება არ ყოფილა აღმოჩენილი, პროთეზის თვისება პრაქტიკულად არ შეცვლილა.

რაც შეეხება ბიოლაბილური პოლიმერების ჯგუფს, მათი თვისებები მეტნაკლებად იცვლება იმპლანტაციიდან გარკვეული დროის შემდეგ – მაგალითად, პოლიამიდები კარგავენ ორგანიზმში თვისებას გაჭიმვაზე, გაწყვეტაზე იმპლანტაციის ერთი წლის განმავლობაში.

გარკვეული დროის შემდეგ პროთეზირებისათვის გამოუყენებელი ხდება: პოლიკაპროლაქტამი, ნაილონი, პერლონი. ორგანიზმში ისინი კარგავენ თავის ელასტიკურობას, ხდებიან მსხვრევადი. პენოპოლიენინილფორმალი აგრეთვე ხდება მსხვრევადი, ნაწილობრივ მიმოიფანტება.

ბიოლაბილური პოლიმერები ორგანიზმში განიცდიან პიდროლიზს და ჟანგვას. პოლიმერების დესტრუქციის ხარისხი დამოკიდებულია არა მარტო მათ ფიზიკურ-ქიმიურ ბუნებაზე, არამედ ადგილზე, სადაც შეიყვანება იმპლანტი. პოლიმერის „მდგრადობის“ ძირითად ფაქტორს ბიოლოგიურ არეში წარმოადგენს მისი მოლეკულური მასა.

დიდი გამოცდილებით, რაც დაგროვდა მედიცინაში პოლიმერების გამოყენების პრაქტიკით, შეიძლება პოლიმერები დაეყოს იმის მიხედვით, თუ რა მოთხოვნებს უყენებს მათ მედიცინა:

I ჯგუფი. პოლიმერული მასალები, რომელიც გამოიყენება ორგანიზმში შესაყვანად.

- შინაგანი პროთეზები, პლომბები, ხელოვნური ორგანოები;
- წებოები;
- შესაკერი და გადასახვევი მასალები;
- პლაზმისა და სისხლის შემცველები, დეზინტოქსიკატორები, ინტერფერონები, ანტიდოტები;
- სამკურნალო პრეპარატები, რომელიც დამზადებულია პოლიმერების საფუძველზე.
- პოლიმერები, რომლებიც გამოიყენება სამკურნალო ფორმების ტექნოლოგიაში (დამფარავი საფენები, კაპსულები და მიკროკაპსულები, დამხმარე ნივთიერებები და სხვ).

II ჯგუფი. პოლიმერული მასალები, რომელიც კონტაქტშია ორგანიზმის ქსოვილებთან, ასევე ნივთიერებასთან, რომელიც მასში შედის:

- სამკურნალო საშუალებების შეფუთვა და შენახვა, სისხლი და პლაზმის შემცველები;
- პოლიმერები, რომლებიც გამოიყენება სტომატოლოგიაში (გარდა პლომბებისა).
- ქირურგიული ინსტრუმენტები, შპრიცები;
- სამედიცინო აპარატურის ჭანჭიკები და დეტალები, მემბრანები.

III ჯგუფი. პოლიმერული მასალები, რომელიც არ არის გათვალისწინებული შესაყვანად და არ არის კავშირში ნივთიერებებთან, რომელიც შეყვანილია ორგანიზმში:

- პოლიმერები, რომელიც გამოიყენება ანატომიაში და პისტოლოგიაში;
- ავადმყოფების მოვლის საგნები;
- ლაბორატორიული ჭურჭელი, შტატივები და სხვა;
- საოპერაციოს და საავადმყოფოს მოწყობილობა;
- ჩარჩოები და ლინზები სათვალეებისათვის;
- საპროტეზო-ორთოპედიული მოწყობილობა (მათ შორის – ფეხსაცმელი);
- ავადმყოფის ტანსაცმელი, თეთრეული, საწოლის მოწყობილობა.

პოლიმერები, რომლებიც განკუთვნილია ორგანიზმში შესაყვანად. პოლიმერების პირველ ჯგუფს, რომელიც განკუთვნილია ორგანიზმში სხვადასხვა დროით იმპლანტაციისათვის, განეკუთვნება სისხლძარღვების პროთეზები, გულის სარქველები, შარდის ბუშტის პროთეზები, სანაღველე მილები, თვალის ბროლი. ჩონჩხის დეფექტისა და მსუბუქი ქსოვილის შესაცვლელი პროთეზები, წკირები, ფირფიტები ძვლის ფიქსაციისათვის (გადატეხვისას), პოლიმერული ბადის „კარკასები“.

შინაგანი ორგანოების პროთეზებისათვის გამოყენებული პოლიმერებისათვის შემოდებულია მკაცრი მოთხოვნები. მათგან მთავარია – ფიზიკურ-მექანიკური თვისებების შენარჩუნება ცოცხალი ორგანიზმების ფერმენტების მოქმედებისას, ბიოლოგიური ინერტულობა და სხვა. ამ მიზნით უფრო მეტად გამოიყენება პოლიაკრილატები – პოლიმერები, რომლებიც დამზადებული აკრილისა და მეტაკრილის მუაების საფუძველზე, ალოპლასტიკის მიზნით, რაც მათი ხელმისაწვდომობით აიხსნება.

ლეიბზონმა თავის ქალას დეფექტების შესაცვლელად 175 შემთხვევაში გამოიყენა 5x5 სმ ზომის ფირფიტები, რომელიც დამზადებული იყო პოლიმეთილმეთაკრილატისაგან. 5 წლის განმავლობაში არც ერთ მათგანს არ აღენიშნა რაიმე გართულება, რაც დაკავშირებული იქნებოდა იმპლანტანტთან.

საოპერაციო ადგილის დასაცავად, მონომერის ტოქსიკური მოქმედებისა და ეგზოთერმული რეაქციის თავიდან ასაცილებლად, რომელიც წარმოიშევა პოლიმერიზაციის პროცესში, ამზადებენ პროთეზის კალაპოტს, რომელზეც თანაბრად გაანაწილებენ პოლიმერისა და მონომერის ნარევეს. გამყარება მიმდინარეობს 15-20 წამი. ამ დროის განმავლობაში საჭიროა მოესწროს პოლიმერის ფირფიტის მოდელირება, რომელიც შეესაბამება ძვლის დეფექტის ფორმას. ამის შემდეგ ფირფიტას ხსნიან, ახდენენ პერფორირებას და შემდეგ პროთეზს აფიქსირებენ ძაფებით.

1952 წელს თიაქარის ოპერაციის დროს გამოიყენეს ფტოროპლასტი-4-საგან დამზადებული პერფორირებული ფირფიტები, შემდგომ წლებში ამავე მიზნით, დიაფრაგმის ფირფიტებისათვის გამოიყენეს კაპრონის მავთული და ივალონი. სისხლძარღვების პროთეზირებისათვის დასაწყისში იყენებდ-

ნენ ივალონს. მიღებული იქნა აგრეთვე შედარებით გაუმჯობესებული სისხლძარღვის პროთეზები ლავსანიდან და ფთოროლონიდან.

ამჟამად ფართოდ გამოიყენება პლ-72-60 და ტტლ-62 მარკის ნაქსოვი და ქსოვილის სისხლძარღვების პროთეზები, რომელიც დამზადებულია ლავსანიდან.

პოლიეთერებისაგან დამზადებული სისხლძარღვების პროთეზები კარგად შეიწოვება ორგანიზმში და იძლევა მდგრად სამკურნალო ეფექტს 4-5 წლით. პერსპექტიულია პროთეზები ბაქტერიოციდული ქსოვილებიდან – ლეტილენი, ბიოლენი და იოდინი. განსაკუთრებით კარგ შედეგს იძლევა ლეტილენის საფუძველზე დამზადებული პროთეზები, ბადეები ამ პოლიმერებიდან, აგრეთვე მარლექსიდან (ეთილენისა და იზობუტილენის თანაპოლიმერი) აღმოჩნდნენ ნაკლებად გამოსაყენებელი მასალები პლასტიკური ოპერაციებისათვის და თიაქარის დეფექტების დასაფარად. უკანასკნელ წლებში წარმატებით გადაწყდა რთული საკითხი ქირურგიაში – გულის სარქველების პროთეზირება. თუ დასაწყისში ინჟინრები და ქირურგები ცდილობდნენ გაეკეთებინათ ხელოვნური სარქველის იმიტაცია სამი ფურცლის სახით, ფტოროპლასტიდან ან პოლიეთერული ბოჭკოსაგან. ამჟამად იყენებენ სამივე მომუშავე ბურთულოვან სარქველებს ფტოროპლასტისაგან და სილიციუმორგანული კაუნჩუკისაგან, რომელიც სრულად პასუხობს მაღალ მოთხოვნებს. ჩატარებული იქნა ბურთულოვანი პროთეზებით მიტრალური და აორტალური სარქველების შეცვლის წარმატებული ოპერაციების მთელი სერია.

ამჟამად მიმდინარეობს სამუშაოები სისხლძარღვების, ძვლების, მსუბუქი ქსოვილების და ა.შ. პროთეზირებისათვის გამოსადეგი პოლიმერების მოსაძიებლად და ახალი კონსტ-

რუქციების შესაქმნელად. ამავ დგუფს მიეკუთვნება აგრეთვე პროთეზები, რომელიც ორგანიზმში შეკყავთ დროებით, ქსოვილის გაზრდამდე და რეგენერაციამდე, რის შემდეგ ისინი სრულად შეიწოვებიან. ესენია: სხვადასხვა შტიფტები, ფირფიტები ძვლების დროებითი ფიქსაციისათვის და გადატეხვისას, აგრეთვე რგოლები და სხვა. მასალების ამ დგუფს წაყყნება მოთხოვნათა კომპლექსი, რომელთაგან ძირითადს წარმოადგენს – სრული უნებლობა ორგანიზმისათვის, დადგენილ ვადებში შეწოვა (14 დღიდან 1 წლამდე), თვისებების შენარჩუნება სტერილიზაციისას, მოდელირების სიმსუბუქე, საკმარისი გამძლეობა. ასეთი პოლიმერები, მეტნაკლებად შესწავლილია, მაგრამ მათი რაოდენობა მაინც მცირეა.

მტკიცე პროთეზების დასამზადებლად, როგორცაა ძვლის შტიფტები და სხვა, ექსპერიმენტულად შეისწავლეს ქულატინის აკრილონიტრილზე დამყნილი თანაპოლიმერი, რომელსაც აქვს უნარი შეიწოვოს (პრაქტიკულად გაჯირჯეების გარეშე) დროის რეგულირებით (რეგულირება ხდება აკრილონიტრილის შემცველობის რეგულირებით).

შინაგანი ორგანოების ელასტიკური პროთეზების შესაქმნელად (ტრაქეა, სისხლძარღვები და ა.შ.), გამოყენებული იქნა პოლიურეთანული კაუნუკების რეცეპტურა. იმპლანტანტები CKY-6 კაუნუკიდან (გაუმჯობესებული სილიკონური კაუნუკი – მარკა-6), რომელიც სრულად შეიწოვება 3 თვის განმავლობაში, რაიმე სხვა გამაღიზიანებელი მოქმედება მის ირგვლივ კანზე არ აღინიშნება.

სილიკონები შედგება ერთმანეთთან დაკავშირებული, პერიოდულად გამეორებული სილიციუმისა და ქანგბადის ატომებისაგან. მედიცინაში სხვადასხვა სახის სილიკონი გამოიყენება თითქმის მრავალი წლის განმავლობაში. აღო-

პლასტიკებად კი ხშირად გამოიყენება ე.წ. ელასტომერები. მედიცინაში გამოყენებული სილიკონების დადებით თვისებას წარმოადგენს მათი ჰიდროფობურობა, ქიმიური და ფიზიოლოგიური ინერტულობა, თერმოსტაბილურობა.

სილიკონები გამოიყენება სახეზე კოსმეტიკური ოპერაციების დროს, ძუძუს, მსუბუქი ქსოვილების შესაცვლელად, გულის სარქველების დასამზადებლად, აგრეთვე დამწვრობისას – სილიკონი კანზე წარმოქმნის საფარს, რომელშიც იფარავს კანს.

სილოქსანური კაუჩუკები, რომელთა პოლიმერულ ჯაჭვში შედის მონაცვლეობით ჟანგბადისა და სილიციუმის ატომები და შემოსაზღვრულია სილანოლური და ტრიალკილსილოქსი ჯგუფებით, მოლეკულურ მასებთან და სილიცაუმის ატომების ჩამნაცვლებელთან დამოკიდებულებით შეიძლება არსებობდეს თხევად მდგომარეობაში სიბლანტის ფართო დიაპაზონში (1-დან რამდენიმე ათეულ მილიონამდე). მედიცინაში პოლისილოქსანები გამოიყენება თხევადი სახით (ზეთები, გელწარმოქმნელი მასალები), სილიციუმორგანულ კომპოზიციებში მყარდება ოპერაციამდე ან თვით ცოცხალ ორგანიზმში; მყარი და ფოროვანი რეზინის სახით.

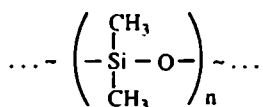
ასეთი მრავალგვარი ფორმა საშუალებას იძლევა დამზადდეს სილოქსანური ნაკეთობა, რომლისგანაც თავისი ტექსტურით (სიბლანტე, სიმკვრივე, სიმაგრე, სიმყარე და სხვა) შეიძლება იმიტირებული იქნეს ნებისმიერი ცოცხალი ორგანიზმის ქსოვილი: თითები, კანი, ძვალი და სხვა.

სილოქსანური კაუჩუკები ქსოვილთან შეთავსებადია, კარგად სტერილიზდება და იწვევს მოსაზღვრე ქსოვილების ნაკლებ გაღიზიანებას, ვიდრე ორგანიზმში ჩანერგილი სხვა პოლიმერული მასალა [1].

ენდოპროთეზირებისას ყველაზე ფართოდ გამოიყენება პოლიდიმეთილსილოქსანის კაუნჩუკის საფუძველზე მიღებული ნაკეთობა, რომლის შემადგენლობაში, ვულკანიზაციის პროცესის გასაადვილებლად, მცირე რაოდენობით შეყავთ უჯერი ჯგუფი. ცხრილ 6-ში მოცემულია მაღალმოლეკულური და თხევადი სამედიცინო კაუნჩუკების თვისებები [2]. ასეთი კაუნჩუკებისათვის დამახასიათებელია გამინების დაბალი (-127°C) და კრისტალიზაციის (-40°C) ტემპერატურა, სიბლანტის მცირე ცვლილება, ფაშარი შეფუთვა და პოლიმერული ჯაჭვის მაღალი მოქნილობა. მაღალი თერმული, თერმოჟანგითი და პიროლიზური მდგრადობა, კარგი დიელექტრიკული თვისებები, სიმკვრივე $0,98 \text{ გ/სმ}^3$) ადამიანის რბილი ქსოვილების სიმკვრივესთან ახლო მნიშვნელობა და პრაქტიკულად ნებისმიერ ზედაპირზე ცვეთის დაბალი კოეფიციენტი [2,3] (ცხრილი 6).

სილიციუმორგანული მონომერებისა და პოლიმერების სინთეზის დარგში მნიშვნელოვანი ფუნდამენტური გამოკვლევა აქვს ჩატარებული აკადემიკოს კ. ანდრიანოვსა და მის მრავალრიცხოვან (მათ შორის ქართველ) მოწაფეებს.

პირველი სილიციუმორგანული ელასტომერი, რომლის მიღება განხორციელდა სამრეწველო მასშტაბით, იყო პოლიდიმეთილსილოქსანი – პდმს (სკთ):

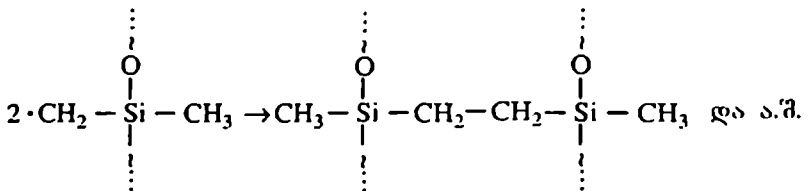
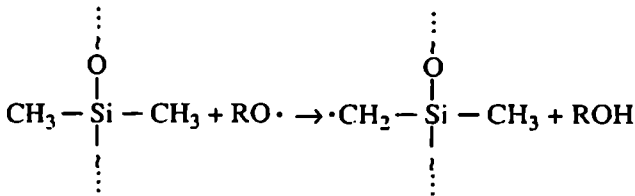
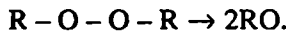


სადაც $n = 5400-8780$. იგი, როგორც სხვა ნაჯერი სილოქსანური ელასტომერი, ვულკანიზაციას არ განიცდის გოგირდისა და დამაჩქარებლის თანაობისას.

სამედიცინო დანიშნულების სილოქსანური კაუჩუკების დახასიათება

კაუჩუკის მარკა	CH=CH ₂ ჯგ უმცვე. მოლ. %	მოლუკულური მასა 10 ⁻⁴	ციკლოსილოქსანების უმცველო-ბა. (მ-1,152)	სინათლის შთანთქმა % მმ	სინათლის გაბნევა	ფირის სისქე, მმ	არაუმცველი ეულკანიზატები სიმაგრე, კს/სმ ²
CKTB - სამედიცინო	0,1	60-90	2	0,8	0,7	0,05	2-4
CKTB-1 სამედიცინო	0,5	60-90	2	0,9	0,6	0,1	2-4
CKTH - სამედიცინო	-	0,3-7,0	1	0,4	0,2	0,02	3
CKTHB-5 სამედიცინო	0,1-6	0,6-7,0	1	0,6	0,3	0,02	3

ნაჯერი სილოქსანური კაუჩუკების ეულკანიზაციას ატარებენ პეროქსიდების გამოყენებით (როგორცაა ბენზოილის, დიკუმოლის, მესამეული ბუტილის პეროქსიდები). პეროქსიდების თანაობისას კდმს-ის ეულკანიზაცია ზოგადად ასე შეიძლება წარმოვიდგინოთ:



რეზინის წარმოებისას ნარევის შედგენილობა ასეთია (მას. ნაწ.):

სკოტ	100,0
ბენზოილპეროქსიდი	4,0
თუთიის ოქსიდი	5,0
კოლოიდური სილიციუმწყა	50,0

ნარევის ეულკანიზაციას ატარებენ წნეხში, გადიდებული წნევისა და 150°C ტემპერატურის პირობებში 30 წთ-ის განმავლობაში. შემდეგ კი აშრობენ თერმოსტატში 200°C -ზე 12 სთ-ის განმავლობაში.

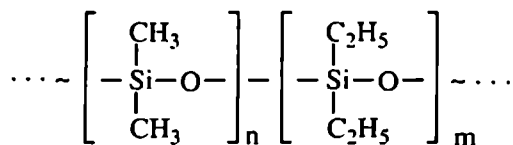
დიმეთილსილოქსანური კაუჩუკისაგან მიღებული რეზინი გამოირჩევა შემდეგი მაღალი მახასიათებლებით: მდგრადობა დაბალ და მაღალ ტემპერატურაზე (-60 -დან $+250^{\circ}\text{C}$ -მდე), კარგი ელექტროსაიზოლაციო თვისებები, დაძველებისადმი მაღალი მუდგობა, ტენის შთანქმის მცირე უნარი, გემოსა და სუნის უქონლობა, სრული ფიზიოლოგიური ინერტულობა და სხვა.

დიმეთილსილოქსანური კაუჩუკის ნაკლად ითვლება უმდგარდობა ძლიერი მჟავებისა და ტუტეების ზემოქმედებისადმი, გარდა ამისა, იგი ადვილად ჯირჯვდება ბენზინში, არომატულ და ქლორნახშირწყალბადებში,

დიმეთილსილოქსანური კაუჩუკისაგან მიღებულ რეზინს იყენებენ ისეთი შემამკვიდროებელი ნაკეთობების დასამზადებლად, რომლებიც მდგრადია უანგბადისა და ოზონის ზემოქმედებისადმი და, ამასთან, მუშაობს მაღალ ან ძალიან დაბალ ტემპერატურაზე.

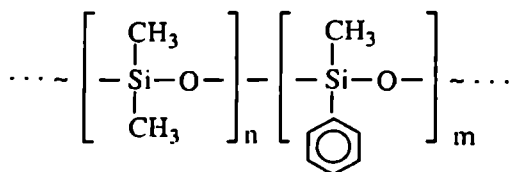
მაღალი ყინვაგანძლეობით და ეულკანიზაციის დროს პეროქსიდების ნაკლები ხარჯით გამოირჩევა კაუჩუკი, რომლის ჯაჭვში დიმეთილსილოქსანურ ბლოკებთან ერთად დიე-

თილსილოქსანური ბლოკებიცაა, პოლიდიმეთილდიეთილსილოქსანი – პდმდეს (სკთ-ე):



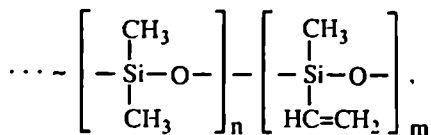
სადაც: $n/m = 92/8$.

დიმეთილსილოქსანურ პოლიმერში 1-5%-მდე მეთილფენილსილოქსანური ბლოკების შეყვანისას მიიღება პოლიდიმეთილმეთილფენილსილოქსანური კაუჩუკი – პდმფს (სკთ-ფ).



ვინილის რადიკალის შეყვანა სილოქსანურ კაუჩუკში არღვევს სტრუქტურის რეგულირებას, რაც იწვევს მოლეკულის ასიმეტრიას. შედეგად მცირდება ვულკანიზატის გამინების ტემპერატურა, მაგრამ იზრდება მდგრადობა მაღალი ტემპერატურის მიმართ ($\sim 300^\circ\text{C}$ -მდე), გამოირჩევა რადიაციისადმი გადიდებული წინააღობით და სხვა.

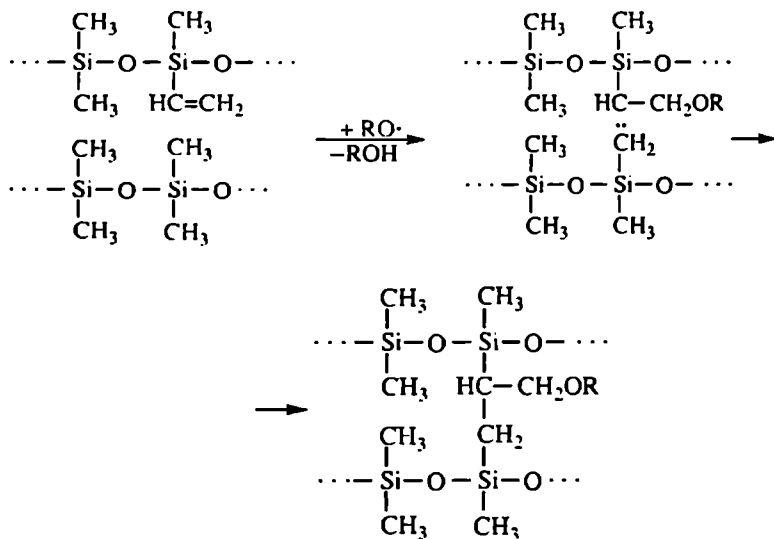
დიმეთილსილოქსანურ კაუჩუკებში მეთილფენილსილოქსანური ბლოკების შეყვანისას (ისე, რომ პოლიმერში ვინილის რადიკალის შემცველობა იყოს 1-4%-მდე) მიიღება საუკეთესო თვისებების მქონე პოლიდიმეთილმეთილფენილსილოქსანური კაუჩუკები (პდმფს) – სკთ-ფ და სკთ-ფ-1:



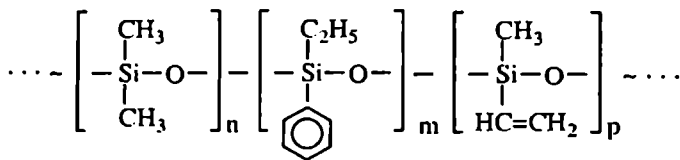
სადაც: $n/m=1000/1$ სკო-ვ-თვის;

$n/m=1000/1$ სკო-ვ-1-თვის;

ვინილის ჯგუფის შეყვანით უფრო ადვილდება ეულკანიზაციაში გარდიგარდმო ბმების წარმოქმნა და მათი შემჭიდროება. რადგან პოლიმერი შეიცავს ორმაგ ბმას, ეულკანიზაცია შეიძლება ჩატარდეს გოგირდით, მაგრამ პრაქტიკულად უპირატესობას ანიჭებენ პეროქსიდებს, რომელთა თანაობისას მაკრომოლეკულების შეკერვა ხდება შემდეგი სქემით:



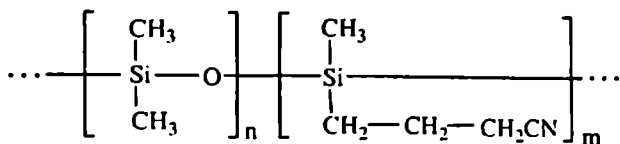
ცნობილია აგრეთვე დიდი პრაქტიკული მნიშვნელობის მქონე პოლიდიმეთილმეთილვინილფენილსილოქსანური კაუჩუკი (პდმმფს) – სკო-ვფ):



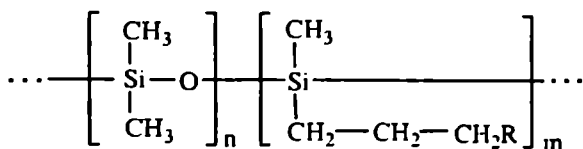
რომელშიც $n:m:p = 917:80:3$.

ენილის რადიკალის შემცველი სილოქსანური კაუჩუკები კარგად უთავსდებიან ნატურალურ და სინთეზურ კაუჩუკებს და მიიღება გაცილებით უკეთესი თვისებების მქონე კომპოზიციური მასალა, მაგალითად, ბუტადიენ-სტიროლური და პოლიდიმეთილსილოქსანური კაუჩუკის ნარევისაგან (მასური თანაფარდობა 1:1) მიღებული ეულკანიზატი ოზონის მოქმედებით იშლება 8 საათის შემდეგ იმ დროს, როდესაც ბუტადიენ-სტიროლური კაუჩუკის ეულკანიზატი ოზონის მოქმედებას უძლებს მხოლოდ 30 წუთს. გარდა ამისა, პოლიდიმეთილენილსილოქსანური კაუჩუკი და მისგან დამზადებული ეულკანიზატი გამოირჩევა მაღალი თერმომედეგობით. საერთოდ, სილოქსანური კაუჩუკების მაღალი თერმომედეგობა განპირობებულია Si-O ბმის სიმტკიცით, რომელიც შეადგენს 495 ჯ/მოლ-ს, იმ დროს, როდესაც ჩვეულებრივ კარბოჯაჭურ პოლიმერებში C-C ბმის სიმტკიცე არის 360 კჯ/მოლი.

გამსხნელების, განსაკუთრებით კი ბენზინისა და ზეთების მიმართ მდგრადობით გამოირჩევა სილოქსანური კაუჩუკები, რომლებსაც სილიციუმის ატომთან პოლარული ჩამნაცვლებლები გააჩნია. მაგალითად, პოლიდიმეთილმეთილ Ქ-ნიტრილპროპილ სილოქსანური კაუჩუკი - პდმმპს (სკთ-6):



და პოლიდიმეთილმეთილპროპილტრიფთორალკილსილოქსანური კაუჩუკი - პდმპტფს (სკთ-ფთ):



სადაც: R = CH₃, CF₃.

ფთორსილოქსანური კაუჩუკი ბენზოლში 8-ჯერ და იზო-ოქტანში 10-ჯერ უფრო ნაკლებ ჯირჯვდება, ვიდრე დიმეთილსილოქსანური კაუჩუკი.

სილოქსანური კაუჩუკისაგან მიღებული რეზინი მრავალი აგრესიული ნივთიერების (დამჟანგავების, მარილთა კონცენტრირებული ხსნარების, საშუალო კონცენტრაციის მჟაეების) მოქმედების მიმართ დამაკმაყოფილებელ მდგრადობას იჩენს. ამ მხრივ საუკეთესოდ ითვლება ფთორსილოქსანური კაუჩუკი.

შეესებული სილოქსანური კაუჩუკების ვულკანიზატები დინამიკურ თვისებებსა და სიმტკიცეს შესანიშნავად ინარჩუნებს 250°C-მდე გახურებისას და ცალკეულ შემთხვევაში არ იცვლება 400°C-ზეც კი. თბური და დაძველებისადმი მდგრადობით სილოქსანური კაუჩუკები შეიძლება დაეაღაგოს შემდეგი რიგის მიხედვით: პოლიდიმეთილმეტალფენილსილოქსანური კაუჩუკი > პოლიდიმეთილფენილსილოქსანური > პოლიდიმეთილდიეთილსილოქსანური. მთავარ ჯაჭვში ტიტანი-

სა და ბორის შეყვანა კიდევ უფრო ზრდის სილოქსანური კაუნჩუკების თერმულ მდგრადობას.

სილოქსანური კაუნჩუკები მიეკუთვნება სპეციალური დანიშნულების კაუნჩუკებს.

ელესტიურობის შენარჩუნების ფართო ტემპერატურული ზღვრები, აგრესიული ნივთიერებების ზემოქმედებისადმი მდგრადობა, მაღალი თერმული მედეგობა, საუკეთესო დიექტრიკული თვისებები განაპირობებს სილოქსანური კაუნჩუკების ელკანიზატების გამოყენებას სხვადასხვა სახის სპეციფიკური თვისებების მქონე რეზინის ტექნიკური ნაკეთობების დასამზადებლად, როგორცაა: დიაფრაგმები, შუასადებები, შემამჭიდროვებელი რგოლები, ჰერმეტიკები და სხვა, რომლებიც მუშაობს როგორც დაბალ, ისე მაღალ ტემპერატურაზე. სხვადასხვა აღნაგობის სილოქსანური რეზინი დიდი რაოდენობით მოიხმარება ელექტროსადენების საფარის, კაბელების, მოტორებისა და გენერატორების გრაგნილებისა და სხვათა დასამზადებლად.

ფიზიოლოგიური ინერტულობის გამო სილოქსანური ელკანიზატები გამოიყენება სამედიცინო დანიშნულების ნაკეთობათა დასამზადებლად.

ძალიან მაღალი ფიზიკურ-მექანიკური თვისებებით გამოირჩევა სილოქსანური კაუნჩუკები, რომელთა მოლეკულური მასაა 400000-800000. უფრო მეტი მოლეკულური მასის მქონე კაუნჩუკების გადამუშავება გაძნელებულია.

სილოქსანური კაუნჩუკების ზოგიერთი მანვენებელი მოყვანილია მე-7 ცხრილში.

სილოქსანური კაუჩუკებისაგან მიღებული რეზინის ფიზიკურ-მექანიკური მახასიათებლები

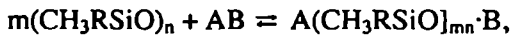
მაჩვენებლები	სკთ	სკთ-ე	სკთ-ვ	სკთ-ფ	სკთ-ფთ
კაუჩუკის მოლეკულური მასა	420-550	400-600	400-500	450-500	500-700
ზღვრული სიმტკიცე გახლენისადმი, კგ/სმ ²	42	40-45	40	45	70-80
ფარდობითი წაგრძელება, %	280	260	150	257	200-220
ყინვაგამძლეობის კოეფიციენტი, -60°C	იყინება	-	იყინება	-	-
პლასტიკურობა ასხლეტის მიხედვით, %	25	25	25	28	30
გაჯირჯევა, %					
ბენზოლში	119	-	179	-	15
იზოოქტანში	150	-	-	-	-
აქეტონში	16	-	-	-	150
75%-იან გოგირდმჟეაში	1,6	-	-	-	-
გამოყენების ტემპერატურული ინტერვალი	-60-დან 250-მდე	-	-60-დან 300-მდე	-	-75-დან 220-მდე

პოლიდიმეთილსილოქსანური პოლიმერების ძვირფას თვისებას წარმოადგენს მათი მაღალი აირშელწვეადობა და სელექტიურობა აირშელწვეადობისადმი, სუსტი მოლეკულათშორისი ურთიერთქმედება, მაღალი მოქნილობა. პოლისილოქსანის შელწვეადობა პოლივინილქლორიდთან შედარებით 6-ჯერ მაღალი რიგისაა, ჟანგბადისა და CO₂-ის მიმართ და 3-ჯერ მაღალი წყლის ორთქლის მიმართ (ცხილი 8).

ზოგიერთი პოლიმერების აირშედწევადობა

მასალა	ფარდობითი შედწევადობა			
	O ₂	CO ₂	H ₂ O	P _{CO₂} /P _{O₂}
პოლივინილქლორიდი	1	1	1	0,76
პოლიეთერი	10,7	24,8	6	1,76
პოლიეთილენი	138	446	1	2,45
პოლიპროპილენი	181	819	2,8	3,42
ტეფლონი	1068	3850	1,3	2,72
სილოქსანი	95 000	665 000	680	5,30

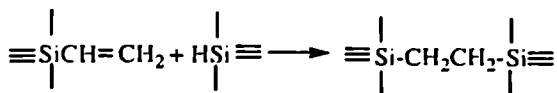
სამედიცინო დანიშნულების კაუნუკებს ღებულობენ მეთილორგანოციკლოსილოქსანების ანიონური პოლიმერიზაციით (ან თანაპოლიმერიზაციით) კატალიზატორის მონაწილეობით მოლეკულური მასის რეგულირებით [3,4].



სადაც $m=3\cdot 10^6$, $n=3-6$, AB – მოლეკულური მასის რეგულატორია.

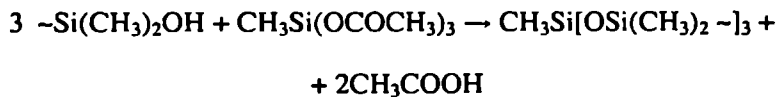
შემუშავებულია 2% ციკლოსილოქსანის შემცველი კაუნუკის მიღების ტექნოლოგია. ციკლოსილოქსანი რაოდენობრივად ისაზღვრება პოლიმერში გაზურთხევადური ქრომატოგრაფიით.

თხევად დიმეთილსილოქსანურ კაუნუკებს სილიციუმის ატომთან ვინილის ჯგუფებით გამოიყენებენ ორკომპონენტურ სილიციუმის კომპოზიციებში, რომლებიც მყარდება ჰიდროსილილირების რეაქციებით კატალიზური რაოდენობა პლატინის ან როდიუმის თანაობისას:



გამყარების პირობებისა და საწყისი კომპონენტების სტრუქტურასთან დამოკიდებულებით ამ დროს შეიძლება წარმოიქმნას მყარი ან გელის მსგავსი პროდუქტი [5]. ქალის მკერდის და მამაკაცის სათესლე ჯირკვალის პროთეზების დამზადებისას გამოიყენება გელი, რომელიც წარმოიქმნება დიმეთილმეთილვინილსილოქსანური კაუჩუკის (CKTHB-Б – სამედიცინო) რადიაციული დასხივებით. გელის კონსისტენცია და მისი სიბლანტის მდგრადობა დამოკიდებულია დასხივების დოზაზე, კაუჩუკის მოლეკულურ მასასა და ჯაჭვში მეთილვინილსილოქსანის რგოლის შემცველობაზე [6].

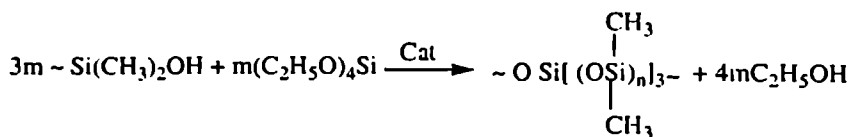
დაბალმოლეკულური სილოქსანური კაუჩუკები კიდურა სილანოლური ჯგუფებით, გამოიყენება ოთახის ტემპერატურაზე გამყარებისას ან ცოცხალი ორგანიზმის ტემპერატურაზე ერთ- ან ორკომპონენტიან კომპოზიციებში. ერთკომპონენტიან კომპოზიციაში პოლისილოქსანი მყარდება მეთილტრიაცეტოქსისილანით ჰაერის ტენის მოქმედებით შეკერილი პოლიმერისა და ძმარმჟავას წარმოქმნით:



ვინაიდან გამყარების სინქარე ლიმიტირებულია ჰაერის წყლის ორთქლის დიფუზიით შეკერილი პოლიმერის ფირის წარმოქმნით, ასეთი კომპოზიციები შეიძლება გამოყენებული იქნას მხოლოდ თხელკედლოვანი ნაკეთობების მისაღებად.

ორკომპონენტიან კომპოზიციებში ვულკანიზატის წარმოქმნა და ამავე დროს ეთილის სპირტის გამოყოფა მიმდ-

ნარეობს პოლიმერის ურთიერთქმედებით ტეტრაეტოქსისი-
ლანთან კატალიზატორის – კალას ოქტაატის თანაობისას:



ორკომპონენტიან სილიციუმორგანულ სისტემებს იყენებენ მედიცინაში ნებისმიერი ზომის ნაკეთობის მისაღებად ჰაერზე, დახურულ სივრცეში და წყლიან გარემოში (სისხლში, ლიმფაში, კუჭისქვეშა ჯირკვალში და სხვა).

ცივი გამყარების კომპოზიციებში შედარებით მყარი ეულკანიზატების მისაღებად ხშირად გამოიყენება გამაძლიერებელი შემავსებელი – როგორც წესი, მაღალი სისუფთავის წერილდისპერსიული ტიტანის დიოქსიდი.

თხევადი კომპოზიციების გამოყენება საშუალებას იძლევა მიღებული იქნას ინდივიდუალური დანიშნულების იმპლანტანტები მოკლე დროში (დაახლოებით 1 სთ-ში) უშუალოდ კლინიკაში ოპერაციის მსვლელობისას. შრომაში [7] აღწერილია ოპერაციის დროს ყბა-სახის ქირურგიაში პროთეზის დამზადების მეთოდთა თხევადი კომპოზიციიდან პოლისილოქსანის სილიკატ-382-ის შემავსებლის, ეულკანიზაციის აგენტის (ტეტრაპროპოქსისილანის) და კატალიზატორის (კალას ოქტაატის) ბაზაზე.

პაციენტის სახის დეფექტური ნაწილები იფარება ნიღაბით, რომელზეც შემდეგ იდება განსაზღვრული რაოდენობის გასამყარებელი კომპოზიცია. კომპონენტების შერევა ხორციელდება 3-5 წუთის, და გამყარება 3-5 წუთის განმავლობაში ოთახის ტემპერატურაზე. მზა იმპლანტატი შემდეგ პერფორირდება სპეციალური პერფორატორის საშუალებით

ქსოვილზე კარგად მისამაგრებლად, ირეცხება გამოხდილი წყლით, სტერილიზდება ავტოკლავში და ინერგება პაციენტის ორგანიზმში.

დაბალმოლეკულური სამედიცინო კაუნჩის - CKTH-ნ-ს ბაზაზე, რომელიც სხვადასხვა მოლეკულური მასით და 0,1-100 პა. წმ. სიბლანტით იწარმოება, მზადდება ცივი გამყარების კომპოზიცია, რომელიც გამოიყენება ენდოპროთეზირებაში [2, 8]. კომპოზიცია პანკრეასილი, რომელიც გამოიყენება პანკრეატიტის სამკურნალოდ, შედგება სამედიცინო CKTH-ნ-საგან, სიბლანტე $< 0,3$ პა-წმ, ტეტრავეტოქსისილიანისაგან, კალას ოქტოატისა და რენტგენოკონტრასტული ნივთიერებისაგან [9]. პანკრეასილის გამყარების დრო რეგულირდება კომპონენტების თანაფარდობის რეგულირებით (რომლებიც ერევა ოპერაციის დროს), 30-50 წუთის განმავლობაში. გამყარება ჩქარდება კალას ოქტოატისა და ტეტრავეტოქსისილიანის რაოდენობის გაზრდით. დადგენილია, რომ წარმოქმნილი პოლიმერი პრაქტიკულად არ შეიცავს შეუქერავ მოლეკულებს, რომლებსაც შეუძლიათ მიგრირება პროთეზის შემოგარენში [10]. გამყარებული კომპოზიცია მდგრადია ფიზიოლოგიური ხსნარის მოქმედების მიმართ 100°C , რაც იმის საფუძველს იძლევა, რომ ის დიდი ხნის განმავლობაში უცვლელი ინახება ენდოპროთეზირების პირობებში.

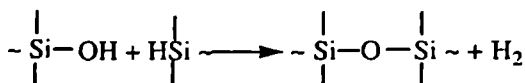
პანკრეასილის კომპოზიციის შეყვანა, 0,1-16 მმ დიამეტრის ბიოინერტული ფტოროპლასტური ბურთულებით, წარმატებით შეიძლება იქნას გამოყენებული სისხლძარღვების სუპერსელექტიური ემბოლიზაციისას. რამდენადაც ბურთულები განკუთვნილია კომპოზიციის გასაჩერებლად მის გამყარებამდე მკაცრად განსაზღვრული სისხლძარღვის საყრდენზე, ბურთულების დიამეტრი ირჩევა თითოეულ კონკრეტულ შემ-

თხვევაში სისხლძარღვთან დამოკიდებულებით და ბურთულები კომპოზიციას ემატება კომპონენტების შერევისას ორგანიზმში შეყვანის წინ [11].

სამედიცინო CKTH კაუჩუკის საფუძველზე აღწერილია ორკომპონენტიანი კომპოზიცია 4-10 პაწმ სიბლანტით, გამიზნული ჰემოსტაზისა და პირის ღრუს ჭრილობის ზედაპირის იზოლაციისათვის ზედა ყბის რეზექციის დროს [8]. კომპოზიცია თხევად მდგომარეობაში შეყავთ ჭრილობის არეში. 10-30 წუთის შემდეგ ის მყარდება და არის უთანაბრობის გამო კარგად ჩერდება ჭრილობის მოშუშებადღე საჭირო დროის განმავლობაში. ის ასრულებს ჰემოსტატიკურ ფუნქციას, არ ჩირქდება.

შეხორცების შემდეგ (3-4 კვირა) კომპოზიცია მისი სრული ადგეზიის უქონლობის გამო ცოცხალი ქსოვილის არიდან ადვილად იხსნება როგორც ერთი მყარი ბლოკი, რომელიც არაფრით არ განსხვავდება საწყისი მასისაგან. კიდურა სილანოლური ჯგუფებით თხევადი პოლიმეთილსილოქსანის ბაზაზე ცივი გამყარების ეულკანიზატების თვისებების გამოკვლევამ სხვადასხვა პერიოდით აჩვენა, რომ მასალაში მნიშვნელოვანი ცვლილებები არ მიმდინარეობს. მასის დაკარგვის მეტი სინქარე აღინიშნება იმპლანტაციისას 12 თვის განმავლობაში, შემდეგ მასის დანაკარგი უმნიშვნელოა. ფიზიკურ-ქიმიური თვისებები არ უარესდება [12].

სამედიცინო CKTH კაუჩუკის საფუძველზე მიღებული ორკომპონენტიანი კომპოზიცია სილოქსანური ოლიგომერის დამატებისას, რომელიც შეიცავს სილიციუმიდრიდულ დაჯგუფებებს შეიძლება სწრაფად გამყარდეს შემდეგი რეაქციით:



ამ დროს წარმოიქმნება მსუბუქი ფოროვანი მასალა. ასეთი ტიპის კომპოზიცია გამოყენებულია თხევადი სახით ყურის ხერეღში შესაყვანად, ყურთასმენის გასაძლიერებლად ავადმყოფებში, რომელთაც დაზიანებული აქვთ ყურის მემბრანა. გამყარების შემდეგ მასალა დიდი ხნით (წელიწადზე მეტი) აძლიერებს სმენას. აუცილებლობისას, ის შეიძლება უმტკივნეულოდ იქნას ამოღებული ყურის ხერეღიდან [8].

მაღალმოლეკულური სილოქსანური კაუნუკები გამოიყენება მედიცინაში მხოლოდ ეულკანიზატების სახით, როგორც წესი, შეესებუელი სამედიცინო ხარისხის წერილდის-პერსიული SiO_2 -ით. ვინილის ჯგუფების დიმეთილსილოქსანური კაუნუკის ბაზაზე მიღებული სილოქსანური რეზინის ეულკანიზაცია ხორციელდება რადიაციული, პეროქსიდული ინიციატორების გამოყენებით და პიდროსილილირების რეაქციით.

პეროქსიდებით ეულკანიზაციისას, ნაკეთობის მიღებისას, რომელიც იმპლანტირდება ორგანიზმში, მავულკანიზირებელ აგენტად გამოიყენება მხოლოდ 2,4-დიქლორბენზოილი, რომელიც შეიყვანება რეზინულ ნარევეში 1%-მდე რაოდენობით. ეულკანიზაციას ატარებენ $100-120^\circ\text{C}$ -ზე. პეროქსიდის დაშლის პროდუქტების მოსაცილებლად, ეულკანიზაციის დამთავრების შემდეგ რეზინები დამატებით ცხელდება ჰაერზე $200-250^\circ\text{C}$ ტემპერატურაზე.

პიდროსილილირების რეაქციით კაუნუკების ეულკანიზაციისას, შედარებით აქტიურ კატალიზატორს წარმოადგენს პლატინა და როდიუმი [13]. ეულკანიზაციის ამ მეთოდის უპირატესობას, პეროქსიდებთან შედარებით, წარმოადგენს პეროქსიდის 2,4-დიქლორბენზოილის დაშლის პროდუქტების

არარსებობა, რომლებიც საზიანოა ორგანიზმისათვის, ნაკეთობის მოცულობაში ვულკანიზაციის შედარებით თანაბარი ხარისხი, შედარებით მაღალი სიმტკიცე გაჭიმვისას, მზა ნაკეთობიდან ექსტრაგირებული ნივთიერებების შედარებით დაბალი დონე, სუნის არქონა და რეზინის ფერის ცვლილება [14]. სანიტარულ-ქიმიური გამოკვლევების მონაცემებით, პოლიმერთებით მიღებული რეზინებიდან დაუანგული პროდუქტების მინარევების რაოდენობა წყლით გამორეცხვისას ორჯერ ნაკლებია, ვიდრე პეროქსიდური რეზინის შემთხვევაში [15].

ვულკანიზაციის სხეადასხვა მეთოდით მიღებული რეზინების დახასიათება მოცემულია მე-9 ცხრილში [13].

ცხრილი 9

სილოქსანური რეზინის თვისებები

რეზინის თვისებები	მავეულკანიზირებელი აგენტი		
	2,4-დიქლორბენ-ზოილი	რადიაცია	სილიციუმ-ჰიდრიდული ოლიგომერი
ვულკანიზაციის I სტადია (165°C, 10 წთ)			
სიმაგრე შარის მიხედვით	58	54	55
სიმტკიცე გაწვეტისას, მპა	1,2	2,5	40
სიმტკიცე გაჭიმვისას, მპა	6,4	9	7,5
ფარდობითი წაგრძელება, %	590	300	650
ვულკანიზაციის II სტადია (200°C, 4 სთ)			
სიმაგრე შარის მიხედვით	62	56	59
სიმტკიცე გაწვეტისას, მპა	1,2	1,8	3,8
სიმტკიცე გაჭიმვისას, მპა	6,8	8,8	6,9
ფარდობითი წაგრძელება, %	420	300	420

რადიაციული რეზინების იმპლანტაციისას მოსაზღვრე ქსოვილების რყევა შედარებით ნაკლებია, ვიდრე პეროქსი-

დურით [15]. იმ შემთხვევაში, როდესაც პროთეზირებისათვის საჭირო მასალების შეღებვაა საჭირო, მაგალითად ყბა-სახის ქირურგიაში, პროთეზების დამზადებისას, სილოქსანურ რეზინებში შეჰყავთ არაგამჭვირვალე შემავსებელი და პიგმენტი [16]. ამ დროს მნიშვნელოვანია ნაკეთობის ფერმედვეობა (ფერის შეცვლა დროის განმავლობაში სინათლის სხივების მოქმედებით, სიგარეტის კვამლის მოხვედრისას, კოსმეტიკური საშუალებების მოქმედებისას და ა.შ.). ნაჩვენებია, რომ [16] რეზინულ ნარევეში 10% მასური ნაწილი სილოქსანური ზეთის დამატება დაბლა სწევს ნაკეთობის სიმაგრეს და მოქნილობას და აუმჯობესებს მის ხარისხს. სილოქსანური რეზინის დაბალი ადჰეზიის გამო მისგან დამზადებული ნაკეთობა ცუდად ეწყება მრავალ ადჰეზიეს, რომელიც გამოიყენება კლინიკაში. სილოქსანური რეზინები შედარებით მტკიცე მასალად ითვლება ბიოლოგიური სითხეების მოქმედების მიმართ. ოთახის ტემპერატურაზე მათი გაჯირჯევაა წყალში, 10%-იანი NaCl-ის ხსნარში ან 2%-იანი Na_2CO_3 -ის ხსნარში, აბუსალათინის ზეთში, არ აღემატება 1%-ს, მასის მიხედვით [17]. სილოქსანური რეზინები უმნიშვნელოდ იცვლის სიმაგრის მაჩვენებელს დიდი ხნის განმავლობაში (20 თვემდე) 3%-იანი NaCl-ის ხსნარში და 40 თვის განმავლობაში 10%-იანი NaCl-ის ხსნარში მოთავსებისას [18].

აგრესიულ გარემოში სილოქსანური რეზინის საფუძველზე დამზადებული თირკმელისა და შარდწვეთის მექანიკური თვისებების ცვლილება ასევე მცირეა: 40 თვის შემდეგ კათეტერის მოთავსებისას თირკმელში რეზინის სიმტკიცე 23%-ით შემცირდა, ხოლო 9-თვიანი იმპლანტაციის შემდეგ ძალის ნაღვლის ბუშტში ნიმუშის ცვლილება არ აღმოჩნდა. პოლიმერული მასალების მრავალი გამოკვლევის შედეგ-

გად აღმოჩნდა, რომ ყველაზე ინერტულს ღვიძლის ქსოვილის მიმართ პოლისილოქსანი წარმოადგენს [19].

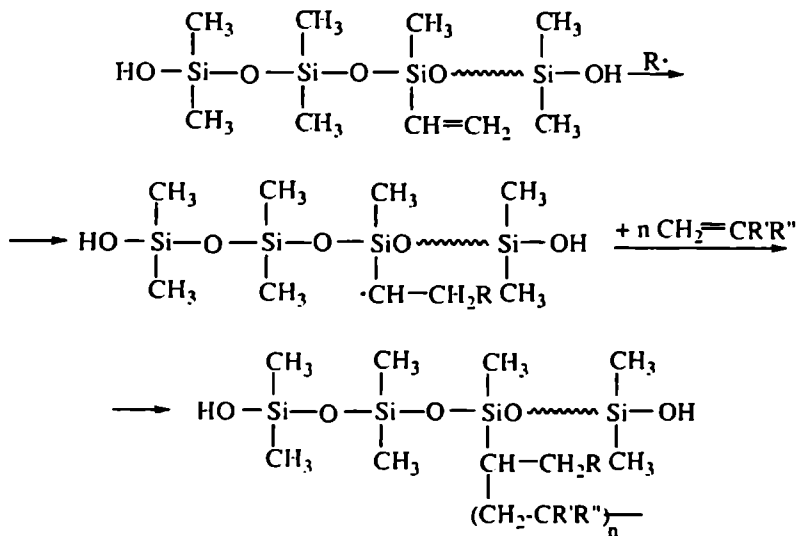
ძაღლის კანის ქვეშ სილოქსანური რეზინის იმპლანტაციისას მისი ფიზიკურ-მექანიკური თვისებები (სიმტკიცე, ფარდობითი წაგრძელება, მოდული 200%-იანი წაგრძელებისას) ორი წლის განმავლობაში უმნიშვნელოდ იცვლებოდა (10-20%-ით). ამ დროს მოსალოდნელია იმპლანტატის მასის ზრდა 0,9%-ით მოსაზღვრე ქსოვილებიდან ლიპიდების შთანთქმის ხარჯზე. ფოსფოლიპიდები და პროტეინები რეზინში არ აღმოჩნდა [20]. დადგინდა პირდაპირი დამოკიდებულება ორგანიზმში სილოქსანური იმპლანტატის შეყვანის დროის ხანგრძლივობასა და ლიპიდების შთანთქმას შორის [21, 22].

სილოქსანური ბურთულოვანი გულის სარქველების დინამიკური მოდული არ შეიცვალა ცოცხალ ორგანიზმში მათი შეყვანიდან 8 წლის განმავლობაში. ლიპიდების შთანთქმის შედეგად შეიცვალა მხოლოდ რეზინის ფერი [23]. მწარმოებელი ფირმების მონაცემებით სილოქსანური ბურთულების დაზიანება აორტულ პროთეზებში შეადგენს 1,5%-ს, ხოლო მიტრალურში – 0,5%. იმპლანტაციის შემდეგ მოსალოდნელია როგორც გაზრდა, ასევე ბურთულების მასის შემცირება. მასალაში, რომელშიც გამოყენებული იქნა ბურთულა აღმოჩენილი იქნა ამინომჟავა და მცირე რაოდენობა შეუკერავეი პოლიმერი. ასე მაგალითად, შეინიშნება, რომ არაშეესებული პოლიდიმეთილსილოქსანური ვულკანიზატი იმპლანტაციისას იწვევს მოსაზღვრე ქსოვილების ნაკლებ გაღიზიანებას, ვიდრე შეესებული ვულკანიზატი [16].

შემავსებლის გამოყენების გარეშე სილოქსანური ელასტომერების სიმტკიცის გაზრდა შესაძლებელია ბლოკური ან დამყნული სტრუქტურის მაკრომოლეკულების სინთეზის

გზით, რომლებიც მოქნილ სილოქსანურ ბლოკებთან ერთად შეიცავს ორგანულ პოლიმერულ ჯაჭვებს.

დამყნილი პოლიმერები წარმოიქმნება დაბალმოლეკულურ სილიციუმორგანულ კაუნსუკებზე, რომლებიც შეიცავს ვინილურ ჯგუფებს სილიციუმის ატომთან, უჯერი მონომერების - სტიროლის, ალკილმეტაკრილატის, ვინილაცეტატის და სხვათა მოქმედებით თავისუფალი რადიკალური ინიციატორების მონაწილეობით [28]:



დამყნილი თანაპოლიმერების ეულკანიზატებს, გამყარების კიდურა პოლისილოქსანის სილანოლური ჯგუფებით, გამაძლიერებლის შეყვანის გარეშე აქვს ფიზიკურ-მექანიკური თვისებები, რომლებიც არ ჩამოუვარდება, რიგ შეთხვევაში, აღემატება კიდევ მონაცემებით ცივად გამყარებულ შეუსებულ კომპოზიციებს.

ჰიდროფობური სილოქსანური მოლეკულის ჰიდროფილური მონომერით, მაგალითად, N-ვინილპიროლიდონით, აკ-

რილამიდით, 2-ჰიდროქსიეთილმეტაკრილატით დამყნისას წარმოიქმნება მასალები, რომელსაც აქვს მაღალი ჰიდროფილური სიმტკიცე [29].

მოქნილ პოლიდიმეთილსილოქსანს აქვს შედარებით მაღალი ფიზიკურ-მექანიკური მახვენებლები, ვიდრე სილოქსანურ რეზინებს [30] (ცხრილი 5).

პოლიარილატპოლისილოქსანურ ბლოკ-თანაპოლიმერებს, მიუხედავად აგებულების ხასიათისა, აქვთ მკვეთრად გამოხატული მიკროჰეტეროგენური სტრუქტურა. პოლიმერის მექანიკური თვისებები შეიძლება ვცვალოთ ბლოკის მოლეკულურ მასასთან დამოკიდებულებით (ცხრილი 10).

ცხრილი 10

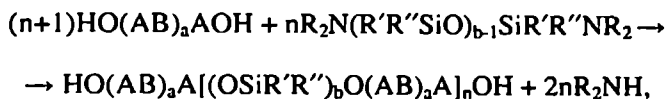
პოლიარილატპოლისილოქსანური ბლოკ-თანაპოლიმერის მექანიკური თვისებები

ბლოკის ზომა		მექანიკური თვისებები					
		20°C			200°C		
x	y	სიმტკიცე გაწვევებზე, კგ/სმ ²	ფარდობითი წაგრძელება, %	ნარჩენი წაგრძელება, %	სიმტკიცე გაწვევებზე, კგ/სმ ²	ფარდობითი წაგრძელება, %	ნარჩენი წაგრძელება, %
10	20-40	400-300	30-80	20-40	200-150	80-100	10-30
10	80-100	250-150	120-220	30-40	120-100	150-250	5-10
10	180-200	80-120	200-250	10-20	10-20	200-300	2-3

სილოქსანური თანაპოლიმერები, რომლებიც შეიცავენ მოუქნელ ბლოკებს (პოლიკარბონატული, პოლისულფონური, პოლიარილატური, პოლიფენილოქსიდური), ინარჩუნებს მაღალ მექანიკურ მახვენებლებს მოუქნელი ბლოკის დაშლის ტემპერატურამდე.

ასეთი რეგულარული აღნაგობის ბლოკ-თანაპოლიმერები პომოპოლიმერების მინარევების გარეშე შეიძლება სინთე-

ზირებული იქნას ჰეტეროფუნქციონალური პოლიკონდენსაციით შემდეგი სქემით:



სადაც A და B მოუქნელი არასილოქსანური ბლოკის რგოლია (პოლისულფონი, პოლიარილატი და სხვ.); a და b – მოუქნელი და მოქნილი ბლოკების რგოლებია, შესაბამისად; – R, R', R'' – ორგანული რადიკალია.

ბლოკ-თანაპოლიმერები მონაცვლე დიორგანოსილოქსანური ბლოკებით ხასიათდება სხვადასხვა ბუნებით, მაგალითად დიფენილოსილოქსანდიმეთილსილოქსანურს ღებულობენ სხვადასხვა ჰექსაორგანოციკლოტრისილოქსანების თანმიმდევრული პოლიმერიზაციით არაწონასწორული პროცესის კატალიზატორების თანაობისას (კერძოდ – სილოქსანოლიატი [31]).

ABA ტიპის სამბლოური თანაპოლიმერი, სადაც A – პოლისილოქსანური ბლოკია, B – პოლისტიროლური, შეიძლება სინთეზირებული იქნას დილითიპოლისტიროლით ციკლოსილოქსანების პოლიმერიზაციისას [32].

ბლოკ-თანაპოლიმერების აირშედწევადობა განისაზღვრება მხოლოდ სილოქსანური კომპონენტების შემცველობით და პრაქტიკულად არ არის დამოკიდებული ორგანული ბლოკის ბუნებაზე. ის იზრდება სილოქსანური ბლოკის გაზრდით და შეიძლება შეადგენდეს პოლიდიმეთილსილოქსანის აირშედწევადობის 80%-ს.

მაღალი ფიზიკურ-მექანიკურ მახასიათებლები აქვთ აგრეთვე ფირებს, რომლებიც მიიღება პოლიფუნქციონალური სილოქსანური ფისებისა და მცირე რაოდენობა უჯერი ჯგუ-

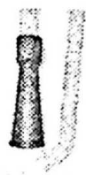
ფის შემცველი მაღალმოლეკულური სილოქსანური კაუნუკის გახსნის მეთოდით [34].

ზემოთ აღწერილი ყველა მასალიდან, რომლებიც სილოქსანურ რგოლს შეიცავენ, შედარებით მტკიცე და ჰემოთავსებადს წარმოადგენს საფენი მასალა აეკოტინ-51 ან კარდიოტან-51. ეს თანაპოლიმერები მაღალმოლეკულური სეგმენტირებული პოლიურეთანები (90% მას.) და დაბალმოლეკულური განტოტვილი პოლიდიმეთილსილოქსანებია (10%). აეკოტინი წარმოიქმნება ამინის ჯგუფის შემცველი ურეთანის და აცეტოქსი ჯგუფის მქონე სილოქსანის ურთიერთქმედებით; ინახება 12,5%-იანი ტეტრაჰიდროფურანის და დიოქსანის ხსნარში, რომლებიც აღებულია 2:1 თანაფარდობით [35]. ფირების ჩამოსხმისას და გამხსნელის აორთქლებისას ჰაერზე ტენის მოქმედებით მიმდინარეობს Si-N ბმის გაწყვეტა და მტკიცე სტრუქტურის წარმოქმნა „ბადე ბადეში“, მაღალმოლეკულური სწორხაზობრივი პოლიურეთანის მოლეკულისა და სივრცითი სილოქსანური კომპონენტების ბადისა, რომელიც მცირე სახით განაწილებულია ურეთანის მატრიცაში. ფირების სიმტკიცე 400-500 კგ/სმ² ფარდობითი წაგრძელებისას 100% [35].

მასალის ჰემოშეთავსებადობა დაფუძნებულია ზედაპირის მოლეკულურ სტრუქტურაზე და მნიშვნელოვნადაა დამოკიდებული ფირების დამზადების მეთოდზე ხსნარის ერთი და იგივე კონცენტრაციის შემთხვევაში. ფირის ზედაპირის მოლეკულური სტრუქტურა, გამხსნელის აორთქლების სინქარესთან დამოკიდებულებით ჰაერზე, სხვადასხვა ხარისხით მდიდრდება სილოქსანური კომპონენტებით, რასაც მივყავართ თრომბორეზისტენტობის გაზრდასთან [35].

პოლისილოქსანების გამოყენება მედიცინაში. სილოქსანური რეზინების პირველი გამოყენება მედიცინაში 1948 წელს მოხდა, როდესაც გამოქვეყნდა ამ მასალის ტოქსიკოლოგია [36]. 1950 წელს სილოქსანური მილი გამოყენებული იქნა ურეტრის კათეტერის სახით [37], ხოლო 1955 წელს პირველად იქნა გამოყენებული სილოქსანური შუნტი ჰიდროცეფალის სამკურნალოდ [18]. მომდევნო სამი ათწლეულის განმავლობაში თანდათან გაიზარდა მოცულობა და გაფართოვდა სილოქსანური ელასტომერული მასალების გამოყენების სფერო, განსაკუთრებით ენდოპროთეზირებაში. ეს სრულიად კანონზომიერი პროცესია, ეინაიდან ხელოვნური ორგანოების და სხვადასხვა იმპლანტირებული მოწყობილობების შექმნა ყველაზე მეტად აუცილებელია, აქტუალურია და სწრაფად ვითარდება მედიცინის განვითარებასთან ერთად. ამერიკელი სპეციალისტების შეფასებით ამ პროდუქტების რეალიზაციის მოცულობა მსოფლიოს განვითარებულ ქვეყნებში 3-4 მილიარდ დოლარს შეადგენს წელიწადში [38]. დღეს მსოფლიოში ყოველწლიურად კეთდება მილიონი ოპერაცია სილოქსანური პროთეზების გამოყენებით და ფაქტიურად არ არსებობს ადამიანის სხეულის არც ერთი ნაწილი, რომელიც პოლისილოქსანური პროთეზით იმპლანტირებული არ იყოს. გარდა ამისა, სილოქსანური პოლიმერები ფართოდ გამოიყენება სხვადასხვა დაავადების დიაგნოსტიკისა და მკურნალობის, სხვადასხვა ტექნიკური მოწყობილობის, დიალიზატორების, ხელოვნური სისხლის მიმოქცევის აპარატების, სისხლის ფილტრაციისა და გადასხმის, ოქსიგენატორების მემბრანების, ელექტროკარდიოსტიმულატორების იზოლაციის, შპრიცების, დეტალების, სხვადასხვა დრენაჟის, პე-

რენტალური კვების მიღების, შუნტების, კათეტერების, სისხლშემცვლელების და სხვათა დასამზადებლად.



ენდოპროტეზები სილოქსანური სახევეი კათეტერი პოლისილოქსანების ბაზაზე დამზადებული ნაკეთობები მაღალი თერმული, ჰიდროლიზური და პოლიმერული ფუძის ქიმიური მდგრადობით პრაქტიკულად შეიძლება სტერილიზდეს მედიცინაში გამოყენებული თითქმის ყველა მეთოდით: მშრალი ჰაერით 180°C -ზე; ავტოკლავში $120-130^{\circ}\text{C}$ -ზე ცხელი ორთქლით; γ -გამოსხივებით $2,5\text{ M}$ რად. დოზით; წყალში ხანგრძლივი დუღებით; ეთილენის ოქსიდის ან ფორმალდეჰიდის წყალხსნარით დამუშავებისას.

შედარებით დაწვრილებით პოლისილოქსანების გამოყენების სფეროების განხილვა მოცემულია ქვემოთ.

პოლისილოქსანების გამოყენება გულ-სისხლძარღვთა ქირურგიაში. სილოქსანური პოლიმერების გამოყენება მნიშვნელოვანია გულის სარქველის პროთეზირებაში. გულის სარქველების წარმატებული პროთეზირება დაიწყო 60-იან წლებში. 1980 წლამდე გამოჩნდა დაახლოებით სარქველის 50-ზე მეტი მოდელი, მაგრამ მათგან ბევრი შემდგომში უარყოფილი იქნა. დროის გამოცდას გაუძლო გაუმჯობესებულმა პროთეზებმა, როგორც იყო ბურთულოვანი სილოქსანური მოწყობილობა და დისკური სილოქსანური პროთეზები, რომლებიც იმპლანტირებული იქნა თითქმის 100 000-ჯერ.



ბურთულოვან მოდელებს, რომლებიც გულის სარქველების პროთეზირებისას გამოიყენება, აქვს განსხვავებული კონფიგურაცია, თითოეული სარქველის ანატომიური აგებულების შესაბამისად. ყველაზე წარმატებულად ითვლება მიტრალური სარქველის პროთეზირება (5 წლამდე ვადით).

სილოქსანური რეზინა, გაძლიერებული დაკრონის ბადით, წარმატებით გამოიყენება ქირურგების მიერ გულის ოპერაციების შემდეგ პერიკარდის დეფექტის დასახურად. 5 თვის შემდეგ სილოქსანური დანაფარის შეხორცების შემდეგ წარმოიქმნება გლუვი ფიბრიზული ქსოვილი ეპიკარდიუმზე ფიბრინის თხელი ფენით [39].

ინფარქტისას გულის დროებითი დახმარებისას და გულის მძაფრი უკმარისობისას რეკომენდირებულია გამოყენებული იქნას შიგააორტალური ბალონები, რომლებიც დამზადებულია ჰემოშეთავსებადი პოლიურეთანსილოქსანური თანაპოლიმერით ავკოტანით (ანუ კარდიოტანი-51). ასეთი დასაბერი ბალონების გამოყენება სისხლის ექსტრაკორპორალური მიმოქცევისას განისაზღვრება 1-15 დღემდე [35,40].

სისხლძარღვების სელექტიური გაწმენდა შეიძლება განვიხილოთ, როგორც დამატებითი მკურნალობის მეთოდი ზოგიერთი ზუსტად ლოკალიზებული ახალწარმოქმნილი ძარღვებით [40-47].

ძარღვები ივსება სპეციალური ფეროსილიციუმორგანული პრეპარატით, რომელიც თხევად მდგომარეობაში შეიყვანება ანგიოგრაფიული კათეტრით და მაგნიტური მოწყობილობის საშუალებით მაგრდება საჭირო ადგილას [48].

ფერომაგნიტური სილიციუმორგანული მიკროსფეროს საშუალებით მკურნალობის ანალოგიური მეთოდიკა ითვლება პერსპექტიულ მეთოდად უროლოგიური სიმსივნეების, რენალური ჰეპერტონიის და სხვა დაავადების დროს. მიკროსფერო ინექციისათვის საჭიროებს 2,5 მლ-ს და 2,5 წუთს [43].

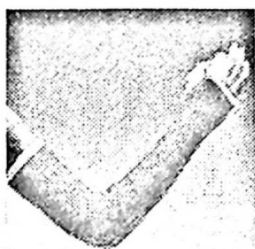
ტვინის არტერიის ემბოლიზირებელ მასალად ტვინის სიმსივნის დროს, ძაღლებზე და 16 პაციენტზე გამოცდილი იქნა სილოქსანი. ანგიოგრამამ 9 თვის შემდეგ აჩვენა, რომ სიმსივნემ ზრდა შეაჩერა და კიდევ შემცირდა [50].

სელექციური ემბოლიზაციისას აუცილებელია, რომ ამოვსების პროცესი მიმდინარეობდეს თანაბრად, განსაკუთრებით, თუ საქმე გვაქვს დისტალურ ძარღვებთან. ყველაზე კარგად ეს მიიღწევა თხევადი, ცივად გამყარებული სილიციუმორგანული კომპოზიციით [51].

სილოქსანური პოლიმერების გამოყენება ორთოპედიაში. ორთოპედიული მოწყობილობები – ხელოვნური სახსრები, კაეშირები, მყესები და სხვა, შეადგენენ იმპლანტანტების ჯგუფს, რომელსაც გამოყენების მიხედვით, მეორე ადგილი უკავია გულის მოწყობილობების მზა პროდუქციის შემდეგ [38].

მყარი სილოქსანური რეზინიდან მიღებული იმპლანტატი სახსრის პლასტიკა გათვლილია ხანგრძლივი დროის განმავლობაში, მოიცავს ხელებისა და ფეხების თითების წვრილი სახსრების, კერძოდ, სახსრის შეცვლას ძვალსა და ფალანგას შორის [52], ხელისგულის ძელის და მტევნის [54-59],

იდაყვის ძვლის, მუხლის სახსრის, ხელისა და ფეხის თითის და ა.შ.



სილოქსანური ფირფიტები, ბურთულისმაგვარი გამაფართოვებლები, გამჭიმავები გამოიყენება ართროზით დაზიანებული ხელის ძვლის არტროპლასტიკაში. აღსანიშნავია, რომ პაციენტებს, ასეთი პროთეზირებისას 90%-ით უმცირდებათ ტკივილი და ხელში ემატებათ ძალა. მხოლოდ მტევნის მოძრაობის დიაპაზონი რჩება შემცირებული [60].

ოპერაციის დროს სილოქსანური კაუნჩუკის ბლოკიდან სკალპელის დახმარებით ძვლის ზომის შესაფერისი პროთეზის საშუალებით მიმდინარეობს ნახევარმთვარის ძვლის პროთეზირება [59, 60].

ყველაზე დიდი გამოყენება ჰპოვეს სვანსონის ორთოპედიულმა მოდელებმა, რომელთა პირველი ვარიანტი გამოჩნდა 1962 წელს [59,61]. არსებობს აგრეთვე ცნობები სხვა მოდელებზეც, მაგალითად, ბურთულწარმომქმნელ გამფართოებელზე ხელის დიდი თითის პროთეზირებისათვის, ე.წ. ხელაკის მოდელებზე [62].



ორთოპედიული იმპლანტანტების ერთ-ერთ ძირითად ნაკლს წარმოადგენს გარეცხვისას ზედაპირიდან შეწოვა, რაც იწვევს პროთეზის დაშლას და შემდგომ მის გაბნევას ორგანიზმში. ასეთი საფრთხე მით მეტია, რაც უფრო წვრილია სახსარი, რომლის პროთეზირებაც ხდება, როდესაც მასზე დატვირთვა დიდი არ არის [54].

სილოქსანური ელასტომერების ბაზაზე შემუშავებული იქნა გაჭიმვის მიმართ მტკიცე მასალის ტექნოლოგია. გამოჩნდა ახალი, შედარებით გამძლე და საიმედო პროთეზული მასალა ფირმა Dow Corning (Silastic Condylar Implants HP)-გან [56].

არსებობს ცნობები იმის შესახებ, რომ სილოქსანური რეზინიდან შექმნილია იმპლანტანტები, თითების მოქნილი ბურთულოვანი თანაწევრები, რომელიც უძლებს წინააღმდეგობას გაწყვეტაზე – 54 კგ/სმ²-ს [63].

სილოქსანური იმპლანტანტები გამოიყენება დაზიანებული მუხლის სახსრის [64], დეფორმირებული ტერფის სახსრის [65], ფეხის ტერფისა და თითების ნაჭრილობების [66] მტევნის გულების [67] იმპლანტაციისათვის.

საყოველთაოდ ცნობილია დაზიანებული ხელის მტევანზე თითების მოსახრელი მყესების მკურნალობა. ამ დროს, როდესაც შეუძლებელია მყესის შეკერვა ან გადანერგვა, პრაქტიკულია მყესის ბუდის ორსტადიანი აღდგენა. სილოქსანური ჩანერგვით და 6-8 თვის შემდეგ მისი ამოღებით ბუ-

დე აღდგება ღეროს გასწვრივ წარმოქმნილი ფიბროზული კაპსულებით, რომლის შემადგენლობა თითქმის არ განსხვავდება ბუნებრივი მყესის ბუდის ქსოვილისაგან. ამ კაპსულაში [1,68] არხი ხორცდება მყესის აუტოტრანსპლანტანტით. აღნიშნული მეთოდით კარგად არის დანერგილი ქ. ბრნოში, პრაქტიკული ქირურგიის კლინიკაში. დადგენილია, რომ დროებითი სილოქსანური პროთეზების გამოყენება, აუმჯობესებს მყესების გადანერგვას 25-50%-ით [69].

სილოქსანური ღეროს ჩანერგვა როგორც დროებითი საშუალება, იძლევა საშუალებას ასევე შენარჩუნებული იქნას მყესების მოძრაობა სამხედრო მოქმედებების დროს სწრაფი სამედიცინო დახმარების შემთხვევაში, როდესაც ხელის ნაწილი მეტად დაზიანებულია ტყვიით [70].

მყესების აღდგენის ქირურგიაში გამოცდას გადის აგრეთვე სილოქსანური ზეთი – Medical Fluid 360 და Silol 350, რომლითაც იფარება დაზიანებული ადგილი, შემდეგ იკერება მყესი, რათა არ დაზიანდეს მის გარშემო ქსოვილები [71].

სილოქსანური პოლიმერების გამოყენება რბილი ქსოვილების პლასტიკაში და აღდგენით ქირურგიაში. თავდაპირველად აღდგენით ქირურგიაში, განსაკუთრებით კოსმეტიკური მიზნით, ფართოდ გამოიყენეს თხევადი სილოქსანური პოლიმერის ინექცია: სახის [72], ძუძუს [73], საკვერცხის [74] და სხვა არეში [75]. მოგვიანებით ქირურგების დიდი ნაწილი იყენებს მხოლოდ გელის და რეზინის სილოქსანურ პროთეზებს. 1963 წელს ფირმა Dow Corning Corp-მ დაიწყო სახის რბილი ადგილების გელის პროთეზების გამოშვება [76].

ყველაზე მეტად პოპულარულია მკერდის აღდგენითი ქირურგია. აშშ-ში ყოველწლიურად მზადდება თითქმის 125 000-მდე მკერდის იმპლანტატი 100-550 სმ² ზომით [77].

ცნობილია მკერდის ჯირკვლის სილოქსანური პროთეზების სტანდარტული ვარიანტები, რომელიც წარმოადგენს 100-150 მმ სისქის სილოქსანური რეზინის სფეროს, რომელიც ავსებულია ფიზიოლოგიური ხსნარით ან სილოქსანური გელით, რომელიც არ შეიძლება ჩაითვალოს ოპტიმალურად [6]. ასეთ ვარიანტებს წარმოადგენს მკერდის ჯირკვლის პროთეზები, რომელიც დამზადებულია სილოქსანური გელიდან, რომელიც დაფარულია პოლიურეთანის ფენით [80]. გაბერილი პროთეზები, რომლებმაც ვერ ნახეს ფართო გამოყენება კერძო შემთხვევაში დაზიანებისა და ჰაერის შესვლის გამო, გამოიყენება მხოლოდ სპეციალურ შემთხვევაში, კერძოდ მკერდის ჯირკვლის ასიმეტრიის შემთხვევაში [81]. არსებობს აგრეთვე პროთეზები ორმაგი სფეროთი.



პროთეზები ორმაგი სფეროთი

ქვედა ნაწილში იმყოფება მარილმჟავას ხსნარი და პრედნიზოლონის ან კორტიზონის ტიპის პრეპარატი [82].

მკერდის ჯირკვლის ფორმის აღსადგენად ქირურგიაში რიგ შემთხვევაში მიდიან ფიბროზული კაპსულების გამოყენებაზე გადასაწერვ სილოქსანურ იმპლანტანტში. სქელი კაპსულის წარმოქმნის შემდეგ იმპლანტანტს ამოიღებენ.

ლიტერატურაში აღწერილია სილოქსანური რეზინის ნაჭრების გამოყენება თიაქარის ნახვრეტის დასაფარად. 8

დღის განმავლობაში თანმიმდევრულად მცირდება შეკერილი ადგილის დიამეტრი, ხოლო 16 დღის შემდეგ ცილდება მას. ნაწიბურის ირგვლივ წარმოქმნილი ფიბრილური ფსევდომემბრანა ხელს უწყობს კუნთის გამაგრებას. 6 წლის განმავლობაში პაციენტებზე დაკვირვებამ აჩვენა, რომ კედლების დარღვევა არ აღინიშნებოდა [84].

აღწერილია აგრეთვე დიაფრაგმალური თიაქარის მკურნალობის ორიგინალური მეთოდიკა ახლადდაბადებულ ბავშვებში [85, 86].

სილოქსანური პოლიმერების გამოყენება კუჭ-ნაწლავური ტრაქტის, კუჭქვეშა ჯირკვალისა და სანადვლე მილების მკურნალობისას. საჭმლის ხელოვნური მომწელებლის პირველი ვარიანტი შემუშავებული იქნა იაპონიაში და დამზადებული იქნა ნატურალური კაუჩუკის ლატექსიდან. მაგრამ მისი უარყოფითი მხარე იყო უმდგრადობა კუჭის წვენის მოქმედებისას, ამიტომ ეს მასალა უარყოფილი იქნა. სილოქსანური რეზინის გამოყენება წარმატებული ვარიანტი იყო საჭმლის ხელოვნური მომწელებლისა; ის დაფუძნებული იყო მომწელებლის მაღალ ქიმიურ მდგრადობაზე მარილმჟავას მოქმედების მიმართ. კუჭის წვენის ყველაზე აქტიურ კომპონენტთან [87], ხოლო კუჭის წყლულის მკურნალობის ცდა კი არის გაყინვის მეთოდი მოწყობილობის საშუალებით, რომელიც დამზადებულია სილოქსანური რეზინიდან [88].

გამოქვეყნებულა აგრეთვე შრომები საყლაპავი მილის წყლულოვანი გასტრიტის და თიაქარის სპეციალური პროთეზის შესახებ, რომელიც ავსებულია სილოქსანური გელით [89]. პროთეზს აქვს რგოლის ფორმა, დამზადებულია სილოქსანური რეზინიდან და საყლაპავს გარშემო ეფინება. ასეთი პროთეზის მასა არის 45 გ. შიგა დიამეტრი 2,5-3,1 სმ,

გარე – 6-7 სმ. პაციენტებზე დაკვირვებამ აჩვენა დამაკმაყოფილებელი შედეგები [90, 91].

ზემოთ ნაჩვენები იყო, რომ ქრონიკული პანკრეატიტის მკურნალობა შეიძლება სილიციუმორგანული კომპოზიციის – პანკრეასილის გამოყენებით. კუჭქვეშა ჯირკვლის სადინარების პლომბირება აქრობს ავადმყოფობის სინდრომს ოპერაციიდან ერთი დღე-ღამის შემდეგ. ენდოკრინული დარღვევები არ შეინიშნება [90].

ძალეებზე გამოკვლევამ აჩვენა, რომ საერთო სანადვლე არხში სილოქსანური რეზინის დიდხანს ყოფნისას მასზე არ გამოიყოფა სანადვლე მარილების არასასურველი გამონაყოფი. ეს იძლევა სილოქსანური რეზინის საფუძველზე დამზადებული შუნტებისა და დრენაჟის მილების გამოყენების საშუალებას [18].

დადებითი შედეგებია აგრეთვე მიღებული კუჭის რეკონსტრუქციისას სილოქსანური პროთეზებით [92].

სილოქსანური პოლიმერების გამოყენება უროლოგიასა და გინეკოლოგიაში. სილოქსანური რეზინის პროთეზები ფართოდ გამოიყენება უროლოგიაში შარდსაწვეთების და შარდმდენების ხანგრძლივი დრენაჟირებისათვის. პაციენტების უმრავლესობას აღენიშნა თირკმელის ნორმალური მოქმედება [18, 93-95].

სილოქსანური რეზინები გამოიყენება აგრეთვე მამაკაცის სასქესო ორგანოს ერაქტიული იმპოტენციის [96] და შარდის ბუშტის შეუკავებლობის დროს მამაკაცის საკვერცხის პროთეზისათვის [99].

გინეკოლოგიაში პოლისილოქსანები პოულობენ გამოყენებას ორსულობის დასადგენად [100].

სილოქსანური პოლიმერების გამოყენება ნეიროქირურგიაში. ერთ-ერთი პირველი იმპლანტირებული მოწყობილობა

თავის ტვინის ნათხემის სამკურნალოდ, იყო შუნტი ზურგის ტვინის სითხის დრენაჟისათვის ტვინიდან სისხლისმიმოქცევა სისტემაში, დამუშავებული იყო ჯენომი ხოლტერის მიერ 1955 წელს და შესრულებული იყო ფირმა Dow Corning-ის მიერ [101].

1971 წელს ჰიდროცეფალური მოწყობილობის იმპლანტანტების რიცხვმა 300 000 მიაღწია. დიდი ხნის იმპლანტაციისას (თითქმის 10 წელი) ტვინისა და ძვლის ქსოვილების კონტაქტისას ასეთი შუნტები ინარჩუნებდნენ მიღების ელასტიურობას. ქსოვილების ეროზია იყო მინიმალური, ხოლო პაციენტი ინარჩუნებდა მოძრაობის უნარს [1].

არსებობს ცნობები სილოქსანური პროთეზების გამოყენების შესახებ ნეიროოპერაციებში, რომელიც დაკავშირებულია კეფის ტრავმასთან [102].

სილოქსანური პოლიმერების გამოყენება ყბა-სახის ქირურგიასა და სტომატოლოგიაში. სასურველი ზომისა და ფორმის პროთეზების დამზადების მეთოდის სიმარტივე საშუალებას იძლევა შექმნას როგორც ინდივიდუალური [7, 103], ისე სერიული იმპლანტანტები სახის კონტურის დეფექტების შესავსებად [7]. ასეთი მეთოდით ხდება ტრავმებისა და ჭირლობების შედეგად დაზიანებული სახის ძვლების აღდგენა [1, 104], სწორდება შუბლისა და კეფის დეფექტები, თვალის ორბიტალის ფორმა, ყურის დეფექტები [105]. შემუშავებულია სტანდარტული იმპლანტანტები, რომლებიც შედგება სხვადასხვა დანიშნულების 12 კომპონენტისაგან. ქვედა ყბის გასასწორებლად ერთმხრივი და ორმხრივი მიკროგენის დროს, კეფის ქვედა ნაწილის დეფორმაციის გასასწორებლად, ცხვირის დეფორმაციის გასასწორებლად და ა.შ. ამავე ნაკრებში შედის იმპლანტანტების სამი ბლოკი მოდე-

ღირებისათვის ჩონჩხისა და რბილი ქსოვილების არატიპიური დეფექტების კორექციისას [106].

წარმატებით გამოიყენება სილასტიკი MDx4-4516. ქვედაყბის პროთეზების დასამზადებლად [107].

ფირმა Dow Corning უშვებს ნიკაპის სტანდარტიზირებულ პროთეზებს, რომელთა ჩანერგვა კარგ კოსმეტიკურ შედეგს იძლევა [1].

აღწერილია [108] აგრეთვე პოლიდიმეთილსილოქსანური ელასტომერის გამოყენება ობტურაციული პროთეზებისათვის ზედა ყბის დეფექტების დროს, იმპლანტანტების დასამზადებლად ქვედა ყბის ასიმეტრიის შემთხვევაში [109, 110].

სილოქსანური ეულკანიზატები ცივი გამყარებისათვის გამოიყენება ისეთი პროთეზების დასამზადებლად, რომლითაც კომპენსირდება სახის კონტურის დეფექტები [111].

თხევადი სილიციუმორგანული კომპოზიცია ცივი გამყარებისას გამოიყენება რომბერგის (ნახევრი სახის ატროფიის დროს) სამკურნალოდ, ხოლო თხევადი კომპოზიცია – ელასტოპონი გამოიყენება ყბის დიდი ძვლის ამოღების ოპერაციის შემდეგ ღრუს ამოსავსებად, რათა მოხდეს ნაოპერაციებ ადგილას შიგა ქსოვილის ფორმის კორექცია [8].

ზედა ტუჩის არეში სახის ნაოჭების კოსმეტიკისათვის, აგრეთვე თვალის ბუდეებთან ნაოჭების გასასწორებლად, კანქვეშა ინექციისათვის გამოიყენება თხევადი სილოქსანი [112].

პოლისილოქსანები ფართოდ გამოიყენება სტომატოლოგიაში ანაბეჭდისა და დასაპლომბი მასალებისათვის, ჩასასმელი პროთეზების, კბილის პროთეზების ბჯენების, პირის ღრუს ლორწოვანი გარსის ანთების სამკურნალოდ, კბილების დასამაგრებლად, კბილის ღრუს ამოსავსებად [113-118].



ადკეზიური ხიდური პროთეზი

სილოქსანური პოლიმერების გამოყენება ოტოლარინგოლოგიაში. ცნობილია, რომ ძაღლებზე და შემდეგ ადამიანებზე სილოქსანური რეზინიდან დამზადებული ფირფიტების ჩანერგვის ოპერაცია ცხვირ-შუბლის არეში გამფართოებლის როლს ასრულებდა [119].

ძვიდის ატროფიული რინიტი – ქრონიკული დაავადება, რომელსაც თან ახლავს ცხვირის ატროფია, რაც წარმატებით იკურნება სილოქსანური ფირფიტებით. 2-9 წლის პაციენტებზე დაკვირვებამ პრაქტიკულად ყველა შემთხვევაში [120] ასევე დაადასტურა სილოქსანური საფარის დადებითი როლი ყურის ბარაბანის არეში დეფექტებისას [121].

თხევადი სილიციუმორგანული კომპოზიციები გამოიყენება სმენის გასაუმჯობესებლად იმ ავადმყოფებში, რომელთაც დაზიანებული აქვთ ბარაბანის აფსკი [8] და უცხო სხეულის მოსაცილებლად ყურიდან [122].

მოიპოვება ცნობები პოლიდიმეთილსილოქსანიდან აკრილის ფისებთან ერთად ენის პროთეზის დამზადების ცდებზე. წარმოქმნილი მოქნილი მასალა, რომელიც ტექსტურით ახლოს არის ნატურალურ ენასთან. ასეთი პროთეზი შეიძლება

გამოყენებული იქნას საკვების გადასატანად საჭმლის მომ-
წოდებელ სისტემაში, ის ხელს უწყობს ყლაპვას, განსაზღვ-
რულ ფუნქციას ასრულებს სუნთქვისათვის, მაგრამ ვერ უზ-
რუნველყოფს კარგ მეტყველებას და ჯერჯერობით არ არის
სრულყოფილი [123].

სილოქსანური რეზინები გამოიყენება აგრეთვე ხორხისა
და ხახის პროთეზების დასამზადებლად [124, 125].

ოტოლარინგოლოგიურ პროთეზებს მიეკუთვნება აგრეთ-
ვე ხელოვნური ყური, რომლის ქვედა ფენა მზადდება სამე-
დიცინო ადგეზივიდან – A ტიპის სილასტიკიდან [1, 104]. აღ-
წერილია აგრეთვე ყურის ნიჟარის დამზადება და გამოყენე-
ბა ოპერაციის შემდეგ პროთეზირებისათვის, რომელიც
მზადდება სილასტიკ 386-დან ცივი გამყარებით. გამყარების
შემდეგ პროთეზი იმეორებს იმავე ყურის კონტურს და საკ-
მაოდ ელასტიკურია. ასეთი პროთეზის შიგა მხარე იფარება
სპეციალური მაღამოთი, რათა არ მოხდეს კანის გაღიზიანე-
ბა [126].

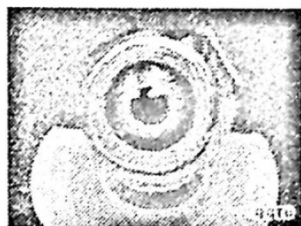
პოლისილოქსანების გამოყენება ოფთალმოლოგიაში.
ოფთალმოლოგიაში გამოიყენება ჰპოვა არა მარტო სუფთა
სილოქსანურმა კაუჩუკებმა (ძირითადად დაბალმოლეკულურ-
მა), არამედ მათ საფუძველზე მიღებულმა ეულკანიზატებმა.

თხევადი სილოქსანური პოლიმერების დახმარებით შე-
საძლებელია თვალის მკურნალობა, მხედველობის აღდგენა
კონიუნქტივიტის დროს [128]. ცივი გამყარების სილიციუმორ-
განული კომპოზიცია გამოიყენება თვალის გუგის ფორმირე-
ბისათვის, საიდანაც ამოიღება თვალის ვაშლი, რის შემდე-
გაც იდგმება ხელოვნური თვალი [127], გამოიყენება აგრეთვე
საცრემლე დრენაჟული სისტემის [129, 130] აღსადგენად. თვა-
ლის ბადურას დაშლისას მკურნალობის დროს გამოიყენება

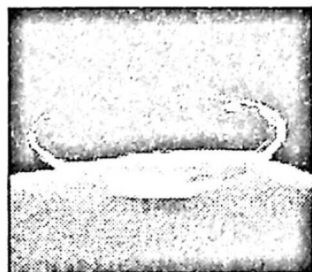
სპეციალური მყარი ღრუბლისმაგვარი სილოქსანური რეზინი [131].



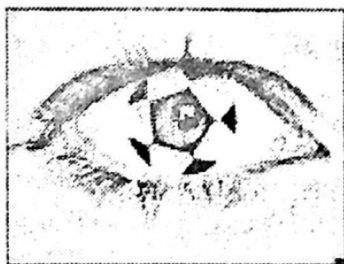
ხელოვნური თვალი



ხელოვნური თვალი
უსინათლოებისათვის



კონტაქტური ლინზა



სპეციალური კონტაქტური ლინზა

შედარებით წარმატებით გამოიყენება ღრუბლის სილოქსანური იმპლანტანტებით მკურნალობა [133, 134]. მათ შეიძლება ჰქონდეთ სხვადასხვა ფორმა. სილოქსანური რეზინის ფირფიტისა და დაკრონის ბადისაგან მიღებული მასალა წარმატებით გამოიყენება ავადმყოფებში [135, 136, 137].

თხევადი სილოქსანური რეზინიდან მზადდება სპეციალური პლომბები, რომელიც იდგმება ხელოვნურად შექმნილ თვალის ბადურაში 7,5 მმ თვალის კაკლის ფიქსაციისათვის [138].

სილოქსანური რეზინები გამოიყენება გლაუკომის შემთხვევაში მინიატურული დრენაჟის მილების დასამზადებლად. ასეთი მილების მიმაგრება ხდება სპეციალური სილოქსანური წებოს საშუალებით. როგორც ავტორები აღნიშ-

ნავენ ყველა შემთხვევაში მიიღწევა თვალის შიგა წნევის ნორმალიზება [139].

კერატიტის ქირურგიული მკურნალობისას გამოიყენება მყარი სილოქსანური რეზინისაგან დამზადებული პროთეზები. პირველი ასეთი პროთეზი დამზადებული იქნა 1962 წელს. ამჟამად კერატოპროთეზების რამოდენიმე ვარიანტი არსებობს [140].

გარდა პროთეზებისა, სილოქსანური კაუნჩუკი გამოიყენება აგრეთვე კონტაქტური ლინზების დასამზადებლად. ცნობილია, რომ სათვალესთან შედარებით, ლინზა თავსდება უშუალოდ რქოვანაზე. თუ რქოვანა არ არის უზრუნველყოფილი საკმარისი რაოდენობის ჟანგბადით, ფერხდება მეტაბოლიზმი, რაც იწვევს პათოლოგიურ დარღვევებს თვითონ რქოვანაში [141].

აირშელწევად სილოქსანურ ლინზებს უშვებს მთელი რიგი მსხვილი ფირმები ამერიკაში, მათ შორის ფირმა Corring Ophthalmics. ამ ფირმაში ჯერ კიდევ 1983 წელს დამზადდა ხისტი ლინზა, რომელიც შედგება პოლისილოქსანისაგან, რომელსაც შეუძლია გაატაროს 55% ჰაერის ჟანგბადი [142].

ცნობილია აგრეთვე სერიული წარმოება მსუბუქი კონტაქტური ლინზებისა Silsoft, რომელიც უზრუნველყოფს ჟანგბადის კარგ გამტარებლობას და ამასთან, შესაძლებელია მათი მუდმივად ტარება [77].

არსებული მონაცემების მიხედვით, 1974 წელს კონტაქტური ლინზებს იყენებდა 10 მილიონი ადამიანი, 1982 წელს – 14 მილიონი, ხოლო დღეისათვის კი კონტაქტურ ლინზებს თითქმის 45 მილიონი ადამიანი იყენებს [143].

ბოლო დროს გამოჩნდა ცნობები სილოქსანური მასალისაგან დამზადებული ინტრაოკულარული ლინზების წარმა-

ტებული იმპლანტაციის შესახებ [144]. უნდა აღინიშნოს, რომ ასეთი მსუბუქი ლინზები გათვლილია ხანგრძლივი ტარებისათვის. ასეთი ლინზების გამოყენება შეიძლება გახდეს ერთ-ერთი ძირითადი მიმართულება ოფთალმოლოგიაში, ვინაიდან კატარაქტით დაავადებული ავადმყოფების რიცხვი საკმაოდ დიდია [143].

პოლისილოქსანებისაგან დამზადებული შესახვევი მასალები. პოლისილოქსანების საფუძველზე შექმნილია პრინციპულად ახალი შესახვევი მასალები ტრილობისა და დამწვრობის სწრაფად სამკურნალოდ.

დამწვრობის სამკურნალოდ შედარებით ეფექტურია აუტოპლასტიკის მეთოდით მკურნალობა, რაც დაკავშირებულია პაციენტის სერიოზულ მეორად ტრავმასთან. ადამიანის ან ღორის კონსერვირებული კანის გამოყენებას აქვს მთელი რიგი უარყოფითი მხარე. გარდა ამისა, ეს მასალები საკმაოდ ძვირია.

გადასახვევ მასალად გამოყენებულ სილოქსანებს შორის უნდა აღინიშნოს ბიობრანი და IP-758. ბიობრანი არის სილოქსანური რეზინიდან დამზადებული ელასტიკური მემბრანა, რომლის შიგნით არის ნეილონის ბადე, ხოლო ქვედა მხარის ზედაპირი დამუშავებულია მაღალი ხარისხის აკით – კოლაგენის ფენით. ის შემუშავებული იქნა 1978 წელს ფირმა Hall-Wodd roof. Inc.-ის მიერ (აშშ, ქ. სანტა-ანა, კალიფორნიის შტატი) [145-146].

ბიობრანი შეიძლება დარჩეს კანზე 50 დღის განმავლობაში. მისი დახმარებით იკურნება მესამე ხარისხის დამწვრობა, როდესაც დაზიანებულია კანის საფარის 50-90%. ამ მასალის უარყოფითი მხარეა ის, რომ შეხორცების პროცესში წარმოიქმნება შედარებით უხეში ნაწიბურები [147].

ბიობრანის ტიპთან ახლოს არის სინთეზური შესახვევი IP-768, რომელიც ასევე შედგება სილოქსანური მემბრანისა და ნეილონის ბადისაგან და გათვლილია დამწვარი ადგილების (39-118 სმ²) სამკურნალოდ. ასეთი ნახვევის გამოცვლა შეიძლება საშუალოდ სამი დღის შემდეგ [148].



პოლიმერული სახვევი

შესახვევი მასალები



წებოვანი სახვევი პოლიმერული სახვევი ხელსახოცები



შესაკერი მასალა



არაკსოვილური მასალა

1982 წელს გაჩნდა ცნობა სილოქსანური მასალის – ბიობრანის მოდიფიკაციის შესახებ. ახალ ვარიანტში სილოქსანური რეზინის ზედაპირისა და კოლაგენის მხარეს წარმოებს ცხოველის ეპიდერმალური უჯრედების ჩათესვა, რომლებიც შემდეგ მრავლდება [149, 150].

ერთ-ერთ ახალ კომპოზიციურ გადასახვევ მასალას წარმოადგენს ორფენიანი მემბრანა, რომელიც შეიქმნა გრონინგენის (ნიდერლანდები) მიერ. ზედა, დამცავი ფენა – სი-

ლოქსანური რეზინის თხელი ფენაა, ხოლო ქვედა – პოლილექტიდისა და პოლიურეთანის ნარევი [151].

ნაწიბურები, რომელიც დამწვრობის შედეგად წარმოიქმნება, დამოკიდებულია დამწვრობის სიღრმეზე, გავრცელების ადგილზე და აგრეთვე პაციენტის ასაკზე. გარდა კოსმეტიკური დისკომფორტისა, ისინი ქმნიან ორგანიზმის ზოგიერთი ფუნქციის დარღვევის საშიშროებას.

მრავალი წლის განმავლობაში იყო ცდები შეეჩერებინათ უხეში ნაწიბურების წარმოქმნა ნახევრის დაწოლით დაფენისას. ამჟამად დამუშავებულია ნაწიბურების მკურნალობის მეთოდიკა, რომლის მიხედვით, უკვე მორჩენილ დამწვარ ადგილას ეფინება სილოქსანური გელიდან (MD-3071) დამზადებული 10x10 სმ ზომის ფურცლები (დამზადებულია ფირმა Spenco Medical Corp.-ის მიერ).

ჭრილობის დაჩქარებული მკურნალობა კანის გადანერგვის შემდეგ ხორციელდება სპეციალური მოქნილი, ელასტიკური ფორმით, რომელიც მზადდება სილასტიკ 382-დან, ზუსტად შესაბამისი შესახორცებელი კანის ნაჭრით [152, 153].

კარგი პლასტიკური ეფექტი მიიღწევა, როდესაც კანზე და ხელზე ღია ჭირლობას მკურნალობენ სილოქსანური ზეთით [154].

სილოქსანური ფოროვანი მასალების თერაპიული გამოყენების მაღალ ეფექტურობაზე პირველი ცნობები გამოჩნდა 1975 წელს [155] და დაფუძნებულია სილოქსანური კაუნუკების [156] ბაქტერიოციდულ მოქმედებაზე. პაციენტებზე დაკვირვებამ მკურნალობის პროცესში, შესაძლებელი გახადა გაკეთებულიყო დასკვნა, რომ სილოქსანური მასალით მკურნალობა არის საუკეთესო საშუალება [157].

დამტკიცდა სილოქსანური ფოროვანი მასალების საფენის უპირატესობა ძუძუს ჯირკვალზე [158] და სწორნაწლაზე ოპერაციის შემდეგ ჭრილობის მკურნალობისას [159].

ცნობილია ფოროვანი მასალის (ფირმა Dow Corning) გამოყენების უპირატესობა ჭრილობის ღრმულების ამოსაყვებად. ელასტომერზე კატალიზატორის დამატებით მიღებული მასა შეიძლება ჩაისხას ჭრილობაში. ამ მეთოდით წარმატებით იკურნება ჭრილობები. სახვევი არ ეწებება სხეულს, ის შეიძლება დრო და დრო მოიხსნას და დამუშავდეს ანტისექტიკური ხსნარით. ჭრილობის შეხორცების მიხედვით სახვევის ზომები შეიძლება შემცირდეს და 7-10 დღის შემდეგ საერთოდ მოიხსნას [160].

იგივე ფენაწარმოქმნელი სიელასტიკით მკურნალობაზე დაკვირვებამ აჩვენა ამ თხევადი მასალის გამოყენების უპირატესობა. მასალა შეიძლება შენახული იქნეს სახლის პირობებში და გამოყენული იქნას ოთახის ტემპერატურაზე. დაფენის დრო შეიძლება ვარგულეროთ ტემპერატურის ან ნარევის კომპონენტების თანაფარდობის ცვლილებით [161]. სიელასტიკი გამოიყენება სინოგრაფიისათვის (ღრმა ჭრილობების ზომის და ფორმის ზუსტი რენტგენოგრაფიული განსაზღვრა) [162-164].

ქსოვილის ბაქტერიოლოგიურმა გამოკვლევამ სილოქსანური მასალის მოხსნის შემდეგ აჩვენა, რომ ასეთი სახვევების გამოყენებით მიიღწევა ჭრილობის ბაქტერიოლოგიური დაბინძურების შემცირება [165].

სილოქსანური იმპლანტანტების გავლენა ორგანიზმზე. სინთეზური მასალების გამოყენება მედიცინაში წარმოადგენს მნიშვნელოვან პრობლემას ბიოლოგიური შეთავსებადობის თვალსაზრისით.

ორთოპედიაში, გულის პლასტიკურ ქირურგიასა და ნეფროლოგიაში სილოქსანური კაუნუკის აქტიური გამოყენება დაიწყო XX საუკუნის ბოლოს. ე.წ. სვანსონის პროთეზების გამოჩენის შემდეგ აღდგენილი იქნა ათასობით თითის ძარღვი, რომელიც დაზიანებული იყო ტრავმით ან არტრიტით. ამჟამად სილოქსანური პროთეზები ფართო გამოყენებას პოულობენ ქირურგიის მთელ სფეროში, მაგრამ პირველი დამამუშავებელი შედეგების გამოქვეყნების შემდეგ ლიტერატურაში გამოჩნდა ცნობები იმ გართულებებზე, რომელიც თანახლდა ასეთ პროთეზირებას. პირველადი ცნობები სილოქსანური კაუნუკის ბიონერტულობაზე სხვა მასალებთან შედარებით, თანდათანობით შეიცვალა. პოლისილოქსანების იმპლანტანტებად გამოყენების შესწავლის შედეგად დადგინდა, რომ მხედველობაში უნდა იქნეს მიღებული ორგანიზმის რეაქცია, რომელიც მნიშვნელოვნად არის დამოკიდებული იმაზე, თუ როგორი სახით შეიტანება პოლიმერი ცოცხალ ქსოვილში: გაუმყარებელი დაბალმოლეკულური პოლიმერის (ზეთის), გელის, თხევადი სილიციუმორგანული კომპოზიციის, რომელიც მყარდება იმპლანტაციისას, თუ სილოქსანური რეზინის სახით. არანაკლები მნიშვნელობა აქვს მასალის შეყვანის ადგილს და აგრეთვე მეზობელი ქსოვილების ბუნებას [166]. სილოქსანური რეზინიდან დამზადებული გულის სარქველების ბურთულების, აგრეთვე სისხლძარღვების პროთეზების მაგალითზე დამტკიცდა ურთიერთკავშირი იმპლანტატის ჩანერგვის ადგილსა და მოსაზღვრე არეს შორის. დადგინდა, რომ ბურთულები საკმაოდ მაღალი ხარისხით აადსორბირებენ ლიპიდებს, ვიდრე ძარღვოვანი პროთეზები [167].

ქსოვილთაგსებადი პოლიორგანოსილოქსანები. შესწავლილია სხვადასხვა მოდიფიკაციის პოლიორგანოსილოქსანე-

ბის გავლენა ორგანიზმზე ქსოვილშეთავსებადობის თვალსაზრისით.

არ არსებობს მასალა, რომელიც ჩანერგვისას არ გამოიწვევს ორგანიზმის რეაქციას უცხო სხეულზე. სილოქსანური მასალების ჩანერგვას ზოგჯერ თან ახლავს ფიბროზული კაპსულის წარმოქმნა ჩანერგვის ადგილის ირგვლივ, რაც უმეტეს შემთხვევაში განიხილება, როგორც ორგანიზმის თავდაცვითი რეაქცია, რაც ზოგჯერ კარგიც არის, რადგან ის მიმართულია იზოლაციისა და უცხო სხეულის დაშლისაკენ [168].

ფიბროზული კაპსულის წარმოქმნა-ეთიოლოგია დღემდე არ არის გარკვეული. სხვადასხვა ავტორის მიერ წამოყენებული იქნა სხვადასხვა ჰიპოთეზა. საყოველთაოდ მიღებულია წარმოდგენა იმის შესახებ, რომ ფიბროზული წარმონაქმნები არის პროთეზის ღრუბლიდან ქსოვილში პოლიმერის ნაწილის შეღწევის მიზეზი, რაც იწვევს უჯრედის ფაგოციანტარულ რეაქციას [79].

სარძევე ჯირკელის გადანერგვისას ქსოვილის კაპსულის ნიმუშის გელ-ქრომატოგრაფიულმა ანალიზმა აჩვენა, რომ სილოქსანის კონცენტრაცია ქსოვილში იყო 15-9800 მგ/გ. პოლიმერი ამ დროს იყო უცვლელ მდგომარეობაში. მეთილის ჯგუფების მოწყვეტა არ დაფიქსირებულა [169].

სილოქსანური პროთეზის შიგა მხრიდან და გარეთა ზედაპირზე წარმოქმნილ კაპსულებში აღმოჩენილი იქნა არაორგანული მარილები, აზოტიანი ნაერთები და ინერტული ნივთიერებები [170].

სილოქსანურ იმპლანტანტთან ახლოს მდებარე ნაწილებში ორგანული მასის ანალიზი მიუთითებს მის აქტიურ ფაგოციტოზზე. ნათელია, რომ ასეთი შეტევისას მაკროფაგებს ხელს უწყობს ასევე იმუნური სისტემაც, რომლის მოქ-

მედებს მიყვავართ სილიკონოპროთეინური ანტიგენური კომპლექსის აღმოცენებასთან [79, 101] ფიბროზული კაპსულები ხშირად წარმოიქმნება აგრეთვე სილოქსანური რეზინის კათეტერების შეყვანისას შიგა არეში [171].

კაპსულის წარმოქმნის პროცესი, ანუ ე.წ. კონსტრუქციული ფიბროზი თუ დაიწყო, მუდმივად პროგრესირდება, რაც იწვევს ქსოვილების გაფართოებას და შემდგომ მის დეფორმაციას. პლასტიკურ და აღდგენით ქირურგიაში სილოქსანური პროთეზების გამოყენებისას, კაპსულის ფიბროზის შეჩერება ან შენელება ძირითადი პრობლემაა.

რაც მეტია იმპლანტაცირებული მასალის ზედაპირის ფართობი, მით უფრო ფართოა ფიბროზული კაპსულა. ამ თვალსაზრისით, ოპტიმალურად შეიძლება ჩაითვალოს სილოქსანური რეზინიდან მიღებული მრგვალი ფორმის იმპლანტატი [172, 173].

ორგანიზმის რეაქცია თხევადი პოლიორგანოსილოქსანების იმპლანტაციისას. პოლისილოქსანების კლინიკაში გამოყენების პირველ წლებში, იმპლანტაციისას, საკმაოდ ხშირად გამოიყენებოდა თხევადი პოლიმერები (დიმეთილსილოქსანური დაბალმოლეკულური პოლიმერები განაპირა სილანოლური ან ტრიმეთილსილოქსი ჯგუფებით). ამჟამად შეკრებილია ორგანიზმის მკვეთრად უარყოფითი რეაქციის დამამტკიცებელი მრავალი მონაცემი, სილოქსანის შეყვანისას, რომლის სტრუქტურაშიც შეუკერავი მოლეკულებია, რომლებიც აქტიურად მიგრირდება ქსოვილის შემოგარენში და ცალკეულ ორგანოებში.

თხევადი სილოქსანით ინექციამ შეიძლება გამოიწვიოს ღვიძლის გრანულომები, მწვავე ჭინჭრის ციება, სისტემური დაავადება და ზოგჯერ ლეტალური შედეგიც კი [175,176]. სილოქსანური გრანულების წარმოქმნა გამოჩნდა აგრეთვე

თხევადი სილოქსანის ინექციისას სასქესო ორგანოებში. ლიპიდური გრანულომების ოპერატიული მოცილებისას, რომლებიც წარმოქმნილია თხევადი სილოქსანის ინექციის შემდეგ სასქესო ორგანოში, აღმოჩენილი იქნა, რომ მოსაზღვრე ქსოვილების კანისქვედა საფარი შეიცავს დიდი რაოდენობით სილოქსანურ გლობულს [177, 178].

სარძევე ჯირკვალის არეში თხევადი სილოქსანის შეყვანას შეიძლება საკმაოდ არასასურველი შედეგები მოჰყვეს – გამოიწვიოს როგორც ანთება და კანის გაწითლება, ასევე სიცხე.

სარძევე ჯირკვლის ზოგიერთ ნაწილში სილოქსანის მუდმივი არსებობა გართულებას ქმნის ექიმისათვის ფიზიკური, მამოგრაფიული ან სხვა მეთოდით დათვალიერებისას, რომელიც ავთვისებიანი წარმონაქმნების დროული დიაგნოსტიკებისათვისაა აუცილებელი [179].

ბოსტონის თვალის კლინიკაში ჩატარდა ხანგრძლივი დაკვირვება მაიმუნის თვალის ბადურას რეაქციაზე 0,97-0,98 ხვედრითი მასის სამედიცინო სილოქსანური ზეთების შეყვანისას [180].

სილიკონური ზეთი უარყოფითად მოქმედებს თვალის რქოვანაზე, ის შეიძლება დაეწვეთოს ბადურაში და გამოიწვიოს მისი დაზიანება. ნაწილობრივი გართულებები ასევე შეიძლება მოხდეს კატარაქტის, კერატოპათიის, თვალის შიგა წნევის მომატებისას [181, 182]. უნდა აღინიშნოს, რომ შრომების უმრავლესობაში, რომელიც ეძღვნება თხევადი სილოქსანის გამოყენების საშიშროების საკითხებს, არ მოიპოვება მონაცემები საწყისი პროდუქტის სისუფთავეზე, ღოზუბსა და ინექციის რაოდენობაზე, ურთიერთკავშირზე ინექციის ადგილთან, პაციენტის კანის მომზადებაზე, თანამდევ ინფექციებზე და ა.შ. [183].

მრავალი გამოკვლევა ამტკიცებს, რომ თხევადი სილოქსანის ინექცია იწვევს მიიმე გართულებებს. ამიტომ ამ მეთოდის გამოყენება აღდგენით ქირურგიაში მოტივირებული უნდა იყოს საკმაოდ სერიოზული დასკვნებით. აღსანიშნავია, რომ თხევადი სილოქსანის გამოყენება აშშ-ში ამჟამად აკრძალულია ყველა შემთხვევაში, გარდა ექსპერიმენტული თვალსაზრისისა, ხოლო ზოგიერთ შტატში ამ მეთოდით მკურნალობა განიხილება როგორც დანაშაული [72]. რუსეთში თხევადი სილოქსანით იმპლანტაცია არ ხდება.

ორგანიზმის რეაქცია სილოქსანური გელით იმპლანტაციისას. საკმაოდ მაღალია სილოქსანური პოლიმერის მიგრაციული აქტივობა მისი ორგანიზმში შეყვანისას და ეს გელის შემთხვევაში დამტკიცდა ვირთხებზე ექსპერიმენტით. სილოქსანური გელის სახით შინაგანი შეყვანისას, პოლიმერის მონაწილეობა დაფიქსირებული იყო ფილტვებში უკვე 30 დღის, ხოლო კანქვეშ შეყვანისას – 60 დღის შემდეგ. [175, 185-189].

ორგანიზმის რეაქცია სილოქსანური რეზინის იმპლანტაციისას. მყარი და ღრუბელისმაგვარი რეზინიდან დამზადებული სილოქსანური პროთეზების ჩანერგვა როგორც წესი, გამოირჩევა ნაკლები გართულებებით, ვიდრე ეს გელის შემთხვევაშია. გართულების ძირითადი მიზეზი არის ზოგიერთ ორგანოში სილიციუმორგანული ნაწილაკის მიგრაციისა და გაფანტვის უნარი [190].

მრავალი მკვლევარის მიერ გამოთქმულია მოსაზრება სილოქსანური რეზინის ციტოტოქსიკურ შემავსებლებზე [52, 191].

დადგინდა, რომ სილიკონური იმპლანტატის გარშემო წარმოქმნილი მემბრანული კაპსულები არ წარმოადგენს აბსოლუტურ ბარიერს სილოქსანური ნაწილაკების მიკროფა-

გებით შთანთქმისას, რომლებსაც შემდეგ გადააქვს ისინი ორგანიზმში სისხლის ან ლიმფის ნაკადით, რასაც მიეკავართ სხვადასხვა ორგანოში ამ ნაწილაკების მოხვედრისკენ და მათ იქ დაგროვებისკენ.

ცნობები ლიმფოადენოპათიაზე ძარღვის პროთეზირებიდან 5 და 12 წლის შემდეგ მოიპოვება შრომაში [192]. მუხლის სახსრის, წვივის, ხელის თითების და ფეხის პროთეზირებისას [55]. ლიმფური კვანძების ავსება სილიციუმორგანული პოლიმერებით მტკიცდება პისტოლოგიური ანალიზით, ბიოფსიით და სკანირებადი ელექტრონული მიკროსკოპიით და ასევე ხელის მტევანის სილოქსანური რეზინის პროთეზით გადანერგვისას. ამავე დროს სილოქსანური იმპლანტატების გადანერგვისას ლიმფური კვანძების დაავადება გართულებების მხრივ არ გამოირჩევა რაიმე თავისებურებით [53]. ამას ადასტურებს ძაღლის ძელების იმპლანტირებული სილოქსანური რეზინის რენტგენოლოგიური კვლევის შედეგები. რეგიონალურ ლიმფურ კვანძებში სილოქსანის ნაწილაკები არ აღმოჩნდა. აღსანიშნავია ქსოვილის ძელების ზუსტი ფორმირება და გაფართოების გამორიცხვა, ძელის ტვინის არეში არ ყოფილა უცხო სხეულზე რეაქცია. ფიბროზული კაპსულის შიგა ზედაპირი, რომელიც იმპლანტატს აკრავს, გლუვი და თეთრი იყო. ამავე დროს ქსოვილის კაპსულის პისტოლოგიურმა გამოკვლევამ აჩვენა მასში მცირე დიამეტრის გამჭვირვალე, ამორფული პოლიმერის ნაწილაკები. მიკროგადაღება ამტკიცებს ქსოვილის რეაქციას სილოქსანის არსებობის მიმართ, მაგრამ მწვავე ანთების, მიკროაბსცესების ან ავთვისებიანობის ნიშნები არ დაფიქსირებულა [55].

ცნობები, რომელიც მიუთითებს ლიმფურ კვანძებში სილოქსანური ნაწილაკების და ავთვისებიანი სიმსივნით დაა-

ვადებას შორის ურთიერთკავშირზე, საკმაოდ მცირეა [61]. აშშ-ში ყოველწლიურად დიაგნოსტირდება კიბოთი დაავადების -800 000 შემთხვევა. აქედან ლიმფაზე მოდის 9% (დაახლოებით 72 000 შემთხვევა). სილოქსანური ნაწილაკების არსებობასა და აეთვისებიან დაავადებას შორის კავშირი მხოლოდ შემთხვევითი შეიძლება იყოს [193]. თხევადი სილოქსანური რეზინის სახსრების პროთეზის იმპლანტაციით გამოწვეული შედეგების ანალიზმა აჩვენა, რომ 2000 ავადმყოფს 300 სხვადასხვა ქვეყნიდან არ ჰქონდა იმპლანტაციასთან დაკავშირებული გართულებები, არ დაფიქსირებულა პოლიმერული მოლეკულების მიგრაცია ლიმფურ კვანძებში ან სხვა პერიფერულ ორგანოებში [194].

ნებისმიერი ჩასანერგი მასალა (ტეფლონი, პოლიეთილენი, ფოლადი, პოლიმეთილაკრილატი, ტიტანი) იწვევს ორგანიზმში ანალოგიურ დამცავ რეაქციას და ეს რეაქცია პოლისილოქსანის ჩანერგვისას შეიძლება განვიხილოთ როგორც ბუნებრივი პროცესი ორგანიზმისათვის [55]. ამავდროს, შედარებითმა გამოკვლევამ ქსოვილის ნაწილებში სხვადასხვა მასალის პროთეზების ჩანერგვისას, კერძოდ პოლიმეთილმეტაკრილატის და პოლიმეთილსილოქსანის, რომლებიც გამოიყენებოდა ქვედა ყბის დეფექტების გამოსასწორებლად, აჩვენა, რომ პროთეზის შეყვანისას ალერგიული რეაქცია იყო სრულიად უმნიშვნელო. ქსოვილის ფერი და ანთება გამოხატული იყო მცირედ, ვიდრე აკრილური პროთეზის ჩანერგვისას. შედარებით ნაკლებად იყო გამოხატული სილოქსანზე რეაქცია ცხვირის არეში ეპითელიზაციის დროს [108].

ჩატარებული კვლევის მიხედვით, სილოქსანისაგან დაზოადებულ კონტაქტურ ლინზებზე, რომელსაც მუდმივად ატარებდნენ პაციენტები (66 პაციენტი) არ გამოვლენილა ორ-

განიზმის უარყოფითი რეაქცია [195, 196] ადგილი არ ჰქონია ძარღვოვანი სისტემის გარქოვანებას [195, 196]. სილოქსანური პროთეზების ჩანერგვამ უკვე მილიონობით ადამიანს მოუტანა შვება. სასურველია, რომ ზემოთ აღწერილი გართულებები მუდმივად იყოს ექიმების ყურადღების საგანი, რათა ამ გართულებებმა არ გამოიწვიოს პროთეზირების მიზნით სილოქსანური მასალის გამოყენებაზე უარის თქმა [52].

ენდოპროთეზების შემდგომი გამოყენებისას არასასურველი შედეგი შეიძლება გამოწვეული იყოს პროთეზის ფრაგმენტირებით, იმპლანტატებთან შერევა და ინფიცირება [197].

პროთეზის არასაკმარისი ფიქსაციის მიზეზი შეიძლება იყოს მისი დაძვრა, წანაცვლება. ასე მაგალითად, აღწერილია წანაცვლება კანის გარეთ პროთეზისა, რომელიც დამზადებული იყო სილოქსანური რეზინიდან. ასეთ წანაცვლებას შეიძლება თან ახლდეს კანის გაწითლება და სითხის ჩაღვრა იმ ადგილას, სადაც მოთავსებულია პროთეზი [198].

თვალის ბადურის პროთეზირებისას აღინიშნება აგრეთვე სილოქსანური რეზინის როგორც მყარი, ისე ღრუბლისმაგვარი პროთეზების წანაცვლება [137]. ასეთი გადაადგილებისას შეიძლება დაირღვეს თვალის შიგა ქსოვილები და მოხდეს მასში მინისმაგვარი სხეული. ამ შემთხვევაში საჭირო ხდება თვალის ამოღება [199].

თვალის პროთეზების გადაადგილებით პაციენტში გამოწვეული გართულებები იშვიათია (1,2 %, დაახლოებით 3 პაციენტი 225 ადამიანიდან, რომელთაც ჩაუტარდათ ბადურის შიგა არეზე ძაფებით დამაგრებული ღრუბლისმაგვარი სილოქსანური რეზინიდან მიღებული მასალებით პროთეზირება) [131].

აღსანიშნავია მყარი რეზინების ეგზოპლანტების შედარებით მაღალი მდგრადობა. ღრუბლისმაგვარი მასალები

ასევე გამოირჩევა ღირსებით, რადგან მათი ჩანერგვა საშუალებას იძლევა ქსოვილი გაფართოვდეს იმპლანტირებული მასალის ფორმებში, თუ მათი ზომები საკმაოდ დიდია [200].

იმ გართულებებს შორის, რომელიც თან ახლავს სილოქსანური ღრუბლის გამოყენებას ბადურას დაშლის სამკურნალოდ, აღინიშნება შემთხვევები, როცა საჭირო ხდება ღრუბლის მოცილება (108 შემთხვევიდან ეს საჭირო გახდა მხოლოდ 4 შემთხვევაში – 3,7%). ჩანერგვასა და შეუთავსებლობის გამომჟღავნებას შორის დროის პერიოდი 3 კვირიდან ორ წლამდეა. შეუთავსებლობის მიზეზებს წარმოადგენს ნაწილობრივ სისხლჩაღვრა კონიუნქტივირებულ თვალში, კონიუნქტივიტი, სისხლიანი ცრემლები, ადგილობრივი ტკივილი, ფისტულის წარმოქმნა, იმპლანტატის ნაწილობრივ გარეთ გამოსვლა [201].

466 ავადმყოფზე ექვსწლიანი დაკვირვების შედეგად, რომელთაც თვალის ბადურას ჩამოშლის გამო ჩაუტარდათ ოპერაცია, გამოვლინდა, რომ ინფიცირების გამო ღრუბლის ამოღება საჭირო გახდა 16,7% შემთხვევაში (78 პაციენტში); იმპლანტატის გავლენა თვალზე გამოვლინდა ანთებაში (36 შემთხვევა), რქოვანას გრანულომა, ბადურის ნეკროზი (4 შემთხვევა). უნდა აღინიშნოს, რომ თვალის უარყოფითი რეაქცია სწრაფად და ეფექტურად ქრება იმპლანტატის ამოღების შემდეგ [202, 203].

პოლიდიმეთილსილოქსანების უნარი, ხელი არ შეუწყონ ბაქტერიის ზრდას აიხსნება სხვადასხვა სილოქსანური პროთეზის გამოყენებისას მათი ინფიცირების დაბალი პროცენტით [153,155,161].

7 წლის განმავლობაში 254 პაციენტზე დაკვირვებამ მკერდის ჯირკვლის სხვადასხვა ტიპის პროთეზირებისას,

მხოლოდ 3,9% შემთხვევაში აჩვენა ჭრილობის ინფიცირება [204].

631 პაციენტიდან, რომელთაც სახსრების არტროპლასტიკა გაუკეთდათ ხელის ართროტიტით დეფორმაციის გამო, მხოლოდ 10 შემთხვევაში აღინიშნა სტაფილოკოკური ინფექცია მგრძნობიარე ანტიბიოტიკის მიმართ. ამავ დროს აღსანიშნავია, რომ წერილი სახსრის ჩანერგვისას ინფიცირების შემთხვევები გაცილებით ნაკლები იყო ვიდრე მსხვილი სახსრის შემთხვევაში, რადგან დატვირთვა მეტი მოდის მათზე [205].

აღწერილია აგრეთვე კლინიკური და რენტგენოლოგიური დაკვირვება პაციენტზე, რომელსაც ჩანერგილი პქონდა მყარი სილოქსანური რეზინიდან დამზადებული პროთეზი, ქვედა ყბის ასიმეტრიის დეფექტის აღმოსაფხვრელად. ერთი წლის შემდეგ პაციენტმა მიაკითხა ექიმს ნიკაპზე ლაქის გამო. ქსოვილის კულტურის დათესვისას აღმოჩნდა სტრეფტოკოკური და სტაფილოკოკური ინფექცია. პროთეზის ამოღების შემდეგ პაციენტი გამოჯანმრთელდა [109].

აღწერილია იშვიათი შემთხვევა სოკოს *Aspergillus* გამრავლება მკერდის სილოქსანური პროთეზის შიგნით და გარშემო. ქსოვილის ფიბროზული კაფსულის ბიოფსიამ დაამტკიცა სოკოების ძლიერი ზრდა, რომელთა მონაწილეობა ხშირად კონსტანტირდება ბრონქებში და ფილტვის ქსოვილში [206].

უნდა აღინიშნოს, რომ პაციენტში წარმოშობილი ინფექცია წარმოადგენს სერიოზულ მომენტს, რომელიც თანსდევს თხევადი, მყარი ან ღრუბლის ტიპის პოლისილოქსანის ნებისმიერი კონსისტენციის რეზინის ჩანერგვას. ცნობილია შემთხვევა, როდესაც კბილის დაავადების შედეგად საჭირო გახდა პროთეზის ამოღება ქალის ნიკაპიდან წარმატე-

ბული აღდგენითი ქირურგიული ოპერაციიდან 3 წლის შემდეგ, ვინაიდან ნიკაპის ქვედა მხარეს ინფიცირების შედეგად წარმოიქმნა წყლულები, შესიება და ჩირქოვანი გამონადენი [207].

პოლისილოქსანის ჰემოთავსებადობა. პოლისილოქსანების გავლენის განხილვისას საჭიროა აღინიშნოს, რომ ჰემოთავსებადობის გაგება არ არის განსაზღვრული მხოლოდ თრომბოწარმოქმნის გამოვლინებაში, არამედ მოიცავს აგრეთვე მექანიკურ და ფიზიკურ-ქიმიურ ეფექტებს სისხლის ურთიერთქმედებისას პოლიმერის ზედაპირთან.

პოლიმერი შეიძლება ჩაითვალოს როგორც ჰემოთავსებადი, როგორც მომავალში თრომბომდგრადი, ის არ იწვევს სისხლის ელემენტების შეცვლას, არ შლის პლაზმის ენზიმებს და პროტეინებს, არ ცვლის ელექტროლიტურ მიმოცვლას და იმუნოლოგიურ რეაქციებს, არ იწვევს ტოქსიკურ და ალერგიულ რეაქციებს.

ფილტვებში სილოქსანური მემბრანების სპირალისებურმა კომპიუტერულმა ტომოგრაფიამ აჩვენა, რომ სილიცაუმის ატომთან სხვადასხვა რადიკალის (CH_3 , $\text{CH}_2=\text{CH}$, C_6H_5 , $\text{CH}_3\text{CH}_2\text{CH}_2$, CH_3COO) შემცველი სილოქსანური კაუჩუკის საფუძველზე მიღებული ვულკანიზატორებიდან შედარებით ჰემოთავსებადი აღმოჩნდა შეუვსებელი ვულკანიზატი პოლიდიმეთილსილოქსანის საფუძველზე. მცირე რაოდენობა ვინილის ჯგუფის შეყვანამ (დაახლოებით 0,1%) გამოიწვია შესამჩნევი გაზრდა მასალის სისხლთავსებადობისა [208].

ექსპერიმენტულად დადგინდა, რომ პოლიმერული მასალების (პოლიეთილენი, პოლიპროპილენი, პოლიურეთანი და სხვა) ჰემოთავსებადობა შეიძლება გაუმჯობესდეს მათი ზედაპირის პექსამეთილციკლოტრისილოქსანის პლაზმაში პო-

ლიმერიზაციით მიღებული ფირით დაფარვისას, ფირის სისქე უნდა შეადგენდეს 0,5-0,8 მმ [209].

ვულკანიზატში შემავსებლის (SiO_2) შეყვანა აუარესებს მის თავსებადობას. SiO_2 -ს აქვს ზედაპირის მაღალი ენერგია და უნარი მოახდინოს სისხლის კოაგულაციის ინიცირება [210], უარყოფითად მოქმედებს სისხლის ფორმულაზე.

ცნობილია, რომ სისხლის ურთიერთქმედებისას შეუვსებელი სილოქსანური რეზინის ზედაპირთან, კერძოდ ექსტრაპოლირებული შუნტისას ძაღლებზე ცდების ჩატარებისას, თრომბოციტების დალექვა ასეთ ზედაპირზე შედარებით ნაკლებია, ვიდრე შევსებულ სილოქსანურ ვულკანიზატზე [87]. გაზრდილი ჰემოთავსებადობა ამ შემთხვევაში გამოწვეულია იმით, რომ შეუვსებელი სილოქსანური მასალის ზედაპირი შედარებით გლუვია [209].

ცნობილია, რომ რაც უფრო გლუვია პოლიმერის ზედაპირი, მით მეტად თრომბომდგრადია, ვინაიდან ზედაპირის ფორიანობა და არათანაბრობა ქმნის პირობას ჰემოდინამიკის დარღვევისას, შრატის ტურბულენტობის აღმოცენებას, მიკროემბოლიების შებოჭვას, რაც საბოლოოდ იწვევს თრომბის წარმოქმნას.

ექსპერიმენტულად დადგინდა, რომ კათეტერები შედარებით უხეში ზედაპირით მეტად თრომბოგენურია, ვიდრე გლუვი ზედაპირით. სილოქსანურ რეზინაში ნებისმიერი ინგრედიენტის შეყვანა, რომელიც გავლენას ახდენს ზედაპირის სიგლუვეზე, უარყოფითად მოქმედებს თრომბომდგრადობაზე. ეს შეეხება დანამატს – BaSO_4 -საც, ან ტანტალს, რომელიც აუცილებელია რეზინული ნარევის რენტგენოკონტრასტულობისათვის. ამ დროს სილოქსანის სიგლუვე უარესდება [211].

არასასურველია სამედიცინო სილოქსანურ რეზინაში მავულებანიზირებული აგენტის დაშლის პროდუქტები, რომლებიც ხასიათდება ძლიერი თრომბოგენური მოქმედებით [212]. საერთოდ, იმპლანტირებულ მასალაში უნდა იყოს ექსტრაგირებული მინარევების მინიმალური რაოდენობა, რომლებიც ყოველთვის ზრდიან ჰემოლიზს [87].

სისხლთან მასალის შეუთავსებლობა მქლავნდება იმპლანტაციისთანავე. სისხლის კოაგულაციის სინქარის შედარებამ კონტაქტში სხვადასხვა პოლიმერებთან აჩვენა, რომ პოლიდიმეთილსილოქსანური კაუჩუკი სხვა ელასტომერებთან შედარებით [141] ხასიათდება კარგი ჰემოშეთავსებადობით (ცხრილი 11).

ცხრილი 11

ზოგიერთი პოლიმერული მასალის გაელენა სისხლზე და ჰემოლიზზე

პოლიმერი	კოაგულაციის სინქარე, წთ	ჰემოლიზი (ჰემოგლობინის შემცველობის გაზრდა, მგ/100 მლ სისხლში)
პოლიეთილენი	11	25
ვინილ-პირიდინული კაუჩუკი	12	37
ეთილენ-პროპილენური კაუჩუკი	13	14
ეთილენ-ბეტადიენური კაუჩუკი	12	15
ფტორსილოქსანური კაუჩუკი	8	14
სილოქსანური კაუჩუკი	20	5
ნატურალური კაუჩუკი	8	13

შემცირებული თრომბოგენურობის ფაქტი სილოქსანების სხვა მასალებთან შედარებით მტკიცდება სილოქსანური რეზინიდან და ნიტრილური კაუჩუკის ლატექსიდან მიღებული დრენაჟების გამოკვლევის შედეგებით 7-საათიანი კონტაქტის

შემდეგ სისხლთან და მათი წყალხსნარების ექსტრაქტების ჰემოლიზური გავლენის შემოწმებისას ადამიანის ერითროციტებზე [212].

თრომბოზარმოქმნის კინეტიკისა და მორფოლოგიის შემოწმებამ სილოქსანური რეზინიდან და პლასტიფიცირებული პოლივინილქლორიდიდან მიღებული მიღების, რომელიც ტარდება სპეციალურ დახურულ თრომბოგენერატორში, აჩვენა, რომ ელემენტების უჯრედების ადგეზია სილოქსანური რეზინის ზედაპირზე იყო შედარებით ნაკლები [213, 214].

მხოლოდ ის ფაქტი, რომ სილოქსანური მასალის ზედაპირი არის უფრო გლუვი, ვიდრე, მაგალითად პოლივინილქლორიდის, არ შეიძლება განხილული იქნას როგორც თრომბების წარმოქმნის ძირითადი მიზეზი [215].

ჰემოდიალიზატორის კომპლექსის გამოყენების შემთხვევაში მყარი სილოქსანიდან სერიოზულ საფრთხეს წარმოადგენს სილოქსანის ნაწილაკების მიგრაცია ფაგოციტოზის დროს.

დადგენილია, რომ იმ პაციენტებს, რომლებსაც აქვთ ღვიძლის უკმარისობა და მკურნალობენ ჰემოდიალიზით, როგორც წესი, აქვთ ღვიძლის დისფუნქცია. 38 პაციენტის პისტოლოგიურმა გამოკვლევამ აჩვენა, რომ სილოქსანის ნაწილაკები განშრეგების შედეგად 18 ადამიანში აღმოჩნდა. 31 პაციენტს რომლებმაც ჩაიტარეს ასეთი მკურნალობა და დაიღუპა, პისტოლოგიურმა გამოკვლევამ აჩვენა პოლიმერის არსებობა ღვიძლში, ნაღველში, ძვლის ტვინში, ფილტვებში და ლიმფურ კვანძებში. იმ პაციენტებს, რომლებიც იტარებდნენ ჰემოდიალიზს 6-84 თვის განმავლობაში (საშუალოდ 24 თვე), აღმოაჩნდათ სილოქსანის ნაწილები ქსოვილებში. ერთ-ერთ პაციენტს აღმოაჩნდა მეტასტატიკური კარცინომა. ამ შემთხვევაში გამოყენებული დიალიზატორი წარმოადგენდა პოლივინილფტორიდის მიღებს, ხოლო ბურთულისებრ

134

ამომწოვში იყო 40 სმ სიგრძის პოლიდიმეთილსილოქსანური რეზინის გრძელი მილი. პოლიმერის ნაწილაკების უნარის შემოწმებამ განშრეგებაზე პოლიმერის დიმეთილსილოქსანის რეზინის მილიდან, რომელიც დამზადებული იყო *თხევადი ან გელწარმოქმნელი* მასალიდან აჩვენა, რომ პოლიმერის კონსისტენციას არ ჰქონდა მნიშვნელობა და ნაწილაკების მიგრაცია ყველა შემთხვევაში იყო ერთნაირი [19].

ლონდონის დიალიზის ორ ცენტრში. პოლისილოქსანის ნაწილაკის არსებობა აღმოჩენილი იქნა ღვიძლში 15 პაციენტიდან 5 პაციენტში. ეს ნაწილაკები იყო დაგროვილი ეპითელიოზურ გრანულებად [216]. ცნობილია აგრეთვე ანალოგიური შედეგები 7 პაციენტზე, რომლებიც მკურნალობდნენ ქემოდიალიზით 52-165 თვის განმავლობაში. სილოქსანი აღმოჩნდა ღვიძლში, ფილტვებში, ნაღველში, ლიმფურ კვანძებში, მკერდისა და ბეჭის არეებში [217].

აღნიშნული ცნობები საშუალებას იძლევა ვამტკიცოთ, რომ შემწოვი მილიდან მასალის ნაწილაკების განშრეგება საერთო ხასიათს ატარებს და ადრე მხედველობაში არ იყო მიღებული. აპლენომეგალიის განვითარება ინიცირებული იქნა ავადმყოფში, რომელიც მკურნალობდა ფირმა „Phone Pulene“-ის ქემოდიალიზატორით, სილოქსანური რეზინის მილებით [218]. აქვე აღწერილია ექსპერიმენტი, რომლის მსვლელობისას სილოქსანური რეზინის მილებში სისხლი გადის 250 მლ/წთ სიჩქარით, რაც ჩვეულებრივია შრატის დიალიზისას. 20 საათის შემდეგ სისხლში აღმოჩენილი იქნა სილიციუმი 35 მკ/დლ-ის რაოდენობით. ღვიძლის მიკროზონდურმა ანალიზმა აჩვენა სილიციუმის არსებობა [218].

მთელ რიგ შრომებში მტკიცდება სილოქსანური რეზინისაგან დამზადებული დიალიზატორის მილების მიზანშეუწონლობა, მითუმეტეს, რომ განშრეგებულ ნაწილაკებს შეუ-

ძლიათ სახსრების მიკროემბოლიის გამოიწვევა [217-219]. მიკროემბოლიის საშიშროება გამოწვეულია ორგანიზმში მიგრირებული სილიციუმორგანული მასალის მიგრაციით.

მიკროემბოლიის საფრთხე მოსალოდნელია ორგანიზმში სილიციუმორგანული მასალებიდან მიგრირებული ნაწილაკებით. მაგალითად, პოლიდიმეთილსილოქსანის გამოყენებამ რეცეპტურაზე, გაზის ბუშტების გასაქრობად ხელსაწყოზე, სისხლის ექსტრაოლარული ოქსიგენაციისათვის, გამოიწვია სიკვდილი, გულის სარქველის პროთეზის ჩანერგვის ოპერაციისას. ემბოლის მიკროსკოპულმა ანალიზმა გამოავლინა პოლიმერის ნაწილაკების მიწებება თვალის ბადურას კაპილარებში [220]. ამავე დროს ცნობილია, რომ გარკვეულ პერიოდში ხელსაწყოს გამოყენებით ჰიდროცეფალიის დროს შუნტირებისას, სილოქსანური რეზინის გამოყენებით, მნდება მაკროსკოპული დაბერების ნიშნები, გამოწვეული ფრაგმენტაციით. მაგრამ არც ერთი ქსოვილის ჰისტოლოგიურ ნაჭერში ღვიძლის, ნაღვლის ბუშტის, ბაეშვების ფილტვების (17 შემთხვევაში), რომლებსაც გაუკეთდათ მსგავსი მოწყობილობა, საშუალოდ 8 წლის განმავლობაში არ აღმოჩნდა პოლისილოქსანის ნაწილაკები, ან რეაქცია ანთებაზე, ფიბროზზე, გრანულომაზე და ა.შ., დამახასიათებელი რეაქციები მოზრდილი ადამიანებისათვის, ჰემოლიზის მეთოდით მკურნალობისას. ავტორის აზრით [221], ასეთი განსხვავება გამოწვეულია ბაეშვთა ასაკში ზურგის ტვინის სითხის სპეციფიკური აღნაგობით, ასევე ამ სითხის და სისხლის მოძრაობის სიჩქარით.

ჰიდროცეფალურ შუნტში სილოქსანური რეზინის წარმატებული გამოყენება, რომელიც შესრულდა 1955 წელს და დღემდე რჩება, არის სამედიცინო მოწყობილობა, სადაც სილოქსანური რეზინა არის ერთადერთი მისაღები მასალა. ეს

საშუალებას გვაძლევს ვივარაუდოთ, რომ მასალის თრომბო-მდგრადობის ხელისშემწეობ ერთ-ერთი ფაქტორს წარმოადგენს მისი მდებარეობა ორგანიზმში. შუნტის დიდი ნაწილი გაიყლის იმ ადგილში, სადაც ის ირეცხება ვენური სისხლით. ამის გამო შუნტის შიგა მხარეს სისხლი არ ეწებება, მაგრამ როგორც კი სისხლი ხვდება შემდგომ მიმოქცევაში, იწყება თრომბირება. ამავე დროს ცნობილია შუნტის გამოყენების ცდა, რომლის მიხედვით სისხლი მოხვდა არტერიიდან ვენაში და მილი დიდი ხნის განმავლობაში არ თრომბირებულა.

თრომბოგენურობის შესწავლისას სხვადასხვა მასალის – პოლიეთილენი, პოლისილოქსანი, პოლიენილქლორიდი და პოლიეთილენი შეერთებული სეგმენტის სახით ერთ მილში, რომელიც ჩანერგილი იქნა ძაღლის ვენაში, დადგინდა, რომ დაღეკილი ფიბროგენების და თრომბოციტების რაოდენობა ყველა შემთხვევაში შრატის მოძრაობის სინქარის უკუპროპორციულია [222].

ამრიგად, მნიშვნელობა აქვს აგრეთვე ენდოპროთეზის ფორმას, ვინაიდან ის გარკვეულად განსაზღვრავს შესაძლო პემოღინამიკურ მახასიათებლებს. ძირითადად გამოიყენება გულის სარქველის პროთეზები, რომელთაგან ყველაზე მეტად გამოსაყენებელია ისეთი კონსტრუქციები, როგორიცაა პროთეზები Starr-Edwards და Smeloff-Cuttera სფეროსებრი შეკრული ფორმით, რომლებიც მინიმალური ხარისხით იწვევენ სისხლის ნაკადის ტურბულენტობას [223].

აღსანიშნავია, რომ აორტის სარქველის პროთეზი გამოიყენება მასალის ან კონსტრუქციის სახით მოდიფიკაციის გარეშე. აღინიშნება თრომბოემბოლიის შემთხვევის მცირე პროცენტი, რაც აიხსნება არა მარტო ანტიკოაგულაციური თერაპიის გამოყენებით, არამედ პროთეზის საუკეთესო ფორმით [224].

თრომბოწარმოქმნის ინჰიბირების ერთ-ერთი მეთოდი წარმოადგენს პოლიმერული მასალის ზედაპირის გეპარინიზაცია (ცხრილი 12).

გეპარინირებული მასალის კლინიკური გამოყენება იზღუდება იმით, რომ ორგანიზმში შეყვანისას გარკვეული დროის განმავლობაში მიმდინარეობს ანტიკოაგულანტების დესორბცია, რაც იწვევს ჰემოლიზის აქტივაციას და თრომბოციტების ადჰეზიის გაძლიერებას. ამიტომ ნაკეთობები ასეთი მასალიდან, მაგალითად კათეტერები, მოწყობილობები ექსტრაკორპორალური სისხლის მიმოქცევისათვის გაანგარიშებულია მხოლოდ მოკლევადიანი იმპლანტირებისათვის.

ცხრილი 12

კაუნუკების ზედაპირის გეპარინიზაციის ეფექტი

კაუნუკი	პოლიმერის შედეგება სისხლში		ჰემოგლობინი $\frac{g}{l}$, მგ%	
	არაგეპარინიზირებული, წთ	გეპარინიზირებული, სთ	არაგეპარინიზირებული, წთ	გეპარინიზირებული, სთ
ბუტადიენ-სტიროლური	12	1	37	75
ნიტრილური	10	1	13	—
ეპკ	5	1	15	20
ფტორსილოქსანური	18	0,8	15	20
პოლიეთერურეთანური	6	1	22	36
სილოქსანური	15		5	40

იმ ფაქტორებს შორის, რომლებიც განსაზღვრავს მასალის ბიოლოგიურ გამოყენებას, ჰემოთავსებადობას, მნიშვნელოვანია ის, თუ როგორ ინარჩუნებს ეს მასალა ელასტიკურობას [225].

სახსროვანი პროთეზების ჩანერგვისას, რომელიც დამზადებულია პოლიფტორეთილენური მასალისაგან (Sore-Tex),

პოლიურეთანისაგან ბიომერი და სილოქსანური კაუჩუკისაგან დაფარული პიროლიტური ნახშირბადით ბიოლიტით, ძაღლის გვერდით ვენაში და შემდგომ ანალიზით ელექტრომაგნიტურ რეანგიომეტრზე ჩანერგვისას დაწყებით სტადიაზე დაადგინდა, რომ ისინი საკმაოდ ელასტიურები არიან. ორი კვირის განმავლობაში მათი ელასტიურობა იცვლება, რადგან ფიბროსომატური უჯრედები და მიკროფორები თხელი ფიბროზული ფირებით იფარება და ინფილტრაცია მცირებად დადგინდა, რომ თუ ბიომერის იმპლანტაციური მახასიათებლები მაღალია და პროთეზისა და არტერიის ელასტიურობას შეესაბამება, ტრომბომდგრადობას სილოქსანური მასალები ინარჩუნებენ უფრო დიდხანს, ვიდრე პოლიურეთანები და პოლიტეტრაფტორეთილები [226].

ამრიგად, სილოქსანური პროთეზების გამოყენების მრავალწლიანმა პრაქტიკამ აჩვენა, რომ ენდოპროთეზირებისას, სადაც კონტაქტი მყარდება ცოცხალ ქსოვილებთან, თხევადი გაუმყარებელი პოლისილოქსანის გამოყენება არ არის სასურველი.

თხევადი სილიციუმორგანული კომპოზიციები, ორგანიზმში გელის, ღრუბლისმაგვარი ან მყარი ელასტიური მასალის წარმოქმნით, უნდა შეიცავდეს მინიმალური რაოდენობით შეუკერავე მოკლეჯაჭვიან პოლიმერულ მოლეკულას, რომელსაც შეუძლია მიგრირება მოსაზღვრე ქსოვილებში. მათი გადანერგვა ხანმოკლე დროში არ არის მავნე ორგანიზმისათვის.

იმპლანტაციისათვის ყველაზე მეტად მისაღები მასალა არის სილოქსანური რეზინიდან მიღებული ელასტიური მასალა, რომლის ქსოვილ- და ჰემოშეთავსებადობა მით უკეთესია, რაც უფრო ნაკლებ კომპონენტებს შეიცავს ის.

დიდი მნიშვნელობა აქვს ადგილს, სადაც შეიყვანება იმპლანტატი და მის ფორმას.

ලිඪ්‍රෙරාඪ්‍රරා

1. Braley S.A. //Rubber Chem. Technol. 1971, v. 44, №2, p. 3633-380.
2. Южелевский Ю.А., Соколов С.В. //Журн. ВХО, 1985, т.30, №4, с. 455-461.
3. Южелевский Ю.А., Соколов С.В. //Журн. ВХО, 1982, т.27, №2, с. 12-18.
4. Южелевский Ю.А., Давыдова В.П., Лебедева З.С. и др. //Промышленность СК: НТИС, М.: ЦНИИТЭнефтехим, 1981, №1, с. 12-16.
5. Пат. 3663973 США.
6. Жигалкина И.Я., Смагин Е.Н. //Тез. докл. V Всесоюз. сим. Синтетические полимеры медицинского назначения: Рига, 1981, с. 14.
7. Bessette R.W., Casey D.M., Shalkin S.S. et al. //Ann. Plast. Surg., 1981, v.7, №6, p. 453-457.
8. Южелевский Ю.А. Силоксановые эластомеры медицинского назначения. Л.: Общество „Знание” РСФСР, 1985, с. 17.
9. Цацаниди К.Н., Южелевский Ю.А., Томадзе Г.Д. и др. //Хирургия, 1983, №1, с. 71-75.
10. Южелевский Ю.А., Лебедева З.С., Федоссева Н.Н. и др.//Каучук и резина, 1984, №4, с. 6-9.
11. Шевцов И.П., Колесов А.П., Кукушкин А.В., Южелевский Ю.А. и др. //Урология и нефрология, 1983, №6, с. 44-46.
12. Остренцова Н.И., Неверов А.Н. //Высокомол. соед., 1974, серия Б, т.16, с. 55-61.
13. Горшков А.В., Донцов А.А. // Каучук и резина, 1983, №8, с. 37.
14. Горшков А.В. и др. //Кабельная техника, 1981, №11, с. 5-10.

15. Лапина С.Я., Горшков А.В. Тез. докл. V Всесоюз. сим. Синтетические полимеры медицинского назначения: Рига, 1981, с. 36.
16. Gifford G.F., Mtrrill E.W., Morgan M. //J. Biomed. Mater. Res. 1976, v.10, p. 857-865.
17. Ward Th C,m Perry J.T. // J. Biomed. Mater. Res. v.15, №4, p. 511-525.
18. Boone J.L., Braley L.S. // Rubber Chem. Technol. 1966, v.39, №2, p. 1293-1297.
19. Rutovski R. Polym. Med. 1979, v,9, p. 131-134.
20. Swanson J.W.,m Lebeau J.E. // J. Biomed. Mater. Res. 1974, v,8, №5, p. 357-367.
21. Carmen R., Kahn P. // J. Biomed. Mater. Res. 1972, v.2. p. 457-464.
22. Weightman G.M. // J. Biomed. Mater. Res. 1972, v.3, №1, p. 15-24.
23. Ciddihy E.F., Mocanin J., Roschke E.J. // J. Biomed. Mater. Res. 1976, v.10, №3, p. 471-481.
24. Mayhan K.G., Bioles M.E., Simmons S.M. // J. Biomed. Mater. Res. 1973, v.7, №5, p. 405-418.
25. Chan S., Salzbrenner R., Predleki P. // J. Biomed. Mater. Res. 1973, v.7, №5, p. 485-488.
26. Платэ Н.А., Валуев Л.И. // Тез. докл. V Всесоюз. сим. Синтетические полимеры медицинского назначения: Рига, 1981, с. 133-134.
27. Rodney W.A. //Biomaterials. 1982, №3, p. 145-149.
28. Давыдова В.П., Южелевский Ю.А. Привитые сополимеры силоксанов виниловыми мономерами. // Промышленность СК: Тем. обзор. М.: ЦНИИТЭнефтехим, 1983, с. 40.

29. Singh H., Vasudeva P., Ray A.R.. // J. Sci Und Res., 1980, v. 39, №3, p. 162-171.
30. Долгопоск С.Б., Милошкевич В.П., Валецкий П.М. и др. //Высокомогл. соед., 1977, Сер. Б., т.10, с. 748-752.
31. Bostick E.E. //Polym. Preprints Am. Chem. Soc. 1969, v.10, №3, p. 877-892.
32. Saam J.C., Gordon D.J., Lindsey J.L. //Macromolecules, 1970, v.3, №1, p. 1-6.
33. Ковалев Г.Н., Райгордецкий И.М., Бахаева Г.П. и др. //Тез. докл. III Всесоюз. конф. по мембранным методам разделения смесей, Владимир, 1981, с. 43-45.
34. США, Пат. 3652475.
35. Nyilas E., Ward R.S. //J. Biomed. Mater. Res., 1978, v.11, №1, p. 69-74.
36. Rowe N., Spencer H., Bass S. //J. Hygiene Tox., 1948, №30, p. 332-335.
37. De Nicola R. //J. Urol. 1959, №63, p. 168.
38. Chem. Week., 1983, v. 132, №24, p. 84-85.
39. Lak H., Hammond G., Geha Q. //J. Nhorac. Cordiovasc. Surg., 1981, v.82, №1, p. 88-92.
40. Ashar B., Turcotte L.R. //TASAJO, 1981, v.27, p. 372-377.
41. Szycher M., Poirier V. //Ind. Eng. Chem., Prod. Rew. Devel., 1983, v.22, №4, p. 588-593.
42. Сервидис В.М., Южелевский Ю.А., Маруцкявичус Р.А. //Кровообращение / АН Арм. ССР, 1983, т. 15, №3, с. 54-56.
43. Южелевский Ю.А., Федосеева Н.Н. //В сб. Артеральные аневризмы сосудов. Л.: Медицина, 1983, с. 18-22.
44. Hilal S.K., et al. //Neuroradiol., 1978, v.16, p. 430-433.
45. Berenstein A., et al. //Radiol., 1979, v.132, p. 631-639.
46. Guilford W.B., Scatlift J.H. //Radiol., 1976, v.119, №3, p. 549-553.

47. Elastomerics. 1981, v. 113, №1, p. 41-45.
48. Mosso J.A., Rand R.W. //Radiol, 1974, v. 112, №3, p. 761-764.
49. Turnes R.D., Rand R.W., Bentson J.R. et al. //J. Urol., 1975, v. 113, №4, p. 455-459.
50. Wolf K.J. //Forschr. Rontgenstr., 1979, v. 131, №5, p. 511-519.
51. Barth K.H., Strandberg J.D., Starr E.L., et al. //Invest. Radiol., 1974, v.19, №6, p. 517-522.
52. Digby J.M. //The Hand, 1982, v.14, №3, p. 326-328.
53. Corrin B. //J. Chem. Pathol, 1982, v.35, №8, p. 901-902.
54. Ekfors T.O., Aro H., Maki J. et al. //Arch. Pathol. Lab. Med., 1984, v. 108, №3, p. 225-227.
55. Nalbandian R.M., Swanson A.B., et al. //JAMA. 1982, v.25, №9, p. 1195-1198.
56. Eilen O., Necking L.E. //Scand. J. Plast. Reconstr. Surg., 1983, v.17, №3, p. 253-255.
57. Kroman-Andersen C., et al. //Ureskr. Larg., 1981, v.143, №5, p. 269-270.
58. Amadio P.C., Millinder L.H., Smith R.J. //Hand Surg., 1982, v. 7, №3, p. 237-244.
59. Hedeboe J. // Scand. J. Plast. Reconstr. Surg., 1982, v.16, p. 87-89.
60. Ramokrisgana B., D'netto D., Sethu A.U. //J. Bone Joint Surg., 1982, v.64, p. 361-363.
61. Nabandian R.M. // J. Bone Joint Surg., 1983, v. 65, №2, p. 280-281.
62. Grande W.J., Helal B. //The hand, 1983, v.15, №1, p. 43-57.
63. Elastomerics. 1982, c.114, №9, p. 31-34.
64. Wirth C.J. //Actual Probl, Vhir. Orthop., 1983, №25, p. 70-75.
65. Addante J.B. //J. Foot Surg., 1982, v.21, №2, p. 91-95.
66. Doden W., et al. //Doc, Ophthalmol., 1981, v. 50, №2, p. 243-253.
67. geisland J.P., et al. //Transfusion, 1980, v. 20, №6, p. 711-713.

68. Eekhaut M., Verstreken J. //Acta Orthoped. Belg., 1980, v. 46, №2, p. 177-188.
69. Jakubik J., Trejnal J., Hasman L. //Acta Chir. Plast., 1976, v.18, №4, p. 153-160.
70. Engel J. et al. //The Hand. 1977, v.9., №2, p. 153-156.
71. Szadok K. //Polim. Medyc., 1979, v.9. №4, p. 187-207.
72. Vinnik C.H. //Jama, 1976, v. 236, №8, p. 959-960.
73. Lewis C.M. //Plast Reconstr. Surg., 1980, v. 66, №1, p. 134-136.
74. Chastre J. //New Wngl. Med., 1983, v. 308, №13, p. 764-767.
75. Christ J.E. //Plast Reconstr. Surg., 1982, v.69, №2, p.337-339.
76. Polym. News. 1980, v.6, №3, p. 116.
77. Гербова Л.В., Рушанова И.М. Производство изделий медицинского назначения на основе силоксановых каучуков. М.: ЦНИИЕЭнефтохим, 1982, 44 с.
78. Backer J.L., et al. // Plast Reconstr. Surg., 1978, v. 61, №2, p. 297.
79. Kossovsky N., Hegggers J.P., Parsons R.W. et al. // Plast Reconstr. Surg., 1983, v. 71, №6, p. 795-804.
80. Capozzi A., Pennisi V. // Plast Reconstr. Surg., 1981, v.68, p. 512-518.
81. Worton E.W. et al. // Plast Reconstr. Surg., 1980, v.65, №3, p. 302-306.
82. Ellinberg A.H., Braun H. // Plast Reconstr. Surg., 1980, v.65, №3, p. 307-313.
83. Туманов В.П., Вишневецкий А.А., Оленин В.П. и др. //Арх. патол., М.: Мед., 1984, т.46, №6, с. 40-47.
84. Roussel J.G., Prins J.G., // Surg., 1982, v.92, №5, p. 906-909.
85. Priebe C.J. et al //Surg. 1977, v.82, №5, p. 569-572.
86. Wassermann K. et al. //The Chest., 1979, v.175, №1, p. 78-81.
87. Leeper H.M., Wright R.M. //Rubb Chem. Technol., 1983, v.56, №3, p. 523-526.

88. Berenstein E., Nulsen F.E., Splitz E.B. //J. Surg. Res., 1963, v.3., p. 497.
89. Angelchik J.P., Cohen R. //Surg Gynec. Obstels., 1979, v. 148, №2, p. 246-249.
90. Bernardini R. //Minerva Dietol, Safroent., 1982, v.28, №2, p. 137-141.
91. Kron B. //Chir (Paris), 1977, v.103, №7, p. 470-477.
92. Cameron J.-L, m et al. //Surgery, 1983, v.94, №2, p. 324-330.
93. Dufour B., Siondel Ph. //J/ d'Urol, 1974, v.80, №6, p. 525-534.
94. Ferrando U. et al. //Minerva Urol. (Paris), 1978, v. 30, №1, p. 33-35.
95. Confer D.-J., Beall M.E. //J. Urol., 1981, v.126, №5, p. 605-608.
96. Farina R. et al.//Aesth. Plast. Surg., 1982, v.6, №3, p. 165-168.
97. Ferrando U. et al. //Minerva Urol. (Paris), 1978, v. 30, №1, p. 33-35.
98. Kirdeni R., J. //J. Med. Primatol., 1981, v.10, №1, p. 52-54.
99. Просп. Ф. //Dow Corning Internat/ Ltd.:Экспресс-информация. М.:ЦНИИТЭнефтохим, сер. Рез. обуви и лат. пром., 1978, №9, с. 10-11.
100. Reed T.P., Erb R. //Obstch. Gynec., 1983, v.61, №3, P. 388-392.
101. Frish E.E. //Rubb. Chem. Technol., 1983, v. 56, №2, p. 482-183.
102. Adegbite A.B., Kenneth B. S., Paine W.E. et al. //J. Neurosurg., 1983, v. 52, v.52, №2, p. 295-297.
103. Graig R.G. et al. //Brit., J. Plast. Surt., 1975, v.28, №1, p. 67-70.
104. Урабё Ё. //Корё Дзайрё, 1979, т.27, №9, с. 61-64.
105. Mohier L.R., Portefield H.W., Ferraro D.W. //Arch. Surg.,1976, v. 111, №4, p. 452-455.
106. Брусова Л.А., Покровский И.Я., Карпухина Н.И. // Тез. докл. V Всесоюз. сим. Синтетические полимеры медицинского назначения: Рига, 1981, с. 19-20.

107. Habal M.B., Chalian V.A. // J. Biomed. Mat. Res., 1976, v.10, №4, p. 529-536.
108. Kent K., Beekroff W.A. // J. Surg. Oncol., 1982, v.19, №3, p. 176-187.
109. Sher M.R. //J.Oral. Surg., 1976, v.34, №10, p. 919-920.
110. Howe D.J. //J. Oral. Surg., 1979, v.37, №1, p. 59-62.
111. Muchnick R.S., et al. //Am. J. Ophthalmol., 1979, v.89, №5, p. 889-897.
112. Cohen S. //S. Afr. Med. J., 1982, v. 61, №19, p. 690-692.
113. Finger W., et al. //Scand. J. Dent. Res., 1983, v. 91, №1, p. 61-65.
114. Taicher S. //J. Prosth. Dent., 1982, v. 48, №5, p. 5622-564.
115. Masella R.B., et al. //J. Prosth. Dent., 1975, v.33, №3, p. 250-257.
116. Segall B.W., et al. //J. Prosth. Dent., 1982, v. 17, №1, p. 85-87.
117. Goldstein C.R. //J. Prosth. Dent., 1976, v.36, №4, p. 368-372.
118. Kasman T., et al. //Oral Surg., 1977, v.43, №4, p. 607-614.
119. Neel H.B., Whicker J.H., Lake Cl. F. //Laryngoscope, 1976, v.86, №4, p. 524-536.
120. Fanous N., Baxter J.D. //I. Otolaryn., 1978, v.7., №6, p. 5441-544.
121. Богданова Т.В. Журнал ушных, горловых и носовых болезней. Киев: Здоровье, 1979, №4, с. 11-15.
122. Raz S,m et al. //Ann. Otol Rhinol. Laryngpl., 1977, v.86, №3, p. 369.
123. Taicher S., Bergen St.F. //J. Prosth. Dent., 1981, v.64, №1, p. 71-77.
124. Grisius R.J., et al. //J. Prosth.Dent., 1974, v.32, №3, p. 300-306.
125. Ossoff R.H., et al. //Otolaryngol., Head, Neek Surg., 1982, v.90, №2, p. 223-225.
126. Teightmeir R.E. //Plast. Recinstr. Surg., 1977, v. 60, №1, p. 131-138.

127. Neuhaus R.W., Shorr N. //Am. J. Ophthalmol., 1982, v. 94, №3, p. 408-411.
128. Vistness L.M. //Am. J. Ophthalmol., 1977, v. 83, №4, p. 577-581.
129. Bedrossian R.H. //Ophthalmol. Surg., 1979, v.10, №9, p. 39-44.
130. Bedrossian R.H. // Ophthalmol., 1978, v. 85, №8, p. 873-874.
131. Wizma R.A. //Am. J. Ophthalmol., 1983, v. 95, №4, p. 495-497.
132. Mortada A.M. //Bull. Ophthalmol., Soc. Egypt., 1974, v. 67, №71, p. 119-125.
133. Hahn J.H., Lincoff A. //Am. J. Ophthalmol., 1979, v.87, p. 180-185.
134. Karel J. //Cesk. Oftal., 1982, v. 38, №3, p. 151-161.
135. Dotvelova D. //Cesk. Oftalmol., 1982, v. 38, №3, p. 208-211.
136. Till P., Heilig P. //Klin. Monatsbl. Angenheilkd., 1983, v. 181, №5, p.320-322.
137. Zayed A., Shalash B., Amalric P. //Brit. J. ophthalmol., 1975, v. 59, №2, p. 78-80.
138. Heiman K. //Klin Monatsbl. Angen heilkd, 1979, v.175, №4, p. 562.
139. Ore S., Sebestyen J., Stone W., et al. //Surgery, 1962, v.52. №2, p. 385-390.
140. Ruendermann A.D. //Trans. Am. Ophthalmol., 1974, v.72, p.329-360.
141. Полимеры медицинского назначения. Под. ред. Саноо Манату. М.: Медицина, 1981, 245 с.
142. Chem. Business. 1983, v.223, №6, p. 35-36.
143. Chem. Week. 1970, v.125, №14, p. 38-39.
144. Elastomerics. 1985, v.117, №7, p. 34-35.
145. Lee W. //Design News. 1981, v. 37, №24, p. 32-33.
146. Rubb. Plast News. 1981, v.11, №7, p. 11-13.
147. Rawls R. //Chem. Eng. News. 1981, v.59, №1, p. 23-24.

148. Nathan P., Robb E.C., Dressler D. et al. //Burns, Incl. Therm.Inj., 1982, v.8, №5, p. 328-332.
149. Chem. Week. 1982, v.130, №1, p. 48.
150. Jannas J.V., Burne J.F., Orgill D.P., et al. //Science. 1982, v.215, №4529, p. 174-176.
151. Gogolewski S., Pennings A.J. //macromol. Chem., Rapid Commun., 1983, v.4, №4, p. 213-219.
152. Perkins K., et al. //Burns Ind. Therm. Inj., 1983, v.9, №3, p. 201-204.
153. Nichter L.S., et al. //Am. J. Syrg., 1983, v.146, №2, p. 283-284.
154. Halal B., Chapmen R., Eliis M., et al. //J. Bone Joint Surg., 1982, v. 64 B., №1, p. 67-69.
155. Gledhill T., et al. //Canad. Mes. Assoc. J., 1983, v.128, №6, p. 685.
156. Wood R.A. //Brit Surg., 1974, v.61, №11, p. 921.
157. Frobel W.J., Kohulein H.E., Treussch J. //Landesbl. Arch. Chir., 1984, v. 364, p. 313-316.
158. Joung H.L., Wheeler M.H. //Brit. J. Surg., 1982, v. 69, №1, p. 33-34.
159. Smith R. C., et al. //Anstr. New Leal J. Surg., 1981, v. 51, №4, p. 354-357.
160. Brossy J.J. //S. Afr. Med. J., 1981, v. 59, №16, p. 559-560.
161. Shukia G.S. //Indian J. Med. Res., 1983, v. 77, p. 150-153.
162. Eliot D., Tucker P.E. //Brit. J. Radiol., 1983, v. 50, №662, p. 128-129.
163. Wood R. A., Hufhes L. // Brit. Med. J., 1975, v.4, №5989, p. 131-133.
164. Eldrup J. //Ugeskr. for Leag. 1985, v. 147, №5, p. 408-409.
165. Wood R. A., et al. //British J. Surg., 1977, v. 64, p. 554-557.
166. Воронков М.Г., Зелган Г.И., Лукевиц Э.Я. Кремний и жизнь. Рига.: Знание, 1978, 159 с.
167. Meester W.D., Swanson A.B. //J. Biomed. Mat. Res., 1972, v. 6, №3, p. 193-199.
168. Smehel J., Meyer V. //The Hand. 1983, v. 15, №1, p. 47-53.

169. Backer J.L., Levier R.R., Spielvogel D.E. //Plast. Reconstr. Surg., 1982, v. 69, №1, p. 56-60.
170. Vargas A. //Plast. Reconstr. Surg., 1979, v. 64, №2, p. 252-253.
171. Gordon M., Bullough P. //J. Bone Joint Surg., 1982.
172. Metlaga B.F., Yasenchak L.P., Salthouse Th.N. //J. Biomed. Mat. Res., 1976, v. 10, №3, p. 391-397.
173. Mc. Dowell J. //Plast. Reconstr. Surg., 1983, v. 71, №2, p. 251-253.
174. Achauer B.M. // Plast. Reconstr. Surg., 1983, v. 71, №2, p. 251-253.
175. Ferreira M.C., Spina V., Iriya K. //Brit. J. Plast. Surg., 1975, v. 28, №3, p. 173-176.
176. Ellenbogen R., et al. //JAMA, 1975, v. 2134, p. 308-309.
177. Lichterman J. // Plast. Reconstr. Surg., 1976, v. 57, №4, p. 517-520.
178. Okano Y., Nishika M., Sato A. //Ann. Pheum. D.m 1984, v. 43, №3, p. 520-523.
179. Wustrack K.O., Larm H.A. // Plast. Reconstr. Surg., 1976, v. 63, №2, p. 224-229.
180. Mukai N., et al. //Canad. J. Ophth., 1975, v. 10, №3, p. 391-402.
181. Haut J., Ullern M., Sichler D. //Bull. Soc. Ophthalm. Er., 1981, v. 81, №11, p. 902-912.
182. Monillean D., Soursille Ph., Bakoff Y., et al. // Bull. Soc. Ophthalm., 1983, v. 83, №3, p. 461-464.
183. Blocksma R.// Plast. Reconstr. Surg.
184. Masson Ch.L., Dessart B., Rochet M. //Ann. Chir. Plast., 1982, v.27, №4, p. 369-737.
185. Masom J. //Arch. Dermatol., 1981, v.117, №6, p. 366-367.
186. Oneal R.M. // Plast. Reconstr. Surg., 1979, v.64, №5, p. 700.
187. Brandt L., Breiting L., Shristensen M., et al. //Scand. J. Plast. Reconstr. Surg., 1984, v.18, №3, p. 311-316.
188. Baruch J., Wechsler J., Bodin B., et al. //Amn. Chir. Plast., 1982, v.17, №2, p. 183-184.

189. Hausner R.J., Schoen F.J., Mendes M.A., et al. //Arch. Fathol Lab. Med., 1981, v.105, №7, p. 371, 372.
190. Leong A.S., path M.R., Disney A.P., et al. //The New Eng. J. Med., 1982, v. 306, №3, p. 135-140.
191. Worsing R.A., et al. //J. Bone Joint Surg., 1982, v. 64 A, №4, p. 581-585.
192. Chrisbe A.J., et al. //JAMA, 1977, v. 137, p. 1463-1464.
193. Swanson A.B. //The Hand. 1983, v.15, №3, p. 359-362.
194. Swanson A.B. // JAMA, 1977, v. 238, №9, p. 939-943.
195. Treumer H. //Klin. Monatsbl. Angenheilkd. 1979, v. 174, №2, p. 282-283.
196. Hameed K., Ashfag S., Waugh D.O. //Arch. pathol., 1968, v.86, №5, p. 520-525.
197. Aptekar R.Y., Davie J.M., Cattel H. //Clin. Orthop., 1974, v. 98, p. 231-232.
198. Riddey M.J., Jones R.S. // J. Oral. Surg., 1978, v.36, №8, p. 616-617.
199. Colosi N.J., Janoff M. // J. Ophthalm., 1977, v. 83, №4, p. 504-507.
200. Meritt K., Shafer J.W., Brown St.A. //J. Biomed. Mat. Res., 1979, v.13, p. 101-108.
201. Rouchy M.Y. // Fr., 1974, v.12, p. 1185-1191.
202. Brommer A., et al. // Bull. Soc. Ophthalmol., 1980, v.80, №8-9, p. 651-653.
203. Liotet S., Vidal R., Harmard H. //J. Fr. Ophthalmol., 1979, v.2, №11, p. 633-639.
204. Brandt E., Breiting L., Christensen M., et al. //Scand J. Plast. Reconstr. Surg., 1984, v.18, №3, p. 311-316.
205. Millender L.H., et al. //J. Bone Joint Surg., 1975, v.75 A, №6, p. 825-830.

206. Williams K., Walton R.L. //Bunkis J. *Plast. Reconstr. Surg.*, 1983, v. 71, №3, p. 260-261.
207. Hoffman M. //Ann. *Plast. Surg.*, 1981, v.7, №6, p. 484-486.
208. Kolobog T., et al. //J. *Biomed. Mat. Res.*, 1977, v.11, №4, p. 471-481.
209. Chaula A.S., et al. //J. *Biomed. Mat. Res.*, 1984, v.1, №5, p. 535-545.
210. Kolobov B.M. //ГАСАЖО, 1974, v. 20 А., p. 269-277.
211. Growski C.J. //Rub. *World*. 1982, v. 185, №4, p. 40-41.
212. Zabojszcz W.M. //Polim. *Medyc.*, 1978, v.8, №4, p. 193-197.
213. Шерстнев П.Л. *Полимеры в медицинской технике*. Мю: Медицина, 1980, 365 с.
214. Boros St.Y. //Pediatrics. 1975, v.56, №6, p. 981-986.
215. Clawson C.C., et al. // *Pediatrics*. 1978, v.65, №2, p. 702-705.
216. Parfrey B., et al. //Lancet. 1981, v.1, p. 1101-1102.
217. Bommer Y., et al. // *Lancet*. 1981, v.1, p. 1314.
218. Bommer J., Rit E., Waldheer R. //The *New Engl. J. Med.*, 1981, v. 305, №18, p. 1077-1079.
219. Leong G.N. //Lancet. 1981, v.2, №8139, p. 210-214.
220. Williams J.M. //Brit. *J. Ophthalmol.*, 1975, v.59, №2, p. 81-91.
221. Variend S., Wilkins B.M., Bayston R. //Lancet. 1982, v.2, №8308, p. 1162.
222. Lelah M., Lambrecht L.K., Cooper St. //J. *Biomed. mat. Res.*, 1984, v.18, №5, p. 475-496.
223. Roberts W.A., Facc M.D. //Am. *J. Cardiol.*, 1976, v.38, №5, p. 633-641.
224. Sarma R., et al. // *Am. J. Cardiol.*, 1977, v. 40, №3, p. 338-344.
225. Falb R.D., Grode Y.A., Leininger R.J. //Rub. *Chem. Technol.*, 1966, v.39, №4, p. 1288-1292.
226. White R., Goldberg L., et al. *Biomed. Mat. Dev. Artif. Org.*, 1983, v.11, №1, p. 12, 39.

III. სილიციუმორგანული მასალები სტომატოლოგიაში

დაკარგული ან გატეხილი კბილების ხელოვნურით შეცვლა უძველესი დროიდან მოდის. ჯერ კიდევ ჩვენს წელთაღრიცხვამდე რამდენიმე საუკუნის წინ, ხელოვნურ კბილებს სპილოს ძვლისაგან ან სხვადასხვა ცხოველის კბილებისაგან ამზადებდნენ.

1807 წელს, 4500 წლის წინ მცხოვრები ეგვიპტის ფარაონის – ხეფრესის პირამიდის გათხრისას, ნაპოვნი იქნა ხის სტომატოლოგიური პროთეზი, რომელიც მუმიის გვერდით იდო. უძველესი ქალაქის, სიდონის (მე-3 საუკუნე ჩვენს წელთაღრიცხვამდე) გათხრებისას აღმოაჩინეს თანამედროვე ხიდის მსგავსი პროთეზი.

ეტრუსკების სამარხებში (ეტრუსკები იტალიაში ცხოვრობდნენ ჩვენს წელთაღრიცხვამდე ათასი წლის წინათ) აღმოაჩენილი იქნა ოქროს კბილების პროთეზები.

რომის იმპერიის პერიოდში პროთეზირებისათვის ფართოდ გამოიყენებოდა ოქრო, სპილოს ძვალი, კამეჩის ძვალი, ხე. ასეთ კბილებს აბრეშუმის ძაფით ამაგრებდნენ პაციენტის საკუთარ კბილებზე.

მე-8 საუკუნეში ხელოვნური კბილების დამზადება დაიწყო და სადაფისაგან, იმავე საუკუნის ბოლოს კბილის საექიმო საქმეში გამოჩნდა – ფაიფურის კბილები, მაგრამ თითქმის ნახევარი საუკუნე დასჭირდა იმას, რომ მას პრაქტიკიდან საბოლოოდ განედევნა ცხოველების ძვლებისაგან გაკეთებული კბილები.

1774 წელს პარიზის მეცნიერებათა აკადემიამ გასცა პატენტი ფაიფურის კბილების გამოგონებაზე. 1756 წელს ყბის ანაბეჭდის ასაღებად დაიწყო სანთლის და ლუქის გამოყენება. 1840 წელს კი ამ მიზნით გამოიყენეს თაბაშირი, რამაც

შესაძლებელი გახადა კბილების ზუსტი ასლის მიღება. 1825 წელს გამოყენებული იქნა აგარ-აგარის მასა, შემდეგ კი გაჩნდა ახალი თვისებების მქონე მრავალი სხვა მასალა კბილის ტექნიკისათვის.

მე-19 საუკუნის 40-იან წლებს ეკუთვნის მნიშვნელოვანი გამოგონება, რასაც დიდი შედეგი მოჰყვა მეცნიერებისა და ტექნიკის განვითარებაში. ჩარლზ გუდიერმა დაამუშავა კაუჩუკის ვულკანიზაციის მეთოდი. ამის შემდეგ შესაძლებელი გახდა მსხერევადი კაუჩუკი დრეკადი, მოქნილი რეზინი გამხდარიყო და კაუჩუკი მყარად შევიდა ყოველდღიურ ხმარებაში.

კბილების პროთეზირებისათვის კაუჩუკით პირველად ისარგებლა ფრანგმა დელაბერმა 1848 წელს, ხოლო ორი წლის შემდეგ ამერიკელმა პეტმენმა იგი საბოლოოდ შეიტანა კბილის სამკურნალო პრაქტიკაში. კაუჩუკისაგან დაწყეს კბილებისა და ყბების დამზადება, მაგრამ კაუჩუკს დიდი ნაკლი აღმოაჩნდა – კაუჩუკის პროთეზი შთანთქავდა მიკრობებს, რომლებიც პირის ღრუში ვითარდებოდნენ, იწვევდნენ ლორწოვანი გარსის გაღიზიანებას. ამიტომ გრძელდებოდა ძიება ხელოვნური კბილებისა და პროთეზისათვის უფრო სრულყოფილი მასალის მოსაპოვებლად.

პლასტმასების გამოჩენამ შესაძლებელი გახადა დასმული ამოცანის წარმატებით გადაჭრა.

პირველად კბილების პროთეზირებისათვის გამოიყენეს ცელულოზი, მაგრამ მალე გამომჟღავნდა მისი უვარგისობა. პროთეზი მალე იცვლიდა ფერს, ხშირად ტყდებოდა, ჰქონდა კამფორის სუნი და გემო.

30-იან წლებში კბილის პროთეზების გასაკეთებლად გამოიყენეს ფენოპლასტი. მაგრამ მანაც არ გაამართლა, ადვილად იმტვრეოდა და ფერს იცვლიდა.

როდესაც დაიწყო პოლიაკრილატის გამოშვება, მან მაშინვე მიიქცია სტომატოლოგებისა და კბილის ტექნიკოსების ყურადღება, ვინაიდან იგი ადვილად იღებდა სხვადასხვა ფერს, სასიამოვნოდ „ცოცხლად“ ბრწყინავდა, არ შთანთქავდა საჭმლის ნარჩენებსა და მიკრობებს, მჭიდროდ ეკვროდა რბილ ქსოვილებს. ამავე დროს ის იყო ელასტიური და მაგარი.

მაგრამ მაშინ ამ პლასტმასიდანაც ვერ მოხერხდა პროთეზისათვის სრულად გამოსადეგი მასალის მიღება. მხოლოდ AKP-7-ის (აკრილური ფისები) რეცეპტურამ დააკმაყოფილა მედიკოსებისა და პაციენტების მოთხოვნები.

უნდა დამზადებულიყო მასალა, რომელსაც ექნებოდა საჭირო სიმაგრე, ელასტიკურობა, არ დაიშლებოდა ნერწყვით და იაფიქნებოდა. გარდა ამისა, უნდა შემოწმებულიყო, ჰქონდა თუ არა AKP-7-ის ორგანიზმზე მათეზე უემოქმედება. ამისათვის საპროთეზო მასალისაგან დაამზადეს გამონაწველილი და მას საკეებში უმატებდნენ ბაჭიებს, ზღვის გოჭებსა და ვირთაგვებს. ცხოველებს რაიმე ცვლილება არ აღენიშნებოდათ, მკვირცხლად გამოიყურებოდნენ და მადიანად ჭამდნენ. ცხოველებზე აკრილატების მოქმედების მრავალმა გამოკვლევამ და მისმა ქიმიურმა ანალიზმა გვჩვენა, რომ ის სრულიად უვნებელია.

მილიონობით ადამიანი ხმარობს პოლიაკრილატებისაგან დამზადებულ პროთეზებს და კბილებს. პოლიაკრილატებისაგან დამზადებული ყბა ძნელად განირჩევა ბუნებრივისაგან – ის კარგად იღებება საკუთარი კბილების ფერად.

პლასტმასებისაგან აკეთებენ ჩამოსასხმელ კბილებს და კბილებს შტიფტზე, გვირგვინებს, მოსახსნელ პროთეზებს. პლასტმასა ინარჩუნებს ფერს და არ შთანთქავს პირის ღრუს შიგთავსს. პლასტმასის პროთეზები და კბილები პირ-

ში შეიძლება დიდხანს დარჩეს. აკრილური პლასტმასების გამოყენებით წარმატებით ტარდება ყბის პლასტიკური ოპერაციები.



პოლიმერებმა შედარებით დიდი გამოყენება ჰპოვეს ორთოპედიულ სტომატოლოგიაში – პროთეზირებაში. როგორც ცნობილია, კბილი-პროთეზები უნდა დამზადდეს განსაკუთრებული სიზუსტით, რომელიც უნდა შეესაბამებოდეს ყბის ფორმას, აგრეთვე კბილების მდებარეობასა და განლაგებას. მოდელი მზადდება ყბისა და კბილის ანაბეჭდისაგან.

პოლიმერები არის ნივთიერებები, რომელთა მოლეკულები შედგება ერთმანეთთან კოვალენტურად დაკავშირებული მონომერებისაგან – დიდი რაოდენობის განმეორებადი რგოლებისაგან, რომელთა შემადგენლობაში შედის ნახშირბადი, წყალბადი და სხვა ელემენტები და რომლებიც მიიღება პოლიმერიზაციის, პოლიმერთების და პოლიკონდენსაციის რეაქციებით. სტომატოლოგიაში გამოიყენება პოლიმერები, რომლებიც ოთახის ტემპერატურაზე მყარდება რამდენიმე წუთის განმავლობაში.

მყარი ბაზისური პოლიმერები გამოიყენება მოსახსნელი პლასტიკური და რკალური (ბუგელური) პროთეზებისათვის.

ელასტომერები გამოიყენება ელასტიური საფენად კბილის კომბინირებულ ბაზისურ პროთეზებში.

აკრილატის, პოლიკარბონატის, ცელულოზის საფუძველზე ამზადებენ დროებით არამოსახსნელ პროთეზებს.

კბილების აღსადგენად გამოიყენებენ მოსაპირკეთებელ პოლიმერულ მასალებს კერამიკის საფუძველზე.

პოლიმერები, რომლებიც სტომატოლოგიაში გამოიყენება, პიდროფობურია. ეს პოლიმერები დაცული უნდა იყოს ნესტისა და ჭუჭყისაგან.

პოლიმერის მექანიკური თვისებების გასაძლიერებლად მის სტრუქტურაში ამატებენ არაორგანულ შემავსებელს. ამგვარად, დასაპლომბი პოლიმერული მასალა შეიძლება იყოს შევსებული და არაშევსებული. არაორგანული შემავსებელი ამცირებს პოლიმერიზაციულ დაჯდომას, ზრდის მდგრადობას ცვეთის მიმართ.

ტვიფრების დასამზადებლად იყენებენ სხვადასხვა მასალას, მათ შორის პოლიმერებსაც. პირველად ამ მიზნით გამოიყენეს გუდაპერჩა, მაგრამ მას აქვს რამდენიმე უარყოფითი მხარე. გუდაპერჩა – პოლიიზოპრენი (C_5H_8)_n ხვედრითი მასით 0,96 – 0,99 – დღეს გამოიყენება როგორც ტვიფრის ერთ-ერთი კომპონენტი.

ამჟამად შემოთავაზებულია სხვადასხვა კლასის ტვიფრების სხვადასხვა რეცეპტურა, რომლებიც დამზადებულია ეპოქსიდური ფისის ბაზაზე:

ეპოქსიდური ფისი (ЭД-5) ----- 100 გრ.

ეპოქსიდური ფისი (ЭД-6) ----- 23.0 გრ.

ბრინჯაოს ფხვნილი ----- 2.00 გრ.

სედან III (სადებავი) ----- 0,03 გრ.

სილიკონური პოლიმერის ბაზაზე დამზადებულია მასალა *სიელასტი*, რომელიც შედგება პასტის – №1 და №2 ინიციატორისაგან. პასტის მასა შედგება შემდეგი კომპონენტებისაგან:

პოლიმეთილსილოქსანი	-----	59,9%
მაგნიუმის ოქსიდი	-----	22%
სილიციუმის დიოქსიდი	-----	8%
რედოქსაიდი	-----	0,05 %

ინიციატორად იყენებენ დიბუტილ - დილაურინატისა და ტეტრაეტოქსისილანის ნარევეს. პლასტიფიკატორად გამოიყენებენ ვაზელინის ზეთს. სიელასტი ყბის არეში ეულკანიზირდება 2 - 5 წუთის განმავლობაში, ამიტომ ეულკანიზაციის სინქარე დამოკიდებულია ყბის არეში შეტანილი მასის რაოდენობაზე. სიელასტი არ იძლევა ნარჩენებს და საკმაოდ თერმოსტაბილურია. სიელასტის ეს თვისება საშუალებას იძლევა ჩამოვასხათ მოდელები როგორც თაბაშირიდან, ისე ადვილადდნობადი შენადნობებიდან.

ცნობილია სილიკონის ბაზაზე დამზადებული შემდეგი პოლიმერული მასალები: Dendia Gum (აესტრია), Elasticon (აშშ), Impressional (გერმანია), Dentaflex (ჩეხოსლოვაკია). ორწრიანი საანაბეჭდო მასალა კერამიკული და ბიგელისებრი კბილის პროთეზების საფუძველად გამოიყენება კაუჩუკი, რომელმაც შედარებით გაამარტივა წარმოება და გააუმჯობესა პროთეზების ხარისხი. ამ მიზნით გამოიყენება სინთეზური კაუჩუკი გოგირდის დანამატით გამყარებისათვის (2 ნაწილ კაუჩუკზე - 1 ნაწილი გოგირდი) და სინგური - ყბის ძვლის შესაბამისი ვარდისფერის მისაცემად.

მაღალმოლეკულურ ნაერთთა ქიმიის განვითარება არ შემოიფარგლება მხოლოდ ნახშირბადის და ორგანოგენური ელემენტების (უანგბადი, ჰალოგენი, აზოტი, გოგირდი) პოლიმერების მოლეკულების ასაგებად.

სილიციუმი იყო პირველი ელემენტი, რომელიც კ. ანდრიანოვი (1937 წელს) გამოიყენა არაორგანული მთავარი

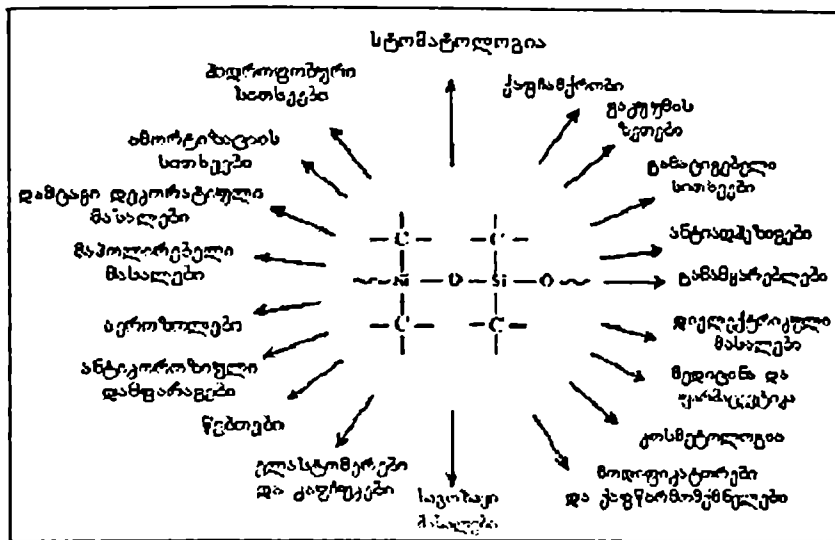
ჯაჭვის მოლეკულაში, რომელშიც სილიციუმისა და უანგბადის ატომები არიან განლაგებული მონაცვლეობით, ხოლო სილიციუმის ატომებთან დგას სხვადასხვა ორგანული რადიკალები.

ასე გაჩნდა ახალი კლასი სილიციუმორგანული ნაერთებისა, რომელთაც ეწოდათ პოლიორგანოსილოქსანები. სილიციუმის საფუძველზე მიღებული პოლიმერები არ არის ცნობილი ბუნებაში და წარმოადგენს ნამდვილად სინთეზური ნაერთების კლასს.

პოლიორგანოსილოქსანები წარმოადგენს პირველ პოლიმერებს, რომლებიც პასუხობს თანამედროვე მრეწველობის სხვადასხვა დარგის მზარდ მოთხოვნებს.

ორგანოსილოქსანების მოლეკულური სტრუქტურის ცვლილება, პოლიმერული ბადის სიმკვრივე, მოლეკულების ზომა და ფუნქციონალობა საშუალებას იძლევა მიღებული იქნეს ხისტი პლასტიკები, კაუჩუკები, შემზეთი მასალები, ფხვნილები სხვადასხვა სიბლანტის სითხეები. მიღებული მასალების ფიზიკურ-ქიმიური თვისებები (თერმომედეგობა, სიმტკიცე და მდგრადობა ატმოსფერული მოვლენების მიმართ და სხვა) შეიძლება შეიცვალოს დასმული ამოცანის მიხედვით.

პოლიორგანოსილოქსანები თავისი უნივერსალობის წყალობით წარმოადგენს მრავალი მასალის მნიშვნელოვან ინგრედიენტს.



გასული საუკუნის მიწურული ხასიათდება სტომატოლოგიური მასალათმცოდნეობის სწრაფი განვითარებით და დასაპლომბი მასალებისადმი ახალი მიდგომით. ფართო გამოყენება მიეცა პოლიმერულ და კომპოზიციურ დასაპლომბი მასალებს.

ბოლო დროს კლინიკურ პრაქტიკაში დაზიანებული კბილების რესტავრაციისა და აღდგენისათვის ფართოდ გამოიყენება მრავალფუნქციური კომპოზიციური მასალები, რომლებიც აუცილებელი სიმტკიცით და ესტეთიკურობით ხასიათდება.

დაზიანებული კბილების ტექნოლოგიის დახვეწასთან ერთად მიღებულია კომპოზიციური მასალების ახალი ჯგუფები: უნივერსალური ჰიბრიდული კომპოზიტები, მიკროფილური კომპოზიციები, თხევად-დენადი კომპოზიტები და სხვა. ამ კომპოზიტების უარყოფითი მხარეა პოლიმერიზაციული დაჯდომა, რომელიც 3-4%-ს აღწევს; გარდა ამისა, პოლიმერიზაციის შემდეგ დარჩენილი მონომერი უარყოფითად მოქმედებს კბილისა და პირის ღრუს ქსოვილის სტრუქტურაზე.

ამჟამად მსოფლიოს წამყვან კლინიკებში ტარდება სამუშაოები პოლიმერული მატრიცის და შემავსებლის მოდიფიკაციისათვის, რათა შესაძლებელი გახდეს ფიზიკურ-მექანიკური თვისებების გაუმჯობესება, პოლიმერიზაციის დაჯდომის ძაბვის, წყალშთანთქმისა და ფერმენტული დაშლისადმი მგრძობიანობის შემცირება. პოლიმერული მატრიცის მოდიფიკაციის ერთ-ერთ პერსპექტიულ მიმართულებას წარმოადგენს სამფუნქციონალური სილანების ჰიდროლიზური კონდენსაციის პროდუქტების – პოლიორგანოსილესესქვიოქსანების სინთეზი.

სტომატოლოგიურ კომპოზიტებში გამოყენებული შემავსებლების კვლევა ითვალისწინებს სიმტკიცის გაზრდის ტექნოლოგიას ბოჭკოთი, ფოროვანი შემავსებლებით, ანტიკარიესოგენური თვისების შემავსებლებით, ნანოტექნოლოგიებს და ა.შ.

კომპოზიტების უმრავლესობა შეიცავს დახლოებით 50-80% შემავსებელს, რომელიც დისპერგირებულია ორგანულ მატრიცაში. შემავსებლის შერჩევასას გათვალისწინებული უნდა იქნეს მისი ოპტიკური თვისებები, რომლებიც პლომბების ესთეტიკურობას განაპირობებს. მნიშვნელოვანია, ზუსტად იქნეს განსაზღვრული შემავსებლის ოპტიმალური რაოდენობა, რომელიც დამოკიდებულია გრანულომეტრიულ შემადგენლობაზე, ნაწილაკების ფორმაზე, ფხვნილის დისპერსიულობის ხარისხზე, შემაკავშირებელთან შემავსებლის ადჰეზიურ კავშირზე და ფაზათაშორისი ფენის სისქეზე. გარდა ამისა, აუცილებელია დამუშავებული იქნას შემაკავშირებელში შემავსებლის შეყვანის და თანაბრად განაწილების ტექნოლოგია.

კომპოზიტების შექმნისას გამოიყენება შემავსებლის ზედაპირის მოდიფიკაციის ორი მეთოდი – აპრეტირება და შემავსებლის ნაწილაკებზე პოლიმერული ღრუბლის შექმნა.

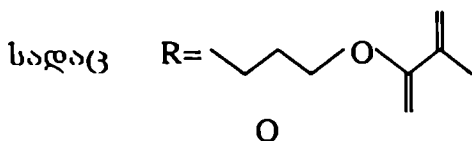
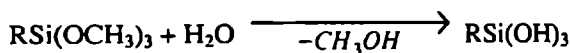
აპრეტირება წარმოადგენს შემავსებლის ზედაპირის დამუშავებას სპეციალური ნივთიერებით – აპრეტებით, რომელთაც უნარი აქვთ შევიდნენ რეაქციაში შემავსებლის და პოლიმერის ზედაპირზე არსებულ ფუნქციონალურ ჯგუფებთან. აპრეტი ახორციელებს შემავსებელსა და პოლიმერის მატრიცას შორის კავშირს. აპრეტის შერჩევისას მხედველობაში უნდა მივიღოთ შემავსებლის ზედაპირის ქიმიური ბუნება და პოლიმერის თვისება. ბევრ შემავსებელს ზედაპირზე აქვს ჰიდროქსილის ჯგუფები, ამიტომ აპრეტი უნდა შეიცავდეს ფუნქციონალურ ჯგუფებს, რომლებსაც ჰიდროქსილის ჯგუფებთან ურთიერთქმედების უნარი ექნება. ამასთან ერთად, ის უნდა შეიცავდეს ორგანულ რადიკალებს, რომლებიც კარგად ნაწილდება პოლიმერულ მატრიცაში.

ჩატარებულია ექსპერიმენტები შემავსებლის ზედაპირის მოდიფიცირებისათვის (აპრეტირებისათვის) აპრეტი-3-(ტრიმეთოქსისილილ) პროპილ მეტაკრილატი (A-174).

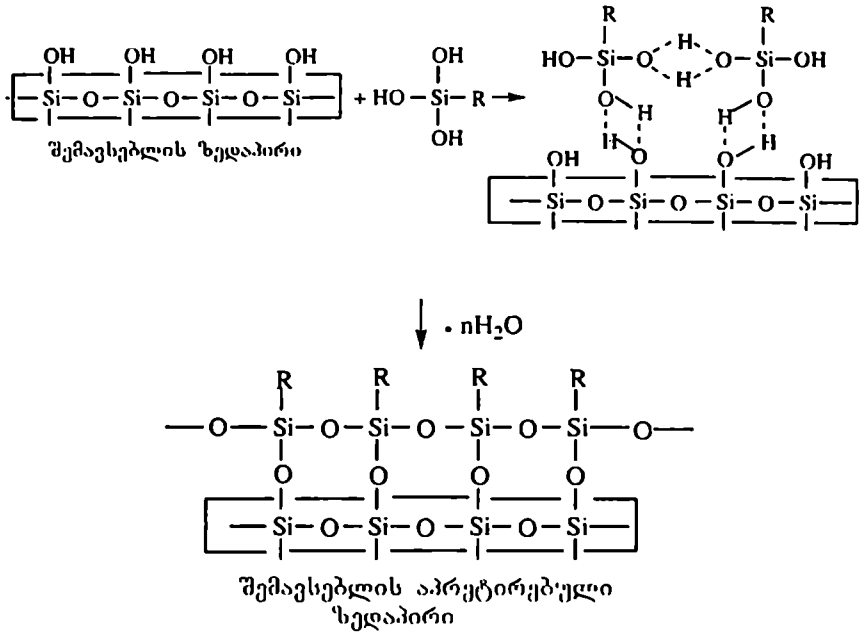
წერილდისპერსიული კვარცის აპრეტიტ დამუშავებისას მიმდინარეობს აპრეტის მოლეკულების ურთიერთქმედება კვარცის ზედაპირულ ჰიდროქსილურ ჯგუფებთან სილოქსანური კავშირის წარმოქმნით.

აპრეტირების პროცესის ქიმიზმი მოიცავს ორ ეტაპს:

1. აპრეტის (A-174) ჰიდროლიზი.



2. აპრეტის დამაგრება შემავსებლის ზედაპირზე



(CH₂=CH) ჯგუფები შემავსებლის ზედაპირზე მონაწილეობს ორგანული მატრიცის ოლიგომერის პოლიმერიზაციის რეაქციაში მოდიფიცირებულ შემაკავშირებელსა და ორგანულ მატრიცას შორის მდგრადი ქიმიური კავშირის წარმოქმნით, რაც მტკიცე კომპოზიციური მასალების მიღების საფუძველს იძლევა.

აპრეტირებული შემავსებლის გავლენა კომპოზიტის თვისებებზე მოცემულია ცხრილში 13.

აპრეტირებული შემავსებლის გავლენა კომპოზიტის თვისებებზე

დასაპლომბი კომპოზიციური მასალა	შეესება, %	მიკროსიმყარე, მნ/მ ²	სიმტკიცე შეკუმშვაზე (მპა)	სიმტკიცე გაჭიმვაზე (მპა)	წყალშთანტმა 24 სთ-ის შემდეგ, %
შეესებული არააპრეტირებული წვრილდისპერსიული კვარციით	65	210	68	190	0,40
შეესებული აპრეტირებული წვრილდისპერსიული კვარციით	65	400	100	300	0,29

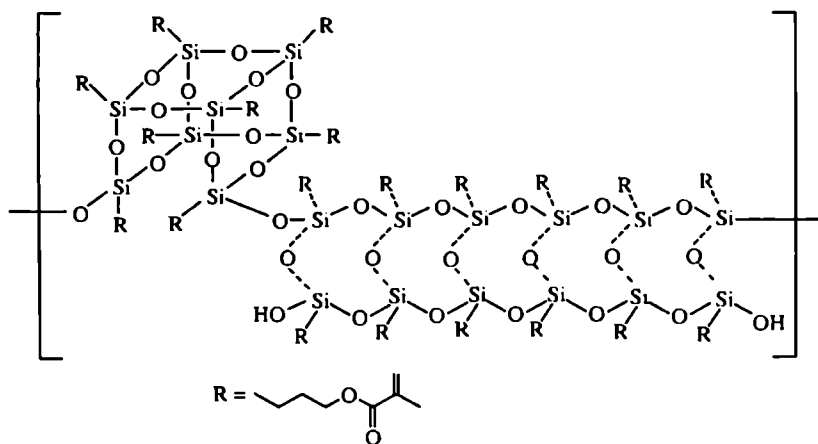
მიღებული მონაცემების საფუძველზე, ასევე სხვადასხვა კომპოზიტის ფიზიკურ-მექანიკური თვისებების კვლევის შედეგად ფორმაში „ვლადიმივა“ შემუშავებული და დამზადებული იქნა შემდეგი მასალები:

დასაპლომბი კომპოზიციური მასალა „კომპოცემი“ (სისტემები ფხენილი/სითხე და პასტა/პასტა); ორმაგი გამყარების არამოსასხსნელი სასიანი კბილის პროთეზების ფიქსაციისათვის, საფენებისა და ვინირებისათვის – „კომპოფიქსი“; პერმეტიკი „ფისულაიტი“; მოძრავი კბილების შინირებისათვის ნაკრები „არმოსპლინტი“.

კომპოზიციურ მასალებში პოლიმერიზაციის დაჯდომის და ნარჩენი მონომერის შემცველობის შემცირება შესაძლებელია დასაპლომბი კომპოზიციის ორგანული მატრიცის ცვლილებით. ამ ამოცანის გადასაჭრელად შემუშავებულია

კომპოზიციური მასალების ახალი ჯგუფი ორგანულად მოდიფიცირებული კერამიკის საფუძველზე.

ამ ჯგუფის ორგანული მატრიცა მრავალფუნქციონალურია, განსხვავებით ადრე გამოყენებული დიფუნქციონალური მეტაკრილატებისაგან; თავისი თვისებებით იკავებს შუალედურ ადგილს არაორგანული სილიკატური სტრუქტურის მქონე და ორგანულ პოლიმერებს შორის. პოლიორგანოსილოქსანებს აქვს არაორგანული კარკასი $\equiv \text{Si}-\text{O}-\text{Si} \equiv$ ბაზაზე და ფუნქციონალიზებულია მეტაკრილატური ორგანული ჩამნაცვლებლებით, რომელთაც აქვთ პოლიმერიზაციის უნარი. გამყარების შედეგად მიიღება სივრცითი-შეკერილი პოლიმერები.



რადგან ორგანული მარტიცა შედგება ორგანულ ჯგუფებთან პოლისილოქსანის არაორგანული მოლეკულების გრძელი ჯაჭვისაგან, რომლებიც კოვალენტურად არიან დაკავშირებული ორგანულ ჯგუფებთან, ნარჩენი მონომერის რაოდენობა კომპოზიტში მინიმალურია. პოლისილოქსანური ბაღე კომპოზიტის მატრიცაში ამალლებს სიმტკიცეს გაწყვეტაზე, ამცირებს ცვეთადობას, ამალლებს დასაპლომბი მასა-

ლის მდგრადობას ფერის ცვლილებებისადმი. აქედან გამომდინარე, ორგანული მოდიფიცირებული კერამიკის საფუძველზე დამზადებული კომპოზიციური მასალა პირველი დასაპლომბი მასალაა, რომლის მექანიკური მანქენებლები - სიმტკიცე და ცვეთადობა, არ ჩამოუვარდება ამაღგამის პლომბების ანალოგიურ მანქენებლებს (ცხრილი 14).

ცხრილი 14

პიბრიდული კომპოზიტების და ორგანული-მოდიფიცირებული კერამიკის საფუძველზე დამზადებული კომპოზიტების ფიზიკურ-მექანიკური მაჩასიათებლების შედარება

პარამეტრები	პიბრიდული კომპოზიტები	ორგანული-მოდიფიცირებული კერამიკის ბაზაზე მიღებული კომპოზიტები
დაჯდომა პოლიმერიზაციისას, % მას.	3,0-4,0	1,88
ნარჩენი მონომერის გამოყოფა, მკგ/მლ	10-250	<0,3
წყალშთანთქმა, მკგ/მმ ³	2-7	1,3
შემავსებლის შემცველობა, მას, %	75-81	80
სიმტკიცე გაწვევებისას	100	>100
სიმტკიცე შეკუმშვისას	300-400	410

ცნობილია სილიკონის ბაზაზე დამზადებული შემდეგი პოლიმერული მასალები: Dendia Gum (ავსტრია), Elasticon (აშშ), Impressional (გერმანია), Dentaflex (ჩეხოსლოვაკია). ორშრიანი კერამიკული და ბიგელისებრი კბილის პროთეზების საანაბეჭდო მასალის საფუძველად გამოიყენება კაუნუკი, რომელმაც შედარებით გაამარტივა წარმოება და გააუმჯობესა პროთეზების ხარისხი. ამ მიზნით გამოიყენება სინთეზური კაუნუკი რომელსაც გასამყარებლად დამატებული აქვს გო-

გირდი (2 ნაწილ კაუჩუკზე - 1 ნაწილი გოგირდი) და სინგური - ყბის ძვლის შესაბამისი ვარდისფერის მისაცემად.

გოგირდით ეულკანიზირებულ კაუჩუკს ახასიათებს წყალშთანთქმის უნარი, რაც იწვევს პროთეზის გაუღენტვას თხევადი საკვების მიღებისას და პირის ღრუში არასასიამოვნო სუნს.

სინგური ზოგიერთ შემთხვევაში ხელს უწყობს პირის ღრუში ანთებით პროცესს.

პროთეზების ზემოთ მოყვანილი ნაკლოვანებების აღმოსაფხვრელად მეცნიერებმა დაიწყეს კვლევა. პროთეზებისათვის ახალი ფუძის დასამზადებლად გამოიყენება აგრეთვე ცელულოზის ეთერები, მაგრამ ასეთ პროთეზებს აქვს არასასიამოვნო სუნი და მალე უფერულდება.

სტომატოლოგის მუშაობის ხარისხი დამოკიდებულია არა მარტო მის ხელოვნებაზე, არამედ მის მიერ გამოყენებულ მასალაზე. რა შედის სტომატოლოგის არსენალში?

სტომატოლოგიური თაბაშირი - ერთ-ერთი ყველაზე იაფი სტომატოლოგიური მასალაა. თანამედროვე სტომატოლოგიურ კლინიკებში ის იშვიათად გამოიყენება. დღეს თაბაშირი ორთოპედიული კონსტრუქციების ჩამოსასხმელი, დაშტამპული გვირგვინის დასამზადებელი ძირითადი მასალაა, მისი ძირითადი ნაკლია გაფართოვება გაშრობისას, მაგრამ სამაგიეროდ, თაბაშირი იაფი, პლასტიკური და უპრეტენზიო მასალაა.

სილიკონი - უნივერსალური მასალა, რომელზედაც არ მოქმედებს ტუტე, მჟავა, მარილი, სპირტი, ზეჟანგი. თანამედროვე სტომატოლოგიურ კლინიკებში სილიკონს იყენებენ მოსახსნელი და არამოსახსნელი პროთეზების მაღალი ხარისხის ტვიფრის, ან პროთეზის სარჩულის მისაღებად. სილიკონში არ არის სიცარიელე, კარგად ანაწილებს ნესტეს,

ავსებს ყველა სიცარიელეს, ერთი სიტყვით უნივერსალური, საიმედო და შედარებით იაფი მასალაა.

კომპოზიტი – უნივერსალური და ყველაზე გავრცელებული მასალაა სტომატოლოგიაში. გამოიყენება როგორც ბჟენის, ისე პროთეზებისათვის. კომპოზიტი – ე.ი. „კომპოზიცია“. სტომატოლოგიაში კომპოზიტები შედგება ორგანული ნივთიერებისა და ორგანული შემაკავშირებელი მასისაგან. თანამედროვე სტომატოლოგიაში იყენებენ თხევადდენად კომპოზიტებს, ქიმიურ კომპოზიტებს, ფოტოკომპოზიტებს. თხევადდენადი კომპოზიტები გამოიყენება მცირე ღრუების ამოსავსებად, რესტავრაციის პატარა დეფექტების აღმოსაფხვრელად. ასეთი პოლიმერი არ ეწებება ინსტრუმენტს, არ გამოედინება ღრუდან, კარგად თავსდება სხვა მასალებთან. გარდა ამისა, ის მტკიცე და ცვეთისადმი მედეგი მასალაა. ქიმიური კომპოზიტი უფრო იაფი, თუმცა ნაკლებად ესთეტიკური მასალაა. მას იყენებენ გვერდითი კბილების და სიბრძნის კბილების რესტავრაციისათვის. ქიმიური კომპოზიტის დადებამდე სტომატოლოგი ამუშავებს ემალს, კარიესულ არეს ფარავს სპეციალური ნივთიერებით და დებს ბჟენს. ქიმიურ პოლიმერს პოლირებას უკეთებენ, წინააღმდეგ შემთხვევაში ის ფერს იცვლის. ფოტოკომპოზიტი დღეისათვის ერთ-ერთი სრულყოფილი და ძვირადღირებული სტომატოლოგიური მასალაა. ფოტოკომპოზიტის ბჟენი 30 წმ-ში მყარდება ჰალოგენის ნათურის მოქმედებით. ფოტოკომპოზიტი თითქმის არ ცვდება, არ შავდება დროის განმავლობაში და დივალურად ეხამება კბილების ნატურალურ ფერს. ფოტოკომპოზიტის ბჟენი იდეალურად გამოიყურება. ექიმს შეუძლია ფოტოკომპოზიტის ფენას დაადოს მეორე ფენა, ის გამოიყენება როგორც გვერდითი, ისე წინა კბილების დასაბჟენად. ფოტოკომპოზიტის ბჟენი იდეალურად გამოიყურება.

მასალა ნაკერისათვის. სტომატოლოგიაში ნაკერის დასადებად გამოიყენება მხოლოდ ატრაგმატული ძაფი – მასალა, რომელიც კარგად კერავს ქსოვილს, სწრაფად გაიწოვება და არ აზიანებს ქსოვილს, რადგან ნემსიც ძაფის ნაწილია. ყველაზე გავრცელებული მასალა ნაკერისათვის არის კაპრონი, აბრეშუმი, ფტორლონი, ნიკანტი, რომელიც ანტიბიოტიკს შეიცავს, პოლიგლიკოიდური ძაფი, ლავსანი და სხვა.

A-სილიკონი სიბლანტის ყველა ხარისხით გამოდის ძირითადი და ერთნაირი კონსისტენციის კატალიზური პასტის სახით.

ძირითადი პასტა შეიცავს პოლივინილსილოქსანს, სილანოლს და შემავსებელს; კატალიზატორული – პოლივინილსილოქსანს, პლატინის კატალიზატორს და შემავსებელს (ცხრილი 15).

ცხრილი 15

პოლივინილსილოქსანური მასალების გამოშვების ფორმა

ბაზა	კატალიზატორი
პოლივინილსილოქსანი	პოლივინილსილოქსანი
სილანოლი	ქლორპლატინის მჟავა
არომატიზატორი	შემავსებელი
საღებავი	

ადიტიური სილიკონები დენადობისა და სტრუქტურული სიბლანტის ბალანსირებული შეხამების წყალობით, გამოირჩევა ზედაპირის დეტალების აღდგენის (კვლავწარმოების) უმაღლესი ხარისხით. გარდა ამისა, მათ ახასიათებთ სტაბილური ზომა, რადგან პოლიმერიზაციის რეაქცია მიმდინარეობს გვერდითი ნივთიერებების გამოყოფის გარეშე. ეს განაპირობებს მასალის მინიმალურ დაჯდომას (1%-ზე ნაკლები),

მოდელის რამდენჯერმე ჩამოსხმის შესაძლებლობას, ტვიფრის დიდხანს შენახვას, მის ტრანსპორტირებას. პოლისულ-ფიდურ მასებთან შედარებით, მათ ნაკლები სიმტკიცე აქვთ გარღვევის მიმართ, თუმცა მდგრადი არიან დეფორმაციის მიმართ. პირის ღრუდან გამოღების შემდეგ ანაბეჭდის ზომები სწრაფად უბრუნდება საწყის მნიშვნელობებს. A-სილიკონების უმნიშვნელოვანესი თვისებაა მათი ტიქსოტროპულობა. ყველა სილიკონი თავისი ბუნებით პიდროფობურია. ეს ერთგვარ სიძნელეს ქმნის მათი გამოყენებისას, რადგან ანაბეჭდის მასალა არ ურთიერთქმედებს სველ ზედაპირთან, და ეს იწვევს ცდომილებას ანაბეჭდის მოხსნისას სისხლისა და ნერწყვის არსებობის გამო. ამ მხრივ ანაბეჭდისათვის პოლიეთერული მასა უფრო ხელსაყრელია (ცხრილი 16).

ცხრილი 16

A-სილიკონური ანაბეჭდის მასალების თვისებები

უპირატესობა	ნაკლი
სიზუსტე	პიდროფობურობა
სიმყარე	არასაკმარისი პლასტიკურობა პოლიმერიზაციის შემდეგ
გახლეჩის წინააღმდეგობა	
ზომის სტაბილურობა	
დეფორმაციისადმი მდგრადობა	

პოლივინილსილოქსანების ქიმიურ შედგენილობის გამო ძირითადი და კატალიზური მასის შერევისას არ არის რეკომენდირებული ლატექსის ხელთათმანები. პოლიმერიზაციის რეაქცია ფერხდება გოგირდის შენაერთებით ქლორპლატინის მჟავას კატალიზატორის კონტამინაციით (გოგირდის შენაერთები გამოიყენება ლატექსის დამზადებისას). ამასთან

ვინილის ხელთათმანები გაველენას არ ახდენს პოლიმერიზაციის პროცესზე.

ძირითადი და კატალიზური მასა სხვადასხვა ფერად არის შეღებილი. მასალის ჰომოგენურობა მათი შერევის შემდეგ საშუალებას იძლევა ვაკონტროლოთ მზადყოფნა ანაბეჭდის მოსახსნელად. ხარისხოვანი ანაბეჭდის მისაღებად მრავალი ფირმა-მწარმოებელი სისტემატიურად აუმჯობესებს მასალას. ამჟამად არსებობს გაუმჯობესებული ჰიდროფილური A-სილიკონების ჯგუფი (Elite H-D+Zhermack®, KOHLERSil 1,2,4-duperhydrophilic).

ჰიდროფილობის მისაღებად მასალის შემადგენლობაში შეყავთ პოლიეთერული კომპონენტები ან ზედაპირულად აქტიური ნივთიერებები. A-სილიკონების არასაკმარის სიმტკიცეს გარღვევაზე ადიდებენ მათ შემადგენლობაში ისეთი პოლიმერების შეყვანით, რომლებიც ადიდებს განტოტვას და პოლიმერული ჯაჭვის სიმკვრივეს, როგორც მასალა აკვასილში. მასალა Honigum-ის რეოლოგიურად აქტიური მატრიცა საშუალებას იძლევა შეიქმნას მიმართული ნაკადი, რაც აადვილებს ძნელად მისაწვდომ უბნებში გამოყენებას. A-სილიკონების ფუძე-შრე როგორც წესი მაღალი სიმტკიცისაა. ეს განაპირობებს მისი ზომების სტაბილურობას კორიგირებული ფენის პოლიმერიზაციისას, რაც დადებითი ფაქტორია. უკანასკნელ წლებში იქმნება დიდი სიბლანტის პოლივინილსილოქსანური მასალები მაღალი ელასტიკურობით (putty soft). სრულყოფილი ხდება პოლივინილსილოქსანების გამოშვების ფორმაც. ამჟამად ისინი გამოდის კარტრიჯების სახით, რაც ავტომატური და ხელით შერევის არჩევის საშუალებას იძლევა. ეს მასალები შეიძლება შეერიოს სპეციალურ პლატფორმაზეც.

მასალები თანკბილვის რეგისტრაციისთვის. დიდი საბოლოო სიმტკიცის გამო A-სილიკონებს იყენებენ თანკბილვის რეგისტრაციისთვის. ეს მასალების ცალკე ჯგუფია, რომლისთვისაც პირველ ადგილზეა სიხისტე. ცვილი, რომელიც ადრე გამოიყენებოდა მოდელის შეჯერებისათვის, დეფორმირდება ტემპერატურის უმნიშვნელო ცვლილებისას. ამასთან, არასაკმარისად გამობარი, ის ხელს უშლის კბილების რიგის სწორად და მთლიანად შემჭიდროვებას, რაც იწვევს ცდომილებას ტექნიკოსის მუშაობის დროს. ექიმებში გავრცელებული C-სილიკონების ფუძე-შრის თანკბილვის ბლოკების გამოყენება ამ მიზნით, დაუშვებელია. როგორც ზემოთ იყო ნახევნები, C-სილიკონები დანაკრგს იძლევიან სტრუქტურირებიდან I საათის შემდეგ, რაც იწვევს ბლოკების დეფორმაციას. გარდა ამისა, მასალის მკერვივი პირველი ფენა ართულებს ყბების შეერთებას. ამიტომ, სილიკონური მასალები უნდა იყოს ხისტი, დრეკად დეფორმირებადი, ფორმის შესანარჩუნებლად და უნდა ჰქონდეს პოლიმერიზაციის დიდი სიჩქარე. Occlufast Rock (Zhermack®)-ს აქვს სიხისტე 95 შორის მიხედვით. ეს მასალები ჩვეულებრივ გამოდის კარტრიჯების ფორმით ბაზისა და კატალიზატორის შესარევად. (Register, Oangebite, მწარმოებელი Kohler). მასალა ერთჯერადი კათეტერიზაციის შემდეგ იდება კბილების ოკლუზიურ ზედაპირზე, კბილები ერთდება და მასალა ემატება ეესტიბულარულად კბილების ზედაპირის სრული გამოსახვისათვის. რადგან მასალა დენადია, ის არ ეწინააღმდეგება კბილების თავისუფლად შეერთებას. ამასთანავე, მაღალი სიმყიფის წყალობით თანკბილვა ხისტად ფიქსირდება, მკაფიოდ აღიბეჭდება კბილების ზედაპირი, რაც აადვილებს მოდელის შეთავსებას. ეს მეთოდი გამოიყენება კბილები-ანტა-

გონისტების წყვილების საკმაო რაოდენობის არსებობისას კბილების რიგის სამ ფუნქციონალურად ორიენტირებულ ჯგუფში.

A-სილიკონის განსხვავება C-სილიკონისაგან საკმაოდ ადვილია. თუ ქიმიურ მახასიათებელში არსებობს სიტყვა „ვინილი“ (vinyl) – ეს პოლივინილსილოქსანია, ე.ი. A-სილიკონი. გარდა ამისა, ადიტიური სილიკონები ყოველთვის გამოდის პასტა-გელის სახით, კონდენსაციური-კატალიზატორით – ტუბებში ან სითხის სახით. კატეგორიულად აკრძალულია C- და A-სილიკონის ფუძე- და კორეგირებული ფენის კომბინირება. ამ შემთხვევაში ანაბეჭდის პირველ და მეორე ფენას შორის არ არსებობს შეჭიდულობა.

Zhermack-ის კონდენსაციური სილიკონები. ოპტიმალური მასალები ანაბეჭდისათვის. კბილის პროტეზირებაში კარგი შედეგი ბევრ ფაქტორზეა დამოკიდებულია – სუბიექტურსა და ობიექტურზე, ექიმის ხელოვნებაზე, მასალებზე და მეთოდისაზე, რომელიც კლინიკაში და კბილის ტექნიკის ლაბორატორიაში გამოიყენება. ამიტომ, შესაწებებელი მასის და ანაბეჭდის ადების მეთოდის სწორად შერჩევა მეტად მნიშვნელოვანია როგორც ექიმის, ისე ტექნიკოსისა და პაციენტისათვისაც. არამოსახსნელი პროთეზირებისას გავრცელებულია ორმაგი ანაბეჭდების მეთოდისა და ერთეტაპიანი ორმაგი მორევის ტექნიკა. ამ მეთოდების დანიშნულება თავის არსით ერთნაირია ძალიან ხშირად მეთოდის არჩევა განისაზღვრება კლინიკაში გამოყენებული ანაბეჭდის მასალის ტიპით. ისტორიულად ჩამოყალიბდა, რომ რუსი ექიმები ყველაზე ხშირად და წარმატებით იყენებენ ორმაგი ანაბეჭდის მეთოდს, რომლის მიხედვითაც მიმდევრობით იხსნება წინასწარი (არაზუსტი) და კორეგირებული ანაბეჭდი.

სამამულო ბაზარზე წარმოდგენილია ანაბეჭდის მასალის დიდი რაოდენობა, რომლებიც გამოიყენება როგორც ორმაგი ანაბეჭდის მეთოდიკაში, ისე ერთეტაპიანი ორმაგი მორევის მეთოდიკის შემთხვევაშიც. უკანასკნელ წლებში ფართოდ გამოიყენება Zhermack-ის მასალები. კონდენსაციით მიღებული სილიკონური მასა ძალიან კარგად გამოიყენება სტომატოლოგების მიერ. Zhermack-ის მიერ შემოთავაზებულია კონდენსირებული სილიკონების ბალანსირებული ჯგუფი, რომელშიც შედის Zetaplus, Zetaplus Soft, Oranwash VL, Oranwash L, Thixoflex M.

წინასწარი ანაბეჭდი. Zetaplus და Zetaplus Soft განკუთვნილია წინასწარი ანაბეჭდისათვის. Zetaplus – ეს არის ფირფიტოვანი კონსისტენციის სილიკონი putty, რომელიც ხასიათდება მაღალი საწყისი დენადობით და გამყარების შემდეგ დიდი სიმტკიცით. მაღალი საწყისი დენადობა შესაძლებლობას იძლევა შემცირდეს წნევა და ლორწოვანი გარსის კუმშვადობა პირის ღრუში მასალის შეყვანის ეტაპზე. ორმაგი ანაბეჭდის ტექნიკაში გამყარების შემდეგ დიდი სიმტკიცის წყალობით, Zetaplus მშვენივრად ასრულებს ინდივიდუალური კოვზის როლს. ეს სიმტკიცე კორეგირებული ფენის გამყარების შემდეგ წარმოქმნილ ძალებს არ აძლევს წინასწარი ანაბეჭდის დეფორმირების საშუალებას და აღადგენს ანაბეჭდის პირვანდელ მდგომარეობას პირიდან მისი გამოღების შემდეგ. კორეგირებული ანაბეჭდის მოხსნის შემდეგ Zetaplus-ის სიმტკიცე ხელს უწყობს მეორე ფენის მასალის ოპტიმალურ გამოდენას.

ანაბეჭდის მოსახსნელად რეკომენდირებულია ნებისმიერი მაგარი კოვზი, როგორცაა Hi-Tray (Zhermack). ძირითადი ფენის ფიქსაციის გაუმჯობესება კოვზში შეიძლება სპეცია-

ლური ადჰეზივების, მაგალითად Universal Tray Adhesive (Zhermack)-ის საშუალებით. პლასტიკური კოვზების ეკონომია და გამოყენება არ არის კარგი, რადგან ამან შეიძლება გამოიწვიოს ანაბეჭდის დეფორმაცია. ფუძე-შრისა და სამივე კორეგირებული ფენის ერთიან კატალიზატორად დამზადებული იქნა ახალი Indurent Gel. 60 მლ-იანი ერთი ტუბი საკმარისია ერთი 900 მლ პლასტიკური ფუძე-შრის და 140 მლ თხევადი კორეგირებული ფენის შესაფუთად. ძირითადი ფენის შესარევედ საჭიროა ორი ზოლი Indurent Gel Zetaplus-ისა და Zetaplus Soft-ის ყოველ საზომ ერთეულზე. თუ კატალიზატორი თხევადია, მასალის ყოველ ერთეულზე წინასწარი ფენისათვის საჭიროა მისი 5-6 წვეთის აღება. ეს ოპტიმალური დოზაა, რადგან დამუშავების დიდ დროს და პირის ღრუში ყოფნის მცირე დროს საჭიროებს. ძალიან ხშირად კატალიზატორის დოზას არასწორად ადიდებენ სამუშაო პროცესის დაჩქარების მიზნით, რაც ამცირებს სიზუსტეს. მასალა ხელით მუშავდება ერთგვაროვანი კონსისტენციის ჰომოგენური ფერის მიღებამდე. ადიტიური სილიკონური მასალები-საგან განსხვავებით, კონდენსაციური მასალების შერევა შეიძლება ლატექსის ხელთათმანებით უკუწვენების რისკის გარეშე – ის არ ახდენს გავლენას გამყარებაზე. შერევის პროცესის ხანგრძლივობა დაახლოებით 30 წმ-ია. შერეული მასალა თავსდება პერფორირებულ კოვზზე, რომელიც შეაქვთ პირის ღრუში და აჩერებენ საჭირო მდებარეობაში. სასურველია არ დაეუშვათ მასალის ჩაკბენა კოვზის ძირამდე, რადგან ამან შეიძლება გამოიწვიოს მოდელის უზუსტობა. გამყარების შემდეგ (თითქმის 3 წუთის შემდეგ) წინასწარ ანაბეჭდს იღებენ პაციენტის პირის ღრუდან და რეცხავენ სუფთა წყლით, აშრობენ ჰაერის ნაკადით. ამ ეტაპზე ანაბეჭდის გარეცხვა

სარეცხი საშუალებებით და დეზინფექცია დაუშვებელია, რადგან ხელი შეიძლება შეეშალოს კორეგირებული ფენის გამყარებას. ხელმეორედ პირის ღრუში ანაბეჭდის შეტანისას ხელის შემწველი ნაწილების მოტეხვის თავიდან ასაცილებლად, ანაბეჭდში ჭრიან კბილებს შორის არეს და არაპრეპარირებული კბილების კიდევებს. შესაძლებელია დამატებითი არხების გაკეთებაც, რაც კორეგირებული სილიკონის თავისუფლად გამოდინების საშუალებას იძლევა. Zetaplus და Zetaplus Soft-სათვის მნიშვნელოვანია არ ამოიჭრას დიდი მოცულობა, რადგან ამან შესაძლებელია საბოლოო ანაბეჭდის უზუსტობა გამოიწვიოს.

განსაკუთრებით შეეჩერდეთ Zetaplus Soft-ზე. ის განსაკუთრებით პლასტიკურია და პირის ღრუში შეტანისას ინარჩუნებს სიმტკიცისა და დრეკადობის კარგ თანაფარდობას, რაც პირის ღრუში მეორადი შეტანის და გამოღების შესაძლებლობას იძლევა ნარჩენი დეფორმაციის საშიშროების გარეშე. ეს მასალა განსაკუთრებით გამოსადეგია მაშინ, როცა აუცილებელია კბილების მნიშვნელოვანი გადახრის დაძლევა მათი პირველადი ანომალური მდებარეობის ან პარადონტოლოგიური დაავადებების შედეგად.

კორეგირებული ანაბეჭდისათვის გამოიყენება Oranwash VL, Oranwash L და Thixoflex M – ეს ძალიან დენადი და პიდროფილური სილიკონია, რომელიც უზრუნველყოფს ანაბეჭდის მაქსიმალურ სიზუსტეს თანაბარი განაწილებით და კორეგირებული ფენის ზედმეტი გასქელების გარეშე. Oranwash L-ს აქვს დიდი სიბლანტე Oranwash VL-თან შედარებით. დამუშავების და შებოჭვის მცირე დრო იდეალურად უხდება ორმაგი ანაბეჭდის ტექნიკას. Oranwash L-ის დენადობა ამ მასალას შესაძლებლობას აძლევს ადვილად შევიდეს კბილ-

ღრძილების ღარში. ძალიან მაღალი ჰიდროფილურობა უზრუნველყოფს მის ეფექტურ გამოყენებას ნერწყვის არსებობისას.

Thioxoflex M-ს აქვს დამუშავებისა და შებოჭვის საკმაოდ დრო, გამოსადეგია ორმაგი ანაბეჭდის ტექნიკისათვის, როცა აუცილებელია მეტი დრო. Thioxoflex M ტიქსოტროპულია, რაც მისი დასახელებიდანაც გამომდინარეობს და ამიტომ მისი დადება შპატელითაა რეკომენდირებული. პრეპარირებულ უბანში შეყვანისას Thioxoflex M არ წვეთავს, მაგრამ ინარჩუნებს მაღალ დენადობას მუშაობისას. ის კარგად თავსდება ნესტთან, რაც უზრუნველყოფს ნესტიან გარემოში დეტალების ზუსტ აღბეჭდვას და განსაზღვრას. Oranwash VL, Oranwash L და Thioxoflex M მასალები ტუბების სახით მიეწოდება ბაზარს. ამ მასალების სწორად დოზირება ადვილია. შერევის ბლოკზე უნდა გამოიდვენოს შიგთავსი აღნიშნულ შკალამდე. ასეთივე სიგრძის უნდა ავიღოთ Zhermack Indurent Gel. თხევადი კატალიზატორის გამოყენებისას შერევის ბლოკზე ემატება თითო წვეთი საზომი სილიკონის ყოველ დანაყოფზე. შერევა აუცილებლად ენერგიულად უნდა მოხდეს, უკეთესია – სპეციალური შპატელით. ჰაერის ბუშტების წარმოქმნის თავიდან ასაცილებლად მიღებულ ნარევს აგროვებენ, ათანაბრებენ და ფრთხილად აწყებიან შერევის ბლოკზე. ეს ოპერაცია მეორდება პომოგენური ფერის მიღებამდე. შერევისათვის იდეალური დრო 30 წამია. ამ ნარევს შპატელით ან შპრიცით წინასწარ მომზადებულ ანაბეჭდზე ათავსებენ. შეჰყავთ პირის ღრუში და ელოდებიან გამყარებას დაახლოებით 3,5 წუთის განმავლობაში. Oranwash VL, და Thioxoflex M-ს გამოყენება რეკომენდირებულია Zetaplus Soft-თან, ხოლო Oranwash L – Zetaplus-თან. კომპანია Zhermack

ამას ხსნის კონტრასტის კარგი უყრების და შერევის ხარისხიანი კონტროლის უზრუნველყოფის სურვილით, თუმცა, ჩვენი აზრით, ეს იმისთვის კეთდება, რომ უფრო ბლანტი კორეგირებული Oranwash L უკეთეს შედეგებს იძლევა სწორედ მკერვი Zetaplus-თან.

კბილის ტექნიკურ ლაბორატორიაში გადაცემამდე ხდება ანაბეჭდის დეზინფიცირება. ამისათვის მას 10 წუთით უშეებენ მაღეზინფიცირებელ ხსნარში, რომელიც სილიკონებისათვის არის მისაღები, მაგალითად Sterigum Zhermack-ში. მოდელის ჩამოსხმა ხდება 30 წუთიდან 72 საათის განმავლობაში გამყარების შემდეგ. ზედაპირული დაჭიმულობის და ბუშტების წარმოქმნის საყრდნის შესამცირებლად ანაბეჭდს ამუშაებენ Tensilab (Zhermack)-ის მასალით. შემდეგ ახდენენ Zhermack-ის მასალისაგან დამზადებული ანაბეჭდების გაღვანიზაციას სპილენძითა და ვერცხლით.

კომპანია Zhermack-ი დიდი მოცულობის კვლევით სამუშაოებს ატარებს და შედეგიც არის – მასალები სტომატოლოგებისათვის, რომლებიც აკმაყოფილებს ყველა მოთხოვნას ანაბეჭდის მოხსნის ნებისმიერი ტექნიკისათვის. Zhermack-ის ანაბეჭდები სასიამოვნო სუნისაა.

Oranwash L – იყენებენ მოსახსნელი პროთეზებისათვის. ფუნქციონალური ანაბეჭდების მოხსნის ეტაპზე სხვადასხვა სიბლანტის მასალების არსებობა შესაძლებლობას იძლევა მალეპული იქნას ანაბეჭდები როგორც ზედა, ისე ქვედა ყბის კომპრესიის სხვადასხვა ხარისხით და ამავე დროს კარგად მორგებული პროთეზების დამზადებისათვის არის ხელსაყრელი. Zhermack-ი მასალების დამზადებისას გამოყენებულია მხოლოდ ადამიანისა და გარემოსათვის უვნებელი კომპონენტები. ზემოთაღნიშნული სილიკონები დამზადებულია ასეთი

უსაფრთხო მასალებისაგან და შეესაბამება ISO 4823-ის სტანდარტებს. რეკომენდირებული პირობების დაცვისას ხანგრძლივად ინახება.

ესთეტიკური რესტავრაციისას ნებისმიერი ორთოპედიული კონსტრუქციის შექმნის პროცესი შედგება კარგად დაგეგმილი კლინიკური და ტექნიკური ეტაპებისაგან, რის შედეგადაც მიიღება სხვადასხვა ანაბეჭდი. კარგი ანაბეჭდი არის შედეგი არა მარტო ტექნიკურად სწორად გამოყენებული საანაბეჭდო მასით სავსე კოფზის, არამედ სწორად შესრულებული წინასწარი ეტაპების: რბილ ქსოვილებთან მუშაობა, კბილების პრეპარირება, დროებითი რესტავრაცია. ანაბეჭდში კბილ-ღრძილის ღარში პრეპარირებული კბილის კიდის ზუსტად აღსადგენად (საქმე ეხება რესტავრაციას ესთეტიკურად მნიშვნელოვან არეში) ღრძილების ექსტრაქცია ზედმიწევნით ზუსტად და ატრავმატულად უნდა განხორციელდეს სპეციალური მეთოდის საშუალებით.

და ბოლოს, ანაბეჭდის დეფორმაციის თავიდან ასაცილებლად, სტომატოლოგი კარგად უნდა ერკვეოდეს მასალის ფიზიკურ-ქიმიურ თვისებებში, იცოდეს სხვა მასალებთან მათი ურთიერთქმედების შესაძლებლობები.

ადვილად შერევისა და მოსახერხებელი მანიპულირებისათვის პასტა უნდა იყოს ბლანტი. პოლივინილსილოქსანური მასალები შერევის შემდეგ სწრაფად ხდებიან ელასტიკურები და ამიტომ ისინი სწრაფად უნდა იქნეს გამოყენებული. ეს თვისება განსაკუთრებით არის გამოხატული მაღალი ტემპერატურისას. პოლიეთერის საფუძველზე დამზადებული მასალები პირიქით – შერევის შემდეგ დიდხანს რჩებიან პლასტიკურები. ეს მეტად მოსახერხებელია პრაქტიკაში. თუ საანაბეჭდო მასა პაციენტის პირის ღრუში თავსდება იმ მომენტში, როცა ის უკვე ელასტიკური ხდება, ანაბეჭდი აუცი-

ლებლად დეფორმირდება. გამყარების შემდეგ პოლიეთერული მასალების სიმტკიცე პოლიეინილსილოქსანური მასალების სიმტკიცეზე ორჯერ მეტია და ეს ხშირად ართულებს მათ ამოდებას პაციენტის პირის ღრუდან. პოლიეთერული მასალების სიმტკიცე კბილის ტექნიკოსებისათვის უარყოფითი მახასიათებელია, რადგან იზრდება თაბაშირის შაბლონების გატეხვის რისკი, განსაკუთრებით დიდი შიგა სივრცის არსებობისას, რაც ხელს უწყობს ანაბეჭდის მასალის გაჭედვას (მაგალითად ხიდისებრი პროთეზების) ან კბილის ძალიან გრძელი და თხელი პრეპარირებული პარკის არსებობისას. ამ პრობლემის გადაჭრა ხდება ცვილით მათი ამოვსებით ანაბეჭდის მიღების წინ.

ზოგიერთი ექიმის აზრით (Chai და სხვები) კლინიკური მნიშვნელობა აქვს ელასტომერულ ანაბეჭდისათვის ელასტომერულ მასალის სამ მახასიათებელს:

- სიმტკიცე დეფორმაციისას – მასალის უნარი, გაუძლოს დატვირთვას მუდმივი დეფორმაციის დადგომამდე;
- გარღვევის წერტილში დაძაბულობა ხასიათდება რღვევით, რომლის დაძლევაც შეუძლია მასალას შეუქცევადი დეფორმაციის წარმოშობის გარეშე.
- სიმტკიცე გარღვევაზე ახასიათებს ამ მასალის წინააღმდეგობას გაგლეჯაზე.

ანაბეჭდისათვის საჭირო მასალებს უნდა ჰქონდეს მაღალი გამძლეობა გასკდომაზე და აღექვატური ელასტიკურობა. მაგრამ სიმტკიცის გადიდება გასკდომაზე ნაკლად ჩაითვლება, თუ ეს მახასიათებელი აღემატება მასალის გამძლეობას დეფორმაციის მიმართ. ამ შემთხვევაში ანაბეჭდი შეიძლება არ გასკდეს, მაგრამ დეფორმირდება, რაც გამოიწვევს გვირგვინის არაღამაკმაყოფილებელ არსებობას. იდეალური

მასალა აადსორბირებს ენერგიის ძირითად ნაწილს გასკლომის წინ ან გასკლომის დროს, მაგრამ შეუქცევადი დეფორმაციის კლინიკურად მნიშვნელოვანი კრიტიკული წერტილის წინ (0,4% ტესტების მონაცემებით). პოლისულფიდურ პასტებს აქვთ მაღალი გამძლეობა გასკლომის მიმართ, მაგრამ შეუქცევადად დეფორმირდებიან 0,4%-ით გაჭიმვისას. პოლივინილსილოქსანური და პოლიეთერული მასალები სკდება დეფორმაციის მიღწევამდე, ამიტომ მათ უპირატესობა ეძლევა კლინიკურ პრაქტიკაში გამოყენებისათვის.

კიდების სისქე და სიმტკიცე გასკლომაზე. ამ კონცეფციას განსაკუთრებული მნიშვნელობა აქვს ანაბეჭდის ყველაზე მნიშვნელოვანი ნაწილისთვის, კერძოდ პრეპარირებული კბილის წანაზარდი. ამ არეში ანაბეჭდის მასალა უმცირესი სისქის უნდა იყოს, და მცირე უზუსტობაც კი ძალიან მოქმედებს რესტავრაციის ხარისხზე. აქედან გამომდინარეობს, რომ წანაზარდის დონეზე ანაბეჭდის მასის სისქე საკმაოდ დიდი უნდა იყოს, რომ წინ აღუდგეს დეფორმაციას კოეზის ამოღების დროს. ანაბეჭდის მასალის იმ ნაწილის სისქე, რომელიც რჩება რეტრაქციული ძაფის ამოღების შემდეგ, 0,3-0,4 მმ-ია.

პოლივინილსილოქსანური მასალის პოლიმერიზაციის რეაქცია ითრგუნება ლატექსის ხელთათმანების გამოყენებისას. პოლიმერიზაციის რეაქცია ლატექსთან კონტაქტისას თითქმის ყოველთვის იწყობირდება (96% შემთხვევაში). ხელთათმანებთან კონტაქტისას მასალის გამყარების დროის გადიდება უფრო ხშირად ხდება, ვიდრე ხელებთან კონტაქტისას, რომელზედაც დარჩა ფხვნილი ხელთათმანების მოხსნის შემდეგ. ითვლება, რომ პოლიმერიზაციის რეაქცია ითრგუნება ქლორპლატინის მუავას კატალიზატორის გოგირდის შენაერთებით კონტამინაციისას, რომლებსაც ლატექსის

წარმოებაში იყენებენ. ვინილის ხელთათმანები კი არ ახდენს გაკლენას პოლიმერიზაციაზე. გარდა ამისა, სუფთა ლატექსის ხელთათმანები გაკლენას არ ახდენს სხვა მასალების პოლიმერიზაციაზე (კონდენსირებული სილიკონები, შუქცვევადი ჰიდროკოლოიდები, პოლიეთერები, პოლისულფიდები).

კბილ-ღრძილის ღრმულებიდან სისხლდენის შესამცირებლად მწარმოებლები რეტრაქციულ ძაფებს სხვადასხვა პომოსტატიკური საშუალებებით უღენტავენ. ეს საშუალებები (ადრენალინი, ალუმინის სულფატი, ალუმინის ქლორიდი, კალიუმ-ალუმინის სულფატი, რკინის სულფატი) გაკლენას არ ახდენს პოლივინილსილოქსანური მასალის პოლიმერიზაციაზე.

მადეზინფიცირებელი საშუალებები გამოიყენება ინფექციური დაავადებებისაგან პერსონალის დასაცავად. ზოგიერთ სამუშაოში შესწავლილი იყო დეზინფექტანების გაკლენა ანაბექტლის მასალის თვისებებზე. ჯერჯერობით არ არსებობს ერთიანი აზრი დეზინფექციის ეფექტურობასა და ანაბექტლის მასალის დეფორმაციას შორის კავშირის შესახებ. ითვლება, რომ მაღალეფექტური მადეზინფიცირებელი საშუალებები (გლუტარალდეჰიდის და ქლორკარბოლური მუავას ჯგუფი) 2,5 და 3%-ს კონცენტრაციით, გაკლენას არ ახდენს ელასტომერული ანაბექტლის სიზუსტესა და მასალების სამგანზომილებიან სტაბილურობაზე მათი დასეველებისას 30 ან 60 წუთით. უფრო ხანგრძლივი დასეველებისას (18 საათით) შეიძლება დაირღვეს ანაბექტლის სამგანზომილებიანი სტაბილურობა და პროთეზის ცუდად მოერგება. აქედან გამომდინარეობს, რომ მადეზინფიცირებელი საშუალებებით ანაბექტლების ხანგრძლივი დროით დამუშავება, რეკომენდებული არ არის.

კარგი მოდელის დასამზადებლად, საჭიროა რომ მოდელის მასალა ანაბექტის მასალასთან თავსებადი იყოს. ელასტომერების თავსებადობის ხარისხი სხვადასხვა ტიპის თაბაშირთან (IV, V და გაძლიერებული IV) შეიძლება სხვადასხვა იყოს, რაც იწვევს კონტაქტის კუთხეების, მცირე ზომის დეტალების აღდგენის სიზუსტის და მოდელის სიმტკიცის ცვლილებას სხვადასხვა ტიპის თაბაშირის გამოყენებისას. მაგრამ მიუხედავად ამისა, სხვადასხვა თაბაშირისა და ანაბექტის მასალის გამოყენებისას არსებობს განსხვავება მოდელებს შორის, ადექვატურად ზუსტი პრეპარირებული კბილები შეიძლება მივიღოთ ნებისმიერი ტესტირებული მასალისაგან.

პოლივინილსილოქსანური და პოლიეთერული ანაბექტების სამგანზომილებიანი სტაბილურობა და სიზუსტე კარგად არის შესწავლილი. ანაბექტების შენახვა 4-დან 40°C ტემპერატურამდე გავლენას ახდენს მის სამგანზომილებიან სტაბილურობაზე. ამ დიაპაზონის გარეთ ანაბექტები დეფორმირდება.

ფიქსირებული კერამიკული რესტავრაცია შედარებით ახალი ტექნოლოგიაა სტომატოლოგიაში, რომელიც სულ უფრო პოპულარული ხდება. ითვლება, რომ თუ კბილის პრეპარირების დროს მიშველდება დენტინის მნიშვნელოვანი ნაწილი, აუცილებელია ზედაპირის დამუშავება ბონდინგით. ანაბექტის მასალასთან ურთიერთქმედების თავიდან ასაცილებლად, მაინვიბირებელი ფენა უნდა მოვაცვილოთ წინასწარ, ადჰეზივის პოლიმერიზაციის ჩატარებით გლიცერინის გელის საშუალებით.

ამჟამად, ანაბექტების მასალაზე ჩატარებული მრავალრიცხოვანი *in vitro* კვლევის წყალობით, მათი თვისებები საკმაოდ კარგად არის შესწავლილი. სამწუხაროდ, მასალების

თვისებების in vivo შეფასება გაძნელებულია საკვლევი პარამეტრების სიმრავლის გამო. მაგალითად, ანაბეჭდის ხარისხზე გავლენას ახდენს რბილი ქსოვილის რეტრაქცია, დაბინძურება სისხლით ან ნერწყვით, დეფორმაცია ანაბეჭდის კოეზის გამოღებისას პაციენტის პირიდან და ა.შ.

პოლიინილსილოქსანები თავიანთი ფიზიკური თვისებებისა და დამზადების სიმარტივის გამო სტომატოლოგიაში ფართოდ გამოიყენება. ახლახან ბაზარზე გამოჩნდა ახალი, უფრო მეტად ჰიდროფობური მასალა ანაბეჭდისათვის (მაგალითად, Aquasil, Dentsply/DeTrey). მცირე სიბლანტის გამო ასეთი მასალები შეიძლება პირდაპირ დავიტანოთ პრეპარირებული კბილების ირგვლივ ხელის დოზატორიდან, იმის მსგავსად, რომელიც იხმარება ბლანტი მასის დასატანად კოეზზე. ამის გამო, არ არის მექანიკური მოწყობილობების საჭიროება ფუძისა და კატალიზატორის შესარევად. უნდა გვახსოვდეს, რომ ანაბეჭდის ხარისხი უფრო მეტად არის დამოკიდებული სტომატოლოგის მანუალურ ჩვევებზე და ამ მასალასთან მისი მუშაობის გამოცდილებაზე, ვიდრე თავად მასალაზე ან არჩეულ მეთოდიკაზე.

სილიკონური მასალები ანაბეჭდისათვის. 1. სიელასტ-69.

სიელასტ-69 კომპოზიციანია, რომელიც შედგება პასტისაგან ცივი ეულკანიზაციის სილიკონური კაუჩუკის საფუძველზე და სითხისაგან (კატალიზატორი).

პასტისა და კატალიზატორის შერევისას ეულკანიზაციის შედეგად წარმოიქმნება ელასტიური ანაბეჭდი.

სიელასტ-69 პრაქტიკულად უდანაკარგო მასალაა, ამიტომ შესაძლებელია ანაბეჭდების ხანგრძლივი დროით შენახვა.

სიელასტ-69-ის პასტის პლასტიკურობა და ანაბეჭდის მაღალი ელასტიურობა დიდი სიზუსტის ანაბეჭდების მიღე-

ბის საშუალებას იძლევა, რომელიც პირის ღრუს ქსოვილებს ბის რელიეფს დამახინჯების გარეშე ასახავს. ერთი ანაბეჭდის მიხედვით შეიძლება რამდენიმე მოდელის ჩამოსხმა.

სიელასტ-69 გამოიყენება ძლიერ მოძრავი კბილების ნაწილობრივი დეფექტებისას, პარადონტიტის დროს, არამოსახსნელი პროთეზების, ობტურატორების, ღვედების დასამზადებლად, აგრეთვე პროთეზების და ორთოდონტული აპარატების დასამზადებლად.

პასტის აუცილებელ დოზას, რომელიც აღებულია სპეციალური სკალის მიხედვით, მინის ფირფიტაზე უმატებენ სითხეს ფლაკონ-საწვეთურათი – 5-6 წვეთს სკალის თითოეულ დანაყოფზე. ურევენ არაუმეტეს 1 წუთის განმავლობაში.

ანაბეჭდებს სიელასტ-69-საგან იღებენ პერფორირებული ან სტანდარტული მეტალური კოეზებით. რადგან ანაბეჭდი ადვილად შორდება კოეზს, მისი კიდეები აუცილებლად ლეიკოპლასტიკით უნდა დაიფაროს. ანაბეჭდის ეულკანიზაციის დრო პირის ღრუში 4-5 წუთია. ამ დროის რეგულირება შეიძლება შეყვანილი კატალიზატორის რაოდენობით. ეულკანიზაციის სინქარეზე გავლენას ახდენს აგრეთვე ტემპერატურა.

მოდელების მიღების მეთოდის სტანდარტულია. ჩამოსხმის წინ ანაბეჭდს 15 წუთით ათავსებენ გაჯერებულ საპნიან წყალში, შემდეგ რეცხავენ წყლით და აშრობენ ჰაერზე. სიელასტ-69-ის თითოეული კომპლექსი შეიცავს: 120 გ პასტას (2 ტუბი); 8 გ სითხეს (1 ფლაკონი); დანაყოფებიან სახაზავს პასტისათვის; პოლიეთილენის ფლაკონი-საწვეთურა ან პასტა – 200 გ (2 ტუბი პოლიმერული); სითხე – 17 გ (1 ფლაკონი).

2. სიელასტი – 05. სიელასტი – 05 ცივად გამყარებული შეესებული სილიკონური კომპოზიცია, რომელიც შედგება 2
184

პასტისაგან – ძირითადი (სალათისყერი) და კორეგირებული (თეთრი ყურის) და სითხე-კატალიზატორისაგან.

სიელასტი – 05 გამოიყენება კბილის მთლიანი არამოსახსნელი პროთეზების ორყენიანი ანაბეჭდებისათვის, განსაკუთრებით მეტალოკერამიკული და მეტალოპლასტმასური პროთეზებისათვის.

მასალის ელასტიურობა საშუალებას იძლევა ერთი ანაბეჭდით გაკეთდეს დიდი სიზუსტის რამდენიმე მოდელი. თერმულად მდგრადია, ე.ი. მოდულებისათვის მასალად შეიძლება გამოიყენებული იქნას არა მარტო თაბაშირი, არამედ ადვილადდნობადი ნადნობები. სიელასტი – 05 პრაქტიკულად უდანაკარგო მასალაა.

სიელასტი – 05-ის ძირითადი პასტით ავსებენ საზომ ჭურჭელს. პასტას შპატელით იღებენ საზომიდან, უმატებენ სითხე-კატალიზატორს – 1 საზომი პასტა 5-7 წვეთი კატალიზატორის და ხელით ზეგენ კატალიზატორის თანაბრად გასანაწილებლად, 30-60 წუთის განმავლობაში. თუ საჭიროა მასალის ნაკლები რაოდენობა, გაზომილ პასტას ყოფენ ნაწილებად. მომზადებულ მასას დებენ კოფში, რომლის ბოლოები დაფარულია ლეიკოპლასტირით და შეაქვთ პირის ღრუში. 5-6 წუთის შემდეგ მასა დრეკადი ხდება და კარგავს პლასტიკურობას. ამის შემდეგ ის მზადაა. როცა მასა სულ გამყარდება, ანაბეჭდი გამოაქვთ პირის ღრუდან. აუცილებელია მკაცრად იქნას დაცული პასტისა და სითხე-კატალიზატორის თანაფარდობა. კორეგირებული პასტის აუცილებელი რაოდენობა გამოიღვენება ტუბიდან მინის ფირფიტაზე, რომლის ქვეშ საზომი სახაზავია და უმატებენ სითხე-კატალიზატორის 1:1 თანაფარდობით. მათი შერევა ხდება შპატელით 30-40 წამის განმავლობაში. მიღებულ მასას თხლად აფენენ ძირითადი ანაბეჭდის სავარაუდო მოდელზე, კოფი ანაბეჭ-

დის მასალით კვლავ შეაქვთ პირის ღრუში და ათავსებენ პირვანდელ მღვობარეობაში. 5-8 წუთის შემდეგ ანაბეჭდი გამოაქვთ პირის ღრუდან.

მოდელის ჩამოსხმის წინ სასურველია ანაბეჭდი მოთავსდეს საპნიან წყალში 3-5 წუთით, შემდეგ გაირეცხოს გამდინარე წყლით. მეტალური ან კომბინირებული მოდელების ჩამოსხმისას ანაბეჭდი უნდა გაშრეს ჰაერით.

სიელასტ-05-ის კომპლექტი შეიცავს: ძირითადი პასტა – 400 გ (1 ქილა); კორეგირებული პასტა – 60 გ (1 ტუბი); სითხე-კატალიზატორი – 20 გ (1 ფლაკონი); 10 მლ ტეკადობის პოლიეთილენის ფლაკონი-საწვეთური; საზომი სახაზავი კორეგირებული პასტისათვის – 2 ცალი; საზომი – 1 ცალი.

მწარმოებელი: უკრაინა (ქ. ხარკოვი), „CTOMA“.

3. სიელასტ-21. სიელასტ-21 საშუალო სიბლანტის კომპოზიცია, რომელიც შედგება სილიკონური კაუნჩუკის საფუძველზე დამზადებული 2 პასტისაგან – ძირითადი (ცისფერი) და კატალიზატორული (თეთრი ფერის). პასტების შერევის შემდეგ ეულკანიზაციის შედეგად მიიღება ელასტიური ანაბეჭდი.

4. სტომაფლექსი. სტომაფლექსი-სოლიდი. სილიკონური მასალა ანაბეჭდებისათვის საგოზავის სახით სილოქსანური პოლიმერის და თხევადი მაკულკანიზირებელი აგენტის საფუძველზე. სტომაფლექსი-სოლიდი გამოიყენება წინასწარი ანაბეჭდების მისაღებად ორმაგი ანაბეჭდის მეთოდის შემთხვევაში, მოსახსნელი პროთეზების რემონტისას და ინდივიდუალური საანაბეჭდო კოეზის კიდებისათვის არშიის შემოსაველებად.

საგოზავის რაოდენობა, საზომი ჭურჭელის მიხედვით (24 გ-12,5 მლ), მინის ფუძეზე მოდელირდება ფირფიტის ფორმით 2-3 მმ სისქის და ნიჩბით ხდება მისი ზედაპირის 186

დადარვა. ასე მომზადებულ ფირფიტაზე ეწვეთება 10-12 წვე-
თი მავულკანიზირებელი აგენტი და კარგად ერევა ერთმა-
ნეთს მაქსიმუმ 45 წამის განმავლობაში. პაციენტის პირის
ღრუში ნარეკთან მუშაობის პერიოდი 2,5 წუთს შეადგენს.

შეფუთვა სტომაფლექსი-სოლიდი ორიგინალი - 1300 გ
(ყვითელი ფერის); მავულკანიზირებელი აგენტი - 40 გ.

სტომაფლექსი-მალამო. სილიკონური მასალა კონდენსა-
ციური ტიპის დენტალური ანაბეჭდებისათვის შეესებული
სილოქსანური პოლიმერისა და თხევადი მავულკანიზირებ-
ელი აგენტის საფუძველზე.

სტომაფლექსი-მალამო გამოიყენება ფუნქციონალური
ანაბეჭდებისათვის ორმაგი ანაბეჭდის მეთოდში, უკბილო
ყბის საბოლოო ანაბეჭდებისათვის ინდივიდუალურ კოზში.

შერევის თანაფარდობაა 6 გ (4,3 მლ) სტომაფლექსი-მა-
ლამო და 8-10 წვეთი მავულკანიზირებელი აგენტი. სტომა-
ფლექსი-მალამოს აუცილებელი რაოდენობა გამოი-დევნება
ტუბიდან მინის ფირფიტაზე და საჭირო დოზის შესაბამისად
უმატებენ მავულკანიზირებელი აგენტს. ორივე ნივთიერების
შერევა ხდება შპატელით 30 წამის განმავლობაში. პაციენ-
ტის პირის ღრუში ნარეკთან მუშაობის დრო 4 წუთია.

შეფუთვა სტომაფლექსი-მალამო ორიგინალი - 130 გ
(ცისფერი); მავულკანიზირებელი აგენტი - 20 გ.

მწარმოებელი: ჩეხეთის (ქ. პრაღა) „დენტალი“.

სტომაფლექსი-პასტა სილიკონური მასალა ანაბეჭდისათ-
ვის სილოქსანური პოლიმერისა და თხევადი მავულკანიზი-
რებელი აგენტის საფუძველზე.

სტომაფლექსი-პასტა გამოიყენება სრული სამუშაო ანა-
ტომიური ანაბეჭდების მისაღებად არამოსახსნელი პროთეზე-
ბის დამზადებისას, აგრეთვე ანაბეჭდების მისაღებად კბი-
ლის ნაწილობრივი პროთეზებისათვის.

შერევის თანაფარდობაა 9 გ (6,2 მლ) სტომაფლექსი-პასტა და 4-6 წვეთი მაკულკანიზირებელი აგენტი. სტომაფლექსი-პასტის აუცილებელი რაოდენობა გამოიდევნება ტუბიდან მინის ფირფიტაზე და საჭირო დოზის შესაბამისად უმატებენ მაკულკანიზირებელი აგენტს. ორივე ნივთიერების შერევა ხდება შპატელით 30 წამის განმავლობაში. პაციენტის პირის ღრუში ნარევეთან მუშაობის დრო 4 წუთია.

შეფუთვა სტომაფლექსი-პასტა ორიგინალი – 175 გ (ცისფერი); მაკულკანიზირებელ აგენტი – 20 გ.

მწარმოებელი: ჩეხეთის (ქ. პრაღა) „დენტალი“.

5. 3M. 3M – კონდენსირებული სილიკონური მასალა ანაბექტდისათვის.

3M გამოიყენება ძირითად მასალად ანაბექტდისათვის ორეტაპიანი ტექნიკის დროს, თანკბილვის შესამოწმებელ მასალად. 3M მასალა შედგება ძალიან მაღალი სიბლანტის ცისფერი ძირითადი მასალის, დაბალი სიბლანტის ყვითელი პასტის და თეთრი აქტივატორული პასტისაგან, რომლებიც მზადდება კონდენსირებული ელასტომერული სილიკონის საფუძველზე. აქტივატორი შეიცავს კალას კატალიზატორს და ანაბექტდების დამზადებისას გამოიყენება ძირითად პასტასთან ერთად.

ძირითადი მასალა ანაბექტდისათვის T1P-O.

შესარევი მასალების თანაფარდობაა – ძირითადი მასის ყოველ საზომ კოვზზე (17,8 გ – 11,2 მლ) მოდის აქტივატორული პასტის 3 დანაყოფი (0,44 გ – 0,43 მლ) შესარევე ქვესადებზე. კომპონენტები შეერევა შპატელით ქვესადებზე 20 წამის განმავლობაში. მასალასთან მუშაობის დროს 1 წუთია შერევის დაწყებიდან. პირის ღრუში მასალის ყოფნის დრო 5 წუთია.

დაბალი სიბლანტის პასტა ТИР-3.

შესარევი მასალების თანაფარდობა – დაბალი სიბლანტის მასალის ყოველ 12 დანაყოფზე (9,2 გ – 8,6 მლ) შესარევი ქვესადებზე იღებენ 6 დანაყოფ (0,88 გ – 0,87 მლ) აქტივატორულ პასტას. კომპონენტები კარგად შეერევა შპატელით ბლოკნოტზე 30 წამის განმავლობაში ერთგვაროვანი მასის მიღებამდე. მასალათან მუშაობის დროს 1,5 წუთია შერევის დაწყებიდან. პირის ღრუში მასალის ყოფნის დრო 5 წუთია.

შეფუთვა შეიცავს ძირითად მასას, დაბალი სიბლანტის დამაზუსტებელ საანაბეჯლო მასას და აქტივატორულ პასტას.

პროთეზის საფუძვლად აღრე იყენებდნენ *სტომალიტს და ეფნელიტს*, მაგრამ მათაც აქვს უარყოფითი მხარე, კერძოდ რთულია ასეთ ფისებთან ტექნოლოგიური პროცესის წარმართვა. ასეთი პროთეზები ფერს მალე კარგავს, რის გამოც მათ აღარ იყენებენ. შემდეგში შეიქმნა უფრო ეფექტური პოლიმერული მასალები. ერთ-ერთი ასეთია აკრილურ ფისებზე დამზადებული АКР-7, საპროთეზო სამუშაო საბაზისო მასალა (აკრილატ – 7 რეცეპტურით).

ების ძელის გახეხვისაგან დასაცავად შეიქმნა დასაფენი მასალები სილიკონების საფუძველზე: *სტაბინი* (ავსტრია), *სილანი* (აშშ), *ორთოქსილი* (რუსეთი).

დამზადებული პროთეზების გასასწორებლად, დროებითი პროთეზებისა და პარადონტოზის დროს კბილის სალტეების დასამზადებლად გამოიყენებენ სწრაფად გამყარებად პოლიმერებს.

თერაპევტული სტომატოლოგიის მიზანია, აღადგინოს ნგრევის პროცესი, მოახდინოს ავადმყოფობის გამომწვევი მიზეზის ლიკვიდირება და აღადგინოს დეფექტები და ფუნქცია. ამ ამოცანის გადაჭრის საშუალებას წარმოადგენს პლომბირება ჩანართების საშუალებით.

თავისთავად გამყარებადი პოლიმერებისაგან დამზადებული საფენების გამოყენებამდე საკმაოდ ბევრი სამუშაო ჩატარდა. თავდაპირველად იღებდნენ ცვილის ტვიყრს, რომელიც შეესაბამებოდა დასაპლომბი კბილის ღრუს, ხოლო შემდეგ ცვილის ტვიყრის მოდელის შესაბამისად ძერწავენ პოლიმერულ პლომბს, რომელიც მაგრდება ღრუზე სპეციალური ცემენტის საშუალებით.

კბილის ღრუს ფორმირებისას, თავისუფალი მონომერის შემცველი მასალის შეტანის დროს, მონომერი შეიძლება შევიდეს დენტინში და მოახდინოს ტოქსიკური მოქმედება პულპზე (განსაკუთრებით ღრმა ღრუების შემთხვევაში), ამიტომ ამ დროს გამოიყენება საფენი, რომელიც დამზადებულია ინდიფერენტული მასალისაგან (მაგალითად, ფოსფატ-ცემენტი).

შემოთავაზებული პლასტიკური მასა შეიძლება გამოყენებული იქნეს ნებისმიერი პლასტიკური და რეკონსტრუქციული ოპერაციების დროს.

ათობით მილიონი ადამიანი იყენებს კბილის პროთეზს, რომელიც დამზადებულია პოლიმერული მასალების ბაზაზე. პოლიმერული პროთეზები და პლომბები ათეული წლების განმავლობაში უშუალო კონტაქტშია პირის ღრუს ლორწოვან გარსთან. ამ კონტაქტისას რაიმე უარყოფითი თანამდე მოვლენები არ ყოფილა შემჩნეული. ეს ამტკიცებს იმას, რომ ამჟამად გამოყენებული პოლიმერული მასალები უვნებელია სტომატოლოგიისათვის. ახალი პოლიმერული მასალების შექმნა საკმაოდ აქტუალურია, მორყეული კბილების ფიქსაციისათვის გამოყენებული მოსახსნელი არტაშნების გასაკეთებლად და სხვა მიზნებისათვის.

პროთეზის დამზადება ანაბეჭდის გარეშე. კბილის პროთეზირებაში სწრაფად გამყარებადი პლასტმასის გამო-

ყენებასთან დაკავშირებით ზოგჯერ მიმართავენ პროთეზის დამზადებას ანაბეჭდის გარეშე, რისთვისაც უკბილო ყბებზე ავადმყოფის პირის ღრუში ამზადებენ ცვილის ინდივიდუალურ საანაბეჭდო კოვზებს, ამ კოვზებს ათაბაშირებენ დარიჯაში და ცვილს ჩვეულებრივი წესით ცვილიან პლასტმასით. ამგვარად დამზადებულ ინდივიდუალურ კოვზებს არგებენ შესაბამის ყბებზე, ამაგრებენ მათზე საარტიკულაციო მორგევებს და განსაზღვრავენ თანკბილვის ნორმალურ სიმაღლეს ქვედა ყბის ცენტრალური ოკლუზიის მდგომარეობისას. მიღებული თანკბილეა საანაბეჭდო კოვზებით გამოაქვთ პირის ღრუდან, საანაბეჭდო კოვზებს აყენებენ ცენტრალური ოკლუზიის მდგომარეობაში და ათაბაშირებენ ოკლუდატორსა ან არტიკულატორში.

პლასტმასისგან დამზადებული ინდივიდუალური საანაბეჭდო კოვზები პროთეზის ბაზისებია, რომლებზეც აყენებენ კბილებს და განაგრძობენ მუშაობის დანარჩენ ეტაპებს.

საბოლოოდ დამზადებული პროთეზების ჩაბარების დროს ამოწმებენ საპროთეზო ველის მიმართ ბაზისების მდებარეობის საზღვრებს და კბილთა მწკრივებს შორის ნორმალურ შეთანაწყობას, შემდეგ აკეთებენ პროთეზების შიგნითა ზედაპირების ფრეზირებას და გადაბაზირებას ისეთივე წესით, როგორც საერთოდ უკბილო ყბების კბილის პროთეზების გადაბაზირებისთვის არის საჭირო. ანაბეჭდის გარეშე პროთეზის დამზადება უარყოფითი მხარეების გამო არ გავრცელდა.

სუმიტა მიტრამ პირველად გამოიყენა სტომატოლოგიური მასალების წარმოებაში ნანოტექნოლოგიები. 2004 წელს Filtek™ Supreme™ XT-ის შექმნა ნამდვილი რევოლუცია იყო სტომატოლოგიაში.

საქმე იმაშია, რომ ტრადიციული დასაპლომბი მასალა შედგება სილიციუმის და ორგანული მატრიცის (ყვისი) საფუძველზე დამზადებული არაორგანული შემავსებლისაგან, ეს ნივთიერებები კი არ არის უნივერსალური, მათში არ არის შეხამებული სიმტკიცე და ესთეტიკა. ეს ნიშნავს, რომ თუ მასალა შეუმჩნეველია, ბზინავს ისევე, როგორც ჩვეულებრივი კბილები, იგი შეიძლება გამოვიყენოთ მხოლოდ წინა კბილებისათვის, ხოლო თუ მასალა მტკიცეა, არ ცვდება, ის სწრაფად კარგავს თავის ბზინვარებას და ყვითლდება.

სწორედ ეს პრობლემა გადაჭრა Filtek™ Supreme™ XT მასალამ. ინოვაციური ცირკონიუმ-სილიციუმის შემავსებელი შედგება ნანომერებისა და ნანოკლასტერებისაგან, რომლებიც სპეციალურ ღუმელშია შეცხობილი. ასეთი უნიკალური შემავსებელი მასალას აძლევს სიმტკიცეს და ის კარგად პრიადებს. მისი გამოყენება შესაძლებელია როგორც წინა კბილების, ასევე გვერდითი კბილებისთვისაც. არის შეუმჩნეველი და ესთეტიური. ამიტომაც ამ მასალამ დიდი პოპულარობა მოიპოვა სტომატოლოგიაში. ზედიზედ სამი წლის განმავლობაში ავტორიტეტული ექსპერტული სტომატოლოგიური გამოცემის (Dental advisor, აშშ) მიერ Filtek Supreme აღიარებული იყო წლის კომპოზიტად.

ამჟამად რიგ სტომატოლოგიურ კლინიკებში („БладМи-Ва“) უკვე იყენებენ ნანოტექნოლოგიებს და როგორც შედეგები აჩვენებს, წარმატებითაც.

არსებობს ცნობები ნანომილაკების გამოყენების შესახებ კბილების დასაცავად. კბილების დასაცავ ხელოვნურ საფარში ნანომილაკების გამოყენებამ შესაძლებელია თავიდან აგვაცილოს კბილების დაავადებები და ეს ნამდვილი სენსაცია იქნება სტომატოლოგიაში.

ლიტერატურა

1. Ревзин И.И. Стоматология, 1954, 2, 53.
2. Ревзин И.И. В сб.: Вопросы применения препаратов пластмасс в медицине. М., 1956, 12.
3. Ревзин И.И., Попов П.И. В сб.: Полимеры в медицине и медицинской промышленности. У. 1. Л., 1964, 34.
4. Роскин Г.И., Левинсон Л.В. В кн.: „Микроскопическая техника“. М., 1967, 41.
5. Рыбаков А.И. и др. Стоматология, 1967, 3. 11.
6. Graig R.G. et al. //Brit. J. Plast. Surg. 1975, v., 28, №1, p. 67-70.
7. Урабё Ё. //Когё Дзайрё. 1979, т. 27, №9, p. 61-64.
8. Mohier L. R., Portefield H.W., Ferraro D.W. // Arch. Surg., 1976, v. 111, №4, p. 452-455.
9. Брусова Л.А., Поюровская И.Я., Карпухина Н.И. //Тез. докл. V Всесоюзн. симп. „Синтетические полимеры медицинского назначения“. Рига, 1981, с. 19-20.
10. Habel V.B., Chalian V.A. // J. Biomed. Mat. Res., 1976, v.10, №4, p. 529-536.
11. Kent K., Beekroft W.A. //J. Surg. Oncol., 1982, v.19, №3, p. 176-187.
12. Sher M.R. //J. Oral Surg., 1976, v.34, №10, p. 919-920.
13. Howe D.J. //J. Oral. Surg., 1979, v.37, №1, p. 59-62.
14. Muchnick R.S., et al. //Am. J. Ophthalmol., 1979, v.89, №5, p. 889-897.
15. Cohen S. // S. Afr. Med. J., 1982, v.61, №19, p. 690-692.
16. Finger W., et al. //Scand. J. Dent. Res., 1983, v. 91, №1, p. 61-65.
17. Taicher S. // J. Prosth. Dent., 1982, v.48, №5, p. 562-564.
18. Masella R.B., et al. // J. Prosth. Dent., 1975, v.33, №3, p. 250-257.
19. Segall B.W., et al. // J. Prosth. Dent., 1982, v.47, №13, p. 85-87.

20. Goldstein C.R. // *J. Prosth. Dent.*, 1976, v.36, №4, p. 368-372.
21. Kasman T., et al. // *Oral Surg.*, 1977, v. 43, №4, p. 607-614.
22. Jonas Junevicius, Alvydas Pavilonis, Algimantas Surna. Transmission of Microorganisms from Dentists to Dental Laboratory Technicians through Contaminated Dental Impressions *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal*, 2004, 6, 20-23.
23. Anders PL, Drinnam AJ, Thines TJ. Infectious Diseases and the Dental Office *NY State Dent J* 1998; 64(4): 29-34.
24. Jennings KJ, Samaranayake LP. The persistence of microorganisms on impression materials following disinfection. *Int J. Prosthodont* 1991; 4(4): 382-7.
25. Jagger DC, Huggett R, Harrison A. Cross-infection control in dental laboratories. *Br Dental J* 1995; 179(3): 93-6.
26. Покровский ВИ, Поздеев ОК. Медицинская Микробиология. Москва: ГЭОТАР Медицина 1999.
27. Touyz LZ, Rosen M. Disinfection of alginate impression material using disinfectants as mixing and soak solutions. *J Dent.* 1991; 19(4): 255-7.
28. D. K. Dwivedi, R Sharma, A Kumar. Influence of silicon content and heat treatment parameters on mechanical properties of cast Al-Si-Mg alloy. *International Journal of Cast Metals Research* 2006, vol. 19, Issue: 5, Pages: 275-282.
29. D. Fabrègue, A. Deschamps and M. Suéry. Influence of the silicon content on the mechanical properties of AA6xxx laser welds. *Materials Science and Engineering: A* 2009, vol. 506, Issues 1-2, 25 April Pages 157-164.
30. Diana A Lados, Diran Apelian, Libo Wang. Minimization of residual stress in heat-treated Al-Si-Mg cast alloys using uphill quenching: Mechanisms and effects on static and dynamic properties. *Materials Science and Engineering A*, 2010, vol. 527(13-14), 3159-3165.

31. J.K. Lee, D.H. Bae, W.T. Kim, D.H. Kim. Sliding temperature and wear behaviour of cast Al-Si-Mg alloys. *Materials Science and Engineering A*, 2004, vol. 382(1-2), 332-335.
32. Vorhies AB, Donly KJ, Staley RN, Wefel JS. Enamel demineralization adjacent to orthodontic brackets bonded with hybrid glass ionomer cements: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1998; 114(6),668-674.
33. Hasan N. Alkumru, Sebnem Begum Turker. Buket Evren. Use of Polyethylene Fibre Ribbon Reinforced Composite Resin as Post-Core Build-Up: A Technical Report. Technical report (tr). *Balk J Stom*, 2008; 12, 174-177.
34. Laurie C. Hartman, Russell W. Bessette, Robert E. Baier, Anne E. Meyer, John Wirth. Silicone rubber temporomandibular joint (TMJ) meniscal replacements: Postimplant histopathologic and material evaluation. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1988, v. 22 (6), 475 484.
35. Jarosław Żmudzki, Wiesław Chladek. Elastic silicone matrices as a tool for load relief in overdenture implants. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2008, vol. 10, No. 4, 7-14.
36. Adrian E.D., Krantz W.A., Ivanhoe J.R., The use of processed silicone to retain the implant-supported tissue-borne overdenture, *J. Prosthet. Dent.*, 1992, 67, 219 22.
37. Taddei C., Metz m., Waltman E., Etienne O., Direct procedure for connecting a mandibular implant-retained overdenture with ball attachments, *J. Prosthet. Dent.*, 2004, 92, 403 404.

IV. სილიკონები პლასტიკურ ქირურგიასა და კოსმეტოლოგიაში

პირველი სილიკონური იმპლანტები დამზადებული იქნა 1961 წელს ტეხასში (აშშ). ამჟამად სილიკონური იმპლანტების მეხუთე თაობა არსებობს და მათთვის დამახასიათებელია ფორმის სტაბილურობა, შეწებების მაღალი უნარი (კოპეზიური თვისებები). გარდა ამისა, მეხუთე თაობის სილიკონურ იმპლანტებში მინიმიუმადეა დაყვანილი სილიკოტელის გაოფლიანება იმპლანტანტის გარსის გაყლით.

სილიკონური იმპლანტები განსაკუთრებით პოპულარულია ევროპაში. მრავალი ცდისა და გამოკვლევის შედეგად დამტკიცებული იქნა, რომ სილიკონი უსაფრთხოა, არ იწვევს კიბოს განვითარებას და აუტოიმუნურ დაავადებებს.

სილიკონური იმპლანტები დამზადებისას შეიძლება შეიყოს გელით, შეიძლება იყოს ორმაგი, ერთი ნაწილი გამკერივდეს სილიკონური გელით, ხოლო მეორეს (შინაგანი) აესებენ მარილის ხსნარით ოპერაციის პროცესში. იმპლანტების მესამე ტიპი, ასევე ორმაგი, შიგნით, ოპერაციის დროს იესება მარილის ხსნარით, მაშინ, როცა გარე ნაწილი, უკვე დამზადებისას იესება სილიკონით.

მიუხედავად იმისა, რომ არსებობს მარილის და სილიკონის იმპლანტები, რომელთა მოცულობის კორექტირება ოპერაციის შემდეგაც შეიძლება, ყველაზე მეტად გაყრცელებულია იმპლანტები, რომლებიც დამზადებისას არის შევსებული ნიეთიერებით.

სილიკონური იმპლანტის გასკდომისას მკერდი ფორმას არ იცდის, რისი თქმაც არ შეიძლება მარილის იმპლანტზე, საიდანაც ხსნარი მთლიანად გამოედინება. ყოველ იმპლანტს

ხმარების თავისი ვადა აქვს, რომლის გასვლის შემდეგ ის უნდა შეიცვალოს.

1961 წლიდან სილიკონური იმპლანტების მეხუთე თაობა არსებობს.

პირველი თაობის სილიკონური იმპლანტები დამზადებული იყო ცრემლის ფორმის სილიკონის გარსისაგან, რომელიც შევსებულია სილიკაგელით. ამ გარსის უკანა კედელზე დაკრონის „ზესადები“ იყო დამაგრებული, რომელიც ეწინააღმდეგებოდა იმპლანტის წანაცვლებას.

მეორე თაობის სილიკონური იმპლანტები 1970 წლიდან არსებობს და უფრო რბილი და მოქნილია. ისინი შედარებით თხელია და გელიც უფრო წებოვანი. სილიკონის გარსიც უფრო თხელია. ამ იმპლანტების ნაკლია სილიკონის გარსის გასკდომის დიდი რისკი, აგრეთვე სილიკაგელის გაოყლიანება გარსის შიგნით, რაც იწვევდა კონტაქტისას კაუსულის წარმოქმნას. ამ ტიპის სილიკონებმა გასული საუკუნის 90-იან წლებში აშშ-ში სასამართლო პრეტენზიების დიდი ტალღა გამოიწვია ფირმა „Dow Corning“-ის წინააღმდეგ, რომელიც ამ მასალას უშვებდა. 1970-იან წლებში შეიმუშავეს პოლიურეთანის ქაფი, რომლითაც სილიკონური იმპლანტები იყარებოდა. იგი ამცირებდა აღნიშნულ რისკს ანთებითი რეაქციით, რის შედეგადაც მცირდებოდა იმპლანტის კაუსულის ირგვლივ ფიბროზული ქსოვილის წარმოქმნის ალბათობა. მაგრამ შემდგომში ამ იმპლანტებზეც უარი ითქვა, პოლიურეთანის დაშლის პროდუქტების პოტენციური კანცეროგენური ეფექტის გამო. უფრო მოგვიანებით აშშ-ში მივიდნენ იმ დასკვნამდე, რომ ეს რისკი მეტად მცირე იყო.

სილიკონური იმპლანტები პოლიურეთანის საფართო ახლაც გამოიყენება ევროპაში და სამხრეთ აფრიკაში, აშშ-ში კი - არა, რადგან არ არსებობს აშშ-ის საკვები პროდუქტე-

ბისა და სამკურნალო საშუალებების კონტროლის ფედერალური სამმართველოს ნებართვა. მეორე თაობის სილიკონური იმპლანტებიც მზადდებოდა ორმაგი დიზაინით. პრაქტიკულად ეს იყო სილიკონური იმპლანტი მარილის იმპლანტის შიგნით. ეს კეთდებოდა გელის კოსმეტიკური ეფექტის მიღწევის მიზნით იმპლანტის შიგნით, მაშინ, როცა გარედან მას მარილის ხსნარი ჰქონდა, რომლის მოცულობის კორექტირება შესაძლებელი იყო იმპლანტის დაყენების შემდეგ. თუმცა, ასეთი იმპლანტების რთული აგებულების გამო, ხშირი იყო გართულებები.

მესამე და მეოთხე თაობის იმპლანტები მზადდებოდა გასული საუკუნის 80-იანი წლებიდან. მათი თავისებურება იყო ელასტომერის საყარი გაოფლიანების შემცირების მიზნით, ასევე უფრო სქელი და წებოვანი სილიკონის გამოყენება. ამ ჯგუფის იმპლანტებს ჰქონდათ როგორც მრგვალი, ისე წაწვეტებული ფორმა. წაწვეტებული ფორმა ანატომიურად ითვლებოდა.

მეხუთე თაობის იმპლანტები გამოირჩევიან სტაბილურობით და მაღალი კოჰეზიურობით (წებოვანებით). აშშ-ში მათი გამოყენება დაიწყო მოგვიანებით, სხვა ქვეყნებთან შედარებით, სადაც ისინი 90-იანი წლებიდან გამოიყენებოდა. ამ ტიპის იმპლანტებში გამოიყენება ნახევრადერთგვაროვანი გელი, რომელიც თავიდან გეაცილებს მიგრაციას (გაოფლიანებას). ასეთი იმპლანტები, ადრე არსებულებთან შედარებით მეტად ეფექტური აღმოჩნდა. ისინი ნაკლებად სკდებოდნენ და ნაკლებად წარმოქმნიდნენ კაფსულარულ სტრუქტურას.

მკერდის პოლიპროპილენური იმპლანტები ცნობილია აგრეთვე ბოჭკოვანი იმპლანტების სახელწოდებით. ეს არის მკერდის იმპლანტი, რომელიც დამზადებულია პოლიპროპილენის საფუძველზე ექიმ ჯერალდ ჯონსონის მიერ. გართუ-

ლებების გამო ის აკრძალულია აშშ-ში და ევროკავშირში. ეს იმპლანტები შეიწოვს სითხეს და ფართოვდება, რითაც მიიღწევა მკერდის გაფართოების ეფექტი.

სილიკონები გამოიყენება ქირურგიაში, როგორც მშვენიერი მასალა რეკონსტრუქციისათვის. 40 წლის მანძილზე, მეცნიერებმა იპოვეს საშუალება შეეყვანათ ადამიანის ორგანიზმში სილიკონი ორგანიზმისათვის ზიანის მიყენების გარეშე. იმპლანტაციისას ნიუთიერება არ ეხება კანს და ქსოვილს – პოლიმერი მოთავსებულია გარსში, რომელიც იმდენად მტკიცეა, რომ უძლებს ავტომობილის წონას. მხოლოდ ტყვიით არის შესაძლებელი მისი გახურება. ოპერაციის შემდგომი ყველა გართულება თავად სილიკონთან არ არის დაკავშირებული: მხოლოდ ქირურგის ოსტატობაზეა დამოკიდებულია წარმოიშევა თუ არა ანთება, ფიბროზი, რამდენად შესამჩნევი იქნება შრამი. თუმცა, ამჟამად შესაძლებელია მის დასაყარად ულტრაბგერითი კოსმეტიკური ტატიურებაც. მკერდის გარდა, სილიკონით შესაძლებელია დუნდულების ფორმის კორექტირება, თეძოების მოდელირება, დაგრეხილი ფეხების გასწორება და ა.შ.

სილიკონის ნაკლია მისი შეუღწევადობა რენტგენის სხივების მიმართ. ეს გარკვეულ პრობლემებს უქმნის ექიმ-მამოლოგებს, რომლებსაც ამის გამო არ შეუძლიათ აღმოაჩინონ ნორმისაგან ესა თუ ის გადახრა. ესთეტიკური მედიცინა დღემდე სარგებლობს სილიკონით, ნაოჭების საწინააღმდეგოდ და ტუჩების ფორმის შესაცვლელად. ყველა ოპერაცია ადგილობრივი ანესთეზიით მიმდინარეობს. შედეგი მაშინვე არ მიიღწევა, მაგრამ რამდენიმე წლის განმავლობაში ძლებს.

სილიკონები კოსმეტოლოგიაში ძირითადად გამოიყენება თმის მოსაველეად, აგრეთვე დეკორატიულ კოსმეტიკაში.

სწორედ სილიკონი აფიქსირებს თმის ვარცხნილობას და აძლევს თმას ბზინვარებას. სილიკონს შეიცავს თითქმის 50% კოსმეტიკური საშუალებებისა. არსებობს კოსმეტიკურ საშუალებებში ორგანული ნაერთების სილიკონის წარმოებულე-ბით შეცვლის ტენდენცია. ყველაზე გავრცელებული პრეპარატები, რომლებიც შეიცავს სილიკონს, არის თმის მოვლის საშუალებები და შამპუნები. სწორედ კონდიციონირების უნარის მქონე სილიკონური დანამატების გამო ხდება თმა აბრეშუმისავე ბზინავი და რბილი. მათი გამოყენება განსაკუთრებით საჭიროა ქიმიური დახვევისა და აგრესიული დასაბანი საშუალებების გამოყენების შემდეგ. შამპუნის ან კონდიციონერი-გადასაყვების შემადგენლობაში შემავლი სილიკონი თანაბრად ნაწილდება თმის ზედაპირზე, სასარგებლოა თავის კანის ქსოვილისათვის. მასში ადვილად გადის ნესტი და ჟანგბადი და თავის კანის სუნთქვა არ ირღვევა. ყველა სილიკონი თმას აძლევს ბზინვარებას, მისი გამოყენების შემდეგ ადვილი ხდება თმის დავარცხნა და მისთვის სასურველი ფორმის მიცემა.

შამპუნში სილიკონის შემცველობის არსებობა ადვილად შესამჩნევი იყო. თუ შამპუნი იყო სადაფისმაგვარი, ის შეიცავდა სილიკონს. ადრე კოსმეტიკოლოგებმა უბრალოდ არ იცოდნენ როგორ აეცილებინათ თავიდან წყალში უხსნადი სილიკონის შემცველი ემულსიის სიმღვრივე. ამიტომ შამპუნს უმატებდნენ სპეციალურ დანამატებს, ამ დეფექტის დასამალად. ამჟამად პრაქტიკულად შეუძლებელია სილიკონური დანამატების შემცველობის დაფიქსირება შამპუნებში – ქიმიკოსებმა ისწავლეს ნალექის მოშორება, სრულიად გამჭვირვალე ემულსიის მიღება. წამწამების ტუშში სილიკონის არსებობა უზრუნველყოფს პიგმენტის თანაბრად განაწილებას, იცავს წამწამებს და ანიჭებს მათ ბზინვარებას. ასევეა

პომადებშიც. რაც მთავარია, სილიკონის შემცველი დეკორატიული კოსმეტიკური საშუალებები დიდხანს რჩება კანზე, წყალმედვია და მტკიცე. დეზოდორანტებსა და მზისაგან დამცავ კრემებში ასევე შედის სილიკონი (კერძოდ ფენილტრიმეტიკონი). ორივე შემთხვევაში ისინი იცავენ პრეპარატების მათეთრებელი მოქმედებისაგან (თეთრი ზოლების გაჩენა სხეულზე ან ტანსაცმელზე) და ხელს უწყობენ კანზე აქტიური ინგრედიენტების თანაბრად განაწილებას. სილიკონის შემცველობის გამო მზის საწინააღმდეგო ლოსიონები და დეზოდორანტები წყალმედვია, კომფორტულია და სასიამოვნო. სილიკონის წყალბით კარგად იხმარება ბურთულიანი და მყარი დეზოდორანტები: სილიკონი კარგი საცხია ბურთულის ან სარკველისათვის. სილიკონი გამოიყენება თმის მაღამოების, ლოსიონების, მუსების და გელების ემულგატორადაც. ეს დანამატი მრავალფუნქციურია. მისი არსებობა ამცირებს ცხიმის შემცველობას და მაღამოს ნაკლებად ცხიმოვანს და წებოვანს ხდის. საერთოდ, სილიკონის შემცველობის გამო, კოსმეტიკური საშუალებები გაცილებით სასიამოვნოა შეხებისას, ადვილად ნაწილდება კანზე. სილიკონის ფენა არ უშლის კანს სუნთქვას, იცავს ტოქსიკური და ბუნებრივი გამღიზიანებლებისაგან, არბილებს და ხავერდოვანს ხდის მას.

მარტივი სილიციუმის დიოქსიდისაგან(კვარცის ქვიშა) რამდენიმე ქიმიური რეაქციით იღებენ სილიკონურ პოლიმერულ ნაერთებს. სილიკონის მოლეკულებს აქვთ სხვადასხვა სიგრძე, ქიმიური და სივრცითი სტრუქტურა. ამის გამო სილიკონურ ნაერთები განსხვავდებიან თვისებებით და სხვადასხვა დანიშნულებისათვის გამოიყენება. წყალში ხსნადი სილიკონები გამოიყენება შამპუნებში. ისინი აუმჯობესებს ქაფწარმოქმნას, ადვილად ჩამოიბანება წყლით და არ რჩება

თმებზე. სილიკონური ზეთები არ იხსნება წყალში, ბზინვარებას აძლევს თმას, არბილებს, აადვილებს დაკარცხნას. ამის გამო მათ ხშირად იყენებენ თმებზე გადასაფლებ საშუალებებში, თმის სამკურნალო საშუალებებში, — და სხვა კომბინირებულ კოსმეტიკურ საშუალებებში. სილიკონური ზეთის ჩამობანა სპეციალური შამპუნებით ხდება, თუმცა, ხშირი გამოყენების დროს ის რჩება თმებზე და წარმოქმნის დამცავ ფენას.

აორთქლებადი სილიკონები იცავს თმებს და ამცირებს გაშრობისთვის საჭირო დროს. მაღალპოლიმერული სილიკონები ყველაზე მდგრადია და განსაკუთრებული შემთხვევებისათვის გამოიყენება. მაგალითად, თმის გახლეჩილი ბოლოების შესაერთებლად. ისინი შედის განსაკუთრებული სამკურნალო საშუალებების შემადგენლობაში, თმებზე წარმოქმნის მკვირვ ფენას და ძნელად შორდება. აორთქლებადი სილიკონებია ციკლომეთიკონი და მისი წარმოებულები და ფენილტრიმეთიკონი. წყალში ხსნადი სითხეებია — დიმეტიკონი და მისი წარმოებულები. ელასტომერები მაღალმოლეკულური პოლიმერებია. ეს ნივთიერებები გამოიყენება შემსქელებლებად თხევადი მაღამოებისათვის და კანის რელიეფის გასასწორებლად.

სილიკონის ტუნჩები. სილიკონის საშუალებით ტუნჩების გადიდების ოპერაციები ძალიან პოპულარული იყო 5-10 წლის წინ. მაგრამ ამ მასალის გამოყენებით ყოველთვის როდი მიიღებოდა ბუნებრივი შედეგი და ამასთან ხშირად არასასურველ გვერდით ეფექტებს ჰქონდა ადგილი. ამიტომ, უკანასკნელ წლებში ტუნჩების გასადიდებლად დაიწყო თანამედროვე მასალების გამოყენება, რომლებიც გამოირჩევა თავსებადობის მაღალი ხარისხით, ნაკლები უკუჩვენებით და

ნატურალური ტუნების ევექტს იძლევა. ასეთი მასალებია გიალურონის მჟავა, კოლაგენი და სხვა.

მრავალ ქვეყანაში, მათ შორის აშშ-ში აკრძალულია ტუნების გასადიდებლად სილიკონის გამოყენება. ეს გამოწვეულია მრავალი საჩივრით მსგავსი ოპერაციის შემდეგ. გარდა ამისა, გიალურონის მჟავასაგან განსხვავებით, რომელიც თანდათან გაიწოვება, სილიკონი ქსოვილში რჩება. ერთის მხრივ ეს შეიძლება დადებითად ჩაითვალოს, რადგან სასურველი ევექტი დიდხანს არ ძლებს, მაგრამ მეორეს მხრივ უხარისხო შედეგისას პრობლემა თავისთავად არ გადაიჭრება. ამასთან, სილიკონს, როგორც უცხო სხეულს, შეუძლია გამოიწვიოს სერიოზული ანთებითი რეაქცია, რომლის ინტენსივობა ორგანიზმის ინდივიდუალობაზეა დამოკიდებული.

ტუნებში სილიკონის შეყვანისას ორგანიზმი რეაგირებს უცხო სხეულზე ფაგოციტების და ლიმფოციტების დაგროვებით. რადგან სილიკონის გამოყვანა არ ხერხდება, ხდება შემაერთებული ქსოვილის აქტიური წარმოქმნა, რომელიც შედეგება ფიბრობლასტებისაგან და იწვევს უცხო სხეულის ე.წ. „კაპსულირებას“. ასე ცდილობს ადამიანის ორგანიზმი სილიკონის შეყვანისას გაღიზიანების და ანთებითი პროცესის შემცირებას. ეს პროცესი ძალიან გავს მარგალიტის წარმოქმნას, ოღონდ ქვიშის მაგივრობას სილიკონი ასრულებს, ხოლო ხამანჭვი – ადამიანის ორგანიზმი.

სილიკონის ირგვლივ კოლაგენური ბოჭკოს ზრდადი მოცულობა საბოლოოდ იწვევს შემაერთებული ქსოვილის მნიშვნელოვან გადიდებას. თუ ორგანიზმი აგრძელებს რეაგირებას ტუნებში შეყვანილ სილიკონზე, წარმოიქმნება სულ უფრო მეტი კოლაგენი ამ ნივთიერების ირგვლივ. ამ პროცესის დადებითი მხარეა სილიკონის კარგი ჰერმეტიულობა, რომელსაც აღარ შეუძლია მიგრირება გარემომცველ ქსოვილში. ამ

რიგად, სილიკონის გამოყენებით ტუნჩების გადიდების ეფექტს ადგილი აქვს არა მარტო თვით ამ ნივთიერების გამო, არამედ უფრო მეტად მასზე ორგანიზმის რეაქციის გამო. სწორედ ამიტომ, შეყვანილი უნდა იქნეს სილიკონის მცირე რაოდენობა, ხოლო მის ირგვლივ ფორმირებული კოლაგენის მოცულობა დამოკიდებულია სილიკონის მიმართ ორგანიზმის მგრძობელობაზე და გამოყენებული მასალის ხარისხზე. დაბალი ხარისხის სილიკონი იწვევს ძლიერ გაღიზიანებას და სერიოზულ გართულებებს.

გარდა ამისა, სილიკონის ტუნჩები ყოველთვის არ არის მიმზიდველობის ის ეტალონი, რისკენაც ქალი მიისწრაფვის. ზოგჯერ შედეგი სავალალოა. ამიტომ, კარდინალური გადაწყვეტილების მიღებამდე, ყოველთვის საჭიროა დადებითი და უარყოფითი მხარეების გაანალიზება. სილიკონის ალტერნატივაა ბიოშეთავსებადი გელი, რომელიც ტუნჩების გადიდებას იწვევს მხოლოდ განსაზღვრული დროით. გარდა ამისა, რომ ამ ნივთიერების მონაცემები უფრო ბუნებრივია ადამიანის ორგანიზმისათვის, ისინი ქალს საშუალებას აძლევს დარწმუნდეს, რომ მსუქანი ტუნჩები მას მოუხდება. წინააღმდეგ შემთხვევაში, წარუმატებელი გარეგნობა დროებითი იქნება და არ გამოიწვევს ხანგრძლივ ფსიქოლოგიურ დისკომფორტს. სილიკონის ტუნჩები ხშირად იმდენად ცულის ქალის გარეგნობას, რომ ის ამისათვის მზად არ არის. გარეშეთა მიერ ამ ახალი გარეგნობის მიუღებლობაც დამატებით სტრესს უქმნის მას, და ყოველივე ამან შეიძლება დეპრესიაც გამოიწვიოს.

თანამედროვე კოსმეტოლოგია ტუნჩების გადიდების ახალ ხერხს გვთავაზობს – ლიპოფილინგი, რომელიც ტუნჩებს ბუნებრივ მოცულობას აძლევს, ხდის მათ მგრძობიარესა და ლამაზს. ამ პროცედურის დადებითი მხარეა პაცი-

ენტის საკუთარი ცხიმის გამოყენება, რაც ალერგიული რეაქციის თავიდან აცილების საშუალებაა. ლიპოფილინგის დროს პაციენტი არ გრძნობს ტკივილს, და შედეგი დიდხანს არის შენარჩუნებული.

თანამედროვე ქალები სილამაზისათვის ბრძოლაში ერთი უკიდურესობიდან მეორეში ვარდებიან. ერთნი დიეტის შედეგად აღწევენ ავადმყოფურ სიგამხდრეს, მეორენი კი მიისწრაფვიან ფუშფუშა ფორმებისაკენ და პლასტიკურ ქირურგებს მიმართავენ. დღეისათვის სხეულის სილიკონური ნაწილებით ვერავის გააკვირვებ. ყოველწლიურად იზრდება იმ ადამიანების რიცხვი, რომლებიც აღწევენ მოცულობის გაზრდას სილიკონის საშუალებით, მიუხედავად იმისა, რომ აღმოჩენილია მრავალი ახალი იმპლანტი.

პირველი სილიკონური იმპლანტი 1960 წელს გამოჩნდა, თუმცა სხეულის არასრულყოფილი ფორმების კორექტირების სურვილი ადრეც კქონდათ. მკერდის გადიდება ცდილობდნენ პაციენტის ცხიმოვანი ქსოვილით, რომელსაც თეძოდან იღებდნენ, პარაფინის საშუალებით, ივალონის საშუალებით, პოლისტანის, ეთერონის და სხვა მასალების საშუალებით. მაგრამ ეს ცდები არ იყო წარმატებული. მკერდის სილიკონური პროთეზის გამოყენების იდეა ამერიკელ პლასტიკურ ქირურგებს დაებადათ – ფრენკ გეროუს და ტომას კრონინს. 1962 წლიდან მათ დაიწყეს სილიკონური ენდოპროთეზების გამოყენება პაციენტებზე, რომელთა რაოდენობა ყოველწლიურად იზრდებოდა. 15 წლის შემდეგ ფირმა „Dow Corning“-ის წინააღმდეგ გაჩნდა პრეტენზიები და საჩივრები. პირველი სასამართლო გარჩევა მოიგო პაციენტმა კლიკლენდიდან, რომელმაც მოითხოვა ანაზღურება მიყენებული ტანჯვისათვის, რაც სილიკონური იმპლანტის გასკდომამ და შემდგომმა ოპერაცი-

ებმა გამოიწვია. ეს 170 ათასი დოლარს შეადგენდა. თუმცა, სასამართლო პროცესი არ გახმაურებულა.

1980 წლიდან მედიკოსებმა გამოთქვეს შეშფოთება, რომ სილიკონური იმპლანტები მკერდის კიბოს და აუტოიმუნური დაავადებების პროვოცირებას იწვევდა. მათ საფუძვლად უდევს იმუნიტეტის რეაქცია, რომელიც მიმართულია საკუთარი ორგანოების, ან ორგანიზმის ქსოვილების წინააღმდეგ. 1991 წელს ანალოგიური შემთხვევის გამო კომპენსაცია – 7,3 ათასი დოლარი მიიღო კიდევ ერთმა პაციენტმა – მერიან პოპკინსმა. 1991 წლის ბოლოსათვის უკვე 137 საჩივარი არსებობდა. ამის გამო, აშშ-ის საკვები პროდუქტებისა და სამკურნალო საშუალებების კონტროლის ფედერალური სამართველომ, შექმნა კომისია, რომლის შემადგენლობაში შედიოდნენ ონკოლოგები, იმუნოლოგები, რადიოლოგები, გინეკოლოგები. მიუხედავად იმისა, რომ არ იქნა დამტკიცებული კავშირი სილიკონურ იმპლანტებსა და კიბოსა და აუტოიმუნური დაავადებების განვითარებას შორის, 1992 წელს კომისიამ რეკომენდაცია გამოსცა შეეხლუდათ სილიკონური იმპლანტების გამოყენება, ხოლო პაციენტებისათვის ჩაეტარებინათ გამოკვლევები აუტოიმუნური დაავადებების წარმოქმნის რისკის დასადგენად. ეს გადაწყვეტილება არალოგიკური ჩანს: თუ სილიკონური იმპლანტები მართლაც იწვევს სიმსივნის განვითარების პროვოცირებას, მაშინ რა საჭიროა ასეთი პროთეზების გამოყენება მკერდის აღსადგენად სიმსივნის მკურნალობის შემდეგ? მას შემდეგ, რაც 1992 წელს აშშ-ში აიკრძალა თხევადი სილიკონის არამოტივირებული იმპლანტაცია, ამერიკაში ძალიან პოპულარული გახდა ე.წ. „სილიკონური საღამოები“, რომლებიც განსაკუთრებით ტრანსვესტების ყურადღებას იპყრობდა. ისინი იქ მიდიოდნენ თხევადი სილიკონის კანქვეშა ინექციის მისაღებად,

რომელიც ძალიან ხშირად არა სამედიცინო იყო. სილიკონის ამ არალეგალურ ინექციებზე მოთხოვნა ძალიან დიდი იყო. ის გაცილებით იაფი იყო, ვიდრე პლასტიკური ქირურგის მომსახურება. მაგრამ ძალიან ხშირად ეს საღამოები ტრაგიკულად თავდებოდა. ვენაში შემთხვევითი მოხვედრისას, სილიკონი შედიოდა სისხლში და აუცილებლად იწვევდა სიკვდილს. გარდა ამისა, სილიკონი, რომელიც კანქვეშა ინექციის საშუალებით შედის ორგანიზმში, ხშირად იწვევს ალერგიულ რეაქციას, იმუნოსისტემის დარღვევას, მრავალრიცხოვან შესიებას და ტკივილს ზურგში.

პედრო ალმადოვარის ფილმში „ყველაფერი დედაჩემის შესახებ“, ტრანსვესტი არგადო საუბრობს თავის მძიმე ცხოვრებაზე, უსასრულო რაოდენობის ოპერაციებზე, რომელიც მან გადაიტანა, სილიკონების კილოგრამებზე, რომელიც მან მიიღო იმისათვის, რომ ქალად ქცეულიყო.

სილიკონურ იმპლანტებზე აკრძალვა ამერიკაში 2006 წელს მოიხსნა. მაგრამ ეს არ ნიშნავს, რომ იმპლანტები უსიტყვოდაა გამართლებული. ამ მიმართულებით კვლევა გრძელდება.

მკერდის სილიკონურ იმპლანტებს დიდ ცვლილება არ განუცდია მათი არსებობის დასაწყისიდან. პროთეზი წარმოადგენს მტკიცე სილიკონის გარსს შემავსებლით. თანამედროვე იმპლანტები მკერდის გასადიდებლად, შევსებულია სილიკაგელით, ფიზიოლოგიური (მარილიანი) ხსნარით ან კარბოქსიმეთილცელულოზით (კმც). სილიკონის უპირატესობაა ის, რომ ის ქალის მკერდის კარგ იმიტირებას ახდენს. წებოვანი და ბლანტი სუბსტანცია, რომელიც ენდოპროთეზის შიგნით არის მოთავსებული, არ გამოედინება გარსის გასკდომისას. იდეალურ შემთხვევაში, უცხო სხეული არ უნდა

მოხვდეს ორგანიზმში, მაგრამ ამის გარანტიის მიცემა მეტად რთულია.

ფიზიოლოგიური ხსნარით შევსებული იმპლანტები სამედდინო თვალსაზრისით საფრთხეს არ შეიცავს, მაგრამ ის არ არის რბილი და არა აქვთ „ფორმის მუხსიერება“ სილიკონური იმპლანტების მსგავსად. ამიტომ ზოგჯერ იჭმუჭნება და წაინაცვლებს ხოლმე. სამაგიეროდ მათი დაყენება მეტად მცირე დროს მოითხოვს და არ საჭიროებს დიდ ზომებს. ასეთი პროთეზების მატარებლებს ყოველთვის აფრთხილებენ, რომ შეიძლება მკერდის გარეშე დარჩნენ – თუ სითხით შევსებული იმპლანტი გასკდა, გაცვდა ან მწყობრიდან გამოვიდა სარქველი, მარილიანი წყალი გამოედინება, შეიწოვება ქსოვილების მიერ და მკერდი ბრტყელი გახდება.

ბოლო თაობის შემავსებელია ჰიდროგელი და კმც. როგორც სილიკონი, ისიც ეგუება სხეულის ბუნებრივ ტემპერატურას, ამიტომ ასეთი პროთეზები ძნელად განირჩევა ქალის ბუნებრივი მკერდისაგან. ჰიდროგელური პროთეზი ისევე უსაფრთხოა, როგორც ფიზიოლოგიური ხსნარით შევსებული იმპლანტი. თუ მისი გარსი გასკდება, გელი იშლება ორგანიზმში მარტივ კომპონენტებად – გლუკოზა, ნახშირმჟავა აირი და წყალი.

ამჟამად მიმდინარეობს ახალი თაობის იმპლანტების – ტიტანის იმპლანტების კვლევა. მათ ავსებენ ისევ სილიკონით, მაგრამ გარეთა გარსი დაფარულია ტიტანის – „მუდმივი“ მეტალის – თხელი ფენით, რომელიც კოსმეტიკურ ტექნიკაში გამოიყენება. ამ მიზნით ტიტანი ამოირჩა მისი უნიკალური თვისების – ადამიანის ორგანიზმში აბსოლუტური ინერტულობის გამო. ტიტანის იმპლანტი, განსხვავებით ტრადიციული სილიკონის იმპლანტისაგან, არ იწვევს ანთებას,

ალერგიას ან მოწყვეტის რეაქციას; მის გარშემო არ წარმოიქმნება ნაჭადევი ან კაფსულა.

იაპონელი სპეციალისტები გეთავაზებენ მკერდის გადიდების სრულიად ახალ მეთოდს – სარძევე ჯირკვლის ქსოვილში თეძოს ან მუცლის ცხიმოვანი უჯრედების გადანერგვას ქალის ტანის უჯრედებთან ერთად. ქალის საკუთარი უჯრედები არ წყდება. ამასთან, შესაძლებელია რამდენიმე კგ ცხიმის მოცილება იმ ადგილებში, სადაც ის საჭირო არ არის.

როცა საუბარია სილიკონურ პროთეზებზე, ყველაზე ხშირად მხედველობაში აქვთ ქალის მკერდი. სილიკონის საშუალებით შესაძლებელია სხეულის სხვა ნაწილების კორექტირებაც. დუნდულების მოცულობის გადიდებას იმპლანტების საშუალებით, გლუტეოპლასტიკა ეწოდება. ასეთი პროთეზირება სარძევე ჯირკვლების პროთეზირების ანალოგიურია, მაგრამ განსაკუთრებული მნიშვნელობა ენიჭება იმპლანტის სიმტკიცეს. მთავარი და ერთადერთი აკრძალვა დუნდულების პლასტიკის შემდეგ – ესაა ნემსები. დუნდულების პროთეზირების შემდეგ ნემსი შეიძლება გაკეთდეს მხოლოდ თეძოს არეში.

წვივების სილიკონური იმპლანტების შესახებ პირველი ცნობები 1979 წელს იქნა მოწოდებული პლასტიკური ქირურგის, გლიცენშტეინის მიერ. შემდეგ გაჩნდა სხვა ცნობებიც კანადელი, ამერიკელი და გერმანელი ექიმებისაგან. წვივების და ტერფის პროთეზები შესაძლებლობას იძლევა გასწორდეს მთელი რიგი დეფექტები: წვრილი ფეხები, ტანთან დისპარმონია, ვალგუსური დეფორმაცია (დაშორებული ფეხები), ასიმეტრიული ფეხები, მედიალური ნაწილის მოცულობის დანაკარგი და ა.შ.

მკერდს იღიდებენ არა მარტო ქალები. პექტორალური აუგმენტაცია – ეს არის მამაკაცის მკერდის კუნთების მოცულობის გადიდების მეთოდი. თუკი ვარჯიშით, ბუნებრივი გზით არ მოხდა მკერდის კუნთების მოცულობის გადიდება, ამას გამოსწორება პლატიკურ ქირურგს შეუძლია. ქალის ხელოვნური მკერდისაგან ეს ოპერაცია მხოლოდ იმპლანტის სიდიდით განსხვავდება. შესაძლო გართულებებს შორის ექიმები ასახელებენ მკერდის იმპლანტების წანაცვლებას, ინფექციებს, ჰემატომებს, სერომებს (ქსოვილური სითხის დაგროვება იმპლანტის გარშემო) და მგრძნობელობის დარღვევას.

სილიკონური იმპლანტები ფართოდ გამოიყენება კონტურული პლასტიკისათვის ყბა-სახის ქირურგიაში. ასეთ ოპერაციებს ძირითადად მიმართავენ ტრაკიმების შემდეგ და თანდაყოლილი დეფექტების დროს. ყველაზე ხშირად იმპლანტებს იყენებენ ცხვირის, ქვედა ყბის, ღაწვების, ლოყების კონტურული პლასტიკისათვის. სილიკონის ყურები გაუკეთეს იშვიათი დავადებით – ტრინერ-კოლინზის სინდრომით დაავადებულ ახალგაზრდა ქალს. 2001 წლის ოქტომბრის ბოლოს ქალს გაუკეთეს სამ-სამი ნახერეტი სახის მარჯვნივ და მარცხნივ, მათში მოახდინეს სპეციალური მაგნიტური ჩიპების ტრანსპლანტაცია, რომელთაც შემდეგ მიამაგრეს სილიკონის ყურები.

და მაინც, პროთეზებით მკერდის მოცულობის გაზრდის ოპერაციების რაოდენობა მნიშვნელოვნად აჭარბებს იმ ოპერაციების რაოდენობას, სადაც სილიკონური იმპლანტების გამოყენება მოტივირებულია. ამიტომ, ექიმები დიდ ყურადღებას უთმობენ სილიკონის მკერდის პრობლემებს.

ამერიკელი მსახიობი და მოდელი მაქსი მოუნდსი გინესის წიგნშია შესული როგორც მკერდის ყველაზე დიდი იმ-

პლანტის მქონე ქალი. მისი პროთეზი დამზადებულია პოლიპროპილენისაგან, თითოეული მკერდი 10 კგ-მდე იწონის.

მნიშვნელოვანი კანონზომიერება აღმოაჩინეს ტენესის შტატის ქ. ნეშვილის უნივერსიტეტის მედიცინის ცენტრის მკვლევარებმა. მათ შეისწავლის დაახლოებით 3,5 ათასი შუენდი ქალბატონის ისტორია, რომლებსაც გადიდებული ჰქონდათ მკერდი 1965-1993 წლებში და აღმოაჩინეს, რომ მათ შორის თვითმკვლელობის შემთხვევების რაოდენობა სამჯერ აღემატებოდა საშუალო მნიშვნელობას მსოფლიოში. მონაცემები გამოქვეყნდა „Annals of Plastic Surgery“-ში. მკერდის პლასტიკის მქონე ქალები რისკის კატეგორიაში კიდევ ერთი მანუვენბლით მოხვდნენ: ისინი სამჯერ უფრო ხშირად იღუპებიან ნარკოტიკებისა და ალკოჰოლის მოხმარებისაგან. თუმცა, ზოგიერთი მკვლევარი თვლის, რომ თვითმკვლელობის მიზეზია არა იმპლანტი, არამედ ის, რომ ქალებს, რომლებიც პლასტიკურ ოპერაციას თანხმდებიან, ხშირად აქვთ ფსიქოლოგიური პრობლემები. პირველ რიგში ეს არის დაბალი თვითშეფასება, რომლისგანაც გათავისუფლება უნდათ გარეგნობის გაუმჯობესებით. მოხსენების ავტორებმა ვერ აღმოაჩინეს კავშირი მკერდის პლასტიკასა და სიმსივნის განვითარების რისკთან, მკერდის სიმსივნის ჩათვლით. როგორც აღმოჩნდა, ქალები, რომლებსაც ჩადგმული ჰქონდათ სილიკონის იმპლანტები, უფრო ხშირად იღუპებიან ფილტვის სიმსივნით და რესპირატორული დაავადებებით, მაგალითად, ფილტვის ემფიზემით, ვიდრე მკერდის სიმსივნით. ფილტვების სიმსივნის მაღალი რისკი, ექსპერტების აზრით იმაში მდგომარეობს, რომ ეს ქალები ბევრს ეწევიან.

ანალოგიურ დასკვნებამდე მივიდნენ დანიელი მეცნიერებიც. ისინი 30 წლის განმავლობაში აკვირდებოდნენ ქალებს სილიკონური იმპლანტების შეყვანის შემდეგ. კვლევაში მო-

ნაწილეობდა 2800 დანიელი ქალი, რომლებსაც 1973-1995 წლებში გაუკეთეს ოპერაცია მკერდის გასადიდებლად და 1730 ქალი, რომლებსაც ეს ოპერაცია არ ჰქონდათ გაკეთებული. აღმოჩნდა, რომ ქალებს, სილიკონის მკერდით, 30%-ით უფრო იშვიათად ემართებოდათ მკერდის სიმსივნე, ვიდრე ქალებს საკონტროლო ჯგუფიდან. ამის მიზეზი ჯერჯერობით ცნობილი არ არის, მაგრამ კვლევის ავტორები ვარაუდობენ, რომ აქ მნიშვნელოვანია თვით იმ ქალის თავისებურებები, რომელიც ოპერაციაზე თანხმდება. დანიელი მეცნიერების ადრეულმა გამოკვლევებმა აჩვენა, რომ მკერდში იმპლანტების ჩანერგვას ძირითადად მიმართავდნენ გამხდარი ქალები ან ქალები რამდენიმე ფეხმძიმობის შემდეგ – ფაქტორები, რომლებიც სარძევე ჯირკვლის სიმსივნის რისკს ამცირებს.

მიუხედავად ამისა, მკერდის გადიდება სარძევე ჯირკვლის პროთეზების საშუალებით ამწელებს სიმსივნის დიაგნოსტიკას ადრეულ სტადიაზე რენტგენის სურათების მიხედვით. ასეთ დასკვნამდე მივიდნენ ორგანიზაცია „Group Health Co-operative“-ის ექსპერტები სიეტლში დაიანა მიგლიორეტის ხელმძღვანელობით.

ავსტრიელმა მეცნიერებმა გამოაქვეყნეს ცნობა უჩვეულო ეფექტის შესახებ – ცნობილი ცილების წარმოქმნა მკერდის სილიკონური იმპლანტების ზედაპირზე სხეულში იმპლანტების შეყვანისთანავე. გეორგ ვიკი და მისი კოლეგები ვარაუდობენ, რომ ეს ცილები იმპლანტირებულ სილიკონზე ორგანიზმის იმუნური რეაქციის შედეგია. კვლევის პროცესში შესწავლილი იქნა ცილები, რომლებიც აღმოჩენილი იქნა 23 ჯანმრთელი ქალის იმპლანტზე, რომლებმაც კოსმეტიკური მიზნით გაიკეთეს ეს ოპერაცია. უცნობი ცილების გარდა, აღმოჩენილი იქნა იმუნური საპასუხო რეაქციისათვის

212

ჩვეულებრივი 30 ცილა. მკვლევარები არ ამტკიცებენ რომ აუტოიმუნურ დაავადებებსა და სილიკონის იმპლანტაციას შორის არსებობს პირდაპირი კავშირი, თუმცა, გამოთქმულია ვარაუდი, რომ სილიკონი ხელს უწყობს ჩვეულებრივი ცილების ადპეზიას, რომელიც შემდეგ იწვევს ორგანიზმის იმუნოსისტემის აუტოიმუნურ რეაქციას.

გასათვალისწინებელია კიდევ ერთი მომენტიც, რომელსაც ცოტა თუ აქცევს ყურადღებას ოპერაციის გაკეთების გადაწყვეტილების მიღებისას. იმპლანტებს აქვს მოხმარების გარკვეული დრო, დაახლოებით 10 წელი. ეს ნიშნავს, რომ პაციენტს პლასტიკური ქირურგის მომსახურება რამდენჯერმე დასჭირდება მწყობრიდან გამოსული ძველი იმპლანტტის შესაცვლელად და ამასთან დაკავშირებული ახალი პრობლემების გადასაჭრელად. ეს დამატებით ხარჯებთანაა დაკავშირებული და რა თქმა უნდა მოქმედებს ადამიანის ჯანმრთელობაზე.

სილიკონი მაღალი ქიმიური ინერტულობით, თერმოსტაბილურობით, დაჟანგვისადმი მედეგობით ხასიათდება. სილიციუმის მოდიფიკაციები, რომლებიც სილიკონურ რეზინად გარდაიქმნება, ელასტიურია. სილიკონი გამოიყენება საყოფაცხოვრებო და პირადი ჰიგიენის საგნების დასამზადებლად, სარეცხი საშუალებების, მაღამიების, თმის მოვლის საშუალებებისა და ანტიპერსპირანტების ჩათვლით.

სილიკონი გამოიყენება საკვები პროდუქტების, მათ შორის კონსერვებისა და ნახევარფაბრიკატების, საბავშვო საწოვარებისა და სათამაშოების წარმოებაში და მათი შესაფუთი მასალების დასამზადებლად.

სილიკონი, რომელიც ორგანიზმში ამ წყაროებიდან ხვდება, ძირითადად იწოვება კუჭ-ნაწლავების ტრაქტში.

სილიკონი შედის ზოგიერთი მედიკამენტის და სამედიცინო მოწყობილობის შემადგენლობაში. მაგალითად, სილიკონური ზეთი ჩვეულებრივ იხმარება შპრიცების შესაზეთად.

ინსულინდამოკიდებული დიაბეტით დაავადებული ადამიანები რეგულარულად ღებულობენ სილიკონური ზეთის მცირე რაოდენობას, რომელიც დროთა განმავლობაში კუმულაციის შედეგად იზრდება.

ესთეტიურ ქირურგიაში სილიკონი გამოიყენება იმპლანტის გარსისა და შემავსებლის როლში. სარძევე ჯირკვლის თანამდროვე პროთეზები შედგება მყარი სილიკონური გარსისაგან, ხოლო შემავსებელი სილიკოგელია (კოჰეზიური, ე.ი. ბლანტი).

გარეგანი სილიკონური გარსი მყარი და ინერტულია, მისი თვისებები არ იცვლება დროის მიხედვით. ძირითადად, გართულება დაკავშირებულია იმპლანტის შემავსებელთან, რადგან ის ნახევრადთხევადი (კოჰეზიური, ჟელესმაგვარი) სილიკონია. თუმცა ის არ გაედინება გარსის დაზიანებისას, მაგრამ იმპლანტი მაინც უნდა გამოიცვალოს. თანამედროვე იმპლანტებში არის დამატებითი ბარიერული ფენა, რომელიც სილიკონის მოლეკულების გაოფლიანებას იცილებს თავიდან.

სილიკონური შემავსებლიანი იმპლანტების ძირითადი პრობლემაა ის, რომ სილიკონური გელი, ადამიანის ქსოვილში მოხვედრისას არ შეიწოვება, მუდმივად რჩება სხეულში და შეიძლება გამოიწვიოს გართულებების მთელი რიგი. ამასთან დაკავშირებით, სილიკონის ალტერნატივად გამოიყენება ბუნებრივი პოლიმერი, რომელიც უსაფრთხოა ადამიანის ორგანიზმისათვის და მისი მოხვედრისას ადამიანის ქსოვილში, უკვალოდ გამოდის ორგანიზმიდან.

სამედიცინო ნაკეთობების დასამზადებლად ხშირად იყენებენ სხვადასხვა პოლიმერულ მასალებს, როგორიცაა: სილიკონური რეზინა, პოლიურეთანი, პოლივინილქლორიდი, პოლიამიდი და ა.შ. მედიცინაში გამოყენების თვალსაზრისით, მათგან ყველაზე მნიშვნელოვანია სილიკონური რეზინი და პოლიურეთანი.

სილიკონური კაუჩუკი და შესაბამისად, სილიკონური რეზინი მის საფუძველზე, სილიციუმორგანული პოლიმერების კლასს მიეკუთვნება (მათ სილიკონები, პოლიორგანოსილიკონებიც ეწოდება). გამარტივებული სახით, სილიკონური კაუჩუკის მაკრომოლეკულები წარმოადგენს ჯაჭვებს მათში უანგბადისა და სილიციუმის ატომების მონაცვლეობით. ისინი შემოფარგლულია სხვადასხვა რადიკალით.

სილიციუმორგანული პოლიმერების, მათ შორის სითხეების, კაუჩუკების, რეზინის, ფისების, პლასტმასების ფართო პრაქტიკული გამოყენება XX საუკუნის 40-იანი წლებიდან იწყება. ისინი გამოიყენება ტექნიკის სხვადასხვა დარგში, მათ შორის სამედიცინო ნაკეთობების დასამზადებლად. ამ სფეროში უცილობელი ღიდერია სილიკონური რეზინი, თავისი უნიკალური თვისებების წყალობით.

ბიონერტულობა და ბიოსტაბილურობა. ეს თვისებები აუცილებელია სამედიცინო ტექნიკაში გამოყენებისათვის. სილიკონური რეზინა იმპლანტად პირველად 1948 წელს იქნა გამოყენებული. მრავალწლიანმა გამოცდილებამ აჩვენა, რომ სილიკონური რეზინისაგან სწორად დამზადებული ნაკეთობა გარეგანი კონტაქტის და ორგანიზმში ხანმოკლე შეყვანის ან ხანგრძლივი იმპლანტაციის დროს, მათ შორის მთელი ცხოვრების მანძილზე, პრაქტიკულად არ ახდენს ტოქსიკურ მოქმედებას, არ იწვევს ქსოვილების და ორგანიზმის გაღიზიანებას და ალერგიულ რეაქციებს.

ჰემოთაგსებადობა. კალცინაცია. ეს მახასიათებლები ისევე მნიშვნელოვანია, როგორც ძნელად მისაღწევი, სამედიცინო პოლიმერული ნაკეთობების საჭირო დონეზე. თუმცა, სილიკონური რეზინის უნიკალური ზედაპირული თვისებები (ჰიდროფობურობა, ანტიადჰეზიურობა, მათ შორის გარემოცველ ქსოვილებთან დაკავშირებით, სხვა ნივთიერებებთან ცუდი თავსებადობა) საშუალებას იძლევა ის გამოყენებული იქნას კარდიოქირურგიაში სიხლთან კონტაქტისას, ნეიროქირურგიაში, უროლოგიაში და სხვ.

სტერილიზაციური ზემოქმედების მიმართ მდგრადობა. ფართო ტემპერატურული დიაპაზონი (60°C -დან $150\text{-}200^{\circ}\text{C}$ -მდე) და მაღალი ჰიდროლიტური სიმტკიცე სილიკონური რეზინის ნაკეთობის ჰაერით (180°C), ავტოკლავეში ერთქლით $120\text{-}130^{\circ}\text{C}$ -ზე და წყალში ხანგრძლივი დუღებით სტერილიზაციის საშუალებას იძლევა.

სილიკონური რეზინა ქიმიურად საკმაოდ ინერტულია, მდგრადია სუსტი მჟავებისა და ტუტეების, მარილების ხსნარების, ამიაკის, ეთილის სპირტის, აცეტონის, წყალბადის ზეჟანგის მოქმედების მიმართ, თუმცა, ძლიერად ფუედება ბენზინში, არომატულ გამხსნელებში და ქლორირებულ ნახშირწყალბადებში (გაფუებას შექცევადი ხასიათი აქვს).

სილიკონური რეზინის ზემოთ ჩამოთვლილი თვისებები განსაზღვრავს მის გამოყენებას სამედიცინო ტექნიკაში. შეიძლება ითქვას, რომ პრაქტიკულად არ არსებობს ქირურგიის არც ერთი სფერო, სადაც სილიკონური რეზინა არ გამოიყენებოდეს და არ არსებობს ადამიანის სხეულის არც ერთი ნაწილი, სადაც არ შეიძლებოდეს მისი შეყვანა სხვადასხვა დროით. სილიკონური რეზინის ნაკეთობები გამოიყენება საერთოდ ქირურგიაში, გულ-სისხლძარღვთა ქირურგიაში,

მკერდის ქირურგიაში, ნეიროქირურგიაში, ყბა-სახის ქირურგიაში, ოტოლარინგოლოგიაში, ოფთალმოლოგიაში, ორთოპედიაში, უროლოგიაში, სტომატოლოგიაში, გინეკოლოგიაში, ანესტეზიოლოგიაში.

განსაკუთრებით უნდა აღინიშნოს, რომ თითქმის 20 წელია, სამედიცინო დანიშნულების ნაკეთობების დამზადებისას გამოიყენება სილიკონური რეზინების ეულკანიზაციის პროგრესიული კატალიზური („პლატინის“) მეთოდი ზეჟანგის მეთოდის ნაცვლად. მსოფლიო პრაქტიკაში, ეს მეთოდი გამოიყენება მნიშვნელოვანი სამედიცინო დანიშნულების ნაკეთობების მისაღებად, როგორცაა იმპლანტატები, ენდოპროთეზები და სხვ.

სხვადასხვა დროს შეიქმნა და პრაქტიკაში სერიული წარმოებისათვის დაინერგა სხვადასხვა სამედიცინო დანიშნულების ნაკეთობების მთელი სერია სილიკონური რეზინისაგან:

- იმპლანტაციური გამტარები – ელექტროდები გულის მოქმედების ელექტროსტიმულატორებისათვის;
- ხელოვნური გულის მოდელი, ცხოველებზე ექსპერიმენტის სტადიამდე დაყვანილი;
- პირველი სამამულო მილები, ზონდები, დრენაჟები;
- ჰიდროცეფალისის სამკურნალო იმპლანტაციური სისტემები;
- სილიკონური იმპლანტატები თვალის ქირურგიისათვის სკლერის პლასტიკური ოპერაციებისას, რომელიც ტარდება ბადურის განშრეების გამო;
- ლარინგეალური ნიღბები და სხვ.

V. ოფთალმოლოგია/სილიკონ-ჰიდროგელური ლინზები

არანეულებრივი მაღალი აირშედწევადობის მქონე მასალისაგან დამზადებული სილიკონ-ჰიდროგელური ლინზები მხედველობის თანამედროვე კორექციისას პირველ ადგილზეა. ეს არის „CIBA Vision“-ის „Focus Night & Day“ ლინზები და „Bausch & Lomb“-ის „Pure Vision“ ლინზები. მათ დანერგვას ბაზარზე ექიმ-კონტაქტოლოგების სხვადასხვა რეაქცია მოჰყვა. ერთნი მიესალმნენ ახალი ლინზების გამოჩენას, ჩათვალეს ისინი სატარებლად მოხერხებულად, სხვები კი ეჭვით უყურებდნენ – მათი აზრით არ ჰქონდათ საკმარისი ინფორმაცია ახალი ლინზების შესახებ და ამიტომ 30 დღის განმავლობაში მათი უწყვეტი ტარებისაგან თავის შეკავება იყო საჭირო, სანამ არ გაირკვეოდა მათი უსაფრთხოება. თავად მწარმოებელი კომპანიები და მსხვილი კვლევითი ცენტრები აწარმოებდნენ პაციენტის თვალებზე სილიკონ-ჰიდროგელური ლინზების გავლენის კვლევას უწყვეტი ტარების დროს და სხვა ლინზებთან მათ შედარებას. გავეცნოთ ახალ მონაცემებს ამ სფეროში.

ამ მიმართულებით მნიშვნელოვან კვლევით ცენტრებს მიეკუთვნება 1998 წელს დაარსებული კონტაქტური ლინზების ცენტრი (CCLT) ვატერლოოს უნივერსიტეტთან (კანადა), რქოვანასა და კონტაქტური ლინზების კვლევის განყოფილება (CCLRU) ახალი სამხრეთ უელსის უნივერსიტეტთან (ავსტრალია) და ამავე უნივერსიტეტთან არსებული თვალისა და ტექნოლოგიების კვლევის ერთობლივი ცენტრი (CRCERT). კერძოდ, ახლახან გამოქვეყნებულია CCLRU-ის თანამშრომლის ლიზა კის ინფორმაცია დიდ ბრიტანეთში სილიკონ-ჰიდროგელური ლინზების გამოყენებასთან დაკავშირებით. აქ აღნიშნულია, რომ განსხვავებით აშშ-საგან, სადაც ხან-

218

გრძლივი ტარების ლინზები მეტად პოპულარულია, დიდ ბრიტანეთში მათ ნაკლებად იყენებდნენ წლების მანძილზე, რაც დაკავშირებული იყო უარყოფით გამოცდილებასთან, რომელიც 1980-იან წლებში იქნა დაფიქსირებული. ამ დროს ინგლისელი ექიმები საკმაოდ ხშირად უწერდნენ პაციენტებს ხანგრძლივი ტარების რეჟიმს, ხოლო 1989 წელს გაჩნდა პუბლიკაციები, სადაც დამტკიცებული იყო რქოვანას გარსის ინფიცირების შემთხვევებსა და ხანგრძლივ ტარებას შორის კავშირი. ამავე დროს ჩატარდა კვლევა პირდაპირი კავშირის გამოსაუღლენად არასაკმარის და არაადეკვატურ დეზინფექციასა და ტარების უწყვეტ რეჟიმს შორის, რომელიც საბოლოოდ იწვევდა მიკრობული კერატიტის წარმოქმნის ალბათობის გაზრდას. მიღებული შედეგების გამო, 1990-იან წლებში უწყვეტი ტარების ლინზების მიმართ ინტერესი დიდ ბრიტანეთში ძალიან შემცირდა.

1999 წელს გაერთიანებულ სამეფოში ახალი თაობის სილიკონ-ჰიდროგელური ლინზების „Pure Vision“-ის და „Focus Night & Day“ გამოჩენასთან ერთად ახალი ეტაპი დადგა კონტაქტური ლინზების უწყვეტი ტარების განვითარებაში. ეს ლინზები ექიმებმა ძალიან ფრთხილად მიიღეს, რადგან არსებობდა გარკვეული ეჭვი რისკის შესახებ. 1999 წელს ისევ გამოქვეყნდა სტატია, სადაც დადასტურებული იყო შესაძლო საფრთხე ამ ლინზების ტარებისას. ამიტომ, მოსახლეობაც მეტად ფრთხილად ეკიდებოდა ახალი ლინზების გამოყენებას.

თანდათან სილიკონ-ჰიდროგელური ლინზები პოპულარული გახდა. ძირითადად მათ იყენებდნენ პაციენტები, რომლებიც უკვე სარგებლობდნენ კონტაქტური ლინზებით. 2000 წლისათვის სილიკონ-ჰიდროგელური ლინზების მოხამარება ინგლისში 3,6%-ს შეადგენდა, 2001 წელს კი უკვე 12%-ს. ასე,

რომ ამჟამად, უწყვეტი ტარების ღირებულები განიხილება როგორც მხედველობის კონტაქტური კორექციის ერთ-ერთი ძირითადი მიმართულება. მათი გაყიდვის წილი მეტია, ვიდრე ფერადი და მულტიფოკალური ღირებულებისა და უახლოვდება ტორიული ღირებულების გაყიდვის წილს.

ინგლისში კონტაქტური ღირებულების ბრიტანული საზოგადოების მიერ ჩატარებული უახლოესი გამოკვლევებით ნაჩვენებია, რომ 2000 წელს კვლევაში მონაწილე ექიმ-კონტაქტოლოგების 37%, პაციენტს ურჩევდა სილიკონ-ჰიდრო-გელური ღირებულების ტარებას, მაგრამ ამას მხოლოდ 10-ზე ნაკლები პაციენტი აკეთებდა. 2001 წელს უკვე კონტაქტოლოგების 65% იყო დაკავებული ამ ღირებულების გაყიდვით, თუმცა თითქმის ნახევარი ამას მხოლოდ 10-ზე ნაკლები პაციენტისათვის აკეთებდა.

რა აშინებს ექიმებს? ინგლისში 2000 წელს ჩატარებული კვლევით მოცემულ შემთხვევაში ძირითადი მიზეზია მიკრობული კერატიტის წარმოქმნის შიში (რესპონდენტების 2/3) და მოსალოდნელი გართულებები. სხვა გამოკვლევით, კონტაქტოლოგები, რომლებსაც არა აქვთ უწყვეტი ტარების ახალ ღირებულებთან მუშაობის გამოცდილება, თვლიან, რომ მათ ჭირდებათ უფრო მეტი ინფორმაცია ამ ღირებულების გამოყენების დადებითი შედეგების შესახებ და მხოლოდ ამის შემდეგ შეძლებენ პაციენტებისათვის აღნიშნული ღირებულების ტარების რეკომენდირებას (რესპონდენტების 49%). რესპონდენტების 20%-მა აღნიშნა, რომ არ არიან დარწმუნებული, სწორად შეძლებენ თუ არა პაციენტის გადაყვანას ღირებულების უწყვეტ ტარებაზე. კიდევ ერთი გამოკვლევისას ნაჩვენებია იქნა კავშირი სილიკონ-ჰიდროგელური ღირებულების გამოყენების წილის გაზრდასა და მათი გამოყენების ცდებს შორის. სამთვიანი ექსპერიმენტის შედეგად, რომლის არსს

220

წარმოადგენდა ის, რომ მასში მონაწილე ექიმ-კონტაქტოლოგებს გადაეყვანათ ლინზის უწყვეტ ტარებაზე 10 პაციენტი, ექიმების 90%-მა განაცხადა, რომ მათ ისწავლეს ლინზების შერჩევა. უმრავლეს შემთხვევაში კონტაქტოლოგებმა მაღალი შეფასება მისცეს ლინზას, როგორც კორექციის საშუალებას, ხოლო პაციენტებმა აღნიშნეს, რომ მათი ტარება კომფორტული და მოსახერხებელია.

თავად პაციენტების აზრით, მოხერხებულობა ძირითადი პარამეტრია, რომლითაც ისინი იღებენ გადაწყვეტილებას კონტაქტური ლინზის გამოყენების, ან მასზე უარის თქმის შესახებ. 1000 პაციენტის გამოკითხვამ ინგლისში, აჩვენა შემდეგი: 26% უარის მთქმელი თვლის, რომ, კონტაქტური ლინზების მოვლა დიდ დროსა და ძალას მოითხოვს. უარის განმცხადებლებმა აღნიშნეს, რომ იფიქრებენ თავიანთი გადაწყვეტილების შეცვლაზე, თუ კომფორტი ამაღლდება (54%), 11% აღნიშნა, რომ სურთ ლინზების უწყვეტი ტარება და 7%-ს სურს ლინზების მოვლის პროცედურის გამარტივება.

დიდ ბრიტანეთში ახალი ლინზების გამოჩენას თან ახლდა მათი ღირსებების რეკლამირება ტელევიზიით, თუმცა, ასეთი რეკლამირების ეფექტი ჯერჯერობით არ ჩანს, რამდენად წარმატებული იქნება სილიკონ-ჰიდროგელური ლინზები ინგლისის ბაზარზე, ძნელი სათქმელია. პირველი ეტაპის შედეგები აჩვენებს ამ ლინზებზე გადასული პაციენტების რიცხვის მნიშვნელოვან ზრდას, ლინზებისადმი ნდობა ექიმებშიც იზრდება. 500 ევროპელი ოფთალმოლოგის გამოკითხვამ (100 – ინგლისიდან) აჩვენა, რომ ამ ექიმების 67% თვლის, რომ სილიკონ-ჰიდროგელი მნიშვნელოვანი ნაბიჯია წინ იმ მასალებთან შედარებით, რაც ადრე გამოიყენებოდა უწყვეტი ტარების კონტაქტური ლინზების წარმოებისას.

როგორც ვხედავთ, სილიკონ-ჰიდროგელური ლინზები თანდათან თავის ადგილს იკაუებს ისეთ კონსერვატიულ ქვეყანაშიც კი, როგორც დიდი ბრიტანეთია. რუსეთში, მომხმარებელს სთავაზობენ „Pure Vision“-ის და „Focus Night & Day“-ის ლინზებს, და ტარდება სარეკლამო აქციებიც. როგორი პოზიცია აქვთ ექიმებს? სანკტ-პეტერბურგის თვალის კონსულტაციურ-დიაგნოსტიკური ცენტრის მთავარი ექიმი, ვ.ო. სოკოლოვის აზრით, მხედველობის კონტაქტური კორექცია დაკავშირებულია ჰიპოქსიასთან ბრძოლასთან, რომელსაც პირველი ადგილი უკავია კონტაქტური ლინზების ტარებისას წარმოშობილ გართულებებს შორის. ამ მიმართულებით თავის დროზე დიდი გარღვევა იყო ოტო ვიხტერლეს მიერ პირველი „მსუნთქავი“ ლინზის გამოგონება. რა მეთოდებით ებრძოდნენ ჰიპოქსიას? პირველ რიგში, ამზადებდნენ მაღალი ჰიდროფილურობის მქონე მასალებს, რადგან დადგენილი იყო პირდაპირი კავშირი აირშედწვეადობასა და მასალის ჰიდროფილურობას შორის. ამ ტენდენციის გამო შეიქმნა უამრავი მასალა, გაჩნდა მასალები, რომელთა შემადგენლობაში წყლის წონითი შემცველობა არ აღემატებოდა 75%-ს. მაგრამ წყლის შემცველობის გადიდებისას წარმოიშვა ლინზების მანიპულირების პრობლემა – რადგან მაღალი ჰიდროფილურობის ლინზები ძნელად ინარჩუნებენ ფორმას, მცირდება მათი გაკეთების და მოხსნის მოსახერხებლობა. მეორე გზაა ლინზის ცენტრალური ნაწილის სისქის შემცირება, რამაც გამოიწვია სუპერ- და ულტრათხელი კონტაქტური ლინზების შექმნა. მაგრამ ყველა ეს ლინზა, თუ მათ ძილის წინ არ იხსნიან, იწვევს ძილის შემდეგ რქოვანას შესიებას კლინიკურად არსებით დონემდე. ბრაინ ჰოლდენის და ჯორჯ მერტცის გამოკვლევებმა აჩვენა, რომ ღამით რქოვანას შესიება ძლიერდება მხოლოდ ისეთი ლინზების გამო-

ყენებისას, რომელთათვისაც ჟანგბადის გაშვების მაჩვენებელი (Dk/t) 87-ზე მეტია. ამიტომ, პრინციპულად ახალ მიდგომას წარმოადგენდა ახალი მასალების – სილიკონ-ჰიდროგელების შექმნა. რა თქმა უნდა, მათგან დამზადებული კონტაქტური ლინზები ასევე იწვევს რქოვანას შესიებას, მაგრამ მისი გადიდების ხარისხი კლინიკურად უმნიშვნელოა.

არის თუ არა ასეთი ლინზები პრობლემის გადაჭრა მათთვის, ვისაც ლინზებით ძილი სურს? ნებისმიერ შემთხვევაში, ლინზა უცხო სხეულს წარმოადგენს, აქედან გამომდინარე ყველა შედეგით. ლინზის შიგნით შეიძლება შევიდეს მტკერი, გაღვიყდეს ბაქტერიები, დიდი სიმწრალისას შეიძლება შექმნას დისკომფორტი, მათზეც ხდება ნივთიერების დალექვა. ამ ლინზების უდაყო უპირატესობას წარმოადგენს ის, რომ აუცილებელ შემთხვევაში, შესაძლებელია არ მოიხსნათ ეს ლინზები ძილის დროს რამდენიმე დღის განმავლობაში (ოფიციალურად დადგენილია, ზედიზედ 30 დღის განმავლობაში). რადგან, ექიმებს დიდი პასუხისმგებლობა ეკისრება, მათ უნდა მოახდინონ ნებისმიერი, მათ შორის სილიკონ-ჰიდროგელური ლინზების პოზიციონირება, როგორც დღისით სატარებელი ლინზების, რომელთა უწყვეტად ტარება მხოლოდ აუცილებელ შემთხვევაშია შესაძლებელი. ე.ი. ეს არის ლინზები მხოლოდ ექსტრემალური ან არასტანდარული სიტუაციებისათვის, ერთის მხრივ საჭიროებს მინიმალურ მოვლას და მეორეს მხრივ მხედველობის კორექციის არაჩვეულებრივ შესაძლებლობას იძლევა მათი დღისით ტარებისას მაღალკომფორტულ რეჟიმში.

ამრიგად, სილიკონ-ჰიდროგელური ლინზები თანდათან თავის ადგილს პოულობენ მხედველობის კონტაქტური კორექციის ბაზარზე. როგორც ყველაფერი ახალი და პროგრესული, ერთის მხრივ მათაც აქვთ უპირატესობა (მაღალი

აირშელწვევადობა) და მეორეს მხრივ მათ პოპულარიზაციას წინააღმდეგობა ექმნება (მაღალი ფასი) და მესამე – არსებობს მათი მომავლის გაურკვევლობის გარკვეული ელემენტი და მხოლოდ ექსპერიმენტებით არის შესაძლებელი მათი გამოყენების ეფექტურობის გარკვევა.

სილიკონ-ჰიდროგელური კონტაქტური ლინზები ბაზარზე 10 წლის წინ გამოჩნდა. სხვა ლინზებთან შედარებით, მათი უპირატესობაა ის, რომ სილიკონ-ჰიდროგელური კონტაქტური ლინზები რქოვანამდე უშვებს გაცილებით მეტ ჟანგბადს, რომელიც აუცილებელია თვალის ჯანმრთელი მდგომარეობისათვის.

რისთვის არის ეს საჭირო?

თვალის რქოვანაში არ არის სისხლძარღვები, რომელთა საშუალებითაც ჟანგბადი სისხლთან ერთად ხვდება ადამიანის ყველა ორგანოში. ჟანგბადი, რომელიც აუცილებელია რქოვანას უჯრედების სიცოცხლისათვის მასთან აღწევს ატმოსფეროდან (ჟანგბადი დიფუნდირებს ატმოსფეროდან თვალის ლორწოს გავლით რქოვანას ზედაპირამდე და შემდეგ მის შიგნით). როცა თვალი დახურულია ქუთუთოთი (ძილის დროს), ჟანგბადის ნაკადი მცირდება, მაგრამ ის საკმარისია რქოვანასნორმალური ფუნქციონირებისათვის. ჟანგბადის ეს დონე (როცა თვალები დახუჭულია) მინიმალურად დასაშვებად ითვლება ჯანმრთელი რქოვანას შესანარჩუნებლად.

რბილი კონტაქტური ლინზა რქოვანას დიდ ნაწილს ფარავს და ჟანგბადის თავისუფალ შეღწევას ეწინააღმდეგება. ის რქოვანამდე ლინზის მასალის გავლით აღწევს. ამიტომ ძალიან მნიშვნელოვანია მასალის გამტარობა ჟანგბადის მიმართ.

ჩვეულებრივი ჰიდროგელური კონტაქტური ლინზები ამას უზრუნველყოფს დღისით ტარებისას.

თუმცა, კონტაქტური ლინზების პროლონგირებული ტარება, რომელიც უშეგებს ძილს კონტაქტური ლინზებით რამდენიმე დღის განმავლობაში, ჟანგბადის გატარების უნარს განსაკუთრებულ მოთხოვნებს უყენებს, რადგან ძილის დროს ჟანგბადის გატარება შეზღუდულია ქუთუთოებითაც. ჰიდროგელური კონტაქტური ლინზების მხოლოდ მცირე რაოდენობაა დაშვებული პროლონგირებული ტარებისათვის და მხოლოდ სილიკონ-ჰიდროგელურ კონტაქტურ ლინზებს აქვს რქოვანამდე ჟანგბადის გამტარობის მაღალი უნარი და დაშვებულია მათი პროლონგირებული და უწყვეტი ტარებაც 30 დღის განმავლობაში.

აღსანიშნავია, რომ სპეციალისტების აზრით, რაც მეტია ჟანგბადის გამტარებლობა კონტაქტური ლინზის მასალის მიერ, მით უფრო კარგია ეს თვალის ჯანმრთელობისათვის. ამიტომ დღეს ექიმები თვლიან, რომ სილიკონ-ჰიდროგელური კონტაქტური ლინზები მშვენიერი არჩევანია დღისით სატარებლად.

რატომ ატარებს სილიკონ-ჰიდროგელური კონტაქტური ლინზები მეტ ჟანგბადს?

ჩვეულებრივი კონტაქტური ლინზები მზადდება ჰიდროგელური პოლიმერებისაგან, რომლებიც თაყად არ ატარებენ ჟანგბადს. ჟანგბადი გადის კონტაქტურ ლინზაში არსებული წყლის საშუალებით (წყალი აღწევს ჰიდროგელის ფოროვან სტრუქტურაში, ჟანგბადი იხსნება წყალში და დიფუნდირებს მისი გავლით რქოვანისაკენ). ამიტომ, ჰიდროგელური კონტაქტური ლინზებისათვის სრულდება შემდეგი წესი: რაც მეტია კონტაქტურ ლინზაში წყალი, მით მეტს ჟანგბადს ატარებს ის. წყლის შემცველობა ჰიდროგელურ კონტაქტურ ლინზებში შეზღუდულია – თუ წყალი ძალიან ბევრია, კონტაქტური ლინზა ცუდად ინარჩუნებს ფორმას, მისი შეხება

ძნელდება, ის ძლიერად დეჰიდრიდება (გაუწყლოვდება) დღის ბოლოს, რის შედეგადაც კონტაქტური ღინზის ტარება მეტად არაკომფორტული ხდება. წყლის მაქსიმალური შემცველობა დღეისათვის არსებულ ჰიდროგელურ კონტაქტურ ღინზებში 80%-ზე ნაკლებია. ჟანგბადის გამტარობა კონტაქტური ღინზის მიერ დამოკიდებულია აგრეთვე ღინზის სისქეზე. დღეისათვის წყლის მაღალი შემცველობის მქონე ძალიან თხელი ღინზების მიღება შეუძლებელია.

ჟანგბადის მაქსიმალური გამტარებლობა თანამედროვე ჰიდროგელურ კონტაქტურ ღინზებში არ აღემატება 40 პირობით ერთეულს (ამ თვისების მახასიათებელი კოეფიციენტი $Dk/t < 40$). მრავალ გამოკვლევაში იქნა ნაჩვენები, რომ თვალის ჯანმრთელი მდგომარეობის შესანარჩუნებლად კონტაქტური ღინზების ტარებისას აუცილებელია ჟანგბადის უფრო მაღალი გამტარებლობა (Dk/t უნდა იყოს დაახლოებით 80 პირობითი ერთეულის ტოლი და მეტიც).

ამ პრობლემის გადაჭრა შესაძლებელია სილიკონ-ჰიდროგელური კონტაქტური ღინზების საშუალებით. ეს მასალები ორი ფაზისაგან შედგება: სილიკონი და ჰიდროგელი. ჟანგბადის გამტარებლობა ასეთ მასალაში განისაზღვრება სილიკონური ფაზით, რომელიც მუშაობს როგორც „ჟანგბადური ტუმბო“.

სილიკონური ფაზა უზრუნველყოფს ჟანგბადის უფრო მაღალი გამტარებლობას, ხოლო ჰიდროგელური – სილიკონ-ჰიდროგელური კონტაქტური ღინზების ტარების მაღალ კომფორტს.

სილიკონ-ჰიდროგელური კონტაქტური ღინზების უპირატესობა. სილიკონ-ჰიდროგელური კონტაქტური ღინზები ხსნიან თვალის სიმშრალის პრობლემას, რომელიც ძალიან ბევრს აწუხებს ღინზების ტარებისას. ჰიდროგელური კონ-

ტაქტური ღინზების დეკლარაციის გამო ზოგიერთ პაციენტს დღის ბოლოს უჩნდება სიმშრალის შეგრძნება თვალებში, თვალები წითლდება, იქმნება დისკომფორტი. სილიკონ-ჰიდროგელური კონტაქტური ღინზები, ჰიდროგელურისაგან განსხვავებით არა მარტო ატარებს მეტ ჟანგბადს რქოვანამდე, არამედ დეკლარაციასაც არ განიცდის. ისინი უზრუნველყოფენ მომხმარებლისთვის მაღალი ხარისხის კომფორტს დღის ბოლოსათვის.

სილიკონ-ჰიდროგელური კონტაქტური ღინზები მაღალი ხარისხის კომფორტს უზრუნველყოფენ კომპიუტერთან ხანგრძლივი მუშაობის დროსაც, გარემოს არასასურველ პირობებში მუშაობისას (სიმშრალე, მტკერი და სხვ.). ეს ღინზები საშუალებას იძლევა თავიდან ავიცილოთ თვალის სიმშრალე.

მრავალი სილიკონ-ჰიდროგელური კონტაქტური ღინზის გამოყენებაა დაშვებული პროლონგირებული (7 დღე ზედიზედ) და ხანგრძლივი დროით უწყვეტი ტარებისათვის (30 დღემდე). ეს ხელსაყრელ პირობებს ქმნის ამ ღინზების სატარებლად ლაშქრობებში. სილიკონ-ჰიდროგელური კონტაქტური ღინზები სატარებლად რეკომენდირებულია ისეთი პროფესიების ადამიანებისათვის, რომლებიც პროფესიულ მოკალეობას ხანგრძლივი დროის განმავლობაში ასრულებენ (ექიმი, სამხედრო, მეხანძრე და სხვ.).

როგორც გამოკვლევები აჩვენებს, კონტაქტური ღინზების მატარებელთა უმრავლესობა არღვევს ღინზების ტარების წესს და ზოგჯერ არ იხსნის მათ ძალის წინ. სილიკონ-ჰიდროგელური კონტაქტური ღინზები ამ შემთხვევაში უფრო მეტად უსაფრთხოა ჰიდროგელურ კონტაქტურ ღინზებთან შედარებით.

სილიკონ-ჰიდროგელური კონტაქტური ლინზები მათში სილიკონის შემცველობის გამო უფრო მყიფეა, ვიდრე ჰიდროგელური. ამიტომ მათი გამოყენება უფრო ადვილია. ეს განსაკუთრებით მნიშვნელოვანია იმ მომხმარებლისათვის, ვინც სიძნელეებს წააწყდა ჰიდროგელური კონტაქტური ლინზების, განსაკუთრებით კი წყლის მაღალი შემცველობის ჰიდროგელური კონტაქტური ლინზების დელიკატურ მოვლასთან დაკავშირებით.

სილიკონ-ჰიდროგელური კონტაქტური ლინზების მასალის სტრუქტურის წყალობით, მათზე არ ხდება დაღეკვა, განსხვავებით ჰიდროგელური კონტაქტური ლინზებისაგან. ეს უზრუნველყოფს კომფორტის მაღალ დონეს, ხედვის საუკეთესო ხარისხს ლინზის ტარების მთელი პერიოდის განმავლობაში, ხოლო იმ მომხმარებლისათვის, ვინც არ იცავს ლინზების მოვლის წესებს (მაგალითად, ძილი ისეთი ლინზებით, რომლებიც ამისათვის არ არის განკუთვნილი) – უფრო მეტ უსაფრთხოებას.

ამჟამად ხელმისაწვდომია სილიკონ-ჰიდროგელური კონტაქტური ლინზები Acuvue OASYS, Acuvue Advance და 1-Day Acuvue TruEye (Jonson&Jonson Vision Care), AirOptix (CIBA Vision), PureVision (Bausch & Lomb), Biofinity (CooperVision), Clariti (Sauflon) და Premio (Menison). გარდა სვერული კონტაქტური ლინზებისა, ხელმისაწვდომია აგრეთვე თორული და მულტიფოკალური სილიკონ-ჰიდროგელური კონტაქტური ლინზები (PureVision Toric, PureVisions MultiFocal, AirOptix for Astigmatism, Acuvue Oasys for Astigmatism).

1. Cox M.S., Trese T.M., Murphy L.P. Silicone oil for advanced proliferative vitreoretinopathy. *Ophthalmology* 1986, 93, 646-650.
2. Yang W.Z., Deng F.G. Trabeculectomy with Implantation of silicone rubber slice for meovascular glaucoma. *Asian J. of Ophthalmology*, 2000, 2(1), 18-20.
3. Nakamura K., Refojo M.F., Crabtree DV. Factors contributing to the emulsification of intraocular silicone and fluorosilicone oils. *Invest Ophthalmol Vis. Sci.*, 1990, 31(4), 647-656.
4. Werner L., Hunter B., Stevens S., Chew J.J.L., Mamalis N. Role of silicon contamination on calcification of hydrophilic acrylic intraocular lenses. *Am. J. Ophthalmol.*, 2006, 141, 35-43.
5. Doi M., Refojo M.F. Histopathology of rabbit eyes with silicone-fluorosilicone copolymer oil as six months internal retinal tamponade. *Exp Eye Res.*, 1995, 61(4), 469-478.
6. Werner L., Kollarits C.R., Mamalis N., Olson R.J. Surface calcification of a three-piece silicone intraocular lens in a patient with asteroid hyalosis: A clinicopathologic case report. *Ophthalmology* 2005, 112, 447-452
7. Ho-Kyung Choung, M.D., Jin Hak Lee, M.D. Comparison of the Short-term Clinical Results of Silicone and Acrylic Intraocular Lens in Patients with Diabetes Mellitus. *Korean J. Ophthalmol*, 2001, 15, 15-21.
5. Nam Ju Kim, Jong Hyun Kim, Sang Won Hwang, Ho Kyung Choung, Yong Jae Lee, Sang In Khwarg. Lacrimal Silicon intrusion for anatomically successful but functionally failed external dacryocystorhinostomy. *American Academy of ophthalmology Annual Meeting, Chicago, Illinois, 2005, 70-73.*

6. Delaney Y.M., Khooshabeh R. Fluorescein transit test time and symptomatic outcomes after external dacryocystorhinostomy. *Ophthalmol Plast Reconstr Surg* 2002, 18, 281-284.
7. Amin M., Moseley I.F., Rose G.E. The value of intubation dacryocystography after Dacryocystorhinostomy. *Br. J Radiol.*, 2000, 7, 604-607.
8. Feng-Chi Lin¹, Han-Yin Sun², Ming-Liang Tsai³, Jeng-Shuan Shiang⁴, Shang-Tao Chien⁵, Chi-Ting Horng. Opacification of a CeeON 911A Silicone Intraocular Lens Caused by Deposits on the Optic without Asteroid Hyalosis. *Life Science Journal*, 2010, 7 (4), 173-176.
9. Werner L., Kollarits C.R., Mamalis N., Olson R.J. Surface calcification of a 3-piece silicone intraocular lens in a patient with asteroid hyalosis: a clinicopathologic case report. *Ophthalmology* 2005, 112(3), 447 52.
10. Wackernagel W., Ettinger K., Weitgasser U., Bakir B.G., Goessler W., Faschinger C. Opacification of a silicone intraocular lens caused by calcium deposits on the optic. *J. Cataract Refract. Surg.*, 2004, 30(2), 517 20.
11. Fuchihata M., Saito Y., Kitaguchi Y., Nishida K., Hamanaka N., Sakamoto Y., Nakae K., Kiuchi Y., Tatebayashi M. Calcification on the posterior surface of an implanted silicone intraocular lens in a patient with asteroid hyalosis. *Nippon Ganka Gakkai Zasshi* 2006, 110(9), 736 40.
12. Foot L., Werner L., Gills J.P., Shoemaker D.W., Phillips P.S., Mamalis N., Olsen R.J., Apple D.J. Surface calcification of silicone plate intraocular lenses in patients with asteroid hyalosis. *Am. J. Ophthalmol* 2004, 137(6), 979 987.
13. Ashok Verma, Mazin Al Khabori, Rajiv Zutshi. Endonasal carbon-dioxide laser assisted dacryocystorhinostomy verses external dac-

ryocystorhinostomy. *Indian Journal of Otolaryngology and Head and Neck Surgery* 2006, 58(1), 9-14.

14. Alan Y., Vincent Y., Kirk H., John S.; Gholam A., Ronald S., "The Artificial Silicon Retina microchip for Treatment of Vision Loss from Retinitis Pigmentosa." *Arch ophthalmol*, 2004, 122, 460-470.
15. Nam Ju kim; Jong Hyun Kim; Sang Won Hwang; Ho Kyung Choung; Yong Jae Lee; Sang In Khwarg. "Lacrimal Silicone Intubation for Anatomically successful but functionally failed external Dacryocystorhinostomy". Presented at American Academy of ophthalmology Annual meeting, octomber 2005, Chicago, Illinois.
16. McCuen B.W., Landers M.B., Machemer R. The use of silicone oil following failed vitrectomy for retinal detachment with advanced proliferative vitreoretinopathy. *Ophthalmology* 1985, 92(8), 1029 1034.
17. Ando F. Intraocular hypertension resulting from pupillary block by silicone oil. *Am. J. Ophthalmol* 1985, 99(1), 87 88.
18. Crisp A., de Juan E Jr, Tiedeman J. Effect of silicone oil viscosity on emulsification. *Arch. Ophthalmol* 1987, 105(4), 546 550.
19. Nguyen Q.H., Lloyd M.A., Heuer D.K., et al. Incidence and management of glaucoma after intravitreal silicone oil injection for complicated retinal detachments. *Ophthalmology* 1992, 99(10), 1520 1526.

შინაარსი

წინასიტყვაობა.....	3
I. სამკურნალო დანიშნულების სილიციუმორგანული ნაერთები.....	4
II. სამედიცინო სილოქსანური კაუჩუკები და მათ ბაზაზე მიღებული მასალები.....	67
III. სილიციუმორგანული მასალები სტომატოლოგიაში.....	152
IV. სილიკონები პლასტიკურ ქირურგიასა და კოსმეტოლოგიაში.....	196
V. ოფთალმოლოგია/სილიკონ-ჰიდროგელური ლინზები.....	218



გამომცემლობა „უნივერსალი“

თბილისი, 0179, ი. შავჭავჭავაძის გამზ. 19, ☎: 22 36 09, 8(99) 17 22 30

E-mail: universal@internet.ge

