TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DÖRT FARKLI OKLÜZAL SPLİNT MATERYALLERİNİN ÜÇ AYRI ANTAGONİST KARŞISINDAKİ AŞINMA MİKTARININ IN *VİTRO* OLARAK ÇİĞNEME SİMÜLATÖRÜNDE TESPİTİ VE DEĞERLENDİRİLMESİ

FATMA KÜBRA YILDIZ DOMANİÇ

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof Dr YASEMİN ÖZKAN

2018-İSTANBUL

T.C.
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

T U T A N A K

Enstitümüz Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora öğrencisi F Kübra Yıldız Domaniç. 13/12/2018 tarih ve saat 10.00 yapılan tez savunma sınavı 75 dakika sürmüş ve adı geçen adayın tezinin Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliği Hükümlerine göre **KABUL** olduğuna **oybirliği** ile karar verilmiştir.

ÜYE
Prof Dr Yasemin Özkan (Danışman)

ÜYE
Prof Dr Tonguç Sülün

ÜYE
Doç Dr Rifat Gözneli

ÜYE
Prof Dr Hanefi Kurt

ÜYE
Dr Yılmaz Umut Aslan

ANABİLİM DALI BAŞKANI

Prof Dr Şebnem Begüm Türker vekaleten Doç. Dr. Rifat Gözneli

NOT:
- Sınava katılamayan jüri üyesinin mazeretini belirten dilekçenin sınav tarihinden 1 hafta önce Enstitü Müdürlüğü'ne bildirmesi gerekmektedir.
-Öğrenciye sorulan sınav sorularının tutanakların ekinde Enstitü Müdürlüğü'ne gönderilmesi gerekmektedir.
-Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliği gereğince Doktora sınav süresi en az 75, en fazla 120 dakikadır.
- Sınav evrakları 3 iş günü içinde ıslak imzalı tek kopya halinde Enstitüye teslim edilmelidir.

I. BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Öğrencinin Adı, Soyadı

Fatma Kübra Yıldız Domaniç

İmza

II. TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bana destek olan, tüm bilgi ve birikimlerini bana aktaran, öğrencisi olmayı şansım kabul ettiğim saygıdeğer dekan hocam Prof Dr Yasemin Özkan'a,

Doktora tezimde, öğrenciliğimde ve asistanlık dönemlerimde bana yardımcı olan değerli hocam Dr. Umut Aslan'a,

Tezimin ilerlemesinde ve geliştirilmesindeki katkılarından dolayı Prof Dr Tonguç Sülün'e,

Konu hakkında bilgi ve tecrübesiyle bana yol gösteren sayın Prof Dr Hanefi Kurt'a

Doktora eğitimim sürecinde desteğini esirgemeyen, bilgi ve tecrübelerini paylaşan tüm anabilim dalı öğretim üyelerine,

Üniversite hayatım ve doktora eğitimim süresince bana destek olan canım arkadaşlarım Dr Belen Şirinoğlu Çapan ve Dr Yaprak Kalkan'a

Hayatım boyunca bana her zaman destek olan aileme,

Her koşulda sabır ve desteğini cömertçe gösteren canım eşim Cem Domaniç'e

En içten Teşekkürlerimi Sunarım.

III. İÇİNDEKİLER

I. BEYAN……..……ii
II. TEŞEKKÜR…….....iii
III. İÇİNDEKİLER……...iv
IV. KISALTMA VE SİMGELER……....v
V. TABLOLAR LİSTESİ……vi
VI. ŞEKİLLER LİSTESİ…….viiii
VII. RESİMLER LİSTESİ……..…x
1. ÖZET……....1
2. SUMMARY……..2
3. GİRİŞ VE AMAÇ……...….3
4. GENEL BİLGİLER……....6
4.1. Temporomandibular Eklem Rahatsızlıklarının Tedavisi……....6
4.1.1. Oklüzal Splint Tedavisi……...6
4.1.1.1. Oklüzal Splint Endikasyonları……7
4.1.1.2. Oklüzal Splint Etki Mekanizması……14
4.1.1.3. Oklüzal Splint Tipleri……..21
4.1.1.4. Oklüzal Splint Yapımında Kullanılan Materyaller ve Tarihsel Gelişimi…….25
4.1.1.5. Oklüzal Splint Kullanım Süresi……...28
4.1.1.6. Oklüzal Splint Kullanımında Karşılaşılan Sorunlar……30
4.1.1.6.1 Oklüzyonda meydana gelen değişiklikler……...32
4.2. Materyallerin Aşınması……..33
4.2.1. Adezyon aşınması……...34
4.2.2. Abrazyon aşınması……..35
4.2.3. Yorulma aşınması……...36
4.2.4. Korozyon aşınması……..36
4.3. Diş Aşınmaları……36
4.3.1. Atrizyon……..37
4.3.2. Erozyon……37

4.3.3. Abrazyon……..38
4.3.4. Abfraksiyon……..38
4.4. Restorayon Materyallerinin Aşınma Ve Aşındırma Özellikleri……..38
4.5. Diş hekimliğinde aşınmayı belirlemede kullanılan yöntemler……....48
4.5.1. Klinik çalışmalar……..49
4.5.2. Laboratuvar çalışmaları……50
4.6. Aşınma testleri…….55
5. GEREÇ VE YÖNTEM……...……..62
5.1. Araştırmada Kullanılan Materyaller…….……62
5.2. Araştırmada Kullanılan Örneklerinin Hazırlanması…….……64
5.3. Araştırmada Kullanılan Çiğneme Simülatörü…….……..66
5.4. Örneklerin Lazer Tarayıcı ile Taranması…….…….....68
5.5. Aşınma Ölçümleri…….…….....69
5.6. İstatistiksel Yöntem……70
6. BULGULAR……....71
6.1. Antagonistlere Göre Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları…….....72
6.2. Materyallere Göre Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları……73
6.3. Döngülere Göre Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları……....74
6.4. Ortam Etkileşimine Göre Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları…….75
6.5. Antagonist ve Materyal Etkileşimine Göre Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları…….…76
6.6. Antagonist ve Döngü Etkileşimine Göre Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları…….……77
6.7. Antagonist ve Ortam Etkileşimine Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları……..……...78
6.8. Materyal ve Döngü Etkileşimine Göre Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları……..……...79
6.9. Materyal ve Ortam Etkileşimine Göre Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları……..……...80
6.10. Döngü ve Ortam Etkileşimine Göre Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları……..……...81
6.11. Antagonist, Materyal ve Döngü Etkileşimine Göre Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları……..……...82

6.12. Antagonist, Materyal ve Ortam Etkileşimine Göre Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları……..……...84
6.13. Materyal, Döngü ve Ortam Etkileşimine Göre Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları…….……86
6.14. Antagonist, Materyal, Döngü ve Ortam Etkileşimine Göre Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları……..……87
7. TARTIŞMA…….……..89
7.1. Materyal Seçimi……..……93
7.1.1. Splint materyalleri……..…….....94
7.1.2. Antagonist materyaller……..……95
7.2. Yöntem Seçimi……..…….....104
7.2.1. Döngü sayısı ve uygulanan kuvvet……...……105
7.2.2. Ortam tipi ve örnek büyüklükleri……..108
7.2.3. Aşındırma yöntemi……111
7.2.4. Ölçüm yöntemi……..115
7.3. Bulgular……117
8. SONUÇLAR……...128
9. KAYNAKLAR……...129
10. EKLER……147
10.1. Etik Kurul Onayı……147
10.2. BAPKO Onayı……148
11. ÖZGEÇMİŞ……....149

IV. KISALTMA VE SİMGELER

TME : Temporomandibular Eklem

TMB : Temporomandibular Bozukluklar

TMR : Temporomandibular Rahatsızlıklar

TMR/ATK : Temporomandibular Rahatsızlıklar için Araştırma Teşhis Kriterleri

EMG : Elektromiyografi

AAOP : Amerikan Orofasiyal Ağrı Akademisi

MRG : Manyetik Rezonans Görüntüleme

MR : Manyetik Rezonans

MZ : Monolitik Zirkon

TS : Termosiklus

BT : Bilgisayarlı Tomografi

R.lu DD : Redüksiyonlu Disk Deplasmanı

R.suz DD : Redüksiyonsuz Disk Deplasmanı

St: Steatit

PEKK: Polieterketonketon

PMMA: Polimetilmetakrilat

MMA: Metilmetakrilat

V. TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 5.1.1. Test edilen splint materyalleri
Tablo 5.1.2 Test edilen splint materyallerinin üretim yöntemleri
Tablo 5.1.3 Antagonist materyaller
Tablo 6.1. Univariate varyans analizi sonuçları
Tablo 6.2. Antagonistlere göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri
Tablo 6.3. Materyallere göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri
Tablo 6.4. Döngülere göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri
Tablo 6.5. Ortam etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri
Tablo 6.6. Antagonist ve materyal etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri
Tablo 6.7. Antagonist ve döngü etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri
Tablo 6.8. Antagonist ve ortam etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri
Tablo 6.9. Materyal ve döngü etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri
Tablo 6.10. Materyal ve ortam etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri
Tablo 6.11. Döngü ve ortam etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri
Tablo 6.12. Antagonist, materyal ve döngü etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri
Tablo 6.13. Antagonist, materyal ve ortam etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri
Tablo 6.14. Materyal, döngü ve ortam etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri
Tablo 6.15. Antagonist, materyal, döngü ve ortam etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri
Tablo 7.1.1. Farklı splint materyallerinin aşınmalarının değerlendiriliği çalışmalar
Tablo 7.1.2. Farklı antagonist materyallerinin aşınmalarının değerlendiriliği çalışmalar

Tablo 7.2. Aşınma değerlendirilirken çiğneme simülatörünün kullanıldığı çalışmalar
Tablo 7.2.1. Aşınma değerlendirilirken tercih edilen döngü sayılarına göre çalışmalar
Tablo 7.2.4. Aşınma değerlendirilirken tercih edilen ölçüm yöntemine göre çalışmalar

VI. ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 6.1. Antagonistlere göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği
Şekil 6.2. Materyallere göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği
Şekil 6.3. Döngülere göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği
Şekil 6.4. Ortama göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği
Şekil 6.5. Antagonist ve Materyal etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği
Şekil 6.6. Antagonist ve Materyal etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği
Şekil 6.7. Antagonist ve Ortam etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği
Şekil 6.8. Materyal ve Döngü etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği
Şekil 6.9. Materyal ve Ortam etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği
Şekil 6.10. Döngü ve Ortam etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği
Şekil 6.11. Antagonist, Materyal ve Döngü etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği
Şekil 6.12. Antagonist, Materyal ve Ortam etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği
Şekil 6.13. Materyal, Döngü ve Ortam etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği
Şekil 6.14. Antagonist, Materyal, Döngü ve Ortam etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği

VII. RESİMLER LİSTESİ

Resim 5.1.1. Test edilen splint materyalleri
Resim 5.3.1. Çiğneme Simülatörü
Resim 5.3.2. Çiğneme Simülatörü Test Süresi
Resim 5.3.3. Çiğneme Simülatörü Test Parametreleri
Resim 5.3.4. Çiğneme Simülatörü Sensör Ayarları
Resim 5.4.1. Lazer Tarayıcı
Resim 5.4.2. Lazer Tarayıcı İç Kısmı
Resim 5.4.3. Lazer Tarayıcı Tarama Parametreleri
Resim 5.4.4. Lazer Tarayıcı Tarama Süresi
Resim 5.4.5. Lazer Tarayıcı Tarama Öncesi
Resim 5.4.6. Lazer Tarayıcı Tarama Sonrası
Resim 5.5.1. Geomagic Sonuçların Hesaplanması SR Ivocap Isı ile Polimerize
Resim 5.5.2. Geomagic Sonuçların Hesaplanması Valplast
Resim 5.5.3. Geomagic Sonuçların Hesaplanması Eclipse
Resim 5.5.4. Geomagic Sonuçların Hesaplanması SR Ivocap Elastomer
Resim 5.5.5. Geomagic Sonuçların Hesaplanması

Dört Farklı Oklüzal Splint Materyallerinin Üç Ayrı Antagonist Karşısındaki Aşınma Miktarının In *Vitro* Olarak Çiğneme Simülatöründe Tespiti Ve Değerlendirilmesi

Dt F Kübra Yıldız Domaniç

Prof Dr Yasemin Özkan

Protetik Diş Tedavisi ABD

1. ÖZET

Amaç: Bu çalışma, ıslak ve kuru şartlarda, dört farklı oklüzal splint materyalinin üç farklı antagonist karşısında çiğneme simülatöründe aşınma karakterini araştırmaktadır.

Gereç ve yöntem: Her biri 16 mm'lik bir çapa ve 3 mm'lik bir kalınlığa sahip olan splint materyallerinin (SR Ivocap Isı ile Polimerize, Valplast, SR Ivocap Elastomer ve Eclipse) on altı örneği, yarısı ıslak ve yarısı kuru şartlar altında olmak üzere test edilmiştir. Her aşınma testi, çiğneme simülatörü (test yükü: 50 N; döngü sayısı: 10 000, 20 000 ve 30 000; ıslak koşullar için 30 °C su ile sürekli durulama) kullanılarak gerçekleştirilmiştir; antagonistler küresel şekilde özel olarak üretilmiş IPS e.max Press, InCoris TZI C ve çekilmiş alt kanin dişleri kullanılarak simüle edilmiştir. Aşınma, hacimsel olarak bir 3D lazer tarayıcı ve bir yüzey analiz programı kullanılarak belirlenmiştir. Veriler IBM SPSS V23 ile analiz edilmiştir. Anlamlılık düzeyi $p<0,05$ olarak alınmıştır.

Bulgular: Antagonist ve materyal etkileşiminin aşınma miktarları üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,001$). IPS e.max Press-Valplast etkileşimi ile elde edilen ortalama aşınma miktarı ile IPS e.max Press'ın diğer materyalleri ile elde edilen ortalama değerler arasında fark vardır.

Sonuç: Antagonist dişlerdeki restorasyon varlığı ve bu restorasyonların materyali yapılacak oklüzal splint seçimini etkilemektedir. Buna göre splint yapım endikasyonuna göre splint materyali seçimi yapılması uygun olacaktır.

Anahtar Sözcükler: aşınma, aşınma direnci, oklüzal splint materyalleri, oklüzal splint tedavisi

Determination and Evaluation of Four Different Occlusal Splint Materials in Three Different Antagonists in Chewing Simulator

F Kübra Yıldız Domaniç. DDS

Yasemin Özkan, DDS, PhD, Professor

Prosthodontics

2. SUMMARY

Purpose: This study investigates the wear characteristics of four different occlusal splint materials in wet and dry conditions on the chewing simulator across three different antagonists.

Materials and Methods: Sixteen samples of splint materials (SR Ivocap Heat Cured, Valplast, SR Ivocap Elastomer and Eclipse) each having a diameter of 16 mm and a thickness of 3 mm were tested under wet and dry conditions. Each wear test was carried out using a device called CS-4 (test load: 50 N, number of cycles: 10 000, 20 000 and 30 000, continuous rinsing with 30 ° C water for wet conditions), chewing simulator; antagonists have been simulated using spherical IPS e.max Press, InCoris TZI C and natural lower canine tooth. Wear was determined volumetrically using a 3D laser scanner and a surface analysis program. The Kruskal-Wallis test was used to identify significant statistical differences and the Mann-Whitney U-test was used to assess intra-cyclic differences. The level of significance was set at 5%.

Results: The effect of antagonist and material interaction on wear amounts was statistically significant ($p < 0.001$). There is a difference between the average wear values obtained with IPS e.max Press-Valplast interaction and the average values obtained with other materials of IPS e.max Press.

Conclusions: The wear behavior of occlusal splint materials did not differ in wet and dry conditions. Keeping in mind that this study is an experimental in vitro study, these findings allow dentists to choose the splint material for the patient's needs.

Keywords: occlusal splint therapy, wear resistance, wear, occlusal splint materials

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde tüm dünyada yaygın olarak kullanılan, temporomandibular eklem (TME) ve çiğneme kaslarından kaynaklı problemlerin tümünü içeren ‘’temporomandibular rahatsızlıklar’’ (TMR) terimi ilk defa Bell tarafından kullanılmıştır (McNeill, 1997).

Çiğneme sisteminin tümünü ilgilendiren rahatsızlıkların sebepleri çok çeşitli olabileceği gibi tedavileri de birbirinden farklıdır. Araştırmacılar temporomandibular rahatsızlıkların multifaktoriyel nedenlere dayandığını ve tedavisinin de multidisipliner olması gerekliliğini vurgulamışlardır (Ash ve Ramfjord, 1998).

Konservatif tedavilerden olan oklüzal splintler TMR’ların tedavisinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Diş hekimleri temporomandibular eklem (TME) rahatsızlıkları üzerine çalışmalar yapmış ve oklüzal splint tedavisini tedavi yöntemi olarak benimsemişlerdir. Ancak TME rahatsızlıklarının patofizyolojisinin araştırılıp daha net anlaşılması sonrası; TMR’de oklüzal splint tedavisi yönteminin de kullanımı konusunda değişikliklere sebep olmuştur (McNeill, 1997).

Oklüzal splintler farklı materyal ve dizaynlar kullanılarak tasarlanmış çoğunlukla bir arktaki tüm dişleri kaplayan ağız içi apareylerdir. 1963 yılında Ramfjord’un, Michigan splintini tanımladığı bildirilmiştir. Bu splint, sentrik oklüzyonda dişlerle tam temas eden, eksentrik hareketlerde ise kanin rampası ile anterior rehberlik sağlayan bir splinttir. 1971 yılında Farrar ise redüksiyonlu disk deplasmanının tedavisinde kullanılan ön konumlandırma splintini tanımlamıştır (Okeson, 2008).

Splintlerin yapımında kullanılan sert akrilik rezinler; kendiliğinden ya da ısı ile sertleşen, yumuşak plastik ya da polimer yapıda iç kısmı yumuşak dış kısmı sert dizayn edilerek de kullandırılabilir.

Sert oklüzal splintler yumuşak olanlara göre daha stabil ve daha tutucudurlar (Okeson, 2008). Ayrıca tamir edilebilir ve ağız içinde ayarlanıp uyumlandırılabilirler. Oklüzal splintler hem diş hekimleri hem protez uzmanları tarafından TME rahatsızlıklarının tedavisinde ve dişleri aşınmadan korumak amacıyla kullanılır (Klasser ve Greene, 2009).

Diş aşınması, mine ve dentin gibi diş sert dokularının kaybına yol açan çok faktörlü bir durumdur (Lussi ve Carvalho, 2014). Klinik olarak diş aşınması, dişlerin anatomik kontur kaybı ile karakterizedir. Pindborg, sert dokuların kaybını erozyon, yıpranma veya aşınma olarak sınıflandırmıştır. Erozyon, iç veya dış kaynaklı asitlerin bir sonucu olarak çürüklerin neden olmadığı kimyasal aşınmadır (Wetselaar ve Lobbezoo, 2016). Yıpranma, iki gövdeli etkileşimlerinin neden olduğu içsel mekanik aşınmadır (DeLong, 2006). Aşınma, oral hijyen prosedürleri ve tırnak ısırma ve kalem ısırma gibi alışkanlıklar gibi işlev ve/veya parafonisyondan başka faktörlerin sonucu olarak ekstrinsik mekanik aşınmadır (Wetselaar ve ark., 2016). Çiğneme, ağız bakımı veya parafonksiyon gibi günlük işlevler sırasında ağızda iki tip mekanik aşınma meydana gelir. Önemli miktarda diş maddesinin kaybı estetik ve fonksiyonel problemlerle sonuçlanır ve hatta diş hassasiyeti de olabilir (DeLong, 2006). Bu nedenle, dişlerin restorasyonu genellikle gereklidir.

Araştırmacılar 5 farklı tipte aşınma tanımlamışlar ve materyaller arasında aşınma mekanizmaları açıklamışlardır. İki gövdeli aşınma splint materyali ile direkt kontakt halindeki materyalin yüzeyden aşınması olarak tanımlanabilir. Eğer bu 2 gövdeli aşınma esnasında arada bir abrasiv partikül ya da sıvı varsa bu 3 gövdeli aşınma olarak tanımlanır. Aşınma terimi belirli koşullar altında bir yüzeyden net materyal kaybı olarak tanımlanmaktadır (Lambrechts ve ark., 1989).

Kurt ve ark.'nın çalışmasında örnekler aşınmaya maruz kalacak yuvarlak bir teflon tutucunun ortasına monte edilmiştir. Antagonistleri simüle etmek için 4 mm çapında çelik bilyalar kullanılmıştır. Otuz bin yükleme döngüsü yapılmış ve tüm yüzeyler her 10 000 döngüde analiz edilmiştir. 1,6 Hz frekansta 50 N dikey yük uygulanmıştır. Dikey yüklemeden sonra 1 mm yatay hareket gerçekleştirilmiştir. Örneklerin yarısı kuru yarısı ıslak ortamda yaşlanma prosedürüne tabii tutulmuştur (Kurt ve ark., 2012). Yaşlanma esnasında, 30 ° C'de demineralize su, aşındırılmış partikülleri örnekten uzaklaştırmak (ve herhangi üç gövdeli aşınma işleminden kaçınmak için) ve aynı zamanda ağız boşluğunun ıslak ortamını simüle etmek için sürekli durulama için kullanılmıştır. 25–37 ° C gibi diğer çalışmalarda sıcaklıktaki belirsizlik nedeniyle, simülatörün 30 ° C olarak kullanılmıştır (Casey ve ark., 2003; Stober ve ark., 2010; Kurt ve ark., 2012).

Çalışmamızın amacı, oklüzal splint yapımında kullanılan 4 farklı materyalin önceden belirlenmiş ve standardize edilmiş koşullarda 3 farklı antagonist karşısındaki aşınma karakterini tespit etmek ve karşılaştırmaktır. Çalışmamızın sıfır hipotezi aşınma sonucu oluşan hacimsel kayıp değerlendirildiğinde gruplar arasında herhangi bir fark çıkmayacağı yönündedir.

Bu çalışmanın bulguları, splint materyallerinin aşınması hakkındaki bilgisine katkıda bulunarak, hastaların belirli ihtiyaçlarına göre bir splint yapmanın tercih edilebileceği bir seçim yapmanın mümkün olduğunu ortaya koymayı amaçlamıştır. Örneğin, genellikle yoğun oklüzal kuvvetleri gerçekleştiren ağır bir bruksist için, uzun süreli bir dayanıklılığa sahip bir splintin elde edilmesi gerekliliği aşikardır. Diğer taraftan, daha az yoğun bir şekilde parafonksiyon yapan bir hasta için, mevcut restorasyonların fazla aşınmadan korunması için daha kolay aşınan bir splint malzemesi tercih edilebilir. Bunun için çalışmanın sonuçları ne tür bir kimyasal içeriğe sahip materyal tercih edileceğine karar vermeye yöneliktir.

4. GENEL BİLGİLER

4.1.Temporomandibular Eklem Rahatsızlıklarının Tedavisi

TMR tedavisi; semptom ve bulguların iyi bir anamnez ve klinik muayene ile değerlendirilmesi sonrasında olası etiyolojilerin belirlenmesi ile başlamalıdır. TMR'ye neden olan birden fazla etiyolojik faktör bulunabilir. 1950 yılına kadar TMR'ye yalnızca oklüzal problemlerin neden olduğu düşünülüyordu. Sonraki çalışmalarda çiğneme sistemi kasları ile ilgili hastalıklar, emosyonel stres gibi faktörlerin etkili olduğu ileriye sürülmüştür (Stiesch-Scholz ve ark., 2005). TMR'de tedavi altta yatan nedene göre belirlenmektedir. TMR olan hastalarda birden fazla etiyolojik faktör etkili olabilir. Hekim özellikle kanıta dayalı olarak literatürde bildirilmiş başarılı ya da yetersiz tedavi seçeneklerinin ışığında uygun güvenilir tedaviyi seçmelidir. Tedavi genel olarak iki kategoride değerlendirilebilir. Birincisi etiyolojidek etkenin giderilmesi ya da kontrol altına alınmasına yönelik olarak tanımlayıcı tedavidir. İkincisi semptomların giderilmesine yönelik destekleyici tedavidir. Tedavi şekli ne olursa olsun başlangıç tedavileri daima konservatif, geriye dönüşümlü olmalıdır. İnvaziv tedaviler başlangıç tedavileri arasında yer almamalıdır (Okeson, 2007).

4.1.1 Oklüzal Splint Tedavisi

Hastadan hastaya farklılık gösteren TME rahatsızlıklarının tedavisinde ve önlenmesinde günümüzde sıklıkla oklüzal uygulamalar tercih edilmektedir (Liu ve Steinkeler, 2013). Oklüzal uygulamalar çoğunlukla akrilik rezin ile üretilen hareketli apareyler şeklinde gerçekleştirilmektedir. Splint olarak da adlandırılan ve alt veya üst çeneden birine uygulanan bu apareyler yapısal olarak uygulama hedefine göre farklı şekillerde üretilmektedir.

Bu apareyler literatürde “splint, interoklüzal splint, ısırma plağı, gece plağı, ısırma düzlemi, oklüzal aparey, ağız koruyucu, gece koruyucu” gibi isimlerle de anılmaktadır. Splint ya da oklüzal apareyler, bir çenede dişlerin oklüzal ve insizal yüzeylerini kaplar iken, diğer çenedeki dişlerin oklüzal yüzeyleriyle temasta olan çeşitli materyallerden yapılmış sabit olmayan apareylerdir (Okeson, 2014).

Tüm çalışmalar miyofasiyal ağrının tedavisinde oklüzal splint tedavisinin kullanımını savunmaktadır. Daha az yan etki, düşük maliyetli, invaziv olmayan ve daha iyi hasta uyumluluğuna sahip, yapımı basit apareylerdir.

4.1.1.1 Oklüzal splintlerin endikasyonları

Hastadan hastaya farklılık gösteren TME rahatsızlıklarının tedavisinde ve önlenmesinde günümüzde sıklıkla oklüzal uygulamalar tercih edilmektedir (Liu ve Steinkeler, 2013). Uygulamalar çoğunlukla akrilik rezin ile üretilen hareketli apareyler şeklinde gerçekleştirilmektedir. Splint olarak da adlandırılan ve alt veya üst çeneden birine uygulanan bu apareyler yapısal olarak uygulama hedefine göre farklı şekillerde üretilmektedir. Bu apareyler literatürde “splint, interoklüzal splint, ısırma plağı, gece plağı, ısırma düzlemi, oklüzal aparey, ağız koruyucu, gece koruyucu” gibi isimlerle de anılmaktadır. Splint ya da oklüzal apareyler, bir çenede dişlerin oklüzal ve insizal yüzeylerini kaplar iken, diğer çenedeki dişlerin oklüzal yüzeyleriyle temasta olan çeşitli materyallerden yapılmış sabit olmayan apareylerdir (Ramoglu ve Sari, 2010; Okeson, 2014).

Bruksizmin tanımı hakkında bir fikir birliği yoktur, ancak bruksizmin birçok tanımı vardır:

Amerikan Orofasiyal Ağrı Akademisi tarafından yayımlanan Orofasiyal Ağrı Kılavuzu'nun dördüncü baskısına göre, Bruksizm dişlerin sıkılması, desteklenmesi, gıcırdaması ve sıkma dahil olmak üzere günlük veya nokturnal bir etkinliktir.

Amerikan Uyku Bozuklukları Derneği, bruksizmi "uyku sırasında dişlerin sıkılması veya gıcırdatılması olarak tanımlamaktadır: Diş aşınması, eklemden ses gelmesi ya da çiğneme kaslarındaki rahatsızlık birbiriyle ilişkilendirilememektedir".

Zarb ve Carlsson ise bruksizmi "dişlerin gıcırdatılması ve sıkma" olarak tanımlamışlardır (Carlsson, 2010).

"Bruxomania", "uyanıklık sırasında nörolojik bir alışkanlık olarak dişlerin sıkma" olarak tanımlanmıştır. Yunanca bir çılgınlık anlamına gelen mani terimi, mandibular bruksizm davranışının psikopatoloji ile ilgili olamayacağı için silinmiştir.

1983 yılında gıcırdatma ve sıkma arasında bir ayrım yapılmıştır:

• Sıkılması - sentrik bruksizm

• Gıcırdatma - eksentrik bruksizm (Carlsson, 2010).

Wenberg, dengeleyici taraftaki diş temasının düzlemsel yapısı (çalışma tarafındaki temas noktası) nedeniyle, bruksistlerin maksiller ve mandibular dişlerin fonksiyonel cusplarının dengeleme tarafında çalışma tarafına göre daha hızlı yıprandığını iddia etmiştir. Nadler bruksizmin nüfusun büyük bir yüzdesi ve tüm yaş gruplarında olduğunu söylemiştir. Etiyoloji, doğada yerel, sistemik, psikolojik veya mesleki olabilir. Bununla birlikte, ana etiyolojik faktör psikolojiktir. Bruksizm tüm anormal gıcırdatma ve sıkma alışkanlıklarını içerir (sakız çiğneme, kalem ısırma, yabancı cisimleri sıkma). Bazı hastalarda hışıltı, hayal kırıklığı ve gerginlik ile baş etmek için bir girişim olarak düşünülebilir (Nadler, 1957).

Levene, "genel uygulamada oklüzyon"da, bruksizm diye adlandırılan aşındırma alışkanlıklarının, oklüzal eşitsizliklerin yarattığı zararlardan herhangi birini büyütebileceğini belirtmiştir. Dejeksiyon noktalarının bu ağız alışkanlıklarına bir uyaran olduğu öne sürülmüştür (Levene, 1957).

Shanan ise yayınında “bireysel oklüzyon kurvatürü ve oklüzal durum”, bruksizmin genel yatay yönde yapılan bir dizi oklüzal hareketler grubu olduğunu belirtmektedir. Bunlar sentrik olüzyondan anteriore ve lateral/protrüsif hareketler olarak bilinir. Bu grup içinde, hastalar stres altındayken veya duygusal olarak rahatsız olduklarında, dişleri basınç altında birbirine sürterler.

Tüm sürtünme, merkezden oklüzyona doğru ve aşındırma hareketleri, erken temaslardan arındırılmış olmalıdır (Shanahan, 1958).

Mc Arthur ise “kronik bruksist hastalar için metal posterior dişler”, diş renginde kaplanmış veya akrilik rezinler veya diş porselenleri olan metal posterior diş bloklarının imalatına yönelik bir tekniği ortaya koymuştur. Bunların kullanımını, çıkarılabilir hareketli bölümlü diş protezine karşı doğal dişli olan kronik bruksist bir hasta için önermiştir (Mc Arthur, 1978).

Pavone “Bruksizm ve doğal dişler üzerindeki etkisi”, bruksizm en yaygın, karmaşık ve yıkıcı diş fonksiyonel bozukluklarından biri olduğunu özetlemiştir. Bruksizm tanımlamanın zor olduğu söylenir, çünkü hastaların çoğu erken dönemlerde farkında değildir. Bozukluğun etiyolojisine birçok faktör katkıda bulunur, ancak hiçbiri doğru ve kesin olarak kabul edilemez (Pavone, 1985).

Okeson ise nokturnal bruksizm tedavisinde oklüzal splintlerin kullanılmasını önermiştir. Sert ve yumuşak oklüzal splintlerin kullanımını ve gece kas aktivitesindeki etkilerini incelemiştir. Sert splint kullanan hastalarda noktürnal kas aktivitesinin azaldığını, yumuşak splint kullananlarda ise artmış olduğunu belirtmiştir (Okeson JP, 1987).

Pierce ve Gale, portatif elektromiyografi (EMG) ile iki hafta boyunca 20 bruksist hastada oklüzal splintler ile tedavi öncesi, sırasında ve sonrasında bruksizm aktivitesi değerlendirilmiştir. Tedaviden altı ay sonra bruksizm aktivitesi izlenmiştir. Her iki EMG de bruksizmin atak sıklığı ve bruksizm aktivitesinin süresi splint tedavisi için anlamlı olarak azalmıştır. EMG ile ölçülen bruksizm aktivitesi, splint tedavisi ile azalmış, ancak tedavi kaldırıldığında, etki esasen ortadan kaybolmuştur.

Oklüzal splintin etki mekanizmasının belirsiz olmasına rağmen, bu çalışmada, splintin bruksizm davranışını azaltmada noktürnal biyofeedback kadar etkili olduğu açıktır sonucuna varılmıştır (Pierce ve ark., 1995).

Yap ise stabilizasyon splintlerinin bruksizm hastalarında noktürnal parafonksiyon aktivitelerini durdurmadığını belirtmiştir (Yap ve ark., 2002).

Lobbezoo ve Naeije ise çalışmalarında merkezi sinir sistemindeki çeşitli nörotransmiterlerin bruksizmi modüle ettiğini belirtmişlerdir.

Özellikle merkezi dopaminerjik sistemdeki rahatsızlıklar bruksizm üzerinde daha büyük bir etkiye sahiptir. Sigara, alkol, uyuşturucu, hastalıklar ve travma da önemli etiyolojik faktörler olarak kabul edilmiştir (Lobbezoo ve Naeije, 2001).

Lobbezoo ve ark ise çalışmalarında bruksist hastalarda implant başarısızlığı olasılığını azaltmak için, bruksizm azaltılmalı veya ortadan kaldırılmalıdır. Oklüzal tasarım, bruksizm, artikülasyon ve sert oklüzal stabilizasyon splinti ile yapılan restorasyonlarının korunması implant yerleştirme sırasında da göz önünde bulundurulmalıdır (Lobbezoo ve ark., 2006).

Ferrario ve Sforza çalışmalarında bir grup eklem hastasında stabilizasyon splintinin hemen etkisi analiz edilmiştir. Stabilizasyon splintinin yerleştirilmesinden hemen önce ve hemen sonra yapılan EMG muayenesi, splintin doğru şekilde yapılmasına izin vermiştir. Beklendiği gibi, analiz edilen kasların elektriksel aktivitesinde bir azalma ve hem sol hem de sağ taraf arasında ve temporal ve masseter kaslar arasında daha büyük bir denge bulundu. Tüm hastalar daha sonra 4 hafta boyunca günde 24 saat ve daha sonra sadece gece splint kullanmaya teşvik edilmiştir. Splintin teslim edilmesinden beş hafta sonra, tüm hastalar eklem ağrılarında belirgin bir azalma ya da tamamen kaybolma yaşamışlardır. Posterior dişlerde (molarlar, ikinci premolarlar) yapılan maksimum sıkma ile karşılaştırıldığında, ön dişler üzerinde en fazla kenetlenme (kesici dişler, kaninler) teorik olarak temporomandibular eklem üzerindeki yükü arttırabilir.

Pratik bir bakış açısından, klinik araştırmalar bu biyomekanik modeli desteklemektedir, iyi yapılandırılmış oklüzal splint sadece eklem ağrısını azaltmaz, aynı zamanda temporal kasın kısmi aktivitesini azaltabilir ve özellikle kas kütlesinde kas asimetrisini artırabilir sonuçlarını yayınlamışlardır (Ferrario ve ark., 2002).

Landulpho ve arkadaşları bilgisayarlı elektromiyografi ile değerlendirilen temporomandibular bozukluğun semptomları olan 22 hastada oklüzal splint tedavisinin masseter ve temporal kasların TMR ve EMG aktiviteleri üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Oklüzal splintler kullanılarak 90, 120 ve 150. günler tedaviden önce ve tedaviden sonraki mandibular izometrik kasılma sırasında masseter ve anterior temporalis kaslarının elektromiyografik değerlendirmeleri yapılmıştır. Sonuçlar, masseter ve anterior temporalis kasları için mandibular izometrik kasılma sırasında tüm tedavi periyodu boyunca elektromiyografik aktivitede önemli azalmalar olduğunu göstermiştir. Yazarlar, splintlerle yapılan tedavinin sürecini ve çiğneme kaslarının EMG aktivitesini azalttığı sonucunu raporlamışlardır (Landulpho ve ark., 2002).

Hamada ve arkadaşları, kas ağrısı yorgunluğu ve hassasiyeti gibi klinik semptomları olan on beş bruksist hastaya oklüzal splint kullandırmış; masseter ve anterior temporal kasların gündüz elektromiyografisi çalışmasını yapmışlardır. Bruksistlerin çiğneme kas aktivitesinde önemli azalmalar gözlemlenmiştir. Tedavi sonrası değerler sağlıklı kontrol deneklerine benzer bulunmuştur (Hamada ve ark., 1982).

Ramfjord ve Ash, bu splintlerin, sert bir yüzey üzerinden kenetlenmesinin, hastalar için uyarıcı olduğundan, bruksizmi engellemenin olası olmadığını ileri sürmüştür. Okeson bu hipotezi EMG ile doğrulamış, aynı kişide noktürnal bruksizm sebebiyle yumuşak bir oklüzal splinte karşı sert bir aşınma karakterinin etkilerini karşılaştırılmıştır; sert maksiller stabilizasyon splinti ve yumuşak splint aynı dikey boyuta dikkatlice yapılmıştır. Başlangıç periyotlarına kıyasla, yumuşak bir oklüzal splint takıldığında 10 katılımcıdan 5'inin (çalışma popülasyonunda % 50) nokturnal kas aktivitesinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış gösterdiğini bildirmiştir.

Bir hastada anlamlı azalma ve dördünde hiçbir değişiklik görülmemiştir. Sonuçta, 10 katılımcıdan 8'inde sert oklüzal splint kullanıldığında nokturnal kas aktivitesinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma görülmüştür. İki hastada anlamlı bir değişiklik görülmemiştir (Okeson ve de Leeuw, 2011).

Bruksizm etiyolojisi:

1. Anatomik morfolojik faktörler

Diş oklüzyon anomalileri (maloklüzyon)

• Çeşitli morfolojik tiplerde maloklüzyon

• Fonksiyonel maloklüzyon yüz bölgesi anomalileri

• Kondiler yükseklik asimetrisi

• Daha büyük kranial genişlikler

• Maksilla diş arkının dikdörtgen şekli

• Yüzün dikdörtgen morfolojisi

2. Psikofizyolojik faktörler

- Stres (duygusal, fiziksel, psikososyal)

- Anksiyete (kaygı durumları, psikososyal)

- Duygusal bozukluklar

- Psikosomatik bozukluklar

-Kişilik bozuklukları (hiperaktivite, öfke, saldırganlık, mükemmeliyetçilik)

3. Patofizyolojik faktörler

- uyku bozuklukları

• Kötü uyku kalitesi

• Mikro uyarılma atakları (kısa uyanış)

• Vücudun sık hareketleri

• REM uykusu sırasında davranış bozuklukları

• Ayakların periyodik hareketleri

• Uyku apne sendromu

• Uyku epilepsisi

• Gündüz uykusu

- Masseter kasların ritmik kas aktivitesi

- Genetik eğilim
- Santral dopaminerjik nörotransmisyonun duyarlılık bozuklukları

4. Diğer nedenler
- Alerji (alerjik rinit, bronşiyal astım, alerjenik gıdaların yutulması).
- Hemifasiyal spazm
- Çeşitli sendromlar (Gilles de la Tourette S., Rett S., Shy-Drager S)
- Nörolojik hastalık (beyin kanaması, koma, Huntington hastalığı, Parkinson Hastalığı)
- İlaç kullanımı
• Antidepresanlar (SSRI) (Fluoksetin, sestralin, paroksetin)
• Kronik nöroleptik ve levodopa kullanımı
• Amfetamin ve benzer ilaçlar (OCT)
- Duman ve alkol kötüye kullanımı (Balatsouras ve ark., 2004)

Esas olarak disk interferans rahatsızlıklarında, benzer periyodik veya kronik eklem kilitlenmesinin tedavisinde kullanılabilirler. Kondilleri daha öne konumlandırıp hastalarda bir rahatlamaya neden olduğu için bazı enflamatuar rahatsızlıklarda da kullanımları önerilmektedir (Dao ve Lavigne, 1998).

Anterior ısırma plağı oklüzal durumdan kaynaklı özellikle myospazm gibi kas rahatsızlıklarının tedavisi için önerilir. Uygun olmayan arka diş kontaklarıyla ilişkili parafonksiyonel aktivitelerin kısa süreli tedavisinde kullanılır. Splint ağızda iken alt kesici ve mine ile temastadır ve arka dişlerde temas yoktur. Arkın bir kısmını kaplayan herhangi bir aparey ve anterior ısırma plağı kullanıldığında karşılığı olmayan arka dişlerin uzaması gibi bazı önemli komplikasyonlar oluşabilir; plak sürekli olarak birkaç hafta veya ay kullanıldığında, karşılığı olmayan arka dişlerde uzama, ön bölgede open-bite oluşabilir (Williamson, 1983).

Posterior ısırma plağı alt çenenin öne yeniden pozisyonlandırılmasında veya dikey boyutta ciddi derecede değişiklik yapılacaksa kullanılır. Belirli disk interferens rahatsızlıklarında bu apareyin kullanımı önerilmektedir.

Aparey dental arkın bir kısmı ile oklüzyondadır ve bu nedenle kalan dişlerin uzamasına neden olur. Uzun dönem kullanımları önerilmemektedir. Çoğu vakada, disk interferens rahatsızlıkları tedavisi tamamlandığında, tüm ark splint içine dahil edilerek splint değiştirilmelidir (Miralles ve ark., 1991; Hiyama ve ark., 2003).

Bu aparey eklem seslerinin tedavisinde yararlı olsa da anterior konumlandırıcı splint pozisyonlanma değişiklikleri için daha kontrollü ve daha uygun bir splint gibi görünmektedir. Pivot apareyleri temporomandibular eklemin dejeneratif eklem hastalıklarının tedavisi için uygundur. Bu aparey 1 haftadan fazla kullanılmamalıdır. Uzun süreli kullanımda pivot olarak kullanılan 2. molar diş intrüzyonuna neden olabilir (Miralles ve ark., 1991; Hiyama ve ark., 2003).

Yumuşak splintler; önemli derecede oklüzal uyumsuzluğu olan hastalarda, orta düzeyde bir dişsizliğin olduğu, karşıt dişle yeterli oklüzal kontağın sağlanamayacağı durumlarda ve uyku bruksizmi sonucu oluşan orta veya ciddi diş aşınmaları olan hastalarda akrilik splintlerden daha çabuk aşınacağı için kullanılmamalıdır (Pettengill ve ark., 1998).

4.1.1.2 Oklüzal splintlerin etki mekanizması

TME rahatsızlıklarının tedavisinde kullanılan splintlere dair literatürde çok sayıda çalışma mevcuttur. Bu çalışmalar kapsamlı olarak incelendiğinde, splintlerin tedavi etkinlikleri hakkında birbirinden farklı bulguların varlığı göze çarpmaktadır.

Oklüzal splintler okluzyonda vertikal yüksekliği artırarak, mandibular postural pozisyonda değişikliğe neden olurlar. Bu etki teorik olarak TME'ye gelen kuvvetlerin azalmasına ve nöromusküler refleks aktivitesinin düşmesine neden olmaktadır. Oklüzal splint tedavisi kas ile ilgili uyum ve koordinasyonu sağlamaktadır. Bu şekilde oklüzal kuvvetlerin düzgün bir şekilde dağılmasını ve dişlerin korunmasını sağlar. Bu splintler dental arklar arasında tam bir oklüzal temas oluşturan çıkarılabilir yapılardır. Bu şekilde mandibular pozisyonun değiştirilmesine ve ortopedik stabilizasyonun oluşturulmasına olanak sağlarlar.

Çıkarıldığında mandibula tekrar eski konumuna döner. Böylece kas ağrısı ve disfonksiyonunun tedavisi, parafonksiyonel aktivitenin azaltılması, oklüzal problemlerin düzenlenmesi amaçlanmaktadır. Farklı splint türlerinin TMR'lerde semptomlar üzerine etkisi hala tartışmalıdır. Ancak doğru splint seçimi ve hasta uyumu, tedavi başarısını büyük ölçüde etkilemektedir.

Splintler geçici olarak TME'yi doğru ortopedik stabil pozisyonunda tutacak oklüzyonu sağlama, anormal kas aktivitelerini düzenleme amacıyla oklüzal durumu tekrar organize etme ve diş ve destek yapıları anormal kuvvetlerden koruma amaçlarıyla uygulanmaktadır (Okeson, 2008).

Splint endikasyonları TME inflamasyonu, eklem içi düzensizlik, cerrahi sonrası tedavi, hipertonik yüz kasları, diş sıkma ve gıcırdatma olarak belirtilmektedir (Ramoglu ve Sari, 2010).

Splintlerden beklenen olası yararlar; çiğneme kaslarını inaktive etmesi, intrakapsüler dokuların dekompresyonu, balanslı oklüzal düzlem sağlaması, çeneyi ortopedik olarak stabil pozisyona getirme, eklem diskinin stabilizasyonu, oklüzyon dikey boyutunun yeniden sağlanması, parafonksiyonel alışkanlıklardan kaçınmanın sağlanması olarak sayılabilmektedir (Gray ve Davies, 2001).

Splintlerin bruksizmi tedavi edip etmediğine dair farklı bilgiler mevcuttur (Dube ve ark., 2004; Macedo ve ark., 2007; Hamata ve ark., 2009). Splint kullanımı bruksizmle meydana gelen diş aşınmalarını azaltmada etkilidir (van der Zaag ve ark., 2005). Stabilizasyon splintlerinin aralıklı kullanımı uyku bruksizmini sürekli kullanıma kıyasla daha uzun süreli olarak azaltmaktadır (Matsumoto ve ark., 2015).

Literatürde splint tedavisi; gevşeme tedavisi, psikolojik tedavi, düşük lazer tedavisi, akupunktur, ısırma plakları, stres yönetimi, çene egzersizleri, plasebo splintleri ile karşılaştırılmıştır (Al-Ani ve ark., 2004; Dube ve ark., 2004; Turp ve ark., 2004; van der Zaag ve ark., 2005; Demirkol ve ark., 2015; Wahlund ve ark., 2015).

Kapsamlı bir derleme çalışmasında; stabilizasyon splintinin ağız açıklığını artırma ve kas ağrısını azaltmadaki etkinliği; kontrol grubu, plasebo splinti, akupunktur, ısırma plağı ve çene egzersizi uygulamaları ile karşılaştırılmış, aralarında anlamlı bir fark bulunmadığı sonucuna varılmıştır (Al-Ani ve ark., 2004). Oklüzal splint tedavisi ile yumuşak splint, plasebo splinti, fizik tedavi ve akupunkturun temporomandibular bozukluklardaki etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada, stabilizasyon splintinin diğer yöntemlerden daha etkin olduğuna dair yeterli bir kanıtın bulunmadığı bildirilmiştir (Turp ve ark., 2004).

Wahlund ve arkadaşları, hastalara stabilizasyon splinti ile terapist rehberliğinde gerçekleştirilen gevşeme tedavisi uyguladıkları bir çalışmada, stabilizasyon splintinin tedavide daha etkili olduğunu gözlemlemişlerdir (Wahlund ve ark., 2015). Splint ve psikolojik tedavi hastaları iyileştirmede benzer etkiye sahiptir (Roldan-Barraza ve ark., 2014).

Grootel ve arkadaşları, kas kaynaklı temporomandibular rahatsızlıklarda fizyoterapi uygulamasının oklüzal splintten daha kısa sürede benzer iyileştirme etkisi gösterdiğini bildirmişlerdir (van Grootel ve ark., 2017). Bir başka çalışmada, temporomandibular probleme bağlı yüz ağrısının tedavisinde çiğneme kası egzersizinin stabilizasyon splinti kullanımından daha etkili olduğu gözlenmiştir (Qvintus ve ark., 2015).

Demirkol ve arkadaşları, miyofasiyal ağrı disfonksiyon sendromunun tedavisinde stabilizasyon splinti, düşük lazer tedavisi (low laser therapy) ve plasebo splintini uygulamış ve tedavi etkinlikleri açısından herhangi bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir (Demirkol ve ark., 2015).

Pek çok çalışmada, stabilizasyon splinti ile plasebo splintinin (oklüzyonsuz splint) benzer tedavi etkinliğine sahip olduğu gözlenirken, bazı çalışmalarda stabilizasyon splintinin plasebo splintinden daha etkin olduğu da bildirilmiştir (Dube ve ark., 2004; Turp ve ark., 2004; van der Zaag ve ark., 2005). Oklüzal splintlerin plasebo etkisi bulunmaktadır (Kreiner ve ark., 2001).

Yumuşak ve sert stabilizasyon splintinin tedavi etkinliklerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda farklı sonuçlar elde edilmiştir. Sert splintin kas aktivitesini yumuşak splinte göre daha fazla azalttığı saptanmış; bir çalışmada, yumuşak splintlerin kas aktivitesini artırdığı da bildirilmiştir (al-Quran ve Lyons, 1999). Temporomandibular rahatsızlığa bağlı kas ağrılarının azaltılmasında yumuşak splint ve sert splintlerin eşit etkiye sahip olduğu bildirilmiştir (Okeson, 1987; Pettengill ve ark., 1998; Turp ve ark., 2004).

Seifeldin ve Elhayes, temporomandibular rahatsızlıkların tedavisinde yumuşak splintin sert splintten daha etkin olduğunu ifade etmişlerdir (Seifeldin ve Elhayes, 2015).

Gomes ve arkadaşları, sert oklüzal splint, yumuşak oklüzal splint ve masaj tedavisinin kasların elektromiyografik aktivitesine olan etkilerini karşılaştırmışlardır. Masaj veya oklüzal splint tedavileri ayrı ayrı uygulandığında kasların elektromiyografik aktivitesinde herhangi bir değişiklik gözlenmezken, masaj uygulaması splintle birlikte uygulandığında kas aktivitesinde azalma gözlenmiştir (Gomes ve ark., 2014). Yine aynı çalışmada temporomandibular rahatsızlığı olan bireylerde oklüzal splint kullanımının mandibuler hareket kabiliyetini artırdığı bildirilmiştir (Gomes ve ark., 2014).

Miyofasiyal ağrı üzerindeki etkinin değerlendirildiği bir çalışmada, oklüzal splintin ağrıyı azaltıcı etkisi gözlenmiştir (Villalon ve ark., 2013). Sjoholm ve ark., akrilik oklüzal uygulamaların uyku sırasında "masseter" kasın motor aktivitesini azaltmadığını bildirmişlerdir (Sjoholm ve ark., 2014). Bununla birlikte stabilizasyon splintlerinin kullanımı "masseter" kas boyutlarını küçültebilmektedir (Aldemir ve ark., 2013).

Splint tedavisi ekleme gelen yüklerin dağılımını düzenleyerek aşırı yüklenme konusunda eklemi rahatlatmaktadır. Tvrdy ve arkadaşları, redüksiyonsuz disk dislokasyonunda artrosentezle birlikte oklüzal splint kullanıldığında daha etkin bir tedavi gerçekleştiğini bildirmişlerdir (Tvrdy ve ark., 2015).

Splint tedavisi öncesi ve sonrası olmak üzere eklem kondilinin konumu bilgisayarlı tomografi ile değerlendirilmiş, kalıcı bir değişikliğin oluşmadığı gözlemlenmiştir. Bununla birlikte TME'nin, osteoartriti olan hastalarda stabilizasyon splintinin kondil başının ön kısmında remodelingi artırdığı ve glenoid fossada rezorpsiyonu azalttığı bildiril miştir (Ok ve ark., 2014; Ok ve ark., 2016). Oklüzal splintler çocuklarda mandibuler kondil kırıklarında kullanıldığında gelişim ve remodelingin olumlu yönde etkilendiği gözlenmiştir (Liu ve ark., 2014).

Son dönemde, özellikle ortognatik cerrahide kullanılmak üzere oklüzal splintler 3 boyutlu tasarım programlarında tasarlanarak üç boyutlu yazıcılarla üretilebilmektedir. Bu yöntemle üretilen splintlerin oklüzal yüzeylerle uyumlarının daha yüksek olduğu bildirilmiştir (Shaheen ve ark., 2017). Kanin koruyuculu oklüzyona sahip splintlerin temporomandibular semptomları azaltmada bilateral balanslı oklüzyonda hazırlanan splintlere göre daha etkili olduğu belirtilmiştir (Al-Rafah ve ark., 2014). Oklüzal splintler yeni protezle sağlanacak oklüzal dikey boyuta ve oluşacak yeni mandibuler harekete hastanın daha kolay adapte olması amacıyla kullanılabilmektedir. Bu yöntemde eski protezler üzerine oklüzal splint yapılmalı ve hastaya bir süre kullandırılmalıdır (Carlsson, 2010).

İdeal özelliklere sahip bir splint eklem diskine gelen yükü azaltır ve intrakapsüler dokulardaki basınç azalmaktadır. Oklüzal dikey boyutta splint ile gerçekleştirilen artış çiğneme ya da diş sıkma sırasında kaslara gelen kuvveti azaltmakta, çiğneme sisteminin normal propriyoseptif ilişkisini engellemektedir. Bu durum aşırı kas aktivitesinin azalmasını sağlamaktadır. Böylelikle elektromiyografik aktivitede meydana gelen azalma, kasların rahatlamasıyla birlikte klinik şikâyetlerde azalmayla sonuçlanmaktadır. Splint ayrıca, maloklüzyon kaynaklı disfonksiyonu azaltmakta ve çeneyi yeniden pozisyonlandırarak diskin eski pozisyonuna dönmesini sağlamaktadır. İntrakapsüler basınç yönünden rahatlayan dokular, travma oluşturan faktörlerin azaldığı bu durumda daha hızlı iyileşme eğilimi göstermektedir.

Geçmişte yapılan çalışmalarda araştırmacılar, splintlerin özellikle parafonksiyonel alışkanlıklardan kaynaklanan kas aktivitesini azalttığını dolayısıyla kas ağrısının da azaldığını vurgulamışlardır. Azalan kas aktivitesinin aynı zamanda TME'e ve çiğneme sisteminin diğer elemanlarına fazla yük gelmesini engellediği düşünülmekteydi. Ancak bugün, splintin hangi özelliklerinin bu sonuçlara neden olduğu konusu halen tartışmalıdır. Bazı araştırmacılar, oklüzal splintlerin çok sayıda fizyolojik etkisinin olduğunu savunmaktadır. Ramjford anormal kas aktivitesini önlemek için "ideal oklüzal plan"ın gerekli olduğunu ve bunu sağlamak için splint tedavisinin yapılması gerektiğini savunurken, Jankelson dişsel, iskeletsel ve kassal yapılar arasındaki dengesizliği azaltmak için splint kullanılması gerektiğini bildirmektedir (Jankelson, 1979; Okeson, 1991). Oklüzal splint tedavisinin mekanizmasına yönelik diğer yaklaşımlar, oklüzal splintlerin oklüzyonu düzenleyerek diskal dokulara gelen basıncı ve kondili fossa dışına çekerek intrakapsüler dokulara gelecek basıncı azalttığı şeklindedir.

Bu görüşlere ek olarak, çiğneme sistemindeki proprioseptif duyuyu kesintiye uğratarak aşırı kas aktivitesini azalttığı, maloklüzyondan kaynaklanabilecek disfonksiyonu azalttığı ve kondilin diski yeniden yakalayabilmesi için mandibulayı konumlandırdığı da vurgulanmaktadır (Jankelson, 1979; Okeson, 1991).

Oldukça geniş bir uygulama alanı olan oklüzal splintlerin temporomandibular eklem bozuklukları ve ilişkili problemlerinin tedavisindeki kullanım amaçları:

- Oklüzal kuvvetlerin dağılımını düzenlemek,
- Çiğneme kaslarını gevşeterek bu kasların hiperaktivitesi nedeniyle oluşan ağrıyı azaltmak,
- Kondilin sentrik ilişki pozisyonuna yerleşmesini sağlayarak geçici olarak sabit bir eklem pozisyonu sağlamak,
- Periodontal ligamentin proprioseptif duyusunu hafifleterek nöromusküler refleksleri yeniden düzenlemek,
- Anormal kas aktivitesini azaltan ve normal kas aktivitesini sağlayan optimal oklüzyonu sağlamak,

- Dişlerde aşınmaya neden olabilecek anormal kuvvetlerden dişleri ve çevre dokularını korumak
- Diş gıcırdatma ve sıkma gibi parafonksiyonel alışkanlıkların yapılmasını engellemek,
- Diagnostik bilgi sağlamak,
- Hücresel hipoksiyi azaltmak,
- Vertikal boyutu arttırmak,
- Hasta motivasyonu sağlamak
- Plasebo etkisi yaratmaktır (Dylina, 2001; Bertram ve ark., 2002; Ferrario ve ark., 2002).

Böylece oklüzal splint tedavisi ile kas hiperaktivitesinden veya maloklüzyondan kaynaklanan düzensiz oklüzal yükler kontrol edilebilmektedir (Dylina, 2001; Bertram ve ark., 2002; Ferrario ve ark., 2002).

Okeson ve arkadaşları sadece 24 saat süren bir splint tedavisi ile kas hiperaktivitesi ile gelişen akut ve kronik semptomların azaldığını bildirmektedir (Okeson, 2015).

Tüm dişlerin periodontal ligamentlerindeki proprioseptif lifler santral sinir sistemine basınç iletisi göndermektedir. Bunun sonunda proprioseptif lifler, dişlere gelecek yükü kontrol ederek ve kasları uyararak dişleri aşırı yüklemeden kaynaklanacak aşınmadan koruyacaktır. Oklüzal splint kullanıldığında, bu liflerin zarar görmesi engellenmekte, böylece proprioseptif duyu korunmaktadır (Dylina, 2001; Kreiner ve ark., 2001).

Tallents ve ark 1990'da yayınladıkları makalelerinde ön konumlandırma splintlerinin kondil-disk koordinasyon bozukluklarında mutlaka kullanılması gerektiğini, bu durumunda ağrı ve klik sesinin olduğu durumlar olduğunu ayrıca splint tedavilerinin sonucunda, hastaların eklem ağrılarında, temporal bölgedeki, kulak ve kulak önü bölgelerindeki ve baş ağrılarında belirgin azalmalar kaydedildiği belirtilmiştir (Tallents ve ark., 1990).

Okeson 1988'de yaptığı çalışmada ön konumlandırma splintleri ve biofeedback ile tedavi edilen hastaların 2,5 yıl sonraki durumlarına bakmıştır. Çalışmanın sonucunda eklem sesinin kaybolduğunu belirten hastalar %35'tir. Ağrılarından kurtulduğunu ağız açma kapasitesinde artış olduğunu belirten hastaların oranı ise %65 olarak bulunmuştur (Okeson, 1991).

Greene ve arkadaşları 1988'de yaptıkları çalışmada, 100 redüksiyonlu disk deplasmanı hastasını fiziksel terapiler, psikolojik destek ve stabilizasyon splintleri ile konservatif olarak tedavi etmişlerdir. Hastaların 5 sene sonraki kontrollerinde %76'sında ilerleme olduğunu, %63'ünde ise klik sesi de dahil hiçbir semptom bulunmadığını belirtmişlerdir (Greene ve Laskin, 1988). Bu sonuçlar Okeson'un yaptığı çalışmanın sonuçları ile çelişmektedir (Okeson, 1991).

Okeson, edüksiyonlu disk deplasmanı tedavisinde en etkili metodun diskin doğru pozisyona getirildiği metodların olduğunu bunun da konservatif yöntemlerden ön konumlandırma splintleri ile sağlanabileceğini bildirmiştir (Okeson, 1991).

4.1.1.3 Oklüzal splint tipleri

Diş hekimliğinde her biri farklı özel durumlar için olmak üzere birçok farklı tipte oklüzal splint kullanılmaktadır. Tüm TME rahatsızlıklarında kullanılabilecek tek bir splint tipi bulunmamaktadır. Doğru splint tercihi için hasta etraflıca değerlendirilerek problem tam olarak saptanmalıdır. Hasta öyküsü, genel değerlendirme ve teşhis splint tercihi konusunda hekimi yönlendirmektedir (Okeson ve de Leeuw, 2011).

Yanlış üretilen bir splint hastalığın seyrini daha da kötüleştirebilmektedir. Oklüzal splintler doğru kullanıldıkları sürece etkilidirler. Problemin boyutu ya da seçilen splintin çeşidine göre hastanın splinti tam zamanlı ya da yarı zamanlı olarak kullanması gerekebilmektedir (Okeson ve de Leeuw, 2011).

Temporomandibular rahatsızlıkların tedavisi için birçok splint çeşidi önerilmekle birlikte, en sık kullanılan stabilizasyon splinti ve anterior pozisyonlandırma splintidir. Stabilizasyon splintleri "kas rahatlatma apareyi", anterior konumlandırma splinti ise "ortopedik pozisyonlandırma splinti" olarak da adlandırılmıştır. Diğer oklüzal splintler ön ısırma plağı, arka ısırma plağı, pivot uygulaması ve yumuşak ya da resiliens uygulamalardır (Yalçın S ve Aktaş İ.; 2010).

Farklı splint tasarımları ile ilgili çoğu karşılaştırmalı çalışma sadece disk öyküsünü teşhis etmek için tıbbi öyküye ve klinik muayeneye dayanmıştır (Lundh ve ark., 1992). Sert splintlere göre hastalar için daha uygun olan yumuşak splintler, TMR ile geçici tanı konulduktan hemen sonra kullanılabilir (Wright ve Schiffman, 1995). Yumuşak splintlerin kullanılmasının gerekçesi, yumuşak esnek malzemenin parafonksiyonel alışkanlıklarla ilişkili ağır yükün dağılmasına yardımcı olabileceğidir (Okeson, 2007). Sert splintilerin oklüzal dengeyi değiştirerek, dikey boyutu düzelterek, kondiler pozisyonu düzelterek ve bilişsel farkındalığa yardımcı olarak TMR semptomlarını azalttığı düşünülmektedir (Dylina, 2001).

Littner ve arkadaşları sert eklemlerin çiğneme sisteminin fonksiyonel bozuklukları olan hastalar için yumuşak splintlerden daha başarılı sonuçlar sunduğunu bildirmişlerdir. Bununla birlikte, diğer çalışmalar hem yumuşak hem de sert splintlerin çiğneme kas ağrısını kısa vadede iyileştirmede eşit derecede faydalı olduğunu göstermiştir (Pettengill ve ark., 1998; Littner ve ark., 2004). Bu çelişkileri dikkate alan bu çalışmada, yumuşak tıkanıklığı olan hastalarda MİK'nin miyofasiyal ağrı disfonksiyonu (MPD) veya internal düzensizlikler (ID) tedavisinde yumuşak ve sert oklüzal splint tedavilerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır (Littner ve ark., 2004).

Wahlund ve arkadaşları, hastalara stabilizasyon splinti ile terapist rehberliğinde gerçekleştirilen gevşeme tedavisi uyguladıkları bir çalışmada, stabilizasyon splintinin tedavide daha etkili olduğunu gözlemlemişlerdir. Splint ve psikolojik tedavi hastaları iyileştirmede benzer etkiye sahiptir (Wahlund ve ark., 2003).

Grootel ve arkadaşları, kas kaynaklı temporomandibular rahatsızlıklarda fizyoterapi uygulamasının oklüzal splintten daha kısa sürede benzer iyileştirme etkisi gösterdiğini bildirmişlerdir (van Grootel ve ark., 2017).

Demirkol ve arkadaşları, miyofasiyal ağrı disfonksiyon sendromunun tedavisinde stabilizasyon splinti, düşük lazer tedavisi (low laser therapy) ve plasebo splintini uygulamış ve tedavi etkinlikleri açısından herhangi bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir (Demirkol ve ark., 2015).

Yumuşak ve sert stabilizasyon splintinin tedavi etkinliklerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda farklı sonuçlar elde edilmiştir. Sert splintin kas aktivitesini yumuşak splinte göre daha fazla azalttığı saptanmış; bir çalışmada, yumuşak splintlerin kas aktivitesini artırdığı da bildirilmiştir (Okeson, 1987). Temporomandibular rahatsızlığabağlı kas ağrılarının azaltılmasında yumuşak splint ve sert splintlerin eşit etkiye sahip olduğu bildirilmiştir (Okeson, 1987; Littner ve ark., 2004).

Seifeldin ve Elhayes, temporomandibular rahatsızlıkların tedavisinde yumuşak splintin sert splintten daha etkin olduğunu ifade etmişlerdir (Seifeldin ve Elhayes, 2015).

Yumuşak oklüzal splint tedavisi, fizik tedavi ve ilaç tedavisinin; kas hassasiyeti, eklem sesi ve ağız açıklığına etkilerinin değerlendirildiği bir çalışmada, yumuşak splintlerin bu problemleri gidermede daha etkili ve daha konservatif bir seçenek olduğu bildirilmiştir (Naikmasur ve ark., 2008).

Gomes ve arkadaşları, sert oklüzal splint, yumuşak oklüzal splint ve masaj tedavisinin kasların elektromiyografik aktivitesine olan etkilerini karşılaştırmışlardır.

Masaj veya oklüzal splint tedavileri ayrı ayrı uygulandığında kasların elektromiyografik aktivitesinde herhangi bir değişiklik gözlenmezken, masaj uygulaması splintle birlikte uygulandığında kas aktivitesinde azalma gözlenmiştir (Gomes ve ark., 2014).

Miyofasiyal ağrı üzerindeki etkinin değerlendirildiği bir çalışmada, oklüzal splintin ağrıyı azaltıcı etkisi gözlenmiştir. Sjoholm ve arkadaşları, akrilik oklüzal uygulamaların uyku sırasında "masseter" kasın motor aktivitesini azaltmadığını bildirmişlerdir. Bununla birlikte stabilizasyon splintlerinin kullanımı "masseter" kas boyutlarını küçültebilmektedir (Sjoholm ve ark., 2000).

Splint tedavisi ekleme gelen yüklerin dağılımını düzenleyerek aşırı yüklenme konusunda eklemi rahatlatmaktadır. Tvrdy ve arkadaşları, redüksiyonsuz disk dislokasyonunda artrosentezle birlikte oklüzal splint kullanıldığında daha etkin bir tedavi gerçekleştiğini bildirmişlerdir (Tvrdy ve ark., 2015).

Splint tedavisi öncesi ve sonrası olmak üzere eklem kondilinin konumu bilgisayarlı tomografi ile değerlendirilmiş, kalıcı bir değişikliğin oluşmadığı gözlemlenmiştir (Ucuncu ve Ogutcen, 1989). Bununla birlikte TME'nin, osteoartriti olan hastalarda stabilizasyon splintinin kondil başının ön kısmında remodelingi artırdığı ve glenoid fossada rezorpsiyonu azalttığı bildirimiştir (Lundeen ve ark., 1988; Ucuncu ve Ogutcen, 1989). Oklüzal splintler çocuklarda mandibuler kondil kırıklarında kullanıldığında gelişim ve remodelingin olumlu yönde etkilendiği gözlenmiştir (Truelove ve ark., 1992).

Kanin koruyuculu oklüzyona sahip splintlerin temporomandibular semptomları azaltmada bilateral balanslı oklüzyonda hazırlanan splintlere göre daha etkili olduğu belirtilmiştir (Sheppard ve Sheppard, 1977). Oklüzal splintler yeni protezle sağlanacak oklüzal dikey boyuta ve oluşacak yeni mandibuler harekete hastanın daha kolay adapte olması amacıyla kullanılabilmektedir. Bu yöntemde eski protezler üzerine oklüzal splint yapılmalı ve hastaya bir süre kullandırılmalıdır (Kummoona, 2010).

TMR semptomlarını iyileştirmek için üç aylık splint tedavisi için minimum süre olarak kabul edilir (Seifeldin ve Elhayes, 2015).

Nevarro ve ark.'nın, sert ve yumuşak oklüzal splintlerin mandibular disfonksiyon semptomları üzerindeki klinik etkilerini değerlendirdiği çalışmalarında 20 ila 25 yaşlarındaki 20 katılımcı mandibular disfonksiyona sahip hasta ile değerlendirme yapılmıştır. Rasgele 2 gruba ayrılan hastaların yarısına sert oklüzal splint; diğer yarısına da yumuşak oklüzal splint yapılmıştır.

Altı hafta sonra, sert splinti olan on katılımcıdan altısı, semptomların azalması, iki hastada kısmi rahatlama mevcuttur ve iki hastada da semptomların değişmediği görülmüştür. Bu sonuçlardan Nevarro ve meslektaşları, sert oklüzal splintin mandibular disfonksiyon semptomlarını azaltmada daha etkili olduğu sonucuna varmışlardır (Nevarro E, 1985).

4.1.1.4 Oklüzal splint yapımında kullanılan materyaller ve tarihsel gelişimi

Geçmişte altın, gümüş, hatta kurşun gibi oklüzal splintleri imal etmek için birkaç metal malzeme kullanılmıştır Günümüzde çoğu splint ısı veya ışıkla sertleşen akrilik kullanılarak yapılır (Wright ve Schiffman, 1995).

TMR hastalarını tedavi etmede sıklıkla görev alan diş hekimleri, genellikle bir laboratuarda üretilmeleri yerine, ölçüleri aldıktan kısa bir süre sonra (1 ila 2 saat) bir splint yapabilmekte ve teslim edebilmektedirler.

Özellikle hastaların akut ağrıları varsa, aynı zamanda tedavi için uzun bir süreç gerekliyse bu yöntem önemlidir.

Işıkla sertleştirilmiş bir kompozit kullanılarak, bir "splint" yapılabilir ve ölçülerden elde edilen modeller bir artikülatöre aktarıldıktan yaklaşık 1 saat sonra teslim edilebilmektedir (Bledsoe, 1991; Leib, 1996).

Bazı hastalar yumuşak akrilik tarafından oluşturulan tampon etkisini tercih ederler. Bir vakumlu yumuşak vinil "oklüzal splint" imal etmek kolaydır. Bununla birlikte, istenmeyen sonuçlardan kaçınmak için dikkatli bir şekilde ayarlama ve düzenli kontrol randevularına ihtiyaç duyar (Bledsoe, 1991; Leib, 1996).

Oklüzal splintler, ilk kez bruksizm tedavisi amacıyla 1901 yılında Karolyi tarafından hazırlanmıştır (Dao ve Lavigne, 1998). Bu tarihten sonra çeşitli amaçlarla çok sayıda oklüzal splint tipi önerilmiştir. Vertikal yükseklikteki azalmanın oklüzal problemleri oluşturduğu düşüncesiyle, 1921 yılında Manson sadece arka dişlere takılan parsiyel bir aparey önermiştir (Pettengill, 1998; Pettengill ve ark., 1998).

Oklüzal splintlerin modern kullanımını ise, 1950'li yıllarda Posselt sunmuştur. Posselt, aynı anda alt ve üst çeneye uygulanan bir aparey ile oklüzal disfonksiyonda TME ve kaslarla ilişkili problemlerin çözümünü hedeflemiştir (Ash, 1995; Okeson, 2014). Sonraki yıllarda, polimetilmetakrilat ve termoplastik materyal teknolojisindeki gelişmeler ile daha hızlı ve kolay yapılabilen fabrikasyon splint tipleri kullanılmaya başlanmıştır.

Böylece, oklüzal splintler sadece oklüzal disfonksiyonlarda değil, aynı zamanda oral ve maksillofasiyal bölgedeki birçok operasyonda destekleyici tedavi kapsamında yerini almıştır.

Oklüzal splintler, oral ve maksillofasiyal cerrahi alanında dentofasiyal deformitelerin düzeltilmesi, uyku bozuklukları, sleep apnea, travma, TMR'lerinin tedavisi, implantoloji ve distraksiyon osteogenezinin yanısıra, protetik dişhekimliği, ortodonti, periodontoloji alanlarında da kullanılmaktadır (Ash, 1995).

Günümüzde oklüzal splint yapımında en sık tercih edilen materyal, polimetilmetakrilat (PMMA) veya akrilik rezinler gibi polimerlerdir.

Polimetilmetakrilat'ların (PMMA) kullanım kolaylığı, biyouyumluluğu, mükemmel estetik, pahalı olmayan ekipmanı, oral çevrede stabilite gibi avantajlara sahiptir. Bunun yanında esneme yeteneği düşüktür ve fonksiyonel yükler karşısında deforme olma eğilimindedir (Peyton, 1975; Eick, 1977).

Polimetilmetakrilat (PMMA) maddesi üretimine bağlandığı 1937 yılından itibaren protez yapımında en sık kullanılan maddedir. PMMA maddesinin avantajları; üstün estetik özelliklere sahip olması, düşük su emilimi ve çözünürlüğü, güçlü olması, düşük toksisiteye sahip olması, kolay tamir edilebilmesi ve muflalama tekniğininin basit olmasıdır. PMMA maddesinin dezavantajları; polimerizasyon büzülmesi göstermesi, düşük eğilme dayanımı, düşük darbe dayanımı ve düşük yorulma direncine sahip olmasıdır (Jagger ve ark., 2002).

Bununla birlikte akrilik rezinler diş hekimliğinde uzun yıllardan beri yaygın bir şekilde kullanılmasına rağmen, mekanik özelliklerinin yetersizliği ve bazı vakalara alerjik reaksiyonlara neden olmaları nedeniyle araştırmacılar akrilik rezin güçlendirme veya alternatif rezin sistemleri geliştirmeye yönelik çalışmalar yapmaktadırlar. Geliştirilen alternatif rezin sistemlerinden birisi de poliamiddir. Poliamid yapısal özellikleri itibariyle esneyebilir, yumuşak ve darbelere karşı dayanıklı bir materyaldir. Son yıllarda piyasaya sürülen ısı enjeksiyon yöntemi ile uygulanan tam esneyebilir özelliği olan Valplast (Valplast International Corp., Long Beach, NY, USA) protez kaide sistemi, tam esneyebilirlik, dayanıklılık, sitotoksik etkisinin olmaması, tesviye ve polisaj işlemlerinin kolay olması özellikleriyle bugün geleneksel protez kaide rezini akrilik materyaline karşı alternatif bir rezin sistemi olarak seçenek oluşturmaktadır (Lee ve ark., 2012).

Poliamid maddesi ilk kez 1950 yılında protez kaide maddesi olarak tanıtılmıştır (Danesh ve ark., 2006). Poliamid materyalleri diamin ve dibazik asit arasındaki kondensasyon reaksiyonuyla oluşur (Takabayashi, 2010). Poliamid maddesi kristalin polimer, PMMA ise amorf yapıdadır.

Bu kristalin yapısı, poliamid materyallerinin; çözücülerde çözünürlüğünün az olması, yüksek ısı direnci, yumuşak olmasıyla beraber güçlü olması gibi olumlu özelliklerinin nedenidir (Danesh ve ark., 2006; de Freitas Fernandes ve ark., 2011).

Ayrıca poliamid kaide maddesi, ısıyla polimerize olan rezinlerden daha yüksek elastisiteye sahip olması, metale veya rezin monomere alerjisi olan hastalarda güvenle kullanılabilmesi, düşük polimerizasyon büzülmesi göstermesi gibi avantajlara sahiptir (Takabayashi, 2010; de Freitas Fernandes ve ark., 2011). Ancak poliamid kaide maddesinin; suda çözülme, zor cilalanabilme, yüzey pürüzlülüğü, buna bağlı olarak bakteriyel kontaminasyon oluşumu ve renkte zamanla meydana gelen değişim gibi dezavantajları vardır (Takabayashi, 2010).

Poliamid esaslı kaide rezinlerinin cilalanabilirliğinin incelendiği bir çalışmada, geleneksel laboratuvar tekniği ile cilalanan PA esaslı rezinin, cilalanmayan yüzeye göre 7 kat pürüzsüzlük gösterdiği, ısı ile sertleşen PMMA'ın 20 kat daha pürüzsüz olduğu bildirilmiştir. PA rezinin Ra değerleri de kabul edilen 0,2 μm değerinden düşük bulunmuştur.

Çalışmada uygulanan cilalama işleminde, silikon karbid kağıtlarla az basınç uygulayarak aşındırma yapılmış, sırasıyla, orta ve ince grenli, pomza ve su ile pamuk diskler kullanılmıştır (Abuzar ve ark., 2010). Poliamidlerin düşük erime sıcaklığına sahip olması cilalama işlemini de zorlaştırır. Üretici firmalar poliamidler için ıslak tesviye ve polisaj işlemleri için özel frezler tavsiye etmektedir (Abuzar ve ark., 2010). Cilalanma aşamasında oluşan aşırı ısı ve liflerin açığa çıkması nedeniyle poliamid örneklerin kenarlarında yanmalar görülebilir, (Hargreaves, 1971). Bu nedenle metal olmayan frezlerle, düşük hızda çalışmak faydalı olabilir.

4.1.1.5 Oklüzal splint kullanım süresi

TMR'da splint kullanım süreleri açısından birçok farklı görüş vardır. Kas kaynaklı rahatsızlıklarda splint kullanım süresi daha kısa iken (7 gün–3 ay) eklem içi düzensizliklerde bu süre daha uzundur. Literatürde en sık karşımıza çıkan süreler 3–6 aylık kullanım süreleridir (Mumcu E., 2006).

Hersek ve arkadaşları 6 ay splint kullanımının kemikteki reaksiyonların oluşması ve eklem içi düzensizliğe bağlı ağrı üzerinde pozitif etkisi olduğunu bildirmişlerdir. Birçok araştırmacı eklem içi düzensizliklerde splintlerin 6 ay kullanımını önermişler ve bu 6 aylık kullanımlarda belirli periyotlarda kontroller yapılması gerektiğini belirtmişlerdir (Davies ve Gray, 1997; Hersek ve ark., 2002).

Davies ve arkadaşları, 1997 yılında yaptıkları iki ayrı çalısmalarında; ön konumlandırma ve stabilizasyon splintlerinin gece, gündüz ve 24 saat kullanımında hastaların iyileşme etkinliğini değerlendirmişlerdir. İyileşme oranının ön konumlandırma splintlerinde 24 saat kullanımda %88, gece kullanımda %65 ve gündüz kullanımda %52 olduğunu, stabilizasyon splintini ise gece, gündüz ve 24 saat kullanımının hepsinde hastaların objektif ve subjektif verilerinde düzelme olduğu ancak bunun gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark göstermediğini belirtmişlerdir (Davies ve Gray, 1997).

Stiesch-Scholz ve arkadaşları redüksiyonsuz disk deplasmanı hastalarında temporomandibular eklem (TME) palpasyonunda hassasiyet gösteren hasta sayısının 3 aylık stabilizasyon splinti kullanımı sonucunda 9'dan 4'e düşerek %55'lik bir azalma gösterdiğini, 2 aylık pivot splint ve sonrasındaki 1 aylık dönemde stabilizasyon splinti kullanımı sonucunda ise 8'den 2'ye düşerek %75'lik bir azalma gösterdiğini bildirmişlerdir (Stiesch-Scholz ve ark., 2005).

Sato ve arkadaşları tme ağrısının stabilizasyon splinti kullanımı sonucunda %85'den %25'e düşerek %60'lık bir azalma gösterdiğini bildirmişlerdir (Sato ve ark., 2000).

Chen ve arkadaşları splint tedavilerinin etkinliği üzerine yaptıkları çalışmada redüksiyonlu disk deplasmanlarında, splintin 3 aylık kullanımı ile ağrının geçebileceğini fakat diğer semptomlar için daha uzun süreye ihtiyaç olduğunu bildirmektedirler (Chen ve ark., 1995).

Chong-shan ve arkadaşları 3 aylık stabilizasyon splinti tedavisi sonucunda ağrı ve eklem seslerinde iyileşme, ağız açıklığında ise artış olduğunu, çiğneme kaslarının istirahat emg değerlerinde azalma meydana geldiğini bildirmişlerdir (Chong-Shan ve Hui-Yun, 1989).

Stiesch-Scholz ve arkadaşları redüksiyonsuz disk deplasmanı hastalarında TME palpasyonunda hassasiyet gösteren hasta sayısının 3 aylık stabilizasyon splinti kullanımı sonucunda 9'dan 4'e düşerek %55'lik bir azalma gösterdiğini, 2 aylık pivot splint ve sonrasındaki 1 aylık dönemde stabilizasyon splinti kullanımı sonucunda ise 8'den 2'ye düşerek %75'lik bir azalma gösterdiğini bildirmişlerdir (Stiesch-Scholz ve ark., 2005).

Sato ve arkadaşları TME ağrısının stabilizasyon splinti kullanımı sonucunda %85'den %25'e düşerek %60'lık bir azalma gösterdiğini bildirmişlerdir (Sato ve ark., 2000).

Chen ve arkadaşları splint tedavilerinin etkinliği üzerine yaptıkları çalışmada redüksiyonlu disk deplasmanlarında, splintin 3 aylık kullanımı ile ağrının geçebileceğini fakat diğer semptomlar için daha uzun süreye ihtiyaç olduğunu bildirmektedirler (Chen ve ark., 1995).

Stabilizasyon splinti uygulanan redüksiyonlu disk deplasmanı hastaları kas ağrıları açısından değerlendirildiğinde, Okeson %84, Davies %88 oranında azalma olduğunu bildirmişlerdir (Davies ve Gray, 1997).

Kurita ve arkadaşları da ağrı değerlerinde %73 iyilesme, %21 aynı kalma, %6 kötülesme olduğunu bildirmislerdir. Ekberg ve arkadaşları yaptıkları randomize kontrollü iki farklı klinik çalışmalarında eklem bölgesinde ağrı olan hastaların değerlendirildiği çalışmada subjektif semptomlarda %75, kaslarında ağrı olan hastaların değerlendirildiği çalışmada subjektif semptomlarda %97 oranında azalma olduğunu bildirmişlerdir (Kurita ve ark., 1999; Ekberg ve ark., 2003).

4.1.1.6 Oklüzal splintlerde karşılaşılan sorunlar

Bütün tedavilerde olabileceği gibi splint tedavilerinde de birtakım komplikasyonlara rastlanabilir. Splint tedavisindeki en yaygın komplikasyon hastanın okluzyonunda oluşan değişikliklerdir. En sık gözlenen okluzal değişim, anterior konumlandırıcı splintin uzun süre kullanımı sonucu arka dişlerde açık kapanış oluşmasıdır. Bu durumun önlenmesi için splint kullanan hastaların sık aralıklarla kontrolleri yapılarak, kontrol seanslarında okluzal değerlendirmenin atlanmamasıdır. Bir diğer komplikasyon ise yetersiz oral hijyenden kaynaklanan splint altında kalan dişlerin çürümesidir. Hastalara splint kullanımı sırasında oral hijyenin önemi anlatılarak, gerektiğinde oral hijyen eğitimi verilmelidir. Oluşabilecek bir başka komplikasyon, uzun süreli splint tedavisinin ardından oluşabilecek dejeneratif eklem remodelasyonudur. Uzun süreli anterior repozisyonun osseoz remodelasyonla sonuçlanabileceği belirtilmiştir. Splint tedavisi sonucu oluşabilecek bir problem de hastanın splinte psikolojik bağımlılığıdır. Bazen hastaları artık splint kullanmalarına gerek kalmadığına inandırmak çok zor olabilmektedir. Bu nedenle tedaviye başlamadan önce hastaya splintin geçici bir süre kullanılması gerektiği önemle belirtilmelidir (Dao ve Lavigne, 1998; Lavigne ve ark., 1999; Klasser ve Greene, 2009).

Stabilizasyon splintinin yapımında olduğu kadar kullanırken de hastadaki değişikliklerle uyumlu olarak düzenleme yapılması da önem taşımaktadır. Bu nedenle düzenli randevu verilmesi önemlidir ve düzenli bir kontrol için hastanın tekrar gelip gelebileceğini garanti etmeden bir oklüzal splint asla teslim edilmemelidir. Diş hekimi ayrıca, oklüzal splinti teslim ettikten sonraki ilk hafta içinde hastayı görebilmesini sağlamalıdır (Gray ve Davies, 2001).

Stabilizasyon splintleri genellikle fibröz bağ dokusu oluşturulması ile tedavi için önerilmektedir, ancak bazı yazarlar bu olgularda potansiyel ters etkilere sahip anterior repozisyon splintlerinin yerleştirilmesini önermektedir (Fricton, 2006; De Boever ve ark., 2008).

Genel popülasyon ya da splint ile tedavi edilen hastalar arasında anteromedial disk kayması nadiren kilitlenmeye doğru gelişir (Zamburlini ve Austin, 1991).

Son olarak, stabilizasyon splintlerinin kullanımının postür için de etkileri vardır. Literatürden, trigeminal sinirin özellikle vestibüler sistem ve labirent ile trigeminal sinirin yerleştiği bağlantılar nedeniyle, dental oklüzyon ve mandibular pozisyonla sağlanan propriyoseptif bilginin kranyoservikal kas sistemi üzerinde etkisi olduğu iddia edilebilir (Zuniga ve ark., 1995; Milani ve ark., 2000; Ceneviz ve ark., 2006; Bergamini ve ark., 2008). Sonuç olarak, oklüzal splinte eşlik eden dikey boyuttaki modifikasyonların proprioseptif reseptörler tarafından sağlanan bilgileri değiştirebileceğini varsaymak makul olacaktır (Gangloff ve Perrin, 2002). Bu bağlamda, bir oklüzal splintin yerleştirilmesinin, istirahatte ve yutma sırasında servikal postural tonusu değiştirebildiği ve bunun da vücut pozisyonu ve kraniyoservikal ilişkiden etkilendiği bildirilmiştir (Miralles ve ark., 1992; Gangloff ve Perrin, 2002).

Her ne kadar bu bağlantılar, yüzey elektromiyografisi temelinde esas olarak doğrulandıkları için tartışmalı olmaya devam etse de fonksiyonel kanıtlar, stabilizasyon splintinin aşınmasının, merkezi sinir sistemi seviyesinde çevresel bilgileri değiştirebileceğini göstermektedir (Moya ve ark., 1994; Ormeno ve ark., 1997). Bununla birlikte, çiğneme sistemine uzak olan terapötik etkilerle ilgili klinik beklentiler belirlenirken sağduyulu olunmalıdır (Michelotti ve ark., 1999).

Urbanowicz, serviko-fasiyal fonksiyonel değişikliklere uyum sağlama kapasitesini kaybeden hastalarda oklüzal splint yerleştirdikten sonra servikal kompresyon riskini işaret etti (Urbanowicz, 1991). Öte yandan, diş hekimlerinin çoğunluğu vertebral patolojide veya postürde uzman değildir, bu da olumlu ya da olumsuz olan bu etkilerin çoğu zaman fark edilmeyeceği anlamına gelir.

Akut ağrı, intrakapsüler TME dokularındaki inflamasyondan kaynaklanabilir. Hastalık döneminin farklı aşamalarında ödem oluşabilir veya iyileşebilir. Tekrarlanan oklüzal splint düzeltmeleri ve oklüzyon ayarlamalarının uzun süre yapılması gerekebilir.

Stabilizasyon splintleri konservatiftir ve kilitlenmeye sebep olmaları nadiren görülür. Ancak mandibulayı ileri bir pozisyona yönlendirmek için yapılan splintlerde bu riskler artar. Bu splintler, kontrol altında olmadığı durumlarda birkaç (4 ila 6) haftadan daha uzun süre kullanıldığında geri dönüşümsüz ve muhtemelen zararlı değişikliklere neden olabilir. Bu splintler çoğunlukla, yeniden konumlandırılan diskin iyileşme sırasında normal bir pozisyonda tutulması için kullanılan yeniden konumlandırma splintleridir (Zamburlini ve Austin, 1991).

4.1.1.6.1 Oklüzyonda meydana gelen değişiklikler

Sadece karşıt dişlerin bir kısmıyla temas edecek şekilde tasarlanan splintler akut TME ile ilişkili ağrıyı ortadan kaldırabilir veya azaltabilir. Bununla birlikte, bu genellikle sadece kısa vadeli bir etkidir; 4 ila 6 haftadan daha uzun bir süre böyle bir splint kullanılması, kontakların nerede olduğuna bağlı olarak bazı dişlerin pasif sürmesine yol açabilir. Sadece molar bölgelere temas eden splintler, posterior dişlerin gömülmesine veya ön dişlerde sürmeye neden olabilir. Tek temasın kesiciler ile yapıldığı splintler, ön açık kapanışa neden olabilir. Bu tür splintlerin uzun süreli kullanımı, başka olası yöntemleri denemeden tercih edilmemelidir. Her şey başarısız olduğunda ve hastanın kronik acı çekmesi durumunda tercih edilen tedavi olabilir (Widmalm, 1999).

Brayer ve Erlich, stabilizasyon splintlerinin tam zamanlı kullanıcılarında posterior açık kapanış ve molar intruzyonuna sebep olabileceğini bildirmişlerdir (Brayer ve Erlich, 1976).

Kısmi olarak diş arkını örten splintlerin anterior açık kapanış dahil oklüzal modifikasyonları provoke edebilecekleri de bildirilmiştir (Stapelmann ve Turp, 2008). Halihazırda, stabilizasyon splintlerinin kullanımına bağlı yanıt olarak ciddi oklüzal değişikliklerin gelişmesiyle ilişkili risk faktörlerinin saptanması mümkün değildir.

Bazı yazarlar, retrüziv sentrik ilişki ile maksimum interkuspal pozisyon arasındaki mesafe> 3 mm olduğunda hastayı geri dönüşümsüz oklüzal değişiklikler gelişebilmesi olasılığına dair bilgilendirmeyi önermektedir (Magdaleno ve Ginestal, 2010). Ayrıca, herhangi bir intraoral aparey yapılmasından önce, sentrik ilişkinin alçı modeller ile artikülatörde detaylı bir ön çalışma yapılması gerekliliği önerilmiştir (Todd ve Freer, 1994). Ek olarak, oldukça fazla sayıda çalışmada, disk deplasmanı olan hastalarda sentrik ilişkinin tercih edilen tedavi edici (terapötik) pozisyon olmadığına dair görüş bildirilmiştir (Simmons ve Board of Directors, 2005; Magdaleno ve Ginestal, 2010).

4.2. Materyallerin Aşınması

Aşınma; birbiri ile temas halindeki yüzeyler arasındaki etkileşim sonucu materyalin dereceli olarak kaybı şeklinde tanımlanabilir. Aşınma miktarı, malzemenin türüne, sürtünme koşullarına, sürtünen yüzeylerin biçimine ve çevrenin kimyasal etkilerine bağlı multifaktoriyel bir olaydır (Levrini ve ark., 2014). Diş aşınması, doğal bir süreç olarak kabul edilmektedir ve yaygın olarak görülen klinik bir bulgudur. Normal şartlar altında aşınma, fizyolojik bir olay olarak değerlendirilmektedir (Correr ve ark., 2006).

Aşınmanın simülasyonu son iki sınıflandırma üzerine odaklanır, çünkü bunlar doğada biyomekanik olarak bulunmaktadır. Atrizyon, iki cisim etkileşimiyle oluşur ve travmatik kuvvetlerle ilişkili kırık veya yorgunluk içerir. Abrazyon üç cismin etkileşiminin bir sonucudur. Her iki aşınma metodu, çiğneme ve diğer normal günlük fonksiyonlar boyunca ağız içerisinde oluşur (DeLong, 2006).

Dişerde ve dental materyallerde meydana gelen aşınma karmaşık bir olaydır ve tek bir etken ile açıklanması mümkün değildir. Aşınma, farklı etkenlerin bir kombinasyonu sonucu ortaya çıkmaktadır (Meshramkar ve ark., 2012).

Aşınmada etkili faktörler arasında en etkili olan mekanik faktörlerdir. Dişler arasındaki temas ilişkisi, dişlerin birbirleri ile temasta kalma süreleri, dişler temas ettiğinde oluşan okluzal kuvvetler ve ağız ortamı aşınma üzerinde etkili olan mekanik faktörlerdir (Hattap ve Yassin, 2000).

Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkların varlığıyla orantılı olarak aşınma miktarı artmaktadır (Meshramkar ve ark., 2012). Aşınma üzerinde en fazla etkili olan faktörlerden biri ise dişlerin birbiriyle karşılıklı olan temas süreleridir (Hattap ve Yassin, 2000).

Asitli meyvelerin ve içeceklerin yoğun tüketildiği beslenme alışkanlığına sahip bireylerde, gastrointestinal sistem hastalıklarına bağlı mide özsuyunun ağız boşluğuna taşındığı bireylerde ve tükürük miktarında azalma olan bireylerde, meydana gelen aşınma miktarının arttığı tespit edilmiştir (Bishop ve ark., 1997, Giuseppe ve ark., 2003). Bahsedilen mekanik etkenlerin dışında, aşınmanın etyolojisinde restoratif materyallerin fiziksel özellikleri de etkili olmaktadır.

4.2.1. Adezyon aşınması

Birbirine temas eden cisimlerin yüzeylerinde, kuvvet etkisi alltında, sürtünme hareketi esnasında materyal yüzeyinde bir deformasyon meydana gelmektedir. Bu deformasyon yüzeyde çatlaklar oluşmasına sebep olabilmektedir.

Yumuşak olan malzemeden imal edilmiş cismin yüzeyinde boşluklar oluşurken; daha sert olan yüzeyde çıkıntılar meydana gelir ve ikisi arasına adeziv parçacıklar dökülür (Kato ve Adachi, 2001).

Çiğneme fonksiyonu esnasında dişler birbirleriyle temas eder ve kayma hareketi yaparlar. Bu esnada ağız ortamında var olan tükürük, yağlayıcı olarak görev görür ve yüzeyler arasında akıcı bir tabaka oluşturarak yüzeyler arasında daha az sürtünme oluşmasına olanak sağlar. Bu sayede, meydana gelecek aşınma miktarı da azaltılmış olur (Turssi ve Serra, 2003).

4.2.2. Abrazyon aşınması

Hareket eden 2 cisim arasında yabancı sert parçacıkların, yumuşak yüzey içerisine gömülmesiyle ve eğeleme işlemi gerçekleştirerek sert yüzeyden materyal kaldırdığı aşınma tipidir. Abraziv aşınma 2 boyutlu veya 3 boyutlu olarak meydana gelebilmektedir (Kato ve Adachi, 2001).

Abrazyon aşınması ağız boşluğu içerisinde farklı yüzeylerde oluşabilir, özellikle sınıf 3 ve sınıf 5 kaviteler, fırçalama ile meydana gelen abrazyon açısından en riskli bölgelerdir.

Okluzal kontak alanlarında 2 boyutlu aşınma oluşurken; okluzal temasın olmadığı bölgelerde meydana gelen aşınma 3 boyutlu olarak oluşmaktadır. Diş sıkma veya gıcırdatma gibi parafonksiyonel alışkanlıklar nedeniyle restorasyonların temas bölgelerinde meydana gelen aşınma da bu tip aşınmaya örnektir (Turssi ve Serra, 2003).

4.2.3. Yorulma aşınması

Yüzeyin, tekrarlayan yüklere maruz kalması sonucu, materyalin yorulmasına bağlı olarak yüzey üzerinde mikroçatlaklar oluşmaktadır. Kayma hareketine bağlı olarak materyal yüzeyinde stres alanları oluşmaktadır. Bu alanlarda meydana gelen mikroçatlaklar, ağ şeklinde yüzeye yayılır ve yüzey üzerinde çukurcuklar oluşmasıyla sonuçlanabilir. Dental materyallerin aşınmasında bu aşınma tipi genellikle abrazyon aşınması ile birlikte görülmektedir (Kato ve Adachi, 2001).

4.2.4. Korozyon aşınması

Birbiriyle temas halinde olan yüzeyler ve aşınmanın meydana geldiği ortamdan kaynaklanan kimyasal bir reaksiyon sebebiyle meydana gelen aşınma tipidir. Korozyon, hızlı olarak başlar ve hızı zamanla azalarak devam eder. Materyalin yüzeyinde koheziv film tabakası oluşur ve bunu takiben reaksiyon durabilir. Ağız ortamında yiyecek ve içecek maddeleri, mikroorganizmalar ve tükürük, korozyon aşınması üzerinde etkili faktörlerdir (Turssi, 2003).

4.3. Diş Aşınmaları

Oluşumunda rol oynayan etkenlere bağlı olarak diş aşınmaları; atrizyon, erozyon, abrazyon ve abfraksiyon olarak isimlendirilmektedir (Zhang ve ark., 2014).

4.3.1. Atrizyon

Dental atrizyon, yabancı bir cisim olmaksızın diş-dişe temasın bir sonucu olarak meydana gelen fizyolojik aşınma olarak tanımlanmaktadır. Dişlerde atrizyon, tüberkül tepelerinde ve insizal kenarlarda düzleşme ve okluzal yüzlerde aşınma fasetlerinin oluşumu ile ortaya çıkan durumdur. Fizyolojik ve patolojik olmak üzere 2 atrizyon tipi mevcuttur. Fizyolojik atrizyon çiğneme sırasında birbirleri ile temas eden diş yüzeyleri arasında meydana gelir ve normal yaşlanma sürecinin bir parçası olarak görülür. Prematür kontaklar, aşırı örtülü kapanış ve bruksizme bağlı meydana gelen aşınmalar ise patolojik atrizyon olarak tanımlanmaktadır (Kar ve ark., 2014, Levrini ve ark., 2008).

4.3.2. Erozyon

Elektrolitik ve kimyasal yollarla, temas edilen yüzeyin kademeli bir şekilde yıkılması olarak tanımlanabilir (Muller-Bolla ve ark., 2015). Dental erozyon ise herhangi bir bakteriyel etki olmadan, kimyasal bir olay sonucu diş dokusunda meydana gelen kayıptır. Ağız ortamının pH değeri kritik değer olan 5,5'in altına düştüğünde erozyon gerçekleşmektedir (Johansson ve ark., 2002). Dental erozyonlar iç kaynaklı, dış kaynaklı veya idiopatik olarak 3 farklı başlık altında değerlendirilebilir.

Kişinin beslenme tipi, yaşam şekli, çevresel faktörler ve kullanığı ilaçlar dış kaynaklı erozyonu etkilerken; regürgitasyon denilen mide asidinin ağız ortamına geldiği durumlar iç kaynaklı erozyonu etkilemektedir (Kitasako ve ark., 2015).

4.3.3. Abrazyon

Yüzeyin öğütme, silme veya kazıma gibi mekanik olaylar ile aşınmasını ifade etmektedir. Dişlerdeki abrazyon, ağızda bulunan ve dişlerle temas eden yabancı cisimlerin yaptığı baskı sonucu diş yüzeylerinde meydana gelen patolojik aşınma olarak tanımlanabilir (Kitasako ve ark., 2015, Karaarslan ve ark., 2008).

4.3.4. Abfraksiyon

Dişlerde, tüberküller arası esneme hareketine bağlı olarak gelişen servikal lezyonlardır ve mine sement birleşiminde meydana gelen kama şeklindeki defektler ile sonuçlanırlar. Dişlerde meydana gelen bu esneme hareketi, mine ve onu destekleyen dentin dokusunda çatlakların oluşmasına sebep olur ve bu durum doku kaybı ile sonuçlanır. Abfraksiyon lezyonları, karakteristik olarak keskin kenarlı, pürüzsüz ve kama şeklinde yüzeyler olarak görülürler (Nascimento ve ark., 2016).

4.4. Restoratif Materyallerin Aşınma ve Aşındırma Özellikleri

Restoratif materyallerin aşınma ve aşındırma özelliklerini etkileyen faktörler; fiziksel faktörler, yapısal faktörler, kimyasal faktörler ve yüzey bitirme yöntemlerinin etkisi olarak 4 ana başlık altında değerlendirilebilir.

Dental seramiklerin yüzey aşınma özelliklerinin metallerden tamamen farklı olduğu ortaya konmuştur. Metallerin esnek bir davranış sergiledikleri bilinmektedir. Metalik bir kronu karşıt mine yüzeyi üzerinde çiğneme sırasında olduğu gibi kaydırdığınızda metalde genellikle plastik deformasyonla aşınma meydana gelir. Daha yumuşak bir yapıda olan altın esaslı kronların daha sert metal kronlardan karşıt dişte daha az aşındırmaya neden oldukları gösterilmiştir (Attin ve ark., 1997).

Birçok dental seramik kırılgan kabul edilir ve yük altında kayda değer bir plastik deformasyon göstermezler. Aşınma daha çok yüzeyin mikro-kırık özelliğiyle ilişkili ve belki daha az oranda ağız ortamı ile ara yüzey reaksiyonlarını kapsayan tiribokimyasal mekanizmalarla ilişkilidir (Seghi ve ark., 1991; Anusavice ve ark., 2013).

Genel aşınma denklemi aşağıda yazıldığı şekildedir (DeLong ve ark., 1986; Sakaguchi ve ark., 1986):

Aşınma=hacim kaybı=kx(Fxd)/Ph

K değeri aşınma mekanizmasına bağlı bir sabittir, F okluzal yüktür, d toplam kayma mesafesidir ve Ph basıncın sertliğidir. Okluzal kuvvet, aktif kas kuvvetinin temas sırasında yüzeye dik gelen bir bileşeni olarak tanımlanmaktadır (DeLong, 2006).

Doğal dişlerin diş aşınması normal kabul edilir. Restoratif dental materyaller doğal dişlere kıyasla farklı aşınma özelliklerine sahipse de, antagonistik doğal dişlerin aşınma oranını değiştirebilirler (Sulong ve Aziz, 1990).

Dişlerin mine ve restorasyonları arasında meydana gelen aşınma, klinik uygulamada restoratif materyallerin seçiminde dikkate alınması gereken çok önemli bir faktördür. Uygun bir restoratif materyalin seçilmesinde, ağız boşluğunda aşınma davranışı dikkate alınmalıdır.

İdeal bir restoratif materyal, mümkün olduğunca, diş minesinin özelliklerini hem yeterli aşınma direnci ve hem de daha az aşındırıcılık açısından korur. Seghi, restoratif bir diş materyalinin, mine ile benzer bir aşınma derecesine sahip olmasını önermiştir (Seghi ve ark., 1991).

Zürih Üniversitesi'nde 1900'lü yılların başlarında yaklaşık %34 hacminde lösit içeren, 130 MPa kırılma dayanımı olan, ısı ve basınç altında hazırlanan, preslenebilir cam seramikler (IPS Empress) tanıtılmıştır (Kelly ve Benetti, 2011). 350-450 MPa kırılma dayanımına sahip, preslenebilen, hacimce %70 lityum disilikat kristalleri içeren cam seramik sistemi (IPS Empress 2) 1900'lü yılların sonlarında tanıtılmıştır (Anusavice ve ark., 2013).

Seramik materyali, insan biyoyapısının özelliklerini doğal olarak taklit edebildiği için yüksek biyouyumluluğu, dayanıklılığı ve özellikle mükemmel estetiği ile bilinir. Bununla birlikte, bu materyallerin bir mine antagonistine karşı aşındırıcılığı hala bir klinik problem olarak karşımıza çıkmaktadır. Çeşitli araştırmacılar, genel olarak, seramik malzemenin diğer herhangi bir restoratif materyal veya mine ile karşılaştırıldığında daha büyük mine aşınmasına neden olduğunu göstermiştir (DeLong, 2006; Kelly ve Benetti, 2011).

D'Arcangelo ve ark.'nın 2016 yılında yayımlanan çalışmalarında 6 farklı dental restoratif materyal in vitro olarak kendi aralarında aşınma direnci ve minenin aşınma direnciyle olan benzerlikleri açısından değerlendirilmiştir. İncelenen restoratif materyaller, preslenebilir bir silikon oksit (SiO) cam seramiği (Imagine PressX, shade A1; Wieland Dental Ceramics), preslenebilir lityum disilikat (LD) cam seramik (IPS e.max Press; Ivoclar Vivadent AG); CAD / CAM ve LD cam seramik (IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent AG), CAD / CAM zirkonyum takviyeli lityum silikat (ZLS) seramik (Celtra Duo; Dentsply DeTrey), CAD / CAM feldspathic porselen (Vitablocs Mark II) VITA Zahnfabrik) ve bir Type III altın alaşımı (Aurocast8; Nobil-Metal SpA). Test sonuçlarına göre tip III altın alaşımı, mineye benzeyen bir aşınma davranışına sahip çıkmıştır.

Oklüzal yüzeyler üzerinde altın veya metal restorasyonların kullanımı, özellikle avantajlı fonksiyonel özellikleri nedeniyle, hekimler arasında tercih edilen bir seçim olmuştur.

Antagonist dişlere ve/veya materyallere oranla çok az veya hiç yıpranmazlar. Altın alaşımlı restorasyonlar minimal oklüzal girişime neden olsa da doğal olmayan görünümleri büyük bir dezavantajdır. Seramik restorasyonların estetik ve biyouyumluluğu metal veya metal seramik restorasyonlardan daha iyidir; bununla birlikte, bazı seramiklerin önemli bir dezavantajı, arka bölgelerdeki yüksek klinik başarısızlık oranı olmuştur, ancak adeziv simantasyon bu oranı düşürmüştür.

Elde edilen bulgular temelinde, test edilen hemen hemen tüm seramik materyaller, aşınma derinliği ve hacim kaybı davranışlarının, altın alaşım ile karşılaştırılabilir olması ve mineden önemli ölçüde farklı olmaması nedeniyle kabul edilebilir bulunmuştur. Aşırı diş aşınmaları, özellikle de parafonksiyonu olan hastalarda istenmeyen bir durumdur, çünkü oklüzal temasları tehlikeye atabilir ve çiğneme etkinliğini bozabilir. Bu, diş ve çene ilişkilerini değiştirebilir, bu da kas yorgunluğuna neden olur ve sonuçta hem işlev hem de estetiği tehlikeye sokar sonucunu bildirmişlerdir (D'Arcangelo ve ark., 2016).

Zirkonyum, diş hekimliği uygulamalarında tek diş restorasyonlardan çok üyeli restorasyonlara kadar yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Zirkonyum yüksek mekanik dayanıklılık, kabul edilebilir estetik ve uygun biyouyumluluğa sahip bir malzemedir. Ancak zirkonyum alt yapı ile beraber tabakalama ile elde edilen üst yapı porseleninde oluşan kohesiv kopma ve kırılma sorunu en büyük dezavantajıdır. Bu dezavantajı ortadan kaldırmak amacıyla CAD/CAM teknolojileriyle beraber kullanılan monolitik zirkonya materyaller geliştirilmiştir. Monolitik zirkonya restorasyonlar yüksek mekanik özellikleri, antagonist dişte düşük aşınma ve yüksek estetik özeliklerinden dolayı ilgi odağı haline gelmiştir. Ayrıca yetersiz interdental mesafe varlığında da implant üstü monolitik zirkonya restorasyon kullanılması yaygınlaşmaktadır.

Monolitik terimi Yunancadaki “mono: tek” ve “lithos: taş” kelimelerinden türeyen ve materyallerin baştanbaşa düzenli bir özelliğe sahip olduğu anlamına gelen bir kelimedir. Monolitik materyaller mikro yapı olarak iki veya daha çok fazlı ve sabit özelliklere sahip materyallerdir (Batson ve ark., 2014).

Monolitik zirkonyalar (MZ), kısmi olarak ytrium ile stabilize edilen (% 0,01), yüksek bükülme direnci (1570 MPa) ve yüksek ısıya dayanma gücüne (2600°C’ye kadar) sahip materyallerdir. Isıya karşı olan direncinin yüksek olmasından dolayı, yüksek boyutsal stabiliteye sahip bir materyaldir (Zhang ve ark., 2013). Solid ya da translusent olarak da adlandırılan bu materyal, herhangi bir organik bağlayıcı olmadan birbirinin içine geçen atomlardan oluşmaktadır (Berthelsen ve Stilley, 2000).

Zirkonyum restorasyonlarda veneer porselende meydana gelen kohesiv kırılmalar, restorasyonların kısa ömürlü olmasına sebep olmuştur (Triwatana ve ark., 2012). Bu dezavantajı ortadan kaldırmak amacıyla son yıllarda, CAD/CAM sistemlerle üretilen, veneer porselene ihtiyaç duyulmayan, yalnızca tek bir materyalden üretilen MZ kuronlar geliştirilmiştir (Marchack ve ark., 2011).

MZ restorasyonlar, yüksek biyouyumluluğu, gözeneksiz yapısı ve yüksek translüsenslik özellikleri sayesinde mükemmel doğal görünüme ve üstün mekanik özelliklere sahiptirler (Zhang ve ark., 2013). MZ' ler mükemmel doğal görünüme sahip olduklarından estetiği sağlamak için seramiklerle veneere edilmeleri gerekmez ve sadece özel boyama solüsyonları ile boyanarak doğal diş rengi elde edilebilir. Bu özelliğinden dolayı MZ restorasyonlarda, veneer porselen ile zirkonyum alt yapı arasında görülen "chipping" denilen kopma ve kırılmalarla karşılaşılmamaktadır (Marchack ve ark., 2011; Batson ve ark., 2014). Bu avantajlarından dolayı, MZ restorasyonlar, gülme hattı içerisinde bulunan her bir diş için estetik kaygı yaşamadan rahatlıkla kullanılabilirler (Berthelsen ve Stilley, 2000).

Veneer seramik olarak kullanılan porselenin mikroyapısı, zamanla karşıt doğal dişte abrazyonlara ve yaşlanmalara sebep olmaktadır. MZ restorasyonlar, yüksek biyouyumluluğa sahip, yapıları gözeneksiz materyaller olduklarından dolayı antagonist dişlerde aşınmaya sebep olmazlar ve aşınma dirençleri doğal dişe çok yakındır (Batson ve ark., 2014). MZ restorasyonların antagonist dişlerde Zr esaslı kuronlara göre anlamlı derecede düşük ve minimal düzeyde aşındırma meydana getirdiği belirtilmiştir (Sripetchdanond ve Leevailoj, 2014).

MZ restorasyonların bir diğer avantajı ise, kırılmaya karşı yüksek direnç göstermeleri nedeniyle yetersiz interokluzal mesafenin olduğu vakalarda kullanılabilmeleridir. 0,5 mm'lik bir okluzal kalınlıkta dahi yeterli direnci ve sağlamlığı gösterdiklerinden posterior restorasyonlarda kullanılabilirler.

CAD/CAM sistemleri ile hazırlanan MZ restorasyonlarda, antagonist çene ile uyumlu bir kapanış ilişkisi elde edilebilmektedir. MZ restorasyonların, %80 oranında antagonist bölge ile okluzal uyumsuzluk göstermediğini, gingival marjin uyumlarının ise ABD sağlık servisi kriterlerine göre yeterli olduğunu bildirmişlerdir (Sripetchdanond ve Leevailoj, 2014).

Zirkonyum alt yapılı seramik kuronların kullanıldığı tüm endikasyonlarda MZ kuronlar da kullanılabilir. Ayrıca yüksek sertlik ve kırılma dirençlerinden dolayı bu endikasyonlara ek olarak;

- İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda,
- Uzun gövdeli/ full ark köprü protezlerinde,
- Endokuronlarda,
- İnley ve onley restorasyonlarda,
- İmplantüstü restorasyonlarda uygulanabilmektedir.

Avantajları;

- Daha yüksek translüsenslik ve bükülme direnci,
- Seramik-zirkonyum arasında kopma meydana gelmemesi,
- Antagonist dişlerde abrazyona neden olmaması,
- Dişlerde minimal preparasyon gerektirmesidir (Zhang ve ark., 2013).

Dezavantajları;

- Maliyetinin yüksek olması,
- Laboratuvar aşamalarının zor olmasıdır (Sripetchdanond ve Leevailoj, 2014).

Monolitik zirkonya üzerine feldspatik porselen uygulandığında posterior bölgelerde, full ağız restorasyonlarda, bruksizm olan hastalarda güvenle kullanılabilir. Monolitik zirkonyanın kırılma dayanımı 1200 MPa' a kadar çıkmaktadır (Culp ve McLaren, 2010; McLaren, 2010; Christensen, 2011).

Zirkonya, kimyasal stabilite ve hacim kararlılığı ile polimorfik bir yapıya sahiptir ve faz geçişi sırasında meydana gelen transformasyon sertleştirme mekanizmasının neden olduğu hacim uzantısı yoluyla çatlak ilerlemesini bastırır (Piconi ve Maccauro, 1999).

Yüzey sertliği ve sürtünme katsayısı restoratif diş materyallerinin aşınma derecesini tahmin etmek için yaygın olarak kullanılır. Geleneksel olarak, daha büyük sertliğin daha fazla yıpranmaya neden olduğuna inanılmaktadır.

Bu nedenle zirkonya güçlü yüzey sertliğine sahip olduğundan, zirkonyadan daha fazla aşınma beklenmiştir. Bununla birlikte, bilimsel çalışmalara göre, restorasyon sertliği ile antagonist dişlerin aşınma derecesi arasında anlamlı bir ilişki yoktur. Öte yandan, aşınma derecesi yüzey yapısından ve restorasyonların veya çevresel faktörlerin pürüzlülüğünden daha fazla etkilenmektedir.

0.5-0.8 ve 1.1 mm kalınlığında monolitik zirkonya ve 1.5 mm kalınlıkta IPS Empress 2 örneklerin kırılma dayanımlarının karşılaştırıldığı çalışmada; monolitik zirkonyanın kalınlığı arttıkça kırılma dayanımının arttığı ve her bir örneğin kırılma dayanımının IPS Empress 2 ile üretilen örneklerden daha yüksek olduğu ve 0.5 mm kalınlığa sahip monolitik zirkonyanın bile ağız içi maksimum ısırma kuvvetlerine karşı yeterli dirence sahip olduğu bildirilmiştir (Jeong HC., 2006).

Monolitik zirkonya ve kompozit rezin, cam seramik ve mine ile karşılaştırıldığında mine için daha az aşınma derinliği ile sonuçlanmıştır. Monolitik zirkonya ve kompozitin neden olduğu mine aşındırma derinliği, cam seramik ve minenin neden olduğundan önemli ölçüde daha düşük bulunmuştur (Sripetchdanond ve Leevailoj, 2014).

Janyavula ve ark., bir Alabama aşınma test cihazı kullanarak, mine, mine üzerine seramik veneer, cilalanmış zirkonya ve glazürlü zirkonya gruplarını incelemiştir. Yazarlar minenin hacim kaybının en az cilalanmış zirkonya grubunda olduğunu (200.000 döngüde 0.11 ± 0.54 mm^3 ve 400.000 döngüden sonra 0.21 ± 0.05 mm^3) bildirdiler. Glazürlü ve cilalanmış zirkonyum belirgin bir mine aşınması göstermiştir (200.000 döngüde 0.59 ± 0.1 mm^3 ve 0.87 ± 0.21 mm^3 ve 400,000 döngüden sonra 0.4 0.88 ± 0.12 mm^3 ve 1.18 ± 0.2 mm^3).

En belirgin mine aşınması, seramik veneer (sırasıyla 200.000 ve 400.000 döngüde 1.46 ± 0.5 mm^3 ve 2.15 ± 0.5 mm^3) için gözlenmiştir. Böylece yazarlar, cilalanmış zirkonun karşıt dişler için aşınma dostu olduğu sonucuna varmışlardır (Janyavula ve ark., 2013).

Jung ve ark.'nın 2010'da yayınlanan çalışmalarında antagonistik dişlerin aşınmasının değerlendirilmesiyle ilgili kısıtlamalarına rağmen, daha önceki feldspatik porselen ile karşılaştırıldığında zirkonyanın daha az aşındığı görülmüştür. Zirkonya yüzey işlemleri açısından değerlendirildiğinde antagonistik dişlerin aşınma derecesi, mekanik olarak cilalanmış zirkonya grubunda glazürlü zirkonya grubuna göre daha az bulunmuş; ancak istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Zirkon porselenlerin glazürsüz sadece mekanik cilalanmış hallerinin antagonist diş aşınmasını azalttığı öngörülmüştür (Jung ve ark., 2010).

De Long ve ark. seramiklerin neden olduğu diş aşınması üzerine, 300.000 çiğneme döngüsünde 0.162 ± 0.057 mm^3'lük bir hacim azalması görülmüştür. Bu sonuç, feldspatik seramik içeren 240.000 çiğneme döngüsünde 0.119 ± 0.059 mm3'lük hacim azalmasıyla sonuçlanan bu çalışmanın anlamlı bir şekilde ilişkili olduğunu göstermektedir. Bu çalışmada, antagonistik dişlerin aşınma derecesi, zirkonyada seramiğe göre çok daha düşüktür. Bu, zirkonya'nın seramikten daha sert ama daha aşınmaya dayanıksız olduğu gerçeğine bağlı olabilir. Mekanik olarak cilalanmış ve glazürlü zirkonya grubunda mekanik olarak cilalanmış zirkonya grubundakinden daha fazla aşınma gözlenmiştir. Bu nedenle glazürsüz mekanik olarak cilalanmış zirkonya antagonist dişlerin aşınmasını azaltmada daha tercih edilebilir bir yapıda bulunmuştur (DeLong, 2006).

Monolitik zirkonya materyalinin karşıt diş minesinde ve restorasyonlarda meydana getireceği aşınma miktarı ile ilgili birbirinden farklı görüşler bulunmaktadır. Bazı araştırmacılara göre monolitik zirkonya materyali daha az aşınma meydana getirmekteyken; bazılarına göre ise sert bir materyal olmasından ötürü karşıt restorasyonda daha fazla aşınma meydana getirme riski bulunmaktadır (Park ve ark., 2014, Amer ve ark., 2014, Stawarczyk ve ark., 2016, Rupawala ve ark., 2017). Monolitik zirkonya, yüzeyleri glazelenmiş ve cilalanmış olmak üzere 2 farklı şekilde hazırlanabilmektedir (Janjavula ve ark., 2013).

Antagonist dişte meydana gelen aşınmanın, cilalanmış olan zirkonya karşısında glazelenmiş olan yüzeylere göre daha az aşınma meydana getirdiği görülmektedir (Preis ve ark., 2012, Janjavula ve ark., 2013, Sabrah ve ark., 2013).

1987 yılında Zurich Üniversitesi'nde Wohlwend tarafından, lösit ile güçlendirilmiş bir cam seramik olan IPS Empress sistemi (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) geliştirilmiştir. IPS Empress sistemi, çekirdekleştirici ajanlar içeren özel bir cam içinde kontrollü kristalizasyon ile oluşturulmuş birkaç mikron büyüklüğünde lösit kristalleri içerir. Bu sistem ısı ve basınç ile preslenebilen bir sistem olup restorasyonların yapımında kayıp mum tekniği esastır. IPS Empress sistemi, tabakalama ve boyama yöntemleri ile uygulanabilir (Dong ve ark., 1992).

IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) 2005 yılında IPS Empress 2'ye göre geliştirilmiş bir preslenebilir seramik malzeme olarak tanıtılmıştır. Ayrıca lityum-disilikat preslenmiş cam seramikten oluşur; ancak fiziksel özellikleri ve saydamlığı farklı bir pişirme prosesi ile geliştirilmiştir (Stappert ve ark., 2006).

Tabakalama tekniğinde; restorasyonun mum modelajı model üzerinde hazırlanarak özel bir revetmana alınır. Muflalar önceden ısıtılıp mum eritildikten sonra, bu sisteme özgü presleme fırınına yerleştirilir. Çekirdek seramiği, kalıba, 1180°C'de visköz akış işlemine göre preslenir. Preslenen malzeme 35 dakika bu sıcaklıkta bekletilir, daha sonra soğutularak revetmandan çıkarılır. Posterior restorasyonlarda, inley ve onley uygulamalarında boyama tekniği uygulanabilir. Anterior restorasyonlar ise cut-back yöntemiyle küçültülerek lösit ile güçlendirilmiş cam seramiğin toz formu, konvansiyonel sinterizasyon tekniği ile yüzeye uygulanır (Simonsen, 1983).

IPS Empress cam seramiğin üretimi için öncelikle, kontrollü kristalizasyon için önem taşıyan baz cam eritilir. Çekirdeklenmenin ve ilk kristalizasyonun başlaması için, ısıtıldıktan sonra öğütülür.

Bu toza stabilizatörler, katkı maddeleri, floresan ajanlar ve pigmentler eklenir; daha sonra preslenerek cam seramik bloklar (ingot) oluşturulur. Bu ingotlar yaklaşık 1200°C'de sinterize edildikten sonra kullanıma hazır hale gelir. IPS Empress cam seramiğe yüksek fizik ve estetik özellikler kazandırmak için, bu ingotlar boyama tekniğinde 1050°C'de tabakalama tekniğinde 1080°C'de preslenir.

IPS Empress çekirdeğinin yapısal özelliklerini sağlamada, bu baz camın önemi çok büyüktür. Konvansiyonel cam seramiklerde kullanılan camdan belirgin farklılık gösterir ve kontrollü hacimsel kristalizasyon ile cam seramiğe dönüştürülemez. Bu nedenle, IPS Empress cam seramiğini üretmede kontrollü yüzey kristalizasyonu mekanizması kullanılmaktadır (Sadan ve Lemon, 1998).

Lösit kristali, feldsparın erimesi ile oluşan bir mineraldir. Formulü; $K_2O.Al_2O_3.4sio_2$ ya da K ($AlSio_2O_6$) şeklindedir. 1992 yılında Dong ve arkadaşları IPS Empress cam seramiğin sıcaklık ve basınç altında bükülme direncinin arttığını ve tabakalama seramiğinin boya ve glazür pişirmesi ile daha da güçlendiğini bulmuşlardır. Sıcaklık ve basıncın, lösit partiküllerinin cam matriks içinde daha iyi dağılmasına neden olduğunu, lösit dağılımının ise direnci daha da arttırdığını bulmuşlardır (Dong ve ark., 1992; Ulusoy ve Toksavul, 2002).

Hacimce %30-40 oranında lösit kristali içeren IPS Empress sistemi ile hazırlanan inley, onley, kron ve lamina gibi restorasyonlar ile başarılı sonuçlar elde edilmektedir. Yüksek translusensi, floresans, opalesans gibi optik özellikler açısından bu malzeme ile doğal dişe yakın bir estetik sağlanır. Çekirdek seramiğin bükülme direnci yaklaşık 120 mpa iken, boyama ve glazür işlemlerinden sonra 200 mpa'a kadar çıkabilmektedir (Dong ve ark., 1992). Aşınma özellikleri ve aşınmaya direnci, doğal dişe yakındır. Ancak bu sistem tüm seramik köprü uygulamaları için yeterli mekanik dirence sahip değildir.

Bu sistemin avantajları şu şekilde sıralanabilir;

1) Alt yapı malzemesinin translüsentliği, doğal diş dentin ve mine yapısına benzer.

2) Temel malzeme, yüksek basınçta gözenekleri yok edilmiş ve mikro çatlakların oluşumunun engellendiği, yoğunlaştırılmış prefabrike çekirdeğe (ingot) dönüştürülür.

3) Temel malzeme stabiliteyi korur, kronun şekli değişmez, yinelenen pişirmelerde kenarları bozulmaz.

4) Baz malzemenin ve glazür porseleninin abrazyon değerleri doğal diş yapısına benzer.

5) Aşınma değerleri hemen hemen karşıt diş ile aynıdır. Malzemenin ince grenli yapısı, karşıt dişte mine benzeri aşınma yaratır.

6) Empress restorasyonun mum modelasyonu, seramikte modelasyon yapmaktan daha kolaydır.

7) Pişirme sonucu oluşan büzülme, press tekniği ile giderilir.

8) Seramik malzemenin-kayıp mum tekniğil ile enjeksiyonu, restorasyonun uyumunu arttırır.

9) Önceden seramiklendirilmiş porselenin bükülme ve çekme dayanıklılığı yüksektir ve 200 mpa'dan fazladır.

10) Temel çekirdekler (ingot) önceden renklendirilmiş olduğu için komşu dişlerle renk uyumu oldukça iyidir.

4.5. Diş Hekimliğinde Aşınmayı Belirlemede Kullanılan Yöntemler

Diş hekimleri ve araştırmacılar, kullanılan restoratif materyallerin fiziksel özelliklerini belirlemek için farklı yöntemler ve testler kullanmışlardır. Ağız içerisinde kullanılacak olan restoratif materyallerin seçiminde, materyalin aşınmaya karşı olan direnci en önemli faktörlerden biridir. Ağız ortamında kullanılacak olan materyallerin karşıt dişlerin meydana getirebileceği aşınmaya ve deformasyona direnç göstermesi gerekmektedir. Restoratif materyallerde ve minede meydana gelen aşınma miktarını belirlemek için yapılmış pek çok çalışma bulunmaktadır ve bu çalışmalar değerlendirildiğinde, klinik çalışmalar ve laboratuvar çalışmaları olarak 2 başlık altında toplandıkları görülmektedir (Mulay ve ark., 2015, Stober ve ark., 2016, Heintze ve ark., 2005, Heintze ve ark., 2006, Nakashima ve ark.,2016).

4.5.1. Klinik çalışmalar

Aşınmayı belirlemek için kullanılabilecek direkt veya indirekt klinik yöntemler bulunmaktadır. Direkt yöntemlerin büyük bir kısmı Ryge tarafından geliştirilmiştir. Bu yöntemlerde, ağız içerisinde çok sayıda ölçüm yapılması gerekmektedir ve bu ölçümlerin yapılması uzun süre almaktadır.

Sağlıklı sonuçlar elde edilebilmesi için değerlendirmeyi yapan hekimler arasında uyum olması ve değerlendirilecek olan skalanın kalibrasyonunun yeterli olması gerekmektedir (Turssi ve Serra, 2003).

İndirekt teknikler ise, ağız içerisinden alınan ölçülerle model elde edilmesi ile yapılmaktadır. Bu ölçümler hekim tarafından yapılabileceği gibi bilgisayar yardımı ile de yapılabilmektedir. Diş hekimi tarafından yapılan görsel değerlendirmeler daha hızlı ve maliyeti daha düşük tekniklerdir. Bilgisayar kullanılan teknikler ise görsel tekniklere göre daha doğru ve anlamlı sonuçlar vermektedir ancak daha zaman alıcı ve maliyeti yüksek yöntemlerdir (Folwaczny ve ark., 2000).

Yaygın olarak kullanılan görsel teknikler, Moffa–Lugassy metodu (Lugassy ve Moffa, 1985), Goldberg's metodu (Goldberg ve ark., 1984) ve Vivadent metodu (Bryant, 1990) olarak sıralanabilir. Bu yöntemler, standart döküm kalıplar kullanılarak, kopya modelin sınıflandırılmasını gerektirir. Model değerlendirmeleri, klinik olarak yapılan değerlendirmelere göre çok daha basittir ve daha doğru sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Heintze ve ark., 2006).

Klinik olarak dental materyallerin aşınma miktarlarının incelenmesi; zaman alıcı olması, pahalı olması ve çok fazla değişken bulunması gibi dezavantajlara sahiptir. Yapılan çalışmalarda, klinik sonuçların anlamlı olabilmesi için fazla sayıda hastanın çalışmaya dâhil edilmesi gerekmektedir ve kullanılan restoratif materyalin tipine bağlı olarak ölçülebilir bir aşınma miktarı oluşabilmesi için yaklaşık 6 ay-2 sene arasında süre geçmesi gerektiği belirlenmiştir. Bu kriterler, klinik çalışmayı zorlaştırmaktadır ve etik problemleri de beraberinde getirmektedir (Stober ve ark., 2016). Klinik skorlama sistemi ve replikasyon tekniği, klinik olarak aşınmanın tespit edilmesinde kullanılan yöntemlerdir.

4.5.2. Laboratuvar çalışmaları

Yıllar boyunca posterior dişler, çoğunlukla amalgam ve altın alaşım materyalleri ile restore edilmiş daha sonrasında ise seramik materyaller kullanılmaya başlanmıştır. Yapılan klinik gözlemlerde bu materyallerde çok fazla aşınma meydana gelmediği belirtilmiştir. 1980'lerde klinisyenler, aşınma miktarını belirleyebilecek laboratuvar testleri üzerine çalışmaya başlamışlardır ve ilk aşınma testi metodu geliştirilmiştir (Heintze, 2010).

İlk çalışma Charles Hatchett (1760-1820) tarafından yürütülmüştür ve altın paralar üzerinde aşınma miktarını basit pistonlu bir cihaz ile değerlendirmiştir. Çiğneme periyodunu tam anlamıyla taklit edemese de aşınmayı ekileyen faktörleri değerlendiren pin-on disk şeklindeki cihazlar, mühendislik alanında da yapay materyallerin aşınma dayanıklılıklarını değerlendirmede benzer şekilde kullanılmaktadır (Heintze, 2010).

Pin-on disk şeklindeki cihazlar ile 2 boyutlu aşınma taklit edilebilmektedir, ancak ağız ortamında meydana gelen aşınma 3 boyutlu olarak gerçekleşmektedir.

Bu ortamı gerçekleştirmek için yeni cihazlar tasarlanmış ve ara madde olarak kullanılacak materyallerin ortama ilave edilmesiyle 3 boyutlu aşınma gerçekleştirilmeye çalışılmıştır (Mair ve ark., 1996).

De Long ve Douglas fizyolojik çiğnemeyi taklit etmek için "yapay ağız" konseptini ortaya koymuşlardır. Fizyolojik çene hareketlerinin yapılabildiği ve doğal dişlerin kullanıldığı bir simülatör üzerinde çalışmışlardır. Cihaz dikey ve yatay olarak harekete imkân vermektedir ve örneklerin temas süreleri, lateral hareket miktarları ve dikey hareket miktarları ağız ortamına benzer şekilde ayarlanabilmektedir. Günümüzde kullanılmakta olan "Bionix Test Sistemi" (MTS Systems Corporation, Edon, Parairie, Minnesota, ABD) cihazı bu prensip ile çalışmaktadır (Baser, 2014).

İlerleyen yıllarda kullanım açısından daha pratik ve uygulaması daha kolay çeşitli cihazlar hazırlanmaya çalışılmıştır. De Gee 1994 yılında "ACTA Okluzal Aşınma Simülatörünü" dizayn etmiştir.

Bu cihaz, numunelerin bulunduğu alana pirinç, darı gibi farklı gıda maddeleri ilave edilerek aşındırma ortamının 3 boyutlu olarak hazırlanmasına olanak sunmuştur. 1997 yılında Yap ve arkadaşları, "BIOMAT Aşınma Simülatörü'nü'' kullanmışlardır. Bu simülatör, alt çenenin çiğneme esnasında yaptığı hareketleri büyük ölçüde taklit etmektedir (Baser, 2014).

Yükleme şekline, döngü sayısına ve sıklığına, aşındırıcı ortama, kuvvet tipine ve kayma hareketi gibi çeşitli faktörlere bağlı farklı aşınma testleri mevcuttur. Fakat farklı aşınma yöntemleri ile ilgili değerlendirme yapılmamıştır. Bazı enstütüler OHSU cihazı (Condon ve Ferracane, 1996), Alabama cihazı (Condon ve Ferracane, 1996, Janyavula ve ark.,2013,

Kadokawa ve ark., 2006, Lawson ve ark., 2014), Zurih cihazı (Alemzadeh ve Raabe, 2007), Reensburg simülatörü (Yap ve ark., 1999) ve BIOMAT simülatörü (Yap ve ark., 1999) gibi kendi cihazlarını geliştirmişlerdir. Bristol Üniversitesi'nde, kompleks bir sisteme sahip 6 çalıştırıcılı bir cihaz olan Dento-Munch Robo-Simulatörü geliştirilmiştir. Bu simülatör, Stewart platformunu kullanarak alt çenenin bütün hareketlerini taklit etmek için dizayn edilmiştir (Alemzadeh ve Raabe, 2007).

Willytec simülatörü veya Münih simülatörü olarak bilinen iki eksenli çiğneme simülatörü, maliyet ve etkinlik açısından en avantajlı cihazlardan biridir. Son yıllarda yapılan çalışmalarda bu cihazın kullanıldığı bilinmektedir (D'Arcangelo ve ark., 2016, Stawarczyk ve ark., 2016, Park ve ark., 2014, Mitov ve ark., 2012, Preis ve ark., 2012, Beuer ve ark., 2012, Kim ve ark., 2012, Jung ve ark., 2010). Bu çiğneme simülatörü, dikey çubuklar üzerine yerleştirilmiş olan ağırlıkların aşağı doğru inişi sırasında durdurucu motorların kullanımı prensibi ile çalışmaktadır (Heintze, 2010).

Çiğneme simülatörü, ağız içerisinde farklı şekillerde çiğnemeyi simüle etmek amacıyla kullanılmaktadır. İki eksenli ve değişken ağırlıklara göre hareket şekilleri programlanabilir, her hareket simüle edilebilir. Bu cihaz 2, 4 veya 8 hazneli olarak üretilmektedir ve numunelere aynı zamanda termal siklüs de uygulayabilmektedir.

Aynı zamanda, sisteme, kuvvet miktarını ölçmek için sensörler eklenebilmektedir. Hazırlanan örnekler tutucular içerisine sabitlendikten sonra örnekler üzerine yatay ve dikey kuvvetler uygulanarak çiğneme işlemi taklit edilmektedir. Teknik tasarımı sayesinde, tüm örneklere ve antagonistlere aynı hareket uygulanabilmektedir.

Ağırlık kuvveti 10 N ile 120 N arasında basamaklı olarak ayarlanabilir; 2 numune bileşeni için bu kuvvet 350 N'a kadar çıkabilmektedir. Kompartmanların düşey hızı 10-90 mm/s, yatay hızı 10-90 mm/s, çiğneme sıklığı 0,1 Hz-3,5 Hz, numuneler üzerine dikey kuvvet uygulama uzunluğu 0,1-0,99 mm ve numuneler üzerine yatay kuvvet uygulama uzunluğu 0,1-0,38 mm değerleri arasında olacak şekilde ayarlanabilmektedir. Sisteme entegre olan termal siklüs ünitesi sayesinde örneklere eş zamanlı olarak 4-60 °C arasında ısı döngüsü uygulanabilmektedir. Aynı zamanda cihaza kuvvet ölçer bağlanarak, numuneler üzerine uygulanan 3 boyutlu kuvvetin anlık değişimi kaydedilebilmektedir (http://analitikmedikal.com/products/cigneme.pdf, Erişim tarihi: 22/06/2018).

Şüphesiz aşınmayı ölçmek için kullanılan en iyi yöntem 1980'lerin ortalarından beri mevcut olan söz konusu materyalden alınan üç boyutlu (3D) görüntülerinin karşılaştırılmasıdır.

Üç boyutlu görüntüler; kontakt profiller, temassız beyaz ışık veya lazer tarayıcı, mikro BT tarayıcılar gibi çeşitli tarayıcı yöntemleri kullanılarak görüntülenir. Ardışık 3D görüntüleri en üst düzeyde birbirleri üzerine çakıştırılır. Bu işlem yüzey kaydı olarak adlandırılır. Hizalanan yüzeylerdeki değişiklikler daha sonra ortaya çıkartılır. Üç boyutlu tarama aşınma ölçümü için tercih edilen bir yöntemdir çünkü; doğru ve kantitatiftir, daha sonraki 3D görüntüleriyle karşılaştırmayı sağlayan depolanabilir 3D veri tabanı oluşturur ve hem klinik hem de laboratuvar olarak uygulanabilir (Perry ve ark., 2000). Dezavantajları, özel bir donanım, yazılım ve maliyet gerektirmesidir. Bu nedenle bu teknolojiyi kullanan az sayıda klinik çalışma mevcuttur. Tarayıcının maliyetinin düşürülerek ve tarayıcı servislerinin artmasıyla gelecekte daha çok sayıda klinik çalışma bu teknolojiyi kullanabilir (DeLong, 2006).

Tarayıcılar; temaslı ve temassız olacak şekilde sınıflandırılabilir. Temaslı bağlantı, okluzal yüzeyin düzensiz topolojisini belirleyemek için sivri uçlu çizim aleti kullanır. Çözünürlük genel olarak 0,1 mm veya daha büyük olan kalem ucunun büyüklüğü ile sınırlıdır. Temaslı bağlantı sistemlerinin avantajı, nispeten düşük maliyette doğru sonuç vermesi, materyalin renk veya saydamlık gibi özelliklerinden etkilenmemesidir. Dezavantajları ise sert yüzeye ihtiyaç duymaları ve yavaş çalışmalarıdır (DeLong, 2006).

Temassız bağlantı sistemleri, temaslı sistemlerle benzer yollarla materyalin yüzeyini sayısallaştırırlar. Temassız tarayıcılar; nokta, çizgi, alan ve hacim tarayıcıları şeklinde ayrılabilir. Bu sistemlerin "kalemi" yüzeye odaklanan bir ışık kaynağı veya mikroskoptur. Temassız tarayıcıların en önemli avantajı yüzeye temas etmemeleridir. Dezavantajları ise, opak, diffüz yansıtıcı yüzeye ihtiyaç duymalarıdır. Çözünürlük genellikle 0,025 mm'den daha az olan, odaklanabilen ışık kaynağına bağlıdır (DeLong, 2006).

Temassız çizgi lazer sistemi, öngörülen yüzeyin üzerine düz bir çizgi kullanarak tarama yapar. Yüzey üzerinde hareket eden çizginin görüntüsünü dijital kamera görüntüler. Sistemin bilinen geometrisi ve triangulasyonu yüzey noktaları hesaplanırken etkinleşir. Alan tarayıcıları çizgi tarayıcılarıyla benzerdir.

Aralarındaki fark; tüm yüzey üzerinde görüntü oluşturulması ve bu yüzey noktalarını hesaplamak için triangulasyon, Moir'e saçak deseni, enterforemetre, faz kayması veya bunların kombinasyonlarını kullanmasıdır. Çizgi ve alan tarayıcılarının esas avantajı nokta tarayıcılardan önemli ölçüde hızlı olmasıdır. Elde edilen görüntü düşük çözünürlüklüdür (DeLong, 2006).

Hacim tarayıcıları bilgisayarlı tomografi (BT) esasına dayanır. Onların çözünürlüğü voksel boyutu tarafından belirlenir. Aralıkları yüzlerce mikrondan birkaç mikrondur. Hacim sistemlerinin avantajı, gölgelemenin problem olmamasıdır. Dezavantajları maliyet ve radyasyondur. 3D tarama ile ilgili önemli bir sorun hem klinik hem de laboratuvarda uygulanabilir olmasıdır. Ancak ağız içi tarama yapmak oldukça zordur. Sadece iki sistem CEREC CAD/CAM ve cone beam BT mevcuttur.

CEREC sisteminde, daha doğru bir tarama için dişler üzerine beyaz bir toz püskürtülmesi gerekmektedir. Cone beam BT tarayıcıların ölçüm hassasiyeti birkaç yüz mikrondur (Kobayashi ve ark., 2004). Bu nedenle dişlerin okluzal yüzeylerindeki aşınmaları ölçme yetenekleri sınırlıdır. Aşınmayı ölçmek için kullanılan hangi sistem olursa olsun, sistemin hassasiyetinin ve doğruluğunun bilinmesi zorunludur. Ölçü ve replika materyallerinin etkisi de sistemin doğruluğunu belirlemede göz önünde bulundurulmalıdır. Sistem taranacak nesneye benzer şekilde kalibre edilmelidir. Genellikle geometrik standartlar kullanılır, koordinat ölçüm cihazının kullanılmasıyla boyutların doğru bir ölçümü yapılabilir. Örneğin diş arklarının taranması için kalibre edilen bir sistemde standardizasyon yaklaşık bir insan arkına göre yapılmıştır (DeLong ve ark., 2003).

Bir hacim, alan veya derinlik değerinin bildirilmesi için iki taranmış yüzeyin çakıştırılması gerekir. Aşınma ölçümü için tercih edilen parametre hacimdir. Bu okluzal faktörlerden bağımsız ve klinik değerlere sahiptir, çünkü yapılan işin ölçümüdür.

Eğer materyal ve çevresel faktörler sabit kalırsa, hacim kaybı zamanla doğrusaldır. Derinlik, vertikal yükseklik kaybıyla esas olarak ilişkili olduğu için tarih boyunca kullanılmıştır. Ancak klinik değeri sınırlıdır. Çünkü okluzal faktörlere ihtiyaç duyar. Alan da benzer nedenlerden dolayı sınırlı bir değerdir. Okluzal temas alanı klinik açıdan önemlidir.

Çünkü kuvvetin okluzal tabla boyunca nasıl dağıldığını gösterir ve dişlerin materyalin hangi bölgesiyle temas ettiğini belirtir. Aşınma ölçülürken hem çevrede bulunan materyal hem de karşıt materyal (özellikle karşıda bulunan mataryal mine ise) dikkate alınmalıdır (DeLong, 2006).

Aşınmayı en iyi şekilde 3D tarayıcıları kullanılarak oluşturulan sıralı görüntülerin karşılaştırılmasıyla ölçülür. Ölçüm sistemi bilinen standartlar kullanılarak kalibre edilmelidir (DeLong, 2006).

4.6. Aşınma Testleri

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 (Beuer ve ark., 2012). Bu nedenle aşınmanın test edilebilmesi amacıyla örneklere özelleştirilmiş frekansta ve stres uygulayabilen birçok splint geliştirilmiştir. Bunlardan bazıları ise klinik ortamın çok daha gerçeğe yakın olması amacıyla, test ortamlarına ilave nem ve kontrollü sıcaklık da uygulayabilmektedir (Kern ve ark., 1993). Islak ve sıcaklığı değişen ortama maruz kalmak dental seramiklerin mekanik özelliklerini etkilemektedir (Beuer ve ark., 2012). Bu nedenle laboratuvar ortamında yapılan araştırmalar, termal ve ortam değişkenlikleri yansıtmak durumundadır.

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 (Beuer ve ark., 2012). Bu da parametrelerin standardize edilmesi konusunda güçlükler ortaya çıkarmaktadır ve maliyetler de yine oldukça yüksek olmaktadır (Kern ve ark., 1993).

Bu nedenle yorulmanın test edilebilmesi amacıyla örneklere özelleştirilmiş frekans, kuvvet ve stres uygulayabilen birçok alet geliştirilmiştir (Kern ve ark., 1993). Bunlardan bazıları ise klinik ortamın çok daha gerçeğe yakın olması amacıyla, test ortamlarına ilave nem ve kontrollü sıcaklık da uygulayabilmektedir (Kern ve ark., 1993). Islak ortama maruz kalmak dental seramiklerin mekanik özelliklerini etkilemektedir. Bu nedenle laboratuar ortamında yapılan araştırmalar, termal değişkenlikleri yansıtmak durumundadır (Beuer ve ark., 2012).

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 (DeLong ve Douglas, 1983; Heydecke ve ark., 2001; Komine ve ark., 2004; Beuer ve ark., 2012). Dual akslı çiğneme simülatörü, bilgisayar ile kontrol edilen ve çift yönde (dikey ve yatay) kuvvet uygulayabilen bir cihazdır. Plastik örnek tutucular içerisine örnekler yerleştirilir, çiğneme simülatöründeki karşıt mekanizma çalışmacının belirlediği miktarda yatay ve dikey hareket ederek belirlenen çiğneme siklüsünü yerine getirir. Antagonist olarak çeşitli çaplarda farklı materyallerden üretilmiş top uçları vardır (Wassell ve ark., 1994; Wassell ve ark., 1994). Simüle edilen çiğneme döngüsü, test sırasında kuvvetlerin döngüsel olarak oluşturulabilmesi amacıyla bilgisayar tarafından konrol edilir. 1.3 Hz-1.8 Hz lik çiğneme frekansı ile her 0.6-1.1 saniyede bir döngü fizyolojik sınırlar içerisinde kabul edilir (Jung ve ark., 2010; Beuer ve ark., 2012). Çiğneme simülatöründe çeşitli ağırlıklarla ve çeşitli döngülarla örneklere yüklemeler yapılabilmektedir.

Çalışmalarda sıklıkla posterior bölgedeki normal okluzyon ve çiğneme kuvvetlerini yansıtmak amacıyla 49N'luk bir kuvvet uygulanır (Beuer ve ark., 2012).

Çiğneme simülatörü ile yapılan çalışmalarda siklüs sayıları ve uygulanan kuvvetler araştırmacıların amacına uygun olarak değişiklik göstermektedir (Tablo 4.6).

Çalışma	Uygulanan kuvvet	Yapılan döngü sayısı	Döngü sayısının ay bazında yaklaşık değeri
Kheradmandan S. 2001	25 N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Anders S. 2006	50 N	100.000	Yaklaşık 60 ay
Wiebke F. 2006	30 N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Heintze Sd. 2006	40-100-40 N, 40-60-80-100 N	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. 2008	20 N.- 49 N.-78 N.	300.000	Yaklaşık 60 ay
Att W. 2009	50 N.	1.200.000	Yaklaşık 15 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
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 60 ay
Schwendicke F. 2015	50 N.	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Spies Bc.	98 N.	1.200.000 ve 5.000.000	Yaklaşık 60 ay ve 250 ay
Samran a. 2012	50 n.	1.200.000	Yaklaşık 60 ay

Tablo 4.6. Çiğneme simülatörü ile yapılan çalışmalarda döngü sayısı ve uygulanan kuvvet değerleri

Literatür incelemesinde Kheradmandan ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada; doğal dişler üzerine 3 üyeli anterior köprüler galvano-seramik, Celay-In-Ceram-Alumina, heat-pressed lityum disilikat seramik ve metal-seramik (kontrol) restorasyonlardan yapılmıştır (Kheradmandan ve ark., 2001). Örnekler çiğneme simulatöründe 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, PMMA daylara cam iyonomer ve resin simanla yapıştırıldıktan sonra, dinamik olarak farklı yükleme koşullarında (40-100-40N, 40-60-80-100N ve 100N, her 100.000 döngüda uygulanan kuvvet değiştirilmiştir) 1.200.000 kere döngüa tabi tutularak 5 yıllık yaşlandırma işlemi uygulamışlardır. Kırılma olmayan örneklere universal test cihazında kırılma oluncaya kadar kuvvet uygulanmıştır (Heintze ve ark., 2008). Att ve ark. 30 doğal diş üzerine farklı zirkonyum oksit materyalle- rinden posterior bölgede 3 üyeli köprüler yaparak bu örneklerin yarısını çiğneme simulatöründe 5 yıllık yaşlandırma işlemi dinamik yüklemeye (1.200.000 döngü, 1.6 Hz) maruz bırakırken diğer yarısını kontrol grubu olarak kabul edip çiğneme simülatöründe dinamik yükleme yapılmadan universal test cihazına sokmuşlardır. Guess ve ark. 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 döngü uygulamışlardır (Guess ve ark., 2013). Barcellos ve ark. da 70 adet çekilmiş üst kanin dişler üzerinde post sistemlerini araştırmaları esnasında 30 N kuvvet altında, 250.000 döngü 2.6 Hz frekansı ile yorulma testleri yapıldıktan sonra kırılma testlerine tabii tutmuşlardır (Barcellos ve ark., 2013). Post-core sistemlerinde ferrule yüksekliğinin araştırıldığı çalışmada örnekler 50 N kuvvet altında, 1.200.000 döngü da 1.2 Hz frekans ile yaşlandırma işlemlerine tabii tutulmuşlardır (Samran ve ark., 2013). Bir diğer post-core çalışmasında: 40 maksiller kanin dişine 4 farklı post-core sistemi uygulayan araştırmacılar 30 N kuvvet altında, 250.000 döngü da 2,6 Hz frekansında çiğneme simülatörü ile dinamik yükleme sonrası örneklerin kırılma dirençlerine bakmışlardır (Pereira ve ark., 2014).

Heintze ve arkadaşları, dental materyallerin in vitro aşınmasının ölçülmesi için farklı yöntemler test etmiştir. 3 ölçüm prensibinin, 3 boyutlu lazerin ve mekanik ve optik yöntemlerin, düz örneklerde üretilen aşınmanın nicelleştirilmesi için uygun olduğunu bulmuşlardır. Ölçüm yönteminden bağımsız olarak hem hacim hem de dikey kayıp birbiriyle güçlü bir şekilde ilişkiliydi, dolayısıyla her iki değişkeni de ölçmek için gereksiz hale getirmiştir.

Diğer çalışmalar, aynı zamanda, maksimum yükseklik kaybı ve aşınma hacminin sıralamasının kuvvetle kabul edildiğini göstermiştir. Diş hekimliğinde, klinik olarak anlamlı olan parametre maksimum yükseklik kaybıdır, çünkü maksilla ve mandibula arasındaki dikey mesafe oklüzal temas noktaları tarafından stabilize edilmektedir (Heintze ve ark., 2006).

Ağız ortamında dişlerin karşılaştığı oklüzal yüklere ve termal değişikliklere ilişkin birçok çalışma yapılmıştır (Frankenberger ve ark., 2005). Bu çalışmalarda genellikle, dental restoratif materyallerin doğal ortamda uzun vadede maruz kaldıkları değişikliklerin, laboratuvar ortamında kısa sürede belirlenmesi amacıyla uygulanan yaşlandırma prosedürlerinin aşınma üzerndeki etkisi ve materyaller arasındaki karşılaştırmalar yapılmıştır.

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 değişiklerine, besin maddelerinin kimyasal içerikleri ile de ph değişikliklerine maruz kalmaktadır (Gale ve Darvell, 1999). 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.

Laboratuvar testlerinin amacı, dental restoratif materyallerin uzun dönem klinik davranışlarına ilişkin öngörü sahibi olmaktır.

Ayrıca; materyallerin ya da tekniklerin değerlendirilmesinde kullanılabilen mekanik test splintları 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 splinti, mikrotensile splinti, çiğneme simülatörü, universal test splinti, aşındırıcı splintlar, taramalı elektron mikroskobu, ışık ve stereo mikroskoplar gibi pek çok aracın yanı sıra termal ve loading döngü splintlarının 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 (Akin ve ark., 2012).

Çiğneme simülatörü ile yapılan çalışmalarda siklüs sayıları ve uygulanan kuvvetler araştırmacıların amacına uygun olarak değişiklik göstermektedir.

Mi-Jin ve ark. çalışmalarında örnekleri çiğneme simülatöründe 300,000 siklüsta 49 N ile yaşlandırma yapılarak yüzey aşınma oranlarına bakmışlardır (Kim ve ark., 2012).

Lars ve ark. implant dayanak arası bağlantı özelliklerini araştırdıkları çalışmada çiğneme simülatöründe 120 N altında 1,200,000 siklüs, Wiebke ve ark. ise yaptığı bir çalışmada tam seramik post ve core yapıları çiğneme simülatörü altında 1,200,000 siklüs da 30N yükleme yapmışlardır (Mair ve ark., 1996; Friedel ve Kern, 2006; Ghazal ve ark., 2008). Ghazal ve ark. bir çalışmalarında çiğneme simülatöründe 49N kuvvetle 200,000 siklüs uygularken diğer bir çalışmalarında üç farklı kuvvet (20 N, 49 N ve 78 N) ve 300000 siklüs ile yaşlandırma yapmışlarıdır (Ghazal ve Kern, 2009). Yine diğer bir çalışmada polisaj yapılmış tam kuron, glaze yapılmış tam kuron, sinterleme işlemi yapılmış tam kuron ve kontrol grubu olarak veneer kuron dan oluşan örnekler 120,000 siklüsta 5kg yük uygulanarak 0,7 mm yatay hareket ile çiğneme simülatöründe yaşlandırma yapıldıktan sonra kırma testine tabii tutulmuştur (Turssi ve ark., 2006).

Sevilla ve ark.'nın çalışmalarında, rezin kompozit materyallere karşı farklı splint materyallerinin aşınmasını değerlendirmişlerdir. ACTA aşınma makinesi kullanılarak iki gövdeli bir aşınma testi yapılmış ve bu çalışma için, doğrudan restorasyonlar için kullanılan üç kompozit (Filtek Z250, CLEARFIL AP-X ve Filtek Supreme XT) ve dört oklüzal splint materyali; bir poliamid rezin

(ThermoSens) ve üç farklı tipte polimetilmetakrilat (PMMA) rezin kullanılmıştır. Antagonistik materyaller olarak paslanmaz çelik, Filtek Supreme XT ve CLEARFIL AP-X kullanılmıştır. Yedi malzemenin aşınma oranı bir profilometre kullanılarak 200.000 döngüden sonra belirlenmiştir. Aşınma oranları konvansiyonel PMMA materyalleri için diğer tüm materyallerden anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur ($p < 0.001$). Antagonist materyaller, çeşitli splint materyallerinin aşınma miktarı üzerinde çok az veya hiç etkiye sahip değildir ($p < 0.001$) sonucuna ulaşmışlardır. Sonuç olarak, farklı splint materyalleri, test edilen tüm antagonist materyaller için farklı aşınma oranları vermiştir (Reyes-Sevilla ve ark., 2018).

Ağız içi sürekli olarak ısı ve ph değişikliklerine maruz kalmaktadır (Geis-Gerstorfer, 1994). Ancak yeme içme alışkanlıkları kişiden kişiye farklılık, gösteren alışkanlıklardır ve ağızın her bölgesinde eşit ısı değişimlerine neden olmamaktadır (Longman ve Pearson, 1987). Ağızdan nefes alınmadığında ve ısısal bir yükleme yapılmadığında ağız içi sıcaklık 35.2(± 2)°C (ortalama 35°C) olarak ölçülmüştür (Spierings ve ark., 1987).

5. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, dört farklı oklüzal splint materyali karşısında IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), InCoris TZI C (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) ve mandibular kanin dişi örnekleri kullanılarak dual akslı çiğneme simülatörü CS-4 (SD Mechatronik GMBH, Feldkirchen-Germany) ile yaşlandırma yapılmış ve hacimsel aşınmaları tespit edilip değerlendirilmiştir.

Sırasıyla; doğal dişlerin toplanması ve örneklerin hazırlanması, grupların oluşturulması, örneklerin örnek tutuculara sabitlenmesi, çiğneme simülasyonu, aşınma sonrası 3 boyutlu tarama işlemi, elde edilen verilerin meydana gelen aşınma miktarının tespiti ve sonuçların istatistiksel analizi gerçekleştirildi.

Bu çalışmada sırasıyla; örneklerin hazırlanması, cilalama prosedürlerinin uygulanması, karşıt restorasyon olarak seçilen materyallere göre grupların oluşturulması, çiğneme simülasyonunun gerçekleştirilmesi, simülasyon sonrasında yüzeylerin taranarak meydana gelen aşınma miktarının belirlenmesi işlemleri Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ARGE Laboratuvarı'nda ve örneklerin hazırlanması Optimal Diş Laboratuvarı ve Dental Labor Diş Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

5.1. Araştırmada Kullanılan Materyaller

SR Ivocap Isı ile Polimerize (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), Eclipse (Dentsply International, York, PA), SR Ivocap Elastomer (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), Valplast (Valplast International Corp., Long Beach, NY, USA). Farklı materyallerin aşınma miktarını belirlemek için, disk şekilli, 16 mm çaplı ve 3 mm kalınlıkta hazırlanmıştır. Her splint materyalinden 16'şar adet örnek test edilmiştir.

Materyaller ve üretici firmalarla ilgili bilgiler listelenmiştir (Tablo 5.1.1). Her biri 16 mm çapında ve 4 mm derinliğinde olan kalıplar, örneklerin yerleşimi için kullanılmıştır (Resim 5.1.1). Tüm örneklerin test yüzeyleri, 220, 500, 800 ve 1200* tane büyüklüğüne sahip su geçirmez silikon karbit öğütme kağıtları kullanılarak düzeltilmiştir. Örnekler, bir bez ve ince pomza ile bitirilmiş, ardından bir parlatma macunu** uygulaması yapılmıştır. Tüm örnekler testten önce 2 hafta boyunca 25 °C distile su içinde saklanmıştır (Resim 5.1.1).

Materyal	Üretici firma	Kimyasal İçerik	Parti No
SR Ivocap Isı ile Polimerize	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	Metilmetakrilat	U10544
Valplast	Valplast International Corp., Long Island City, NY, USA	Poliamid	YC353P07/ YG072L04
SR Ivocap Elastomer	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	Metilmetakriat	U32931
Eclipse	Dentsply International, York, PA	Üretan oligomerleri	9494801

Tablo 5.1.1 Test edilen splint materyalleri



Resim 5.1.1 Test edilen splint materyalleri

*Struers A/S, Ballerup, Denmark.
**Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein.

5.2. Araştırmada Kullanılan Antagonist Örneklerinin Hazırlanması

InCoris TZI C ve IPS e.max Press örnekleri üreticinin el kitabına göre 4 mm çapında yüksekliği 5 mm olan küreler halinde üretilmiştir. Örneklerin yüzeyi pürüzlerden arındırıldıktan sonra ön polisaj, bir elmas kauçuk parlatıcı (OptraFine® F) ile gerçekleştirilmiştir. İnce parlatma, çok parlak bir kauçuk parlatıcı (OptraFine® P) ile yapılmıştır.

IPS e.max Press örneklerin hazırlanması

• IPS e.max Ingot (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

• Bego Miditherm ön ısıtma fırını (Bego, Bremen, Almanya)

• ALO_2 aluminyum oksit itici piston (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

•Programat EP 3000 porselen basma fırını (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

•Invex Liquid yüzey temizleyici likit (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

Incoris TZI C örnekleri monolitik bloklardan (40/19 = 40x19x15.5 mm) üretilmiş ve bir Cerec inLab MC X5 sistemi (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) kullanılarak tasarlanmıştır. Incoris TZI C örnekleri 2 saat 1510°C sıcaklıkta sinterlenmiştir.

Örnekler sonrasında,

• Imicryl SC Soğuk Akrilik (Imicryl, Konya, Türkiye)

• Black Hawk Carbide Cutter S194 akrilik tesviye frezi (Horıco Dental Hopf, Ringleb & Co. GmbH & Cie, Berlin, Almanya)

• Polisher Vorpolitur 10H9603 akrilik cila frezi (Horıco Dental Hopf, Ringleb & Co. GmbH & Cie, Berlin, Almanya) çiğneme simülatörüne hazır hale getirilmiştir.

Bu çalışma için ortodontik amaçlı çekilmiş alt kanin dişleri kullanılmıştır. Dişler çekildikten sonra, doğal nemlerinin korunması amacıyla, distile su içerisinde ve oda ısısında bekletilmiştir. Çalışmada kullanılan dişler olabildiğince aynı form ve boyutta olacak şekilde seçilmiş ve yüzeylerinde çürük veya restorasyon olmamasına dikkat edilmiştir.

Mine ve sement yüzeylerinde bulunan diş taşları ve periodontal dokular kavitron cihazı (Scalex 800, Dentamerica, California, ABD) kullanılarak dişler üzerinden uzaklaştırılmıştır. Sonrasında polisaj patı (Prophy Paste, Sultan Chemist Inc., York, ABD) ve fırça frez (Stoddard, Hertfordshire, İngiltere) kullanılarak mine yüzeyindeki lekelenmeler ve artıklar uzaklaştırılmıştır. Yüzey işlemleri tamamlanan dişlerin köle seviyesinin altından yaklaşık 45 derece açılı olacak şekilde kesim hattı sabit kalem ile işaretlenmiş ve elmas separe (Horico discs Diaflex F 358F, Horico Dental Hopf, Ringleb & Co. GmbH & Cie, Berlin, Almanya) yardımı ile kesilmiştir. Akrilik materyali, üretici firmanın talimatları doğrultusunda, 5/3,5 g oranında karıştırılarak örnek tutucuların içerisine döküldmüş, mine örnekleri, akrilik içerisine bukkal tüberkülleri açıkta kalacak şekilde yerleştirilmiş ve fazlalıkları siman spatülü yardımı ile alındıktan sonra sertleşmesi beklenmiştir. Sertleşme sonrası akriliğin fazlalıkları, akrilik tesviye frezi (Black Hawk Carbide Cutter S194, Horico Dental Hopf, Ringleb & Co. GmbH & Cie, Berlin, Almanya) kullanılarak tesviye edilmiş ve akrilik cila freziyle (Polisher Vorpolitur 10H9603, Horico Dental Hopf, Ringleb & Co. GmbH & Cie, Berlin, Almanya) cila işlemi yapılmıştır.

Ürün ismi	**Üretici firma**	**İçerik**	**Seri no**
IPS e.max ingot	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	SiO_2 (%57-80) Li_2 O K_2 O P_2 O5ZrO_2 ZnO diğer oksitler ve seramik pigmentleri	38537
InCoris TZI C	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany	Y_2O_3 4.5–6.0 HfO_2 < 5.0 Al_2O_3< 0.05 SiO_2 < 0.05	517436

Tablo 5.2. Antagonist materyaller

5.3. Araştırmada Kullanılan Çiğneme Simülatörü

Tüm örnekler 3 mm kalınlığa ve 16 mm çapa sahip olacak şekilde üretilmiş ve aşınma testleri, Çiğneme Simülatörü CS-4'de (SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Almanya) gerçekleştirilmiştir. Bu, su veya diğer ortamların programlanabilir (5–55 °C) termosiklus (TS) ile kullanılabileceği üç gövdeli aşınma test edebilen bir makinedir.

Ağız ortamını taklit etmek için TS ve ıslak yorulmanın yapılması gerekmektedir (Kelly, 1999). Seramik materyalin aşınmasındaki suyun etkisi kanıtlanmıştır (Rekow ve Thompson, 2007; Borges ve ark., 2009). Yapılan çalışmalarda farklı TS protokolleri önerilmiştir (Asmussen, 1974; Amsberry ve ark., 1984; Gale ve Darvell, 1999). Birçok çalışma ISO standartlarına göre belirlenen TS sıcaklık değişimlerini ($5^{o}C$-$55^{o}C$) kullanmaktadır.

TS sayısı, suda bekleme süresi, duraklama süresi oldukça değişkenlik göstermektedir. Normal olarak TS mekanik yüklemeyle birlikte uygulanmaktadır.

Eşzamanlı olarak dikey ve yatay hareketleri simüle eden dört odacıklı CS-4 çiğneme simülatörü kullanılarak bir aşınma testi gerçekleştirilmiştir (Resim 5.3). Dual akslı çiğneme simülatörü, bilgisayar ile kontrol edilen, çift yönde (dikey ve yatay) kuvvet uygulayabilen bir cihazdır. Dört adet örnek tutucusu ve bu tutucuları çevreleyen sıvı haznesi bulunmaktadır. Plastik örnek tutucular içerisine uyumlu olarak hazırlanan, akril içerisine gömülmüş olan örnekler, çiğneme simülatörüne örnek tutucular içerisinde yerleştirilmiştir.

Odaların her biri, örneği bir vida ve örneğin içine gömülebileceği bir alt plastik örnek tutucusu ile sabitleyebilen bir üst örnek tutucusundan oluşur. Oklüzal splint örnekleri, antagonistik aşınma materyalleri olarak kullanılmak üzere alt örnek tutucusunda akrilik rezin içine gömülmüştür.

Mine, seramik ve zirkonya, üst örnek tutucusunda akrilik rezin içine gömülmüş ve daha sonra sabitleme vidasıyla sabitlenmiştir.

Tüm test grubuna ait örnekler 50 N'luk yüklemeye maruz bırakımıştır. Döngü sırasında karşıt diş yerine konulan küre şekilli antagonistler dikey ve yatay hareketi 2 mm olarak ayarlanmıştır (Resim 5.3.1, Resim 5.3.2).

Kullanılan dual akslı çiğneme simülatörün Çalışmamızdaki değerleri şöyledir (Resim 5.3.3):

Yatay Hareket Miktarı: 0,7 mm

Dikey Hareket Miktarı: 6 mm

İlerleme Hızı: 60 mm/ sn.

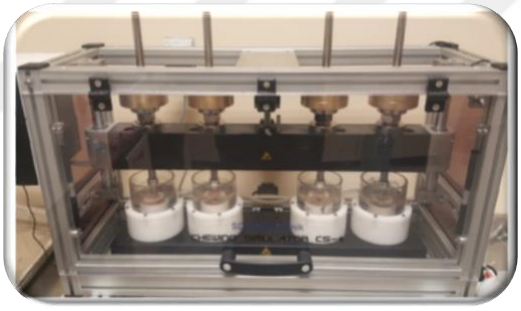
Gerileme Hızı: 60 mm/sn.

Döngü Frekansı: 1.6 Hz.

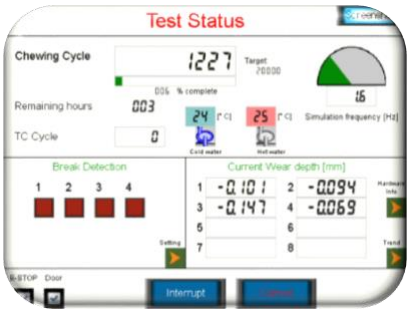
Her bir örnek için Ağırlık: 50 N.

Bu parametrelerle her 10.000 döngü için yaklaşık 1,5 saat; 30.000 döngü için yaklaşık 4,5 saat harcanmıştır.

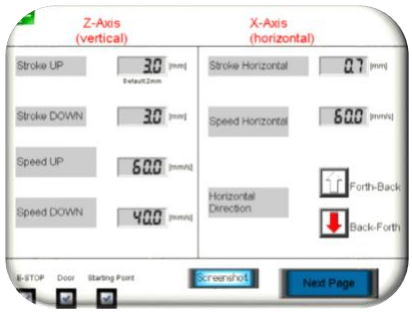
Dinamik yükleme sırasında hiçbir örnekte kırılma olmadığı gözlemlenmiştir.



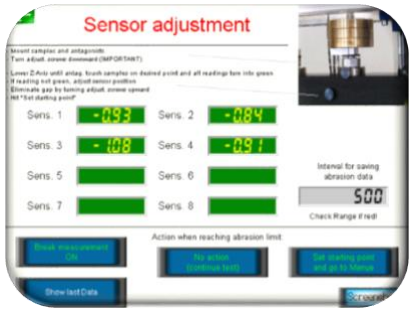
Resim 5.3.Çiğneme Simülatörü



Resim 5.3.1 Çiğneme Simülatörü Test Süresi



Resim 5.3.2 Çiğneme Simülatörü Test Parametreleri



Resim 5.3.3 Çiğneme Simülatörü Sensör Ayarları

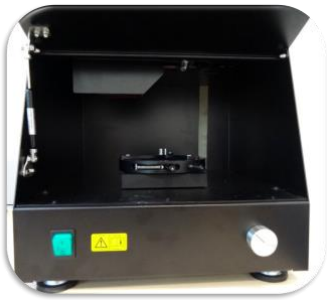
5.4. Örneklerin Lazer Tarayıcı ile Taranması

Çalışmamızda örneklerin aşınma miktarlarının belirlenmesi için Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan, basit ve küçük bir ölçme aleti olan lazer tarayıcı (SD Mechatronik Laser Scanner LAS-20, Münih, Almanya) kullanılmıştır (Resim 5.4). Tarama işlemleri, yaşlandırma işlemlerinden sonra uygulanmıştır. Tutucu içerisine yerleştirilen örneğin ölçümü yapılarak sınırlarını belirlemek amacıyla programda splint materyalinin başlangıç ve bitiş noktaları seçilmiştir. Taramanın ölçüm adımı 0,02 mm olacak şekilde ayarlanmıştır. Taranacak materyalin türü, plastik olarak seçilmiştir ve tarama işlemi başlatılmıştır (Resim 5.4.1, Resim 5.4.2, Resim 5.4.3.Lazer Tarayıcı Tarama Parametreleri, Resim 5.4.4.Lazer Tarayıcı Tarama Süresi).

Her bir splint materyali için tek tarama yaklaşık 420 dakika sürmüştür.



Resim 5.4.1.Lazer Tarayıcı



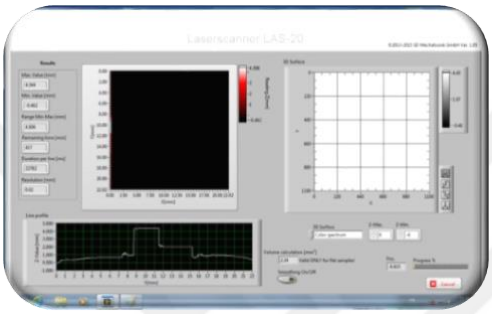
Resim 5.4.2.Lazer Tarayıcı İç Kısmı



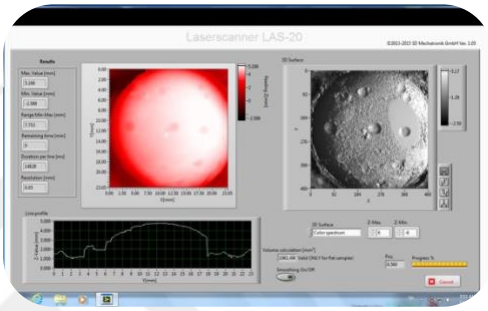
Resim 5.4.3.Lazer Tarayıcı Tarama Parametreleri



Resim 5.4.4.Lazer Tarayıcı Tarama Süresi



Resim 5.4.5.Lazer Tarayıcı Tarama Öncesi

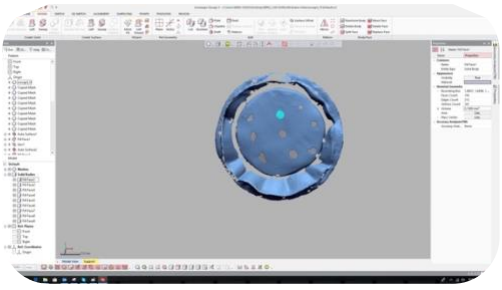


Resim 5.4.6.Lazer Tarayıcı Tarama Sonrası

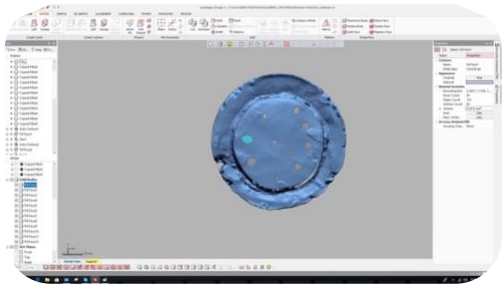
5.5. Aşınma Ölçümleri

Çiğneme simülatörü sonrasında örnekler lazer tarayıcıda taranmıştır. Her bir örnek için elde edilen veriler, analiz için gerekli olan üç boyutlu görüntü elde etmek amacıyla yüzeyin veri noktalarının dönüşümünü gerçekleştiren Geomagic Control (3D Systems Inc., Rock Hill, ABD) adlı programa aktarılmıştır. Programa aktarılan görüntüler aşınmaya maruz kalan bölgeleri görüntülemek amacıyla belirli bir düzlemde kesilip eşit boyutlara getirilmiştir.

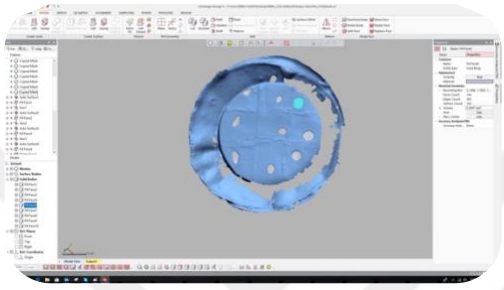
Örneğin görüntüsü, programın renk skalasına göre değerlendirilmiştir (Resim 5.5.1, Resim 5.5.2, Resim 5.5.3, Resim 5.5.4).



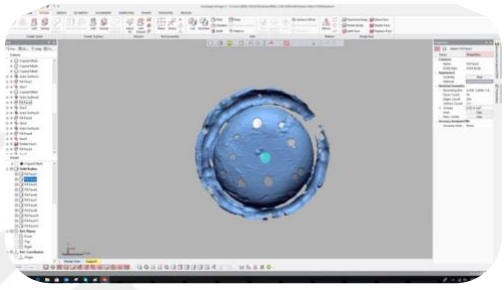
Resim 5.5.1 Geomagic Sonuçların Hesaplanması (SR Ivocap Isı ile Polimerize)



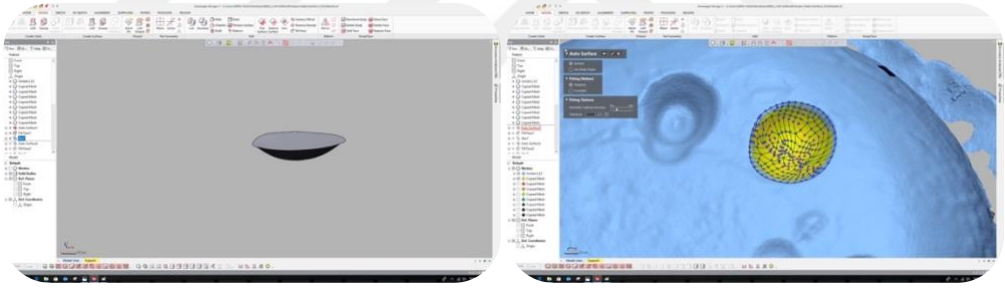
Resim 5.5.2 Geomagic Sonuçların Hesaplanması (Valplast)



Resim 5.5.3 Geomagic Sonuçların Hesaplanması (SR Ivocap Elastomer)



Resim 5.5.4 Geomagic Sonuçların Hesaplanması (Eclipse)



Resim 5.5.5.Geomagic Sonuçların Hesaplanması

5.6. İstatistiksel Yöntem

Veriler IBM SPSS V23 ile analiz edilmiştir. Normal dağılıma uygunluk için Shapiro Wilk testi kullanılmıştır (0,34995775). Ortalama aşınma miktarları üzerinde Antagonist, materyal, döngü ve ortam faktörlerinin hem ana etkileri hem de etkileşimleri Univariate varyans analizi ile incelenmiştir. Çoklu karşılaştırmalar Games-Howell testi ile incelenmiştir. Analiz sonuçları aritmetik ortalama ± standart hata olarak sunulmuştur. Anlamlılık düzeyi $p<0,05$ olarak alınmıştır.

6. BULGULAR

Veriler IBM SPSS V23 ile analiz edilmiştir. Normal dağılıma uygunluk için Shapiro Wilk testi kullanılmıştır (0,34995775). Ortalama aşınma miktarları üzerinde Antagonist, materyal, döngü ve ortam faktörlerinin hem ana etkileri hem de etkileşimleri Univariate varyans analizi ile incelenmiştir. Çoklu karşılaştırmalar Games-Howell testi ile incelenmiştir. Analiz sonuçları aritmetik ortalama ± standart hata olarak sunulmuştur. Anlamlılık düzeyi $p<0,05$ olarak alınmıştır.

	Kareler Toplamı	**Serbestlik Derecesi**	**Kareler Ortalaması**	**F**	**P**
Antagonist	2,017	2	1,009	130,029	**<0,001**
Materyal	2,970	3	0,990	127,644	**<0,001**
Döngü	13,314	2	6,657	858,214	**<0,001**
Ortam	0,014	1	0,014	1,808	0,179
Antagonist * Materyal	0,222	6	0,037	4,763	**<0,001**
Antagonist * Döngü	1,583	4	0,396	51,006	**<0,001**
Antagonist * Ortam	0,301	2	0,151	19,411	**<0,001**
Materyal * Döngü	1,294	6	0,216	27,805	**<0,001**
Materyal * Ortam	0,189	3	0,063	8,139	**<0,001**
Döngü * Ortam	0,128	2	0,064	8,224	**<0,001**
Antagonist * Materyal * Döngü	0,495	12	0,041	5,315	**<0,001**
Antagonist * Materyal * Ortam	0,058	6	0,010	1,241	0,284
Antagonist * Döngü * Ortam	0,220	4	0,055	7,093	**<0,001**
Materyal * Döngü * Ortam	0,269	6	0,045	5,780	**<0,001**
Antagonist * Materyal * Döngü * Ortam	0,481	12	0,040	5,165	**<0,001**

Tablo 6.1 Univariate varyans analizi sonuçları
*R^2: %83,8

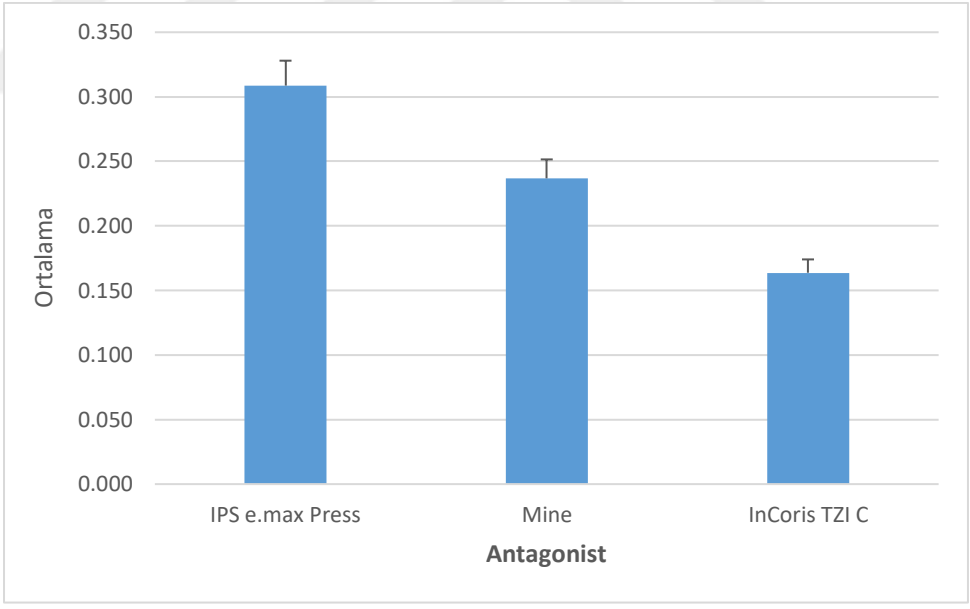
6.1 Antagonistlere Göre Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları

Antagonist farkı aşınma miktarları üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahiptir ($p<0,001$). Antagonistler birbiri ile kıyaslandığında 3 antagonistin de aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Antagonist	Ortalama Standart Hata
IPS e.max Press	0,309 ± 0,019a
InCoris TZI C	0,237 ± 0,015b
Mine	0,164 ± 0,010c

Tablo 6.2. Antagonistlere göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri

*a-c: Aynı harfe sahip Antagonistler arasında fark yoktur



Şekil 6.1 Antagonistlere göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği

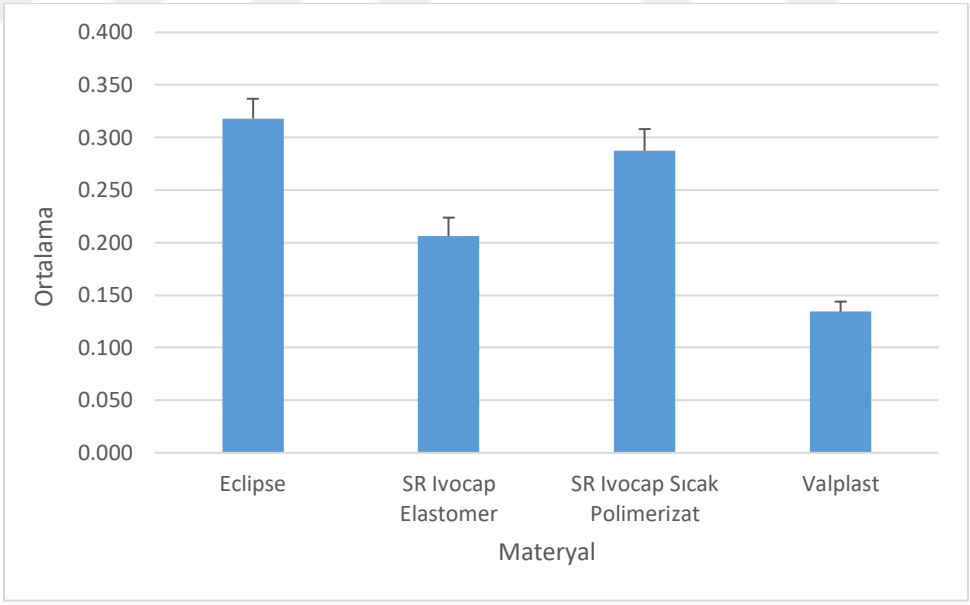
6.2. Materyallere Göre Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları

Materyal farkının aşınma miktarları üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahiptir ($p<0,001$). Tüm materyallerin ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak fark vardır. En yüksek ortalama değer Eclipse materyalinde elde edilirken en düşük ortalama değer Valplast materyalinde elde edilmiştir.

Materyal	Ortalama ± Standart Hata
Eclipse	0,318 ± 0,019a
SR Ivocap Elastomer	0,206 ± 0,018b
SR Ivocap Isı ile Polimerize	0,287 ± 0,021c
Valplast	0,134 ± 0,010d

Tablo 6.3. Materyallere göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri

*a-c: Aynı harfe sahip Antagonistler arasında fark yoktur



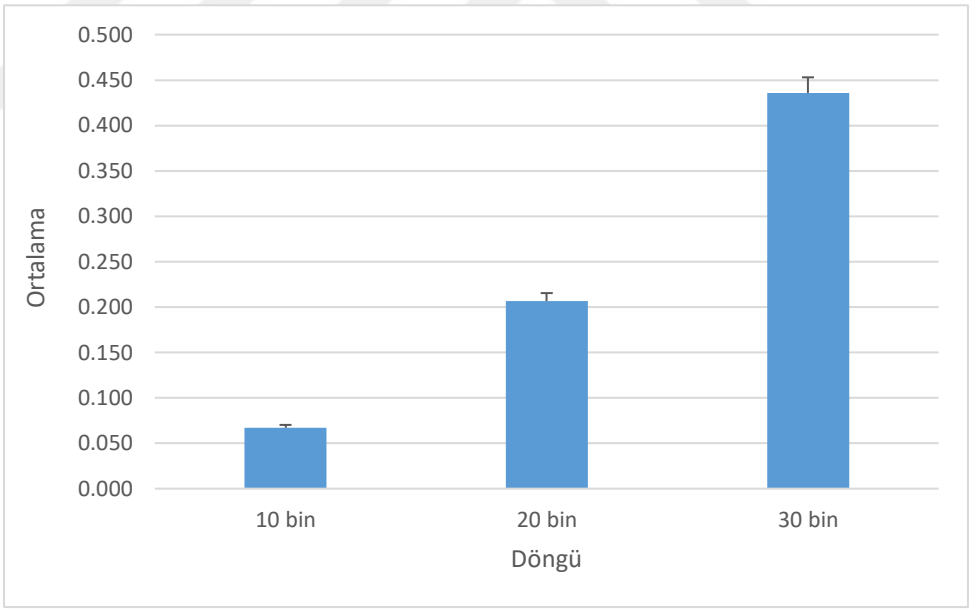
Şekil 6.2. Materyallere göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği

6.3. Döngülere Göre Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları

Döngü farkının aşınma miktarları üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahiptir ($p<0,001$). Döngü miktarı arttıkça ortalama aşınma miktarı artmıştır. En yüksek değer 30 binde elde edilirken en düşük değer 10 binde elde edilmiştir.

Döngü	Ortalama ± Standart Hata
10 bin	0,067 ± 0,003a
20 bin	0,206 ± 0,009b
30 bin	0,436 ± 0,017c

Tablo 6.4. Döngülere göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri
*a-c: Aynı harfe sahip Antagonistler arasında fark yoktur



Şekil 6.3. Döngülere göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği

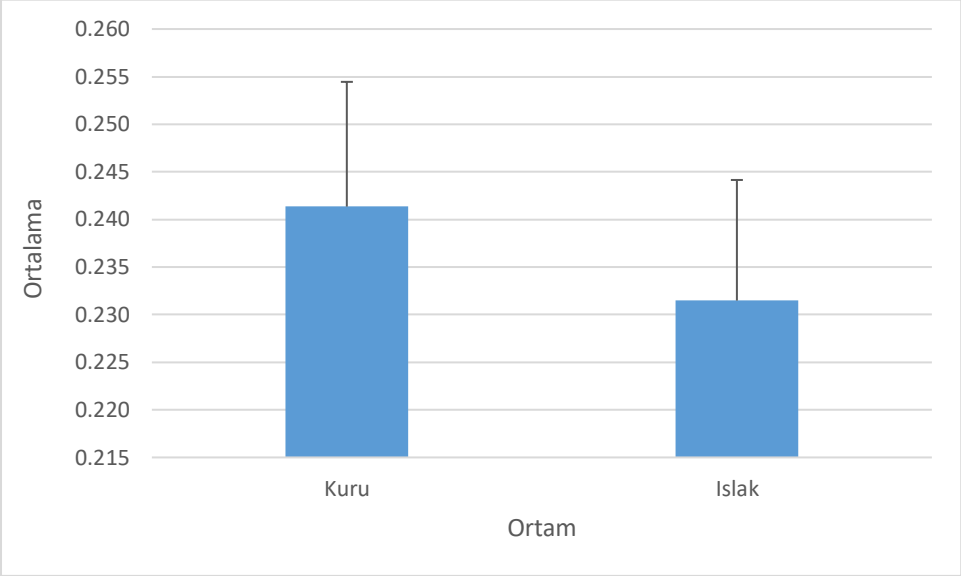
6.4. Ortam Etkileşimine Göre Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları

Ortam farkının aşınma miktarları üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahip değildir (p=0,179).

Ortam	Ortalama ± Standart Hata
Kuru	0,241 ± 0,013
Islak	0,231 ± 0,013

Tablo 6.5. Ortam etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri

*a-c: Aynı harfe sahip Antagonistler arasında fark yoktur



Şekil 6.4. Ortama göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği

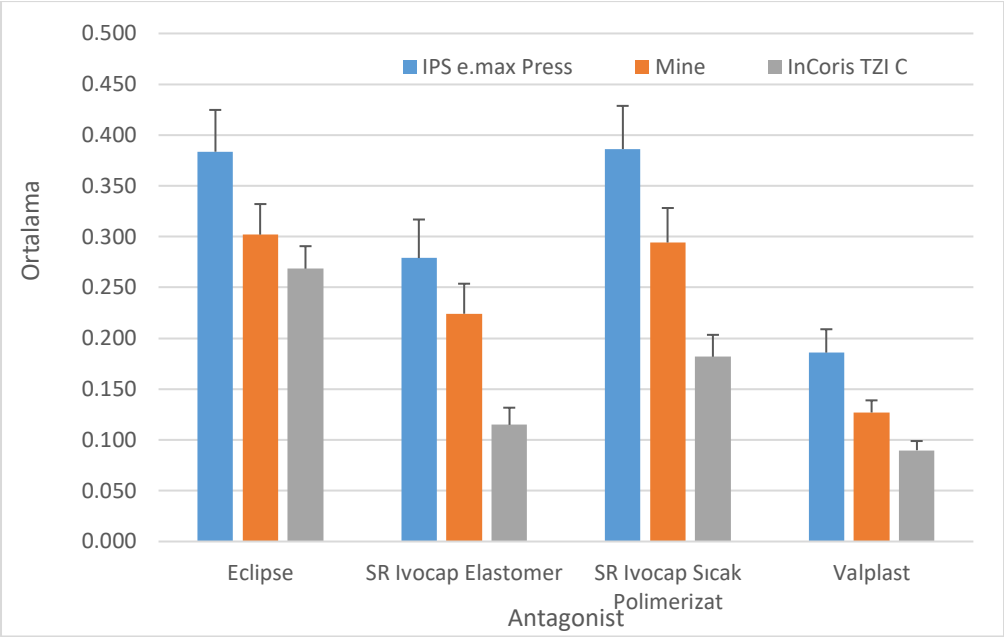
6.5. Antagonist ve Materyal Etkileşimine Göre Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları

Antagonist ve materyal etkileşiminin aşınma miktarları üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,001$). InCoris TZI C Antagonistinin Valplast materyali ile olan etkileşiminden meydana gelen ortalama aşınma miktarı ile InCoris TZI C-SR Ivocap Elastomer ve Mine -Valplast etkileşimi arasında fark yoktur ve en düşük ortalama değerler bu etkileşimde elde edilmiştir. IPS e.max Press-Valplast etkileşimi ile elde edilen ortalama aşınma miktarı ile IPS e.max Press'ın diğer materyalleri ile elde edilen ortalama değerler arasında fark vardır.

Materyal \ Antagonist	**IPS e.max Press**	**Mine**	**InCoris TZI C**
Eclipse	0,384 ± 0,041a	0,302 ± 0,030ab	0,268 ± 0,022ab
SR Ivocap Elastomer	0,279 ± 0,038ab	0,224 ± 0,030abc	0,115 ± 0,017cd
SR Ivocap Isı ile Polimerize	0,386 ± 0,042a	0,294 ± 0,034ab	0,182 ± 0,022bc
Valplast	0,186 ± 0,023bc	0,127 ± 0,012cd	0,090 ± 0,009d

Tablo 6.6. Antagonist ve Materyal etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri

a-d: Aynı harfe sahip Antagonist ve Materyal etkileşimleri arasında fark yoktur



Şekil 6.5. Antagonist ve Materyal etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği

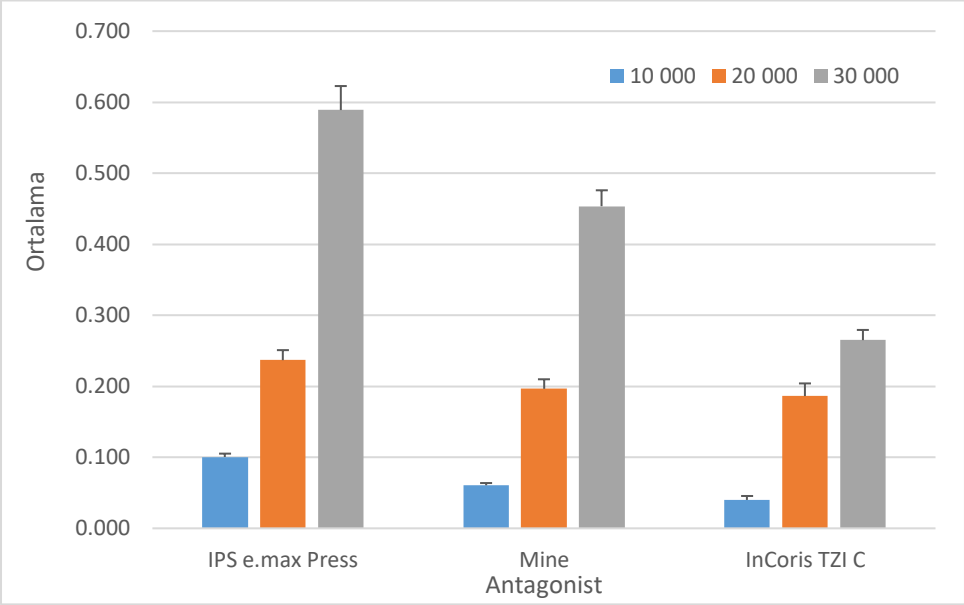
6.6. Antagonist ve Döngü Etkileşimine Göre Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları

Antagonist ve materyal etkileşiminin aşınma miktarları üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,001$).

Döngü \ Antagonist	IPS e.max Press	Mine	InCoris TZI C
10 bin	0,100 ± 0,005e	0,061 ± 0,003f	0,040 ± 0,006g
20 bin	0,237 ± 0,014cd	0,196 ± 0,013d	0,186 ± 0,018d
30 bin	0,589 ± 0,034a	0,454 ± 0,022b	0,265 ± 0,014c

Tablo 6.7. Antagonist ve Döngü etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri

a-g: Aynı harfe sahip Antagonist ve Döngü etkileşimleri arasında fark yoktur



Şekil 6.6. Antagonist ve Materyal etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği

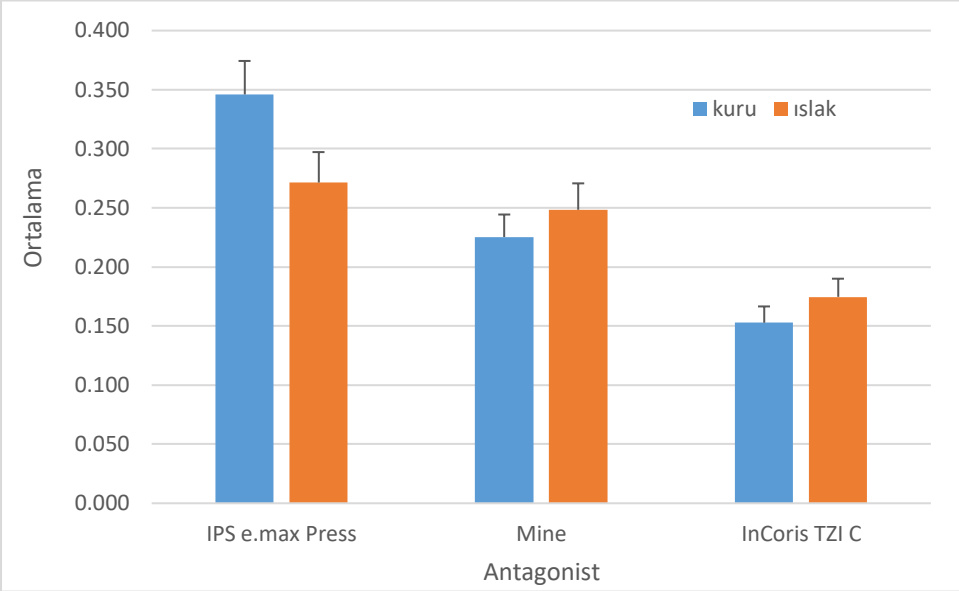
6.7. Antagonist ve Ortam Etkileşimine Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları

Antagonist ve ortam etkileşiminin aşınma miktarları üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,001$).

Ortam \ Antagonist	IPS e.max Press	Mine	InCoris TZI C
Kuru	0,346 ± 0,028a	0,225 ± 0,019bc	0,153 ± 0,014d
Islak	0,271 ± 0,026ab	0,248 ± 0,022abc	0,175 ± 0,015cd

Tablo 6.8. Antagonist ve ortam etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri

a-d: Aynı harfe sahip Antagonist ve Ortam etkileşimleri arasında fark yoktur



Şekil 6.7. Antagonist ve Ortam etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği

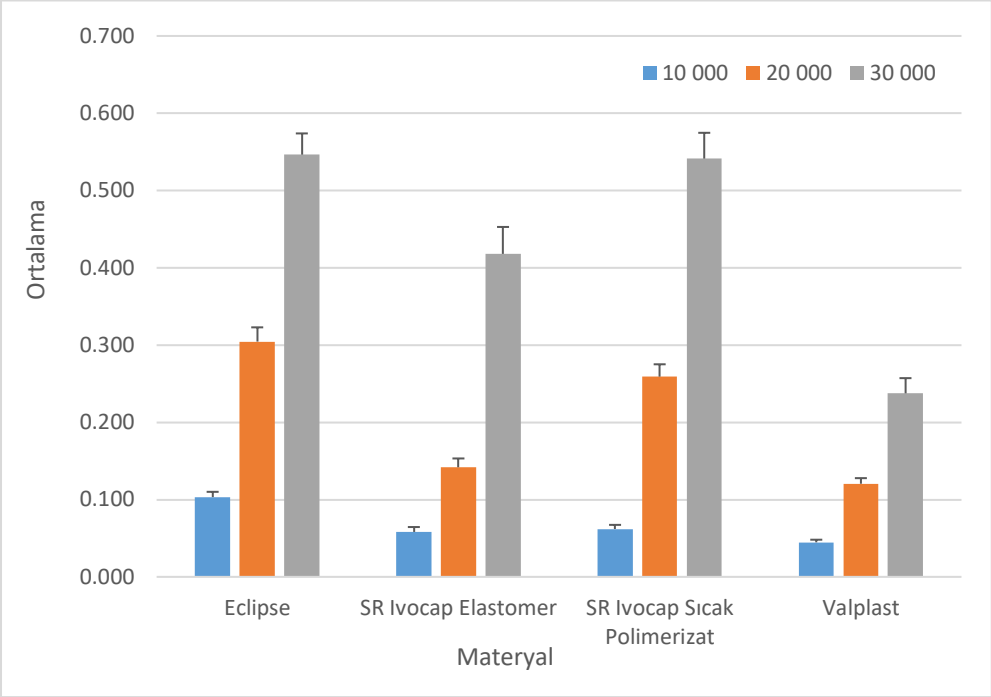
6.8. Materyal ve Döngü Etkileşimine Göre Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları

Materyal ve döngü etkileşiminin aşınma miktarları üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,001$). Eclipse-30 bin, SR Ivocap Isı ile Polimerizeve SR Ivocap Elastomer-30 bin ortalama değerleri arasında fark yoktur ve en yüksek değerler bu etkileşimde elde edilmiştir.

Döngü \ Materyal	Eclipse	SR Ivocap Elastomer	SR Ivocap Isı ile Polimerize	Valplast
10 bin	0,103 ± 0,007d	0,058 ± 0,006e	0,062 ± 0,005e	0,045 ± 0,003e
20 bin	0,304 ± 0,018bc	0,142 ± 0,011d	0,259 ± 0,016c	0,121 ± 0,007d
30 bin	0,546 ± 0,028a	0,418 ± 0,035ab	0,541 ± 0,033a	0,238 ± 0,02c

Tablo 6.9. Materyal ve döngü etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri

a-d: Aynı harfe sahip Materyal ve Döngü etkileşimleri arasında fark yoktur



Şekil 6.8. Materyal ve Döngü etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği

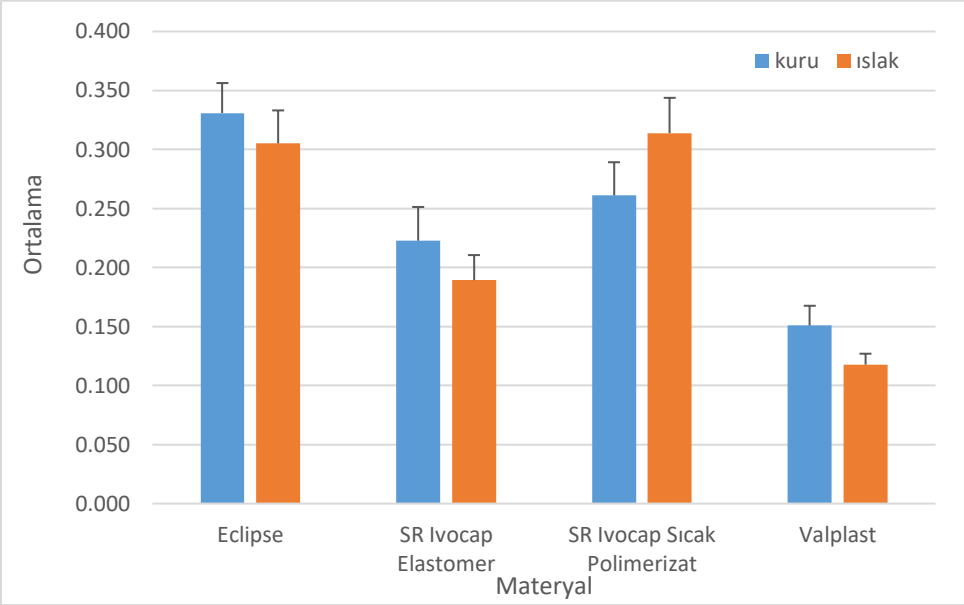
6.9. Materyal ve Ortam Etkileşimine Göre Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları

Materyal ve döngü etkileşiminin aşınma miktarları üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,001$). Eclipse-Kuru, Eclipse-Islak, SR Ivocap Isı ile Polimerize-Islak, SR-Ivocap Sıcak Polimerizat-Kuru ve SR Ivocap Elastomer-Kuru etkileşimlerinden elde edilen ortalama değerler arasında fark yoktur ve en yüksek değerler bu etkileşimde elde edilmiştir.

Ortam \ Materyal	Eclipse	SR Ivocap Elastomer	SR Ivocap Isı ile Polimerize	Valplast
Kuru	0,331 ± 0,025a	0,223 ± 0,029abc	0,261 ± 0,028ab	0,151 ± 0,017cd
Islak	0,305 ± 0,028a	0,189 ± 0,021bcd	0,314 ± 0,03a	0,118 ± 0,009d

Tablo 6.10. Materyal ve Ortam etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri

a-d: Aynı harfe sahip Materyal ve Döngü etkileşimleri arasında fark yoktur



Şekil 6.9. Materyal ve Ortam etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği

6.10. Döngü ve Ortam Etkileşimine Göre Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları

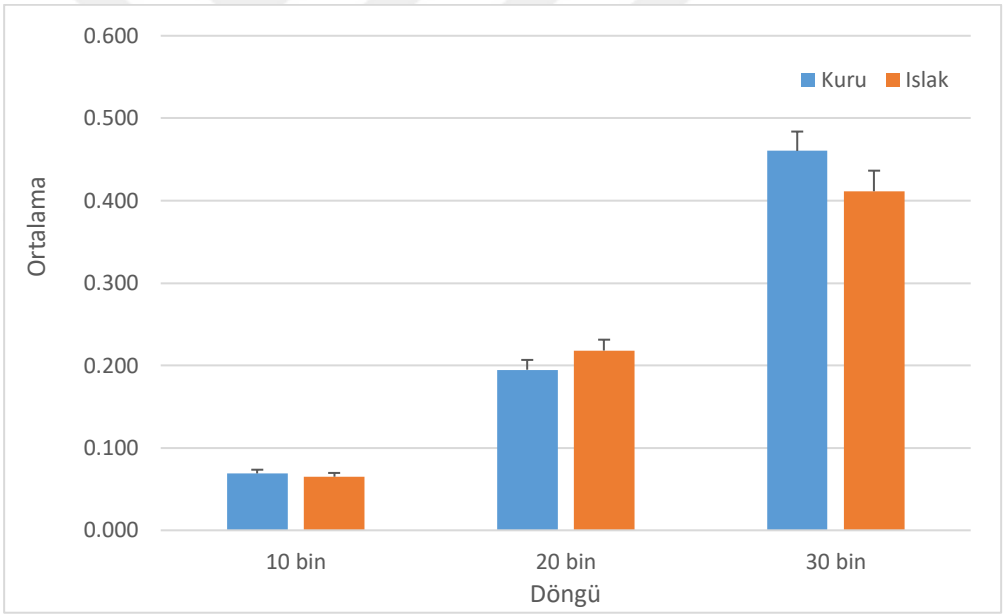
Döngü ve ortam etkileşiminin aşınma miktarları üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,001$). Kuru ortamdaki 10 binlik döngü ile ıslak ortamdaki 10 binlik döngü ortalama değerleri arasında fark yoktur ve en düşük ortalama değer bu iki etkileşimde elde edilmiştir.

Kuru ortamdaki 30 binlik döngü ile ıslak ortamdaki 30 binlik döngü ortalama değerleri arasında fark yoktur ve en yüksek ortalama değer bu iki etkileşimde elde edilmiştir. Benzer şekilde kuru ortamdaki 20 binlik döngü ile ıslak ortamdaki 20 binlik döngü ortalama değerleri arasında fark yoktur.

Ortam \ Döngü	**10 bin**	**20 bin**	**30 bin**
Kuru	0,069 ± 0,005c	0,195 ± 0,012b	0,460 ± 0,024a
Islak	0,065 ± 0,005c	0,218 ± 0,013b	0,411 ± 0,025a

Tablo 6.11. Döngü ve Ortam etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri

a-c: Aynı harfe sahip Materyal ve Döngü etkileşimleri arasında fark yoktur



Şekil 6.10. Döngü ve Ortam etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği

6.11. Antagonist, Materyal ve Döngü Etkileşimine Göre Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları

Antagonist, Materyal ve Döngü etkileşiminin aşınma miktarları üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,001$).

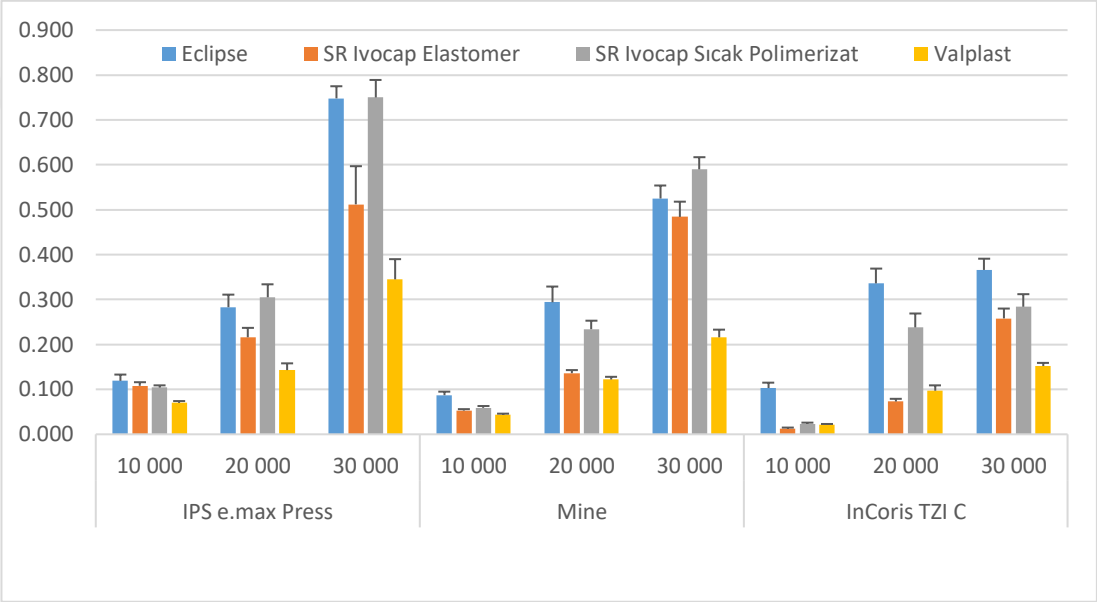
Antagonist	Döngü	Materyal			
		Eclipse	SR Ivocap Elastomer	SR Ivocap Isı ile Polimerize	Valplast
IPS e.max Press	10 bin	0,119 ± 0,014	0,108 ± 0,008	0,104 ± 0,005	0,07 ± 0,004
	20 bin	0,283 ± 0,028	0,216 ± 0,021	0,305 ± 0,029	0,143 ± 0,015
	30 bin	0,748 ± 0,027	0,512 ± 0,085	0,75 ± 0,039	0,345 ± 0,045
Mine	10 bin	0,087 ± 0,008	0,053 ± 0,003	0,059 ± 0,004	0,043 ± 0,003
	20 bin	0,294 ± 0,035	0,136 ± 0,007	0,234 ± 0,019	0,122 ± 0,006
	30 bin	0,525 ± 0,029	0,484 ± 0,034	0,59 ± 0,027	0,216 ± 0,017
InCoris TZI C	10 bin	0,103 ± 0,012	0,013 ± 0,002	0,023 ± 0,003	0,021 ± 0,002
	20 bin	0,336 ± 0,033	0,073 ± 0,006	0,238 ± 0,031	0,097 ± 0,012
	30 bin	0,366 ± 0,025	0,258 ± 0,022	0,284 ± 0,028	0,152 ± 0,007

Tablo 6.12. Antagonist, Materyal ve Döngü etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri

Antagonist	Döngü	Materyal			
		Eclipse	SR Ivocap Elastomer	SR Ivocap Isı ile Polimerize	Valplast
IPS e.max Press	10 bin	Defg	efg	efg	Ghı
	20 bin	D	de	D	Def
	30 bin	A	abcd	A	Cd
Mine	10 bin	fghı	hı	ghı	I
	20 bin	D	def	De	def
	30 bin	bc	bcd	Ab	de
InCoris TZI C	10 bin	efgh	j	J	J
	20 bin	D	fghı	De	efghı
	30 bin	cd	d	D	de

Tablo 6.13. Antagonist, Materyal ve Döngü etkileşimlerine ait çoklu karşılaştırma sonuçları
a-j: Aynı harfe sahip Antagonist, Materyal ve Döngü etkileşimleri arasında fark yoktur

Antagonist, Materyal ve Döngü etkileşiminin aşınma miktarları üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,001$). IPS e.max Press-SR Ivocap Isı ile Polimerize-30 bin etkileşimi ile, IPS e.max Press-Eclipse-30 bin ve Mine -SR Ivocap Isı ile Polimerize-30 bin etkileşimleri arasında fark yoktur ve en yüksek ortalama değerler bu etkileşimlerde elde edilmiştir. InCoris TZI C-SR Ivocap Elastomer-10 bin, InCoris TZI C-SR Ivocap Isı ile Polimerize-10 bin ve InCoris TZI C-Valplast-10 bin etkileşimlerine ait ortalama değerler arasında fark yoktur ve en düşük ortalama değer bu etkileşimlerde elde edilmiştir.



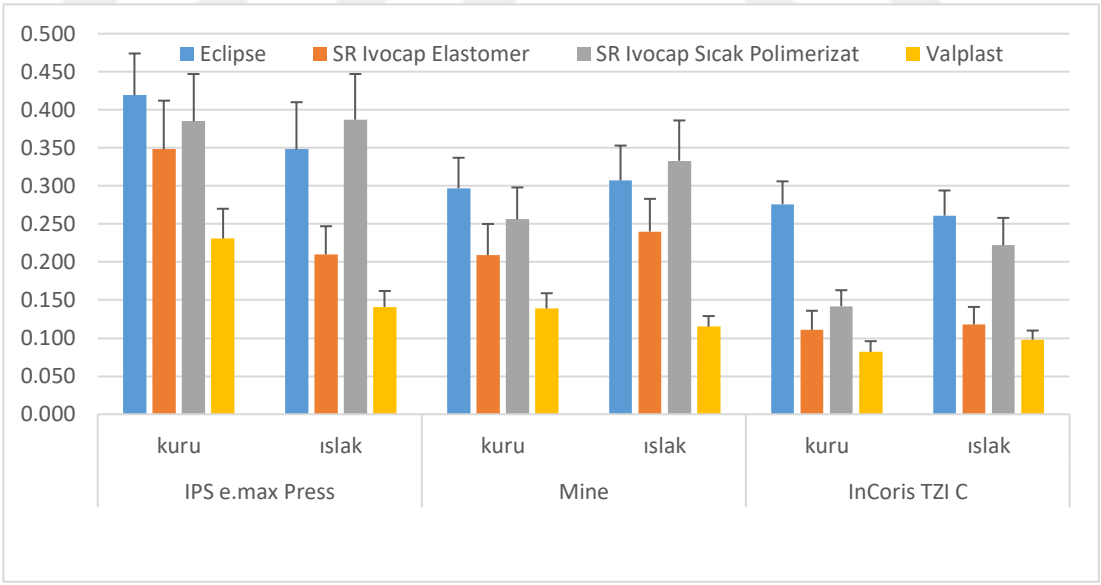
Şekil 6.11. Antagonist, Materyal ve Döngü etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği

6.12. Antagonist, Materyal ve Ortam Etkileşimine Göre Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları

Antagonist, Materyal ve Ortam etkileşiminin aşınma miktarları üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı değildir (p=0,284).

Antagonist	Döngü	Materyal			
		Eclipse	**SR Ivocap Elastomer**	**SR Ivocap Isı ile Polimerize**	**Valplast**
IPS e.max Press	**Kuru**	0,419 ± 0,055	0,348 ± 0,064	0,385 ± 0,062	0,231 ± 0,039
	Islak	0,348 ± 0,062	0,210 ± 0,037	0,387 ± 0,060	0,141 ± 0,021
Mine	**Kuru**	0,297 ± 0,040	0,209 ± 0,041	0,256 ± 0,042	0,139 ± 0,020
	Islak	0,307 ± 0,046	0,240 ± 0,043	0,333 ± 0,053	0,115 ± 0,014
InCoris TZI C	**Kuru**	0,276 ± 0,030	0,111 ± 0,025	0,142 ± 0,021	0,082 ± 0,014
	Islak	0,261 ± 0,033	0,118 ± 0,023	0,222 ± 0,036	0,098 ± 0,012

Tablo 6.14. Antagonist, Materyal ve Ortam etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri



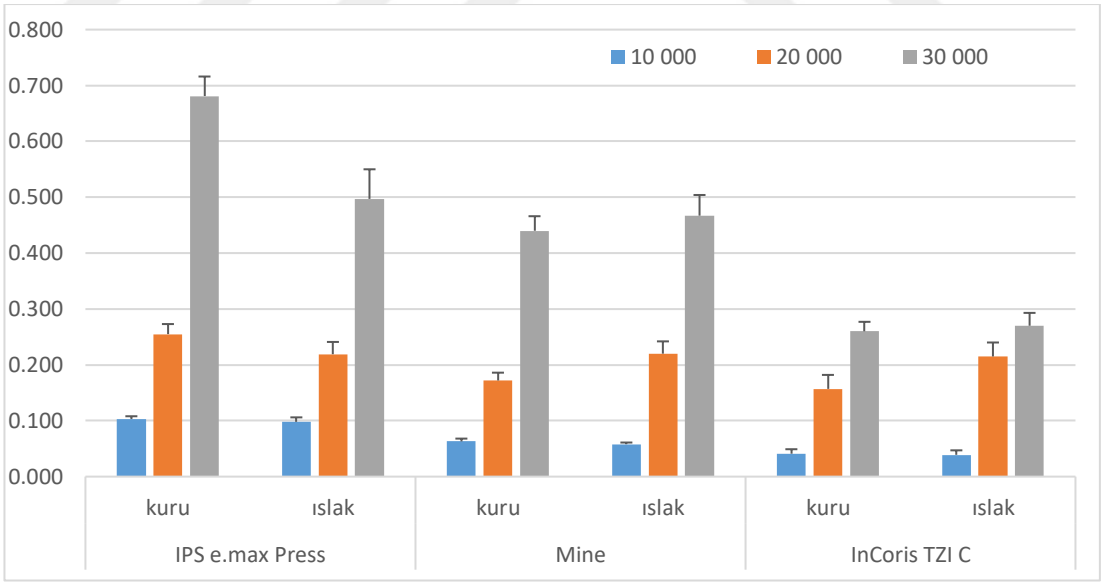
Şekil 6.12. Antagonist, Materyal ve Ortam etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği

6.13. Materyal, Döngü ve Ortam Etkileşimine Göre Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları

Materyal, Döngü ve Ortam etkileşiminin aşınma miktarları üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,001$). En yüksek ortalama değer SR Ivocap Isı ile Polimerize-30 bin-Islak ile Eclipse-30 bin-Kuru etkileşimlerinde elde edilmiştir.

Materyal	Ortam	Döngü		
		10 bin	20 bin	30 bin
Eclipse	Kuru	0,114 ± 0,008	0,317 ± 0,021	0,562 ± 0,033
	Islak	0,093 ± 0,01	0,292 ± 0,031	0,531 ± 0,044
SR Ivocap Elastomer	Kuru	0,052 ± 0,008	0,118 ± 0,013	0,498 ± 0,048
	Islak	0,064 ± 0,01	0,165 ± 0,018	0,338 ± 0,046
SR Ivocap Isı ile Polimerize	Kuru	0,06 ± 0,007	0,224 ± 0,02	0,499 ± 0,051
	Islak	0,064 ± 0,008	0,294 ± 0,023	0,584 ± 0,042
Valplast	Kuru	0,05 ± 0,005	0,12 ± 0,013	0,282 ± 0,034
	Islak	0,04 ± 0,004	0,121 ± 0,007	0,193 ± 0,015

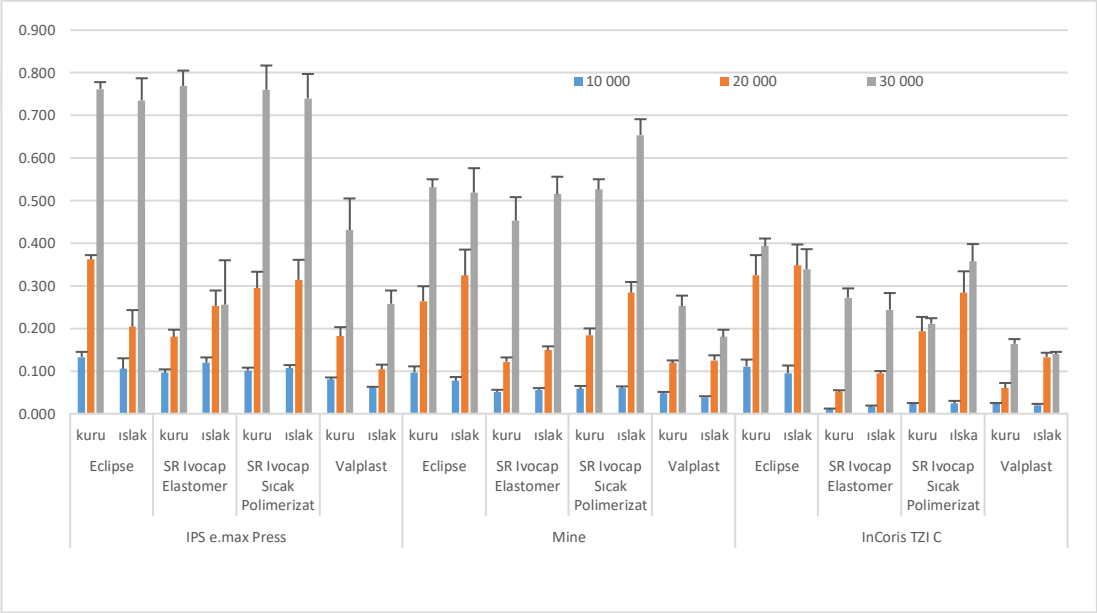
Tablo 6.15. Materyal, Döngü ve Ortam etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri



Şekil 6.13. Materyal, Döngü ve Ortam etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği

6.14. Antagonist, Materyal, Döngü ve Ortam Etkileşimine Göre Yapılan Değerlendirmelerin Bulguları

Antagonist, Materyal, Döngü ve Ortam etkileşiminin aşınma miktarları üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,001$). En yüksek ortalama değer IPS e.max Press-SR Ivocap Elastomer-30 bin-Kuru ile IPS e.max Press-Eclipse-30 bin-Kuru etkileşiminde elde edilmiştir.



Şekil 6.14. Antagonist, Materyal, Döngü ve Ortam etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata grafiği

Antagonist	Materyal	Ortam	Döngü		
			10 bin	20 bin	30 bin
IPS e.max Press	Eclipse	Kuru	0,133 ± 0,012	0,362 ± 0,01	0,762 ± 0,016
		Islak	0,105 ± 0,025	0,204 ± 0,039	0,735 ± 0,052
	SR Ivocap Elastomer	Kuru	0,096 ± 0,008	0,180 ± 0,017	0,769 ± 0,036
		Islak	0,120 ± 0,012	0,253 ± 0,036	0,256 ± 0,104
	SR Ivocap Isı ile Polimerize	Kuru	0,101 ± 0,007	0,295 ± 0,038	0,760 ± 0,057
		Islak	0,107 ± 0,007	0,314 ± 0,047	0,740 ± 0,057
	Valplast	Kuru	0,080 ± 0,005	0,182 ± 0,021	0,431 ± 0,074
		Islak	0,060 ± 0,003	0,104 ± 0,011	0,258 ± 0,031
Mine	Eclipse	Kuru	0,097 ± 0,014	0,264 ± 0,035	0,531 ± 0,019
		Islak	0,077 ± 0,009	0,324 ± 0,061	0,519 ± 0,057
	SR Ivocap Elastomer	Kuru	0,051 ± 0,005	0,122 ± 0,010	0,453 ± 0,055
		Islak	0,056 ± 0,004	0,149 ± 0,009	0,515 ± 0,041
	SR Ivocap Isı ile Polimerize	Kuru	0,058 ± 0,007	0,184 ± 0,016	0,526 ± 0,024
		Islak	0,060 ± 0,004	0,284 ± 0,025	0,654 ± 0,037
	Valplast	Kuru	0,047 ± 0,004	0,119 ± 0,006	0,252 ± 0,025
		Islak	0,039 ± 0,002	0,125 ± 0,012	0,180 ± 0,017
InCoris TZI C	Eclipse	Kuru	0,111 ± 0,016	0,325 ± 0,047	0,393 ± 0,018
		Islak	0,095 ± 0,018	0,348 ± 0,049	0,339 ± 0,047
	SR Ivocap Elastomer	Kuru	0,010 ± 0,002	0,052 ± 0,003	0,272 ± 0,022
		Islak	0,016 ± 0,003	0,095 ± 0,005	0,244 ± 0,039
	SR Ivocap Isı ile Polimerize	Kuru	0,022 ± 0,003	0,193 ± 0,034	0,211 ± 0,013
		Islak	0,024 ± 0,006	0,284 ± 0,05	0,357 ± 0,041
	Valplast	Kuru	0,022 ± 0,003	0,060 ± 0,012	0,164 ± 0,011
		Islak	0,020 ± 0,003	0,133 ± 0,01	0,140 ± 0,005

Tablo 6.16. Antagonist, Materyal, Döngü ve Ortam etkileşimine göre aşınma miktarlarına ait ortalama ve standart hata değerleri

7. TARTIŞMA

Bu çalışmanın amacı, yaygın olarak kullanılan dört oklüzal splint materyalinin farklı restorasyon materyallerine ve doğal diş minesine karşı olan aşınma veya hacim kaybını karşılaştırmaktır. Aşınmaya karşı olan direnci bilmek, hekimin hastaya ya da belirli bir klinik duruma göre materyal seçimini etkileyebilir.

Örneğin, bir hastanın oklüzal splinte ihtiyacı varsa, noktürnal bruksizm şiddetli diş aşınmasına neden oluyorsa, hekim, aşınmaya dirençli materyallerden birinden üretilen bir splinti kullanmayı tercih edebilir. Benzer şekilde, bir hasta, daha az aşınmaya dirençli materyallerden birinden üretilen bir splinti birden kullanmaya başlarsa, hekim splinti değiştirmeye karar verdiğinde, daha fazla aşınmaya dirençli materyallerden birinden üretilen bir splinti kullanmayı seçebilir.

Sert akrilik rezinler klinik başarı açısından uzun bir geçmişe sahiptir. Sert materyallerden üretilen oklüzal splintler, hassas oklüzal izleri sağlamaları yönünden daha başarılıdır ve böylece hekimin doğru ayarlamalar yapmasına ve sabit bir oklüzal düzlem oluşturmasına izin verir. Aynı zamanda, sert materyaller, kendiliğinden sertleşen akrilik ile kolayca bağlanır, bu da oklüzal splintle ilgili eksik kontaktları yeniden doldurma, tamir etme veya splinte ek yapma olanağı sağlar.

Konservatif tedavilerden olan oklüzal splintler TMR'ların tedavisinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Diş hekimleri TME rahatsızlıkları üzerine çalışmalar yapmış ve oklüzal splint tedavisi tedavi yöntemi olarak benimsenmişlerdir (Klasser ve Greene, 2009).

TMR tedavisinde konservatif ve minimal invaziv tedavi seçenekleri tedavinin ilk basamaklarını oluşturmaktadır. Stabilizasyon splinti tedavisi, TMR'nin konservatif tedavisinde temel yöntemlerden biri olmuştur (Yengin, 2000; Suvinen ve ark.,2005; Liu ve ark., 2013).

Literatürde myofasial ağrılarda, redüksiyonlu disk deplasmanlarında (R.lu DD) stabilizasyon splinti tedavisinin yüksek oranda etkili olduğu gösterilmektedir (Major ve Nebbe 1997; Ekberg ve ark., 1998; Magnusson ve ark. 2004; Schmitter ve ark., 2005; Klasser ve Green, 2009; Conti ve ark., 2015).

Stabilizasyon splinti, çiğneme kası aktivitesinin miktarını ve yoğunluğunu azaltarak ve/veya kondillere gelen yükleri yönlendirerek eklem içi basıncını azaltır. Eklem içi basıncının ve kas aktivitesinin azalması, hastaların ağrı ve çene hareketlerindeki kısıtlılıkların azalmasına ve genel yaşam kalitelerinin artmasına yardımcı olur (Klasser ve Green, 2009; Okeson, 2013). Zonnenberg ve Mulder stabilizasyon splintinin etkinliğini değerlendirdikleri klinik çalışmalarında, stabilizasyon splintinin redüksiyonsuz disk deplasmanı hastalarının ağrı ve ağız açma güçlüğü şikayetleri üzerinde hızlı bir etki gösterdiğini bildirmişlerdir (Zonnenberg ve Mulder, 2014). Klinik uygulamalar, kanin dişi rehberli oklüzal splintlerin, TME rahatsızlıklarında kas ve eklem ağrılarının kontrolünde etkin bir rol oynadığını göstermektedir. Stabilizasyon splinti, kanin dişi rehberli oklüzal splint ve nonoklüzyon splintlerinin etkinliğinin karşılaştırıldığı çalışmada; TME rahatsızlığı olan hastalarda, stabilizasyon ve kanin dişi rehberli oklüzal splint tedavilerinin başarılı olduğu belirtilmiştir (Conti ve ark., 2006).

Splint kullanım süreleri açısından bakıldığında, literatürde karşımıza 1 ay ile 12 ay arasında değişen süreler çıkmaktadır (Schmitter ve ark., 2005; Conti ve ark., 2006; Niemela ve ark., 2012; Zonnenberg ve Mulder 2014: Aksakallı ve ark., 2015; Costa ve ark., 2015; Wiens, 2016; Hasegawa ve ark., 2017). Hersek ve arkadaşları 6 ay splint kullanımının kemikteki reaksiyonların oluşması ve eklem içi düzensizliğe bağlı ağrı üzerinde pozitif etkisi olduğunu bildirmişlerdir. Birçok araştırmacı TMR'nin tedavisi için stabilizasyon splintlerinin 6 ay kullanımını önermiş ve bu kullanım sürecinde belirli periyotlarda kontroller yapılması gerektiğini belirtmişlerdir (Schmitter ve ark., 2005; Conti ve ark., 2006; Zonnenberg ve Mulder 2014; Wiens, 2016). Bu tez çalışmasındaki tüm hastalara stabilizasyon splinti uygulanarak 6 ay boyunca geceleri uykuda kullandırılmış ve ayda bir kez kontrolleri yapılmıştır.

Literatüre bakıldığında oklüzal splintlerin uyku bruksizminin yönetimi için etkili olduğunu belirtmek için yeterli kanıt olmadığı, ancak diş aşınmasına karşı koruma konusunda fayda sağlayabileceği sonucuna varılmıştır. Sonuç olarak, sert oklüzal splintler genellikle diş aşınmasının ilerlemesini önlemek ve diş aşınması nedeniyle yapılan geniş restorasyonları korumak için bir araç olarak önerilmektedir. Bununla birlikte, karşıt diş yüzeylerinin veya restorasyonlarının bir splint kullanırken aşınmaya devam edip etmediği hala bilinmemektedir. Oklüzal splint kullanımının restoratif materyaller için gerçekten koruyucu bir tercih olup olmadığı hala araştırmaya açık bir konudur.

Bu çalışmanın tartışma bölümü farklı splint materyallerine karşı farklı antagonistlerin aşınma karakterini karşılaştırılmasını araştırması sebebiyle literatürde benzeri olmamasından ötürü zor olacaktır. Aşınma cihazlarının, uygulama kuvvetlerinin ve aşınma tayini yönteminin çoğu çalışmada farklılık gösterdiği ve herhangi bir karşılaştırmayı zorlaştırdığı açıktır. Aşınma çalışması, birbiriyle göreceli olarak ilişkili yüzeylerin birbirini aşındırması kavramı, karmaşık bir fenomendir ve araştırmacılar, klinik duruma en çok benzeyecek yöntem ve cihaz bulmaya çalışmışlardır. Tek antagoniste karşı farklı splint materyallerinin aşınma davranışını inceleyen çalışmalar ve bu çalışmaların gereç, yöntem ve bulguları ilerleyen bölümlerde değerlendirilecektir. Kullandığımız farklı tipteki antagonistler de çalışmamızda kullandığımız oklüzal splint materyalinin kimyasal içereiğine benzer, rezin içerikli kompozit materyaller ve rezin yapıdaki yapay dişler ile değerlendirildiği aşınma testleri incelenmiştir.

7.1. Materyal Seçimi

Bu çalışmada, dört farklı oklüzal splint materyali karşısında üç farklı antagonist kullanılmıştır.

Splint materyallerinin aşınma karakterlerini değerlendirmeye yönelik çalışmalar yapılmış; ancak tek bir standart antagonist kullanılmıştır. Farklı antagonistleri de kullanan yalnız bir araştırma mevcuttur, 2018 yılında yayınlanan bu çalışma göstermiştir ki antagonist farklılıkları da aşınma karakterini belirlemede etkilidir (Reyes-Sevilla ve ark., 2018). Bu çalışmada yalnız kompozit materyaline karşı splint materyalleri değerlendirilmiştir; çalışmamızda ise farklı splint materyallerine karşı mine, monolitik zirkonya ve e.max antagonistleri için cevap aranmıştır.

7.1.1. Splint materyalleri

Çalışmamızda oklüzal splint materyalleri olarak SR Ivocap Isı ile Polimerize (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), Eclipse (Dentsply International, York, PA), SR Ivocap Elastomer (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), Valplast (Valplast International Corp., Long Beach, NY, USA) test edilmiştir. Farklı materyallerin aşınma miktarını belirlemek için, disk şekilli, 16 mm çaplı ve 3 mm kalınlıkta hazırlanmıştır. Her splint materyalinden 16'şar adet örnek test edilmiştir.

SR Ivocap Isı ile Polimerize ile yapılan splintler, işlem prosedürü boyunca bir polimetil-metakrilat materyalinin tekrarlayan enjeksiyonu ile üretilir. Eclipse ısı ile polimerize edilen üretan dimetakrilattır. Materyal, hem hafif aktivasyon hem de ısı sağlayan özel bir fırında dökme ve sertleştirmeye uyarlanmıştır. SR Ivocap Elastomer ise sabit basınçta bir presleme cihazında polimerize edilen polimetil-metakrilat yapıda bir materyaldir.

Ara materyaller Valplast, Impak ve Clearsplint olarak örneklendirilebilir. Valplast, bir enjeksiyon kalıplama sistemi ile imal edilmiş, bir naylon benzeri materyaldir. Impak toz bir metakrilat polimeri iken, sıvı diğer bileşenler ise etil metakrilattır. Toz-sıvı oranı istenen yumuşaklık ya da sertlik için değiştirilebilir.

Clearsplint, fabrikasyon için paketlenebilen veya dökülen bir modifiye metakrilat tozu ve sıvısıdır.

Literatürde çeşitli oklüzal splintlerinin aşınma direncini değerlendiren çok az araştırma vardır. Bu nedenle; bu çalışmanın bulguları, splint materyallerinin aşınması hakkındaki bilgiye katkıda bulunarak, hastaların ihtiyaçlarına göre bir splint seçimi yapmanın mümkün olduğunu ortaya koymaktadır. Örneğin, genellikle yoğun oklüzal kuvvetleri gerçekleştiren ağır bir bruksist için, dayanıklı bir splintin elde edilmesi için bir PMMA veya poliamid rezine dayalı bir splint tercih edilebilir. Diğer taraftan, daha az yoğun bir şekilde parafonksiyon yapan bir hasta için, mevcut restorasyonların fazla aşınmadan korunması için daha kolay aşınan bir splint malzemesi tercih edilebilir.

Farklı splint materyallerinin aşınmasının test edildiği literatürler tablo 7.1.1'de sıralanmıştır.

Yazar	Yılı	Splint materyalleri	Üretici firma
Reyes-Sevilla	2018	PMMA, poliamid	ThermoSens
Kurt	2012	Üretandimetakrilat, PMMA	Dentalon Plus, Orthoplast, Biocryl C and Eclipse
Issar – Grill	2013	Üretandimetakrilat, PMMA, poliamid	Clearsplint, Impak, SR Ivocap Isı ile Polimerize, SR Ivocap Elastomer, Valplast and Eclipse
Casey	2003	Üretandimetakrilat, PMMA	Forestacryl, Splint Biocyrl and Quick Splint
Schulte	1987	İzosit ve polimetilmetakrilat	-

Tablo 7.1.1. Farklı splint materyallerinin aşınmalarının değerlendiriliği çalışmalar

Çalışmamızda oklüzal splint materyalleri olarak SR Ivocap Isı ile Polimerize (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), Eclipse (Dentsply International, York, PA), SR Ivocap Elastomer (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), Valplast (Valplast International Corp., Long Beach, NY, USA) test edilmiştir.

Tablo 7.1.1.'de gösterilen çalışmalardan Kurt ve ark.'nın çalışmasında 4 farklı oklüzal splint materyalinin (Dentalon Plus, Orthoplast, Biocryl C, and Eclipse) 20'şer örneği, çalışmamızda kullandığımız çiğneme simülatöründe, yarısı ıslak yarısı kuru ortamda teste tabii tutularak aşınma hacmi açısından karşılaştırılmışlardır.

Issar-Grill ve ark. 2013 yılında yayınlanan çalışmalarında 6 sık kullanılan oklüzal splint materyalinin aşınma direncini ölçmüşlerdir. Oklüzal splint materyallerini çalışmamızdakine oldukça benzer şekilde 2,6 mm kalınlığında ve 24 mm çapta örnekler şeklinde hazırlamışlardır (Issar-Grill ve ark., 2013).

Casey ve ark., oklüzal splint üretiminde kullanılan beş grupta üç malzemenin aşınma oranını araştırmışlardır. Bu çalışma, test edilen spesifik materyaller (Splint Biocryl, Forestacryl ve Quick splint) çalışmamızda da kullanılan materyallerle benzerlik göstermektedir (Casey ve ark., 2003).

Schulte ve ark.'nın 1987 yılında yayınlanan çalışmalarında yapay ağızdan simüle edilmiş ve oklüzal aşındırma cihazında doğal mineye karşı isosit ve PMMA materyallerinden üretilen oklüzal splint materyallerinin aşınması ölçülmüştür.

Reyes-Sevilla ve ark.'nın 2018 yılında yayınlanan çalışmalarında rezin kompozit materyallere karşı farklı splint malzemelerinin aşınmasını değerlendirmişlerdir. Bunlar, bir geleneksel poliamid rezin (ThermoSens), polimetilmetakrilat (PMMA). Yedi malzemenin aşınma oranı bir profilometre kullanılarak 200.000 döngüden sonra belirlenmiştir (Reyes-Sevilla ve ark., 2018).

7.1.2. Antagonist materyaller

Çalışmamızda farklı splint materyallerine karşı çiğneme simülatöründe üç farklı antagonist test edilmiştir. Bunlar mine, IPS e.max Press ve InCoris TZI C küre örneklerdir. InCoris TZI C ve IPS e.max Press örnekleri üreticinin el kitabına göre 4 mm çapında yüksekliği 5 mm olan küreler halinde üretilmiştir.

Literatürde bu antagonistlere karşı aşınması test edilen splint materyalleri olmadığından; kompozit materyallerinin aşınmasının test edildiği çalışmaları incelenmiştir (Tablo 7.1.3).

Restoratif diş hekimliğinde uygulanan tedavilerde amaç, kaybedilmiş olan fonksiyon, fonasyon ve estetiğin tekrar sağlanmasıdır. Metal seramik restorasyonların biyolojik uyumlarının sorgulanması ve estetik beklentileri tam olarak karşılayamaması sebebi ile yeni materyallerin geliştirilmesi yönünde çalışmalar yapılmıştır. Estetik beklentilerin artması ile metal seramik restorasyonlara alternatif olarak tam seramik restorasyonlar kullanılmaya başlanmıştır (Sailer ve ark., 2006, Tinschert ve ark., 2008). Zirkonya destekli restorasyonlar, estetik özellikleri, biyouyumlu olmaları, düşük bakteri adezyonu göstermeleri, konvansiyonel ve rezin simanlar ile simante edilebilmeleri ve üstün mekanik özellikleri sayesinde 1990'lı yıllardan itibaren diş hekimliğinde yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Guess ve ark., 2011, Sailer ve ark., 2006).

Zirkonya materyali, protetik restorasyonlarda öncelikle alt yapı materyali olarak kullanılmaya başlanmış ve üst yapı seramiği ile veneerlenerek kullanılmıştır. Zirkonya destekli restorasyonlarda en sık karşılaşılan komplikasyonun, üst yapı seramiği ve zirkon alt yapı arasındaki termal ekspansiyon katsayısı uyumsuzluğuna bağlı olarak meydana gelen porselen ayrılmaları olduğu bilinmektedir (Park ve ark., 2014). Bu durumu ortadan kaldırabilmek amacı ile CAD/CAM sistemler ile üretilen hibrit restorasyonlar ve monolitik zirkonya restorasyonların kullanımı önerilmektedir (Miyazaki ve ark., 2013). CAD/CAM sistemi ile hazırlanan bu restorasyonlarda, zirkonya alt yapı ve seramik üst yapı ayrı ayrı dizayn edilerek üretilir.

Sonrasında üretilen 2 ayrı komponentin birbirine özel olarak geliştirilen cam seramik materyali ile homojen bir şekilde bağlanması sağlanır (Tarabi ve ark., 2015). Bu teknik ile zirkonya alt yapı üzerine lityum disilikat üst yapı uygulanarak dayanıklı ve estetik restorarasyonlar hazırlanabilmektedir (Toprak Gündüz ve ark., 2016).

Diğer bir alternatif olarak, homojen yapıya sahip monolitik zirkonya restorasyonlar kullanılabilmektedir. Son yıllarda yüksek bükülme dayanımı, diş rengine yakın rengi, antagonist materyalde az aşınma meydana getirmesi ve konservatif diş preparasyonuna imkân tanıması sayesinde monolitik zirkonya restorasyonlar popüler hale gelmiştir (OzkurtKayhan, 2016). Parafonksiyonel alışkanlıkları olanlar, geçmişte restorasyonda tekrarlayan kırık öyküsü bulunanlar veya yetersiz okluzal mesafe mevcudiyetinde monolitik zirkonya restorasyonlar tedavi alternatifi olarak düşünülebilir (Park ve ark., 2014). Literatüre bakıldığında, monolitik zirkonya materyali ile ilgili yapılan çalışmaların son yıllarda sayıca arttığı ve bu materyalin opasitesinin azaltılarak estetik özelliklerinin geliştirilmesi yönünde çalışmaların yapıldığı görülmektedir (Griffin, 2014). Bu materyalden hazırlanan restorasyonlar homojen bir yapıya ve renge sahip oldukları için aşındırıldıkları zaman opak yansıması gibi bir problemle karşılaşılması olasılığı bulunmamaktadır (Ozkurt-Kayhan, 2016). Bu restorasyonların endokronlarda, inley-onley restorasyonlarda, tek kronlarda, uzun gövdeli köprü protezlerinde, tam ark köprü protezlerde ve implant üstü protezlerde kullanım endikasyonları mevcuttur (Ulu ve Bayındır, 2016).

Zirkonya, yapısal olarak opak bir materyaldir ve bu nedenle estetik özellikleri diğer tam seramik sistemlere göre daha düşüktür. Fakat oklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda monolitik zirkonya restorasyonlar, metal seramik restorasyonlara ve altın alaşım restorasyonlara alternatif olarak düşünülebilir. Bu materyalin estetik özelliklerini arttırıp translusentlik özelliğini anterior bölgelerde kullanıma uygun hale getirmek için yapılan çalışmalar devam etmektedir (Ozkurt-Kayhan, 2016).

Monolitik zirkonya materyalinin, karşıt diş minesinde ve restorasyonlarda meydana getireceği aşınma miktarı ile ilgili birbirinden farklı görüşler bulunmaktadır. Bazı araştırmacılara göre monolitik zirkonya materyali daha az aşınma meydana getirmekteyken; bazılarına göre ise sert bir materyal olmasından ötürü karşıt restorasyonda daha fazla aşınma meydana getirme riski bulunmaktadır (Park ve ark., 2014).

Monolitik zirkonya yüzeyleri glazelenmiş ve cilalanmış olmak üzere 2 farklı şekilde hazırlanabilmektedir (Janjavula ve ark., 2013).

Monolitik zirkonyanın cilalanmış veya glazelenmiş yüzeyleri karşısında farklı dental restoratif materyallerin aşınma miktarlarının değerlendirildiği çalışmaların sayısı sınırlıdır.

Son yıllarda, monolitik zirkonya restorasyonların meydana getirdiği aşınma miktarının değerlendirildiği çalışmaların sayısı artmıştır. Yapılan çalışmalar Tablo 7.1.2'de görülmektedir.

Genel olarak değerlendirildiğinde, antagonist dişte meydana gelen aşınmanın cilalanmış olan zirkonya karşısında, glazelenmiş olan yüzeylere göre daha az aşınma meydana getirdiği görülmektedir (Preis ve ark., 2012, Janjavula ve ark., 2013, Sabrah ve ark., 2013, Park ve ark., 2014, Amer ve ark., 2014, Stawarczyk ve ark., 2016, Rupawala ve ark., 2017). Sadece Beuer ve arkadaşları cilalanmış olan zirkonyanın, glazelenmiş zirkonyaya göre daha fazla antagonist aşınmasına sebep olduğunu bildirmişlerdir (Beuer ve ark., 2012).

Araştırmacı ve yılı	***Materyaller***	***Zirkonya***	***Yüzey özellikleri***	***Test***	***Antagonist aşınması***	***Materyal aşınması***
Jung ve ark. 2010	MZ Feldspatik seramik Mine	Prettau 2010 (Zirkonzahn)	Cilalanmış Glazelenmiş	Çiğneme Simülatörü (SD Mechatronik) 240 000 döngü	Cilalanmış zirkonya < Glazelenmiş zirkonya < Feldspatik seramik	-
Preis ve ark. 2011	MZ Veneerlenmiş zirkonya Feldpatik seramik Mine	Zeno Zr Bridge (Wieland Dental)	Glazelenmiş	Pin-on-block 120 000 döngü	MZ < Seramik	MZ Aşınma görülmemiştir
Kim ve ark 2012	MZ Lityum disilikat seramik Feldspatik seramik Mine	Prettau (Zirkonzahn) Lava All Zirconia (3M ESPE) Rainbow (Dentium)	Cilalanmış	(SD Mechatronik) 300 000 döngü	Prettau, Lava, Rainbow < Lityum disilikat seramik	-
Preis ve ark. 2012	MZ Veneerlenmiş zirkonya	Cercon (Dentsply)	Glazelenmiş Kumlanmış ve glazelenmiş Cilalanmış ve aşındırılmış Cilalanmış, aşındırılmış ve tekrar cilalanmış	Çiğneme Simülatörü (EGO) 1 200 000 döngü	Cilalanmış zirkonya < Glazelenmiş zirkonya MZ < Veneerlenmiş Zirkonya	-
Preis ve ark. *2012 (Dentsply)* *Cilalanmış örneklerde aşınma görülmemiş*	MZ Feldpatik seramik Mine	Cercon	Cilalanmış	Pin-on-block 120 000 döngü	Cilalanmış, Aşındırılmış ve Cilalanmış örneklerde aşınma görülmemiş Glazelenmiş örneklerde 0.42±0.04 µm aşınma	MZda aşınma görülmemiş
Beuer ve ark. 2012	MZ Veneerlenmiş Zirkonya Mine	Zeno 4820 Premium (IMES)	Cilalanmış Glazelenmiş	(SD Mechatronik) 120 000 döngü	Glazelenmiş zirkonya, Veneerlenmiş zirkonya < Cilalanmış zirkonya	Cilalanmış zirkonya < Glazelenmiş zirkonya, Veneerlenmiş zirkonya
Mitov ve ark. 2012	MZ Lösit cam seramik Mine	Everest ZH (Kavo)	Cilalanmış Aşındırılmış	(SD Mechatronik) 120 000 döngü	Cilalanmış zirkonya < Glazelenmiş zirkonya	Zirkonya yüzeyinde aşınma gözlenmemiştir
Rosentritt ve ark. 2012	MZ Veneerlenmiş Zirkonya Lityum disilikat Seramik Feldspatik seramik Cam infiltre seramik Mine	Prettau (Zirkonzahn)	Glazelenmiş	Pin-on-block 120 000 döngü	MZ ve Cam infiltre seramik materyallerinde aşınma gözlenmemiş Feldspatik seramik ve liyumdisilikatta mineye göre daha az aşınma	MZ ve Cam infiltre seramikte aşınma gözlenmemiştir

Tablo 7.1.2. Monolitik zirkonya restorasyonların aşınmasının değerlendirildiği çalışmalar

Yazar	Yılı	Antagonist	Piyasa isimleri
Ho TK	2018	Lityum disilikat cam seramik, zirkonya, rezin kompozit	LavaTM Plus, IPS e.max Press, Tetric EvoCeram
Sripetchdanond	2014	Monolitik zirkonya, cam seramik, kompozit ve mine	Lava All Zirconia, Premise, IPS e.max Press
Hahnel	2011	Kompozit, mine	Sinfony, Admira, Arabesk, Filtek, Heliomolar, Quixfil, Compoglass, Estex
Ghazal	2010	Kompozit, mine, zirkonya seramik	Condyloform, BCE sprecial ceramics
Shabanian	2002	Kompozit, mine	Z100
Marquis	2000	Kompozit, paslanmaz çelik	Z100
D'Arcangelo	2014	Rezin kompozit, mine, cam seramik	Imagine PressX, Enamel plus HRi, Filtek Supreme XTE, Ceram.X duo, Enamel plus HRi-Function, Aurocast8
Mormann	2013	CAD/CAM, kompozit	Filtek Supreme XTE, Lava Ultimate, InCoris TZI, IPS e.max CAD, IPS Empress CAD, Vita Mark II, Vita Enamic, Telio CAD, CAD-Temp
Mehl	2007	Mine, kompozit	Targis I + II, Solidex, BelleglassHP, Estenia, Solidex
Kunzelmann	2001	CAD/CAM, kompozit	MZ100, Empress ve Vita Mark II
Zhi	2016	Kompozit, CAD/CAM	3M Lava Ultimate, Kerr experimental composite resin material, Vita Enamic, 3M Paradigm MZ100
Grau	2018	CAD/CAM, kompozit	Shofu Blok HC, VITA, Enamic Trelio CAD

Tablo 7.1.3. Farklı antagonist materyallerinin aşınmalarının değerlendiriliği çalışmalar

Ho ve ark.'nın 2018 yılından yayınlanan çalışmalarında amaç, çiğneme simülatörü kullanılarak monolitik zirkonya ve lityum disilikat seramiğine karşı antagonist aşınmasından sonra nanohibrit rezin kompozit (Tetric EvoCeram) yüzey pürüzlülüğündeki değişimi değerlendirmektir.

Çalışma için bir LavaTM Plus zirkonya antagonisti (n = 20) veya IPS e.max Press lityum disilikat antagonisti (n = 20) 'ya karşı toplam 40 adet Tetric EvoCeram ™ kompozit numunesi hazırlanmıştır. 17 mm × 7 mm × 5 mm ölçülerinde dikdörtgen şekilli düz yüzeyli örneklerden kompozit örnekler çiğneme simülatörünün alt örnek tutucularına yerleştirilmiştir (Ho ve ark., 2018).

Hahnel ve ark.'nın 2011 yılında yayınlanan çalışmalarında amaçları, dental restoratif materyallerin iki gövdeli aşınma direncini belirlemek olmuştur. 14 adet dental restoratif materyalden (nano, mikro, hibrit, makrolitli kompozitler; kompomer, silorane, ormocer) sekiz adet standart örnek hazırlamış; referans olarak bir kompozit (Sinfony) ve mine kullanılmıştır. Örnekler, 8 mm çapında ve 3 mm kalınlığında hazırlanmış; (600 döngü, 5/55 ° C, 2 dak / devir) bir simülatör simülatörü (50 N, 1.2 x 105 devir, 1.2 Hz) kullanılarak çiğneme simülasyonuna tabii tutulmuştur. 6 mm çaplı steatit topları antagonist olarak kullanılmıştır (Hahnel ve ark., 2011).

Zhi ve ark.'nın 2016 yılında yayımlanan çalışmalarında 4 farklı kompozit içeren 5 farklı CAD/CAM materyalini antagonist olarak mine kullanılarak aşınma direncine bakmışlardır. CEREC sistemi için üretilmiş 5 CAD / CAM malzemenin aşınma direnci, antagonist olarak sürmemiş üst 3.molar dişlerin 2 mmlik tüberkül tepeleri açıkta kalacak şekilde otopolimerize rezin içine gömülmüştür. Maksiller molar dişlerin sivri olan bukkal tüberkül tepeleri kullanılmıştır (Zhi ve ark., 2016).

Shabanian ve ark.'nın 2002 yılında yayınlanan çalışmalarında farklı yükler (0, 3.2, 6.7 ve 9.95 kg) ve pH değerleri (1.2, 3.3 ve 7.0) altında mine ve 3 diş renginde kompozitin aşınma oranları karşılaştırılmıştır. Elektromekanik bir çiğneme simülatörü kullanılmıştır, böylece kontrollü koşullar altında mine, kompozit (Z100), konvansiyonel cam iyonomer siman (Fuji IX) ve rezin-modifiye cam iyonomer siman (Fuji II LC) aşınma oranları bir dizi yükte (0 ila 9.95 kg) ve pH seviyelerinde karşılaştırılmıştır. Yeni çekilmiş molar dişler bukkal ve lingual bölümler olarak ayrılmıştır ve 1,2 mm çapında 2 mm derinliğinde kaviteler açılmış ve test edilecek kompozitler uygulanmıştır (Shabanian ve Richards, 2002).

D’arcangelo ve ark.’nın 2014 yılında yayınlanan çalışmalarında amaç, minenin iki gövdeli aşınma direncini, bir preslenebilir cam seramik (Imagine PressX), tip 3 altın alaşımı (Aurocast8), şu anda piyasada bulunan üç reizn kompozitini karşılaştırmaktır (Enamel plus) HRi, Filtek Supreme XTE, Ceram.X duo) ve bir adet yeni eklenen rezin kompoziti (Mine artı HRi-Function). Rezin kompozitleri, basit ışıkla sertleştirme ve bir başka ısı polimerizasyon döngüsünden sonra test edilmiştir. Standart laboratuar prosedürlerine göre her bir diş materyali ile on silindirik numune (7 mm çapında) üretilmiştir. Yeni çekilmiş molarlardan on yassı mine örneği elde edilmiş ve kontrol grubuna dahil edilmiştir. Tüm numuneler, çift eksenli bir çiğneme simülatöründe, yttria stabilize tetragonal zirkonya polikristal tüberküllerine karşı, 120.000 yükleme döngüsü ile, iki gövdeli bir aşınma testine tabi tutulmuştur (D'Arcangelo ve ark., 2014).

Grau ve ark.’nın 2018 yılında yayınlanan çalışmalarında bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim ile hazırlanan (CAD-CAM) restoratif malzemelerin 2-gövdeli aşınma davranışını değerlendirmektir. İki kompozit rezin (Deneysel Kompozit, Shofu Blok HC), 1 polimetil metakrilat (PMMA) bazlı materyal (Telio CAD) ve kompozit malzemesi (VITA Enamic) test edilmiştir (n = 12). 3 mm çapındaki drillller ile çekilmiş alt molar dişlerin mesiobukkal tüberkülleri standardize edilmiş ve antagonist olarak kullanılmıştır. CAD/CAM bloklar da 2 mm kalınlığında eşit olarak kesilmiştir (Grau ve ark., 2018).

Mehl ve arkadaşları çift eksenli bir çiğneme simülatöründe, insan ve büyükbaş hayvan minelerinin aşınması ile karşılaştırıldığında, kuronların kaplanması için altı kompozit rezinin aşınmasının değerlendirilmesini amaçlamışlardır. Altı farklı kompozit rezinden (Targis I + II, Solidex, BelleglassHP, Estenia, Solidex) ve insan ve sığır minesinden sekiz örnek hazırlanmıştır. Mine örnekleri 3x3 mm boyutlarında düz yüzey olarak hazırlanmıştır; antagonist olarak 6 mm çapında steatit seramik küreler kullanılmıştır (Mehl ve ark., 2007).

Mormann ve ark.'nın 2013 yılında yayınlanan çalışmasında, parlaklık ve pürüzlülük ölçümleri ve ek olarak Martens sertliği, dokuz estetik CAD / CAM malzemeden, bir direkt rezin bazlı nanokompozit artı bir kontrol grubu olarak mineye ait iki gövdeli aşınma ve diş fırçalama sonucu oluşabilecek aşınma parametrelerini belirlemeyi amaçlamıştır. 1 yıl evvel çekilmiş alt molar dişlerin çürüksüz mesiobukkal tüberkülleri kuron kısmından ayrılmış, 14 mm çapında 4 mm derinliğinde özel hazırlanmış paslanmaz çelik örnek tutuculara yerleştirilmiştir. Bu kontrol grubu olarak hazırlanmış örneklerin boyutlarında diğer test edilecek restoratif materyallerin de örnekleri hazırlanmış ve antagonist olarak 1 sene evvel çekilmiş üst molar dişlerin mesiobukkal tüberkülleri 2 mm derinliğindeki 8 mm çaplı özel hazırlanmış örnek tutuculara yerleştirilmiştir. Toplamda 11 grup oluşturulmuş ve her gruptaki 12li örnek için ayrı bir antagonist kullanılmıştır (Mormann ve ark., 2013). Çalışmamızda 4 farklı oklüzal splint materyalini değerlendirirken toplamda 8 grup oluşturulmuş ve her gruptaki 8li örnek için her 3 farklı antagonistten 2'şer adet kullanılmıştır.

Sripetchdanond ve ark.'nın 2014 yılında yaptıkları çalışmada her biri monolitik zirkonya, cam seramik, kompozit ve mine, silindirik yirmi dört test örneğini aşınma karakterleri değerlendirilmiştir. Mine örnekleri, her bir antagonist tipine karşı, 4800 döngü için 20 rpm'de sabit bir 25 N yük altında bir disk üzerinde disk aşınma test cihazı ile aşındırılmıştır. Antagonistler 3 mm çapında ve 10 mm yüksekliğinde hazırlanmıştır ve alt örnek tutucularda ise çürüksüz molar dişlerden 8 mm çapında düz mine yüzeyleri hazırlanmıştır (Sripetchdanond ve Leevailoj, 2014).

Ghazal ve ark.'nın 2008 yılında yayınladıkları çalışmada, kompozit rezin yapay dişlerin iki gövdeli aşınma direncini (dikey kayıp ve hacim kaybı) değerlendirmek ve doğal üst premolar minesinin aşınma direnciyle karşılaştırılmasını sağlamaktır. Antagonist olarak 6 mm çaplı zirkonya seramik küreler hazırlanmıştır. Antagonistlerin yüzey bitimlerindeki farklılıklara göre gruplara ayrılan örnekler 300.000 döngüde çiğneme simülatöründe yaşlandırmaya tabii tutulmuşlardır (Ghazal ve ark., 2008).

Marquis ve ark.'nın 200 yılında yayınlanan çalışmalarında amaçları, 2-gövdeli aşınma koşullarında, dental kompozitlerin in vitro ve in vivo aşınma davranışını anlaşılması için temel bir aşınma mekanizması üzerinde çalışmışlardır. 2 farklı ultrafine kompakt doldurulmuş dental kompozit üzerinde farklı büyüklüklerde sinüzoidal döngüsel yük altında in vitro 2-gövdeli aşınma testi yapılmıştır. Aşınma tabakalarının aşınma yüzeyleri ve kesitleri, döngüsel yükleme koşulları altında diş kompozitlerinin aşınma düzeninin yapısını araştırmak için taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak değerlendirilmiştir. Tüm kompozitler 2 mm kalınlığında 6 mm çapında disk şekilli örnekler olarak hazırlanmış ve antagonist olarak 30 mm çapında paslanmaz çelik silindirik küreler ilerdeki kullanılmıştır (Marquis ve ark., 2000).

Kunzelmann ve ark.'nın 2001 yılında yayınlanan çalışmalarında iki CAD / CAM seramik malzemesinin malzeme ve antagonist aşınması, laboratuar tarafından işlenmiş IPS Empress seramiği ve MZ100 kompozit değirmen blok malzemesi, antagonistik malzeme olarak insan mine ile yapay bir aşınma simülatöründe test edilmiştir. Materyal numuneler, damıtılmış su içinde 50.000 test döngüsüne (saniyede 1 döngü, 50 N) tabii tutulmuştur. Materyal örneklerinin ve karşıt minenin aşınması, kopyaları 30.000 ve 50.000 döngüden sonra belirlenmiştir ve bir 3D değerlendirme sistemi ile değerlendirilmiştir. Aşınmadan kaynaklanan hacim ve yükseklik kaybı hesaplanmıştır (Kunzelmann ve ark., 2001).

7.2. Yöntem Seçimi

Tüm örnekler 3 mm kalınlığa ve 16 mm çapa sahip olacak şekilde üretilmiş ve aşınma testleri, Çiğneme Simülatörü CS-4'de (SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Almanya) gerçekleştirilmiştir. Bu, su veya diğer ortamların programlanabilir (5–55 °C) TS ile kullanılabileceği üç gövdeli aşınma test edebilen bir makinedir.

Ağız ortamını taklit etmek için TS ve ıslak yorulmanın yapılması gerekmektedir (Kelly, 1999). Seramik materyalin aşınmasındaki suyun etkisi kanıtlanmıştır (Rekow ve Thompson, 2007; Borges ve ark., 2009).

Yapılan çalışmalarda farklı TS protokolleri önerilmiştir (Asmussen, 1974; Amsberry ve ark., 1984; Gale ve Darvell, 1999). Birçok çalışma ISO standartlarına göre belirlenen TS sıcaklık değişimlerini (5ºC-55ºC) kullanmaktadır. TS sayısı, suda bekleme süresi, duraklama süresi oldukça değişkenlik göstermektedir. Normal olarak TS mekanik yüklemeyle birlikte uygulanmaktadır.

Kompozitlerin in vitro çalışması kapsamlı bir şekilde araştırılmış ve klinik durumu simüle etmek için çok sayıda aşınma testi cihazı geliştirilmiştir (Leinfelder ve ark., 1986; Wassell ve ark., 1994; Hu ve ark., 1999; Marquis ve ark., 2000). Bununla birlikte, bazı aşınma aygıtları sadece 2 gövdeli aşınma testi sağladığından, bu çalışmalarda iyi bir korelasyon yoktur. Bazı diğer çalışmalar 3-gövdeli aşınmayı kullanır (Leinfelder ve ark., 1986; Wassell ve ark., 1994; Hu ve ark., 1999; Marquis ve ark., 2000; Shabanian ve Richards, 2002). Ayrıca, yükün uygulanması ve antagonistin türü, boyutu ve şekli tüm çalışmalarda farklılık gösterir. Hu, Marquis ve Shortall, in vivo koşulları simüle etmek için alternatif bir yük kullanılarak bir paslanmaz çelik küre antagoniste dayalı 2 gövdeli bir aşınma sistemi kullanmıştır (Hu ve ark., 1999; Hu ve ark., 1999). Çelik küre örnekleri, çeliğin fiziksel özellikleri insan minesinden farklı olduğu için uygun olmayan sonuçlara sahip olabilir. Mine tüberkülleri, antagonist olarak görev yapmak için kullanılmıştır, ancak minenin değişkenliği, standartlaştırılmış aşınma testi için uygun görülmemiştir.

Farklı in vitro araştırmalardan sonuçların doğrudan karşılaştırılmasını yapmak ve klinik duruma uygun sonuçların çıkarılması problemli görülmüştür (Shabanian ve Richards, 2002).

1-2 mm'lik lateral hareket, birinci molar dişlerin ortalama kayma hareketi, bruksist olmayan hastalarda 0.3 mm olarak ölçüldüğünden, ağız içi durumu yansıtmamaktadır. Bununla birlikte, 40-50 yaşındaki bireylerin yaklaşık %50' sinde, her iki çalışan tarafta da kaninler, premolarlar ve birinci molarların grup fonksiyonu oklüzyonu vardır. Ayrıca, gündüz bruksizmi olan bireylerin prevalansı son yıllarda artmıştır ve popülasyonun şu anda yaklaşık %20'sini etkilediği tahmin edilmektedir. Bruksist hastalar bilinçsizce dişlerini zorlarlar ve lateral hareketin uzun bir mesafede dişlerini hareket ettirerek ve bastırarak kuvvet uygulamaktadırlar (Gibbs ve ark., 1981; Kern ve ark., 1999).

Bu sebeple çalışmamızda 1 mm'lik bir aşınma simülasyonu tercih edilmiştir. Ayrıca bu hareket klinikte splint için düşünüldüğünde kanin rampası üzerinde antagonist kanin dişinin konusunu da simüle edebilmektedir.

Dental materyallerin mekanik özelliklerinin, termal değişikliklerden, nemli ortamdan ve materyal yüzeyine uygulanan kuvvetlerden etkilendiği bilinmektedir. Klinik olarak ağız ortamını taklit edecek bir cihazın, ağız içerisindeki nemi ve ısı değişikliklerini taklit edebilmesi ve çiğneme kuvvetine eşdeğer bir yük uygulayabilmesi önemlidir. Ağız ortamında bulunan bir restorasyonun, ortalama +16 ve +43 ºC arasında (minimum: -12 ve maksimum: +83 ºC) bir sıcaklık değişimine maruz kalacağı rapor edilmiştir (Chai ve ark., 2000). Tüm bu nedenler göz önüne alınarak çalışmamızda, farklı termal döngüler ayarlanabilen ve dinamik yükleme ile yorulmayı birlikte gerçekleştiren, dual akslı çiğneme simülatörü kullanılmıştır. Isı döngüsü 5-55 ºC arasında olacak şekilde 240 000 döngü simülasyon süresince uygulanmıştır. Çiğneme veya yutkunma aktiviteleri esnasında oluşan fizyolojik ısırma kuvvetleri 10 ile 120 N arasında değişmektedir. Anterior bölgede maksimum ısırma kuvveti 190 N ile 290 N arasında değişirken, bu değer posterior bölgede 200 N ile 360 N arasında değişmektedir (Fontijn ve ark., 2000, Morneburg ve Proschel, 2002).

Klinik olarak ağız ortamında dişler ve restorasyonlar üzerine yaklaşık 49 N'luk çiğneme kuvveti uygulanmaktadır. Çiğneme kuvvetlerinin bu değeri geçmesi nadirdir (Chitmongkolsuk ve ark., 2002). Bu sebeple çalışmamızda dinamik yükleme esnasında hazırlanan örneklerin tamamına 50 N'luk bir yük uygulanmıştır.

Piyasada farklı firmaların çeşitli amaçlarla ürettikleri çiğneme simülatörleri bulunmaktadır. Çalışmalara bakıldığında, pin-on block veya disk şeklinde cihazlar (Preis ve ark., 2011, Preis ve ark., 2012, Preis ve ark., 2013, Luangruangrang ve ark., 2013, Kontos ve ark., 2013, Sripetchdonand ve Leevailoj, 2014), Ego çiğneme simülatörü (Preis ve ark., 2012), Alabama cihazı (Janjavula ve ark., 2013, Burgess ve ark., 2014), Zürih aşınma simülatörü (Stawarczyk ve ark., 2013, Mörmann ve ark., 2013), Oregon Üniversitesi aşınma cihazı (Amer ve ark., 2014) ve Willytech çiğneme simülatörü gibi farklı cihazların kullanıldığı bilinmektedir.

Çalışmamızda pek çok çalışmada kullanılan ve güvenilirliği kanıtlanmış olan Sd Mechatronik firmasına ait Willytech çiğneme simülatörü kullanılmıştır (D'Arcangelo ve ark., 2016, Stawarczyk ve ark., 2016, Park ve ark., 2014, Mitov ve ark., 2012, Preis ve ark., 2012, Beuer ve ark., 2012, Kim ve ark., 2012, Jung ve ark., 2010).

Bu cihaz, ağız içerisinde farklı şekillerde çiğnemeyi simüle etmek amacıyla kullanılmaktadır. İki eksenlidir ve değişken ağırlıklara göre hareket şekilleri programlanabilir, her hareket simüle edilebilir. Bu cihaz 2, 4 veya 8 hazneli olarak üretilmektedir ve numunelere aynı zamanda termal siklüs de uygulayabilmektedir. Hazırlanan örnekler, tutucular içerisine sabitlendikten sonra örnekler üzerine yatay ve dikey kuvvetler uygulanarak çiğneme işlemi taklit edilmektedir. Ağırlık kuvveti 10 N ile 120 N arasında, kompartımanların düşey hızı 10-90 mm/s, yatay hızı 10-90 mm/s, çiğneme sıklığı 0,1 Hz- 3,5 Hz, numuneler üzerine dikey kuvvet uygulama uzunluğu 0,1-0,99 mm ve numuneler üzerine dikey kuvvet uygulama uzunluğu 0,1-0,38 mm değerleri arasında olacak şekilde ayarlanabilmektedir. Sisteme entegre olan termal siklüs ünitesi sayesinde örneklere eş zamanlı olarak 4-60 °C arasında ısı döngüsü uygulanabilmektedir (http://analitikmedikal.com/products/cigneme.pdf, Erişim tarihi: 22/10/2018).

Çalışmamızda bu bilgiler dikkate alınarak, simülasyon esnasında distile su kullanılarak 6 mm dikey, 0,7 mm yatay yönde olmak üzere çift yönlü hareket 1,6 Hz çiğneme frekansında 50 N'luk yük, 1,5 aylık kullanıma eşdeğer olan 30 000 döngü uygulanmıştır. Bu siklüs esnasında örneklere 5-55 °C arasında bir ısı döngüsü de uygulanmıştır.

Yazar	Yılı	Çiğneme simülatörü
Kheradmandan S.	2001	Kausimulator; Willytech, Munich, Germany
Anders S.	2005	Alwetron TCT 5/10, Lorentzon and Wettre, Spanga, Sweden
Heintze Sd.	2006	Willytec; Grafelfing, Germany
Lars S.	2008	Z010A TN 2A, Zwick, Ulm, Germany
Ghazal M.	2008	Willytec GmbH, Munich, Germany
Ghazal M.	2009	Willytec GmbH, Munich, Germany
Att W.	2009	Willytech, Munich, Germany
Mi-Jin K.	2012	CS-4.8; SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Germany
Guess Pc.	2013	Willytec, Munich, Germany
Barcellos Rr.	2013	ER 11000 Plus, Erios, São Paulo, SP, Brazil
Pereira Jr.	2014	Kratus K2000 MP; Dinamometros KRATOS
Guess Pc.	2014	Willytec, Munich, Germany
Zhao K.	2014	CS-4, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Germany
Rosentritt M.	2014	EGO, Regensburg, G
Schwendicke F.	2015	Kausimulator, Willytech, Feldkirchen-Westerham, Germany
Grau	2018	CS-4; SD-Mechatronik, Westerham, Germany
Zhang	2018	Forth Military Medical University (custom design)
Kewekordes	2018	CS-4; SD-Mechatronik, Westerham, Germany
Guo	2017	Forth Military Medical University (custom design)
Heintze	2017	CS-4; SD-Mechatronik, Westerham, Germany
Zierden	2018	CS-4; SD-Mechatronik, Westerham, Germany
Elsayed	2017	CS-4; SD-Mechatronik, Westerham, Germany
Hamza	2017	Model LRX-Plus; Lloyd Instruments, Bognor Regis, UK
Reyes-Sevilla	2018	ACTA
Kurt	2012	CS-4; SD-Mechatronik, Westerham, Germany
Issar – Grill	2013	Wear Simulator, Sabri Dental Enterprise, Downers Grove, IL
Casey	2003	Universal Testing Machine
Schulte	1987	Custom made artificial mouth

Tablo 7.2. Aşınma değerlendirilirken çiğneme simülatörünün kullanıldığı çalışmalar

7.2.1. Tercih edilen döngü sayısı, uygulanan kuvvet, ortam ve örnek büyüklükleri

Yazar	Yılı	Döngü sayısı	Uygulanan kuvvet	Ortam	Örnek büyüklüğü
Reyes-Sevilla	2018	200bin	15 N	Islak	49 mm/19 mm
Kurt	2012	10/20/30bin	50 N	Islak(30^0C)/kuru	16 mm çap/4 mm kalınlık
Issar – Grill	2013	2500	40 N	Islak (37^0C)	24 mm çap/2.6 mm kalınlık
Casey	2003	2500	90 N	Islak (37^0C)	3mm kalınlık
Schulte	1987	80/300bin	6.67min/13.35max N	Islak (37^0C)	60mm çap/ 5mm kalınlık
Kamonwanon	2015	18.000	49 N	Islak/Diş macunu	15×25 mm
Hao	2014	50.000	2 N	Yapay tükürük 5^0C-55^0C	2x3 mm
Suwannaroop	2011	10.000	15 N	Islak 25±2°C	2.3±0.1 mm x 2.0±0.1 mm

Tablo 7.2.1. Aşınma değerlendirilirken tercih edilen döngü sayısı, uygulanan kuvvet, ortam ve örnek büyüklüklerine göre çalışmalar

Bu çalışmada, literatüre bağlı olarak 50 N kuvvet uygulanmış ve 10 000 döngü kullanmıştır; 20 000 ve farklı sayıdaki döngülerin etkisini de belirlemek için 30 000 döngü tecih edilmiştir. Çalışmalardaki 10 000 döngü oratalama 1 haftalık gece oklüzal splint kullanımına; 30 000 döngü ise yaklaşık 1,5 aylık bir gece oklüzal splint kullanımına eşit kabul edilmektedir. Oklüzal splint kullanımı genel bilgiler kısmında da bahsettiğimiz üzere hastaya teslim edildikten sonra 1.hafta, 1.ay ve 3.ay kontrolleriyle takip edildiğinden in vitro çalışmamızda bu döngü sayılarını tercih ettik.

Daha önceki çalışmalarda, akrilik protez dişlerin değerlendirilmesi için 10 000–100 000 döngü için 13,5 ile 50 N arası yüke kadar aşınmaya maruz bırakılmış ve 90 N'lık bir kuvvet kullanılmıştır (Schulte ve ark., 1987; Lambrechts ve ark., 2006; Hahnel ve ark., 2009; Stober ve ark., 2010).

Yapay rezin dişler ile yapılmış çalışmalarda 13,5-50 N arası yük tercih edilmesi ve bizim çalışmamızdan daha fazla döngü sayısı kullanılmasının sebebi yapay rezin dişlerin hareketli protezlerde kullanılması ve bu yüzden gündüz kullanımına uygun gece bruksizminde görülmeyen düşük oklüzal kuvvete maruz kalması ve oklüzal splint kullanımına göre daha uzun süre hasta ağzında kalması olarak düşünülebilir. Ayrıca oklüzal splintler daha evvel genel bilgiler kısmında bahsettiğimiz gibi 3-6 ay arası kullanılırken, hareketli protezler daha uzun süre hizmet eden apareylerdir.

Suwannaroop ve ark. çalışmalarında aşınma testini, disk tasarımı üzerindeki bir pini takiben kurmuşlardır. Antagonist materyal için bir seramik (çap 3 mm) kullanılmış; antagonist, 1000 npm'de 15 N'le, lateral hareket olmaksızın, numunenin yüzeyinin alt-mine tabakasında 10.000 döngü için dikey olarak yüklenmiştir. Aşınma testi sırasında hiçbir kimyasal veya aşındırıcı madde kullanılmamıştır. Tüm aşınma testleri, oda sıcaklığında (25 ± 2° C) gerçekleştirilmiş ve testler sırasında damıtılmış su sürekli olarak numunelerin yüzeyini yıkamıştır. Kompozit rezin dişlerin, porselen dişlerin ve diğer iki konvansiyonel akrilik rezin dişlerin hacim kaybı anlamlı olarak farklı çıkmamıştır ($p > 0.05$). Bu çalışmada alüminyum oksit antagonisti kullanılmıştır. Alüminyum oksit, birçok yaygın mine yerine kulanılan antagonistlerden biridir. Bu çalışma temel olarak aşındırıcı madde içermeyen malzeme bileşimi ve aşınma direncine odaklanmıştır. Bunun nedeni aşındırıcı ortamın aşınma davranışı üzerindeki etkisini tahmin etmenin zor olmasıdır. Bazı in vitro çalışmalar, aşındırıcı sıvı ve sert aşındırıcı parçacıklar ile aşınmanın artması veya kayganlaştırıcı madde ile aşınmanın azaltılması ile çelişen sonuçlar bildirmiştir (Suwannaroop ve ark., 2011).

Kamonwanon ve ark. çalışmalarında 3 adet konvansiyonel yapay diş, 2 adet kompozit rezin yapay diş ve 1 adet modifiye yüzeyli yapay diş içeren 180 yapay protez dişi (6 grup) değerlendirilmiştir. Bu in vitro çalışmanın amacı, modifiye edilmiş polimetil metakrilat yapay protez dişlerinin 5 ticari olarak temin edilebilen yapay diş malzemelerinin aşınma direncini ve sertliğini değerlendirmektir.

Her grup, yapay fırçalama simülasyonu cihazında 2 N ve 150 rpm'de 18.000 döngü içinyüklenmiştir. Aşınma değeri bir profilometre ile tanımlanmıştır. Elde edilen veriler, modifiye yapay protez dişlerinin kayda değer ölçüde daha sert olduğunu ve konvansiyonel yapay dişlere göre önemli ölçüde daha yüksek aşınma direncini sergilediklerini ortaya koymuştur ($P < .001$). Polimetil metakrilat modifiye yüzeyli yapay protez dişleri, kompozit rezin yapay protez dişlerinden önemli ölçüde farklı çıkmamıştır, bununla birlikte yüzey daha sert ve daha aşınmaya karşı dayanıklı bulunmuştur (Kamonwanon ve ark., 2015).

Hao ve ark. çalışmalarında, 7 farklı yapay rezin dişinin 3 boyutlu ölçümlerle aşınma davranışını incelemektir. İncelenen yapay dişlerin aşınma davranışı, bileşimlerine göre farklılık göstermiştir. Örnekler, 1.2 Hz'lik bir frekansta (yatay tarama hareketi: 1 mm) 50.000 döngü için 49 N dikey yük ile yüklenmiştir. Aşınma simülasyonu sırasında, numuneler 5-55°C sıcaklıkta termalsiklusa tabii tutulmuşlardır. Kompozit rezin dişleri ve yüksek çapraz bağlı akrilik rezin dişleri, geleneksel akrilik rezin dişlerine göre üstün aşınma dirençli bulunmuştur (Hao ve ark., 2014).

Gibbs ve ark. kapanışta posterior dişlerdeki ortalama kuvvetin 80 N olduğunu göstermiştir. Bu çalışmalarında ayrıca, 700 N'luk bir maksimum oklüzyon kuvveti bildirilmiştir. Clark ve ark. çiğneme sırasında ve parafonksiyonel hareketler sırasında molar dişlere yerleştirilen kuvvetlerin anterior dişlerdeki kuvvetlerden daha büyük olduğunu belirtmiştir. Bu çalışma için 50 N'luk bir yük seçilmiştir çünkü normal çiğneme kuvvetleri aralığında bir kuvvet oluşturacak ve makul sayıda döngüden sonra ölçülebilir bir aşınma sağlaması beklenmekteydi.

Bu aşamada aşınma cihazlarının, uygulama kuvvetlerinin ve uygulama kuvvetlerinin ve aşınma tayini yönteminin çoğu çalışmada farklılık gösterdiği ve herhangi bir karşılaştırmayı zorlaştırdığı belirtilmelidir.

Casey ve ark., oklüzal splintlerin üretiminde kullanılan beş grupta üç malzemenin aşınma oranını araştırmışlardır. Islak koşullar altında ve 2500 karşılıklı döngüdeki örnekler için 90 N'lık bir yük kullanılan çalışmalarında, test edilen çeşitli splint materyallerinin in vitro aşınma dirençleri arasında farklar bulmuşlardır (Casey ve ark., 2003).

Issar-Grill ve ark. 2013 yılında yayınlanan çalışmalarında 6 sık kullanılan oklüzal splint materyalinin aşınma direncini ölçmüşlerdir. Bizim çalışmamızla benzerlik göstermesi açısından bu materyallerin her birinden 12 örnek özel yapım bir çiğneme simülatöründe 37^0C'lik distile suda 40 N'luk bir kuvvet ile 2500 döngüye maruz bırakılmışlardır (Issar-Grill ve ark., 2013).

Reyes ve ark. çalışmalarında 15N kuvvet ile 1Hz'lik frekansta 200.000 döngüde 3 farklı kompozit ve 4 farklı oklüzal splint materyallerini test etmişlerdir (Reyes-Sevilla ve ark., 2018).

Kurt ve ark. 2011 yılında yayınlanan çalışmalarında 4 farklı splint materyalinden 16'şar adet örneği 50 N kuvvet ve 1.6 Hz'lik frekansta 10.000, 20.000 ve 30.000 döngüde test etmişlerdir. Örneklerin yarısı kuru diğer yarısı 30^0C derecelik termosiklus ile ve 1 mm'lik yatay harekette değerlendirilmiştir (Kurt ve ark., 2012).

7.2.2. Tercih edilen aşındırma yöntemi

Çiğneme kaslarının, üst çeneye göre mandibula hareketini yönlendirerek, dişlerin oklüzal yüzeylerine dik ve teğet olan aktif kuvvetler ürettiği bilinmektedir. Bu kuvvetler, ağızda kompozit rezinlerin aşınmasından sorumludur. İki yüzey arasındaki sürtünme kuvveti ve bunları birbirine bastırma gücü, sürtünme katsayısıdır.

Sürtünme katsayısı materyaller ile değişir ve çiğneme sırasında, gıda, içecek ve tükürükten kaynaklanan kayganlaştırma etkisi nedeniyle katsayı daha düşük olabilir (Condon ve Ferracane, 1996).

İki gövdeli aşınma yüzey aşınmasına karşı yüzeydedir ve oklüzal temas noktalarında meydana gelir. Parçacıkların iki yüzey arasında dönüşümü ve dönmesi serbest olduğunda çiğneme sırasında üç gövdeli aşınma meydana gelir. Çiğneme sırasında maksiller ve mandibular dişler arasında bir gıda parçacığı gibi bir üçüncü yüzey yakalanabilir.

Gıda çiğneme ile parçalandığında, parçacıklar dişler arasında sıkışabilir. Bu daha çok oklüzal temassız alanlarda görülür (DeLong ve Douglas, 1983; Condon ve Ferracane, 1996).

Çalışmamızda iki gövdeli aşınma tercih etme sebebimiz, oklüzal splint tedavisinin, hastaların uyku esnasında yaptığı parafonksiyonel hareketi ve sebep olduğu semptomları giderme amacını taşımasıdır. Aşınma karakterini incelediğimiz oklüzal splint materyalleri ve antagonistleri klinik kullanımda hasta uyurken maruz kaldığı oklüzal kuvvet ve hareketlerin simülasyonu ile değerlendirilmesi yeterlidir (DeLong ve Douglas, 1983; Condon ve Ferracane, 1996).

Dişlerin oklüzal yüzeylerinin topografisini gösteren tarayıcılar temas veya temassız olarak sınıflandırılır. Çoğu kontak profilleyici, farklı boyutlarda (0.1mm veya daha büyük) küresel uçlu prob uçları kullanır. Bu tarama sistemi, yüksek doğruluk, yüksek tekrarlanabilirlik, düşük maliyete sahiptir ve malzemenin renk ve ışık yansıtma özelliklerinden etkilenmez. Bununla birlikte, bu yöntem zaman alıcıdır ve taranan materyalin yüzeyini değiştirme potansiyeline sahiptir (Condon ve Ferracane, 1996).

Temassız profilometrelerin çoğu, analizler için bir lazer veya ışık kaynağı kullanır. Opak ve yansıtıcı bir malzeme yüzeyi gerektirirler. Profilometredeki dijital kamera benzeri bir sistem, ışık kaynağı yüzey boyunca hareket ederken görüntüleri yakalar.

Temassız profilleyiciler de çizgi, alan, nokta ve hacim tarayıcıları (BT taramaları) olarak kategorize edilebilir. Temassız hatlı lazer sistemleri, yüzeyi yüzey boyunca düz bir çizgi yolu kullanarak tarar (Condon ve Ferracane, 1996).

Doğruluk, ölçülen değerin gerçek (uluslararası standart) değere ne kadar yakın olduğu olarak tanımlanır. Kesinlik, ölçüm tekniğinin tekrarlanabilirlik derecesi olarak tanımlanır. Klinik aşınmanın ölçülmesi için doğruluk gereklidir, çünkü diş restorasyonu aşınması bu kadar küçük bir ölçekte ölçülür (DeLong ve Douglas, 1983; Condon ve Ferracane, 1996).

Ölçümler dolaylı olarak ölçü model döküm kopyaları kullanılarak yapılırsa, izlenim ve çoğaltma malzemelerinin doğruluğu, tüm sistem doğruluğu tespitinin bir parçası olarak tarayıcı doğruluğu ile birlikte dikkate alınmalıdır (Condon ve Ferracane, 1996).

Diş aşınmasının simülasyonu için makineler, kuvvet, kayma yolu ve çiğneme döngülerinin kontrol edildiği tekrarlanabilir çiğneme modelleri sağlar. Makineler ve destek sistemleri, pH, sıcaklık, antagonist malzeme, temas alanı, yük döngüsü sıklığı, yük / kuvvet, ağız ortamı, kayganlaştırma ve sürtünme, diş temas süresi, kayma hızı ve aşınma ölçüm tekniğini değiştirmek için kontroller sunar. Tüm bunların aşınma oranlarını etkilediği gösterilmiştir. Bununla birlikte, mevcut makineler, bazı kuvvetleri emen ve çiğneme sırasında hareketleri etkileyen bir periodontal bağın varlığını/yokluğunu dikkate almamaktadır. Oral kavitenin mekanizmalarını ve özelliklerini yeniden oluşturma karmaşıklıkları nedeniyle, in vitro bir cihaz in vivo koşullara tam olarak benzemeyebilir. Bu nedenle, bu makinelerin önemli bir amacı malzemelerin karşılaştırılması ve restoratif malzemelerin aşınma direncine göre sıralanmasıdır (DeLong ve Douglas, 1983).

Bruksistlerde yıllık molar ve premolar mine aşınma oranının düşük olduğu bildirilmiştir (Lambrechts ve ark., 1989). Bruksizm, parafonksiyonel diş hareketleri için kullanılan terimdir; bu, çoğunlukla gece 30-60 sn'lik kısa periyotlarda gerçekleşen, çoğunlukla bilinçsiz bir aktivitedir (Baba ve ark., 2003).

Bazı hastalarda, bruksizm dişlerin önemli ölçüde aşınmasına yol açar. Restoratif materyaller ve splintler, bruksistlerde daha büyük aşınma ve/veya kırılma sergilemektedir. Bruksizmlerin gözlendiği kişi sayısı son otuz yılda önemli ölçüde artmıştır (Granada ve Hicks, 2003). Diş teması süreleri, sıklığı ve yeme alışkanlıklarına bağlı olarak, günde ortalama 15-30 dakika kadardır. Bu, yutkunma sırasındaki hafif diş temasını içermez (Mehl ve ark., 1997).

Önceki çalışmalar, ısırma kuvvetinin, molarlarda 100 ila 140 N ve kesici dişlerde 25 ila 45 N arasında değiştiğini ortaya koymuştur (Kohyama ve ark., 2004).

Pizolato ve arkadaşları sağlıklı genç yetişkinler için maksimum ısırma gücünün erkeklerde 654 N ve kadınlarda 464 N olduğunu göstermiştir (Pizolato ve ark., 2007).

Gibbs ve arkadaşları, hem yutma hem de çiğneme sırasında oklüzal kuvvetin maksimum ısırma kuvvetinin yaklaşık % 40'ı olduğunu bulmuştur (Gibbs ve ark., 1981).

Bruksizm sırasında ısırma kuvvetinin süresinin ve yoğunluğunun, fonksiyonel aktiviteden çok daha fazla olduğu göz önüne alındığında, bu aktivitenin fonksiyondan ziyade bir parafonksiyonel aktivite olması ve aşınmayı hızlandırması öngörülebilmektedir. Okeson, splintler verildikten sonra hastanın değerlendirme için 2-7 gün içinde kontrole gelmesi gerektiğini bildirmiştir. Bu seansta, splintte oluşan oklüzal işaretler incelenmektedir. Bir sonraki inceleme sırasında, kas gevşemesi ve semptomun çözülmesinden veya materyalin daha fazla aşınmasından kaynaklanan, oklüzyon işaretlerindeki değişikliklerin kontrol edilmesi için tekrar inceleme yapılmsktadır (Okeson, 2007). Bu raporlara ve bu çalışmanın sonuçlarına dayanarak, tedavi süresince, hastanın takip ziyaretlerini planlarken, splintleri imal etmek için kullanılan materyallerin diğer faktörlerle birlikte dikkate alınmasını önerilmesi uygundur.

7.2.3. Ölçüm yöntemi

Çiğneme simülatörü sonrasında örnekler lazer tarayıcıda taranmıştır. Her bir örnek için elde edilen veriler, analiz için gerekli olan üç boyutlu görüntü elde etmek amacıyla yüzeyin veri noktalarının dönüşümünü gerçekleştiren Geomagic Control (3D Systems Inc., Rock Hill, ABD) adlı programa aktarılmıştır. Programa aktarılan görüntüler aşınmaya maruz kalan bölgeleri görüntülemek amacıyla belirli bir düzlemde kesilip eşit boyutlara getirilmiştir. Örneğin görüntüsü, programın renk skalasına göre değerlendirilmiştir.

Aşınma miktarının belirlenmesi amacı ile yapılan çalışmalarda aşınma tespitinde; yükseklik, alan veya hacim olmak üzere farklı şekillerde ölçüm yapıldığı görülmektedir (Mitov ve ark., 2012, Janjavula ve ark., 2013, Sabrah ve ark., 2013, Amer ve ark., 2014, Lawson ve ark., 2014, D'Arcangelo ve ark., 2016, Rupawala ve ark., 2017). Aşınma miktarınının tespitinde kullanılan en ideal yöntemin üç boyutlu (3D) görüntülerinin karşılaştırılması olduğu bilinmektedir. Üç boyutlu görüntü ölçümleri mikro BT tarayıcılar, kontak profiller, temassız beyaz ışık veya lazer tarayıcılar ile yapılabilmektedir (De Long, 2006). Bu tarayıcılar sayesinde elde edilen kantitatif değerler kolay bir şekilde karşılaştırılmakta ve meydana gelen hacim kayıpları belirlenebilmektedir. Bu cihazlar verilerin depolanmasına olanak sağlamaktadır ve hem klinik hem de laboratuvar çalışmalarında kullanımları mümkündür (AL-Omiri ve ark., 2010, Preis ve ark., 2011, Mitov ve ark., 2012). Çalışmamızda, Sd Mechatronik firmasına ait olan 3D Laser Scanner cihazı kullanılmıştır.

Yazar	Yılı	Ölçüm yöntemi	İstatistiksel test
Reyes-Sevilla	2018	Profilometre	İki yönlü ANOVA ve post-hoc Tukey
Kurt	2012	Lazer tarayıcı	Mann–Whitney U-test, Kruskal– Wallis test
Issar – Grill	2013	Lazer tarayıcı	İki yönlü ANOVA ve post-hoc Tukey
Casey	2003	Profilometre	İki yönlü ANOVA ve post-hoc Tukey
Schulte	1987	Kapalı devre ölçüm cihazı	-

Tablo 7.2.3. Aşınma değerlendirilirken tercih edilen ölçüm yöntemine göre çalışmalar

Çalışmamızda kullanılan lazer tarayıcı dışında literatürde benzer çalışmalarda dental restorasyonların yüzeyini inceleyerek, bitirme ve parlatma yöntemlerinin etkinliğini saptamada en sık kullanılan yöntemler, görsel değerlendirme, taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve profilometre cihazı analizleridir. Profilometre, SEM ve görsel değerlendirme, oldukça hassas yöntemlerdir. Tek bir yönteme başvurmak yanıltıcı sonuçlar verebilir. Bu nedenle bir metodu diğer metotlarla kıyaslamak gerekir. Görsel yöntemler, örneğin o büyüklüğü, içeriği ve yapısına bağlı olarak hataya yatkındır. SEM, yüzey topoğrafisini gözlemleyecek yeterli kontrastta yapılmalıdır (Brewer ve ark., 1990). Profilometre ise tekrarlanabilir nitelikte olmalıdır. Profilometre cihazı, yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla kullanılır. Cihazda, elmastan tarayıcı bir uç, örnek yüzeyinde gezinirken, elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulguları dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir. Kontakt profilometre tekniğinin önemli limitasyonu ucun yüzeye dik hareket ettirilmesi gereksinimidir (Sulong ve Aziz, 1990; Whitehead ve ark., 1995).

Cihazla üç değer elde edilmektedir. Bunlar;

Ra-yüzeyin ortalama pürüzlülüğünü,

Rz- yüzeydeki en yüksek sivri uçların (pik) ortalamalarını, Rpm- yüzeydeki en derin noktaların ortalamalarını ifade eder (Brewer ve ark., 1990).

Fotoğraflama işleminde bazı bilgilerin kaybolmasından ötürü üç boyutlu görüntü oluşturmak için 1'den fazla fotoğraf çekimi yapmak gereklidir. Bu şekilde daha fazla bilgi edinilerek işlem daha iyi hale getirilir (Whitehead ve ark., 1995; Jefferies, 1998). Üç boyutlu optik taramada kullanılan hem fotogrametri hem de topogrametri metotları, üç boyutlu cisimlerin iki boyutlu fotoğraflarının çekilmesi ve bu fotoğrafların bilgisayar ortamında tekrar üç boyutlu hale döndürülmesi işlemini gerçekleştirir.

Üç boyutlu taramada; cisim, bir veya daha fazla kamera ile iki boyutta taranır, daha sonra üç boyutlu koordinat sistemine aktarılır. Bilgisayar yardımı ile cismin referansları veya cd yüzeylerinin ve formlarının nokta bulutu şeklinde ölçümlendirilmesi mümkündür (Whitehead ve ark., 1995; Jefferies, 1998).

Üç boyutlu tarama alanındaki yenilikler, hesaplama gücü ve uzmanlaşmış yazılım uygulamaları ürün geliştirme, hızlı prototipleme ve kalite kontrol alanlarında şaşırtıcı ilerlemeleri mümkün kılmaktadır. Geleneksel yöntemlerle haftalar ya da aylar süren işlemler nesnenin taranıp hızlı prototipleme ve yüksek hızda işleme yöntemleri ile kopyalanması ile sadece birkaç günde tamamlanır (Whitehead ve ark., 1995).

Tarayıcılar aynı zamanda nesnelerin geometrik kontrollerinin titizlikle yapılmasına imkan tanır. Parçanın kalite kontrolünde daha ayrıntılı bilgiye sahip olmak problemlerin çözümünü de oldukça kolaylaştırmaktadır. Çünkü çarpılma ve uzama gibi boyut değişikliklerine sebep olan olaylar tam olarak saptanabilmektedir (Whitehead ve ark., 1995).

7.3. Bulgular

Farklı materyallerin aşınma miktarını belirlemek için, disk şekilli, 16 mm çaplı ve 3 mm kalınlıkta hazırlanmıştır. Her splint materyalinden 16'şar adet örnek test edilmiştir. Aşınma, hacimsel olarak bir 3D lazer tarayıcı ve bir yüzey analiz programı kullanılarak belirlenmiştir. Veriler IBM SPSS V23 ile analiz edilmiştir.

Çalışmamızın bulguları neticesinde antagonistlerin splint aşınma miktarları üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahiptir ($p<0,001$). En yüksek ortalama değer IPS e.max Press'te en düşük ortalama değer ise InCoris TZI C'de elde edilmiştir.

Tüm materyallerin aşınma ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak fark vardır. En yüksek ortalama değer Eclipse materyalinde elde edilirken en düşük ortalama değer Valplast materyalinde elde edilmiştir.

Döngü sayılarının aşınma miktarları üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olduğu görülmüştür ($p<0,001$). Döngü miktarı arttıkça ortalama aşınma miktarı artmıştır. En yüksek değer 30 binde elde edilirken en düşük değer 10 binde elde edilmiştir.

Ortam farkının aşınma miktarları üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahip olmadığı sonucuna ulaşılmıştır ($p=0,179$).

Jung ve arkadaşları, cilalanmış feldspatik porselen, cilalanmış zirkonya ve glazelenmiş zirkonya materyallerinin karşıt minede meydana getirdiği aşınma miktarını değerlendirdikleri çalışmalarında, örneklere, dual akslı çiğneme simülatöründe, 1 yıllık klinik kullanıma eş değer olan 240 000 döngü test uygulamışlardır. Antagonist dişte meydana gelen aşınma, feldspatik porselen grubunda (0,119±0,059 mm3) en yüksek aşınma değerini gösterirken, bunu sırasıyla glazelenmiş zirkonya (0,078±0,063 mm3) ve cilalanmış zirkonya (0,031±0,033 mm3) grupları izlemiştir. Antagonist dişte meydana gelen aşınma miktarının, zirkonya materyali karşısında, feldspatik porselene göre daha az olduğunu bildirmişlerdir (Jung ve ark., 2010).

Sripetchdanond ve Leevailoj, monolitik zirkonya, cam seramik, kompozit rezin ve mine örneklerinin diş minesi karşısında meydana getirdiği aşınma miktarını değerlendirdikleri çalışmalarında, maksimum aşınma ve ortalama aşınma derinliklerini belirlemişlerdir. Çalışma sonucunda monolitik zirkonya (1,83±0,75 μm) ve kompozit rezin (1,37±0,81 μm) materyalleri karşısında, cam seramik (7,32±2,06 μm) ve mine materyallerine göre karşıt minede (8,81±5,16 μm) daha az aşınma meydana geldiğini bildirilmiştir (Sripetchdanond ve Leevailoj, 2014).

Lawson ve arkadaşları, uyumlanmış, uyumlanmış ve cilalanmış, uyumlanmış ve glazelenmiş zirkonya ve lityum disilikat materyallerinde ve karşıt minede meydana gelen aşınmayı değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda, zirkonyanın lityum disilikata göre aşınmaya daha dirençli bir materyal olduğu ve cilalanmış zirkonyanın glazelenmiş zirkonyaya göre karşıt minede daha az aşınma meydana getirdiği görülmüştür. Eğer zirkonya üzerinde veya lityum disilikat üzerinde herhangi bir uyumlama yapılırsa yüzeylerin cilalanmasının meydana gelebilecek aşınma açısından daha avantajlı olacağı bildirilmiştir (Lawson ve ark., 2014). Park ve arkadaşları yaptıkları in vitro çalışmada, doğal mine dokusu karşısında 3 farklı CAD/CAM sistem ile üretilen anatomik konturlu zirkonya restorasyonlarda ve veneer porseleninde meydana gelen aşınmayı değerlendirmişlerdir.

Sonuç olarak, test edilen materyalde meydana gelen aşınma, materyallerin fiziksel özelliklerinden ve mikroyapısından etkilenmektedir. Zirkonya grupları arasında ZPP grubu en az hacim kaybı gösterirken, ZPG grubunda en fazla kayıp görülmüştür. ZPP ve WZ grupları ZPG grubuna göre minede daha az aşınma meydana getirmişlerdir. Tüm zirkonya grupları feldspatik porselene göre minede daha az aşınma meydana getirmişlerdir. 1 yıllık klinik kullanıma eş değer olan 240 000 döngü sonucunda, lekelenmiş ve glazelenmiş zirkonyanın, karşıt dişte daha fazla aşınma meydana getirdiği görülmüştür (Park ve ark., 2014).

Sabrah ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, monolitik zirkonya materyalinden makinalanmış, glazelenmiş, elmas frez ile işlenmiş ve elmas frez ile işlenip Optrafine cila kiti ile cilalanmış olmak üzere 4 farklı yüzey işlemi uygulanarak hazırlanan örneklerin karşısına, hidroksi apatit diskler yerleştirmiş ve örneklere 2 boyutlu pin-on-disk aşınma testi uygulamışlardır. Çalışmada, hidroksi apatit örneklerin yükseklikleri ve hacim kayıpları değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda, cilalanmış olan örneklerin, sentetik hidroksi apatit üzerinde, glazelenmiş ve makinalanmış örneklere göre daha az aşınma meydana getirdiğini göstermişlerdir.

Antagonist materyalde meydana gelen yükseklik ve hacim kayıpları, makinalanmış ve elmas frez ile işlenmiş olan gruplar arasında benzer bulunmuştur ancak cilalanmış grupta bu değerlerin (1,3 mm3, 14,7 μm) daha düşük olduğu görülmüştür. Zirkonya örneklerde meydana gelen yükseklik kayıpları değerlendirildiğinde, en yüksek kayıp glazelenmiş grupta (35,39 μm) görülürken, en az kayıp ise cilalanmış grupta (6,61μm) görülmüştür (Sabrah ve ark., 2013).

Janjavula ve arkadaşları, Alabama aşınma cihazında cilalanmış, glazelenmiş, cilalanıp tekrar glazelenmiş zirkonya materyalleri, veneer porseleni ve kontrol grubu olarak minenin diş minesi üzerinde meydana getirdiği aşınma miktarını değerlendirmişlerdir. Başlangıçta, 200 000 döngü ve 400 000 döngü, sonrasında 3 boyutlu taramalar gerçekleştirilmiştir. Elde edilen ölçümler çakıştırılarak meydana gelen hacim kayıpları belirlenmiştir.

Materyallerde meydana gelen aşınma miktarları değerlendirildiğinde, cilalanmış zirkonya örneklerde ölçülebilir bir aşınma gözlenmezken; mine örneklerinde (1,29 ±0,10 mm3) orta dereceli bir aşınma miktarı tespit edilmiştir. Ancak glazelenmiş (0,62±0,16 mm3) ve cilanıp tekrar glazelenmiş örneklerde (0,49 ±0,10 mm3) belirgin bir hacim kaybı olduğu görülmüştür. En yüksek değerler ise veneer porselen grubunda (0,42±0,11 mm3) ölçülmüştür. Antagonist minede meydana gelen aşınma değerlendirildiğinde ise cilalanmış zirkonya (0,21±0,05 mm3) en düşük aşınmayı göstermiş, mine grubunda (0,49±0,20 mm3) orta dereceli bir aşınma görülmüş, glazelenmiş (1,18±0,20 mm3) ve cilanıp tekrar glazelenmiş (0,88±0,12 mm3) örneklerde belirgin bir aşınma gözlenmiş ve veneer porselen grubunda (2,15 ±0,50 mm3) en yüksek aşınma değerleri görülmüştür (Janjavula ve ark., 2013).

Kontos ve arkadaşları, çalışmalarında sadece fırınlanmış, fırınlanıp kumlanmış, frezle aşındırılmış, aşındırılıp cilalanmış ve aşındırılıp glazelenmiş olmak üzere 5 farklı yüzey işlemi uygulayarak hazırladıkları monolitik zirkonya örneklerin yüzeyinde ve antagonist metal toplarda meydana gelen aşınma miktarını değerlendirmişlerdir. Materyallerin yüzeyindeki yükseklik kayıpları ve aşınma derinlikleri 3 boyutlu profilometre ile değerlendirilmiştir.

Cilalanmış zirkonya örneklerin, antagonist yüzeyinde en az aşınma meydana gelen grup olduğu tespit edilirken; zirkonya örnekler arasında sadece glazelenmiş grupta anlamlı bir aşınma olduğu tespit edilmiştir (Kontos ve ark., 2013).

Amer ve arkadaşları, pürüzlendirilmiş, cilalanmış ve glazelenmiş olmak üzere farklı yüzey bitim prosedürleri uygulanan monolitik zirkonya, lityum disilikat ve feldspatik porselen materyallerinin, mine karşısında meydana getirdiği aşınma miktarını değerlendirdikleri çalışmada, karşıt minede en az aşınma meydana getiren materyalin cilalanmış zirkonya (1,26-0,55 mm^2) olduğunu bildirmişlerdir. En fazla aşınma gösteren materyallerin ise glazelenmiş zirkonya (5,58- 0,66 mm^2), glazelenmiş lityum disilikat (3,29-1,29 mm^2), glazelenmiş feldspatik porselen (4,2-1,27 mm^2) olduğu bildirilmiştir. Monolitik zirkonya ve konvansiyonel feldspatik porselenin minede meydana getirdiği aşınma miktarları benzer bulunmuştur.

Cilalanmış olan yüzeylerin glazelenmiş yüzeylere göre daha az aşınma meydana getirdiği bildirilmiştir (Amer ve ark., 2014).

Stawarczyk ve arkadaşları, monolitik zirkonya materyalinde ve karşıt minede meydana gelen aşınma miktarını, monolitik alaşım ve veneerlenmiş zirkonya materyali ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, örnekleri, 120 000, 240 000, 640 000 ve 1 200 000 döngü çiğneme siklüsüne tabii tutmuşlardır. Monolitik zirkonyadan örnekler, glaze seramiği ile glazelenen, glaze spreyi ile glazelenen, elde cilalanan ve mekanik olarak cilalanan olmak üzere 4 farklı yüzey işlemi ile hazırlanmıştır. Kullanılan materyal tipinin ve uygulanan çiğneme siklüsü sayısının, meydana gelecek aşınma miktarı üzerinde etkili olduğunu bildimişlerdir. Antagonist minede meydana gelen aşınma miktarı, elde ve mekanik olarak cilalanan monolitik zirkonya gruplarında (27,3±15,2, 28±11,1 mm) en düşük bulunmuştur. Karşıt minede meydana gelen en fazla aşınma (118±30,9 mm) ve materyalde meydana gelen en fazla aşınma (91,3±38,6 mm) ise glaze spreyi ile glazelenmiş olan monolitik zirkonya grubunda görülmüştür (Stawarczyk ve ark., 2013).

Casey ve ark., oklüzal splint üretiminde kullanılan beş grupta üç malzemenin aşınma oranını araştırmışlardır. Islak koşullar altında ve 2500 karşılıklı döngüdeki örnekler için 90 N'lık bir yük kullanılan çalışmalarında, test edilen çeşitli oklüzal splint materyallerinin in vitro aşınma dirençleri arasında farklar bulmuşlardır (Casey ve ark., 2003). Oklüzal splint üretiminde de kullanılan materyalleri içermesi ve çiğneme simülatöründe test edilmesi sebebiyle çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Ayrıca iki çalışmada da iki gövdeli aşındırma etken faktördür. İki-gövdeli aşınma, aşınmaya neden olan parçacıklar kayma yüzeylerine sıkıca tutunduğunda ortaya çıkar ve karşılıklı iki yüzeyin yüzey sertliklerinde belirgin bir farklılık varken ölçülebilir sonuçlar verir. Ancak Casey ve arkadaşları yaptıkları çalışmada bizim çlışmamızdan farklı olarak 2500 döngü sayısı ile materyalleri daha az döngüye maruz bırakmışlardır. Yine çalışmamızda oklüzal splint materyallerinin antagonisti olarak kullanılan mine, IPS e.max Press ve InCoris TZI C küre örnekler yerine magnezyum hidrosilikat küre örnekler kullanmışlardır. Yorgunluğa bağlı gelişen aşınma da bu iki çalışmanın mekaniğinde benzer olan bir başka husustur.

İki çalışmada da metakrilat rezin örnekleri döngüsel olarak yaşlandırılmıştır. Döngüsel yaşlandırma yorulma aşınmasına neden olur.

Yorgunluğa bağlı aşınmalar, temas alanı elastik sınırına ulaşana dek tekrarlayan sürtünmeden meydana gelir. Yorgunluk aşınması primer kontakt alanlarında gerçekleşir bu da iki çalışmada da test edilen ortak materyaller olan oklüzal splint materyalleri için önem taşımaktadır (Soderholm ve Richards, 1998). Genel olarak, otopolimerize akrilik rezinlerdeki polimerizasyon derecesi, ısıyla polimerize edilmiş akrilik rezinler kullanılarak elde edilen kadar tamamlanmış değildir. Reaksiyona girmemiş monomerin daha büyük miktarı, akrilik rezinin direncini azaltan bir plastizör işlevi görebilir. Ek olarak ısı ile polimerize edilen metakrilat materyalleri, çapraz bağlanma yoğunluğunun artması ile karakterize edilir ve daha az aşınma sergileme eğilimindedir. Artan atmosferik basınç ve ısı ile polimerizasyon, dönüşüm derecesini arttırmalı ve aşınmaya yol açabilecek poröziteyi en aza indirmelidir (Sonis ve ark., 1984).

Bu iki çalışmanın sonuçları da ısı ve basınçla polimerize edilmemiş örneklerin ısı ve basınca maruz kalmayan örneklerle karşılaştırıldığında aşınma direncindeki bir artışı tanımlamamıştır. Steatit, Mohs sertlik değeri 7.5 olan seramik bir malzemedir. Diş minesinin, 5.0 Mohs sertliğine sahip olduğu bildirilmiştir. Casey ve ark.'nın çalışmasında örnekler 2500 döngü için aşındırılmıştır. Her örnek aşındırıldıktan sonra steatit topları değiştirilmiştir. Çalışmamızda da splint grupları arasında antagonist örnekleri değiştirilmiştir. Monolitik zirkon ve e.max Press malzemesinin de Mohs sertlik dereceleri Casey'nin çalışmasındakine benzer ve 7-7.5 arasındadır. Bizim çalışmamızla bulgular açısından benzerlik gösteren bu çalışmada da Eclipse gibi üretan dimetilakrilat bazlı olan Quick Splint materyali en fazla aşınmayı göstermiş ve SR Ivocap Isı ile Polimerize ile SR Ivocap Elastomer ile benzer içeriğe sahip PMMA içerikli Forestacryl malzemesi de diğerlerinden daha az aşınma göstermiştir.

Issar-Grill ve arkadaşları 2013 yılında yayınlanan çalışmalarında 6 sık kullanılan oklüzal splint materyalinin aşınma direncini ölçmüşlerdir. Oklüzal splint materyallerini bizim çalışmamızdakine oldukça benzer şekilde 2,6 mm kalınlığında ve 24 mm çapta örnekler şeklinde hazırlamışlardır.

Yine çalışmamızda kullandığımız 4 odacıklı çiğneme simülatörüne benzer özel hazırlanmış 4 odacıklı Sabri Wear Simulator isimli bir simülatörde teste tabii tutmuşlardır. Test edilen materyal sayısı, materyal içerikleri ve uygulanan kuvvet ve maruz bırakılan döngülerin frekansı birebir aynı olmasa da benzerlik göstermektedir. Ancak Issar-Grill ve arkadaşları 2500 döngü ve sadece ıslak koşullarda testlerini gerçekleştirmişlerdir. Çalışmalarının bulgularına göre SR Ivocap Isı ile Polimerize en düşük volümetrik kayba sahip bulunmuş; ancak Eclipse ve SR Ivocap Elastomer'den anlamlı derecede farklı bulunmamıştır. Valplast ve Impak arasında anlamlı fark bulunmazken en fazla aşınma ve dolayısıyla hacim kaybı Clearsplint materyalinde bulunmuştur. Sert oklüzal splint materyalleri olan SR Ivocap Isı ile Polimerize, Eclipse ve SR Ivocap Elastomer materyalleri arasında hacimsel kayıp açısından fark bulunmammıştır.

Döngü sayısı, ortam farklılığı ve antagonist çeşitliliği açısından değerlendirildiğinde çalışmamızın kapsamı daha geniş ve sonuçları klinik ve literatür açısından daha faydalı olabileceği düşünülmektedir. Issar-Grill ve arkadaşları çalışmalarının sonucunda farklı splint materyallerinin hacimsel olarak aşınma karakterleri için istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulmuşlardır ($p < 0.001$) (Issar-Grill ve ark., 2013).

Kurt ve arkadaşlarının çalışmasında 4 farklı oklüzal splint materyalinin 20'şer örneği, bizim çalışmamızda kullandığımız çiğneme simülatöründe, yarısı ıslak yarısı kuru ortamda teste tabii tutularak aşınma hacmi açısından karşılaştırılmışlardır. Dört splint materyalinden, Dentalon Plus en yüksek hacim kaybı derecesini gösterirken ve ıslak zeminde tüm döngülerde en düşük kayıp derecesini Eclipse göstermiştir. Islak koşullar altında test edilen farklı materyal grupları 10 000'den sonra önemli farklılıklar göstermiştir; 20 000; ve 30 000 döngü ($P < 0,01$).

Test edilen tüm materyal grupları için, farklı döngü sayılarında sonuçlarda anlamlı bir fark bulunmuştur ($P<0,05$). Ancak aynı çalışmanın sonuçlarına göre ortamın ıslak ya da kuru olması aşınma sonucu oluşan hacim kaybı açısından farklılık yaratmamıştır. Bizim çalışmamızda da ortam koşulları aşınmayı etkilememiş ve istatistiksel açıdan fark bulunmamıştır.

Bu çalışma ile bizim çalışmamız döngü sayıları, çiğneme simülatörü, ortam koşulları ve benzer örnek boyutları kullanılması açısından oldukça benzerdir; ancak çalışmamızda antagonist olarak 3 farklı aşındırıcı seçmemiz çalışmanın kapsamını genişletmiş ve çelik uçlar yerine mine, IPS e.max Press ve InCoris TZI C kullanılması in vitro çalışmamızı klinik açıdan daha faydalı olabileceğini düşündürmektedir.

Kewekordes ve arkadaşlarının 2018 yılında yayınlanan çalışmalarında, İki polieterketonketon'un (PEKK) iki gövdeli aşınması, farklı antagonistik materyallere karşı bir çiğneme simülatöründe test edilmiştir. Hem PEKK hem de PEEK, poliarileterketon (PAEK) ailesine aittir ve termoplastik rezinlerdir. Diş hekimliğinde, PEEK'ler çıkarılabilir protezler ve implant üst yapıları için materyal olarak kullanılmıştır. İncelenen her bir materyalin yirmi dört örneği bir çiğneme simülatörüne yüklenmiştir (Chewing Simulator CS-4, SD Mechatronic, Feldkirchen-Westerham, Almanya). Örnekler rastgele farklı antagonistleri olan üç alt gruba ayrılmıştır. St (Hoechst Ceram Tec, Wunsiedel, Almanya), Zr (BCE Special Ceramics GmbH, Mannheim, Almanya) ve PEKK (Cendres + Métaux, Biel, İsviçre) altı mm çaplı toplar (her grupta n = 8); fizyolojik oklüzal nokta temaslarını simüle etmek için antagonist olarak kullanılmıştır. Veriler Shapiro – Wilk testi ile normal dağılım için değerlendirilmiş, ardından 1-yollu varyans analizi (ANOVA) ve Games-Howell testi (SPSS 20.0) ile post hoc çifti karşılaştırması yapılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre ne hacim kaybı ne de dikey madde kaybı önemli ölçüde farklı değerler göstermiştir. Bununla birlikte, PEKK ve Zr arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuş, bu yüzden sıfır hipotezi Zr için antagonistik materyal olarak reddedilmiştir.

Antagonist olarak St ile test edilmiş PEKK'lerin aşınması, dental kompozitlerin aşınmasıyla karşılaştırılabilinir bulunmuş, ancak diş minesinin aşınmasıyla karşılaştırılamaz denmiştir. Zr'ye karşı veya antagonist olarak aynı PEKK'a göre, aşınma miktarı St'ye karşı diş minesinin aşınma miktarıyla karşılaştırılabilir bulunmuştur (Kewekordes ve ark., 2018).

Reyes-Sevilla ve ark.'nın 2018 yılında yayınlanan çalışmalarında rezin kompozit materyallere karşı farklı splint malzemelerinin aşınmasını değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında 15N kuvvet ile 1Hz'lik frekansta 200.000 döngüde 3 farklı kompozit ve 4 farklı oklüzal splint materyallerini test etmişlerdir (Reyes-Sevilla ve ark., 2018). Çalışmamızdaki yönteme göre daha az kuvvet ve daha fazla döngü sayısı tercih etmişlerdir. Çünkü kompozit materyalinin splinti aşındırma ihitmali daha az kabul edilir.

Daha fazla sayıda döngü tercih etmelerinin sebebi ise araştırmacılar oklüzal splinti kullandırma sebebi olarak bruksist hastalardaki aşınma ve dikey boyut kaybının rehabilitasyonunda kompozit materyalini tercih etmeleri olabilir.

Laboratuvar çalışmalarının yapılması, materyallerin, klinik kullanım öncesi aşınma karşısında dirençlerinin araştırılması ve materyallerin klinik kullanıma uygun olup olmadığının tespit edilebilmesi açısından gereklidir. In vitro olarak yapılan aşınma testlerinde kullanılan cihaz (pin on blok, pin on disk, 3 boyutlu aşınma cihazı), uygulanan kuvvet miktarı, lateral ve vertikal hareket miktarı, komponentlerin dikey ve yatay hızları, ortamda bulunan sıvı ve içeriği, ısı döngüsü ve cihazda kullanılan frekans gibi bir çokn parametrenin etkili olduğu bilinmektedir (Heintze ve ark., 2008). Literatüre bakıldığında, aşınma miktarını değerlendiren çalışmalarda kullanılan cihazların, yaşlandırma sürelerinin, uygulanan çiğneme kuvvetlerinin, antagonist olarak kullanılan materyallerin, yüzey işlemlerinin ve cihaz parametrelerinin birbirinden farklı olduğu görülmektedir (Jung ve ark., 2010, Sabrah ve ark., 2013, Amer ve ark., 2014, Lawson ve ark., 2014, D'Arcangelo ve ark., 2016, Rupawala ve ark., 2017). Bu nedenle, yapılan çalışmaları değerlendirirken bir standardizayon sağlamak güçtür. Çiğneme döngüsü ve yaşlandırma ile ilgili olan bu faktörlerin dışında aşınma tespitinde kullanılan yöntem ve meydana gelen aşınma miktarının yükseklik, alan veya hacim cinsinden hesaplanması da çalışma sonuçlarının birbirinden farklı olması üzerinde etkili faktörlerdir (Mitov ve ark., 2012, Janjavula ve ark., 2013, Sabrah ve ark., 2013, Amer ve ark., 2014, Lawson ve ark., 2014, D'Arcangelo ve ark., 2016, Rupawala ve ark., 2017). Genel olarak yapılan çalışmalarda, antagonist olarak paslanmaz çelik bilyeler kullanılırken, çalışmamızda antagonist materyal olarak, diş minesinin yanında, lityum disilikat seramik ve monolitik zirkonya materyallerini kullandık.

Çalışmalarda kullanılan antagonist materyallerin, çalışmamızdaki kadar çeşitli olmaması sebebi ile diğer çalışmalar ile tam anlamı ile bir karşılaştırma yapılması mümkün değildir.

In vitro çalışmalarda, ağız içerisinde mevcut olan koşullar, her ne kadar laboratuvar ortamına aktarılmaya çalışılsa da klinik koşullar ile tam bir uyuşma sağlanamamaktadır. Bu çalışmalarda, farklı materyallerin farklı koşullar altında değerlendirilebilmesine olanak sağlasa da klinik çalışmalar yapıldığında arada tam bir korelasyon olmadığı görülmektedir (Heintze ve ark., 2012).

Her ne kadar araştırmacılar tarafından laboratuvar testlerinde ağız içi ortamı yaratılmaya çalışılsa da diş tüberkülü yükseklikleri, kas aktiviteleri, ısı değişiklikleri ve tükürük içeriği gibi unsurların yapay cihazlar ile tam olarak taklit edilebilmesi mümkün değildir. Bir materyalin klinik olarak kullanılabilirliği kanıtlandıktan sonra klinik takip çalışmaları yapılarak bu sonuçların desteklenmesi gerekmektedir. Bu nedenle, oklüzal splint materyallerinin, karşıt arkta ve kendi yüzeyinde oluşan aşınmanın değerlendirildiği klinik takip çalışmalarının yapılması gerekmektedir.

8. SONUÇLAR

Bu araştırmanın bulguları ve araştırma yönteminin kısıtlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlara varılabilir:

1. Oklüzal splint materyalleri aşınma davranışı ıslak ve kuru ortamda farklılık göstermemiştir.
2. Daha uzun süre kullanılan splintlerin aşınmasının da daha fazla olacağı sonucu çıkarılabilir.
3. Monolitik zirkon mineden daha az bir aşındırmaya yol açarken; IPS e.max Press en fazla aşındırmaya yol açmıştır ve bu aşındırma sıralaması oklüzal splint materyalleri arasında fark göstermemiştir.
4. Eclipse en çok aşınan materyal; Valplast ise en az aşınma gösteren materyal olmuştur. Bu aşınma sıralaması antagonist farklılığından etkilenmemiştir.
5. Antagonist dişlerdeki restorasyon varlığı ve bu restorasyonların materyali yapılacak oklüzal splint seçimini etkilemektedir.
6. Splint yapım endikasyonuna göre splint materyali seçimi yapılması uygun olacaktır.

9. KAYNAKLAR

1. Akin GE, Herguner-Siso S, Ozcan M, Ozel-Bektas O, Akin H. Bond strengths of one-step self-etch adhesives to laser-irradiated and bur-cut dentin after water storage and thermocycling. Photomed Laser Surg. 2012;30(4): 214-221.

2. Al-Ani MZ, Davies SJ, Gray RJ, Sloan P, Glenny AM. Stabilisation splint therapy for temporomandibular pain dysfunction syndrome. Cochrane Database Syst Rev. 2004(1): CD002778.

3. al-Quran FA, Lyons MF. The immediate effect of hard and soft splints on the EMG activity of the masseter and temporalis muscles. J Oral Rehabil. 1999;26(7): 559-563.

4. Al-Rafah EM, Alammari MR, Banasr FH. The efficacy of bilateral balanced and canine guidance occlusal splints in the treatment of temporomandibular joint disorder. Oral Health Dent Manag. 2014;13(2): 536-542.

5. Aldemir K, Ustuner E, Erdem E, Demiralp AS, Oztuna D. Ultrasound evaluation of masseter muscle changes in stabilization splint treatment of myofascial type painful temporomandibular diseases. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2013;116(3): 377-383.

6. Amsberry W, von Fraunhofer JA, Hoots J, Rodgers H. Marginal leakage of several acid-etch composite resin restorative systems. J Prosthet Dent. 1984;52(5): 647-653.

7. Anusavice KJ, Jadaan OM, Esquivel-Upshaw JF. Time-dependent fracture probability of bilayer, lithium-disilicate-based, glass-ceramic, molar crowns as a function of core/veneer thickness ratio and load orientation. Dent Mater. 2013;29(11): 1132-1138.

8. Ash MM, Jr. Philosophy of occlusion: past and present. Dent Clin North Am. 1995;39(2): 233-255.

9. Ash MM, Jr., Ramfjord SP. Reflections on the Michigan splint and other intraocclusal devices. J Mich Dent Assoc. 1998;80(8): 32-35, 41-36.

10. Asmussen E. The effect of temperature changes on adaptation of resin fillings. I. Acta Odontol Scand. 1974;32(3): 161-171.

11. Attin T, Koidl U, Buchalla W, Schaller HG, Kielbassa AM, Hellwig E. Correlation of microhardness and wear in differently eroded bovine dental enamel. Arch Oral Biol. 1997;42(3): 243-250.

12. Baba K, Clark GT, Watanabe T, Ohyama T. Bruxism force detection by a piezoelectric film-based recording device in sleeping humans. J Orofac Pain. 2003;17(1): 58-64.

13. Balatsouras D, Kaberos A, Psaltakos V, Papaliakos E, Economou N. Bruxism: two case reports. Acta Otorhinolaryngol Ital. 2004;24(3): 165-170.

14. Barcellos RR, Correia DP, Farina AP, Mesquita MF, Ferraz CC, Cecchin D. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with intra-radicular post: the effects of post system and dentine thickness. J Biomech. 2013;46(15): 2572-2577.

15. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonca G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. J Prosthet Dent. 2014;112(4): 770-777.

16. Bayne SC, Taylor DF, Rekow ED, Wilder AD, Heymann HO. Confirmation of Leinfelder clinical wear standards. Dent Mater. 1994;10(1): 11-18.

17. Bergamini M, Pierleoni F, Gizdulich A, Bergamini C. Dental occlusion and body posture: a surface EMG study. Cranio. 2008;26(1): 25-32.

18. Berthelsen CL, Stilley KR. Automated personal health inventory for dentistry: a pilot study. J Am Dent Assoc. 2000;131(1): 59-66.

19. Bertram S, Rudisch A, Bodner G, Emshoff R. Effect of stabilization-type splints on the asymmetry of masseter muscle sites during maximal clenching. J Oral Rehabil. 2002;29(5): 447-451.

20. Beuer F, Stimmelmayr M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. Dent Mater. 2012;28(4): 449-456.

21. Bledsoe WS, Jr. Selection, application, and management of Phase 1 orthotics. Cranio Clin Int. 1991;1(2): 13-38.

22. Borges GA, Caldas D, Taskonak B, Yan J, Sobrinho LC, de Oliveira WJ. Fracture loads of all-ceramic crowns under wet and dry fatigue conditions. J Prosthodont. 2009;18(8): 649-655.

23. Brayer L, Erlich J. The night guard: its uses and dangers of abuse. J Oral Rehabil. 1976;3(2): 181-184.

24. Brewer JD, Garlapo DA, Chipps EA, Tedesco LA. Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces. J Prosthet Dent. 1990;64(6): 631-634.

25. Bush FM. Occlusal therapy in the management of chronic orofacial pain. Anesth Prog. 1984;31(1): 10-16.

26. Carlsson GE. Some dogmas related to prosthodontics, temporomandibular disorders and occlusion. Acta Odontol Scand. 2010;68(6): 313-322.

27. Casey J, Dunn WJ, Wright E. In vitro wear of various orthotic device materials. J Prosthet Dent. 2003;90(5): 498-502.

28. Ceneviz C, Mehta NR, Forgione A, Sands MJ, Abdallah EF, Lobo Lobo S, Mavroudi S. The immediate effect of changing mandibular position on the EMG activity of the masseter, temporalis, sternocleidomastoid, and trapezius muscles. Cranio. 2006;24(4): 237-244.

29. Chen CW, Boulton JL, Gage JP. Effects of splint therapy in TMJ dysfunction: a study using magnetic resonance imaging. Aust Dent J. 1995;40(2): 71-78.

30. Chong-Shan S, Hui-Yun W. Value of EMG analysis of mandibular elevators in open-close-clench cycle to diagnosing TMJ disturbance syndrome. J Oral Rehabil. 1989;16(1): 101-107.

31. Christensen GJ. The all-ceramic restoration dilemma: where are we? J Am Dent Assoc. 2011;142(6): 668-671.

32. Condon JR, Ferracane JL. Evaluation of composite wear with a new multi-mode oral wear simulator. Dent Mater. 1996;12(4): 218-226.

33. Culp L, McLaren EA. Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. Compend Contin Educ Dent. 2010;31(9): 716-720, 722, 724-715.

34. D'Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, De Angelis F. Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. J Prosthet Dent. 2016;115(3): 350-355.

35. D'Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, Pirani M, Vadini M, Gattone M, De Angelis F. Wear properties of a novel resin composite compared to human enamel and other restorative materials. Oper Dent. 2014;39(6): 612-618.

36. Danesh G, Lippold C, Mischke KL, Varzideh B, Reinhardt KJ, Dammaschke T, Schafer E. Polymerization characteristics of light- and auto-curing resins for individual splints. Dent Mater. 2006;22(5): 426-433.

37. Dao TT, Lavigne GJ. Oral splints: the crutches for temporomandibular disorders and bruxism? Crit Rev Oral Biol Med. 1998;9(3): 345-361.

38. Davies SJ, Gray RJ. The pattern of splint usage in the management of two common temporomandibular disorders. Part III: Long-term follow-up in an assessment of splint therapy in the management of disc displacement with reduction and pain dysfunction syndrome. Br Dent J. 1997;183(8): 279-283.

39. De Boever JA, Nilner M, Orthlieb JD, Steenks MH, Educational Committee of the European Academy of Craniomandibular D. Recommendations by the EACD for examination, diagnosis, and management of patients with temporomandibular disorders and orofacial pain by the general dental practitioner. J Orofac Pain. 2008;22(3): 268-278.

40. de Freitas Fernandes FS, Pereira-Cenci T, da Silva WJ, Filho AP, Straioto FG, Del Bel Cury AA. Efficacy of denture cleansers on Candida spp. biofilm formed on polyamide and polymethyl methacrylate resins. J Prosthet Dent. 2011;105(1): 51-58.

41. DeLong R. Intra-oral restorative materials wear: rethinking the current approaches: how to measure wear. Dent Mater. 2006;22(8): 702-711.

42. DeLong R, Douglas WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. J Dent Res. 1983;62(1): 32-36.

43. DeLong R, Douglas WH, Sakaguchi RL, Pintado MR. The wear of dental porcelain in an artificial mouth. Dent Mater. 1986;2(5): 214-219.

44. DeLong R, Heinzen M, Hodges JS, Ko CC, Douglas WH. Accuracy of a system for creating 3D computer models of dental arches. J Dent Res. 2003;82(6): 438-442.

45. Demirkol N, Sari F, Bulbul M, Demirkol M, Simsek I, Usumez A. Effectiveness of occlusal splints and low-level laser therapy on myofascial pain. Lasers Med Sci. 2015;30(3): 1007-1012.

46. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Scharer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. Int J Prosthodont. 1992;5(1): 9-16.

47. Dube C, Rompre PH, Manzini C, Guitard F, de Grandmont P, Lavigne GJ. Quantitative polygraphic controlled study on efficacy and safety of oral splint devices in tooth-grinding subjects. J Dent Res. 2004;83(5): 398-403.

48. Dylina TJ. A common-sense approach to splint therapy. J Prosthet Dent. 2001;86(5): 539-545.

49. Eick JD. Biological properties of denture base resins. Dent Clin North Am. 1977;21(2): 459-464.

50. Ekberg E, Vallon D, Nilner M. The efficacy of appliance therapy in patients with temporomandibular disorders of mainly myogenous origin. A randomized, controlled, short-term trial. J Orofac Pain. 2003;17(2): 133-139.

51. Fayed MM, El-Mangoury NH, El-Bokle DN, Belal AI. Occlusal splint therapy and magnetic resonance imaging. World J Orthod. 2004;5(2): 133-140.

52. Ferrario VF, Sforza C, Tartaglia GM, Dellavia C. Immediate effect of a stabilization splint on masticatory muscle activity in temporomandibular disorder patients. J Oral Rehabil. 2002;29(9): 810-815.

53. Frankenberger R, Pashley DH, Reich SM, Lohbauer U, Petschelt A, Tay FR. Characterisation of resin-dentine interfaces by compressive cyclic loading. Biomaterials. 2005;26(14): 2043-2052.

54. Fricton J. Current evidence providing clarity in management of temporomandibular disorders: summary of a systematic review of randomized clinical trials for intra-oral appliances and occlusal therapies. J Evid Based Dent Pract. 2006;6(1): 48-52.

55. Friedel W, Kern M. Fracture strength of teeth restored with all-ceramic posts and cores. Quintessence Int. 2006;37(4): 289-295.

56. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent. 1999;27(2): 89-99.

57. Gangloff P, Perrin PP. Unilateral trigeminal anaesthesia modifies postural control in human subjects. Neurosci Lett. 2002;330(2): 179-182.

58. Geis-Gerstorfer J. In vitro corrosion measurements of dental alloys. J Dent. 1994;22(4): 247-251.

59. 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(6): 585-592.

60. Ghazal M, Kern M. Wear of human enamel and nano-filled composite resin denture teeth under different loading forces. J Oral Rehabil. 2009;36(1): 58-64.

61. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. J Prosthet Dent. 1981;46(4): 443-449.

62. Gomes CA, El Hage Y, Amaral AP, Politti F, Biasotto-Gonzalez DA. Effects of massage therapy and occlusal splint therapy on electromyographic activity and the intensity of signs and symptoms in individuals with temporomandibular disorder and sleep bruxism: a randomized clinical trial. Chiropr Man Therap. 2014;22(1): 43.

63. Gomes CA, Politti F, Andrade DV, de Sousa DF, Herpich CM, Dibai-Filho AV, Gonzalez Tde O, Biasotto-Gonzalez DA. Effects of massage therapy and occlusal splint therapy on mandibular range of motion in individuals with temporomandibular disorder: a randomized clinical trial. J Manipulative Physiol Ther. 2014;37(3): 164-169.

64. Granada S, Hicks RA. Changes in self-reported incidence of nocturnal bruxism in college students: 1966-2002. Percept Mot Skills. 2003;97(3 Pt 1): 777-778.

65. Grau A, Stawarczyk B, Roos M, Theelke B, Hampe R. Reliability of wear measurements of CAD-CAM restorative materials after artificial aging in a mastication simulator. J Mech Behav Biomed Mater. 2018;86: 185-190.

66. Gray RJ, Davies SJ. Occlusal splints and temporomandibular disorders: why, when, how? Dent Update. 2001;28(4): 194-199.

67. Greene CS, Laskin DM. Long-term status of TMJ clicking in patients with myofascial pain and dysfunction. J Am Dent Assoc. 1988;117(3): 461-465.

68. 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. J Prosthet Dent. 2013;110(4): 264-273.

69. Hahnel S, Behr M, Handel G, Rosentritt M. Two-body wear of artificial acrylic and composite resin teeth in relation to antagonist material. J Prosthet Dent. 2009;101(4): 269-278.

70. Hahnel S, Schultz S, Trempler C, Ach B, Handel G, Rosentritt M. Two-body wear of dental restorative materials. J Mech Behav Biomed Mater. 2011;4(3): 237-244.

71. Hamada T, Kotani H, Kawazoe Y, Yamada S. Effect of occlusal splints on the EMG activity of masseter and temporal muscles in bruxism with clinical symptoms. J Oral Rehabil. 1982;9(2): 119-123.

72. Hamata MM, Zuim PR, Garcia AR. Comparative evaluation of the efficacy of occlusal splints fabricated in centric relation or maximum intercuspation in temporomandibular disorders patients. J Appl Oral Sci. 2009;17(1): 32-38.

73. Hao Z, Yin H, Wang L, Meng Y. Wear behavior of seven artificial resin teeth assessed with three-dimensional measurements. J Prosthet Dent. 2014;112(6): 1507-1512.

74. Heintze SD, Cavalleri A, Zellweger G, Buchler A, Zappini G. Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. Dent Mater. 2008;24(10): 1352-1361.

75. Heintze SD, Zellweger G, Cavalleri A, Ferracane J. Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. Dent Mater. 2006;22(2): 166-175.

76. Hersek N, Canay S, Caner B, Ulutuncel N. Bone SPECT imaging of patients with internal derangement of temporomandibular joint before and after splint therapy. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2002;94(5): 576-580.

77. Heydecke G, Zhang F, Razzoog ME. In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. J Prosthet Dent. 2001;85(6): 551-557.

78. Hiyama S, Ono T, Ishiwata Y, Kato Y, Kuroda T. First night effect of an interocclusal appliance on nocturnal masticatory muscle activity. J Oral Rehabil. 2003;30(2): 139-145.

79. Ho TK, Satterthwaite JD, Silikas N. The effect of chewing simulation on surface roughness of resin composite when opposed by zirconia ceramic and lithium disilicate ceramic. Dent Mater. 2018;34(2): e15-e24.

80. Hu X, Harrington E, Marquis PM, Shortall AC. The influence of cyclic loading on the wear of a dental composite. Biomaterials. 1999;20(10): 907-912.

81. Hu X, Marquis PM, Shortall AC. Two-body in vitro wear study of some current dental composites and amalgams. J Prosthet Dent. 1999;82(2): 214-220.

82. Issar-Grill N, Roberts HW, Wright EF, Dixon SA, Vandewalle KS. Volumetric wear of various orthotic appliance materials. Cranio. 2013;31(4): 270-275.

83. Jagger DC, Jagger RG, Allen SM, Harrison A. An investigation into the transverse and impact strength of "high strength" denture base acrylic resins. J Oral Rehabil. 2002;29(3): 263-267.

84. Jankelson B. Neuromuscular aspects of occlusion. Effects of occlusal position on the physiology and dysfunction of the mandibular musculature. Dent Clin North Am. 1979;23(2): 157-168.

85. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. J Prosthet Dent. 2013;109(1): 22-29.

86. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. Dent Clin North Am. 1998;42(4): 613-627.

87. Jung YS, Lee JW, Choi YJ, Ahn JS, Shin SW, Huh JB. A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. J Adv Prosthodont. 2010;2(3): 111-115.

88. Kamonwanon P, Yodmongkol S, Chantarachindawong R, Thaweeboon S, Thaweeboon B, Srikhirin T. Wear resistance of a modified polymethyl methacrylate artificial tooth compared to five commercially available artificial tooth materials. J Prosthet Dent. 2015;114(2): 286-292.

89. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. J Prosthet Dent. 1999;81(6): 652-661.

90. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. Aust Dent J. 2011;56 Suppl 1: 84-96.

91. 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(2): 117-121.

92. Kern M, Strub JR, Lu XY. Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. J Oral Rehabil. 1999;26(5): 372-378.

93. Kewekordes T, Wille S, Kern M. Wear of polyetherketoneketones - Influence of titanium dioxide content and antagonistic material. Dent Mater. 2018;34(3): 560-567.

94. Kheradmandan S, Koutayas SO, Bernhard M, Strub JR. Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. J Oral Rehabil. 2001;28(4): 361-369.

95. Kim MJ, Oh SH, Kim JH, Ju SW, Seo DG, Jun SH, Ahn JS, Ryu JJ. Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. J Dent. 2012;40(11): 979-988.

96. Klasser GD, Greene CS. Oral appliances in the management of temporomandibular disorders. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2009;107(2): 212-223.

97. Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004;19(2): 228-231.

98. Kohyama K, Hatakeyama E, Sasaki T, Azuma T, Karita K. Effect of sample thickness on bite force studied with a multiple-point sheet sensor. J Oral Rehabil. 2004;31(4): 327-334.

99. Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. J Prosthet Dent. 2004;92(4): 359-364.

100. Kreiner M, Betancor E, Clark GT. Occlusal stabilization appliances. Evidence of their efficacy. J Am Dent Assoc. 2001;132(6): 770-777.

101. Kummoona R. Surgical managements of subluxation and dislocation of the temporomandibular joint: clinical and experimental studies. J Craniofac Surg. 2010;21(6): 1692-1697.

102. Kunzelmann KH, Jelen B, Mehl A, Hickel R. Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials. Int J Comput Dent. 2001;4(3): 171-184.

103. Kurita H, Kurashina K, Ohtsuka A. Efficacy of a mandibular manipulation technique in reducing the permanently displaced temporomandibular joint disc. J Oral Maxillofac Surg. 1999;57(7): 784-787; discussion 788.

104. Kurt H, Erdelt KJ, Cilingir A, Mumcu E, Sulun T, Tuncer N, Gernet W, Beuer F. Two-body wear of occlusal splint materials. J Oral Rehabil. 2012;39(8): 584-590.

105. Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. Quantitative in vivo wear of human enamel. J Dent Res. 1989;68(12): 1752-1754.

106. Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. How to simulate wear? Overview of existing methods. Dent Mater. 2006;22(8): 693-701.

107. Landulpho AB, e Silva WA, e Silva FA, Vitti M. The effect of the occlusal splints on the treatment of temporomandibular disorders--a computerized electromyographic study of masseter and anterior temporalis muscles. Electromyogr Clin Neurophysiol. 2002;42(3): 187-191.

108. Lavigne GJ, Goulet JP, Zuconni M, Morrison F, Lobbezoo F. Sleep disorders and the dental patient: an overview. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1999;88(3): 257-272.

109. Lee HH, Lee CJ, Asaoka K. Correlation in the mechanical properties of acrylic denture base resins. Dent Mater J. 2012;31(1): 157-164.

110. Leib AM. The occlusal bite splint--a noninvasive therapy for occlusal habits and temporomandibular disorders. Compend Contin Educ Dent. 1996;17(11): 1081-1084, 1086, 1088 passim.

111. Leinfelder KF, Taylor DF, Barkmeier WW, Goldberg AJ. Quantitative wear measurement of posterior composite resins. Dent Mater. 1986;2(5): 198-201.

112. Littner D, Perlman-Emodi A, Vinocuor E. [Efficacy of treatment with hard and soft occlusal appliance in TMD]. Refuat Hapeh Vehashinayim (1993). 2004;21(3): 52-58, 94.

113. Liu CK, Meng FW, Tan XY, Xu J, Liu HW, Liu SX, Huang HT, Yan RZ, Hu M, Hu KJ. Clinical and radiological outcomes after treatment of sagittal fracture of mandibular condyle (SFMC) by using occlusal splint in children. Br J Oral Maxillofac Surg. 2014;52(2): 144-148.

114. Liu F, Steinkeler A. Epidemiology, diagnosis, and treatment of temporomandibular disorders. Dent Clin North Am. 2013;57(3): 465-479.

115. Lobbezoo F, Naeije M. Bruxism is mainly regulated centrally, not peripherally. J Oral Rehabil. 2001;28(12): 1085-1091.

116. Lobbezoo F, Van Der Zaag J, Naeije M. Bruxism: its multiple causes and its effects on dental implants - an updated review. J Oral Rehabil. 2006;33(4): 293-300.

117. Longman CM, Pearson GJ. Variations in tooth surface temperature in the oral cavity during fluid intake. Biomaterials. 1987;8(5): 411-414.

118. Lundeen TF, George JM, Sturdevant JR. Stress in patients with pain in the muscles of mastication and the temporomandibular joints. J Oral Rehabil. 1988;15(6): 631-637.

119. Lundh H, Westesson PL, Eriksson L, Brooks SL. Temporomandibular joint disk displacement without reduction. Treatment with flat occlusal splint versus no treatment. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1992;73(6): 655-658.

120. Lussi A, Carvalho TS. Erosive tooth wear: a multifactorial condition of growing concern and increasing knowledge. Monogr Oral Sci. 2014;25: 1-15.

121. Macedo CR, Silva AB, Machado MA, Saconato H, Prado GF. Occlusal splints for treating sleep bruxism (tooth grinding). Cochrane Database Syst Rev. 2007(4): CD005514.

122. Magdaleno F, Ginestal E. Side effects of stabilization occlusal splints: a report of three cases and literature review. Cranio. 2010;28(2): 128-135.

123. Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. J Dent. 1996;24(1-2): 141-148.

124. Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. J Prosthet Dent. 2011;106(3): 145-152.

125. Marquis PM, Hu X, Shortall AC. Two-body wear of dental composites under different loads. Int J Prosthodont. 2000;13(6): 473-479.

126. Matsumoto H, Tsukiyama Y, Kuwatsuru R, Koyano K. The effect of intermittent use of occlusal splint devices on sleep bruxism: a 4-week observation with a portable electromyographic recording device. J Oral Rehabil. 2015;42(4): 251-258.

127. McLaren EA. Ceramics. Compend Contin Educ Dent. 2010;31(9): 660.

128. McNeill C. Management of temporomandibular disorders: concepts and controversies. J Prosthet Dent. 1997;77(5): 510-522.

129. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R. A new optical 3-D device for the detection of wear. J Dent Res. 1997;76(11): 1799-1807.

130. Mehl C, Scheibner S, Ludwig K, Kern M. Wear of composite resin veneering materials and enamel in a chewing simulator. Dent Mater. 2007;23(11): 1382-1389.

131. Michelotti A, Manzo P, Farella M, Martina R. [Occlusion and posture: is there evidence of correlation?]. Minerva Stomatol. 1999;48(11): 525-534.

132. Milani RS, De Periere DD, Lapeyre L, Pourreyron L. Relationship between dental occlusion and posture. Cranio. 2000;18(2): 127-134.

133. Miller RL, Micik RE, Abel C, Ryge G. Studies on dental aerobiology. II. Microbial splatter discharged from the oral cavity of dental patients. J Dent Res. 1971;50(3): 621-625.

134. Miralles R, Mendoza C, Santander H, Zuniga C, Moya H. Influence of stabilization occlusal splints on sternocleidomastoid and masseter electromyographic activity. Cranio. 1992;10(4): 297-304.

135. Miralles R, Zunino P, Santander H, Manns A. Influence of occlusal splints on bilateral anterior temporal EMG activity during swallowing of saliva in patients with craniomandibular dysfunction. Cranio. 1991;9(2): 129-136.

136. Mormann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. J Mech Behav Biomed Mater. 2013;20: 113-125.

137. Moya H, Miralles R, Zuniga C, Carvajal R, Rocabado M, Santander H. Influence of stabilization occlusal splint on craniocervical relationships. Part I: Cephalometric analysis. Cranio. 1994;12(1): 47-51.

138. Nadler SC. Bruxism, a classification: critical review. J Am Dent Assoc. 1957;54(5): 615-622.

139. Naikmasur V, Bhargava P, Guttal K, Burde K. Soft occlusal splint therapy in the management of myofascial pain dysfunction syndrome: a follow-up study. Indian J Dent Res. 2008;19(3): 196-203.

140. Ok SM, Jeong SH, Ahn YW, Kim YI. Effect of stabilization splint therapy on glenoid fossa remodeling in temporomandibular joint osteoarthritis. J Prosthodont Res. 2016;60(4): 301-307.

141. Ok SM, Lee J, Kim YI, Lee JY, Kim KB, Jeong SH. Anterior condylar remodeling observed in stabilization splint therapy for temporomandibular joint osteoarthritis. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2014;118(3): 363-370.

142. Okeson JP. The effects of hard and soft occlusal splints on nocturnal bruxism. J Am Dent Assoc. 1987;114(6): 788-791.

143. Okeson JP. Nonsurgical management of disc-interference disorders. Dent Clin North Am. 1991;35(1): 29-51.

144. Okeson JP. Joint intracapsular disorders: diagnostic and nonsurgical management considerations. Dent Clin North Am. 2007;51(1): 85-103, vi.

145. Okeson JP. The classification of orofacial pains. Oral Maxillofac Surg Clin North Am. 2008;20(2): 133-144, v.

146. Okeson JP. Challenging the fringe. J Indian Prosthodont Soc. 2014;14(1): 3-5.

147. Okeson JP. Evolution of occlusion and temporomandibular disorder in orthodontics: Past, present, and future. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2015;147(5 Suppl): S216-223.

148. Okeson JP, de Leeuw R. Differential diagnosis of temporomandibular disorders and other orofacial pain disorders. Dent Clin North Am. 2011;55(1): 105-120.

149. Ormeno G, Miralles R, Santander H, Casassus R, Ferrer P, Palazzi C, Moya H. Body position effects on sternocleidomastoid and masseter EMG pattern activity in patients undergoing occlusal splint therapy. Cranio. 1997;15(4): 300-309.

150. Pavone BW. Bruxism and its effect on the natural teeth. J Prosthet Dent. 1985;53(5): 692-696.

151. Pereira JR, do 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(5): 1225-1230.

152. Perry R, Kugel G, Kunzelmann KH, Flessa HP, Estafan D. Composite restoration wear analysis: conventional methods vs. three-dimensional laser digitizer. J Am Dent Assoc. 2000;131(10): 1472-1477.

153. Peters MC, Delong R, Pintado MR, Pallesen U, Qvist V, Douglas WH. Comparison of two measurement techniques for clinical wear. J Dent. 1999;27(7): 479-485.

154. Pettengill C. Medical managed care for temporomandibular disorders and orofacial pain. Cranio. 1998;16(4): 283-286.

155. Pettengill CA, Growney MR, Jr., Schoff R, Kenworthy CR. A pilot study comparing the efficacy of hard and soft stabilizing appliances in treating patients with temporomandibular disorders. J Prosthet Dent. 1998;79(2): 165-168.

156. Peyton FA. History of resins in dentistry. Dent Clin North Am. 1975;19(2): 211-222.

157. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials. 1999;20(1): 1-25.

158. Pierce CJ, Weyant RJ, Block HM, Nemir DC. Dental splint prescription patterns: a survey. J Am Dent Assoc. 1995;126(2): 248-254.

159. Pizolato RA, Gaviao MB, Berretin-Felix G, Sampaio AC, Trindade Junior AS. Maximal bite force in young adults with temporomandibular disorders and bruxism. Braz Oral Res. 2007;21(3): 278-283.

160. Qvintus V, Suominen AL, Huttunen J, Raustia A, Ylostalo P, Sipila K. Efficacy of stabilisation splint treatment on facial pain - 1-year follow-up. J Oral Rehabil. 2015;42(6): 439-446.

161. Ramoglu SI, Sari Z. Maxillary expansion in the mixed dentition: rapid or semi-rapid? Eur J Orthod. 2010;32(1): 11-18.

162. Rekow D, Thompson VP. Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. J Mater Sci Mater Med. 2007;18(1): 47-56.

163. Reyes-Sevilla M, Kuijs RH, Werner A, Kleverlaan CJ, Lobbezoo F. Comparison of wear between occlusal splint materials and resin composite materials. J Oral Rehabil. 2018.

164. Roldan-Barraza C, Janko S, Villanueva J, Araya I, Lauer HC. A systematic review and meta-analysis of usual treatment versus psychosocial interventions in the treatment of myofascial temporomandibular disorder pain. J Oral Facial Pain Headache. 2014;28(3): 205-222.

165. Sadan A, Lemon RR. Combining treatment modalities for tetracycline-discolored teeth. Int J Periodontics Restorative Dent. 1998;18(6): 564-571.

166. Sakaguchi RL, Douglas WH, DeLong R, Pintado MR. The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. Dent Mater. 1986;2(6): 235-240.

167. 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. Dent Mater. 2013;29(12): 1280-1286.

168. Sato S, Hotta TH, Pedrazzi V. Removable occlusal overlay splint in the management of tooth wear: a clinical report. J Prosthet Dent. 2000;83(4): 392-395.

169. Schulte JK, Anderson GC, Sakaguchi RL, DeLong R. Wear resistance of isosit and polymethyl methacrylate occlusal splint material. Dent Mater. 1987;3(2): 82-84.

170. Seghi RR, Rosenstiel SF, Bauer P. Abrasion of human enamel by different dental ceramics in vitro. J Dent Res. 1991;70(3): 221-225.

171. Seifeldin SA, Elhayes KA. Soft versus hard occlusal splint therapy in the management of temporomandibular disorders (TMDs). Saudi Dent J. 2015;27(4): 208-214.

172. Shabanian M, Richards LC. In vitro wear rates of materials under different loads and varying pH. J Prosthet Dent. 2002;87(6): 650-656.

173. Shaheen E, Sun Y, Jacobs R, Politis C. Three-dimensional printed final occlusal splint for orthognathic surgery: design and validation. Int J Oral Maxillofac Surg. 2017;46(1): 67-71.

174. Sheppard IM, Sheppard SM. Subluxation of the temporomandibular joint. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1977;44(6): 821-829.

175. Simmons HC, 3rd, Board of Directors AAoCP. Guidelines for anterior repositioning appliance therapy for the management of craniofacial pain and TMD. Cranio. 2005;23(4): 300-305.

176. Simonsen RJ. Pit and fissure sealants: attitudes toward and use by dentists in Minnesota. Quintessence Int Dent Dig. 1983;14(4): 473-479.

177. Sjoholm T, Kauko T, Kemppainen P, Rauhala E. Long-term use of occlusal appliance has impact on sleep structure. J Oral Rehabil. 2014;41(11): 795-800.

178. Sjoholm TT, Lowe AA, Miyamoto K, Fleetham JA, Ryan CF. Sleep bruxism in patients with sleep-disordered breathing. Arch Oral Biol. 2000;45(10): 889-896.

179. Soderholm KJ, Richards ND. Wear resistance of composites: a solved problem? Gen Dent. 1998;46(3): 256-263; quiz 264-255.

180. Sonis A, Curran R, Gettlemen L, Rawls HR. Changes in surface roughness of restorative resins in a bruxing primate. Quintessence Int Dent Dig. 1984;15(2): 245-251.

181. Spierings TA, Peters MC, Bosman F, Plasschaert AJ. Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. J Dent Res. 1987;66(8): 1336-1339.

182. Sripetchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. J Prosthet Dent. 2014;112(5): 1141-1150.

183. Stapelmann H, Turp JC. The NTI-tss device for the therapy of bruxism, temporomandibular disorders, and headache - where do we stand? A qualitative systematic review of the literature. BMC Oral Health. 2008;8: 22.

184. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. J Am Dent Assoc. 2006;137(4): 514-522.

185. Stiesch-Scholz M, Kempert J, Wolter S, Tschernitschek H, Rossbach A. Comparative prospective study on splint therapy of anterior disc displacement without reduction. J Oral Rehabil. 2005;32(7): 474-479.

186. Stober T, Henninger M, Schmitter M, Pritsch M, Rammelsberg P. Three-body wear of resin denture teeth with and without nanofillers. J Prosthet Dent. 2010;103(2): 108-117.

187. Sulong MZ, Aziz RA. Wear of materials used in dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent. 1990;63(3): 342-349.

188. Suwannaroop P, Chaijareenont P, Koottathape N, Takahashi H, Arksornnukit M. In vitro wear resistance, hardness and elastic modulus of artificial denture teeth. Dent Mater J. 2011;30(4): 461-468.

189. Takabayashi Y. Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures. Dent Mater J. 2010;29(4): 353-361.

190. Tallents RH, Katzberg RW, Macher DJ, Roberts CA. Use of protrusive splint therapy in anterior disk displacement of the temporomandibular joint: a 1- to 3-year follow-up. J Prosthet Dent. 1990;63(3): 336-341.

191. Taylor DF, Bayne SC, Leinfelder KF, Davis S, Koch GG. Pooling of long term clinical wear data for posterior composites. Am J Dent. 1994;7(3): 167-174.

192. Todd MA, Freer TJ. Case report-anterior open bite as a complication of splint therapy. Aust Orthod J. 1994;13(3): 164-167.

193. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. J Adv Prosthodont. 2012;4(2): 76-83.

194. Truelove EL, Sommers EE, LeResche L, Dworkin SF, Von Korff M. Clinical diagnostic criteria for TMD. New classification permits multiple diagnoses. J Am Dent Assoc. 1992;123(4): 47-54.

195. Turp JC, Komine F, Hugger A. Efficacy of stabilization splints for the management of patients with masticatory muscle pain: a qualitative systematic review. Clin Oral Investig. 2004;8(4): 179-195.

196. Turssi CP, Ferracane JL, Ferracane LL. Wear and fatigue behavior of nano-structured dental resin composites. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2006;78(1): 196-203.

197. Tvrdy P, Heinz P, Zapletalova J, Pink R, Michl P. Effect of combination therapy of arthrocentesis and occlusal splint on nonreducing temporomandibular joint disk displacement. Biomed Pap Med Fac Univ Palacky Olomouc Czech Repub. 2015;159(4): 677-680.

198. Ucuncu N, Ogutcen M. [The orthodontic approach on the patients with temporomandibular joint anterior disc displacement]. Turk Ortodonti Derg. 1989;2(2): 365-372.

199. Ulusoy M, Toksavul S. Fracture resistance of five different metal framework designs for metal-ceramic restorations. Int J Prosthodont. 2002;15(6): 571-574.

200. Urbanowicz M. Alteration of vertical dimension and its effect on head and neck posture. Cranio. 1991;9(2): 174-179.

201. van der Zaag J, Lobbezoo F, Wicks DJ, Visscher CM, Hamburger HL, Naeije M. Controlled assessment of the efficacy of occlusal stabilization splints on sleep bruxism. J Orofac Pain. 2005;19(2): 151-158.

202. van Grootel RJ, Buchner R, Wismeijer D, van der Glas HW. Towards an optimal therapy strategy for myogenous TMD, physiotherapy compared with occlusal splint therapy in an RCT with therapy-and-patient-specific treatment durations. BMC Musculoskelet Disord. 2017;18(1): 76.

203. Villalon P, Arzola JF, Valdivia J, Fresno MJ, Santander H, Gutierrez MF, Miralles R. The occlusal appliance effect on myofascial pain. Cranio. 2013;31(2): 84-91.

204. Wahlund K, List T, Larsson B. Treatment of temporomandibular disorders among adolescents: a comparison between occlusal appliance, relaxation training, and brief information. Acta Odontol Scand. 2003;61(4): 203-211.

205. Wahlund K, Nilsson IM, Larsson B. Treating temporomandibular disorders in adolescents: a randomized, controlled, sequential comparison of relaxation training and occlusal appliance therapy. J Oral Facial Pain Headache. 2015;29(1): 41-50.

206. Wassell RW, McCabe JF, Walls AW. A two-body frictional wear test. J Dent Res. 1994;73(9): 1546-1553.

207. Wassell RW, McCabe JF, Walls AW. Wear characteristics in a two-body wear test. Dent Mater. 1994;10(4): 269-274.

208. Wetselaar P, Lobbezoo F. The tooth wear evaluation system: a modular clinical guideline for the diagnosis and management planning of worn dentitions. J Oral Rehabil. 2016;43(1): 69-80.

209. Wetselaar P, Vermaire JH, Visscher CM, Lobbezoo F, Schuller AA. The Prevalence of Tooth Wear in the Dutch Adult Population. Caries Res. 2016;50(6): 543-550.

210. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. J Oral Rehabil. 1995;22(6): 421-427.

211. Widmalm SE. Use and abuse of bite splints. Compend Contin Educ Dent. 1999;20(3): 249-254, 256, 258-249; quiz 260.

212. Williamson EH. The role of craniomandibular dysfunction in orthodontic diagnosis and treatment planning. Dent Clin North Am. 1983;27(3): 541-560.

213. Wright EF, Schiffman EL. Treatment alternatives for patients with masticatory myofascial pain. J Am Dent Assoc. 1995;126(7): 1030-1039.

214. Yap AU, Tan KB, Chua EK, Tan HH. Depression and somatization in patients with temporomandibular disorders. J Prosthet Dent. 2002;88(5): 479-484.

215. Zamburlini I, Austin D. Long-term results of appliance therapies in anterior disk displacement with reduction: a review of the literature. Cranio. 1991;9(4): 361-368.

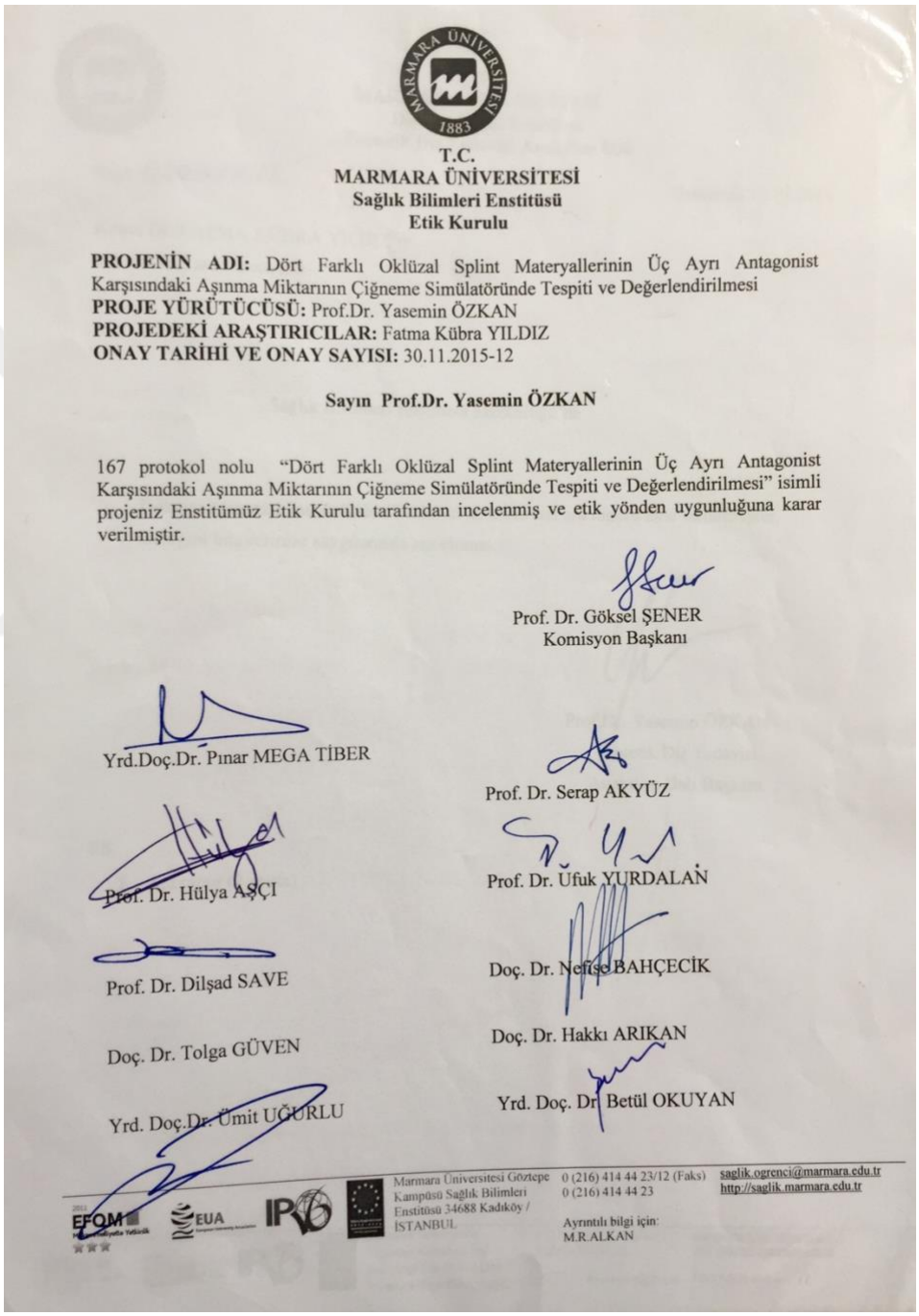
216. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. Dent Mater. 2013;29(12): 1201-1208.

217. Zhi L, Bortolotto T, Krejci I. Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. J Prosthet Dent. 2016;115(2): 199-202.

218. Zuniga C, Miralles R, Mena B, Montt R, Moran D, Santander H, Moya H. Influence of variation in jaw posture on sternocleidomastoid and trapezius electromyographic activity. Cranio. 1995;13(3): 157-162.

10. EKLER

a. EK1



T.C.
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Etik Kurulu

PROJENİN ADI: Dört Farklı Oklüzal Splint Materyallerinin Üç Ayrı Antagonist Karşısındaki Aşınma Miktarının Çiğneme Simülatöründe Tespiti ve Değerlendirilmesi
PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ: Prof.Dr. Yasemin ÖZKAN
PROJEDEKİ ARAŞTIRICILAR: Fatma Kübra YILDIZ
ONAY TARİHİ VE ONAY SAYISI: 30.11.2015-12

Sayın Prof.Dr. Yasemin ÖZKAN

167 protokol nolu "Dört Farklı Oklüzal Splint Materyallerinin Üç Ayrı Antagonist Karşısındaki Aşınma Miktarının Çiğneme Simülatöründe Tespiti ve Değerlendirilmesi" isimli projeniz Enstitümüz Etik Kurulu tarafından incelenmiş ve etik yönden uygunluğuna karar verilmiştir.

Prof. Dr. Göksel ŞENER
Komisyon Başkanı

Yrd.Doç.Dr. Pınar MEGA TİBER

Prof. Dr. Serap AKYÜZ

Prof. Dr. Hülya AŞÇI

Prof. Dr. Ufuk YURDALAN

Prof. Dr. Dilşad SAVE

Doç. Dr. Nefise BAHÇECİK

Doç. Dr. Tolga GÜVEN

Doç. Dr. Hakkı ARIKAN

Yrd. Doç.Dr. Ümit UĞURLU

Yrd. Doç. Dr. Betül OKUYAN

Marmara Üniversitesi Göztepe Kampüsü Sağlık Bilimleri Enstitüsü 34688 Kadıköy / İSTANBUL
0 (216) 414 44 23/12 (Faks)
0 (216) 414 44 23
Ayrıntılı bilgi için: M.R.ALKAN
saglik.ogrenci@marmara.edu.tr
http://saglik.marmara.edu.tr

b. EK2



PROJE ÖZET

Proje No [7008] :	SAG-C-DRP-100616-0261	Proje Tipi :	Lisansüstü Tez Projeleri - Doktora [C-DRP]	Alanı :	Sağlık
Proje Adı :	Dört farklı oklüzal splint materyalinin üç ayrı antagonist karşısındaki aşınma miktarının in vitro olarak çiğneme s imülatöründe tespiti ve değerlendirilmesi				
Başlangıç Tarihi :	10.06.2016	Süresi :	12 Ay	Bitiş Tarihi :	10.06.2017
Bütçesi :	21.764,32 TL	Harcanan :	0,00 TL	Kalan :	21.764,32 TL
Akademik : (2 Akademisyen)	Yürütücü: %60 Prof.Dr. YASEMİN KULAK ÖZKAN Araştırmacı: %40 Doktora Öğr. Fatma Kübra Yıldız				
Durumu :	BAPKO kararı: OLUMLU				

PROJE RAPORLARI

	Durumu	Raporun Gönderilmesi Gereken Tarih	Raporun Gönderildiği Tarih	Rapor Dosyası	#
Nihai Rapor	Bekleniyor	13.06.2017			

11.ÖZGEÇMİŞ

Adı	Fatma Kübra	**Soyadı**	Yıldız Domaniç
Doğum Yeri	Kadıköy	**Doğum Tarihi**	29.05.1988
Uyruğu	TC	**Tel**	05333142139
E-mail	kubrayildiz1@hotmail.com		

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	**Mezuniyet Yılı**
Lisans	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2011
Lise	Maltepe Anadolu Lisesi	2006

Yabancı Dilleri	**Okuduğunu Anlama***	**Konuşma***	**Yazma***
İngilizce	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi
Almanca	İyi	İyi	İyi

Yabancı Dil Sınav Notu #								
YDS	ÜDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
85								

	Sayısal	**Eşit Ağırlık**	**Sözel**
ALES Puanı	94	96	
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	**Kullanma becerisi**
Web, MS Office	Çok iyi

***Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendiriniz.