

PAPER DETAILS

TITLE: Polisülfid Esasli Lastik Ölçü Materyallerinin Özellikleri

AUTHORS: Ayla ARIKAN

PAGES: 203-212

ORIGINAL PDF URL: <https://dergipark.org.tr/tr/download/article-file/279203>

POLİSÜLFİT ESASLI LASTİK ÖLÇÜ MATERYALLERİNİN ÖZELLİKLERİ

Aylâ ARIKAN*

1950 yıllarında polisulfit (merkaptan), silikon ve polieter olmak üzere üç tip elastomerik ölçü materyali geliştirilmiştir (3, 4, 11, 12). Bu materyaller, belirli kimyasal reaktörler vasıtası ile iyonik reaksiyon veya kondensasyon yolu ile çapraz bağlanma yapan veya polimerize olan iki komponent sistemdir (3, 11, 14). Bu materyaller sentetik lastikler olarak isimlendirilirler (11). Hidrokolloidlerin aksine hidrofobik karakterdedir (11, 14). Tek diş ölçüleri, köprü ölçüleri veya bölümlü protez ölçüleri için kullanılabilirler (13). Ancak fiyatlarının çok yüksek olması, tam veya bölümlü protez ölçülerinden ziyade daha hassas ölçüler gerektiren kuron ve köprü ölçüleri için tercih edilmelerine neden olmuştur (14).

Polisulfit polimerleri dişhekimliğinde kullanılmaya başlandıklarında daha çok thiocoller olarak isimlendiriliyorlardı. Bu terim polimerin içindeki kimyasal maddelerden birinin firma adına dayandığı için yanlış bir isimlendirmedir. Kimyasal yapısına göre polisulfit polimer olarak isimlendirilmesi gerekir (10).

Esas molekül terminal karbon atomuna bağlanmış sülfid (SH) grubu ihtiva eder. Böyle bir grup kimyada merkaptan olarak isimlendirilmektedir (10).

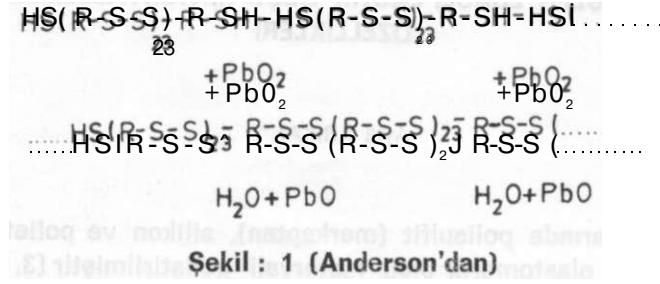
Genel yapısal formülü $HS(R-S-S)-R-SH$ 'dır. Burada R_1 ($C_2H_4-O-CH_2-O-C_2H_4$) grubunu ifade eder. Bu çizgisel polimer çapraz bağlanma grubu olarak ortalama % 2 oranında triklorpropan molekül ihtiva eder (11).

Merkaptan grubu kurşun peroksit veya sülfür vasıtası ile okside olduğu zaman sülfid grupları uzun zincirler halinde birleşir ve çok iyi elastik özellikleri olan halka yapısı haline gelir (10).

(*) M.Ü. Dişhek. Fak. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi, Yard. Doç.

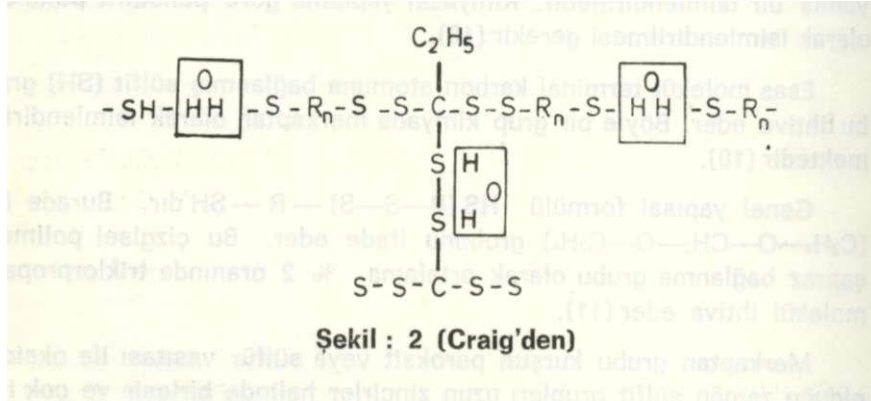
POLISÜLFİTLER

Zincirler arasındaki çapraz bağlanma % 2 oranında bulunan —SH moleküllerinin devamı ile meydana gelir ve suyun açığa çıkması ile devam eder (1), (Şekil : 1).



Likit polisülfitler oksidasyon vasıtası ile lastiğe dönüştürülebilirler. Böylece eriticilere direnç kazanırlar ve —75°C ile +150°C arasındaki sıcaklıklara dayanabilirler (3, 12).

Dental ölçü materyallerinde yaygın olarak kullanılan bir oksitleyici ajan PbO₂ dir. PbO₂ uygun bir likitle karıştırılarak pasta haline getirilir. Bu pasta moleküler ağırlığı az olan polisülfit polimer ile karıştırıldığı zaman polimerizasyon terminal SH gruplarının oksidasyonu ile başlar ve yan zincirdeki SH gruplarının oksidasyonu ile çapraz bağlanma meydana gelerek devam eder. Moleküler ağırlık artarak lastik haline gelir. Reaksiyon Şekil 2'de görüldüğü gibidir (3).



Bütün zincirler üç boyutlu ağ yapısı ile bağlanarak materyale elastik özelliklerini kazandırır (3).

Reaksiyon eksotermiktir (3, 11). Açığa çıkan ısıнын miktarı total materyalin miktarına ve akseleratörün konsantrasyonuna bağlıdır (11). Isı ve nemin artmasıyla reaksiyonun hızı artar (1, 2, 3,11). Stearik veya oleik asit katılması ile yavaşlar (3, 11). Dental amaçlar için kullanılacak likit polimerin viskozitesini değiştirmek, ölçüyü kuvvetlendirmek ve renk vermek için etkisiz katkı maddeleri karıştırılır. Çinko oksit, kalsiyum sülfat ve titanyum dioksit bu amaçla kullanılan maddelerdir (3).

Polisülfite ölçü materyalleri genellikle iki pasta halinde temin edilirler (1,2, 3, 8,10,11,12, 13). Genellikle birisi beyaz diğeri kahverenğidir. Beyaz pasta düşük viskozitede bir sıvı olan polimeri içerir. Çalışma özelliklerini iyileştirmek için TiO_2 , ZnS veya litophone gibi katkı maddeleri, dibütil ftalat veya klorlanmış perafin gibi bir plastisizer ile birleştirilmiştir (1,3, 10). Kahverengi pasta reaktör olarak kullanılan PbO_2 ve S ihtiva eder. Esas pasta için kullanılan tipte bir plastisizer ile karıştırılarak yapılır (1, 3, 11, 14). Ayrıca renk için pigmentler ve kükürdün fena kokusunu gidermek için deodorantlar katılır (11,14). PbO_2 ölçü materyaline kahverengi rengini verir(1,3). Reaktörün içinde bulunan peroksit bozulabilen bir madde olduğu için kullanıldıktan sonra tüpün ağzını sıkı bir şekilde kapatmak gerekir (14).

Kıvam : Polisülfite ölçü materyallerinin kıvamı, şırınga için kullanılan kolay akan ürünlerden ağır kıvamlı kaşık ürünlerine doğru farklılık gösterir (3, 8, 10, 12, 13). Bunların esas yapısı ve sertleşme reaksiyonları aynıdır. Başlıca farkları kıvamları ve sertleşme süreleridir. Şırınga materyali, kaşık içinde kullanılan materyalden daha akıcıdır ve sertleşme süresi daha uzundur (3).

Bazan viskozitesini gerektiği kadar azaltacak bir thinner ile beraber tek kıvamda temin edilebilirler (12). Pastanın özel kıvamı plastisizerler, çeşitli inorganik katkı maddeleri ve sabunlar katılarak elde edilir. Bunlar elastomeri kuvvetlendirir, renk verir, beklemede stabilitesini, daha kolay karıştırılmasını sağlar ve polimerizasyon reaksiyonunun seyrini kontrol eder (11).

KARIŞTIRILMASI : Herhangi bir dental işlemde temiz aletler kullanılmalıdır. Lastik esaslı ölçü materyalleri için bu özellikle önemlidir. Polisülfite polimerini karıştırmak için kullanılan malzemeler diğeri bir amaç için kullanılmamalıdır. Meselâ polisülfite ve silikon materyallerinin kimyasal yapıları farklı olduğu için aynı karıştırma tablası ve spa-

tülün ikisi için de kullanılması doğru değildir. Aletler üzerinde materyalin çok az bir bulaşığının kalması, diğer tip materyalin tam polimerizasyonuna engel olur (10).

Polisulfit kaideyi ve katalizatörü içeren pastalar optimum çalışma özelliklerini sağlamak üzere dengelenmiştir (2, 3, 10). Akseleratör ve esas materyal seri numarası ile etiketlenir. Seri numaraları aynı olan materyaller kullanılmazsa elde edilen karışımın kıvamı ve sertleşme süresi değişebilir. Bu işlemin sertleşme süresi üzerindeki etkisi daha fazladır (10).

Materyalin homojen bir şekilde karıştırılmış olması önemlidir. Reaktör ajanın karışım içinde iyi dağılmaması lastik içinde polimerize olmayan kısımlara sebep olur ve ölçü çıkarılırken deformasyon meydana gelebilir (2, 3). Fazla veya az karıştırma ölçünün deformasyonuna neden olabilir. Bu nedenle, verilen çalışma sürelerine kesinlikle uyulmalıdır. Küçük farklar, ölçü materyalinin plastik özelliklerinde çeşitli bozukluklar meydana getirebilir (2, 3, 5,10).

Polisulfit materyallerin çoğu tiksotropiktir. Bu yüzden karıştırma oranı ile kıcılıkları artar. Karıştırma veya materyalin kaviteye enjeksiyonu sırasında materyal düşük viskozitede görünür fakat baskı kaldırıldığı zaman viskozite de artar. Geniş detayların kaydedilmesi gerektiğinde daha fazla akıcılık olması ölçü alınması sırasında avantaj sağlar. Küçük kısımlarda baskıdan dolayı materyal kaşıktan taşmaz, bunun yanında yeterli derecede desteklenmese de şeklini korur (1).

Polimerizasyon reaksiyonu karıştırmanın başında başlar, spatulasyon tamamlandığında maksimum oranına ulaşır. Bu safhada elastik ağ yapısı meydana gelmeye başlar ve son sertleşme sırasında tutucu sahalardan kolayca çıkabilecek yeterlilikte elastisite ve direnç meydana gelir (11).

Sertleşme süresi karıştırmanın başlamasından ölçünün minimum deformasyonla ağızdan çıkarılabilecek kadar sertleşmesi arasında geçen zaman olarak ifade edilir (2,11).

Esas materyal ve akseleratör karıştırıldığı zaman ilk safhada; pasta herhangi bir elastik özellik göstermeden tedricen koyulaşır. İkinci safha elastik özelliklerin meydana gelmesi ile başlar ve materyal tedricen solid lastiğe dönüşür (1, 2).

Başlangıç sertleşmesi elastik özelliklerin meydana çıkması ile beraberdir (3, 8,12). Klinik maniplasyon ve ölçünün ağıza yerleştirilmesi, başlangıç sertleşmesi meydana gelmeden önce tamamlanmalıdır (1, 3, 8, 9,12,13). Bundan sonra sonuç sertleşme meydana gelene kadar ölçü ağızda sabit olarak tutulmalıdır (3, 9). Elastik özellikler meydana gelmeye başladıktan sonra ölçü almak için kullanılan materyalde iç bsinçlar meydana gelir. Bu durumda ölçü ağızdan çıkarıldıktan sonra eski haline döner ve hatalar meydana gelir (3).

Sertleşmenin ilk safhası çalışma ve maniplasyon süresi olarak bilinir. Birinci ve ikinci safhalar arasındaki geçiş noktası başlangıç sertleşmesi, ikinci safhanın sonu sonuç sertleşmesidir (3).

Çalışma süresi özellikle ağır ve hafif kıvamlı materyaller beraber kullanıldığı zaman önemlidir. Her iki materyali aynı kişi karıştırıyorsa önce karıştırılan materyal için daha uzun çalışma zamanı gerekir. 2-3 dakikalık bir fark genellikle yeterlidir (11).

Polisulfit lastik ölçü materyalleri polimerizasyon sırasında sıcaklıktaki değişiklikten etkilenir (1,23, 6,11 12,13). Her 10°C sıcaklık artışı için reaksiyon ortalama olarak 2 kat hızlanır (11). Materyali soğuk bir yerde muhafaza ederek veya kullanmadan önce tüpü on dakika 18°C'deki suda bekleterek sertleşme süresi uzatılabilir (3). Soğuk cam tabla kullanılarak da sertleşme süresi uzatılabilir (2,11). Ancak sıcaklığın dew point noktasına inmemesine dikkat edilmelidir. Aksi halde karıştırma tablasındaki su damlacıkları sertleşme süresini kısaltır (6, 11,12). Çünkü az miktardaki su, polisulfit lastiğin sertleşmesini hızlandırır. Reaksiyonu hızlandırmak için basit ve pratik bir yöntem karıştırma sırasında bir damla su ilave etmektir (2, 6,11, 12,13). Ancak bu durumda yapışkan bir ölçü elde edilir ve içine alçı döküldüğünde kolayca deforme olabilir (3).

Karıştırma sırasında bir veya iki damla oleik asit ilavesi reaksiyonun gecikmesini sağlayabilir (2,11).

Çalışma ve sertleşme, zamanlarını kontrol etmek için belirli sınırlar içinde akseleratör pasta kullanılabilir. Ancak iki pastanın oranında yapılan değişiklik lastiğin mekanik özelliklerini bozabilir (2,11, 13).

ISI İLETKENLİĞİ : Polisulfit lastikler ısıyı kötü iletirler. Ağıza yerleştirildiği zaman ince kısımlarda daha çabuk sertleşir. Daha kalın kı-

sımlarda yüzey sertleşir. Fakat iç kısımların elastik hale gelmesi daha yavaş olur. Bu yüzden sadece 2-3 mm'lik ince tabaka olarak kullanılması ve kaşığa sıkı uyumu tavsiye edilir (1, 12).

POLİMERİZASYON SIRASINDA BOYUTSAL DEĞİŞME :

Polisülfite ölçü materyallerinde sertleşme sırasında ve daha sonra büzülme meydana geldiği görülmüştür (1, 2, 3). Büzülmenin % 0,004' den daha azı reaksiyonun eksotermik özelliğinden dolayı meydana gelen ısıdan oda sıcaklığına geçişte meydana gelen ısı kontraksiyonuna bağlıdır (3). Büzülmenin esas nedeni ise polimerizasyonun devam etmesi ve reaksiyon sonucunda meydana gelen suyun kaybidir (1,11). Çünkü lastik esaslı materyal ağızdan çıkarıldığında polimerizasyon reaksiyonu sonuçlanmamıştır. Klinik olarak kabul edilebilen sertleşme meydana geldikten sonra reaksiyon daha yavaş oranda saatlerce hatta günlerce devam eder. Bu polimerizasyon boyutsal değişme ve sonra da deformasyonla devam eder. Diğer bir büzülme nedeni akseleleratör komponentlerinin buharlaşmasıdır (3). Boyutsal değişme ölçü materyalinin kalınlığı ve kaşığa tutunmasına bağlıdır. Kaşığa tutunmasını sağlamak için delikli kaşıklar veya adeziv kullanılabilir (1, 3, 5).

Polisülfite lastiklerde meydana gelen boyutsal değişme aljinat veya agar hidrokolloidlerine göre çok azdır (1,3). 30 dakika ile bir saat sonra dökülen modellerden klinik olarak tatmin edici inleyler yapılabilir (3). Pratik olarak ölçü bir saat içinde kesinlikle dökülmelidir (5).

ISI KONTRAKSİYONU : Ölçü materyalinin ısı genleşme katsayısında sağlanacak optimal laboratuvar şartları bakımından önem taşır (10).

Polisülfitlerin ısı genleşme katsayısı çok yüksektir. Ölçü 37°C'deki ağızdan çıkarılıp 20°C'deki oda sıcaklığına geçişte çizgisel olarak 0,026 oranında büzülür (11). Bu büzülme miktarı klinik tolerans sınırları dışındadır. Lastik ölçünün kaşığa adezyonu ile bu ısı büzülmesi büyük ölçüde inhibe edilir (11). İdeal olarak ölçünün dökülünceye kadar 37°C'de bekletilmesi ve dökülen ölçünün alçı sertleşene kadar bu sıcaklıkta bir fırın içinde tutulması savunulur (10, 11).

ELASTİK ÖZELLİKLERİ : Polisülfite lastik ölçü materyallerinin elastik özellikleri polimerizasyon zamanı ile ilgilidir (11). Maksimum elas-

tik özelliklerin meydana gelmesi için pratikte ağızda tutulması gereken süre 4 - 6 dakika arasındadır (3).

Polisülfite lastikler diğer lastik esaslı ölçü materyallerinden biraz daha serttir ve bunları ağızdan çıkartırken daha ılımlı kuvvet uygulanmalıdır (1).

Yırtılmaya karşı direnci karıştırmanın başlamasından 10 dakika sonra maksimuma ulaşır. Silikon esaslı ölçü materyallerinden 3 - 6 defa daha fazla yırtılma direncine sahiptir (6, 7).

Yırtılmaya karşı orta kıvamlı materyaller hafif kıvamlılardan, ağır kıvamlı materyaller de orta kıvamlılardan daha fazla direnç gösterir (7).

ADEZİMLER : Polisülfite ölçü materyalinin ölçü kaşığına tutunmasını sağlamak için kullanılan materyallerdir. Bunlar buharlaşabilen organik eriticiler içindeki lastik solüsyonlarıdır (2, 3, 11). Genellikle kullanılan butyl lastik simanıdır (11).

Kaşık üzerine adeziv sürülür ve kuruması beklenir. Adeziv **ÇOK** akıcı ince birkaç tabaka halinde uygulanmalıdır. Viskoz halde uygulanırsa birikinti yapar ve kalın tabaka oluşturur ve lastik ölçü maddesi bastırıldığında kaşıktan ayrılarak deformasyona sebep olabilir (2). Adeziv kurumadan ölçü madde kaşığa yerleştirilirse kaşık içinde iyi bir şekilde tutulmaz (2, 3, 11). Delikli kullanılırsa adeziv şart değildir (3).

Polisülfite esaslı ölçüden elde edilen modelin yüzeyi :

Polisülfite lastik esaslı materyalle elde edilen bir ölçü yüzeyi üzerinde bazen küresel çukurluklar görülebilir. Bu çukurluklar yüzey altındaki hava boşluklarının çökmesi ile meydana gelir ve karıştırma sırasında materyal içinde hava kabarcıkları kalmasından olabilir. Bu hatalar genellikle ölçü ağızdan çıkarıldıktan sonra birkaç saat içinde görülmezler. Alçı model ilk saat içinde elde edilirse bunlar problem olmaz (3).

Polisülfitler hidrokoloidlerin aksine alçı yüzeylerinin sertliğini etkilemez. Gerektiği gibi kullanılırsa day üzerinde düzgün ve sert alçı yüzeyleri elde edilir (11).

BEKLEME SÜRESİ : Polisülfite esaslı ölçü materyalleri normal şartlarda bekletildiği zaman belirli bir bozulma olmaz. Akseleratörün

POLISÜLFİTLER

bekleme süresi daha kısadır. Materyal sıcak yerde bekletilmemelidir. Uzun süre beklerse reaktör pastanın bozulmasına bağlı olarak yavaş polimerize olur (1).

ELEKTROLİZ : Polisülfite polimerleri elektrolizle day yapma tekniğine uygundur. En uygun yöntem ölçü yüzeyine gümüş tozu sürülmesi ve sonra bazik gümüş siyanid banyosunda elektroliz edilmesidir (10).

KULLANIMI : Akıcı kıvamda olan materyal kavitelere enjekte edilebilir ve bunu kaşık içinde daha viskoz karışımın uygulanması izler (1, 9). Bu iki karışım arasındaki bağlantı mükemmeldir (1).

Polisülfite polimerlerin hoş olmayan lastik kokusu ve PbÜ2 aksele-
ratörün elle karıştırmada kirli görünümde olmasına karşı, deformas-
yon ihtimalinin az olması nedeniyle dişhekimliğinde kabul edilmiş bir
yeri vardır (1).

AVANTAJLARI : Agar hidrokolloidlerinden çok daha kolay hazır-
lanır (3,10).

Boyutsal olarak agar hidrokolloidlerinden ve aljinatlardan çok da-
ha stabildir (12).

Düşük viskoziteli materyalin akıcılığı çok iyidir ve derin subgingi-
val preparasyonun en ince detaylarını bile çok net olarak kaydeder (12).

Geçici deformasyondan sonra eski haline gelir (12).

Metal day elde etmek için elektroliz edilebilir (3, 4, 10,12, 13).

Sertleşme süresi, kıvamı, elastik özellikleri ve alçı materyalleri
ile uyumu çok iyidir (3).

Maniplasyonu kolaydır ve az araç gerektirir (4, 10).

Aynı ölçüden iki veya daha fazla model elde edilebilir (4,10). Şı-
rına materyali ile yeniden astarlanarak wash tekniği kullanılarak öl-
çü düzeltilebilir (4).

DEZAVANTAJLARI : Başlıca dezavantajı kahverengi renkte ol-
ması nedeniyle kirli görünümde olmasıdır.

Materyal sertleştikten sonra hemen hemen hiç erimez ve elbi-
seler üzerinde damlatılırsa çıkarılması son derece zordur (3,12). Le-
keleme özelliği katalizör olarak PbC>2 kullanılmasıdır (3). Kokusu
güzel değildir (12).

Aylâ ARIKAN

Reversible hidrokolloidlerden çok daha pahalıdır (4, 10, 12).

Doku retraksiyonu yapılması şarttır ve sahanın tamamen kuru olması gerekir. Aksi halde ölçü materyali kolaylıkla yer değiştirir (12).

ÖZET

Bu makalede polisulfit esaslı lastik ölçü materyallerinin yapısı, çeşitli özellikleri ve kullanımı hakkında genel bilgiler verilmiştir.

SUMMARY

In this paper, a general knowledge was given about structure different characteristics, advantages and disadvantages of polysulfide based impression materials.

POLİSÜİ.FİTLER

KAYNAKLAR

- 1 — Anderson, J.N.: Applied Dental Materials, Fifth Ed., Billing and Sons Ltd., Guilford 1975.
- 2 — Binon, P.: Restorative Impression Technigues, Clinical Dentistry, 4 (36) . 6- 16, 1976.
- 3 — Craig, R.G., at al. : Restorative Dental Materials, Fifth Ed., The C.V. Mosby Co., Saint Louis, 1975.
- 4 — Goldstein, R.E.: Esthetics in Dentistry, J.B. Lippincott Co., Philadelphia, 1976.
- 5 — Gunter, G. at al. : Evaluation of a Rubber-Base Impression Material, J. Prosthet Dent., 39 (1) : 95-99, 1978.
- 6 — Herfort, T.W., at al.: Tear strength of Elastomeric Impression Materials, J. Prosthet. Dent., 38(4): 396-404, 1977.
- 7 — Herfort, T.W., at al.: Tear strength of Elastomeric Impression Materials, J. Prosthet. Dent., 39 (1): 59-62, 1978.
- 8 — Johnston, J.F., at al.: Modern Practice in Crown and Bridge Prosthodontics, V.B. Saunders Co., Philadelphia. 1965.
- 9 — Kornfeld, M.: Mouth Rehabilitation, Volume One, The C.V. Mosby Co., Saint Louis, 1967.
- 10 — Phillips, R.W., at al. ı Materials for the Practicing Dentist, The C.V. Mosby Co., Saint Louis, 1969.
- 11 — Phillips, R.W. : Skinner's Science of Dental Materials, Seventh Ed., W.B. Saunders Co., Philadelphia, 1973.
- 12 — Roberts, D.H. : Fixed Bridge Prostheses, A. John Wright and Sons Ltd., London, 1973.
- 13 — Tylman, S.D.: Theory and Practice of crown and Fixed Partial Prosthodontics, (Bridge) Sixth Ed., The C.V. Mosby Co., Saint Louis, 1970.
- 14 — Zembilci, G. : Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi, Edebiyat Fak. Matbaası, İstanbul, 1968.