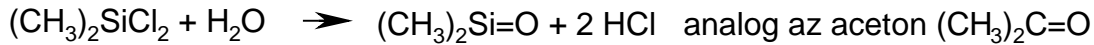
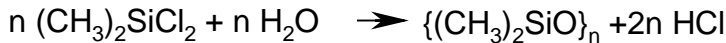


## SZILIKONOK.

Szilikonok pontosabban a szerves *polisziloxánok* alapvetően szerves polimerek. A kémiai nevezéktan szerinti helytelen "Szilikon" elnevezés *F.S. Kipping* angol kémikustól származik, aki szerves szilíciumkémiai kutatásának kezdetén azt tételezte fel, hogy a *dimetil-diklór-szilán* hidrolízisekor az acetonnal (*dimetil-keton*) analóg szilícium vegyület, a *dimetil-szilikon* keletkezik:



Ez a folyamat azonban, mint később tisztázódott, nem megy végbe és megállapították, hogy a hidrolízis során dimetil-pokisziloxánok keletkeznek.

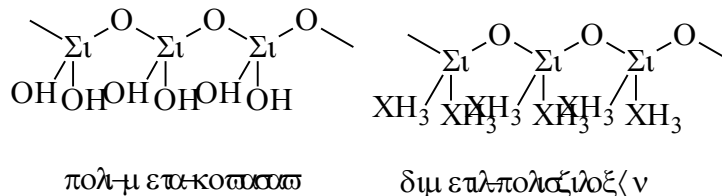


de a termékeket továbbra is szilikonoknak nevezték.

Amerikában a harmincas évek derekán az üvegyipar felfigyelt az akkoriban megjelent új műanyagok, a PS (polistírol) és PMMA üvegszerű polimerekre. A CORNING GLASS WORKS üvegyipari vállalat vegyésze *Hyde* kezdetett el foglalkozni a szerves szilícium polimerekkel. Az új polimerek nem az üveg helyettesítésére bizonyultak alkalmasnak, hanem azokat kiváló hő és hidegállóságuk, valamint villamos szigetelő tulajdonságaik alapján a hadászati ipar alkalmazta II. világháború alatt. Amerikában GENERAL ELECTRIC ÉS DOW CORNING cégek és mások Európában Wacker, Bayer, Goldschmiedt (Német), Rhone - Poulenc (Francia), és egy Japán cégek gyártanak szilikonokat. Hazánkban, 1949-ben kezdődött el a kutatás és 1956-ban megindult az ipari termelés. Ugyancsak ebben az időben indult el NDK, Szovjet, Csehszlovák országokban a szilikon ipari termelés is. Ma a szilikon-világpiacot 10 milliárd német márkára becsüljük, melynek döntő hányadát 9 ismert gyártó osztja fel egymás között: 3 amerikai, 5 európai és 1 japán.

Alkalmazási területekre bontva a kémiai-, ill. kaucsuk - és műanyagipar áll az első helyen (36 %), dinamikusan fejlődő terület az építőipar (20%), majd a gépjárműipar (12%), a villamos- és elektronikaipar (10%), a textilipar (10%), a papíripar (7%), és végül egyéb iparágak (5%) következnek a sorba. Százalékban ugyan csekély, de jelentőségében óriási szerepe van a szilikonoknak gyógyászatban is, elsősorban, mint lágy (soft) implantátumok és ebből a szempontból az összes műanyagok között az elsődleges szerepet tölt be.

A *szilikon polimer alapvázát a szerves sziloxánlánc* alkotja, amely a szilikátok és a kvarc építőeleme is.



A két polimerlánc azonos szerkezetű, csak a szilíciumhoz kapcsolódó szubsztituensek különbözőek (-OH, ill. -CH<sub>3</sub> csoportok).

A poli-meta-kovasav típusú polisavak savas hidrogénjeit fém kationokkal helyettesítve a hőálló és hajlékony azbeszthez, átlátszó csillámhoz és a sokféle szilikátokhoz jutunk. A hidroxil csoportokat szerves (alkil-, aril-, alkenil-) csoportokkal helyettesítve kapjuk a szilikonokat. A dimetil-polisziloxánok a szilikon-elektromerek ill. olajok alapanyagai. A szerves alapú szilikátok szerves kombinációi tehát más, új rugalmas, hidrofób hideg, és hőálló polimerekhez vezetnek, amelyeknek tulajdonságai lényegesen különböznek a szilikátokétól (azbeszt, üveg, porcellán, cement stb.), inkább a természetes kaucsukokra

általában műanyagokra emlékeztetnek, azzal a különbséggel, hogy azoknál sokkal szélesebb hőfok tartományban használhatók.

A szilikonokban általában nagyobb a szerves részek aránya, mint a szervetlen részeké. A szilikonkaucsukokban az arány kb.60%, az aeroszillel (fehér korom, amorf szilícium-dioxid), töltött szilikon gumiban pedig 72 %. Ez az anyag még így is gumiszerűen elasztikus tulajdonságokkal rendelkezik. A szilikonok, mint nagyobb részben szervetlen anyagok, tehát sok területen helyettesíthetik a szerves polimereket (elektromos ipar, élelmiszeripar, gumiipar, építő-ipar, gyógyászat). Elterjedésüket az is indokolja, hogy a Földkéreg építő eleme nagy mennyiségben előforduló szilícium, amely sziloxánköteket tartalmazó földkéreg adó szilikátokat képez.

A szilikonpolimereket különböző funkciók monomer egységekből építhetők fel, amit már polimer fejezet elején részletesen ismertettünk.

Ezeknek a monomereknek a kombinálásával (valamint a szerves csoportok változtatásával) különböző szerkezetű (lineáris, elágazó, térhálós), a legkülönbözőbb fizikai és kémiai tulajdonságokkal (polaritás, olajállóság, lúgállóság, hő és hidegállóság, térhálósíthatóság) rendelkező termékek állíthatók elő. **Így különböző viszkozitású folyadékokra és olajakra, a legkülönbözőbb polimerizációs fokú *plasztikus kaucsuk* alapanyagokra és a *gyantaszerűen rideg anyagokra* csoportosíthatjuk a szilikonokat**

### Szilikonok csoportosítása

Szerkezet	Fizikai állapot	Szerkezeti képlet
lineáris	szilikon folyadékok és olajok	$M-(D)_n-M$
	szilikon kaucsukok RTV HTV	$HO-(D)_n-OH$ $M-(D)_n-M \quad n \approx 10000$
elágazó	szilikon folyadékok és olajok	$M-(D)_x-T-(D)_x-M$ M
térhálós	szilikon gyanták és lakkok	$  \begin{array}{c}    \\  -D-T-T-D-T- \\    \quad   \\  D \quad D \\    \quad   \\  -T-D-D-T-  \end{array}  $

Az olajok M egységgel lezárt végű oligomerek, míg a kaucsukok vagy szobahőmérsékleten térhálósítással vulkanizálható (HTV) reaktív végű (OH vagy  $-CH=CH_2$ ) polimerek vagy sajtolt, fröccsajtolt extrudált hőre (peroxidokkal, hidroszililezéssel) vulkanizálható nagy molekulatömegű polimerek.

### A szilikonok fizikai, kémiai tulajdonságai.

A szilikonok tulajdonságait elsősorban a következő tényezők befolyásolják:

Az ún. R/Si arány, vagyis a monomer egységek átlagos funkcionalitása, és az egységekből kialakult polimer szerkezete.

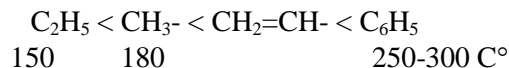
Az átlagos molekula tömeg, a különböző molekulák mennyiségének eloszlása. (makromolekula diszperzitás, moltömeg eloszlás)

-a szilícium atomhoz kapcsolódó szerves csoportok minősége.

a; Termikus és termooxidatív tulajdonságok

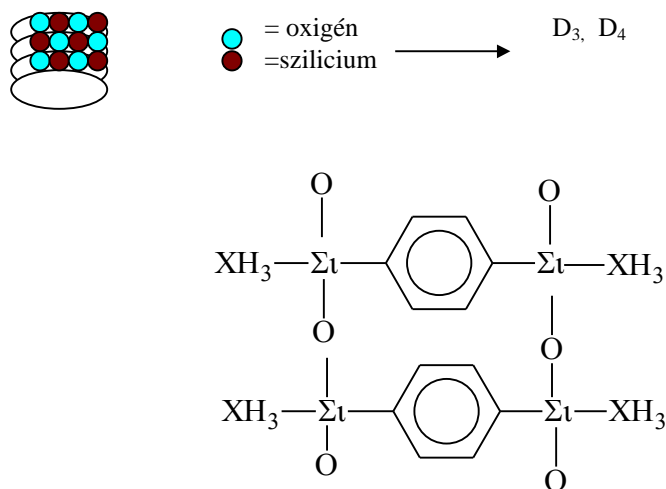
A termikus és termooxidatív tulajdonságok felülmúlják az eddig ismert és elterjedt szerves alapú műanyagokét. A hőállóságuk azzal magyarázható, hogy a sziloxánváz nagy kötési-energiájú Si-O (445 kJ/mol) kötések tartalmaz, és mivel a szilikonokban az "oxid-kötés" már kialakult, igen állandó termékek.

A szilíciumhoz kapcsolódó szerves csoportok a termékek hőállóságát a következő sorrend szerint befolyásolják:



A termikus stabilitás a polimer szerkezetétől is nagy mértékben függ. A dimetil-polisziloxán 400 C°- ok, pl. 180°C°ig hőállóak, mert reakciókinetilai szempontból aktivált az alakult spirál szerkezet (kicsi az aktiválási energia), mivel az ellentétes Si-O parciális töltésű parciálisan pozitív Si atom az alatta és felette levő spirálkarban levő parciálisan negatív töltésű oxigén-atommal létesít, van der Waals kapcsolatot orientációs effektussal és így D<sub>3</sub> és D<sub>4</sub> ciklikus illékony oligosziloxánok keletkeznek termikus bontás hatására. Viszont ha fenilén-csoporttal képzett létra polimereket állítunk elő, spirál szerkezet kialakulását meggátoljuk a termikus hőállóság-400°C-fokot is elérhet.

Dimetil-polisziloxán spirál hőbomlása. Bomláspon 180 C°

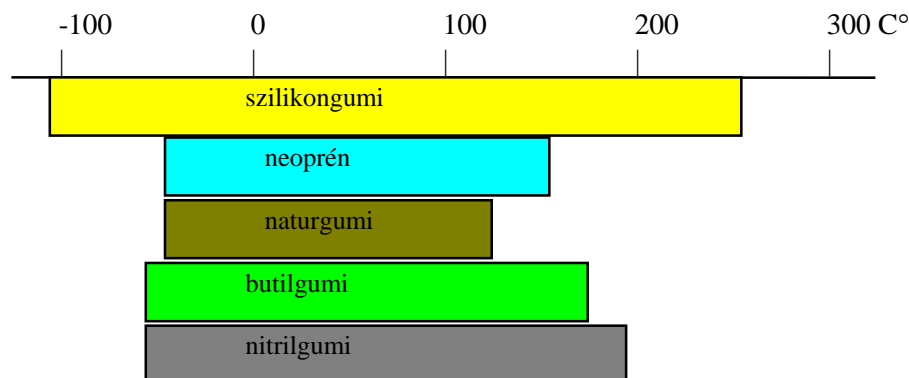


Metil-fenilén-polisziloxán (Bomláspon 400 C°) Létra vegyület.

### B., Hidegállóság

A szilikonok hidegállósága kiváló dimetil-polisziloxánoké -55C° és üvegesedési pontja (Tg) -120°C.

Szilikon - gumi és szerves kaucsukokból készült gumik felhasználhatóságának hőfokhatárai



### c. Elektromos és elektromágneses tér kölcsönhatásával kapcsolatos tulajdonságok

A szilikonoknak, mint a kvarcüvegnek nagy a tiltott sáv szélessége 7-8 eV és ezért kiváló szigetelők, nagy az átütési feszültségük, jó a sugárzásállóságuk nagyenergiájú elektromágneses (kék, ultraibolya,  $\gamma$ ) sugárzással szemben, jó szigetelők és koronakisüléssel szembeni ellen-állóképességük is nagymérvű. A nagy tiltott sáv szélességnek megfelelően UV és a látható fényt átterelik, ezért színtelen, átlátszó anyagok, társító anyagok nélkül. Nagy feszültségi átütésekor a szilikonok kémiai roncsolódásakor gázalakú termékek ( $\text{CO}$ ,  $\text{CO}_2$ ,  $\text{H}_2\text{O}$ ) és szigetelő, amorf  $\text{SiO}_2$  keletkezik, tehát szigetelőképességük nem romlik. Ez különösen akkor előnyös, ha repülőgépeknél, harcjárműveknél (hajó, tank stb.) tűz üt ki, akkor a szilikon kábelvezetékek is leégnek, de a keletkező égéstermék amorf  $\text{SiO}_2$  bevonat továbbra is szigetel, nem úgy, mint szerves műanyag kábeleknél (PVC, PE, PP stb.), ahol szén válik ki és így rövidzárlat miatt az elektromos hálózat, megbénul.

Előnyös az a tulajdonságuk is, hogy kicsi a dielektromos állandójuk (permetivitás 3-4) és kicsi a veszteségi szög ( $\text{tg}\delta$ ;  $10^{-3}$ - $10^{-4}$ ) is és az elektromágneses tér frekvenciájával csak kissé változik, ezért nagy frekvenciás készülékek kiváló dielektruma, a szilikon olaj ill. zsír és a szilikon gumi.

### d. Vízlepergető (hidrofób), ill. oleofób tulajdonság.

A szilikonoknak különösen a metil-szilikon termékeknek igen kedvező az ún. vízlepergető (hidrofób) tulajdonsága, így tartós hidrofób felületet lehet kialakítani porózus hidrophil felületeken (pl. üveg, textil, fa, papír, bőr, vakolat stb.), mert a szilikonoknak a felületi feszültsége igen kicsi kb. 20 mN/m. Ebből következik az is, hogy nem csak vízlepergetők, hanem oleofóbak is, vagyis a legtöbb szerves műanyagokkal nem elegyíthetők, azokra nem tapadnak, sőt csúsztatják. Ezért használja a műanyagipar formaleválasztó anyagként metil-szilikon olaj készítményeket.

Gyógyászati szempontból igen alkalmasak a szilikon kaucsuk mátrixokba bevitt gyógyszer Transzdermalis Terapikus Rendszerek (TTS) készítésére, amikor a választott gyógyszer a szilikon mátrixból tetszésszerű sebességgel kidiffundál és bőrön keresztül a célszervhez áramlik. Ezt is a szilikonok oleofóbb tulajdonságával magyarázhatjuk.

### e. A szilikon folyadékok ill. olajok viszkozitásának hőmérsékleti koefficiense.

Viszkozitásuk-különösen a metil-szilikon folyadékoké és olajoké-a hőmérséklettől függően csak kis mértékben változik, jóval kisebb mértékben, mint parafin szénhidrogén olajoké. A jelenség azzal magyarázható, hogy a metil-szilikon olajok alacsony hőmérsékleten a termodinamikailag legstabilabb, gömbszerű gomolyag szerkezettel rendelkeznek, amely a hőmérséklet emelésekor kezd kinyílni, egyre rendezetlenebb állapot alakul ki, így a molekulák közötti súrlódó erő megnő, és ez ellensúlyozza a hőmérséklet növekedés viszkozitás csökkentő hatását. Növeljük a szilícium atomon levő szerves csoport méretét I metil csoport helyett fenil csoportokkal, akkor az ideális gomolyag szerkezet kialakulását gátoljuk így a viszkozitás hőmérsékleti koefficiens romlik és a szénhidrogén olajok felé közelít.

A szénhidrogén olajok esetében a szén hidrogén atom van, míg metil-szilikon olajok esetében jóval nagyobb méretű metil-csoport kötődik a szilícium atomokhoz, ezért a van der Waals erő a szilikon láncok között kisebb, mint a szénhidrogén olajoknál. Ezzel magyarázható, hogy a szilikon olajok jóval nagyobb mértékben komprimálhatók, mint a szénhidrogén-olajok. Ezért kiválóan alkalmasak erőátviteli hidraulikus berendezéseknél munkafolyadékként, lökés gátlóként stb.

### f. Gázelnyelő ill. gázáteresztő képesség.

Az olajok nem minden esetben előnyös tulajdonsága, hogy nagy az abszorpciók képességük. A gumik gázáteresztő képessége azonban jól hasznosítható, amikor szemlencseként, vékony humán sejtártyát pótló fóliaként alkalmazzuk, mert lélegzik a vékony szilikon réteg. Ezért képeznek belőle gázkromatográf gázokat szétválasztó detektorként is szilikon membránokat.

#### g. Habzásgátló hatás

A szilikonok habzásgátló hatásának az alapja, hogy a felületi feszültségük kicsi és így különböző felületek felületi viszkozitását csökkenteni tudják. Így szénhidrogén olajok gáz levegő okozta habzását, vizes rendszerek habzását (fermentációs ipar), forró bitumen víz okozta habzása megszüntethető.

Igen előnyösen használják műszivkészülékekben levő oxigénnel telített vér habzásának megszüntetésére, a légembólia megakadályozására.

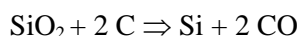
#### h. Élettani hatás

A szilikonok fiziológiai szempontból indifferensek, emberi és állati szövetekre ártalmatlanok, szövetreakciókat nem adnak, a humán szövetek befogadják, és enzimikus rendszerek nem tudják megemésztetni, ezért nincs táptalaj effektusuk, nem úgy, mint a legtöbb műanyag. Előnyös tulajdonságuk miatt főleg különböző implantátumok készítésére (külső és belső mell-implantátumok, ízületek stb.) alkalmasak.

- nem pirogének
- nincs haemolizáló hatásuk
- a hím ivarsejtek mozgását nem gátolják
- a morfológiai vizsgálatok szerint szövetbarátok
- hővel vagy gázzal sterilizálhatók
- víztaszítók

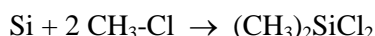
#### **Szilán-monomerek.**

Mivel földünkön a szilícium elemi állapotban nincs csak kötött állapotban, kvarc, kvarchomok, szilikátok, fordul elő, amelyekben a szilícium +4 oxidációs állapotban van, ezért először elemi szilíciumot kell előállítani. Ezt nagy villamosenergiát felemésztő elektrotermikus módszerrel állítják elő kvarchomokból.



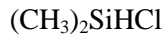
A 99 %-os tisztaságú szilíciumot finom porrá őrlik, majd ún. DIREKT szintézissel fluid rendszerben metil-klórszilánok esetében metil-kloriddal, fenil-klórszilánoknál klór-benzollal reagáltatják. E módszeren kívül még igen gyakran alkalmazzák hidroszililezési és ritkában a Grignard módszert alkil-, aril csoportok bevitelére.

A direkt szintézis kívülről fűtött fluidkemencében zajlik a függőleges kemence alján metil-kloridot és 45-250 µm méretű szilíciumport fúvatnak be. A folyamat 280-320 °C -on és 1-5 bar nyomáson megy végbe, kb.3000 kJ/kg hő felszabadulásával. A folyamat biztosítása végett Cu, Cu<sub>2</sub>O katalizátorokat 10 µm méretben és pormotorként Zn-t, ZnSO<sub>4</sub>-t és ZnCl<sub>2</sub>-t használnak. A heterogén fázisú katalitikus folyamat több lépcsőben zajlik le az alábbi egyenlet alapján:



A kb.80%-ban keletkező dimetil-diklórszilán mellett még további monomer szilánok

CH <sub>3</sub> SiCl <sub>3</sub> ..	diszilánok
(CH <sub>3</sub> ) <sub>3</sub> SiCl	triszilánok
CH <sub>3</sub> SiHCl <sub>2</sub> ..	szénhidrogének



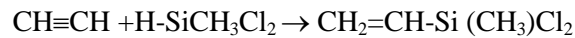
kocsz



keletkeznek

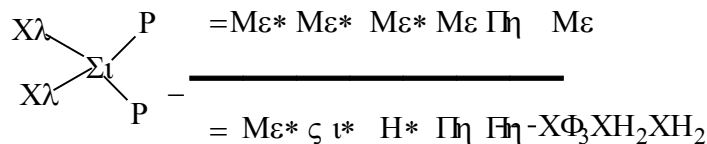
A nyert klórszilán-elegy desztillációs kolonnarendszerre kerül (1:500 refluxarány), ahol az egyes frakciókat, melyek néhány °C -on belül fornak, bonyolult folyamat során elválasztják egymástól. Különösen fontos a dimetil-diklór-szilán tisztasági foka (99%-os), hiszen már ppm -nyi mennyiségű tri-, ill. monofunkciós szilánok nem kívánt elágazásokat (trifunkció), ill. láncezárást (monofunkció) okoznak a polimerláncban.

Számos monomert olefnekből, Si-H kötést tartalmazó szilánokból nyernek hidroszililezéssel hexaklór-platinát (IV) katalizátor jelenlétében:

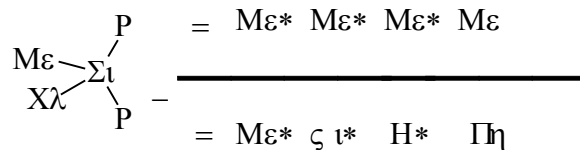


### Polisziloxánok és szilikon polimerek

Az oligo-, ill. polisziloxánokat az előbb említett klórszilán vagy néha etoxi vagy metoxi monomerekből állítják elő. A három fontos termékcsalád (olaj, elasztomer (kaucsuk), gyanta) közül a szilonolajok és elasztomerek (kaucsukok) alapanyagai a difunkciós szilánok:

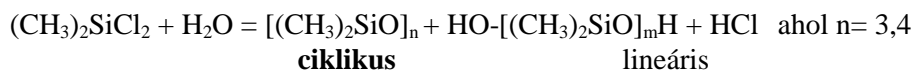


és záróegységekben, illetve funkciócsoportonként a következő monoklór-szilánok:

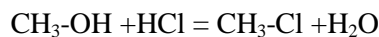


\*főleg a kaucsuk polimerek gyártásához használt szilánok.

A polisziloxánok az ún. *oligo-sziloxánok* polimerizációjával, illetve polkondenzációjával állítják elő. az eredeti eljárás szerint a dimetil-diklór-szilánt hidrolizálják, amikor is ciklikus oligosziloxánokat (elsősorban oktametil-tetrasziloxánt D<sub>4</sub> és kisebb mértékben hexametil-trisziloxánt D<sub>3</sub>), valamint nagymennyiségű kb. 25-27 %-os vizes korrozív és környezet szennyező sósav oldatát kapják.



Az utóbbit metanollal metil-kloriddá alakítják át, amely a direkt szintézis egyik alapanyaga:



A kapott ciklikus sziloxánokat filmdesztillációval elválasztják a trifunkciós egységeket tartalmazó nagyobb moltömegű lineáris oligosziloxánoktól, majd kaucsukgyártás esetében még a ciklikus elegyet is desztillációval szétválasztják D<sub>4</sub> ill. D<sub>3</sub> komponensekre.

A HTV (hő hatására vulkanizálódó) szilonkaucsukok előállítására szánt szilikon polimerek tisztasági fokával szemben különleges követelményeket állítanak, az ún. trifunkciók mennyiségét 0.2 % alatt kell tartani. Ehhez a kiindulási nyersanyagként szolgáló dimetil-diklór-szilánt ismételt desztillációval 99.99%-ig tisztítják. Így a másik módszer szerint,

nagy tisztaságú 99.99%-os dimetil-diklór-szilánt folytonos berendezéssel közvetlenül metanollal reagáltatják (metanolízis), ekkor lineáris szilánol végű oligosziloxánok keletkeznek 120-170 polimerizációs fokkal, valamint kevés ciklikus D<sub>3</sub>, D<sub>4</sub> stb. és nem korrozív metil-klorid, amit a direkt szintézishez használnak.



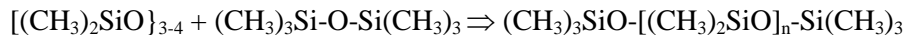
#### lineáris

A termékeket szintén film-desztillációval választják szét és az illékony melléktermékként keletkező ciklikus oligosziloxánokat visszavezetik a metanolízis szakaszba.

Ezekből a polimer készítés többféle uton hajtható végbe, attól függően, hogy **szilikon-olajat**, **OH reaktív végű RTV** (szobahőmérsékleten *kondenzációval* vulkanizálódó) egy vagy két-komponensű vagy **HTV** lezárt végű, reaktív CH<sub>3</sub>(CH<sub>2</sub>=CH)SiO, néhány tized % csoportot tartalmazó nagy moltömegű vagy **LR** (addícióssan térhálósítható folyékony) kaucsuk polimert kívánunk előállítani.

#### a.) Szilikon-olaj szintézis

Ciklikus (D<sub>3</sub>, D<sub>4</sub>) vagy lineáris oligosziloxán elegyet meghatározott mennyiségű hexametildisziloxánnal (MM) ún. **egyensúlyozási (equilibrálással)** eljárással -savas ion cserélő 100-150 C°-on oszlopon átvezetve monofunkcióval lezárt stabil- szilikonolajat állítanak elő. A ciklikus sziloxánok felnyílnak és felnyílt láncok egymáshoz kötődnek és a láncok végét MM-ből kihaladó (CH<sub>3</sub>)<sub>3</sub>SiO- monofunkció zárja le. A polimerizációs fok D/M (difunkció / monofunkció) aránytól függ, minél kevesebb a monofunkció annál nagyobb lesz a polimerizációs fok.



ahol n= 2-100000

A nyersolajat, mivel különböző polimerizációs fokú oligomerek és polimerek elegye, kívánt lobbanáspont és viszkozitás biztosítása végett filmdesztillálják és az illékony lineáris és ciklikus oligomereket visszavezetik az ekvilibrációs ciklusba.

Elsősorban metil-szilikonolajakat állítanak elő, de speciális célokra kevés fenil ill. trifluorpropil csoportokat tartalmazó vegyes szilikon olajakat is hasonló módon készítenek. Ezeknek a hidegállóságuk ill. hőállóságuk nagyobb, mint a metil-szilikon-olajoké.

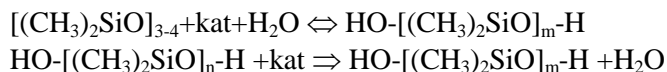
Így 0.65-1000000 mPas viszkozitású metil-szilikon olajakat állítanak elő, ezek közvetlenül számos területen felhasználhatók vagy tovább feldolgozva oldószeres, vizes emulziós vagy zsírok formájában kerülnek forgalomba.

Szemészet kizárólag tiszta metil-szilikon-olajakat használ (l. később).

#### b.) RTV- polimerek készítése.

RTV-1 és RTV-2 komponensű kondenzációval térhálósítható polimereket ill. pasztákat vázlatosan a következő módon készítenek.

Ciklikus vagy lineáris oligomereket savas vagy lúgos katalizátorok jelenlétébe polimerizálják ill. polikondenzálják és ilyenkor a célnak megfelelően 1000- 80000 mPas viszkozitású folyékony, OH végű reaktív polimereket állítanak elő.



**polimerizáció**

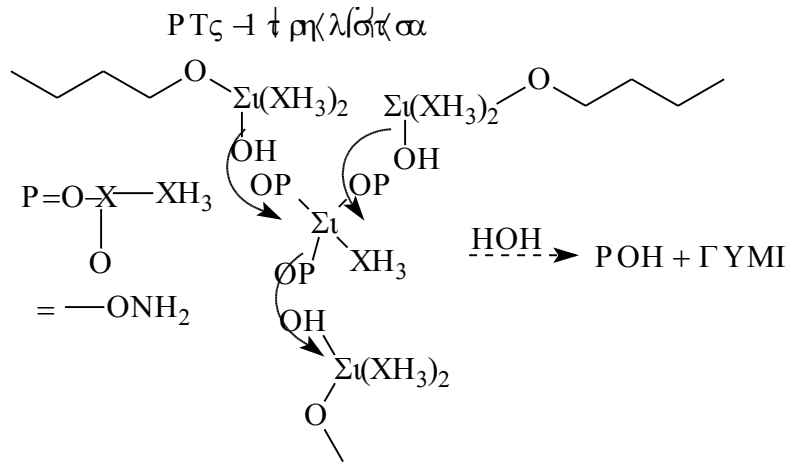
**m >> n polikondenzáció**

#### RTV-2 kondenzációs kaucsuk

1000-40000 mPas viszkozitású polimerben folyékonyság biztosítása érdekében finomra őrölt kvarclisztet, lágyítóként zártvégű szilikon olajat kevernek, így megfelelő folyóképességű pasztát kapnak, amely elsősorban formalevételi anyagként használnak. Térehálósítás tetraetoxi-szilánnal dibutil-dilaurát-ón iniciátor keverékével történik. Az OH végű lánc polimereket a tetraetoxi - szilán alkohol kilépésével szobahőmérsékleten térehálósítja és rugalmas







### HTV szilikon-kaucsukok

A számtalan módon feldolgozható és felhasználható szilikon kaucsukok kétségkívül a legszinesebb egyéniségek a szilikonok sokoldalú családjának. Szilikon implantátumok főleg ebből a típusból készülnek.

A szilikon kaucsuknak a különböző aktív- és inaktív töltőanyagot, segédanyagot, lágyítót, stabilizátort, stb. tartalmazó polimert nevezik, mely 10-100. 10<sup>6</sup> mPas viszkozitású, plasztikus állapotból térhálósítás (vagy vulkanizáció) útján rugalmas (vagy elasztikus) állapotba alakítható át, utóbbi esetben szilikon gumiról beszélünk.

Az amerikai ASTM további pontosításként bevezette az *MQ* jelölést a tiszta dimetil-szilikon polimer számára, míg az *MQ* jelölést megelőző *V* betűt a vinil csoport tartalomra, a *P* a fenil csoportra, végül az *F* trifluor-propil csoportra utal. Eszerint az általános célú felhasználásra szánt szilikonkaucsuk többnyire *VMQ* szerkezetűek, extrém alacsony hőmérsékletet a *PMQ* vagy *PVMQ* típusok viselnek el, az oldószereknek is ellenálló ún. flourszilikon-kaucsuk jele *FVMQ*. A HTV szilikonkaucsuk melegen történő vulkanizációval készíthetők sajtolással, fröccsajtolással extrudálással különböző szilikon gumi termékek csövek, alakos testek stb.

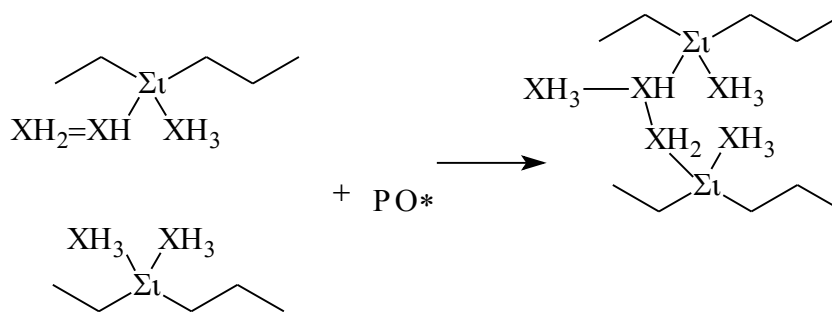
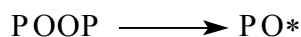
A vulkanizáció alkil-, aril-peroxidokkal történik. Eztrudált, nyomás nélkül vulkanizált termékekknél (kábel, cső, profilszalag) olyan *aril-peroxidokat* használunk, amelyek bomlás-pontja alacsony (ideális szerszámhőmérséklet 110- 130 °C), nagy bomlássebességük és könnyen eltávolíthatók a peroxid gázalakú bomlástermékei.

a leggyakrabban használt peroxidok:

-bisz(2,4-diklórbenzoil)-peroxid	<b>E</b>
-bisz (4-metilbenzoil)-peroxid (újabb termék klórmentes).	
-dibenzoil-peroxid	<b>B</b>
-dikumil-peroxid	<b>C1</b>
2,5-di-tercier-butilperoxi-2,5-dimetil-hexán	<b>C6</b>

Nyomás nélküli vulkanizációhoz csak az E peroxid használható. A többi csak nyomás alatt levegő kizárással alkalmazható, az utóbbi extrudált termékek (csövek, szalagok stb.) előállítására szolgál.

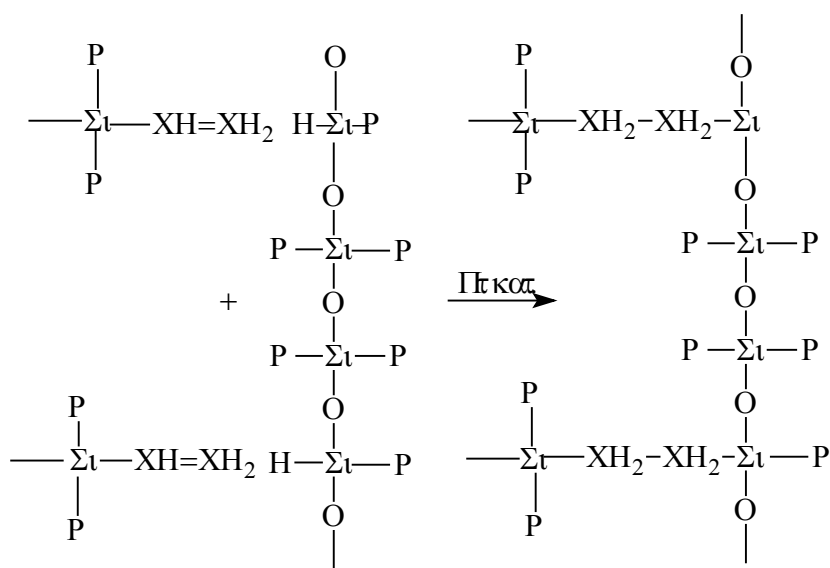
**peroxidos vulkanizálás kémiai vázlata.**



Több lépcsős gyökös folyamatban, az egyik láncban levő vinil csoportra a másik láncban levő metil-csoport hidrogénje áthelyeződik a vinil csoport  $\beta$  szénatomjára és a  $\alpha$  szénatom kötést, hoz létre a metil-csoport maradvány metilén csoportjával.

### LR addíciós kaucsuk típusok

A folyékony szilikonkaucsukok (LR) polimerek kisebb molttömegű vinil-csoportokat tartalmazó polimerek. Lényegesen kisebb a viszkozitásuk. Innen ered az elnevezésük, bár a “folyékony” jelzőt nem kell szó szerinti érteni. A valódi folyékony állapot a feldolgozás során alkalmazott nyomásviszonyok között jön létre. A folyékony szilikon kaucsukok két komponensű rendszerek, hiszen a vulkanizációhoz szükséges iniciátort ( $\text{H}_2\text{PtCl}_6$ ) és a térhálósítót (Si-H kötések tartalmazó poli metil-hidrogén-sziloxán ún. H-sziloxán) valamint a vinil tartalmú polimert külön kell tárolni és csak feldolgozás előtt szabad egyesíteni. Az LR típus is hő hatására térhálósodik és alakul át elasztomeré.



polimer

térhálósító

elasztomer

Az LR kaucsuk két komponensét (A és B) 1:1 arányban kell összekeverni. A szerszámban hő hatására, nyomás alatt addíciós reakcióval a platina katalizátor hatására a térhálósító Si-H csoportja a polimer láncban levő vinil-csoportjára addicionálódik.

**Szilikonkaucsukok legfontosabb tulajdonságai és jellemzői:**

Tulajdonságok	HTV	LR	RTV
<b>megjelenés</b>	gyurmaszerű, plasztikus	sűrűnfolyós, viszkózus	hígfolyós
<b>viszkozitás, mPas</b>	50-20.10 <sup>6</sup>	200000-3000000	600-150000
<b>polimer lánc hossz, SI-egység</b>	6000-10000	1000	200
<b>vulkanizáció módja</b>	peroxidos(gyökös), hőhatásra	addíciós reakció, főként hőhatásra	kondenzációs vagy addíciós reakció szobahőmérsékleten
<b>keményység Shore A</b>	10-90	20-70	gél-70
<b>szakítószilárdság N/mm<sup>2</sup></b>	8-12	7-10	1.4-6
<b>szakadási nyúlás %</b>	800-1200	300-700	90-450
<b>továbbszakító szilárdság N/mm</b>	15-40	20-35	max 20
<b>maradó deformáció, % (24h,175°C)</b>	10-35	15-30	

Néhány fontos tulajdonság közül az egyik a hőállóság pontosabban a termooxidatív tulajdonság:

Hőmérséklet °C	Tartós hőállóság
<130	több év
150	1.5 év
200	8 hónap
250	3 hónap
300	10 nap

Elektromos szigetelő tulajdonság

-átütési feszültség	18-20 kV/mm
-dielektromos állandó	2.7-3.3
fajlagos ellenállás	10 <sup>15</sup> -10 <sup>16</sup> Ω.cm
vesztési szög tgδ	10 <sup>-3</sup> -10 <sup>-4</sup>

A szilikonkaucsukok nagy molekulájú szilikon polimerekből és kismolekulájú oligomer szilox-án antistrukturáló adalékokból, továbbá erősítő- és töltőanyagokból épülnek fel. Tartalmaz-hatják a vulkanizáláshoz (térhálósításhoz) szükséges hatóanyagokat, ezenkívül egyéb adalék-anyagokat is, mint pl. pigmentek, hőstabilizátorok, égésgátlószerek.

A töltőanyagok nélkül, önmagában térhálósított szilikon polimer mechanikai szempontból használhatatlan végtermékhez vezetne, melynek a szakítószilárdsága az 1 MPa-t sem érné el. Ún. "aktív" *töltőanyagok* alkalmazásával (nagydiszperzitású pirogén kovács, pl Wacker HDK), az optimálisnak tekintett kb. 30-40 súlyrész esetében a szakítószilárdság már 10-12 MPa. Általában 150-300 m<sup>2</sup>/g BET felülettel rendelkező töltőanyag használatos.

"Inaktív" (nem erősítő) töltőanyagokkal egy egész sor egyéb tulajdonság állítható be, mint viszkozitás, Shore-keményység, E-modulus, vegyszer-, és olajállóság. Ilyen töltőanyagok a kvarcliszt, kréta, kaolin.

Speciális töltőanyagok segítségével a végtermékkel szemben támasztott további különleges igényeket lehet teljesíteni: 800-1200 BET számú acetilén korom adagolása elektromosan vezetőképes gumihoz vezet, cinkoxiddal a hővezető képesség növelhető, az alumínium-trihidrát az elektromos erózióállóságért és ívállóságért felelős.

A hőállóság ún. stabilizátorokkal növelhető. legismertebb a vörös vasoxid (Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), továbbá a cérium, mangán, titán és cirkon oxidjai stb.

*Pigmensekkel* tetszés szerinti színárnyalatra színezhető  
*Tapadásközvetítők* alkalmazásával fém-gumi, illetve műanyag-gumi kötések hozhatók létre.

### **Alkalmazások:**

Már az ismertetés elején említve volt, hogy az ipar minden ágazata alkalmazza ill., használja a szilikonokat. Végtelen alkalmazási lehetőség ismertetése helyett csak a HTV ill. LR vázlatos felhasználási területeit ismertetjük.

### **Gépjárműipar.**

-Tömítések (sajtoló; tengelytömítés, radiátortömítés, olajteknő; extrudált: napfénytető); gyújtógyertya védőcsatlakozó (ún. gyertyapipa); gyújtókábel; vízzárócsatlakozó tömítések, szöveterősítési tömlők (hűtő, fűtő, turbófeltöltő), kipufogódob és katalizátor felfüggesztések; rezgéscsillapítók, szellőzőrendszer, ablaktörlő.

### **Villamos ipar**

Kábelszigetelés; hosszúrúd un. tányérszigetelők (kompozitszigetelők); kábelszerelvények, könyök-csatlakozók

### **Elektronika.**

TV készülék anódsapkák; billentyűzetek (szántógépek, telefonok stb.), tömítések.

### **Egészségügy, élelmiszeripar**

Lélegeztetők, bordástömlők; altatóálarok, szájszutorák; membránok; tömítések; dialízis-csövek; katéterek; bébicumik; csövek; élelmiszeripari tömítések (kávéfőző, mikrosütő, italautomaták, kuktafazék, sterilizáló autoklávok, tűzhelyek).

### **Építőipar**

Nyílászárótömítések; üveghomlokzatok.

### **Gépek, berendezések.**

Hengergumizás, különböző műszaki formacikkek és extrudált termékek.

## **Felületkezelő reaktív organofunkciós - szilánok**

Orvosi gyakorlatban alkalmazott segédeszközök valamint implantátumok igen gyakran kompozitokból készülnek, amelyek fém, kerámia, műanyag felületén vagy erősítőként mátrix anyagba kerül, Ilyenkor különböző felület feszültségű anyagok és a mátrix között felületi erőkből ébrednek. Szervetlen szálak, porszerű adalékok módosítás nélkül a legtöbb polimer mátrixszal igen gyenge kölcsönhatást alakítanak ki, ezért jó mechanikai tulajdonságok eléréséhez a fázishatárreteg módosítására van szükség.

Az üvegszál a legjelentősebb a szervetlen szálak között. A módosítatlan felületű üvegszál felületű energiája nagy ( $>250 \text{ mJ/m}^2$ ). A víz adszorpciós szabadenergiája az ilyen felületeken igen nagy, s ennek eredményeként adszorpciós vízréteg alakul ki rajtuk már igen kis relatív légnedvesség ( $<1\%$ ) esetén is, ami még  $200\text{-}300 \text{ }^\circ\text{C}$ -n sem távozik el. Ez a vízréteg, valamint a levegőben jelenlevő a levegőben jelen levő egyéb kismolekulájú komponensek adszorpciója a polimerkompozitok feldolgozás- és alkalmazástechnikai jellemzőit károsan befolyásolhatja, ami csak a határreteg tervszerű módosításával akadályozható meg. Üvegszál felületmódosítása általában kémiai módszerrel, un. kapcsoló komponens (primer, coupling agent) alkalmazásával történik. E célra különböző nagy adhéziós képességű –pl. epoxi-alapú-mátrix esetében felületkezelés megvalósítására, pl. az alábbi szilán vegyületeket alkalmazzák.

Vinil	$\text{CH}_2=\text{CHSi}(\text{OCH}_3)_3$
klórpropil	$\text{ClCH}_2\text{CH}_2\text{CH}_2\text{Si}(\text{OCH}_3)_3$
Epoxi	$\text{CH}_2-\text{CHCH}_2\text{OCH}_2\text{CH}_2\text{CH}_2\text{Si}(\text{OCH}_3)_3$
Metakrilát	$\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)\text{COOCH}_2\text{CH}_2\text{CH}_2\text{Si}(\text{OC}_2\text{H}_5)_3$
Primer amin	$\text{NH}_2\text{CH}_2\text{CH}_2\text{CH}_2\text{Si}(\text{OC}_2\text{H}_5)_3$
Etiléndiamin	$\text{NH}_2\text{CH}_2\text{CH}_2\text{NHCH}_2\text{CH}_2\text{CH}_2\text{Si}(\text{OCH}_3)_3$
Merkapto	$\text{HSCH}_2\text{CH}_2\text{CH}_2\text{Si}(\text{OCH}_3)_3$
Kationos sztíril	$(\text{CH}_3)_2\text{Si}\{(\text{CH}_2)_3\text{NH}(\text{CH}_2)_2\text{NH}_2\}\text{CH}_2\text{C}_6\text{H}_4\text{CH}=\text{CH}_2$
Azid	$(\text{CH}_3)_3\text{Si}-\text{R}-\text{SO}_2\text{N}_3$

Szilán tapadásközvetítő réteg kialakítása a szálak felületén történhet a felületkezelő szer oldatának felvitelével, vagy oly módon, hogy a szálerősítésű kompozitban az üvegszállal érintkező polimer tartalmazza a szilán komponenst, amely a feldolgozás során diffúzióval jut a határfelületre. Szilán határreteg kialakítását elektrokémiai és plazma technikával is megoldották.

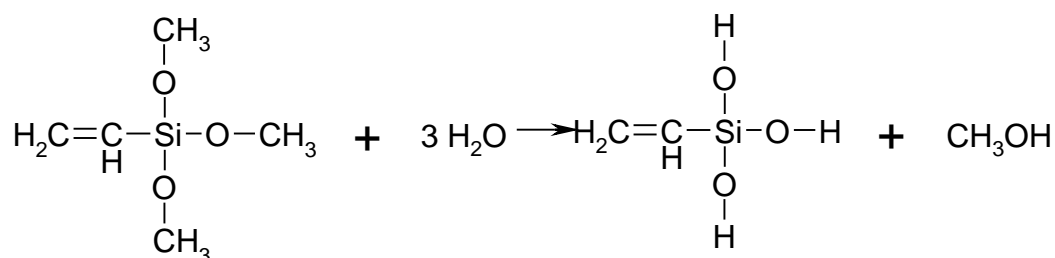
A felületmódosítás hatására jelentősen megváltoznak az erősítőszál fizikai tulajdonságai, pl. a felület szabadenergiája, s következésképpen víz abszorpciójának hajtóereje is jelentősen csökken. Hidrofil üvegszál felülete hidrofób lesz. A víz és szilikonozott üvegszál közti szabadentalpia kisebb lesz, mint a nem szilikonozott üvegszál esetében.

$$\Delta G_{A/B} = \Delta H_{A/B} - T \Delta S_{A/B}$$

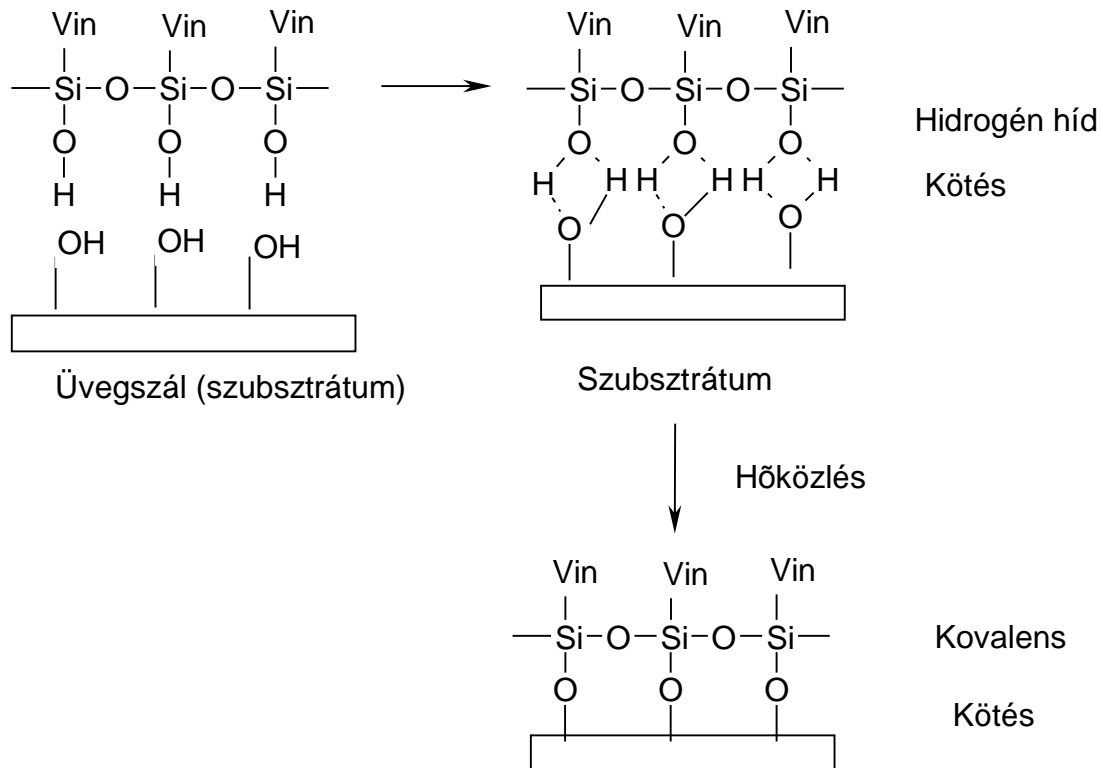
A index az üveg felületére és B a víz felületére utal, a két felület közti szabadentalpia-többletet méri  $\Delta G_{A/B}$ , ami kisebb a hidrofób üvegszál víz esetén, mint kezeletlen üvegszál esetében.

Határfelületi szabadenergia azért lép fel, mert a fázis térfogatában az atomok (molekulák, ionok, stb.) stabilabb helyzetben, azaz negatívabb energiai állapotban vannak, mint a felületen. A határfelületi energiatöbblet, és ezért a határfelületi-energia is csak pozitív értékű mennyiség lehet. Ellenkező esetben a határfelület instabil, azaz A és B fázisok feloldódnak egymásban és a határfelület eltűnik.

Pl.  $\text{CH}_2=\text{CH}-\text{Si}(\text{OCH}_3)_3$  hidrofóbizálunk üvegszálat, akkor az üveg felületén levő víz hatására a szilán hidrolizál és a metoxi csoportok helyébe OH csoportok lépnek be és  $\text{CH}_3\text{OH}$  képződik



A szilanol csoportok az üveg felületén lévő, OH csoportokkal és egymással kondenzál és sziloxán kötéssel, kötődik az üveghez, vagy kemoszorpciós réteget képez.



Természetesen a vinil csoport helyett a táblázatban szereplő bármilyen szerves funkciós csoport szerepelhet és üvegszál helyett bármilyen más erősítő anyag, töltőanyag stb. szerepelhet, mint kompozit anyag, a felületen levő Si-O – kötés a szilán típusától függően hőkezelés hatására, vagy a nélkül is kialakulhat. A polimer típusától függően a szilícium atomhoz hoz kapcsolódó organofunkciós csoport kémiai kötést vagy csak fizikai kapcsolatot létesít a mátrix polimerrel. Így a határreteg mentén, amely a fázisok között fokozatos átmenetet biztosít, kedvezőbb mechanikai tulajdonságokat eredményez, ha kémiai kapcsolat jön létre.

A kémiailag kötött határreteken kívül sok esetben fizikai erővel kötődő adszorpciós polisziloxán réteg is kialakul a határfelületen, amely a kölcsönhatást a kapcsolódó fázisok között csökkenti. Ezért a műanyagiparban sajtolt műanyag idomdarabok szerszámból való kicsúsztatására könnyített kivételre, gyakran használnak szilikon olaj spray-t vagy vizes szilikon olajemulziót, és pl. szem száru hártya operációnál is szilikon olajat használnak száru hártya levételére. Ez azért lehetséges, mert a szilikon olajnak, amint már említettük kicsi a felületi feszültsége, vagyis hidrofób és oleofób.

A szilánokkal történő határfelület-módosítást számos szál (pl. bazaltszál), aktív (aerosil) és inaktív (kvarcliszt,  $\text{TiO}_2$ ,  $\text{CaCO}_3$  stb.) alkalmazták. A szeretlen porszerű adalékok (pigmentek, töltőanyagok), hidrofílek, felületi szabadenergiájuk az üvegszálhoz hasonlóan nagy, ezért hajlamosak a levegőből nedvességet, ill. szennyező anyagokat abszorbeálni. Így ezek esetében felületmódosítás azonos hatású, mint az üvegszálon.

Így szilánózott töltőanyaggal adalékolt PE, PPE, mű és természetes kaucsuk, poliamidok, poliészterek, poliuretánok állítanak elő, a jobb mechanikai szilárdság biztosítása végett.

## Szilikon gyógyászati eszközök.

### Implantátumok

A szilikon gyógyászati termékeket főleg szilikon kaucsukokból készítik. Tartós rugalmas implantátumok készítésére az összes műanyagok közül a szilikon a legalkalmasabb polimer. Kémiaiilag inert, gyulladást és idegen test reakciót nem idéz elő, nem pirogén, rákkeltő hatása nincs, az ivarsejtek mozgékonyására hatástalan, nem toxikus és a szövetek nem tudnak ráépülni ill., és a humánszervezet nem tudja megemészteni. A beépített mobilis implantátumok mozgása biztosított és a test-folyadék a szilikonon kenőhatást, biztosít az eltérő felületi feszültségek miatt (hidrofób szilikon). Az élő szervezetekkel (azaz *in vivo*) végzett kísérletek alapján általánosan elfogadott vélemény, hogy a szilikonok igen jól elviselhetők az élő szervezetek számára, biológiai szempontból is inertek, közömbösnek tekinthetők. A humán szövetek befogadják, az enzimek számára bonthatatlan ismeretlen anyagok, s mivel felületük általában hidrofób, a szövetek, sejtek sem tudnak megtelepedni rajtuk. Ebben szerepet játszik kicsi felületi feszültségük is. Enzimatis bonthatatlanságuk következtében nincs táptalajeffektusuk, azaz a felületükön megtapadó mikroorganizmusok nem képes lebontani, és tápanyagként felhasználni anyagukat, így nehezen fertőződnek el. Mivel nem válnak ki szöveti ellenreakciókat, ezért implantátumok alapanyagaként, tartósan beépített orvosi-eszközök burkoló anyagaként (pacemaker, katéter stb.) igen jól használhatók. Nem áll ez az állítás szemben azzal a ténnyel sem, hogy a szilikon alapanyagú implantátumok- ugyanúgy, mint bármilyen más anyagból lévő és a szövetek közé bejutó idegen test- válaszreakciókat váltanak ki. A szervezet a számára idegen testet kötőszövetekbe zárja, s ez a folyamat a szilikonból készült implantátumok esetén is megfigyelhető. Ez a kötőszövet azonban nem tapad a szilikon gumi felületéhez. Két elkülönülő réteg alakul ki a kötőszöveten belül, a belső sejtréteg soklapú szabálytalan orientált, egy sejtrétegbe rendeződő sejtekből áll, mely az implantátum felőli felületet alkotja, illetve az e rétegen elhelyezkedő réteg, mely fibroplasztokból, kollagénből és kötőszöveti rostokból áll. Ez a kötőszövet 4-6 hét alatt fejlődik ki teljesen, s számos elkülönülő, vékony kötőszöveti rost és kollagén réteg egymásra rétegződése alkotja. Ebben a stádiumban a belső felületcsillogóan fehér, sima, és a kötőszöveti tok igen rugalmas, elasztikus. E kötőszövet-kialakító tulajdonsága alapján folytak kísérletek a szívbillentyűk, illetve a "véna cava" sérüléseinek szilikon indukálta autogén (mesterségesen kiváltott, de a szervezet szövethépző mechanizmusait kiaknázó) "kijavítására".

Bár látszólag inertnek tűnik a szilikon, mégis jó néhány cikk számol be a szilikon gumi által kiváltott kedvezőtlen szöveti reakcióról. A szöveti reakció eredményeként a kollagén rostok és a szilikon gumi közt kis szemcsék jelennek meg, s ugyanilyen szemcsék figyelhetők meg az implantátumot körülvevő szövet sejtjeinek citoplazmájában is. Igen gyakori a mellmagnagyobbítást célzó szilikon implantátumok esetén fellépő constrictiv fibrosis (összehúzó kötő-szöveti burjánzás), melynek okául egyes kutatók a szilikon gumi felületéről leszakadó, ledörzsölődő részecskéket, más szerzők a géllal töltött implantátum belsejéből kidiffundáló szilikon gél jelölik meg. Utóbbi az igazi kiváltó ok, mert a szilikon gumi falán a gélben levő kis molekulák kidiffundálnak a szilikon burok külső felszínére. A beültetett szilikon implantátum sérülését gyulladáshoz vezető válaszreakció is kísérheti, s a körülötte megfigyelhető kálium-lerakódás, illetve az ezt követő gyulladás az implantátum sebészi eltávolítását igényelheti. Ez múltban igen gyakori eset volt és számos bírósági perhez vezetett és több cég, pl. DOW-CORNING implantátumokat gyártó leányvállalata is tetemes kártérítés miatt megszüntette tevékenységét.

Szilikonokból készült alkatrészeket alkalmaztak a különböző, vérrel érintkező készülékekben is. A szilikonok felülete hidrofób, a vér alakos elemei csak nehezen, vagy egyáltalán nem tudnak megtapadni rajta, így pl. nem alvad meg a vér a szilikkal bevont tárgylemezen. Ennek ellenére a szilikonok - más műanyagokhoz hasonlóan - ugyancsak trombus (vérrög) képződést okozhatnak. A vérrögök képződésének megakadályozására a szilikon gumi

felületét heparinnal kezelik. Ez a kezelés lehet egy egyszerű heparin elosztatás a szikon kaucsukban, majd térhálósítás, de a japán kutatók kidolgozták egy heparin tartalmú szilikon-oligomer előállítását is. A sziloxán - vázhoz észter kötéssel kapcsolt, s így rögzített heparin azonban, ha lassabban is, mint az egyszerű fizikai uton kötött heparin, lassú hidrolízis eredményeképp ki-tud oldódni a szilikon gumiból. Így hosszú időn keresztül gátolja a trombus képződést, bár ez a hatás az idő előrehaladtával csökkenő mértékű, a természetes véredények belső felületét (szív, erek, stb.) endothel sejtek alkotják, melyek gátolják a vér lemezkék aggregációját, a trombusok képződését. E természetes sejtréteg vizsgálata alapján azt állapították meg a kutatók, hogy a testidegen felületek trombusképző hatása háromféleképpen csökkenthető: a felületek tökéletes "simaságának" biztosításával a kis felületi feszültség biztosításával negatív töltésű felület kialakításával.

Az alacsony felületi feszültség és a jó vér-kompatibilitás összefüggését igazolja a poli-dimetil-sziloxánok jó elviselhetősége is. A metil-szilikonnal lezárt felület - kis felületi feszültsége

következtében jól "összeférhető" a vérrel, kevésbé okoz trombus képződést. Az amorf kovasav töltőanyagot tartalmazó szilikon gumik felülete viszont már kevésbé összeférhető a vérrel, a töltőanyag növeli a felületi feszültséget, így a vérrögképződés is fokozottabbá válik.

Az egészségügyi felhasználás szempontjából a fiziológiai elviselhetőség ugyanolyan fontos, mint a készítmény fizikai stabilitása. Sajnos, az akut toxicitás, illetve gyulladás-indukáló hatás vizsgálatainak kiváltó eredményei nincsenek összefüggésben a mechanikai tulajdonságok viszonylagos változatlanságával. Bár a kezdeti vizsgálatok eredményei azt tanúsították, hogy állat-kísérletben, kuttyákba beültetett szilikon gumi implantátumok 17 hónap elteltével sem mutattak lényeges eltérést fizikai tulajdonságaikban, a további vizsgálatok már nem mutattak ilyen egyértelmű képet. Számos cikk jelent meg, melyek a beültetett implantátumok kopásáról, szerkezeti kifáradásáról számoltak be, melyek az implantátum eltávolítását igényelték (pl. szilikonból készült szívbillentyűk, illetve ujj-izületek esetén számoltak be ilyen öregedési folyamatokról. Az eltávolított implantátumok vizsgálata azt mutatta, hogy a szilikon gumi lipideket abszorbeál a vérből, s ez arra a következtetésre vezette a kutatókat, hogy az implantátumok öregedését a felvett lipidek okozzák. A szívbillentyű -protézisek tömege mintegy 10 %-kal megnőtt, sárga színeződést, opálosságot és a méret megnövekedését tapasztalták. Ez a viselkedés in vitro (a szervezeten kívül "üvegben"), nem volt megfigyelhető. Emberi szervezeten belülről eltávolított implantátumok vizsgálata alapján, a kutatók véleménye szerint igen szoros összefüggés állapítható meg a szilikon térhálósításának módszere és az implantátum öregedése, lipidfelvétele között. A felület mikroszkópos vizsgálata alapján megállapították, hogy nem megfelelő térhálósítás módszer esetén mikro repedések keletkeznek az implantátumok felületén, s ezek a repedések már a beültetés előtt megtalálhatók a készítményeken. Ezek a repedések felelősek az implantátum rövid idő utáni "kifáradásáért", s egyes kutatók szerint ezek a mikro repedések idézik elő a lipidfelvételt is.

Az ízületek pótlására szánt implantátumok esetén megállapították, hogy az implantátumok tömege az első héten- a lipidfelvétel következtében- fokozatosan növekszik, de ezután már változatlan marad. A lipidfelvétel nem változtatja meg az implantátum fizikai tulajdonságait, de a felületi réteg könnyebben "koptathatóvá" válik, s ennek következtében gyakran kalciumlerakodás is megfigyelhető az implantátum körül. Ez azonban csak hosszabb idő után igényli az implantátum eltávolítását, ritkán okoz panaszokat.

A vizsgálatok eredményei azt bizonyítják, hogy az általánosan elterjedt véleményektől eltérően, a szilikon gumi is kiváltja a szervezet élettani védekezését. A kalcium-lerakódásokat eltávolítva a szilikon implantátumok felületéről eltűnik az implantátum korrodált, kis mélyedésekkel, kráterekkel borított, porózussá vált felülete, s mivel a szilikon gumi igen érzékeny a felületét érő hatásokra, ez nagymértékben befolyásolja, módosítja mechanikai tulajdonságait. A felületi korrózió létrejöttének módja még nem tisztázott, feltételezik, hogy a foszfátok és fosfatidok, bejutva a szilikon gumi szerkezetébe, reagálnak a térháló Si-O kötéseivel, s a felületről idővel leváló rétegek alakulnak ki. A szilikon gumi és a szervezet között létrejövő kölcsönhatások okozhatják a szilikonokból készült szubdermális (a bőr alatti szövetrétegekbe beépített) implantátumok károsodását.



Jelenleg a külföldi és hazai tapasztalatok alapján objektív megállapítás az, hogy ezek a hatások elsősorban a szilikon gumi készítmény anyagi tulajdonságától függenek. Addíciós LR gumik jobbak, mint a peroxidos HTV. Továbbá erősen függ a tartósság a mechanikai paramétereiktől is (keménység, továbbhasadási szilárdság, szakítási szilárdság stb.). Néhány esetben vérrel érintkezésbe lépő implantátum lipideket képes abszorbeálni. Az abszorpció befolyásolja a mechanikai tulajdonságokat ez tapasztalható szív billentyű pótlásnál, ahol a szilikon gumi a lipidek okozta duzzadás következtében elzáródást, okozhat. Ma már több millióra tehető szilikon implantátumokat hordozó egyénnél sem tapasztaltak olyan mellékhatást, amit a protézis anyaga okozott volna. Kivéve a géllal feltöltött mell implantátumok esetében. Ennél sem a szilikon a hibás, hanem a rossz konstrukció okozza a problémát. Kezdetben parafin, majd később szilikon olajjal töltötték fel plasztikai céllal a mellett. Ez nyilvánvalóan azért volt rossz, mert az olaj a szövetek közé vándorolt és a szövetek oxigén és tápanyag felvételét gátolta meg. Ma elsősorban szilikon géllal feltöltött szilikon-gumiballonba zárt megoldást használnak. Ez azért rossz megoldás, mert a ballonon keresztül, amint már említve volt a gél egy része kivérzik ill. a ballon könnyen, sérül, a ballonnal felhasad, és a gél kiömlik, szövetek közé kerül, ami ugyanazt a hatást hozza létre, mint az előbb leírt olajhatás. Ezért újabban fiziológiás sóoldattal töltött vagy kettősfalú belső gél és külső fiziológiás sóoldattal feltöltött ballont használnak. Jelenleg kemény géllal feltöltött ballon is forgalomba került, amiből már nem vándorol ki a gél a sejtek közé, de túlságosan kemény, természetellenes effektus vált ki.

Igen fontos klinikai tapasztalat, hogy vannak betegek (mind súlyos reumás eredetű ízületi gyulladással), amelyek, úgy látszik hajlamosak arra, hogy beépített végtag - implantátumok eltörjenek. Bár kevés eset volt, de az ügy tisztázására kezdeményezték, hogy minden betegnél, akinél ilyen protézis beépítésre került szérum lipid szűrést végezzenek.

#### **A szilikon implantátumok és orvosi eszközök csoportja a következő:**

##### **1. Plasztikai sebészet.**

###### *1.1. Bőrexpanterek.*

Ezek bőr nyújtására szolgáló különböző méretű és alakú szilikon gumi ballonok, amelyekkel sérült bőrfelület pótolható a közelálló nyújtással kapott bőrfelületekkel. Bőr expander két részből áll, a ballomból és a hozzá csatlakozó önzáró töltő fejből, amin keresztül több hetes kis adagokban fiziológiás sóoldatot nyomunk be a ballomba. Az így megnyújtott bőr alkalmas az égési vagy hiányos bőrfelület pótlására. A mell rekonstrukciónál gyakran szintén használnak a félgömbalakú bőr expandereket a mellbőr nyújtására. Ez a mell implantátum behelyezésének szükséges fázisa.

1.2. *Mellimplantátumok* géllal vagy fiziológiás sóoldattal töltve. Jelenleg kemény gélt használnak, amely már nem vérzik ki a szilikon ballomból, de természetellenes hatású. Ezek két célt szolgálnak, az egyik a plasztikai cél, amely rendkívül elterjedt megoldássá nőtte ki magát, a másik a rákos mell eltávolítása utáni pótlás. Ilyenkor az amputált mell alatti bőrt feltágítják bőr expanderrel és a megerősített bőr alá, varrják be a kívánt méret mell implantátumot. Gyakran eltávolított mellpótlására külső melltartóba helyezett poliuretán fóliába helyezett lágy szilikon gél mellpótlást viselnek a mellamputált hölgyek. Ez teljesen veszélytelen, jó megoldás.

1.3. *Fül protézis*, bordás fülrács készítmény 80 ShA gumiból. Ezt felvarrják a maradvány fülcsontokra és fül melletti bőrt, bőr expanderrel megnövelve, ennek egy részével fedik a fül szilikon implantátumot

1.4. *Áll protézis* esetleg gél töltésű állprotézis.

1.5. Orrplasztikai implantátum, különböző méretű és alakú orrnyeregidom, amit az orr kiegészítésére használnak

1.6. *Orbita ék* implantátum, gyakran a szem alatti csont-dudor megsérül, kitörik, ennek pótlására szolgál.

1.7. *Cranió homlok és fej plasztikai* implantátum. Kizárólag magyar megoldás. Gyakran baleset közben deformálódott fej, homlok, fejtető pótlására szolgáló megoldás. A sérült fejről gipszszel mintát vesznek le. A negatív gipszszel mintát alumínium-fóliával kasirozva bevonják, majd kemény szilikon-kaucsukkal töltik fel kézi mintázással a negatív formát, vulkanizálják

és hőkezelik 160°C-on. A kikeményített kész implantátumot a fejbőr alá varrva helyezik. Az implantátum operáció közben alakítható (szikével, ollóval). Előnye az eddig használt akrilátból készült implantátummal szemben, hogy nem törik, ütés esetén az erő rugalmasan tevődik át a csontalapra, és nem kíván operáció közben felesleges sebészeti beavatkozást, mert a szilikon implantátum könnyen méretre szabható. Tapasztalat szerint a rehabilitált fej, baleset előtti formát tükrözi.

## 2. Ortopéd sebészet

2.1. *Ujjizület* (ujjperec összekötő) implantátum. Reumatikus csonttritkulások miatt a deformált mozgásképtelen vagy baleset miatt sérült ujj izület pótlását célozza. Több méretben készült e löregyártott termék csoport.

2.2. Trapézium -implantátum (hüvelykujj) sokszögű csont

2.3. Félhold alakú kéztőcsont (*Lunatum*) implantátum

2.4. Kéztő sajkacsont (*navicular*) implantátum

2.5. *Nagylábujj* implantátum. Főleg lábujj bütökoperálásnál szükséges izület pótlását jelenti

2.6. *Hajlékony csuklós lábujj* implantátum

2.7. *Singcsont-fej (rádiusz-fej)* implantátum. Könyökizület pótlás.

2.8. Csuklót összekötő implantátum

A felsorolt implantátumok különböző szabvány méretben e löregyártott termékcsaládok.

2.9. *Ínhüvely csatornát* képző, különböző átmérőjű szilikon-bot, amelyet a sérült ujjba helyeznek, abból a célból, hogy a sérült ín összevarrása után mobilis maradjon. Ez azzal érhető el, amint már említve volt, hogy a szilikon a szervezet kötőszöveti tokba zárja, ami nem nő rá a szilikonra. Így az ujján a mesterséges ínhüvelybe összevarrás után beágyaztatható.

2.10. *Takaró csontagömb fej szárral* Koponyán ejtett fúrt lyukak befedésére szolgáló idom. Fejben végzett operációkor gyakran fúróval kell behatolni a koponyacsont alatti területekre, az operáció után ejtett fúrt lyukat takarják le vele, fejbőr alá helyezésével.

2.11 *Totál könyök izület*. Ezt közösen ORFI és BME SzKT kutatói fejlesztették ki. Ez titánfém erősítéssel készült kísérleti termék, amely összes könyökmozgást biztosítja, anélkül, hogy a csontállományt tönkretenné, mint a fémek, mert rugalmasan tevődik át az erő.

## 3. Urológia, szülészet és nőgyógyászat.

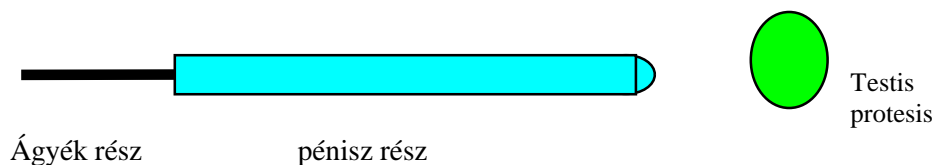
3.1. Foley katéter.

3.2. Cystocath Suprapubic katéter

3.3 Szülészeti vákuum-tölcsér (kehely)

3.4.1 *Penis implantátum merev*. Erre több-féle formát is kidolgoztak. Az egyik egy komplikált forma, amelyben teflontokba ezüst spirált helyeztek merevítőként, amit egy vastag szilikon pálca alakú szilikon-burok vesz zártan körül. A másik, amit Magyarországon fejlesztettek ki 3 különböző átmérőjű bot alakú test, aminek a vége elvékonyított fark részbe megy át, ami az ágyékba nyer elhelyezést.

A péniszbe két szilikon rudat helyeznek be a barlangos testbe, megfelelő applikációval. Ez a megoldás biztosítja, állandó merevedést. Ez tartós impotencia, vagy a szervi elváltozás kiküszöbölésének egyedüli megoldására szolgál.

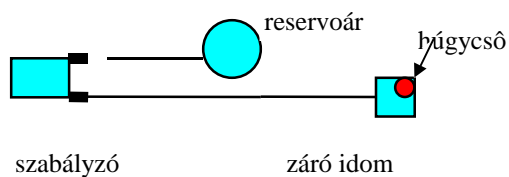


3.4.2. *Pénisz implantátum mobilizálható*. Ez két részből áll poliuretán péniszmerevítő csőrészből, amelyhez hozzá van kötve egy folyadék reservoár, amit a herezacskóba varrnak be. Használatkor a reservoárból folyadékot nyomnak fel a merevítő csövekbe, használat után

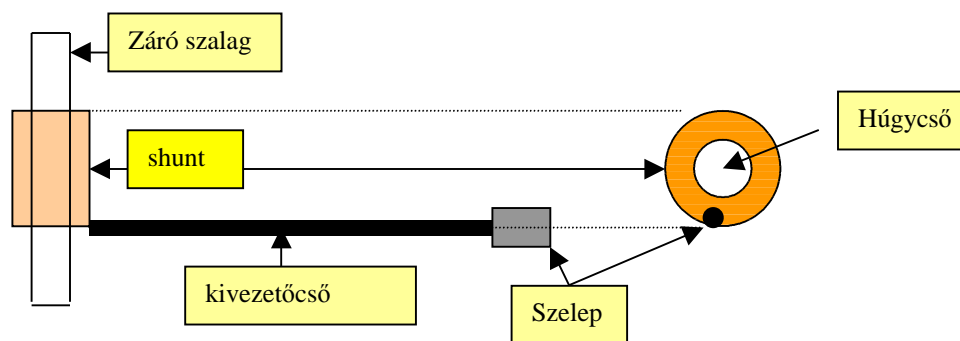
ezt a folyadékot újból a reservoárba engedik vissza. Így ez a megoldás megközelíti a természetes viszonyokat

3.5. *Gélllet töltött testis (here) implantátum.* Különböző méretben készült testis protézisek két részből állnak a külső szilikon burokból és a belső gélből. Újabban olyan merev gél testis-protéziseket is készítenek, amelyek nincsenek szilikon burokba zárva.

részből áll. Férfiaknál a herezacskóba, nőknél a comb alatt elhelyezhető szabályzótokból, hozzacsatlakozó gömb alakú reservoárból és a tokhoz szintén csatlakozó 3.6. *Incontinencia* esetén húgycső nyitását és zárását manuálisan szabályozható eszköz. Ez három húgycsővet körülvevő puha húgycsővet záró gyűrűs üreges testből áll. A záró rész állandóan fojtással zárva van és nyitni a szabályzótokkal, lehet, ilyenkor a fiziológiás só oldat a reservoárba áramlik és a szorító gyűrű kinyílik és így a vizelet lehetővé válik. A reservoárból a megnőtt nyomás hatására automatikusan a folyadék újból a záró gyűrűbe áramlik, ami újból elzárja a húgy-csővet.



### 3.6.1. Húgycsőizom pótló záró -shunt.



A szerkezet főalkatrésze félkör alakú kb. 4 mm vastagságú teljesen zárt zsákszerű shunt, amely 2 mm átmérőjű csőhöz csatlakozik, amelynek a végén egy mikro szelep van. A shunt vékonyfalú szilikon gumi üreges gömbö, amely körülfogja a húgycsővet és shuntre szilikonnal bevont polipropilén ragasztott szalaggal szorosan, rögzítjük a húgycsőre. A kivezető szilikon csőt hasfalig vezetjük fel és a mikro szelepen, addig töltjük fel légmentesen fiziológiás sóoldattal, hogy kívánt hólyagnyomáson nyisson. A vizeletürítés után a nyomás nagymértékben csökken és a shunt belső hidrosztatikai nyomás nagyobb lesz, mint a külső nyomás. Ezért automatikusan elzárja a húgycsővet a shunt.

### 3.7. Malecot katéter

## 4. Fül-orr-gégészeti

### 4.1. Orrsövény korrekciós szilikon lap

4.2. *Drainázsok* a gyulladt dobhártyán túli váladékok eltávolítására. Ez kis orsó alakú közepén lyukas csövecskék csipesszel megfogható szárral. Egyszer használatos segédeszközök.

4.3 *Gégecső*, mesterséges lélegzéshez szükséges csutora alakú csőidomok.

4.5. *T-cső* gégemetszés esetén. Többféle méretben készített idomdarabok. Egyszer használatos eszköz.

4.6. *Permeábilis fóliák.* Levegőt és vízgőzt átteresztő fóliák, amelyek biztosítják az elválasztott szövetek közti lélegzést. Mesterséges szöveteket elválasztó hártályak.

4.7. Eustach cső

## 5. Tüdő és mellkas sebészet.

*Hörgő-protézisek.* Sorvadt vagy rákos hörgők, kitámasztására szolgálnak. az egyik változat különböző átmérővel készített tüskés külső fallal ellátott csövecskék. A kapaszkodó tüskék a csuszást akadályozzák meg. A másik az ún. Y csövek, amelyek tüdő Y - elágazásába helyezhető, ennek van olyan változata is, amikor csak a jobb vagy a bal csont hiányzik, ún. feles formák.

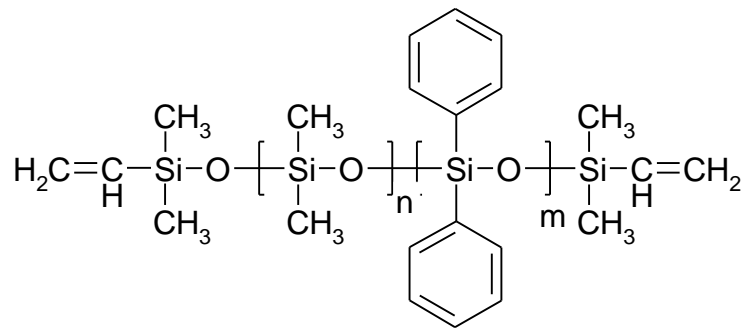


## 6. Szemészet

### 6.1. Szemfehérje tampon

### 6.2 Szaruhártyát leválasztó szilikon olaj

6.3. *IOL szemlencse.* Üvegtest fölé beültethető megfelelő dioptriával rendelkező szemlencse. Már az akrilátoknál részletesen ismertetve volt a szemlencse implantátumok fajtái és használata. Ma a fejlődés azt mutatja, hogy a szilikon lencsék egyre nagyobb mértékben nyernek felhasználást. A kívánt cél a reaktív vinil- csoportokat-tartalmazó difenil-, dimetil-sziloxán kopolimer addíciós gumikkal a kívánt  $n=1.49$  törésmutató biztosítható. Így PMMA törésmutatójával egyenlő termék előállítható, ami azzal az előnnyel jár a PMMA-val szemben, hogy soft- termék (l. akrilátoknál), lélegzik és a gyártási technikája is fejletlenebb, mert nem esztergályozással és igényes polírozással készíthető, hanem öntőszerszámban, öntéssel, utólagos megmunkálás igénye nélkül.



A lánc végén levő vinil csoportok oligo (metil-hidrogén)-sziloxánnal Pt inicitátor jelenlétében térhálósodnak és rugalmas lágy lencsét hoznak létre. (l szilikonok addíciós LR gumik). A vulkanizáció kb 10 perc alatt 135°C-on történik. A sziloxán polimer erősítőként kevés hidrófóbizált pirogén polikovasavat és uv. fény abszorbenst is tartalmaz

### 6,4 Kontaktlencsék.

A kontaktlencsék elvét már Leonardo da Vinci 1508-ba felismerte. XIX század második felében fúvásos technikával üveg lencsét készítettek. Ezeknek az optikája sokszor nem volt tökéletes és szemre nézve igen veszélyesek voltak

Áttörést 1940-ben az ún. „szerves üveg” PMMA hozta. 60-as évektől kezdődően pedig tovább fejlődve eljutottak a hidrogélek kifejlesztéséhez.

Ma a viselési mód szerint következő lencsetípusok ismeretesek:

- a napi lencsék. 6-14 órán keresztül viselhetők
- elasztikusan viselhető lencsék néhány napig
- folyamatosan viselhető lencsék éjszaka is 30 napig hordhatók
- egyszer használatos lencsék. Napi viselés után este eldobható

Legfontosabb tulajdonság, amit biztosítani kell az oxigén áteresztő tulajdonság (oxigén permeabilitás) Ennek mértékegysége a (Dk) érték, az az oxigénmennyiség, amely a kontaktlencsén definiált körülmények között átjut. A Dk érték független a lencse vastagságától, csak a lencse anyagi minőségétől függ. **Mértékegysége barrer.** Szerepe rendkívül fontos, mivel a szaruhártyának nincs erezte, vagyis a légkörből kell oxigént biztosítani, amikor a szem nyitva van. Zárt szem esetén az oxigén felvétel 1/3-ra esik vissza.

Ezért nem ajánlott az alvás hagyományos kontaktlencsével. Természetesen az oxigén felvételt a lencse vastagsága is befolyásolja.

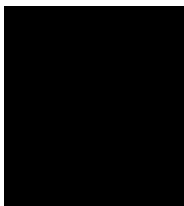
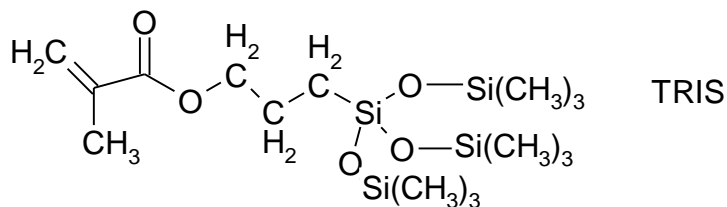


t = vastagság mm vagy cm-ben,

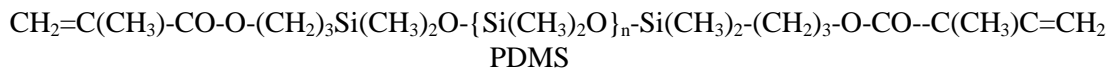
Legalább 125 Dk/t oxigéntranszport szükséges ahhoz, hogy szem oxigénhiánya ne alakuljon ki.

Általában minél vékonyabb anyagú a lencse és minél magasabb a víztartalma, annál több oxigén jut a szaruhártyához (a tiszta víz Dk értéke mintegy 80 barrer). Másrészt viszont minél nagyobb a lencse víztartalma annál sérülékenyebb. Ezért optimális értékre állítandó be mind két érték. Ezen elvek alapján készítenek merev lencsákat, amelyek TRIS-alapú szilikon akrilátok, Fluoroszilikon, szilikon akrilát lencsék, amelyeknek a Dk értéke 12-102 között változik. Készítenek merevnél, jobb un. lágy lencsákat, amelyek legtöbbször akrilát kopolimerek, mint pl. Hydron cég MMA/NVP kopolimereje, amelynek 73 % a víztartalma és DK értéke 36 vagy még jobb szilikon tartalmú kopolimer, amely PDMS/PFPE/TRIS/DMA négy monomer kopolimerje. Ez 24% vizet tartalmaz és Dk értéke 175. Legjobb termék Bausch-Lomb cég tiszta szilikon terméke, amely PDMS-ből áll vagyis poli-(dimetil-sziloxan)- – makromer, amelynek mindkét végét metakrilát egység zárja le. Ez a makromer polimerizálva adja 0,2% vízfelvételű és 340 Dk értékű lágy lencsét.

Megadjuk a szereplő rövidített molekula, jelzésekhez tartozó kémiai képleteket. PFPE perfluorozott –poliéterek, DMA= glikol-dimetilakrilát



NVP

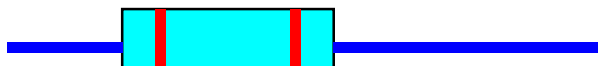


MMA pedig metil-metakrilát monomer

## 7. Test folyadékot szállító shuntök

7.1. *Agyvíz levezető shunt.* Az első széles körben alkalmazott, szilikon gumiból készült implantátum az agyvíz nyomás kóros megnövekedésének (az úgynevezett “vízfejűségnek”) megszüntetésére alkalmazott cső (shunt). Az első ilyen típusú söntöt 1952-ben **Nulsen** és **Spitz** fejlesztették ki. Ezt a betegséget az agyhártyák között elhelyezkedő folyadék szabad áramlását akadályozó elzáródás okozza. Az akadály következtében a folyamatosan termelődő liquor mennyisége és nyomása egyre nő, s így erős nyomást gyakorol az agyra, illetve a koponyacsontokra. Csecsemőkorban - mivel a koponyacsontok között elhelyezkedő puhább szövetek (kutacsok) még nem csontosodtak el- ez a fej méreteinek fokozatos növekedésével, jár, de közben az agy működése is zavart szenved a rá ható nyomás következtében. Az elzáródás műtéti megszüntetése során a szilikon agyvíz levezető-sönt beépítésével biztosítják a liquor szabad elfolyását és így a normális funkciók visszaállíthatók. A szilikon-sönt alkal-

mazása mellett szól, hogy igen könnyen bitósítható a sterilitása. és a szervezetbe beültetett implantátum sem fertőződik el, a mikroorganizmusok nem tapadnak meg felületén és nem képesek szaporodni a szilikon implantátum anyagában.



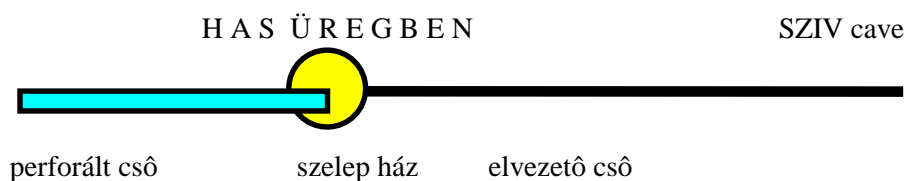
Bevezető            Szelep ház            Elvezető cső

A sönt a mai legjobb megoldása olyan, hogy két vékony szilikon cső között (az egyik a liquor bevezetésére, a másik az elvezetésére szolgál) egy kb. 8 mm átmérőjű csőtokba két kis tányér szelepe van behelyezve, mindkettő azonos irányba nyit és ellentétes irányba zár. Így a folyadék az agy felől általában a gyomorba levezetve távozik. Ha megakad a folyás, amit a liquorban levő fehérje kicsapódott szálcáskák okoznak, akkor a fejbőr alá beültetett csövecske középen megnyomható. Az alsó szeleptányér zár a felső nyit és nyomásra a folyadék az alsó szelepen, kilökődik és nyomást megszüntetve, alsó szelep kinyílik a felső szelep zár és így szívás áll elő, ami a folyadékot a csőbe löki, majd a kétoldali nyomás kiegyenlítődve a lamináris folyás újból megindul, ha a kicsapódott test a söntöt elhagyta. Ha nem, akkor ismételt nyomkodással a folyamatos működés helyreállítható. Ezek a készülékek három áramlási sebességi tartományra készülnek, magas, közepes és alacsony nyomási tartományokra.

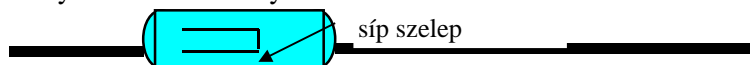
### 7.2. Ascites szállító sönt

A máj károsodása során a hashártya alatt kialakuló folyadék gyűlem (ascites) folyamatos eltávolítására is készítenek különböző szerkezetű, alapanyagú, felépítésű szondákat. Ennek szilikonokból készült változata ismeretes

7.2.1 *Le-Veen sönt.* Ez három részből áll. a bevezető nagyobb átmérőjű hosszában perforált és vékonyabb kivezető szilikon csőből, ami a szív szívóoldalára kerül, a tányér alakú poli-propilénből (hazai megoldás esetén szilikonból) készült szelepházból és a lágy szilikonból készült tányérszelepből.



7.2.2. *Denver sönt* Ennek a lényeges alkotó része egy lapos sípszelep, amely egy szilikonházban fekszik és azonos méretű perforált hasüregi és egy elvezető cső-szakaszból áll, amely szintén a szív oldali érszakaszba van bekötve. Maga a szelepház a jobboldali alsó borda szakaszra van bevarrva, azzal a céllal, ha a szívás leáll, mert ascites folyás elakadt, akkor a szelepház nyomkodásával helyreállítható az áramlás.



perforált cső    szelep-ház            elvezető cső

7.2.3. *NVS-shunt.* Ez egy újabb kúposan zárod sípszelep, amit a BME Szervetlen kémiai Tanszéken fejlesztettek ki, aminek háza szintén hasüregbe van, úgy van kiképezve, hogy nem akad el az ascitesbe jelenlevő kicsapódott szálcától. A szelepháza szabályos csődarab, amelyen belül

Levő teflon betétben foglal helyet a kúpos sípszelep. A vezető csövek a DENVER sönthöz hasonló megoldásúak.

### 9. Hasfal bélés.

Hasfalon képződhet sérv és ha hasfal gyenge, akkor vagy propilén hálót vagy teflon-polipropilén hálót vagy szilikon borítású polipropilén hálót alkalmaznak. A polipropilén háló esetén gyakran összenövésnek lépnek fel a gyomorfallal alatti szervekkel, bélel. Ezért vagy

teflonos-polipropilén hálót vagy szilikon polipropilén hálót használnak. A teflon-polipropilén háló 15-ször drágább, mint a polipropilén és nem teljesen zárható ki az összenövés. A szilikonos- polipropilén háló sokkal olcsóbb megoldás és ráadásul tökéletes megoldást nyújt, nincs összenövés. Ebben az esetben a polipropilén egyik oldala szilikonnal van bevonva és behelyezés során a polipropilén oldalt, helyezük a hasfal alá és így a hasfalalatti rétegek a szilikonnal nem tudnak összetapadni, összenőni.

#### 11. Gél párna

Újabb igen hatásos megoldás az ekcémás herpeszes, égést szenvedett bőrfelületek valamint plasztikai operációk során ejtett bőrsérülések befedése öntapadó szilikon-géllal. Keloid képződés miatt nem sima és egyenletes felszín adva regenerálódnak, hanem gyakran hegesedéssel gyógyulnak, amely könnyen repedezett, esztétikailag elviselhetetlen bőrfelületet produkál. Ennek elkerülésére szilikon gélpárnát szorosan a bőrfelületre helyeznek. Így deformációmentes, sima bőrfelület keletkezik. A gél irritálás nélkül a bőrfelületre tapad, nem ragad be a hegbe a szilikon hidrofób tulajdonsága miatt és ezért fájdalmas húzó hatás nélkül a bőrfelületről eltávolítható.

#### 12. Gyógyászati segédeszközök ill. anyagok.

Szilikon gumiból számos gyógyászati segédeszköz készíthető, infúziós és tarszfúziós csövek, injekciós fecskendők dugattyúi, tömítő zsinórok, különböző profilok orvosi készülékbe (inkubátor stb.) és sterilizáló berendezésekben. A segéd-eszközök anyaga leginkább melegen vulkanizálódó HTV és LR szilikon kaucsukok, de kedvező tulajdonságú eszközök készíthetők szilikon-poliuretán kopolimerből is (l. szilikon alkalmazási részt).

A szilikon polimerek a fentiekén kívül számos gyógyászati alkalmazása terjedt el, pl. a különböző transzdermális rendszerek (TTS), gyógyszereket leadó implantátumok, külső bőrfelületre feltehető tapaszok, stb.

Fogamzás gátló spirálok T-alakú szárára helyezett vékony szilikon csőben hormon tartalmaz-, amely megoldás antifogamzás hatású.

Kiemelt szerepű a fogászatban, a fogászati levonati anyagok, amit már a szilikon részben említve volt. RTV-2 és addíciós hidegen kötő LR kétkomponensű hígán folyó paszták kiválóan alkalmazhatók fogászati mintavételre, a gipsz helyett, mert pontosabb, törésmentes levételt biztosít. Általában háromfázisú kivitelben forgalmazzák ezeket a termékeket.