



## AĞIZ ORTAMININ SİMÜLASYONU AÇISINDAN TERMAL ve LOADING SİKLSUN ÖNEMİ

### THE İMPOTANCE OF THERMAL AND LOADING CYCLES IN TERMS OF SIMULATION OF THE ORAL CAVİTY

Yrd. Doç. Dr. Meltem TEKBAŞ ATAY\* Yrd. Doç. Dr. Bebek Serra OĞUZ AHMET\*\*  
Yrd. Doç. Dr. Gülsüm SAYIN ÖZEL\*\*

**Makale Kodu/Article code:** 2376

**Makale Gönderilme tarihi:** 09.08.2015

**Kabul Tarihi:** 17.11.2015

#### ÖZ

Biyomekanik, canlı varlıklarda internal ve eksternal kuvvetlerin etkinliği ile ilgilenen bilim alanıdır. Diş hekimliğinde ise bu alan dental biyofizik olarak adlandırılmaktadır. Dişe restorasyon yapıldığında, diş-restorasyon kompleksi de dişin karşılaştığı aynı biyofiziksel etkilerle karşılaşmaktadır. Diş-restorasyon kompleksi içinde gerek diş dokularının gerekse restorasyon materyallerinin farklı elastik modüllerinin olması ve farklı termal ekspansiyon katsayılarının bulunması, restorasyonun klinik performansında, özellikle diş-restorasyon ara yüzeyinde sorunlara neden olabilir. Laboratuvar testlerinin amacı dental restorasyonların uzun dönem klinik davranışlarına ilişkin öngörü sahibi olmaktır. Bu çalışmada, dental restorasyonlardaki başarısızlıkların ve kayıpların nedenlerinin araştırılarak restorasyonların klinik performanslarının artırılmasına katkı sağlamak için kullanılan laboratuvar testlerinden dönüşümlü ısı ve yük yükleme teknikleri sunulmuştur.

**Anahtar Kelimeler:** Termal Siklus, Loading Siklus, Mikrosızıntı, Dental Restorasyonlar, Klinik Performans

#### ABSTRACT

Biomechanics is a science dealing with the effectiveness of internal and external forces of the living beings. In dentistry, this field is named as dental biophysics. When a tooth is restored with any restoration material, tooth-restoration complex will have the similar biophysical effects with the tooth itself. The different modulus of elasticity and different thermal expansion coefficients of the teeth and the restoration materials might adversely affect the clinical performance of the restorations and particularly cause troubles on the tooth-restoration interface. The aim of the laboratory experiments is to possess a foresight of the long-term clinical behaviours of the dental materials. This study presents the thermal and the loading cycle testing procedures which considerably contributes to enhancing the clinical performance of the dental materials by investigating the reasons of the failures.

**Keywords:** Thermal Cycling, Loading Cycling, Micro-leakage, Dental Restorations, Clinical Performance

#### GİRİŞ

Ağız ortamında dişlerin karşılaştığı okluzal yük- lere ve termal değişikliklere ilişkin birçok çalışma yapılmıştır<sup>1,2</sup>. Bu çalışmalarda genellikle, dental restoratif materyallerin doğal ortamda uzun vadede maruz kaldıkları değişikliklerin, laboratuvar ortamında kısa sürede belirlenmesi amacıyla uygulanan yaşlandırma prosedürlerinin<sup>3</sup>; yüzey pürüzlülüğü, renk stabilitesi, bağlantı dayanımı gibi çeşitli faktörler üzerindeki etkileri karşılaştırılmış ve değerlendirilmiştir<sup>4-6</sup>.

Dişe restorasyon yapıldığında, diş-restorasyon kompleksi de dişin karşılaştığı aynı biyofiziksel etkilerle karşılaşmaktadır. Diş-restorasyon kompleksi içinde gerek diş dokularının gerekse restorasyon materyal- lerinin farklı elastik modüllerinin olması ve farklı termal ekspansiyon katsayılarının bulunması, restorasyonun klinik performansında, özellikle diş-restorasyon ara yüzeyinde sorunlara neden olabilir<sup>4</sup>.

Genellikle diş hekimliğine ilişkin çalışmalarda, *in-vitro* araştırmalar tasarlanmaktadır. Bu araştırmaların büyük bir çoğunluğunda da, çekilmiş insan

\*Trakya Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Konservatif Diş Tedavisi AD

\*\*İstanbul Medipol Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD



dişlerinde farklı uygulamalar ile diş-restorasyon ya da farklı restoratif materyallerin ara yüzeyi arasındaki nitelikler, yüzey pürüzlülüğü, kenar uyumu, vs. açısından farklı kriter ve araçlarla değerlendirmeler ve karşılaştırmalar yapılmaktadır. *In-vitro* çalışmaların sonuçları, ağız ortamının taklit edilerek sonuçlarının klinik koşullara transfer edilmesine olanak sağlamaktadır. Ancak klinik deneyler, dental restoratif materyaller için en nihai testlerdir.

Restorasyonlar ağız ortamında sürekli olarak çeşitli streslerle/kuvvetlerle karşılaşmaktadır. Nefes alıp vermenin ve yiyecek/içeceklerin etkisi ile ısı değişikliklerine, besin maddelerinin kimyasal içerikleri ile de pH değişikliklerine maruz kalmaktadır<sup>7</sup>. Bu faktörler, ağız ortamındaki restoratif materyalin fiziksel ve kimyasal yapısını etkilemektedir. Bu nedenlerle, restorasyonlardaki başarısızlıkların ve kayıpların gerçek nedenini tespit etmek çok güçtür. Laboratuvar testlerinde ise diğer değişkenleri sabit tutarak tek bir değişkenin etkisini incelemek ve araştırma sonuçlarını değerlendirerek tedavi planlaması, kavite dizaynı, dental restoratif materyallerin seçimi ve kullanımı konusunda tavsiyelerde bulunmak mümkün olabilmektedir<sup>8</sup>. Laboratuvar testlerinin amacı, dental restoratif materyallerin uzun dönem klinik davranışlarına ilişkin öngörü sahibi olmaktır.

Ayrıca; materyallerin ya da tekniklerin değerlendirilmesinde kullanılabilen mekanik test cihazları ile yapılan laboratuvar çalışmaları, tekrarlanabilirliği, etik sorun yaratmaması ve hızlı yöntemler olması açısından avantaj sağlamaktadır. Diş hekimliği alanında yapılan *in-vitro* ARGE çalışmalarında, mekanik deneyler için sıklıkla kullanılan kesit alma cihazı, mikrotensile cihazı, çiğneme simülatörü, universal test cihazı, aşındırıcı cihazlar, taramalı elektron mikroskopu, ışık ve stereo mikroskoplar gibi pek çok aracın yanı sıra termal ve loading siklus cihazlarının deney düzeneği içinde yer alması gerekir. Restorasyonların ağızda kaldıkları süre boyunca maruz kaldıkları ısı ve kuvvet değişikliklerini taklit edebilmek için, restorasyonlara *in-vitro* şartlarda dönüşümlü ısı ve yük yüklemesi yapmak sıklıkla başvurulan yöntemlerdir<sup>9</sup>.

### Termal Siklus

Termal siklus, oral kavitede bulunan ısı değişimlerini, *in-vitro* koşullarda uygulamaktır. Termal siklus test cihazı, ageing testlerini otomatik olarak yapan bir test cihazıdır.

Dental restoratif materyaller ağız ortamında

sürekli olarak ısı ve pH değişikliklerine maruz kalmaktadır<sup>10</sup>. Ancak yeme-içme alışkanlıkları kişiden kişiye farklılık, gösteren alışkanlıklardır ve ağızın her bölgesinde eşit ısı değişimlerine neden olmamaktadır<sup>11</sup>. Ağızdan nefes alınmadığında ve ısıl bir yüklem yapılmadığında ağız içi sıcaklık 35.2(± 2)°C (ortalama 35°C) olarak ölçülmüştür<sup>12</sup>.

Dişlerin dış yüzeyindeki ısı değişiklikleri, sıcak ve soğuk sıvıların içilmesi süresince ısı ölçerler aracılığı ile ölçülmüştür. Çok sayıda ilginç faktör tanımlanmış ve ağızın çapraz bölgelerinde geniş farklılıklar görülmüştür. Ancak *in-vivo* çalışmaların çoğunda sadece belli bölgelerde bir sensor kullanılmıştır.

Springs ve arkadaşları 30 ml olarak belirlenmiş sıvı miktarı ile, aynı kişide, aynı sıvıyla ve aynı bölgelerde ısı değişikliklerini tespit etmişler ve üst 1. molar ile 1. premolar dişlere yerleştirdikleri ısıya duyarlı kablolar ile yan yana dişlerde bile ortalama 4 °C kadar dikkat çekici bir ısı farklılığı olduğunu bildirmişlerdir<sup>12</sup>. Diğer yandan en yüksek ısı değerlerine tolerans sınırı, ısı değişikliklerinin ölçüldüğü dişlerin lokalizasyonuna, dişeti çekilme miktarına, dişlerde restorasyon olup olmadığına ve restorasyon varsa hangi çeşit restorasyon olduğuna göre değişmektedir. Ağıza sıvı alımı süresince, oral kavitenin değişik bölgelerinde ve diş yüzeylerindeki sıcaklık dereceleri ölçüldüğünde, içilen sıvının ısısına göre sıcaklık derecelerinin daha farklı değerlerde olmasının sebebi, yutkunma esnasında dilin pozisyonu ve oral kavitedeki dokuların ısı absorpsiyonu etkilerine bağlı olabileceği bildirilmiştir<sup>11</sup>. Ayrıca ağıza alınan sıvı miktarındaki farklılık ve sıvının ağızda kalma süresi de ısı değişiklikleri üzerine büyük oranda etkili olmaktadır. Palmer ve arkadaşları buz parçalarını dişlerde 2 dakika süre ile tuttuklarında, dişlerdeki minimum ısının 1 °C civarında olduğunu bildirmişlerdir. Yapılan çalışmalarda, canlı diş dokusunun ani sıcak ve soğuk etkileri uzun süre tolere edemeyeceği ifade edilmiştir. Aynı zamanda pek çok çalışmada; çok yüksek ısıların riskleri göz önüne alınarak, sıcak içeceklerin ısıları 55-60 °C derece ile sınırlandırılmıştır<sup>13</sup>.

Diğer yandan restoratif materyallerin termal genişleme katsayısının mine ve dentine göre (Tablo 1) yüksek olması, diş ile materyal ara yüzünde tekrarlanan genişleme ve büzülme streslerine neden olabilir<sup>14,15</sup>.

Bu bağlamda, termal streslerin dişler üzerine etkileri patolojik olabilir. Farklı ısı değişiklikleri, diş ile



restorasyon ara yüzlerinde çatlakların yayılmasına sebep olurken, mekanik streslerin oluşmasına ve mikro çatlaklardaki boyut değişiklikleri de, patolojik ağız sıvılarının boşluklardan giriş-çıkışına neden olabilir<sup>15</sup>.

Tablo 1. Mine ve dentin dokusunun biyofiziksel değerleri

	Mine	Dentin
Vickers S	250-550	60-70
Basma Direnci (N/mm <sup>2</sup> )	300-450	200-350
Çekme Direnci (N/mm <sup>2</sup> )	10-20	40-60
Elastik Modülü (N/mm <sup>2</sup> )	50.000-85.000	15.000-20.000
Lineer Termal Genleşme Katsayısı (10 <sup>-6</sup> . C <sup>-1</sup> )	11	8

(Körber K. *Zahnärztliche Prothetik*, 3. Baskı, Thieme Stuttgart 1985.)

### Termal Siklus Test Cihazının Çalışma Prensipleri

Yiyecek ve içeceklerin ısı farklılıklarıyla, ağız içinde oluşan farklı ısı dalgalanmalarının simülasyonu sonucunda, bozulmaya eğilimli materyallerde oluşabilecek hatalar gözlemlenebilir. Termal siklus test cihazları, ağızdaki ısı değişikliklerinin simülasyonunu yapan cihazlardır. İstenilen sıcaklık değerleri, istenilen miktarda devir sayısı elektronik olarak ayarlanarak uygulanmaktadır. Sürekli geri beslemeli kontrol aracılığı ile sıcak ve soğuk solüsyonların ısıları sabit tutulmaya çalışılır. Dönüşümlü ısı yüklemesi açık bir örnek haznesi ile örneklerin sıcak ve soğuk sıvı banyolarına periyodik olarak daldırılması ile yapılır. Farklı firmaların cihazlarında ısı değerlerinin aralıkları değişiklik göstermekle birlikte genelde cihazların sıcak sıvı banyolarının ısıları 25-100 °C' ye, soğuk sıvı banyolarının ısıları ise -5 °C - 100 °C' ye kadar ayarlanabilmektedir. Örneklerin sıcak ve soğuk solüsyonda bekletilme süreleri 10-120 sn. arasında değişir<sup>16</sup>. Bu sıcak ve soğuk su hazneleri arasındaki geçişlerde örnekler oda ısısındaki su haznelerinde de tutulabilmektedir. Test çalışması boyunca evaporasyon ile azalan sıvı miktarı, banyoların otomatik ya da manuel olarak tekrar dolumu ile tamamlanmaktadır. Cihazlarda periyod zamanları göstergeler ile yüz bine kadar ayarlanabilmektedir. ISO TR 11450 (1994) standartlarına göre, örneklerin sıcaklığı 5-55 °C<sup>17, 18</sup> olan su banyolarına 500 kez daldırılması ile uygulanan dönüşümlü ısı yüklemesi uygun bir termal siklus yöntemi olsa da, resto-

rasyonun diş bağlanma etkinliğinin taklit edilebilmesi için bu devir sayısı yetersiz kalmaktadır. Son yapılan çalışmalara göre, 10.000 kez uygulama, ortalama 1 yıllık *in-vivo* fonksiyona tekabül etmektedir<sup>19</sup>.

Mikrosızıntı çalışmalarında, kullanılan restoratif materyale, materyalin ısı geçirgenliğine ve kütlesine göre dönüşümlü ısı yüklemesi uygulanması gerekmektedir. Örneğin; kompozit restorasyon yapıldıktan sonra 24 saat beklemek ve sonra termal siklus uygulamak gerekir<sup>20, 21</sup>. Bu bilgi doğrultusunda, kompozit yapımı sonrasında 24 saat süre ile çok sıcak ve soğuk yenilip içilmemesi gerekliliğinin tavsiye edilmesi konusunda daha detaylı tartışılması gerekmektedir. Ayrıca termal siklus yönteminde uygulanan sıcak su, kollajenlerin hidrolizini çabuklaştırabilir. Yetersiz polimerize olmuş rezin oligomerlerin ortamdaki uzaklaşmasına neden olabilir<sup>22</sup>.

### Loading Siklus

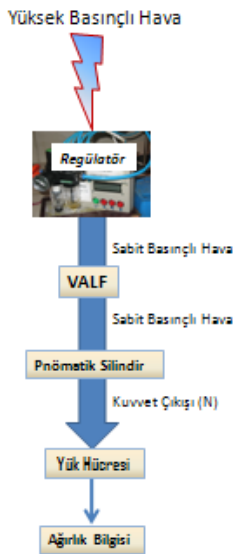
Okluzal yüklerin diş ve/veya diş restorasyonları üzerine etkilerinin ve diş dokularının ya da restorasyonların çiğneme kuvvetlerine karşı gösterdiği direncin tanımlandığı temel kurallar vardır. Bu kurallar doğrultusunda, diş dokularına ya da restorasyona çiğneme kuvvetleri dikey yönde geldiğinde eğimli yönde gelenlerden çok daha yüksek direnç gösterilir. Tüberküller, okluzyon sırasında basma kuvvetlerini karşılar. Marginal mine tümseği, okluzyonda tüberküllere benzer bir fonksiyon taşır. Çapraz mine tümseğinin 1/3 oranında kaybı durumunda dişin direncinde (çatlama ve kırılmaya karşı) %35 oranında, 1/2 oranında kaybı ise %45 oranında azalmaya neden olur. Dinamik okluzyonda, özellikle lateral harekette kuron/kök sınırı (klinik serviks) makas kuvvetlerini karşılar. Bu makas kuvvetler büyük değerlerde olabilir. Servikal bölgede bu makas kuvvetlerine karşı büyük bir içsel gerilim ortaya çıkar. Sentrik okluzyonda; kontak halindeki tarafta basma kuvvetlerini, kontak olmayan tarafta çekme kuvvetlerini karşılarlar ve bu kuvvetlere karşı iç direnç gösterirler. Çiğneme kuvvetlerine karşı dirençte, mine dokusunun altından vital dentin ile desteklenmesi, minenin mekanik özelliklerini olumlu etkiler. Vital dentin ile desteklenen mine dokusunun basma ve çekme kuvvetlerine karşı iç direnci ayırdır ve bu direnç 36-42.000 PSI dir. Altında vital dentin desteği kalmayan mine dokusunun "çekme", "basma" ve "makas" kuvvetlerine iç direnci (Tablo 1) yaklaşık %85 oranında azalır. Antagonist dişlerin birbirlerine uyguladıkları

çiğneme kuvveti  $244.5 \text{ N} (24.9 \text{ kp}) \pm 31 \text{ N} (3.2 \text{ kp})$  kadardır<sup>23</sup>.

Mekanik yükler, restoratif materyallerin diş dokularına bağlanmasını etkileyen önemli faktörlerden biridir. Ancak literatürlerde, mekanik yüklemenin bağlanma dayanımına etkisi konusunda farklı sonuçlar mevcuttur. Frankenberger ve ark.<sup>24</sup> yaptıkları çalışmada mekanik yüklemenin termal siklus ile birlikte uygulandığında bağlanma dayanımını azalttığını bildirmişlerdir. Nikaido ve ark.<sup>25</sup> ise, düz dentin yüzeylerine uygulanan restorasyonlarda, mekanik yüklemenin bağlanma dayanımına etkisinin olmadığını ve restorasyonla dentin ara yüzündeki kalitenin mükemmelleştirilmesi için, bağlanma dayanımının, *in-vitro* olarak incelenmesinde dönüşümlü yük yüklemesi ile mikro-tensile bağlanma dayanımı testlerinin birlikte kullanımının uygun olduğunu rapor etmişlerdir.

### Loading Siklus Test Cihazının Çalışma Prensipleri

Loading siklus test cihazı, çiğneme kuvvetlerinin neden olduğu yorgunluğun, *in-vitro* çalışma düzeneğine yansıtılması amacı ile tasarlanmış bir cihazdır. Cihazın yük yüklemesi fonksiyonunu yerine getirmesi için pnömomatik sistemler mevcuttur (Şekil 1). Düzenekte ayarlanmış sabit basınçlı hava ile orantılı silindirik bir uç ile kuvvet çıkışı sağlanarak örnekler yük altında bırakılır. Test cihazları aynı anda birden fazla örnek üzerinde çalışabilecek şekilde tasarlanmıştır.



Şekil 1. Pnömatik Sistem

Loading siklus test cihazında tur sayılarını gösteren digital göstergesi üzerinden örneklere uygulanacak dönüşümlü yük yüklemesinin tur sayısı 500-50.000 arasında ayarlanabilmektedir.

Ağız içindeki birçok çiğneme çeşitlerinin simülasyonunu sağlayan ve çift eksenli çiğneme simülatörü (Dual-Axis Chewing Simulator) olarak adlandırılabilen cihazlar da mevcuttur. Bu cihazlar, çiğneme simülasyonu esnasında dönüşümlü ısı yüklemesinin de uygulandığı, tam olarak programlanabilen bir sisteme sahiptir. Örneklere uygulanacak yük miktarı, kullanıcının belirlediği şekilde dişe uygulanmak üzere programlanır. Bu esnada operatör darbenin hızını ve darbe miktarını belirleyerek kontrol edebilir ve sınırsız sayıda çoğaltabilir. Cihazın yatay ekseninde, motor sistemi ile kontrol edilen raylı bir bant düzeneği olduğundan cihaz, dişin uzun eksenini doğrultusunda ve kayma esnasında dişe dönüşümlü yük yüklemesi yapılabilmesine olanak sağlar. Diş gıcırdatmalarını, çiğneme sırasında dişler arasındaki kayma hareketlerini, farklı kapanış şekillerini, yavaş ve hızlı kapanışları taklit edebilir.

Yüz bin kez uygulanan mekanik yükleme ortalama 1-2 yıllık *in-vivo* fonksiyona tekabül etmektedir. Genel olarak loading siklus frekansının üst limiti 2 Hz olarak düşünülmüştür<sup>26</sup>. Ancak literatürde 1' den 60' a kadar değişen frekans aralıkları kullanılmıştır. Ortalama çiğneme frekansına en yakın değer olan 0.5 Hz' den<sup>27</sup> daha yüksek frekansların laboratuvarında çalışma süresini kısalttığı ancak örneklerde iç ısı artışına neden olabileceği belirtilmektedir. Literatürde kullanılan kuvvetler incelendiğinde sıklıkla 50 N' luk yük uygulamasının tercih edildiği görülmektedir<sup>28</sup>.

Li ve ark.<sup>29</sup> loading siklusun dentin bonding sistemlerin nanosızıntısı üzerine yaptıkları çalışmada, çiğneme süresince ortaya çıkan hareket ve kuvvetlerin oldukça kompleks olduğunu; bu kuvvet ve hareketlerin yaş, cinsiyet, brüksizm varlığı ve ısırma alışkanlıkları ile belirgin şekilde etkilendiğini bildirmişlerdir. Diğer yandan, çalışmada kullanılan test cihazı çiğneme esnasında görülen üç yönlü paterne rağmen, sadece aksiyal yönde yük yüklemesi yapmaktadır. Bu yüzden test düzenekleri, klinik durumu taklit edebilir ancak tıpa tıpa benzememektedir.

Restore edilmiş dişlerde mekanik siklusun, deformasyonun miktarını kalıcı olarak veya yalnızca diş kuvvet altındayken arttırdığı gösterilmiştir (plastik ve elastik deformasyon). Mekanik yükleme yapılan dişler-

deki restorasyonun boyutsal stabilitesinin bozulması, pek çok restoratif materyal için mikrosızıntı/nanosızıntı ve kolay kırılabilen restorasyonlar için marjinal çatlak/kırık riskinin artacağını belirtir. *In-vitro* çalışmalarda loading siklus uygulanması, çalışma bulgularının kliniğe aktarılabilirliği açısından büyük önem taşımaktadır.

Çiğneme kuvveti diş ve restorasyonda deformasyona neden olmaktadır. Bu deformasyon elastik deformasyon olabildiği gibi plastik deformasyon da olabilir. Dişin ve restorasyonun elastik modülü ile dişin üzerine gelen çiğneme kuvvetinin gücü birlikte bu deformasyonun tipini belirlemektedir. Diş ve restorasyon materyalinin farklı elastik modülü olması ve dişin morfolojisi nedeniyle değişik bölgelerine gelen çiğneme kuvvetinin gücünün ve yönünün farklı olması sonucunda diş ile restorasyon ara yüzeyinde gaplere, adeziv kopmalara ve adezyon güçlü olduğunda ise koheziv kopmalara neden olmaktadır.

Sonuç olarak, sızıntı çalışmalarında, restore edilmiş dişlere hem ısı değişikliklerinin hem de okluzal kuvvetlerin uygulanmasının, ağız içi şartlarının simülasyonu açısından gerçeğe daha yakın olabileceği öngörülmüştür.

#### KAYNAKLAR

1. Dorfer C, Staehle H, Wurst m, Duschner H, Pioch T. The nanoleakage phenomenon: influence of different dentin bonding agents, thermocycling and etching time. Eur J Oral 2000;108: 346-51.
2. Frankenberger R, Pashley D, Reich S, Lohbauer U, Petschelta A, Tay F. Characterisation of resin-dentine interfaces by compressive cycling loading, Biomaterials 2005;26: 2043-52.
3. Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontics application. J Prosthet Dent 2000; 16: 117-26.
4. Şengün A, Öztürk B, Ülker M, Dişçioğlu F, Özer F. Farklı sayıda termal siklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısı üzerine etkisi. GÜ Dişhek Fak Derg 2005;22:163-8.
5. Yıldırım Biçer AZ, Karakış D, Doğan A. Termal siklusun indirekt kompozit rezin materyallerinin renk stabilitesi üzerine etkisi. Acta Odontol Turc 2014; 31:13-7.
6. Küçükeşmen HC, Küçükeşmen Ç, Üşümez A. Yaşlandırma prosedürünün farklı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. S D Ü Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi 2010;2:39-48.
7. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations, J Dent 1999; 27: 89-99.
8. Orhan AI, Öz FT. Sık Kullanılan Bağlanma Dayanım Test Metotları: Derleme Çalışması. Türkiye Klinikleri J Dental Sci-Special Topics 2011; 2:31-40.
9. Akın EG, Hergüner-Siso Ş, Akın H. Termal siklus ve suda bekletmenin kendinden asitli adezivlerin dentine mikrogerilim bağlanma dayanımları üzerine etkileri. Atatürk Üniv. Diş Hek Fak Derg 2012; 22:125-31.
10. Geis-Gerstorfer J. In vitro corrosion measurements of dental alloys, J Dent 1994; 22: 247-51.
11. Longman C, Pearson G. Variations in tooth surface temperature in the oral cavity during fluid intake. Biomaterials 1987;8: 411-4.
12. Spierings TAM, Peters MCRB, Bosman F, Plasschaert AJM. Verification of theoretical modelling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. J Dent Res 1987; 66:1336 – 9.
13. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. J Prosthet Dent 1992;67:325–7.
14. McCabe J, Walls A. Properties used to characterize materials. Appl Dent Mater. 9.baskı. Oxford; BackwellScience: 1998: p.21-31.
15. Arias VG., Campos IT., Pimenta LAF. Microleakage study of three adhesive systems. Braz Dent J 2004;15: 194-8.
16. Karadağ S. Mikrosızıntı teknikleri ve mikrosızıntıyı etkileyen faktörler. Atatürk Üniv Diş Hek Fak 2005; 15: 80-7.
17. Erdilek D , Dörter C , Koray F, Kunzelmann KH, Guray Efes B, Gomec Y. Effect of Thermo-mechanical Load Cycling on Microleakage in Class II Ormocer Restorations. Eur J Dent 2009;3: 200-5.
18. Daneshkazemi AR, Davari A, Ataei E, Dastjerdi F, Hajghasemi E. Effects of mechanical and thermal load cycling on micro tensile bond strength of clearfil SE bond to superficial dentin. Dent Res J 2013; 10: 202–9.
19. De Munck J, Van Landuyt K, coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. Dent Mater 2013; 21 : 999-1007.



20. Wendt SL, Mclimes PM, Dickinson GL. The effect of thermo-cycling in microleakage analysis. Dent Mater 1992; 8: 181- 4.
21. Dallı M, İnce B, Bahşi E, Ercan E, Çolak H, Şahbaz C, Bağlar S. Termal siklusun mikrosızıntıya etkisinin sınıf V kavitelerde kompozit restorasyonlarda in vitro incelenmesi. Atatürk Üniv. Diş Hek Fak Derg 2010;20: 105-13.
22. Hoshimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in human over 1 to 3 years. J Dent Res 2000; 79 :1385-91.
23. Körber K. Zahnärztliche Prothetik. 3. Baskı, Stuttgart; Thieme: 1985: p.255-66.
24. Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. Dent Mater 2005; 21: 397-412.
25. Nikaido T, Kunzelmann K, Chen H, Ogata M, Harada N, Ymaguchi S, Cox CF, Hickel R, Tagami J. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. Dent Mater 2002;18: 269-75.
26. Bream M, Lambrechts P, Vanherle G. Clinical relevance of laboratory fatigue studies. J Dent 1994; 22: 97-102.
27. Bates J, Stafford G, Harrison A. Masticatory function-a review of the literature. 1. The form of the masticatory cycle. J Oral Rehabil 1975;2: 281-301.
28. Toledano M, Aguilera FS, Saurob S, Cabello I, Osorio E, Osorio R. Load cycling enhances bioactivity at the resin-dentin interface. Dent Mater 2014;30:169-88.
29. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of load cycling on the nanoleakage of dentin bonding systems. Dent Mater 2002;18 :111-9

#### **Yazışma Adresi**

Yrd. Doç. Dr. Gülsüm SAYIN ÖZEL  
İstanbul Medipol Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi,  
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı  
İSTANBUL  
Tel:0(545)6203845  
e-mail:gozel@medipol.edu.tr

