



DİŞ HEKİMLİĞİNDE RESTORATİF MATERYALLERİN YAŞLANDIRMA İŞLEMLERİ VE ÇİĞNEME SİMÜLATÖRLERİ

AGING PROCEDURES OF DENTAL RESTORATIVE MATERIALS AND CHEWING SIMULATOR

Yrd.Doç.Dr. Ali Can BULUT *

Prof.Dr.Saadet SAĞLAM ATSÜ *

Makale Kodu/Article code: 2251
Makale Gönderilme tarihi: 21.04.2015
Kabul Tarihi: 19.08.2015

ÖZ

Diş hekimliğinde hızla ilerleyen materyal bilgisi ve bu bilgilere dayalı in vitro çalışma ihtiyacı artmaktadır. Ağız ortamında kullanılan materyallerin stres altında değişimleri, kullanım ömürlerini etkilemektedir. Klinik çalışma öncesi ağız ortamını yansıtan cihazlardan yararlanılmaktadır. Çiğneme simülatörleri günümüz araştırmacıları tarafından in vitro çalışmalarda yoğun olarak kullanılmaktadır. Restoratif materyallerin yaşlandırılması çiğneme simülatörleri aracılığı ile gerçekleştirilmektedir. Yaşlandırma işlemi sonrası dirençlerinin ölçülmesi materyalin klinik ömrü hakkında bilgi sahibi olmamızı sağlamaktadır. Özellikle materyal kullanımının yaygın olduğu diş hekimliğinde malzeme seçimi açısından klinik ömür hayati önem taşımaktadır. Bu yazının amacı çiğneme simülatörleri ve bu cihazlarla yapılan çalışmalar hakkında bilgi vermektir.

Anahtar Kelimeler: Çiğneme simülatörü, yaşlandırma işlemi, gerilim, gerinim

ABSTRACT

Material knowledge rapidly advancing in dentistry and in vitro studies based on these information needs are increasing. Change under the stress of the materials used in the oral environment affects their working life. Pre-clinical studies have benefited from the device for reflecting the mouth environment. Chewing simulator are used extensively in vitro studies by researchers today. Restorative materials of aging is performed by the chewing simulators. After measuring the resistance of the aging process allows us to have information about the clinical life of the material. Chosen the material very important for clinical life especially common use in dental materials. This study aims provide information about the studies by the chewing simulator and the device.

Key Words: Chewing simulator, aging procedure, stress, strain

GİRİŞ

Diş hekimliğinde kullanılan materyaller belirli bir süre strese maruz kaldıklarında, yorulma adı verilen bir fiziksel durum oluşur. 'Yorulma', kırılma, verimsizlik ya da aşınma ile kendini gösterir ve sıklıkla çevresel faktörlerden etkilenir. Stres oluşumu, statik (zaman ile sürekli olarak), dinamik (zaman ile değişen sıklıkta) ya da döngüsel (zaman ile değişen stres değerleri ile) olabilir. Materyalin yorulmaya bağlı başarısızlığı ise, bu süre sonunda materyalde olan stress (gerilme) ya da strain (gerinim) değerine bağlıdır.¹

- **Stress (Gerilim):** Bir maddeye uygulanan kuvvet sonucu kuvvete karşı birim alanda meydana

gelen tepkiye stres denir. Stres ve basıncın birimleri aynı olmasına karşın aralarındaki fark, basınçta temel olarak sıkışma tipi kuvvetlerin söz konusu olmasıdır. Kuvvet uygulaması sonucu sıkışma (compressive stress), gerilme (tensile stress) ve makaslama (shear stress) olmak üzere üç farklı şekilde stres oluşabilmektedir.²

Strain (Gerinim): Bir cisim kuvvet uygulandığında bu kuvvet sonucu bir deformasyon oluşur. Gerinim, cismin bir strese maruz kaldığı zaman cismin her birim uzunluğunda meydana gelen uzunluk değişimi olarak ifade edilir.²

Ağız içinde; protezin yapısını oluşturan materyallerde yorulma oluşur ve aşınma ya da kırılma buna bağlı olarak görülür.^{3,4} Bu nedenle araştırmacılar, laboratuarda yapılan yorulma testleri üzerine yoğunla-

* Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD



şarak, protez yapımı için kullanılan materyallerin iç yapılarındaki ya da aralarındaki farklılıkların tespiti ve yorulmaya karşı dayanıklı olan materyallerin belirlenmesi amaçlamaktadırlar. Testler, özel tasarımların değerlendirilmesi, temel materyal özelliklerinin elde edilmesi ya da kullanım ömürlerinin arttırılmasına yönelik verilerin sağlanması amacıyla uygulanmaktadır.⁵ Bu testlerden birisi de oklüzal yüzeye yüklenme yapılabilen çiğneme simülasyonu test cihazları ile sağlanabilir.⁶

Kırılan materyaller olarak bilinen cam ve seramikler, yapıları sırasında önceden oluşmuş defektler içerirler. Bu defektler, çatlak gelişimi için çekirdek görevi görür. Çatlakların boyutu ve kritik stresin derecesi, bu materyallerin kırılma dayanıklılığını belirler. Kırılma değerini aşan streslerde katastrofik bir çatlak gelişimi olurken, altındaki değerlerde çatlaklar korunabilir. Bu materyaller, özellikle de silika içeren camlar, statik bir yorulmaya maruz kalmaktadır. Bununla birlikte, çatlaklar daha stabil bir şekilde de oluşabilir. Döngüsel yorulma etkileri, çeşitli kristalin seramiklerde gözlenmektedir, ki materyal her ne kadar plastik özellik göstermese de, döngüsel stres uygulaması sırasındaki başarısızlık süreçleri, benzer stres değerlerinde statik yorulmaya göre daha kısa olmaktadır.⁵⁻⁷

Tüm bunlardan da anlaşılacağı gibi, en yüksek gerilme kuvvetinin altındaki stres değerleri, seramiğin öncül başarısızlığına neden olabilmektedir, çünkü uzun süre döngüsel strese maruz kalındığında, mikroskobik çatlaklar gelişecek ve bu durum yorulma başarısızlığını oluşturacaktır. Dolayısıyla, dental restoratif materyaller statik ya da dinamik olarak yorulma başarısızlığı sergileyebilirler, bu durum yüklemenin ya da rezidüel stresin doğasına bağlı olarak değişecektir. Ancak her iki durumda da, başarısızlık, katastrofik kırılmanın oluşumuna kadar devam eden bir çatlak olarak başlamaktadır.²

Yorulma dayanıklılığının dental materyaller açısından önemi, restoratif materyallerin uzun süreli başarıları açısından çok önemli olmasıdır. Çiğneme kuvvetlerine maruz kalan dental restorasyonların, yorulmaya ait özelliklerinin bilinmesi gerekmektedir. Tam protezler, implantlar, kron ve köprüler, hareketli bölümlü protezlerin kroşeleri, tekrarlayan kuvvetlere maruz kalmaktadır ve çiğnemeye bağlı olarak bir yılda 300.000 kez stres uygulaması meydana gelebilmektedir. Ayrıca materyalin bulunduğu ortam da yorulma özelliklerinin belirlenmesinde nem oldukça önemlidir.

Nem, biyolojik maddeler, sulu ortam ve pH farklılıkları yorulma özelliklerini etkileyebilmektedir. Bu nedenle, restoratif materyaller, bu özelliklerin oluşturulabildiği ortamlarda in vitro olarak test edilirse, yorulmaya ait veriler daha anlamlı olacaktır.⁸

Dental seramiklerin yorulma özelliklerinin araştırıldığı çeşitli araştırmalar vardır. Yeni çıkan materyallerin klinik öncesi başarıları yorulma sonrası dayanıklılıklarının tespiti ile belirlenebilir ve bu materyallerin uzun dönemde klinik başarıları açısından önemlidir. Buna örnek olarak zirkonyanın gelişim tarihi, çiğneme simülasyonları ile yapılan çalışmalarla dikkat çekmektedir. Zirkonya, tam seramik dental uygulamalarda yeni ve başarılı bir materyaldir.⁷ Dolayısıyla, metal destekli seramikler yerine, zirkonyum esaslı materyallerin kullanılması, günümüzde oldukça başarılı sonuçlar vermektedir. Metal destekli seramiklerden tam seramiklere geçiş süresinde farklı içeriklere ait tam seramik restorasyonlar, uzun dönemli başarıları ve yorulmaya karşı kırılma dayanıklılıkları açısından test edilmişlerdir. Bu amaçla, ağız ortamının en iyi yansıttığı ortamların kullanılmasına özen gösterilmiştir. Ağız ortamını laboratuvar ortamını yansıtabilme için çiğneme simülasyonları geliştirilmiştir.⁹⁻¹³

Çiğneme Simülasyonları

Ağız ortamı, protezlerin yorulmaya bağlı başarısızlıkları için gerekli tüm faktörleri içermektedir. Bu amaçla, dental restorasyonların uzun ömürlülük ve dayanıklılık karakterlerinin gerçekçi verileri için uzun dönemli klinik araştırmalar gerekmektedir. Bu da parametrelerin standardize edilmesi konusunda güçlükler ortaya çıkarmaktadır ve maliyetler de yine oldukça yüksek olmaktadır.¹⁴ Bu nedenle yorulmanın test edilebilmesi amacıyla örneklere özelleştirilmiş frekans, kuvvet ve stres uygulayabilen birçok alet geliştirilmiştir. Bunlardan bazıları ise klinik ortamın çok daha gerçeğe yakın olması amacıyla, test ortamlarına ilave nem ve kontrollü sıcaklık da uygulayabilmektedir.¹⁵ Sulu ortama maruz kalmak dental seramiklerin mekanik özelliklerini etkilemektedir.¹⁴ Bu nedenle laboratuvar ortamında yapılan araştırmalar, termal değişkenlikleri yansıtmak durumundadır.

Bir takım etik sorunlar, maliyet ve uzun zaman alışı nedeni ile klinik testlerin yapımı zor olduğundan dolayı, restoratif materyallerin klinik öncesi çiğneme kuvvetlerine karşı; kırılma ve aşınmaya karşı olarak



test edilmesinde büyük yarar vardır. İn vitro testler uygulanırken en doğru sonucu alabilmek için çiğneme sistemini mümkün olduğunca yansıtmak gerekir. Bireylerde ısırma kuvvetleri geniş bir aralığa sahiptir.

Çiğneme yada yutkunma sırasında oluşan fizyolojik ısırma kuvvetleri 10 ile 120 N arasında değişmektedir.^{16,17} Maksimum ısırma kuvveti ön bölgede 190 N ile 290 N arasında olurken arka bölgede 200N dan 360 N kadar çıkabilmektedir.^{18,19}

Isırma işlemi esnasında kaslardaki aktivasyon yaklaşık her yarım siklus için 0.2-1.5 Hz frekans aralığındadır.^{17,20} Bu nedenle, uygun bir çiğneme sistemini taklit eden bir cihazın tek veya çoklu ekseninde hareket ederken önceden belirlenen kuvvetleri belirli sayıda tekrarlar ile materyale uygulayabilmesi gerekmektedir. Literatüre göre çiğneme simülatöründe yaklaşık olarak 240.000- 250.000 adet döngü bir yıllık klinik ortamdaki kullanıma karşılık gelmektedir. Araştırmalarda kullanılan, dinamik yüklemeye maruz bırakılan ve 1.200.000 döngü sonunda kırılmadan kalan örnek gruplarının kullanım süreleri 5 yıllık bir klinik ömre eşdeğerdir.^{14,21}

Çeşitli firmaların çeşitli amaçlarla ürettikleri ve piyasa da bulunan çiğneme simülatörleri bulunmaktadır. Bunlar arasında Zwick/Roell²² (Almanya), Bose²³ (Amerika Birleşik Devletleri), Sd Mechatronik²⁴ (Almanya) firmaların ürünleri bulunmaktadır.

Çalışmalarda en yaygın kullanılan dual akslı çiğneme simülatörü, su haznesi bulunan, farklı kuvvetler uygulayabilen ve hem ikili hem de sekizli çeşitleri olan cihazdır.^{24,25} Sekizli çiğneme simülatörü uzun zamanadır klinik öncesi testlerde kullanılmaktadır.^{25,26} Çiğneme simülatörü ayarlanması kolay bir cihazdır. En büyük özelliği sekiz haznesine ayrı ayrı örnekler yerleştirilerek aynı anda tüm örneklerle belirli bir kuvvet uygulayabilmektedir. Bir diğer önemli özelliği kullanıcı tarafından ayarlanan bir termal döngü sağlayabilmektedir.^{25,26}

Dual akslı çiğneme simülatörü, bilgisayar ile kontrol edilen, ve çift yönde (dikey ve yatay) kuvvet uygulayabilen bir alettir. Plastik örnek tutucular içerisine örnekler yerleştirilir, çiğneme simülatöründeki karşıt mekanizma çalışmacının belirlediği miktarda yatay ve dikey hareket ederek belirlenen çiğneme siklusunu yerine getirir. Antagonist olarak çeşitli materyallerden ve çaplardan yapılmış top uçları vardır.²⁵⁻²⁷ Simüle edilen çiğneme döngüsü, test sırasında kuvvetlerin döngüsel olarak oluşturulabilmesi

amacıyla bilgisayar tarafından kontrol edilir. 1.3 Hz-1.8 Hz' lik çiğneme frekansı ile her 0.6-1.1 saniyede bir siklus fizyolojik sınırlar içerisinde kabul edilir.^{17,25,28} Çiğneme simülatöründe çeşitli ağırlıklarla ve çeşitli sikluslarla örneklere yüklemeler yapılabilinmektedir. Çalışmalarda sıklıkla posterior bölgedeki normal okluzyon ve çiğneme kuvvetlerini yansıtmak amacıyla 49 N'luk bir kuvvet uygulanır.¹⁸

Literatür incelemesinde Kheradmandan ve arkadaşları¹¹ yaptıkları bir çalışmada; doğal dişler üzerine 3 üyeli anterior köprüler galvano-seramik, Celay" In-Ceram" Alumina, heat-pressed lithium disilicate seramik ve metal-seramik (kontrol) restorasyonlardan yapılmıştır. Örnekler çiğneme simülatöründe dinamik yüklendikten (25N, 13.3Hz) sonra, kırılan örnekler belirlenmiş ve kırılmayan örnekler universal test cihazında test edilmiştir. Diğer bir çalışmada; IPS Empress ve E-max Press materyalleri, PPMA daylı cam iyonomer ve resin simanla yapılandırıldıktan sonra, dinamik olarak farklı yüklemeye koşullarında (40-100-40N, 40-60-80-100N ve 100N, her 100.000 siklusda uygulanan kuvvet değiştirilmiştir) 1.200.000 kere siklusa tabi tutularak 5 yıllık yaşlandırma işlemi uygulanmışlardır. Kırılma olmayan örneklere universal test cihazında kırılma oluncaya kadar kuvvet uygulanmıştır.²⁹ Att ve ark.³⁰ doğal diş üzerine farklı zirkonyum oksit materyallerinden posterior bölgede 3 üyeli köprüler yaparak bu örneklerin yarısını çiğneme simülatöründe 5 yıllık yaşlandırma işlemi dinamik yüklemeye (1.200.000 siklus, 1.6 Hz) maruz bırakırken diğer yarısını kontrol grubu olarak kabul edip çiğneme simülatöründe dinamik yüklemeye yapılmadan universal test cihazına sokmuşlardır. Guess ve ark.³¹ 144 çekilmiş diş üzerine farklı kalınlıkta yapılan onlay ve ultra-ince kronları karşılaştırdıkları bir çalışma da örneklerin yaşlandırılması için 49 N kuvvetle 1.200.000 siklus uygulamışlardır. Barcellos ve ark.³² da 70 adet çekilmiş üst kanin dişler üzerinde post sistemlerini araştırmaları esnasında 30 N kuvvet altında, 250.000 siklus 2.6 Hz frekansı ile yorulma testleri yapıldıktan sonra kırılma testlerine tabii tutmuşlardır.

Post-core sistemlerinde ferrule yüksekliğinin araştırıldığı çalışmada örnekler 50 N kuvvet altında, 1.200.000 siklus da 1.2 Hz frekans ile yaşlandırma işlemlerine tabii tutulmuşlardır.³³

Bir diğer post-core çalışmasında: 40 maksiller kanin dişine 4 farklı post-core sistemi uygulayan



araştırmacılar 30 N kuvvet altında, 250.000 siklus da 2,6 Hz frekansında çiğneme simülatörü ile dinamik yükleme sonrası örneklerin kırılma dirençlerine bakmışlardır.³⁴

Farklı materyallerden onlay yapılan çalışmada yaşlandırma işlemi olarak çiğneme simülatörleri kullanılmıştır. Araştırmacılar molar bölge de onlay restorasyon yapmalarından dolayı 98 N kuvvet altında 1.200.000 siklus yaptıklarını belirtmişlerdir.³⁵

64 örnekten oluşan toplam 4 grup monolitik kronları ve tabakalam yöntemi ile yapılan kronları karşılaştırdıkları çalışmada kronların yaşlandırma prosedürü olarak 1.200.000 siklus da 98 N kuvvet uygulanarak çiğneme simülatöründe gerçekleştirilmiştir.³⁶

Zirkonyum ve titanyum implant -dayanak ve simante-vidalı sistemlerin karşılaştırıldığı çalışmada örnekler çiğneme simülatöründe 50 N kuvvet altında, 1.200.000 siklus da 1.6 Hz frekansı ile yaşlandırma işlemine tabii tutulduktan sonra kırılma testi uygulanmıştır.³⁷

Yirmi örnekli konnektör bölge alanlarının incelendiği araştırmada kontrol grubu yaşlandırma işlemi yapılmadan universal test cihazında kırılma direncine bakılırken diğer örnekler çiğneme simülatöründe 2 Hz frekansında, 140 N kuvvet altında 1.000.000 siklus uygulanarak yaşlandırma işlemi sonrası kırılma dirençleri ölçülmüştür.³⁸

72 çekilmiş diş üzerine üç farklı bonding sistemlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada 1.6 Hz frekans da , 1.200.000 sikluda 50 N kuvvet altında yükleme yapıldıktan sonra bağlantı dirençlerine bakılmıştır.³⁹

Alimuna ile güçlendirilmiş zirkon implant-dayanak bağlantısına bakılan bir çalışma da 98 N kuvvet altında bir gruba 1.200.000 siklus uygulanırken diğer gruba 5 milyon siklus uygulanarak dayanım sürelerine bakılmıştır.⁴⁰

Çiğneme simülatörü ile yapılan çalışmalarda siklus sayıları ve uygulanan kuvvetler araştırmacıların amacına uygun olarak değişiklik göstermektedir. (Tablo 1) Dewji ve ark.⁴¹ yorma testinde 1000 kez döngü uygularken, Kheradmandan ve ark.¹¹ ile Beschmidt ve Strub¹⁰ 1.200.000 kez döngü uygulamışlardır. Mi-Jin ve ark.⁴² çalışmalarında örnekleri çiğneme simülatöründe 300.000 siklуста 49 N ile yaşlandırma yapılarak yüzey aşınma oranlarına bakmışlardır. Lars ve ark.⁴³ implant dayanak arası bağlantı özelliklerini araştırdıkları çalışmada çiğneme simülatöründe 120 N altında 1.200.000 siklus, Wiebke ve ark.⁴⁴ ise

yaptığı bir çalışmada tam seramik post ve cor yapıları çiğneme simülatörü altında 1.200.000 siklus da 30 N yükleme yapmışlardır. Ghazal ve ark.^{45,46} bir çalışmalarında çiğneme simülatöründe 49 N kuvvetle 200.000 siklus uygularken diğer bir çalışmalarında üç farklı kuvvet (20 N, 49 N ve 78 N) ve 300.000 siklus ile yaşlandırma yapmışlardır. Yine diğer bir çalışmada polisaj yapılmış tam kron, glaze yapılmış tam kron , sinterleme işlemi yapılmış tam kron ve kontrol grubu olarak veneer kuron dan oluşan örnekler 1.200.000 siklуста 5 kg yük uygulanarak 0,7 mm yatay hareket ile çiğneme simülatöründe yaşlandırma yapıldıktan sonra kırma testine tabii tutulmuştur.¹⁴

Tablo 1. Çiğneme simülatörü ile yapılan çalışmalarda siklus sayısı ve uygulanan kuvvet değerleri.

Çalışma	Uygulanan Kuvvet	Yapılan Siklus Sayısı	Siklus sayısının ay bazında yaklaşık değeri
Kheradmandan S. 2001	25N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Anders S. 2005	50 N	100.000	Yaklaşık 60 ay
Wiebke F. 2006	30 N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Heintze SD. 2006	40-100-40N, 40-60-80-100N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Lars S. 2008	120 N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Ghazal M. 2008	49 N	200.000	Yaklaşık 10 ay
Ghazal M. 2009	20 N-49 N-78N	300.000	Yaklaşık 15 ay
Att W. 2009	50 N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Mi-jin K. 2012	49 N	300.000	Yaklaşık 15 ay
Guess PC. 2013	49 N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Barcellos RR. 2013	30 N	250.000	Yaklaşık 13 ay
Samran A. 2013	50 N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Pereira JR. 2014	30 N	250.000	Yaklaşık 13 ay
Guess PC. 2014	98 N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Zhao K. 2014	98 N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Rosentritt M. 2014	50 N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Borba M. 2015	140 N	1.000.000	Yaklaşık 50 ay
Schwendicke F. 2015	50 N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Spies BC. 2015	98 N	1.200.000 ve 5.000.000	Yaklaşık 60 ay ve 250 ay



Dejak ve arkadaşları⁴⁷ ise bir molar dişine gelen parafonksiyonel kuvveti temsil etmek için 0-200 N arasında artan kuvvet değerini kullanmışlardır.

Mekanik yorulmanın zirkon alt yapının kırılma direncini düşürdüğünü gösteren Anders ve ark. Yaptıkları çalışmada Yttria-stabilize zircon (Y-TZP) alt yapıları ve üzerlerine uygulanan farklı tabakalama tekniğinin kırılma dirençlerini araştırmışlardır. Çalışmalarında 4.5 mm yüksekliğinde 3.1mm çapında paslanmaz çelikten iki adet dayanak ve üzerlerine yapılan üç üyeli köprüler kullanılmıştır. Köprüler alt çene 2.premolar ve 2.molar diş arasına yapılmıştır. Bu gruplar da, cam seramik ile veneerlenen ve feldspar yapıda seramik ile veneerlenen zirkonyum alt yapı üç üyeli köprü elde edilmiştir (n = 10). Her grubu da iki alt gruba ayıran (n = 5) araştırmacı veneerleme yöntemini ısı ile presleme ve tabakalama olarak yapmıştır. Kontrol grubundan biri hariç tüm örnekler çiğneme simülöründe her bir grubun bir alt grubuna 50 N altında 100.000 siklus uygulamıştır. Sonuçlarında kırılma dirençleri şu şekilde bulmuştur: Dinamik yüklemeye girmeyen Yttria-stabilize zircon alt yapıların kırılma direnci 3480 N, dinamik yüklemeye giren Yttria-stabilize zircon alt yapıların kırılma direnci 3291 N, ısı ile preslenen cam seramiğin kırılma direnci 2251 N, tabakalama yöntemi ile yapılan cam seramiğin kırılma direnci 2237 N, ısı ile preslenen feldspatik yapıdaki seramiğin kırılma direnci 1611N, tabakalama yöntemi ile preslenen feldspatik yapıdaki seramiğin kırılma direnci 1973 N bulunmuştur.⁴⁸

SONUÇ

Günümüzde ağız içi ortamı oluşturabilmek için çalışmalar devam etmektedir. Çiğneme simülörlerinin yatay ve dikey hareket kapasitesi kazanmış olmasına rağmen çiğneme sikluslarını tam yansıtamamaktadırlar.²⁵ Ayrıca uzun dönem araştırmalarda kuvvet uygulanan malzeme de oluşan yüzey aşınmalarını tolare edebilme yetenekleri yoktur. Bu nedenle bir süre sonra karşıt uç aşınan yüzeyle temasını kesebilir ve cihazda temas olmadığını anlayabilecek sensörler bulunmamaktadır.²⁴⁻²⁶ Ağız içi ortamlarda çiğneme siklusları değişik frekanslarda devam ederken çiğneme simülörlerinde araştırmacının ayarladığı sabit frekansla devam etmektedir.²⁴⁻²⁶ Çiğneme simülörleri klinik öncesi ağız ortamını yansıtabilmeleri nedeni ile in vitro araştırmalarda yoğun bir şekilde kullanılmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Ferrando JM, Graser GN, Tallents RH, Jarvis RH. Tensile strength and microleakage of porcelain repair materials. J. Prosthet. Dent 1983;50:5.44-50.
2. Philips RW, Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Science of Dental Materials 12th Edition 2012 p:48-65.
3. Wiskott HW, Nicholls J, Belser U. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. Int. J. Prosthet 1995;8:413-20.
4. Ülker HE, Tunçdemir MT, Erkan Aİ, Malkoç MA, Çobanoğlu N. İki self-etch bonding sistemin biyouyumluluklarının ve bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesi. Atatürk Üniv. Diş Hek Fak Derg 2014; 24:1,44-9.
5. Baran G, Boberick K, Mccool J. Fatigue of the restorative materials. Crit Rev Oral Biol Med 2001; 12:350-60.
6. Ayaz F, Tağtekin D, Yanıkoğlu F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2011;4:49-56.
7. Sağsöz NP, Yanıkoğlu N, Aladağ Lİ, Özdemir H, Çiftçi H. Sabit protetik restorasyonların söküm nedenlerinin araştırılması ve geleneksel söküm yöntemleri ile kavo coronaflex restorasyon sökücüsünün karşılaştırılması. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2014;24;378-85.
8. Craig R, Powers J, Restorative Dental Materials, 11th Edition, Mosby 2002 p:28-45.
9. Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. J Prosthet Dent 2005;93:551-8.
10. Beschnidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulations in the artificial mouth. J Oral Rehabil 1999;26:582-93.
11. Kheradmandan S, Koutayas SO, Bernhard M, Strub JR. Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermomechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. J Oral Rehabil 2001;28:361-9.
12. Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub JR. Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. Eur J



- Prosthodont Rest Dent 2002;10:15-22.
13. Strub JR, Pontius O, Koutayas S. Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems after exposure in an artificial mouth. *J Oral Rehabil* 2001;28:120-4.
 14. Florian B, Michael S, Jan FG, Daniel E, Michael N. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Material* 2012;28:449-56.
 15. Kern M, Douglas WH, Fechtig T, Strub JR, Delong R. Fracture strength of all- porcelain, resin bonded bridges after testing in an artificial oral environment. *J Dent* 1993;21:117-21.
 16. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function—a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. *J Oral Rehabil* 1976;3:57-67.
 17. Kohyama K, Hatakeyama E, Sasaki T, Dan H, Teruaki Azuma T, Karita K. Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. *Arch Oral Biol* 2004;49:805-16.
 18. Fontijn FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van MA, Witter DJ, Kalk W, Jansen JA. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res* 2000;79:1519-24.
 19. Morneburg TR, Proschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont* 2002;15:20-7.
 20. Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V. Die Beurteilung von Kaukräften. *Quintessenz Zahntechnik* 2002; 28: 928–98.
 21. Heydecke G, Zhang F, Razoog ME. In-Vitro color stability of double layer veneers after accelerated aging. *J. Prosthet. Dent* 2001; 85:551-7.
 22. <http://www.zwick.com/en/applications/medical-industry/dental-industry/fatigue-test-on-dental-materials-chewing-simulator.html>
 23. http://worldwide.bose.com/electroforce/en_us/web/dental_wear_instrument/page.html
 24. <http://sdm-gmbh.de/en/products/chewing-simulator- cs-42-economy-line.html>
 25. Martin S, Miltiadis EM, Klaus L, Matthias K. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dental Materials* 2009;25:494-9.
 26. Heintze SD, G. Zellwegera G, Cavalleria A, Ferracane J. Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. *Dent Mater* 2006;22:166-75.
 27. Wassel RW, McCabe JF, Walls AW. A Two-body frictional wear test. *J. Dent. Res* 1994;73:1546.
 28. Yu-seok J, Jae-whang L, Yeon-jo C, Jin-soo A, Sang-wan S, Jung-bo H. A Study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *J Adv Prosthodont* 2010;2:111-5.
 29. Heintze SD, Cavalleri A, Zellwegera G, Buchlerb A, Zappinia G. Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. *Dental Materials* 2008;24:1352-61.
 30. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2009;101:239-47.
 31. Guess PC, Schultheis S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2013; 110-4:264-73.
 32. Barcellos RR, Correia DPD, Farina AP, Mesquita MF, Ferraz CCR, Cecchin D. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with intraradicular post: The effects of post system and dentine thickness. *Journal of Biomechanics* 2013; 46: 2572-7.
 33. Samran A, El Bahra S, Kern M. The influence of substance loss and ferrule height on the fracture resistance of endodontically treated premolars. An in vitro study. *Dental Materials* 2013;29:1280-6.
 34. Pereira JR, Valle AL, Shiratori FK, Ghizoni JS, Bonfante EA. The effect of post material on the characteristic strength of fatigued endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 2014;112:1225-30.
 35. Guess PC, Vagkopoulou T, Zhang Y, Wolkewitz M, Strub MJ. Marginal and internal fit of heat pressed versus CAD/CAM fabricated all-ceramic onlays after exposure to thermo-mechanical fatigue. *Journal Of Dentistry* 2014;42:199-209.
 36. Zhao K, Wei YR, Pan Y, Zhang XP, Swain MV, Guess PC. Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns. *Dental Materials* 2014; 30:164-271.



37. Rosentritt M, Hagemann A, Hahnel S, Behr M, Preis V. In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application. *Journal of Dentistry* 2014; 42:1019-26.
38. Borba M, Duan Y, Griggs JA, Cesar PF, Bona AD. Effect of ceramic infrastructure on the failure behavior and stress distribution of fixed partial dentures. *Dental Materials* 2015;31:413-22.
39. Schwendicke F, Kern M, Dörfer C, Kleemann-Lüpkes J, Paris S, Blunck U. Influence of using different bonding systems and composites on the margin integrity and the mechanical properties of selectively excavated teeth in vitro. *Journal Of Dentistry* 2015;43:327-34.
40. Spies BC, Sauter C, Wolkewitz M, Kohal RJ. Alumina reinforced zirconia implants: Effects of cyclic loading and abutment modification on fracture resistance. *Dental Materials* 2015;31:262-72.
41. Dewji H, Drummond J, Fadavi S, Punwani I. Bond strength of Bis-GMA and glassionomer pit and fissure sealant using cyclic fatigue. *Eur J Oral Sci* 1998;106:594-9.
42. Mi-jin K, Sun ho, Ji HK, Sung WJ, Deog GS, Sang HJ, Jin SA, Jae JR. Wear evaluation of the human enamel opposing different y-tzp dental ceramics and other porcelains. *Journal of Dentistry* 2012;40:979-88.
43. Lars S, Stefan W, Klaus L, Matthias K. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin. Oral Impl. Res* 2008;19:1276-84.
44. Wiebke F, Matthias K. Fracture strength of teeth restored with all-ceramic posts and cores. *Quintessence Int* 2006;37:289-95.
45. Ghazal M, Hedderich J, Kern M. Wear of feldspathic ceramic, nano-filled composite resin and acrylic resin artificial teeth when opposed to different antagonists. *Eur J Oral Sci* 2008;116:585-92.
46. Ghazal M, Kern M. Wear of human enamel and nano-filled composite resin denture teeth under different loading forces. *Journal Of Oral Rehabilitation* 2009;36:58-64.
47. Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of mechanism of cervical lesion formation in simulated molars during mastication and parafunction. *J Prosthet Dent* 2005;94:520-9.
48. Anders S, Margareta M, Go RS. Gren fracture resistance of yttrium oxide partially stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dental Materials* 2005;21:476-82

Yazışma Adresi

Yrd.Doç.Dr. Ali Can Bulut
Kırıkkale Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Protez Bölümü
Kurtuluş Mahallesi 692. Sokak No:31
Merkez / KIRIKKALE
Tel: 05375007814
Fax: +90 318 2250685
e-mail: alicanbulut@outlook.com

