

Tam Protezlerde Kullanılan Farklı Kaide Materyallerinin İslanabilirlik Yönünden İn Vitro İncelenmesi

Investigation of Wettability of Different Denture Base Materials Using for Complete Dentures In Vitro

Hale İNAN,^a
Evşen TAMAM,^b
Bora BAĞIŞ^c

^aKayseri Nimet Bayraktar
Ağız Diş Sağlığı Merkezi, Kayseri
^bSerbest Diş Hekimi, Ankara
^cProtetik Diş Tedavisi AD,
Karadeniz Teknik Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi, Trabzon

Geliş Tarihi/Received: 31.01.2009
Kabul Tarihi/Accepted: 11.05.2009

11-13 Ekim 2007'de Atina'da
(Yunanistan) yapılan 31. Yıllık
"European Prosthodontic Association
(EPA)" Toplantısında poster bildiri
olarak sunulmuştur.

Yazışma Adresi/Correspondence:
Evşen TAMAM
Serbest Diş Hekimi, Ankara,
TÜRKİYE/TURKEY
evsen78@yahoo.com

ÖZET Amaç: Protez kaide materyallerinin yüzey özellikleri klinik olarak önemlidir çünkü plak birikimini veya renklenmeyi etkileyebilir. Protez retansiyonunu ve hasta konforunu arttırmak için protez kaide materyalleri yeterli ıslanabilirlik özelliğine sahip olmalıdır. Protez materyallerinin ıslanabilirlik özelliği tükürüğün kayganlaştırma derecesini de etkiler. Kolaylıkla ıslanan bir materyal destek dokular ve protez kaidesi arasında daha üstün bir kayganlaştırıcı tabaka oluşturacak, böylece, sürtünme ve hasta rahatsızlığı azalacaktır. Bu çalışmanın amacı, iki farklı tam protez kaide materyalinin yüzey özelliklerinin ıslanabilirlik yönünden incelenmesidir. **Gereç ve Yöntemler:** Modelaj müdündan 10 mm çapında, 1.5 mm kalınlığında 20 adet mum örnek hazırlandı. Mum örnekler 10 adet ısı ile polimerize olan akrilik rezin ve 10 adet kobalt-krom alaşım örneği elde etmek için kullanıldı. Bitirme ve parlatma işlemlerini takiben, örneklerin ıslanabilirlik özellikleri bir gonyometre yardımıyla statik temas açısı analizi tekniği kullanılarak, temas açılarının ölçümleri yoluyla belirlendi. İslanabilirlik parametresine göre kaide materyalleri arasındaki farkların karşılaştırılmasında, varyans analizi (ANOVA) yöntemi kullanıldı ($\alpha=0.05$). **Bulgular:** Bulgularımız, akrilik örneklerle karşılaştırıldığında kobalt krom alaşım örneklerinin daha düşük temas açısı değerleri ve böylece daha yüksek ıslanabilirlik özellikleri sergilediğini gösterdi. Ortalama temas açıları 51.957°den (Co- Cr örnekler için) 60.740 dereceye (akrilik örnekler için) değişim gösterdi. Test edilen materyaller arasında gözlemlenen farklar istatistiksel olarak önemli bulundu ($\alpha=0.05$). **Sonuç:** Tam dişsiz hastaların tedavisinde, metal kaideli tam protezlerin önemli bir tedavi seçeneği olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Anahtar Kelimeler: İslanabilirlik; protez kaideleri; tam protez

ABSTRACT Objective: Surface properties of denture base materials are of clinical importance since they may affect plaque accumulation and staining. To promote denture retention and patient comfort, denture materials should possess adequate wettability. Wetting characteristics of denture materials also indicate the degree of salivary lubricating. A material that is easily wetted will form a superior lubricating layer between the supporting tissues and denture base, thus, reduce friction and patient discomfort. The aim of this study was to compare two different denture base materials investigating their surface properties with respect to wettability. **Material and Methods:** Disc shaped (1.5 mm in thickness and 10 mm in diameter) 20 wax samples were prepared from modeling wax. Wax samples were used to obtain 10 heat polymerized acrylic resin samples and 10 cobalt-chromium cast metal alloy samples. Following the finishing and polishing procedures, the wettability properties of samples were determined by means of measurement of contact angle using the static contact angle analysis technique, with the aid of a goniometer. In comparison the differences between the base materials according to the wettability parameter, analysis of variance (ANOVA) test ($\alpha=0.05$) was used. **Results:** Our results showed that the cobalt-chromium alloy samples exhibited lower contact angle values and thus higher wettability properties compared with the acrylic resin samples. The mean contact angle ranged from 51.957° (for Co- Cr samples); to 60.740 degrees (for acrylic samples). The differences observed among the materials tested were statistically significant ($\alpha=0.05$). **Conclusion:** It should be considered that complete dentures with metal base could be an important treatment alternative for treating edentulous patients.

Key Words: Wettability; denture bases; denture, complete

Protez kaide maddelerinin yapımında geçmişten günümüze tahta, kemik, fildişi, seramik, metal ve metal alaşımları ve polimerler gibi pek çok farklı materyal kullanılmıştır. Günümüzde ise en sık tercih edilen materyal, polimetilmetakrilat (PMMA) veya akrilik rezinler gibi polimerlerdir. Farklı metaller ve metal alaşımları da tam protez kaide maddesi olarak kullanılmaktadır. Kaide materyali olarak Co-Cr, Ni-Cr, Co-Cr-Ni ve son zamanlarda titanyum alaşımları kullanıma girmiştir.¹⁻⁴

Tam protez kaidelerinin yapımında kullanılan akrilik rezinlerin ve metal alaşımlarının birbirine göre avantaj ve dezavantajları mevcuttur. Akrilik rezinlerin hafifliği, uygulama kolaylığı ve daha kabul edilebilir bir estetik görünüm sağlaması gibi avantajları yanında özellikle yeterli dirence sahip olmamaları hekimi daha dirençli olan metal alaşımından elde edilen kaide plakları kullanmaya yönlendirmektedir. Metal kaide plaklarının ise yeterli dirence sahip olması, ısı iletkenliğinin iyi olması ve dokuya iyi adaptasyonu gibi avantajlarının yanı sıra, özellikle üst tam protezlerde tutuculuk açısından çok önemli bir konu olan ağırlığı, göz önünde bulundurulması gereken bir dezavantajdır.^{1,2}

Yapılan klinik bir çalışmada, tam protez kullanan bireylerde protez stomatiti görülme sıklığının %67'den fazla olduğu bildirilmiştir.⁵ Bu durum özellikle, zayıf ağız hijyeni, yüksek karbonhidrat alımı, azalmış tükürük akışı ve protezin sürekli kullanımını gibi mikroorganizmaların üremesini uyaran faktörlerin varlığında; yaşlanma, beslenme bozukluğu, bağışıklık sisteminin baskılanması, radyoterapi, diabetes mellitus ve antibakteriyel tedavi gibi durumlar kaide materyali seçimini etkilemektedir.

Mikroorganizmaların protez yüzeyine yapışabilmesi, elektrostatik ve hidrofobik kuvvetlere bağlıdır. Bu kuvvetler, mikroorganizmaların yüzeye ilk tutunma aşamaları için önemlidir ve protez plağının meydana gelme sürecinde etkilidirler. Yüzey kimyası ve topografisindeki değişiklikler bu karmaşık süreci etkileyebilmektedir. Bu yüzden, kullanılan kaide materyalinin ıslanabilirlik ve yüzey pürüzlülüğü değerleri bize mikroorganizma tutunması hakkında fikir verebilecek başlıca kriterlerdir.³

Katı cisimlerin iç kısmındaki atomlar, yakınındaki tüm atomlar tarafından eşit olarak çekilir. Katının yüzeyindeki atomlar ise, yüzeyin altındaki atomlara doğru çekilir. Yüzey atomlarının birbirleriyle olan çekim kuvveti, yüzey- yüzey altı atomlarının birbirleriyle olan çekim kuvvetinden daha büyüktür. Çekim kuvvetindeki bu fark, katının yüzey gerilimini oluşturur. Yüzey gerilimi ise, damla oluşturan sıvının içindeki büzülme kuvvetidir. Bu büzülme kuvveti damlanın katı yüzey üzerinde yayılmasına karşı direnç oluşturur. Sıvının yüzeyindeki moleküller, koheziv kuvvet alanına doğru yönelirler ve sıvı yüzeyi potansiyel enerji kazanır. Yüzey gerilimi ve yüzey enerjisi sayısal olarak birbirine benzerdir. Bundan dolayı yüzey enerjisi ve yüzey gerilimi terimleri birbirinin yerine kullanılabilir. Dental materyallerin yüzey gerilimi ve yüzey enerjisi, bunların ağız içindeki davranışlarını etkileyen önemli özelliklerdir. Materyallerin ıslanabilirliği yüzey gerilimlerine (yüzey enerjisine) bağlıdır. ıslanabilirlik özellikleri, materyallerin bakteriyel plak tutma kapasiteleri, protez kaide plaklarının retansiyonu, doğru ve eksiksiz alçı model üretimi gibi konular üzerine etkilidir.⁶⁻⁸

Bütün dental restoratif materyaller katıdır ve farklı serbest yüzey enerjilerine sahiptir. Farklı yüzey enerjisine sahip farklı protetik restorasyon materyalleri ağız ortamına yerleştirildiğinde ve yüzeylerine organik film tabakası yapıştığına, bu materyallerin doğal diş yüzeyleriyle benzer özellikler gösterip gösteremeyecekleri problemi ortaya çıkar. Dental protetik materyallerin bu davranışı, bakteri plağı oluşumunda anahtar rolü oynar.⁷

Bir sıvının katı yüzey üzerinde yayılmasına ve yüzeyi belli oranda kaplamasına ıslatma, katı yüzeyin herhangi bir sıvı tarafından belli oranda kaplanmasına ıslanma, bu olayın gerçekleşme derecesine sıvılar için ıslatabilirlik veya katılar için ıslanabilirlik denir. Atomları arasında kuvvetli bağlar bulunan metaller, yüksek yüzey enerjisine sahiptirler ve uygun sıvılar ile kolaylıkla ıslanabilirler. Ancak bazı maddelerin yüzey enerjileri o kadar düşüktür ki sıvılar tarafından ıslanabilmeleri oldukça zordur. Ticari bir plastik olan ve Teflon® olarak bilinen politetrafloroetilen, sahip olduğu

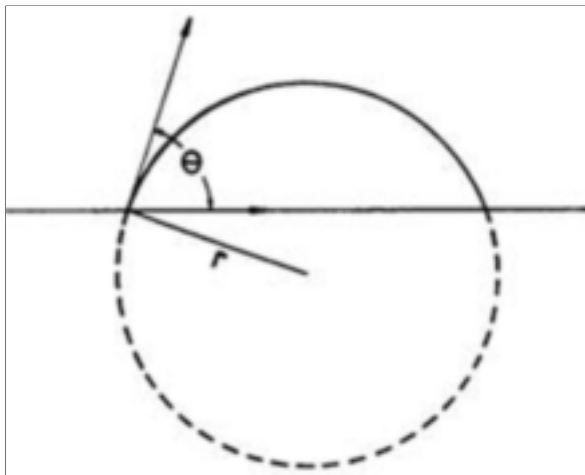
kimyasal özellikten dolayı, yüzey enerjisini düşürme ihtiyacı duymaz ve sıvılar tarafından ıslatılmaz. Genelde düşük yüzey gerilimli organik ve inorganik sıvılar, yüksek yüzey enerjili katı yüzeylerde kolaylıkla yayılabilirler.⁹

Farklı materyallerin ıslanabilirliğini değerlendirmek amacıyla temas açısı ölçümleri yapılmaktadır. Bu açı, sıvının yüzey gerilimi ve katının serbest yüzey enerjisi doğrultusunda materyaller için karakteristiktir.¹⁰

Sıvının bir damlası katı yüzey ile ilişkiye girdiğinde, denge formuna ulaşır. Katı-sıvı-gaz birleşim noktasından, sıvı damlanın oluşturduğu küresel şekle doğru çizilen teğet ile katı yüzeyi arasında oluşan açığa temas açısı (θ) adı verilir (Şekil 1). Basit bir deyimle, sıvı damlasının katı yüzeyde oluşturduğu şeklin açısıdır.^{8,9,11}. Açı ne kadar büyükse ıslanabilirlik o kadar azdır.⁸

Bir sıvı, bir katıyla temasa geçtiğinde, sıvı katıyı ıslatır ve yüzey boyunca yayılır. Temas açısı, sıvı ile katı arasındaki ilişkiyi karakterize eder ve bunun ölçümü, “Young eşitliği” olarak bilinen önemli bir termodinamik ilişkiyi deneysel olarak sağlar.¹²⁻¹⁵

Temas açısı, kaide materyalinin yüzey enerjisine bağlıdır ve ıslanabilirliği tanımlamak için uygun bir kriterdir.¹⁶ Bir katının bir sıvı tarafından ıslanabilirliği, temas açısının ölçümü ile belirlenir ki, bu açının 90° üzerinde olması kötü, 0° 'ye yaklaşması iyi, ideal olarak da 0° olması tam bir ıslanma-



ŞEKİL 1: Temas açısı (θ).

yı gösterir ve bu katılara mükemmel ıslanabilir katılar denmektedir.^{9,11,12,15,17} Sıvı ile katı yüzey arasında oluşan temas açısı ne kadar küçükse ıslanabilirlik de o derece fazladır. Ancak diş hekimliğinde kullanılan protez kaide rezinlerinin ıslanabilirlik açısından bu ideal özelliğe sahip olmadığı bildirilmektedir.^{10,17-19}

Sıvının bir damlası, katı yüzeyine bırakıldığı anda gerek katının o bölgesindeki gözeneklere hap-solan hava ve girintilerin engellemesi, gerekse yayılmaya çalışan damlanın ilerleyen ön saflarının katı yüzeyi ile ilk karşılaştığı anda uğradığı yüzey gerilimi değişiklikleri nedeniyle hızlı bir yayılım gösteremez ve yarım yuvarlak bir şekil alır. Bu aşamada ölçülen temas açısına “ilerleyen temas açısı” (advancing contact angle) denir. Bir süre sonra, yayılmasını bitirmiş ve termodinamik bir dengeye ulaşmış olan sıvı damlasından, enjektörle sıvı çekildiğinde veya sıvı damlasının bulunduğu düzlem 24° eğimlendirildiğinde katı-sıvı ara yüzeyindeki gözenekler sıvı ile dolmuş ve yüzeyel gerilim değişiklikleri gerçekleşmiş olduğundan, sıvı damlası yüzeye daha iyi yayılır ve daha küçük temas açısı oluşur. Sıvının bu aşamada ölçülen temas açısına ise “gerileyen temas açısı” (receding contact angle) denir.^{10,20,21}

İlerleyen ve gerileyen temas açılarının ortalaması “denge temas açısını” (equilibrium contact angle), bu iki temas açısının farkı ise “histerezis temas açısını” (hysteresis contact angle) verir.^{9,20}

Bir sıvının katı yüzeyini ıslatabilmesi, sıvının akışkanlığına, katı yüzeyinin temizliğine, katı yüzeyi üzerindeki düzensizliklerin şekline bağlıdır. Temas açısının büyüklüğünü etkileyen diğer bir faktör de, katı yüzeyinin pürüzlülüğüdür.²⁰

Bir katının ıslanabilirliği, katı- sıvı- gaz fazları arasındaki temas açısının ölçülmesiyle kararlaştırılır. Temas açısı ölçümleri, yakalanmış kabarcık tekniği, dinamik temas açısı ölçüm yöntemi ve yapışık damlacık tekniği ile yapılır.²²

Yakalanmış Kabarcık Yöntemi: Katıların yüzey enerjisinin ölçülmesinde kullanılan diğer bir yöntemdir. Katı ve sıvı yüzey arasındaki kabarcığın şekli, katı yüzeyin hidrofobik veya hidrofilik özelliğini karakterize eder. Bu yöntem, yüzeyin öl-

çüm boyunca ıslak kalmasının gerektiği biyomedikal alanda kullanılan bazı materyallerin yüzey enerjisi ölçümlerinde kullanılır.^{7,9,11} İçi sıvı dolu cam kap içinde, örnekler bir tablaya tutturulur ve tabla, yatay düzleme paralel olarak sıvı içerisine daldırılır. Mikroşırınga ile katı yüzeye hava kabarcıkları gönderilir. Hava kabarcığının materyal örneklerinin yüzeyinde tutunmasından ve sabit hale gelmesinden sonra fotoğraflar çekilir. Fotoğraflar üzerinden hava kabarcığının yüksekliği ile çapı ölçülür ve bu değerler kullanılarak temas açıları hesaplanır.^{7,10}

Duran damlacık yönteminden farklı olarak, burada hava kabarcığının yüzeyden uzaklaşıp daha belirgin bir hal alması ve dolayısıyla temas açısının artması, ıslanabilirlikteki artışın göstergesidir. Bu değişim, yüksek ıslanabilirliğe sahip bir yüzey için, basitçe daha hidrofobik yapı gösteren hava fazının su tarafından uzaklaştırılması ile kabarcığın yüzeyden itilip nispeten küresel bir şekil alması şeklinde özetlenebilir.⁹

Wilhelmy Dinamik Kap Tekniği: Bu yöntemde ait ölçümlerde özel bir tensiometre kullanılır ve katı yüzey sıvı örnekle temasa geldiğinde, ortaya çıkan kuvvetlerin tensiometre yardımı ile ölçümü esasına dayanır. Test edilen katı örneğinin tensiometre kadranından okunan ıslatma kuvveti değerleri yöntemde kullanılarak, katının test sıvısı ile yaptığı temas açısının kosinüs değeri hesaplanabilir. Etkileşim kuvvetleri, katının geometrisi ve sıvının yüzey gerilimi biliniyorsa temas açısı hesaplanabilir.¹¹ Tekniğe göre, test sıvısını içeren kap yavaşça yukarı kaldırılır ve katı örneğin yüzeyinin sıvıya temas etmesi sağlanır. Örneğin yan yüzeyinde oluşan menisküsün ıslatma kuvveti ölçülür.¹⁰

Otomatik dinamik temas açısı ölçüm tekniği (Wilhelmy teknik), ıslanabilirliğin değerlendirilmesinde, özellikle kullanım kolaylığı ve ölçüm hatalarının azaltılabilmesi açısından avantajlar göstermektedir. Teknik, materyalin temas açısı ve serbest yüzey enerjisinin ölçülmesine olanak verir. Bu metotta örnek, içerisinde test sıvısının bulunduğu cam bir kabın içine, belli bir hızda daldırılmaktadır ve bir bilgisayar yazılımı aracılığıyla grafiksel bir

görüntü elde edilmektedir. Bu şekilde ilerleyen ve gerileyen temas açıları, ve bunların ortalaması olan denge temas açısı elde edilir.²³

Yapışık Damla Yöntemi: Duran damla olarak da anılan ve sıklıkla kullanılan bu yöntemde, yere paralel katı üzerine belli hacimde bir su damlası yerleştirilir. Katı üzerinde küresel bir şekil oluşturan su damlasının, bu yüzey ile oluşturduğu açı ölçülür.^{17,21} Statik olan bu temas açısı ölçüm yönteminde, ölçüm sırasında damlanın boyutu değişmektedir. Fakat bu, temas açısının daima aynı kalacağı anlamına gelmemektedir; aksine, damlanın yüzeyinde meydana gelen değişiklikler nedeniyle temas açısı zamana bağlı olarak değişmektedir. Bu değişiklikler, sıvının buharlaşması, yüzey aktif maddelerin katı yüzeyden sıvı yüzeye geçmesi, katı-sıvı arasındaki kimyasal tepkimeler, katının sıvı içinde çözünmesi gibi durumlar olabilir. Katı yüzey ile sıvı damla arasındaki temas noktasının hassas bir şekilde belirlenmesinin zorluğundan dolayı, doğru olmayan sonuçlar alınmasına yol açabilir.¹³

Çalışmamızda da kullanılmış olan duran damla yönteminde, güçlü bir objektif ve fotoğraf makinesi sistemi ile donatılmış goniometre aleti de kullanılabilir. Goniometrenin yatay tablasına yerleştirilen örnek üzerine sıvı damlası bırakılır. Damlanın arka kısmında bulunan güçlü bir ışık kaynağı yardımıyla ortam aydınlatılır ve elde edilen fotoğraf üzerinde temas açısı ölçümü yapılır. Temas açısının hesaplanmasında özel bilgisayar yazılımı kullanılabilir.

Mikroorganizmaların protez yüzeyine yapışabilmesi, elektrostatik ve hidrofobik kuvvetlere bağlıdır. Bu kuvvetler, mikroorganizmaların başlangıç yapışmaları için önemlidir ve protez plağının meydana gelme sürecini yürütürler. Yüzey kimyası ve topografisindeki değişiklikler bu karmaşık süreci etkileyebilmektedirler. Bu yüzden, kullanılan kaide materyaline mikroorganizma tutunması hakkında bize fikir verebilecek parametrelerden biri de ıslanabilirliktir. Daha önceki bir çalışmada⁴ tam protezler için sıklıkla kullanılan akrilik rezin ve Co-Cr metal kaide materyallerinin, yüzey pürüzlülükleri değerlendirilmişti. Bu çalışmada ise, bu tür kaide materyallerinin klinik koşulları yansıta-

çak şekilde hazırlandıktan sonra temas açılarının (ıslanabilirliklerinin) bir goniometre yardımıyla ölçülerek karşılaştırılması amaçlanmıştır.

GEREÇ VE YÖNTEMLER

ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

Bu çalışmada kullanılan kaide materyalleri Tablo 1'de gösterilmiştir. Her materyalden 10'ar adet olmak üzere, 10 mm çapında ve 1.5 mm kalınlığında disk şeklinde örnekler hazırlanmıştır. Örnekleri hazırlamak amacıyla tarafımızdan geliştirilen silindirik şeklindeki kesici bir parçadan oluşan bir alet yardımıyla pembe plaka mumdan (Modelling wax, De Trey S.A., Bois Colombes, Fransa) standart mum modeller elde edilmiştir.⁴

Daha sonra bu mum diskler muflaya alınmış ve kaynar suda 5 dk boyunca tutularak eritilmiştir. Isı ile polimerize olan protez kaide akriliği, (Tablo 1) üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanarak muflaya yerleştirilmiştir. Mufla soğuk suya daldırıldıktan sonra su ısıtılmaya başlanmıştır. Su kaynama noktasına gelene kadar 30 dk boyunca ısıtılmış ve mufla kaynama derecesinde 30 dk tutulduktan sonra oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır. Örneklerin tesviyesi yapıldıktan sonra standart bir yüzey sağlamak için 600 gritlik silikon karbid zımpara (Silicon carbide waterproof abrasive paper electro coated, Nikon, Tokyo, Japonya) kullanılarak aynı kişi tarafından ve eşit sayıda dairesel hareketlerle, su altında zımparalanmıştır.^{4,9,24,25}

Kobalt-krom alaşımı örnekler, üretici firmanın önerdiği şekilde döküm işlemi yapılarak elde edilmiştir. Elde edilen örneklerin tesviyesi tamamlandıktan sonra, lastik frezler ve polisaj patı yardımıyla klinikte rutin olarak kullanılan cila işlemi uygulanmıştır.^{4,10,20} Bu işlemler test örneklerinin tüm yüzeylerine aynı şekilde uygulanmıştır.

Tesviye ve polisaj işlemlerini takiben örnek yüzeyleri sabunlu su ve pamuk yardımıyla temizlendikten sonra akan su altında durulanmıştır. Da-

ha sonra etil alkol içerisinde, 10 dk süre ile ultrasonik temizlik yapılmıştır. Bu işlem distile su ile tekrarlandıktan sonra, örnekler steril bir presel yardımıyla distile su içeren cam şişelere aktarılmış ve bu şekilde saklanmışlardır. Uygulanmış olan bu işlemler, bitirme ve zımparalama süreçlerinden sonra yüzeyde kalabilecek artık materyallerin uzaklaşmasını sağlamaktadır.^{4,10,26,27} Bu işlemler, her ölçümden önce tekrarlanmıştır.

TEMAS AÇISI ÖLÇÜMLERİ

Çalışmamızda, temas açısı ölçümlerinde, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'ndan temin edilen EasyDrop (Krüss GmbH, Hamburg, Almanya) gonyometre cihazı kullanılmıştır. Bu cihazın kaydedici ucu belirli bir hızda örnek yüzeyinde gezerken, yüzeydeki pürüzlülüklere bağlı olarak ucun yaptığı dikey hareketler, elektriksel akım farklılıkları yaratarak yüzey profili şeklinde kaydedilmekte ve yüzey topografisi ile ilgili değerler sayısal veya grafiksel halde elde edilebilmektedir.

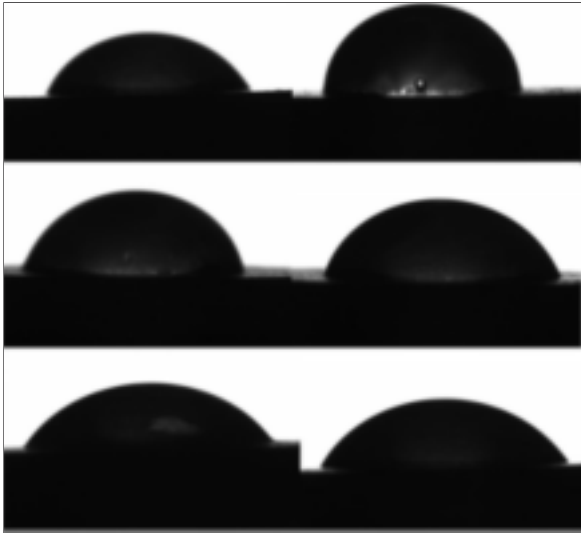
Temas açısı ölçülürken, hareketli örnek tablasının üzerine yerleştirilmiş olan örneğin üstüne, 15 µm distile su damlası, bir mikropipet yardımıyla bırakılmıştır.⁵ Damla bir taraftan ışık kaynağı ile aydınlatılırken, karşı tarafından bir kamera ile görüntüsü kaydedilmiştir (Şekil 2). Damlanın görüntüsü, Şekil 3'te gösterildiği şekilde bilgisayara aktarılarak monitörde izlenebilmektedir. Daha sonra da uyumlu yazılım (DSA2, Krüss GmbH, Hamburg, Almanya) kullanılarak bilgisayar ortamında temas açısı verileri hesaplanmıştır.

İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME

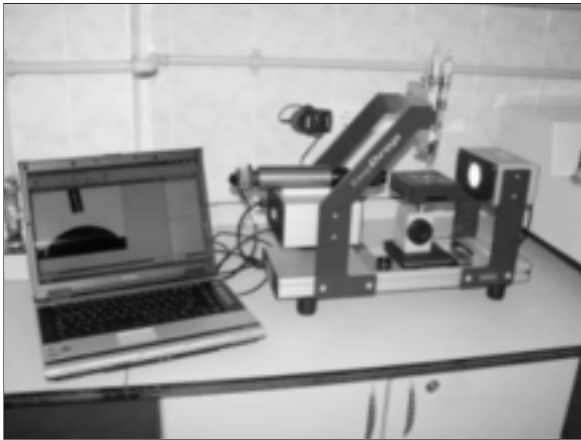
Çalışmamızın istatistiksel analizleri Ankara Üniversitesi Fen Fakültesi İstatistik Bölümü'nde yapılmıştır. Grup içi ve gruplar arası verilerin dağılımlarının normal olup olmadığını tespit etmek amacıyla non-parametrik bir test olan Kolmogor-

TABLO 1: Kaide materyalleri.

Materyalin cinsi	Markası	Üretici firma
Isıyla polimerize olan akrilik reçine	Meliodent	Bayer Dental, Newbry Berkshire, İngiltere
Kobalt-Krom döküm metal alaşımı	Remanium® GM 800+	Dentaurum, Ispringen, Almanya



ŞEKİL 2: Temas açısı ölçümlerinde kullandığımız test numunelerine ait fotoğraflardan örnekler görülmektedir.



ŞEKİL 3: EasyDrop (Krüss GmbH, Hamburg, Almanya) gonyometre cihazı.

rov-Smirnov Z testi uygulanmıştır. Bu test sonucunda gruplardan elde edilen verilerin normal dağılım gösterdiği görülmüştür.

Gruplar arasında yüzey pürüzlülüğü değerlerinin karşılaştırılması tek yönlü varyans analizi (ANOVA) testi ile gerçekleştirilmiştir ($\alpha=0.05$). Veri analizlerinin hepsi istatistiksel bir yazılım programı (SPSS 11.0) kullanılarak yapılmıştır.

BULGULAR

Akrilik rezin ve Co-Cr metal alaşımından hazırlanmış olan 10'ar adet test örneğinden, duran damla yöntemi kullanılarak her bir örnek için ayrı ayrı elde edilen temas açısı (θ) değerleri Tablo 2'de gös-

terilmiştir. Temas açısı değerleri ortalamaları akrilik örnekler için 56.37- 65.48°; Co-Cr metal alaşımından örnekler için ise 43.71- 59.63° arasında değişmektedir (Tablo 3).

Yapılan istatistiksel analizler sonucunda akrilik ve Co-Cr metal alaşımı test örneklerinden elde edilen temas açıları ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak önemli farklılıklar olduğu saptanmıştır (Tablo 3, $\alpha=0.05$). Akrilik test örneklerine ait temas açıları, Co-Cr metal alaşımı test örneklerine ait temas açısı değerlerine göre daha fazladır. Diğer bir deyişle, Co-Cr metal alaşımından elde edilen test örnekleri daha ıslanabilir yüzeylere sahiptir.

TARTIŞMA

Bu çalışma için seçilen akrilik rezinler ve Co-Cr metal alaşımı, günümüzde tam protezler için sıklıkla kullanılan kaide materyalleridir.¹⁻³ Tam protezler, sadece çiğneme fonksiyonu, estetik ve fonetiği rehabilite etmemeli, aynı zamanda kapladığı dokuların sağlığında olumsuz etkiler oluşturmamalıdır. Bu sebeple, hekimin dişsiz bir hastaya tam protez yaparken kullanacağı kaide materyalle-

TABLO 2: Temas açısı ölçümlerinden elde edilen θ değerleri (°).

Akrilik örnekler	Temas açısı (θ)	Co-Cr örnekler	Temas açısı (θ)
A1	65.48	M1	56.16
A2	62.42	M2	53.95
A3	56.37	M3	46.08
A4	63.73	M4	43.71
A5	61.73	M5	49.25
A6	64.19	M6	52.07
A7	56.51	M7	50.03
A8	57.42	M8	59.63
A9	58.72	M9	55.75
A10	60.83	M10	52.94

*A: Akrilik örnekleri, *M: Metal örnekleri simgelemektedir.

TABLO 3: Temas açısı ölçümlerinden elde edilen değerlere ait ortalama ve standart sapmalar (°) ($\alpha=0.05$).

Grup	n	Ortalama	Standart Sapma
Akrilik	10	60.740	3.32020
Co-Cr metal alaşımı	10	51.9570	4.82438

rinin birbirine göre avantaj ve dezavantajları çok iyi bir şekilde değerlendirip, hasta için en uygun olan materyal ile çalışması gereklidir.

Çalışmalar bazı materyallerin diğerlerine göre plağa daha yatkın olduğunu ve her materyalin kritik yüzey geriliminin referansı ile güvenilir tahminler yapılabileceğini göstermiştir. Kritik yüzey gerilimi, bir seri basit temas açısı ölçümüyle belirlenebilmektedir. Materyalin hidrofilik veya hidrofobik özelliklerinin referansı tek başına yetersizdir. Yüzey pürüzlülüğü ve kimyasal kompozisyondaki değişiklikler gibi faktörler de önemlidir. Restoratif veya protetik metaller, alaşımlar, camlar ve seramiklerin yüksek yüzey enerjileri, fazla plak tutunmasını destekler. Metakrilat bazlı kompozitler ve protezler gibi orta düzeyde enerjili yüzeyler, orta düzeyde plak tutunması gösterirler, fakat bu pürüzlülükle birlikte artar. Düşük enerjili ve düz yüzeyli silikonlar, florlanmış materyaller, mum veya yağ kaplanmış materyaller hepsinden daha az bioadезyon gösterirler.²⁸

Protetik ve restoratif diş hekimliğinde kullanılan materyallerin pürüzlülüğü de bakteriyel tutunmayı önemli derecede etkiler. İnan ve ark.,⁴ Co-Cr metal alaşımı ve akrilik rezinlerin yüzey pürüzlülüklerini karşılaştırmışlar ve akrilik örneklerin yüzey pürüzlülüklerinin metallere oranla yaklaşık 2 kat daha fazla olduğunu ifade etmişlerdir.

Bu çalışmada, tam protezlerde sıklıkla kullanılan iki farklı kaide materyalinin, klinik koşulları mümkün olduğunca yansıtan bir *in vitro* ortamda ıslanabilirlik özelliklerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır. Bu amaçla çalışmada, duran damla yöntemi yardımıyla güçlü bir objektif ve fotoğraf makinesi sistemi ile donatılmış gonyometre aleti kullanılmıştır. Temas açısının hesaplanmasında özel bir bilgisayar yazılımından yararlanılarak deneysel hata payı minimuma indirilmiştir.

Temas açısı ve yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yaparken, test örneklerinin yüzeylerini standardize etmek gereklidir.^{17,20,23,26} Literatürde bir tam protezi klinik olarak yansıtabilme amacıyla akrilik materyali mufladan çıktığı haliyle kullanan^{9,19,21,29-}

³¹ veya örnek yüzeylerine cila işlemi uygulayan^{7,10} araştırmacılara rastlanmıştır. Ancak cilalı yüzeylerin ve mufladan çıktığı haliyle akrilik örneklerin kullanılmasının klinik koşulları tam olarak yansıtmayacağı açıktır. Tam protezlerde kullanılan kaidelerin doku yüzeylerini taklit etmek amacıyla bu çalışmada, akrilik rezinden elde edilen örneklerin bütün yüzeyleri aynı kişi tarafından orta dereceli grenleri (600 grit) olan kağıtlar ile zımparalanarak standart bir pürüzlendirme işlemi yapılmıştır.^{4,9,24,25,29} Co-Cr metal alaşımından elde edilen test örneklerinin bitirme ve parlatma işlemleri esnasında takip edilen aşamalar, ağızda kullanılmak üzere hazırlandıkları şekilde döküm yolu ile elde edilmiştir. Polisaj işlemlerinden sonra klinik açıdan kabul edilebilir bir parlaklık seviyesi elde edilmiştir.^{10,20}

Serbest yüzey enerjisi önemli bir özelliktir, tükürüğün bir yüzeyde ne kadar kolaylıkla yayılabildiğini gösterir. Ayrıca, mikroporozite ve pürüzlülük gibi yüzey özellikleri, yüzeyin mekanik veya kimyasal temizleme ile uzaklaştırılması zor olan mikroorganizmalar için elverişli rezervuar olmasına sebep olur ve bu yüzden de *in vitro* olarak mikroorganizma tutunmasına yol açabilir.⁵

Waters ve ark.na göre,²³ daha yüksek serbest yüzey enerjisine sahip olan materyaller (ıslanabilirliği yüksek, temas açısı düşük), bakteriyel ve fungal tutunma için daha elverişlidir.

Bu çalışmada, diğerlerine göre daha pratik olan ve birçok araştırmacı tarafından yapılan benzer çalışmalarda^{9,11,17,20,21} uygulanmış olan duran damla yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntem, yere paralel bir düz yüzey üzerine yerleştirilen örneğin yüzeyine damlatılan ve yüzey gerilimi bilinen bir sıvının katı yüzeyle yaptığı açının ölçülmesi esasına dayanmaktadır. Bu yöntemde karşılaşılan en önemli sorun olan açının ölçülmesindeki zorluk, bilgisayar destekli bir gonyometre cihazının kullanılmasıyla kısmen çözülmüştür.

Duran damla yöntemi ile gerçekleştirilen temas açısı ölçümlerinde, kullanılacak olan sıvının önemi büyüktür. Ağız boşluğunda kullanılacak materyaller ile ilgili araştırmalarda, bu amaçla tükürüğün kullanılmasının daha uygun olacağı düşünülebilir.¹⁷ Suyun örnekler üzerinde oluşturacağı

açı tükürüğünkinden farklı olacaktır ancak; tüm örneklerde distile su kullanılmasının, sonuçları karşılaştırma bakımından yeterli bir standartlık sağlayabileceği düşüncesindeyiz. Aynı zamanda sadece su ıslatan sıvı olduğunda temas açısı 90° den küçük olan katılar hidrofilik, büyük olanlar da hidrofobik olarak tanımlanmaktadır. Bu nedenle araştırmamızda diğer araştırmacılar gibi distile su kullanılmıştır.^{9,11,19,32}

Duran damla yönteminde karşılaşılabilecek zorluklardan bir diğeri, damla oluşturmadaki kontroldür. Damlanın yerçekimine veya diğer bazı sebeplere bağlı olarak örneğe otururken yayılması, temas açısında sapmalara neden olabilir. Bunu önlemek için, çalışmada araştırmacıların⁵ önerileri doğrultusunda 15µl hacmindeki damlalar, her seferinde aynı büyüklükte damla damlatmaya yarayan bir mikropipet yardımıyla, belirli bir yükseklikten damlatılmıştır. Ortamın ısı ve nem oranı da duran damla yönteminin sonuçlarını etkileyebilecek parametrelerdir. Hassas bir ölçüm gerçekleştirebilmek amacıyla ölçümlerimiz, kapalı bir oda içerisinde, oda sıcaklığında ve aynı gün içerisinde ve aynı saatte yapılmıştır.

Temas açısı ölçümleri sırasında kullanılan sıvının saf, katı yüzeyinin temiz olması ve iki materyalin birbiri ile reaksiyona girmemesi gerekmektedir.²⁰ Bu nedenle ölçümlerden önce yüzeyler üzerinde standart temizlik işlemleri uygulanmıştır. Örnek yüzeyleri sabunlu su ve pamuk yardımıyla temizlendikten sonra akan su altında durulanmıştır. Daha sonra etil alkol içerisinde, 10 dk süre ile ultrasonik temizleme yapılmıştır. Bu işlem distile su ile tekrarlandıktan sonra, yüzeylerin kontamine olmamasına dikkat edilerek steril bir presel yardımıyla distile su içeren cam şişelere aktarılan örnekler, bu şekilde saklanmışlardır. Bu işlemler, her ölçümden önce tekrarlanmıştır.

Temas açısı ölçümleri sonucu elde edilen θ değerleri, akrilik örnekler için 56.37-65.48°; Co-Cr metal alaşımından örnekler için ise 43.71-59.63° değerleri arasında değişmektedir. Akrilik test örneklerine ait temas açılarının ortalama değeri, Co-Cr metal alaşımı test örneklerine ait temas açılarının ortalama değerine göre daha fazladır (Tab-

lo 3). Diğer bir deyişle, Co-Cr metal alaşımından elde edilen test örnekleri, akrilik rezinden olanlara göre daha ıslanabilir yüzeylere sahiptir.

Literatürde akrilik rezin yüzeylerinde temas açısı ölçümleri üzerine yapılmış çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmalardan birçoğunda^{18-20,23} bu çalışmada elde edilen temas açısı değerlerine (60.740°) yakın sonuçlar elde edilmiştir. Buna karşın Anıl ve ark.,⁷ Akaltan ve ark.,²¹ Aydın ve ark.,¹⁷ Zissis ve ark.¹⁶ yaptıkları çalışmalar sonucunda sırasıyla 74.5°, 77.46°, 85.107°, 70.2° sonuçlarını elde etmişlerdir. Daha önce de belirttiğimiz gibi pürüzlülük değerleri, ölçüm yöntemleri, ortamın nemi ve sıcaklığı, kullanılan materyalin kimyasal özellikleri gibi bir takım değişkenler temas açısı ölçümlerini etkileyebilmektedir. Bu nedenle araştırmalar sonucu elde edilen temas açısı farklılıklarının test yöntemindeki farklılıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Nikawa ve ark.³³ yaptığı çalışmanın sonuçlarına göre, *Candida* kolonizasyonunun pikleri materyalin temas açısının 76.8° ve 73.3° olduğu durumlarda tespit edilmiştir. Bu bulgular, *Candida albicans* kolonizasyonunun materyal yüzeylerinin temas açısının yaklaşık 75° olduğu durumları tercih ettiğini düşündürmektedir. İki materyal veya parçacık arasındaki yapışma veya birikimin, materyallerin termodinamik özelliklerinin benzer olduğu durumlarda olduğu, genel olarak kabul edilmiştir. Bu çalışmada temas açılarının değerlendirildiği materyallerin her ikisinde de bu açının, 75°'nin oldukça altında olduğu görülmektedir.

Temas açısı değerlendirilirken, protez kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğündeki farklılıklar göz önünde bulundurulmalıdır. Katı yüzeyin pürüzlülüğü, ölçülen temas açısı θ^1 ve gerçek temas açısı θ ile bağlantılıdır:

$$r (\text{pürüzlülük faktörü}) = \frac{\cos \theta^1}{\cos \theta} \quad 19-21$$

Çalışmada metal alaşımı örneklerin temas açısı değerlerinin akrilik örneklerden daha düşük olduğu görülmüştür. Başka bir deyişle çalışmada kullanmış olduğumuz metal alaşımı daha ıslanabilir yüzeylere sahiptir. Yüzey pürüzlülüğü değerlerinin materyalin ıslanabilirliği üzerine etkili

olduğu göz önüne alındığında ve sonuçlar aynı özelliklere sahip örneklerin yüzey pürüzlülüğünü inceleyen daha önceki çalışmayla⁴ birlikte değerlendirildiğinde, tam protez uygulamalarında alışılmışın aksine metal kaidelerin daha olumlu özellikler sergilediğini göstermekte ve bu tür protez uygulamalarında metal kaide kullanımının da

iyi bir alternatif olabileceğine işaret etmektedir. Pürüzlülük değerleri aynı olan materyallerin ıslanabilirliklerinin incelendiği veya ıslanabilirlikleri aynı olan materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin inceleneceği ve daha geniş örnek grupları kullanılarak yapılacak olan daha sonraki çalışmalar bu konuya ışık tutabilecektir.

KAYNAKLAR

1. Phoenix RD. Denture base materials. *Dent Clin North Am* 1996;40(1):113-20.
2. Zarb GA, Bolender CL. Materials prescribed in the management of edentulous patients. In: Zarb GA, Bolender CL, Eckert SE, Fenton AH, Jacob RF, Mericske-Stern R, eds. *Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients: Complete Dentures and Implant-Supported Protheses*. 12th ed. Mosby Inc. St. Louis. 2004. p.190-211.
3. Çalikkocaoğlu S. [Metal base materials]. *Complete Dentures*. 3rd ed. İstanbul: Academy of Prosthodontics and Gnathology Society; 1998. p: 537-54.
4. İnan H, Tamam E, Bağış B. [Investigating the surface roughness of different denture base materials used for complete dentures in vitro]. *Selçuk Üniv Dişhek Fak Derg* 2008;17(3): 171-6.
5. Moura JS, da Silva WJ, Pereira T, Del Bel Cury AA, Rodrigues Garcia RC. Influence of acrylic resin polymerization methods and saliva on the adherence of four *Candida* species. *J Prosthet Dent* 2006;96(3):205-11.
6. Anil N. [Wettability of dental materials]. *HÜ Diş Hek Fak Derg* 1997;21(2):84-91.
7. Anil N, Keyf F, Mutlu M. The effect of organic layer formation on the wettability of various prosthetic materials in vitro. *HÜ Diş Hek Fak Derg* 1996; 20(2): 52-5.
8. Ünlü A, Kaya F, Öktemer M. [Investigation of the effect of disinfectant solution on silicone impression materials wettability]. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci* 1997;3(1):30-4.
9. Yıldırım MS, Hasanreisoglu U, Hasirci N, Sultan N. Adherence of *Candida albicans* to glow-discharge modified acrylic denture base polymers. *J Oral Rehabil* 2005;32(7):518-25.
10. Sipahi C, Anil N, Bayramlı E. The effect of acquired salivary pellicle on the surface free energy and wettability of different denture base materials. *J Dent* 2001;29(3):197-204.
11. Yıldırım MS, Kesimer M, Hasirci N, Kiliç N, Hasanreisoglu U. Adsorption of human salivary mucin MG1 onto glow-discharge plasma treated acrylic resin surfaces. *J Oral Rehabil* 2006;33(10):775-83.
12. Monsénégo P, Proust J. Complete denture retention. Part I: Physical analysis of the mechanism. Hysteresis of the solid-liquid contact angle. *J Prosthet Dent* 1989;62(2):189-96.
- 13) Waters MG, Jagger RG, Jerolimov V, Williams KR. Wettability of denture soft-lining materials. *J Prosthet Dent* 1995;74(6):644-6.
14. Zissis AJ, Polyzois GL, Jagger RG, Waters MG. Wettability of visible light-curing denture lining materials. *Int J Prosthodont* 2001;14(3): 250-4.
15. Craig RG, Powers JM. Optical, thermal and electrical properties. *Restorative Dental Materials*. 11th ed. Mosby: Missouri; 2002. p.185-99, 635-91.
16. Zissis A, Yannikakis S, Jagger RG, Waters MG. Wettability of denture materials. *Quintessence Int* 2001;32(6):457-62.
17. Aydın AK, Terzioğlu H, Ulubayram K, Hasirci N. Wetting properties of saliva substitutes on acrylic resin. *Int J Prosthodont* 1997;10(5): 473-7.
18. Öztaş D, Keskin Y, Özden N. [Wettability of denture base materials polymerized with different methods]. *J Dental Sci* 1996; 2(2):122-4.
19. Ozden N, Akaltan F, Suzer S, Akovali G. Time-related wettability characteristic of acrylic resin surfaces treated by glow discharge. *J Prosthet Dent* 1999;82(6):680-4.
20. Kilani BH, Retief DH, Guldag MV, Castleberry DJ, Fischer TE. Wettability of selected denture base materials. *J Prosthet Dent* 1984;52(2): 288-91.
21. Akaltan F, Özden AN, Akovali G. [Effect of plasma procedure on wettability of PMMA]. *AÜ Diş Hek Fak Derg* 1996;23(1):67-71.
22. Özden AN, Akaltan F. [Effect of various surface treatments on porcelain wettability]. *J Dental Sci* 1997;3(2):109-11.
23. Waters MG, Jagger RG, Polyzois GL. Wettability of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials. *J Prosthet Dent* 1999;81(4):439-43.
24. Verran J, Maryan CJ. Retention of *Candida albicans* on acrylic resin and silicone of different surface topography. *J Prosthet Dent* 1997;77(5):535-9.
25. Azevedo A, Machado AL, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC, Magnani R. Effect of disinfectants on the hardness and roughness of relined acrylic resins. *J Prosthodont* 2006;15(4):235-42.
26. Zissis AJ, Polyzois GL, Yannikakis SA, Harrison A. Roughness of denture materials: a comparative study. *Int J Prosthodont* 2000; 13(2):136-40.
27. Taylor R, Maryan C, Verran J. Retention of oral microorganisms on cobalt-chromium alloy and dental acrylic resin with different surface finishes. *J Prosthet Dent* 1998;80(5):592-7.
28. Nassar U, Meyer AE, Ogle RE, Baier RE. The effect of restorative and prosthetic materials on dental plaque. *Periodontol* 2000 1995;8: 114-24.
29. Keskin Y, Kansu G. Effects of denture cleansers on surface etching of acrylic resin base material. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci* 1999;5(1):31-6.
30. Ulusoy M, Ulusoy N, Aydın AK. An evaluation of polishing techniques on surface roughness of acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1986;56(1): 107-12.
31. Kuhar M, Funduk N. Effects of polishing techniques on the surface roughness of acrylic denture base resins. *J Prosthet Dent* 2005; 93(1):76-85.
32. Shibata Y, Miyazaki T. Anode glow discharge plasma treatment enhances calcium phosphate adsorption onto titanium plates. *J Dent Res* 2002;81(12):841-4.
33. Nikawa H, Chen J, Hamada T, Nishimura M, Polyzois G. *Candida albicans* colonization on thermal cycled maxillofacial polymeric materials in vitro. *J Oral Rehabil* 2001;28(6):526-33.