

Farklı Yumuşak Ve Sert Astar Materyallerinin Protez Kaidesiyle Olan Bağlantısının Ve Sertliklerinin İncelenmesi

Evaluation Of Tensile Bond Strength And Hardness Of Different Soft And Hard Lining Materials To A Denture Base

Ayşe Atay¹, Ebru Çal², Atilla Kesercioğlu²

¹Altınbaş Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

²Ege Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İzmir, Türkiye

ÖZ

GİRİŞ ve AMAÇ: Dokuz farklı yumuşak ve sert astar materyalinin protez kaidesiyle olan çekme bağ dayanımlarının (ÇBD) ve zamana bağlı sertlik değerlerinin incelenmesidir.

YÖNTEM ve GEREÇLER: Mollosil Plus, Ufi Gel SC, Molloplast-B, Visco-gel ve GC Tissue Conditioner yumuşak astar materyallerinden, Ufi Gel hard C, GC Reline Hard, Vertex Self Curing, Vertex Rapid Simplified sert astar materyallerinden çekme bağ dayanımı testi için 144 adet örnek hazırlandı. Örnekler termal siklus ve kontrol grubu olmak üzere iki ana gruba ayrıldı. ÇBD testi universal test cihazında gerçekleştirildi. Sertlik testi için toplamda 90 örnek hazırlandı. Farklı zaman periyodlarındaki yumuşak astarların sertlikleri Shore A Durometre, sert astar materyallerinin sertlikleri ise Vicker's Sertlik test cihazı ile ölçüldü. İstatistiksel analizler için tek yönlü ANOVA ve Bonferroni testi kullanıldı ($p<0,05$).

BULGULAR: ÇBD testi sonuçları materyaller arasında istatistiksel farklılık olduğunu göstermiştir ($p<0,05$). Sert astar materyallerinin sertlik sonuçları 1 aylık ölçümler hariç anlamlı farklılık göstermiştir ($p<0,05$). Yumuşak astar materyalleri için materyaller ve zamanlar arası fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

TARTIŞMA ve SONUÇ: Yumuşak astar materyallerinden Molloplast-B, sert astar materyallerinden Vertex Rapid Simplified ve Vertex Self Curing materyalleri en yüksek ÇBD değerlerini göstermişlerdir. En az sertlik değişimi yumuşak astar materyallerinden Mollosil Plus, sert astar materyallerinden GC Reline Hard materyalinde görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Yumuşak Astar Materyalleri, Sert Astar Materyalleri, Çekme Bağ Dayanımı, Sertlik

ABSTRACT

INTRODUCTION: To investigate the bonding properties of 9 different soft and hard-lining-materials to a denture base resin by tensile-bond-strength (TBS) test and evaluate their hardness changes in time.

METHODS: Mollosil Plus, Ufi Gel SC, Molloplast-B, Visco-gel and GC Tissue Conditioner soft-lining-materials and Ufi Gel hard C, GC Reline Hard, Vertex Self Curing, Vertex Rapid Simplified hard-lining-materials were used to prepare 144 samples for the TBS test. Samples were divided into two main groups of thermocycled and control samples. TBS test was performed with a Universal Test Machine. For the hardness test 90 samples were prepared. Soft-liners' hardness were measured by Shore A Durometer and hard-liners were measured by Vicker's Hardness tester at different time periods. One-way ANOVA and Bonferroni tests were used for statistical analyses ($p<0.05$).

RESULTS: TBS results showed statistical differences among all the materials ($p<0.05$). Hardness results showed significant differences ($p<0.05$) except in the 1 month measurements for the hard-lining-materials. The differences between materials and time periods for soft-lining-materials were statistically significant ($p<0.05$).

DISCUSSION AND CONCLUSION: For soft-liners Molloplast-B and for hard-liners Vertex Rapid Simplified and Vertex Self Curing showed the highest TBS values. The least amount of hardness change was seen Mollosil Plus for soft-liners and GC Reline Hard was the hardest hard-liner.

Keywords: Soft Lining Materials, Hard Lining Materials, Tensile Bond Strength, Hardness

GİRİŞ

Hareketli protezlerde protez kaide plağı ile mukoza arasındaki uyum çeşitli nedenlerle bozulabilir. Bu uyumun bozulması, retansiyon ve stabilitenin azalmasına yol açar ve hasta, çiğneme fonksiyonlarını rahatlıkla yapamaz. Özellikle çiğneme sırasında oluşan ani darbeler, kemik dokusu ve kaide plağı arasındaki mukozanın sıkışmasına ve ağrı oluşmasına neden olabilir. Bu gibi durumlarda ya tüm protez yenilenir ya da kaide plağı ile değişen doku konturları arasında ortaya çıkan boşluğu doldurmak için yapılan astarlama işlemi ile, protezin doku yüzeyine yeterli miktarda materyal eklenerek protez dokuya uyumlu hale getirilir.¹ Astarlama, eğer var olan protezin durumu iyiye ve ağız içi değişiklik az ise yeni bir protez yapılması ihtiyacını ortadan kaldırır.²

Astar materyalleri genelde; yumuşak ve sert astar materyalleri olarak çeşitlilik göstermektedir. Bu materyaller doğrudan hasta ağızında ya da laboratuvarında akrilik kaideye uygulanırlar. Doku düzenleyici olarak kullanılan astar materyalleri ise yumuşak astar materyallerinin bir çeşidi olarak kullanılmaktadır. Yumuşak astar materyalleri hazırlanış şekillerine, kullanım amaçlarına ve kimyasal yapılarına göre çeşitlilik gösterirler. Akrilik ya da silikon esaslı olabilirler.^{1,3,4} Bu materyallerin ısıyla ve oda sıcaklığında polimerize olan formları bulunmaktadır. Oda sıcaklığında polimerize silikonların uzun süre yumuşak kalabilmeleri avantajlarıdır. En büyük dezavantajları ise, bağlayıcı bir ajan kullanılmasına rağmen, akrilik protez kaide plağına zayıf bağlanması, temizleme ve polisaj işlemlerinin güçlüğü ve mantar ve mikroorganizma tutulumuna yol açmasıdır.^{1,3,5} Silikon esaslı yumuşak astar materyalleri, akrilik esaslı olanlara göre daha uzun süre yumuşaklıklarını koruyabilirler. Akril esaslı yumuşak astar materyallerinin en önemli sorunlarından biri yapılarındaki plastikleştiricilerin zaman içinde çözünmesidir. Plastikleştiriciler azaldıkça materyalin elastiklik özelliği azalır ve materyal zamanla sertleşir. Bunu önlemek için ya polimerize olan plastikler kullanılır ya da plastikleştirici kullanmadan yüksek akril metakrilat esterleri elastomerler ile karıştırılır.^{1,5,6,7} Akrilik esaslı yumuşak astar materyalleri, akrilik protez kaidesiyle benzer kimyasal yapıya sahip olduklarından, kaide plağı ile olan bağlantıları daha iyidir. Silikon esaslı yumuşak astar materyallerinde ise bağlantı adeziv kullanılarak sağlanmaktadır.^{1,3,4}

Son yıllarda sert astar materyali olarak hasta başında uygulanan sert astar materyalleri sıklıkla kullanılmaktadır. Isı ve sertleşme zamanını kontrol edebilmek ve oral irritasyonu azaltabilmek için, sert astar

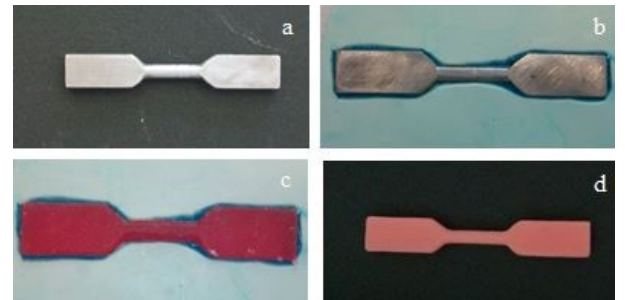
materyalleri günümüzde değişik metakrilat monomer ve polimerleri içermektedir.⁸ Farklı kimyasal içeriklere sahip ve metilmetakrilat (MMA) içermeyen bu materyallerin kullanımıyla MMA kullanmanın dezavantajları azaltılmıştır. Genelde, hareketli protezler MMA içeren rezinler ile güvenilir tamir dayanımına sahip olan modifiye polimetilmetakrilat (PMMA) dan yapılır. Farklı kimyasal içerikli bazı akrilik monomerlerin PMMA protez kaidesine olan bağ dayanımının düşük olduğu bildirilmiştir.⁹⁻¹¹ Sert astar materyallerinin bağlanmasındaki başarısızlık bakterilerin barınmasına, lekelerin artmasına, bağlanan tabakanın ayrılmasına ve sonuç olarak da bağlantıda başarısızlığa neden olabilir.^{9,11} Zayıf bir bağlanma aynı zamanda protezin dayanımını azaltacak ve kırıklara da neden olacaktır.^{9,12,13} Hem protez kaide polimerinin hem de astar materyalinin tipinin farklı sert astar materyallerinin bağlanma özelliklerini etkileyebileceği bildirilmiştir.^{12,14,15}

Diş hekimlerine klinik kullanımda büyük kolaylık sağlayan bu materyallerin hastaya uzun dönemde faydalı olabilmesi için protez kaide plağına bağlantısının ve mekanik özelliklerinin yeterli olması gerekmektedir. Günümüzde oldukça fazla ürün çeşitliliği bulunan bu materyallerin, farklı özelliklerinin diş hekimleri tarafından bilinmesi klinik başarıyı önemli oranda arttıracaktır.

Bu çalışmanın amacı, beş yumuşak ve dört sert protez astar materyalinin PMMA kaide materyaliyle olan çekme bağlantı dayanımlarının ve zamana bağlı sertlik değerlerinin incelenmesidir.

GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda kullanılan beş yumuşak ve dört sert protez astar materyalinin adları, üretici firmaları, seri numaraları ve türleri Tablo 1'de gösterilmiştir.



Çekme Bağ Dayanımı Testi için Örneklerin Hazırlanması ve Testin Uygulanması

Çekme bağ dayanımı testi için örnekler hazırlanırken, ASTM D 638-08 standardından faydalanıldı.¹⁶ Örnek grupların hazırlanmasında 60 mm uzunluğunda, kalın

olan bölüm 15 mm, ince olan bölümü ise 2,5 mm çapında olan paslanmaz çelikten dambıl şeklinde kalıp hazırlandı ve silikona gömüldü (Resim 1a,b). Kalıp silikondan çıkarıldıktan sonra elde edilen negatif boşluktan mum örnekler elde edildi (Resim 1c). Sonrasında bu mum örnekler muflaya alındı ve üretici firmanın önerdiği şekilde ısı ile polimerize olan PMMA esaslı akriliğin (Vertex Self Curing) polimerizasyonu sağlandı (Resim 1d). Akrilik rezin test örneklerinin hazırlanmasından

sonra astar materyalinin geleceği yeri açmak için örneklerin tam ortası 3 mm separe edildi ve iki akrilik blok elde edildi. Blokların karşılıklı gelecek yüzeyleri zımparalanarak düz bir yüzey elde edildi, yıkandı ve kurutuldu. Daha sonra bu bloklar mumla dolduruldu ve muflaya alındı. Muflalar kaynatıldı ve oluşan negatif boşluklara üretici firmaların önerdiği polimerizasyon şartlarına uyularak yumuşak ve sert astar materyalleri uygulandı ve çalışma örnekleri elde edildi (Resim 2).

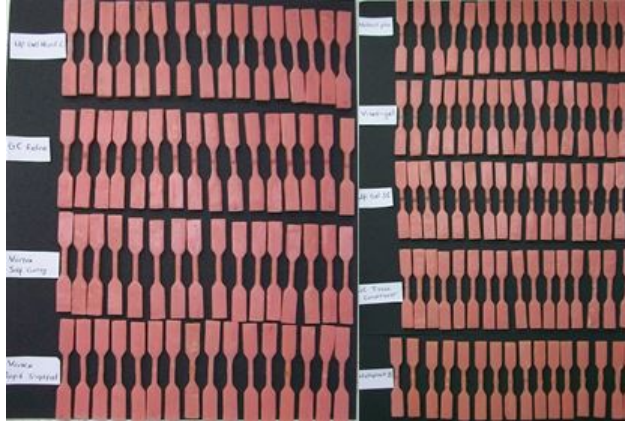
Materyal	Üretici Firma Adı	Seri No	Materyalin Türü
Mollosil Plus	Detax, Germany	0907605	Oda sıcaklığında polimerize olan silikon esaslı, daimi yumuşak astar materyali
Ufi Gel SC	Voco, Germany	0921267	Oda sıcaklığında polimerize olan silikon esaslı (A-silikon), daimi yumuşak astar materyali
Molloplast B	Detax, Germany	090103	Isı ile polimerize olan silikon esaslı, daimi yumuşak astar materyali
Visco-gel	Dentsply, UK	0710001479	Oda sıcaklığında polimerize olan akrilik esaslı, geçici yumuşak astar materyali
GC Tissue Conditioner	GC, Japan	0902061	Oda sıcaklığında polimerize olan akrilik esaslı, geçici yumuşak astar materyali
Ufi Gel Hard C	Voco, Germany	0939169	Oda sıcaklığında polimerize olan akrilik esaslı, daimi sert astar materyali
GC Reline Hard	GC, Japan	0901191	Oda sıcaklığında polimerize olan, akrilik esaslı, daimi sert astar materyali
Vertex Self Curing (Vertex S. C.)	Vertex-Dental, Netherlands	XY062P05	Oda sıcaklığında polimerize olan, polimetil metakrilat bazlı konvansiyonel akrilik rezin
Vertex Rapid Simplified (Vertex R. S.)	Vertex-Dental, Netherlands	YH412P01	Isı ile polimerize olan, metilmetakrilat bazlı konvansiyonel akrilik rezin

Tablo 1: Çalışmada kullanılan astar materyalleri, üretici firmaları, seri numaraları ve türleri

Her materyalden, kontrol grubu ve 1000 termal siklus işlemi için 8'er adet (n=8/grup) olmak üzere 16 adet, dokuz farklı astar materyali için toplam 144 adet (N=144) örnek hazırlandı. Isıl döngü işlemi sırasında örnekler 5°C±1°C ile 55°C±1°C sıcaklığında iki su banyosu içerisinde, bir dakika aralıklarla bekletildi ve bu işlem 1000 devir olacak şekilde tekrar edildi. Termal siklus

uygulanmayan kontrol grubu örnekleri, 37°C'lik etüvde distile su içerisinde diğer grubun termal siklus işlemi tamamlanmaya kadar bekletildi. Çekme testi için hazırlanan örnekler, Universal Test Cihazının (Shimadzu AG-50 kNG, Kyoto, Japan) alt ve üst tutucu çeneleri arasına yerleştirildi ve 1 mm/dak çekme hızı ile çekildi (Resim 3). Çekme test yöntemine uygun olarak

sert astar materyalleri kırılana kadar, yumuşak astar materyalleri ise kopana kadar yük uygulandı. Elde edilen değerler megapaskal (MPa) olarak kaydedildi.



Resim 2.

Sertlik Testi için Örneklerin Hazırlanması ve Testin Uygulanması

Yumuşak Astar Materyallerinin Sertlik Testi

Yumuşak Astar Materyalleri	Kontrol (Ort±SS)	Termal Siklus (Ort±SS)
Mollosil Plus	1,43±0,28 ^{Aa}	1,25±0,22 ^{Aa}
Ufi Gel SC	1,60±0,38 ^{Aa}	1,33±0,20 ^{Aa}
Molloplast B	3,42±0,26 ^{Ab}	2,92±0,52 ^{Bb}
Visco-gel	0,53±0,05 ^{Ac}	0,39±0,10 ^{Ac}
GC Tissue Conditioner	0,95±0,21 ^{Ad}	0,66±0,08 ^{Ad}

Tablo 2: Elde edilen çekme bağ dayanımı (MPa) ve standart sapma (±SS) değerleri açısından yumuşak astar materyalleri arasındaki karşılaştırma

*Her satır ve sütun kendi içinde gruplandırılmıştır. Küçük harfler sütunu, büyük harfler satırı ifade eder. Aynı harfi taşıyan gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p>0,05$).



Resim 3.

Sert Astar Materyallerinin Sertlik Testi

Sertlik testi için iç çapı 10 mm, yüksekliği 10 mm olan paslanmaz çelik kalıp hazırlandı ve bu kalıptan yararlanılarak her materyal için 10'ar adet ($n=10$ /grup) olmak üzere 40 adet ($N=40$) mum örnek hazırlandı. Bu mum örnekler muflaya alındı, muflalar kaynatılarak mum eritildi ve negatif boşluklar elde edildi. Üretici firmaların önerileri doğrultusunda sert astar materyalleri oluşturulan negatif boşluklara uygulandı ve polimerizasyonları sağlanarak örnekler elde edildi (Resim 6a). Örnekler

Sertlik testi için iç çapı 20 mm, yüksekliği 12 mm olan paslanmaz çelik kalıp ve bu kalıptan yararlanılarak her materyal için 10'ar adet ($n=10$ /grup) olmak üzere 50 adet ($N=50$) mum örnek hazırlandı (Resim 4a,b). Bu mum örnekler muflaya alındı, muflalar kaynatılarak mum eritildi ve negatif boşluklar elde edildi. Üretici firmaların önerileri doğrultusunda yumuşak astar materyalleri negatif boşluklara uygulandı ve polimerizasyonları sağlandı (Resim 4c). Hazırlanan örnekler gruplar halinde kapalı bir kaptaki distile su içerisinde ve oda sıcaklığında bekletildi. Her örnekten 24 saat, 1 hafta, 1 ay, 3 ay ve 6 ay sonunda sertlik ölçümü yapıldı. Yumuşak astar materyallerinin sertlik ölçümlerinde Shore A Durometer (Model LX-A, Tronic) cihazı kullanıldı (Resim 5). Sertlik ölçümleri örneklerin alt ve üst yüzeylerindeki değişik beş farklı noktadan yapıldı ve bu beş noktadan elde edilen değerlerin ortalaması alındı.

4'erli gruplar halinde iç çapı 30 mm, yüksekliği 10 mm olan paslanmaz çelik kaptaki, şeffaf akriliğin (Orthoplast, Vertex-Dental, Netherlands) içine gömüldü. Hazırlanan örnekler, yüzeylerin standardize edilmesi amacıyla 200, 400, 800 ve 1200 grenli zımparalarla su banyosu altında zımparalandı. Daha sonra pomza ve alçı-alkol ile polisaj tamamlandı (Resim 6b). Hazırlanan örnekler gruplar halinde distile su içerisinde ve oda sıcaklığında bekletildi. Her örnekten 24 saat, 1 ay, 3 ay ve 6 ay sonunda sertlik ölçümü yapıldı. Sert astar materyallerinin sertlik ölçümleri 490,3 mN 0,05 Hv yük 10 sn olacak şekilde Vickers sertlik (HMV, Micro Hardness Tester, Shimadzu, JAPAN) cihazında yapıldı (Resim 6c). Sertlik ölçümleri örneklerin alt ve üst yüzeylerindeki üç farklı noktadan yapıldı ve bu üç noktadan elde edilen değerlerin ortalaması alındı.

Sert Astar Materyalleri	Kontrol (Ort±SS)	Termal Siklus (Ort±SS)
Ufi Gel hard C	21,32±1,31 ^{Aa}	18,70±2,28 ^{Aa}
GC Reline Hard	24,69±3,31 ^{Aa}	18,94±0,92 ^{Ba}
Vertex S. C.	32,61±2,31 ^{Ab}	29,77±2,34 ^{Ab}
Vertex R. S.	34,75±3,62 ^{Ab}	30,90±5,24 ^{Ab}

Tablo 3: Elde edilen çekme bağ dayanımı (MPa) ve standart sapma (±SS) değerleri açısından sert astar materyalleri arasındaki karşılaştırma

*Her satır ve sütun kendi içinde gruplandırılmıştır. Küçük harfler sütunu, büyük harfler satırı ifade eder. Aynı harfi taşıyan gruplar arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).

İstatistiksel Analiz

Elde edilen verilerin istatistiksel analizleri, SPSS 15.0 for Windows (SPSS Inc, Chicago, ABD) paket programı kullanılarak yapıldı. Verilerin analizinde tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı. Gruplar arasındaki farklılıkların tespit edilmesi amacıyla Bonferroni post hoc testi kullanıldı ($p>0,05$).

BULGULAR

Çekme Bağ Dayanımı Test Bulguları

Yumuşak Astar Materyallerinin Çekme Bağ Dayanımı Test Bulguları

Çalışmamızda kullanılan yumuşak astar materyallerinin çekme bağ dayanımı (ÇBD) testi sonuçları (MPa±SS), Tablo 2'de görülmektedir. İstatistiksel analiz sonucunda

materyaller ve uygulamaların etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$). Kontrol ve termal siklus gruplarında, Mollosil Plus ile Ufi Gel SC materyali arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ($p>0,05$), diğer tüm materyaller arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). Molloplast B materyalinin ÇBD değeri termal siklus sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde azalırken ($p<0,05$), diğer materyallerin termal siklus sonrası ÇBD değerlerindeki azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$). Kontrol grupları ve termal siklus uygulanmış grupların içerisinde en yüksek ÇBD değeri Molloplast B grubunda, en düşük ÇBD değeri ise Visco-gel grubundan elde edilmiştir.

Zaman	Mollosil Plus	Molloplast B	Ufi Gel SC	GC Tissue Conditioner	Visco-gel
24 saat	29,04±0,65 ^{Aa}	40,96±0,69 ^{Ab}	28,60±1,15 ^{Aa}	15,16±1,91 ^{Ac}	15,81±1,57 ^{Ac}
1 hafta	29,28±1,15 ^{Aa}	41,26±1,02 ^{Ab}	30,60±0,92 ^{Ba}	22,42±1,90 ^{Bc}	17,80±1,05 ^{Ad}
1 ay	29,68±1,05 ^{Aa}	42,14±1,67 ^{ABb}	31,98±0,80 ^{BCb}	23,74±2,31 ^{Cc}	20,38±1,46 ^{Bc}
3 ay	31,60±0,75 ^{Ba}	42,98±1,18 ^{Bb}	32,76±0,86 ^{Ca}	26,18±5,08 ^{BCDc}	22,80±2,23 ^{Bc}
6 ay	32,04±0,84 ^{Ba}	45,30±1,13 ^{Cb}	34,50±0,57 ^{Da}	30,24±4,64 ^{Da}	25,58±4,19 ^{Bc}

Tablo 4: Yumuşak astar materyallerinin 24 saat, 1 hafta, 1 ay, 3 ay ve 6 aylık sertlik değerleri (Ortalama±SS)

*Her satır ve sütun kendi içinde gruplandırılmıştır. Küçük harfler satırı, büyük harfler sütunu ifade eder. Aynı harfi taşıyan gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p>0,05$).

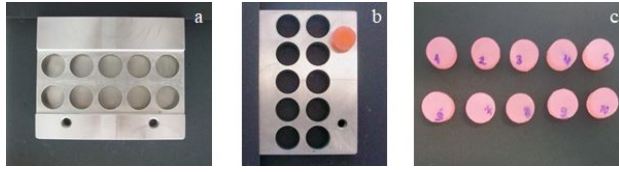
Sert Astar Materyallerinin Çekme Bağ Dayanımı Test Bulguları

Çalışmamızda kullanılan sert astar materyallerine uygulanan çekme bağ dayanımı (ÇBD) testi sonuçları (MPa±SS), Tablo 3'de görülmektedir. İstatistiksel analiz sonucunda kontrol grupları ve termal siklus uygulanan gruplar arasındaki fark anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). Ancak materyaller ve uygulamaların etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$). Kontrol ve termal siklus gruplarında, Ufi Gel hard C, GC Reline Hard ile Vertex S. C., Vertex R. S. materyalleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). GC Reline Hard materyalinin ÇBD değeri

termal siklus sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde azalırken ($p<0,05$), diğer materyallerin termal siklus sonrası ÇBD değerlerindeki azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$). Kontrol grupları ve termal siklus uygulanmış grupların içerisinde en yüksek ortalama ÇBD değerleri Vertex R. S. ve Vertex S. C. gruplarında, en düşük ortalama ÇBD değeri ise Ufi Gel hard C ve GC Reline Hard gruplarında görüldü.

Sertlik Testi Bulguları

Yumuşak Astar Materyallerinin Sertlik Testi Bulguları
Çalışmamızda kullanılan, beş farklı yumuşak astar materyali örneklerine ait 24 saat, 1 hafta, 1 ay, 3 ay, 6 ay sonunda yapılan sertlik ölçümlerinin sonuçları (Shore)



Resim 4.



Resim 5.

Tablo 4'te görülmektedir. İstatistiksel analiz sonucunda yumuşak astar materyalleri ve zamanlar arası fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). Bütün materyallerin sertliğinde 6. ayın sonunda artış gözlenmiştir. 24 saat sonra başlayarak 6 ayın sonuna kadar sertlik artışı en az olan materyal Mollosil Plus ($3,00\pm0,30$ Shore)'tır. Sertlik artışı en fazla olan materyal ise GC Tissue Conditioner ($15,08\pm1,34$ Shore)'dır. Sertlik ölçümü yapılan tüm zaman birimlerinde en yüksek ortalama sertlik değerleri, Molloplast B örneklerinden, en düşük sertlik değerleri ise 24. saat dışındaki tüm zaman dilimlerinde Visco-gel örneklerinden elde edilmiştir.

Sert Astar Materyallerinin Sertlik Testi Bulguları

Çalışmamızda kullanılan, dört farklı sert astar materyali örneklerine ait 24 saat, 1 ay, 3 ay, 6 ay sonunda yapılan sertlik ölçümlerinin sonuçları Tablo 5'te görülmektedir. Ufi Gel hard C materyali çok gözenekli yapıya sahip

Zaman	GC Reline Hard	Vertex S. C.	Vertex R. S.
24 saat	12,08±0,18Aa	15,27±0,44Ab	19,70±0,71Ac
1 ay	11,27±0,18Ba	14,74±0,42Ba	18,24±0,75Ba
3 ay	10,96±0,16Ca	14,05±0,27Cb	17,44±0,53Cc
6 ay	10,86±0,12Ca	13,20±0,20Db	16,29±0,50Dc

Tablo 5: Sert astar materyallerinin 24 saat, 1 ay, 3 ay ve 6 aylardaki sertlik değerleri (Ortalama±SS) (HV)

*Her satır ve sütun kendi içinde gruplandırılmıştır. Küçük harfler satırı, büyük harfler sütunu ifade eder. Aynı harfi taşıyan gruplar arasındaki fark istatistik olarak önemli değildir ($p>0.05$).

Yumuşak astar materyallerinin çekme bağ dayanımı ve sertlikleri

Akrilik esaslı yumuşak astar materyallerinin en önemli sakıncalarından birinin, yüksek miktarda su emilimi olduğu ve bu oranının hidrofobik özellikte olan silikon esaslı yumuşak astar materyallerinden daha fazla olduğu ileri sürülmüştür.²⁰ Ancak sadece akrilik esaslı yumuşak astar materyallerinde değil, aynı zamanda silikon esaslı yumuşak astar materyallerinde de, doldurucu içeriğine

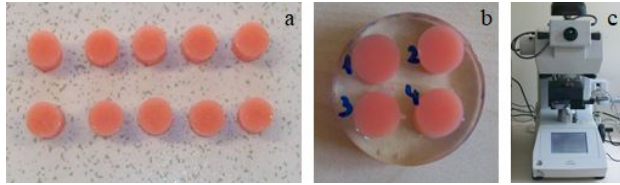
olduğu için sertlik ölçümü yapılamamış ve test grubundan çıkartılmıştır. İstatistiksel analiz sonucunda sert astar materyalleri ve zamanlar arası fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). Sertlik ölçümü yapılan tüm zaman birimlerinde en yüksek ortalama sertlik değerleri Vertex R. S. materyalinde, en düşük ortalama sertlik değerleri ise GC Reline Hard materyalinde görülmüştür. 1. Ay dışında tüm zaman dilimlerinde materyaller arası sertlik farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). Sertlik değerleri 24 aydan 6 aya kadar anlamlı bir şekilde düşüş göstermiştir. Hazırlandıktan 24 saat sonra başlayarak 6 ayın sonuna kadar sertliğinde azalma en fazla olan materyal Vertex R. S. ($3,41$ HV), en az olan materyal ise GC Reline Hard ($1,22$ HV)'dir.

TARTIŞMA

Hareketli protezlerde sert protez kaidesinin dokuya bakan yüzeyine çeşitli nedenlerle uygulanan yumuşak ya da sert astar materyallerinin ağız ortamında uzun süreli ve uygun işlev görebilmeleri, büyük oranda mekanik özelliklerine bağlıdır. Bu materyallerin, hastanın çiğneme işlevi sırasında yaptığı çeşitli hareketlerden kaynaklanan kuvvetlere karşı dayanıklı olmaları gerekmektedir.^{1,14,17} Protez kaide materyali ile astar materyali arasındaki bağlantı başarısızlığı ve astar materyallerinin sertliklerinin zamanla değişmesi farklı klinik sorunlar yaşanmasına neden olarak birçok araştırmaya konu olmuştur.^{10,18,19} Bu çalışmada, beş yumuşak ve dört sert protez astar materyalinin PMMA kaide materyaliyle olan çekme bağ dayanımlarını ve zamana bağlı sertlik değerleri incelenmiştir.

bağlı olarak su emilimi görülmektedir. Klinik olarak akrilik kaide plağı ile yumuşak astar materyalleri arasındaki bağlantıyı en fazla su etkilemektedir. Ortamda su bulunduğunda ilk olarak plastikleştiriciler ve diğer çözülebilir materyaller salınırken, tükürük ve su emilimi de gerçekleşmektedir.² Materyal su emerek şiştiğinde, bağlantı yüzeyinde stres meydana gelmekte ve yumuşak astar materyallerinin viskoelastik özellikleri değişmektedir.²¹ Beş farklı yumuşak astar materyalinin

ÇBD incelediğimiz çalışmamızda, yumuşak astar materyallerinin termal siklus uygulanan ve termal siklus uygulanmayan kontrol gruplarında en yüksek ÇBD değeri ısı ile polimerize silikon esaslı olan Molloplast B materyalinden elde edilmiş, bu materyali sırasıyla oda sıcaklığında polimerize olan silikon esaslı Ufi Gel SC, Mollosil Plus ve oda sıcaklığında polimerize akrilik esaslı olan GC Tissue Conditioner materyali takip etmiştir. En düşük ÇBD ise oda sıcaklığında polimerize akrilik esaslı Visco-gel materyalinden elde edilmiştir. Bu sonuçlara göre silikon esaslı yumuşak astar materyallerinin ÇBD, akrilik esaslılara göre daha yüksektir. Silikon esaslı yumuşak astar materyallerinden de ısı ile polimerize olan daha yüksek sonuçlar vermiştir. Aydın ve ark.² yaptıkları çalışmada, bağlantı direncinde başarı için polimerizasyon şekli aynı olan kaide ve yumuşak astar materyali seçilmesini önermişlerdir. Bizim çalışmamızla paralellik gösteren bu çalışmada en iyi sonucun ısı ile polimerize olan akrilik kaide ve ısı ile polimerize olan silikon esaslı yumuşak astar materyali arasında olduğu bildirilmiştir.



Resim 6.

Silikon esaslı yumuşak astar materyallerinin PMMA protez kaidesi ile kimyasal bağ kuramamaları nedeniyle bağlantı dayanımlarının, büyük oranda materyalin kendi çekme dayanımına ve kullanılan adezive bağlı olduğu belirtilmektedir.^{22,23} El- Hadary ve ark.'nın²⁴ çalışmalarında, silikon esaslı yumuşak astar materyalinin (Luci-soft) bağlantı dayanımının akrilik esaslı yumuşak astar materyalinin (Permasoft) bağlantı dayanımından daha fazla olduğunu bildirilmişler ve bu sonucu silikonun yanında kullanılan adeziv sistemin çok gelişmiş olmasına bağlamışlardır. Bizim çalışmamızda da adeziv ile birlikte kullanılan silikon esaslı yumuşak astar materyallerinin (Molloplast B, Ufi Gel SC, Mollosil Plus) bağlantı dirençleri akrilik esaslılara (GC Tissue Conditioner, Visco-gel) göre daha yüksek bulunmuştur.

Birçok polimerde olduğu gibi astar materyalleri de, yaşlandırma işlemlerinden etkilenmektedir.²⁵ Kısa süreli ani ısı değişimleri ile yumuşak astar materyallerinde boyutsal değişikliklere yol açılmakta ve materyalin kendi bünyesi içerisinde gerilim alanlarının oluşmasına neden olmaktadır. Çalışmamızda örneklerin bir kısmına in vitro hızlandırılmış yaşlandırma işlemlerinden biri olan

termal siklus uygulanmıştır. Çalışmamızın sonuçlarına göre, termal siklus işlemi yumuşak astar materyallerin çekme bağ dayanımı değerlerinde azalmaya neden olmuştur ancak sadece Molloplast B materyalindeki azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Daimi ve geçici amaçla kullanılan yumuşak astar materyallerinin kullanım gerekçesi bu materyallerin sağladıkları yumuşaklıktır. Ancak kullanılan bu materyallerin yapılarının farklı olmasından dolayı, yumuşaklık özelliklerini koruyabildikleri süre de farklılık göstermektedir. Bu nedenle yumuşak astar materyalleri belirli bir süre sonra yenilenmek zorundadır. Bu yenilenme süresini belirleyen faktör ise yumuşak astar materyalinin türüdür.¹⁹ Yumuşak astar materyallerinin zamana bağlı sertlik değişimini inceleyen daha önceki çalışmalarda, sertliğin zamanla arttığını bildirilmiştir.²⁶⁻²⁸ Bizim çalışmamızda da kullandığımız akrilik ve silikon esaslı, oda sıcaklığında ve ısı ile polimerize olan beş farklı yumuşak astar materyalinin tümünün sertlikleri zamana bağlı olarak artmıştır. Kasuga ve ark.²⁹ yaptıkları çalışmada bizim çalışmamızla benzer olarak Molloplast B materyalinin 24 saat ve 1 haftalık sertlik değerleri arasında anlamlı bir fark bulmamışlardır. Çalışmamızda sertlik ölçümü yapılan tüm zaman birimlerinde en yüksek ortalama sertlik değerleri, Molloplast B örneklerinden, en düşük sertlik değerleri ise 24. saat dışındaki tüm zaman dilimlerinde Visco-gel örneklerinden elde edilmiştir. Bu sonuca göre en yumuşak olan astar materyali, oda sıcaklığında polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar materyali olan Visco-gel'dir. Zamanla sertliği en çok artan materyal ise oda sıcaklığında polimerize akrilik esaslı yumuşak astar materyali olan GC Tissue Conditioner'da gözlenmiştir.

Akrilik esaslı yumuşak astar materyallerinin yumuşaklıkları içerdikleri plastikleştiriciden kaynaklanmaktadır. Bu yumuşak astar materyallerinde rastlanılan en önemli sorun yapılarında bulunan plastikleştiricilerin dışarıya sızması ve bunun sonucunda materyallerin yumuşaklık özelliklerini kaybederek sertleşmesidir.³⁰ Bu sorun günümüzde halen tümüyle çözümlenememiştir. Silikon esaslı yumuşak astar materyalleri ise akrilik esaslı olanlara göre daha uzun süre yumuşaklıklarını koruyabilirler. Bu fark silikonların doğal yapılarının yumuşak olmasından kaynaklanmaktadır.¹⁹ Klinik kullanımda optimum yumuşak astar materyali kalınlığı 2-3 mm olmalıdır.^{22,30,31} Shore A Durometer sertlik ölçüm cihazının kullanım kılavuzunda en hassas ölçümlerin minimal 12 mm kalınlık ile yapılacağı belirtildiğinden

bizim çalışmamızda da bu kalınlık esas alınmıştır. Dootz ve ark.³² da çalışmamızla paralel olarak onbir farklı astar materyalinin fiziksel özelliklerini inceledikleri çalışmalarında Molloplast B'nin sertlik değerini oda sıcaklığında polimerize olan silikon astar materyallerinden fazla bulmuşlardır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre akrilik esaslı yumuşak astar materyalleri silikon esaslı yumuşak astar materyallerinden, oda sıcaklığında polimerize olan yumuşak astar materyalleri ise ısı ile polimerize olan yumuşak astar materyallerinden daha yumuşak bulunmuştur. Yumuşak astar materyallerinin belirli bir zaman sürecinde giderek sertleşmesi bu materyallerin kullanım süresini belirleyen en önemli faktördür. Üretici firmalar bu materyallerin maksimum kullanım sürelerini belirtmekte ise de bu sürelerin güvenilirliği tartışmaya açıktır. Daimi olarak kullanılan astar materyallerinin sertleşme değerlerinin iki yıl ve daha uzun sürelerle kaydedilmesi gerekir, bu da bizim araştırmamızın devamı niteliğindeki çalışmalarla mümkündür.

Sert astar materyallerinin çekme bağ dayanımı ve sertlikleri

Sert protez kaidesi ve astar materyali arasındaki zayıf bağlantı, bu materyallerin klinikte kullanımları sırasında zamanla birbirlerinden ayrılmalarına neden olmakta ve buna bağlı olarak fonksiyonel ve hijyenik sorunların ortaya çıkmasına yol açmaktadır. Astar materyallerinin protez kaidesine başarılı bir şekilde bağlanması materyalin kimyasal yapısı, ısı ve saklama şartları gibi özelliklere bağlıdır.³³

Mutluay ve ark.³⁴ ve Lau ve ark.³⁵ nın sert astar materyallerinin protez kaide plağına olan çekme bağ dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında Ufi Gel hard C materyelinin ÇBD değerini GC Reline Hard materyalinden yüksek bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda ise GC Reline Hard materyalinin ÇBD değeri ile Ufi Gel hard C materyalinin ÇBD değeri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bağlayıcı ajanların sert astar materyalleri ile protez kaidesi arasındaki adezyonu arttırdığı birçok araştırmacı tarafından ileri sürülmüştür.^{10,11,31} GC Reline Hard materyali bağlayıcı ajanının içeriğinde protez kaide materyali ile iyi bir tutunma sağlayan MMA (metil metakrilat) ve HEMA (hidroksietil metakrilat) yer almaktadır. Ufi Gel hard C'nin de protez kaidesiyle olan bağlantısı bağlayıcı ajanın içerdiği HEMA nedeniyle yüksektir ancak bu materyalin dezavantajı yüksek derecede su emmesidir. Akrilik rezinlerin su emmeleri sıklıkla materyal yorgunluğu yaratırken; sertlik, dayanıklılık gibi fiziksel ve mekanik özellikleri de olumsuz yönde etkilenmektedir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre en yüksek ÇBD değerleri Vertex R. S. ve Vertex S. C. materyallerinden elde edilmiştir. PMMA içerikli protez kaide materyalinin kendisiyle olan çekme bağ dayanımı diğer sert astar materyallerinden daha yüksektir. Lau ve ark. (HS1 Makale) yaptıkları çalışmada Ufi Gel hard C materyelinin ÇBD değerini GC Reline Hard materyalinden yüksek bulmuşlardır. En düşük ÇBD değerleri ise Ufi Gel hard C ve GC Reline Hard materyallerinde gözlenmiştir. Yapılan istatistiksel değerlendirmeler de, ısıl döngü işleminin materyallerin çekme bağ dayanımları üzerinde önemli bir etki oluşturmadığını göstermektedir. Sadece GC Reline Hard materyalinin ÇBD indaki düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Sert astar materyallerinin protez kaide materyaliyle olan bağlantısının yanı sıra çalışmamızda bu üç farklı sert astar materyalinin (GC Reline Hard, Vertex R. S., Vertex S. C.) 24 saat, 1 hafta, 1 ay ve 6 aylık zaman dilimlerinde sertlik ölçümleri de yapılmıştır. Ufi Gel hard C materyali çok gözenekli yapıya sahip olduğu için ölçüm yapılamamış ve test grubundan çıkartılmıştır. Çalışmamızın sonuçlarına göre; 1. ay hariç 24saat ile 6 aylık tüm zaman dilimlerinde konvansiyonel ısı ile polimerize olan sıcak akril Vertex R. S. en yüksek sertlik değerlerini verirken, en düşük sertlik değerlerini de ağız içerisinde doğrudan uygulanan otopolimerize sert astar materyali olan GC Reline Hard göstermiştir. Mohammed ve ark.³⁶ yaptıkları çalışmada kullandıkları sert astar materyalinin (Kooliner) sertliğinin zamanla arttığını bildirmişlerdir. Yaptığımız çalışmada ise materyallerin sertlikleri zaman içerisinde azalmıştır. Sonuçlardaki bu fark, çalışmalarda kullanılan materyallerin içeriklerinin farklı olmasından kaynaklanabilir. Hazırlandıktan 24 saat sonra başlayarak 6 ayın sonuna kadar sertliğinde azalma en fazla olan materyal Vertex R. S., en az olan materyal ise GC Reline Hard olmuştur.

SONUÇ

Silikon esaslı yumuşak astar materyalleri akrilik esaslı yumuşak astar materyallerine göre, ısı ile polimerize olan silikon esaslı yumuşak astar materyali de oda ısısında polimerize olan yumuşak astar materyaline göre akrilik kaideye daha iyi bağlanmaktadır. Akrilik kaideye en iyi bağlanan materyal, ısı ile polimerize olan silikon esaslı yumuşak astar materyali olan Molloplast B'dir. Molloplast B dışındaki materyallerin bağlantı değerleri termal siklus işleminden etkilenmemiştir.

Oda sıcaklığında polimerize PMMA bazlı ve ısı ile polimerize MMA bazlı konvansiyonel akrilik rezinlerin,

ısı ile polimerize MMA bazlı protez kaide materyali ile olan bağlantı değerleri diğer sert astar materyallerinden daha yüksek bulunmuştur. Oda sıcaklığında polimerize akrilik esaslı daimi sert astar materyali olan GC Reline Hard dışındaki materyallerin bağlantı değerleri termal siklus işleminden etkilenmemiştir.

6 aylık gözlem süresi sonunda test edilen yumuşak astar materyallerinin tümünün ilk yumuşaklık değerlerini koruyamadıkları ve giderek sertleştikleri, sert astar materyallerinin ise sertlik değerlerinin zamanla düştüğü saptanmıştır.

Yumuşak astar materyallerinin yapıları karşılaştırıldığında akrilik esaslı yumuşak astar materyallerinin silikon esaslı yumuşak astar materyallerinden, oda sıcaklığında polimerize olan yumuşak astar materyallerinin de ısı ile polimerize olan yumuşak astar materyallerinden daha yumuşak olduğu belirlenmiştir. Sert astar materyalleri karşılaştırıldığında ise ısı ile polimerize olan konvansiyonel sıcak akriliğin, oda sıcaklığında polimerize olan sert astar materyallerinden daha sert olduğu saptanmıştır.

KAYNAKLAR

1. Çalikkocaoğlu S. Dişsiz Hastaların Protetik Tedavisi, Klasik Tam Protezler. 6. Baskı, Quintessence, İstanbul, 2013, 522-543.
2. Aydın AK, Terzioglu H, Akinay AE, Ulubayram K, Hasirci N. Bond strength and failure analysis of lining materials to denture resin. *Dental Mater* 1999; 15: 211-218.
3. Nayır E. Dişhekimliği Materyaller Bilgisi. Yedinci Baskı, İ. Ü. Basımevi, İstanbul, 1999, 71-96.
4. Turfaner M, Kutay Ö. Günümüzde Protezler için Kullanılan Yumuşak Astar Materyalleri. M. Ü. Diş Hek. Fak. Dergisi, 1987, 3: 50-59.
5. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*, 3rd ed, Quintessence, Chicago, 2002, 141-163.
6. Craig RG, Gibson P. Properties of resilient denture liners. *JADA* 1961; 63: 382-390.
7. Philips RW. *Skinner's Science of Dental Materials*. 11 th ed, 1996, W. B. Saunders Co, Philadelphia.
8. Arima T, Murata H, Hamada T. Analysis of composition and structure of hard autopolymerizing reline resins. *Journal of Oral Rehabilitation* 1996; 23: 346-352.
9. Arena CA, Evans DB, Hilton TJ. A comparison of bond strengths among chairside hard reline materials. *J Prosthet Dent* 1993; 70: 126-31.
10. Cucci AL, Rached RN, Giampaolo ET, Vergani CE. Tensile bond strengths of hard chairside reline resins as influenced by water storage. *J Oral Rehabil* 1999; 26: 631-634.
11. Leles CR, Machado AL, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC. Bonding strength between a hard chairside reline resin and a denture base material as influenced by surface treatment. *J Oral Rehabil* 2001; 28: 1153-1157.
12. Takahashi Y, Chai J. Shear bond strength of denture reline polymers to denture base polymers. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 271-275.
13. Chai J, Takahashi Y, Kawaguchi M. The flexural strengths of denture base acrylic resins after relining with a visible-light-activated material. *Int J Prosthodont* 1998; 11: 121-124.
14. Takahashi Y, Kawaguchi M, Chai J. Flexural strength at the proportional limit of a denture base material relined with four different denture reline materials. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 508-512.
15. Takahashi Y, Chai J. Assessment of shear bond strength between three denture reline materials and a denture base acrylic resin. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 531-535.
16. Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics1 (ASTM Designation: D 638-08)
17. McCabe JF, Carrick TE, Kamohara H. Adhesive bond strength and compliance for denture soft lining materials. *Biometarials* 2002; 23: 1347-1352
18. Ali IL, Yunus N, Abu-Hassan MI. Hardness, flexural strength, and flexural modulus comparisons of three differently cured denture base systems. *Journal of Prosthodontics* 2008; 17: 545-549.
19. Karabece Çal E. (). Dört Farklı Daimi Yumuşak Astar Materyalinin Sertlik Değişimleri Ve Mikrobiyolojik Tutulumlarının Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi. E. Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir, 1998. Doktora Tezi.
20. Hekimoğlu C, Anil N. The effect of accelerated ageing on the mechanical properties of soft denture lining materials. *Journal of Oral Rehabilitation* 1999; 26: 745-748.
21. Polyzois GL. Adhesion properties of resilient lining materials bonded to ligh-cured denture resins. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 854-858.
22. Kawano F, Koran A, Asaoka K, Matsumoto N. Effect of soft denture liner on stress distribution in

- supporting structures under a denture. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 43-49.
23. Pinto JR, Mesquita MF, Arruda Nobilo MA, Henriques GE. Evaluation of Varying Amounts of Thermal Cycling on Bond Strength and Permanent Deformation of Two Resilient Denture Liners. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 288-293.
24. El-Hadary A, Drummond JL. Comparative study of water sorption, solubility, and tensile bond strength of two soft lining materials. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 356-361.
25. Saber-Sheikh K, Clarke RL, Braden M. Viscoelastic Properties of Some Soft Lining Materials II-Ageing Characteristics. *Biomaterials* 1999; 20: 2055-2062.
26. Cal E, Kesercioglu A, Sen BH, Cilli F. Comparison of the Hardness and Microbiologic Adherence of Four Permanent Denture Soft Liners. *Gen Dent* 2006; 54: 28-32.
27. Mese A, Guzel KG. Effect of storage duration on the hardness and tensile bond strength
28. of silicone- and acrylic resin-based resilient denture liners to a processed denture base acrylic resin. *J Prosthet Dent* 2008; 99: 153-159.
29. Kim BJ, Yang HS, Chun MG, Park YJ. Shore hardness and tensile bond strength of long-term soft denture lining materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2014; 112(5): 1289-1297
30. Kasuga Y, Takahashi H, Akiba N, Minakuchi S, Matsushita N, Hishimoto M. Basic evaluation on physical properties of experimental fluorinated soft lining materials. *Dental Materials Journal*, 2011;30:45-51
31. Jepson NJ, McCabe JF, Storer R. Evaluation of the viscoelastic properties of denture soft lining materials. *J Dent* 1993; 21: 163-170.
32. Qudah S, Harrison A, Hugget R. Soft lining materials in prosthetic dentistry: a review. *Int J Prosthodont* 1990; 3: 477- 483.
33. Dootz ER, Koran A, Craig RG. Comparison of the physical properties of 11 soft denture liners. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 707-712.
34. Emmer TJ, Vaidynathan TK. Bond strength of permanent soft denture liners bonded to the denture base. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 595-601.
35. Mutluay MM, Ruyter IE. Evaluation of adhesion of chairside hard relining materials to denture base polymers. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 445-452.
36. Lau M, Amarnath GS, Muddugangadhar BC, Swetha MU, Das KA. Tensile and shear bond strength of hard and soft denture relining materials to the conventional heat cured acrylic denture base resin: An In-vitro study. *J Int Oral Health* 2014; 6(2): 55-61.
37. Mohammed HS, Singh S, Hari PA, Amarnath GS, Kundapur V, Pasha N, Anand M. Evaluate the Effect of Commercially Available Denture Cleansers on Surface Hardness and Roughness of Denture Liners at Various Time Intervals. *Int J Biomed Sci* 2016; 12(4): 130-142.

Yazışma Adresi:

Doktor Öğretim Üyesi Ayşe ATAY

Altınbaş Üniversitesi

Protetik Diş Tedavisi AD

0212 7094528

ayseatay82@hotmail.com