T.C.
GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

# CAD/CAM VE KONVANSİYONEL YÖNTEM KULLANILARAK ÜRETİLEN FARKLI RETANSİYON APAREYLERİNİN VE UYGULAMADA KULLANILAN FARKLI YÜZEY PÜRÜZLENDİRME YÖNTEMLERİNİN ETKİNLİĞİNİN İN VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

Merve AYCAN
UZMANLIK TEZİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

Yrd. Doç. Dr. Merve GÖYMEN
Tez Danışmanı

Gaziantep

2017

T.C.
GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

# CAD/CAM VE KONVANSİYONEL YÖNTEM KULLANILARAK ÜRETİLEN FARKLI RETANSİYON APAREYLERİNİN VE UYGULAMADA KULLANILAN FARKLI YÜZEY PÜRÜZLENDİRME YÖNTEMLERİNİN ETKİNLİĞİNİN İN VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

Merve AYCAN
UZMANLIK TEZİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

Yrd. Doç. Dr. Merve GÖYMEN
Tez Danışmanı

Gaziantep
2017

**T.C.**
**GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ**
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**
**ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

# CAD/CAM VE KONVANSİYONEL YÖNTEM KULLANILARAK ÜRETİLEN FARKLI RETANSİYON APAREYLERİNİN VE UYGULAMADA KULLANILAN FARKLI YÜZEY PÜRÜZLENDİRME YÖNTEMLERİNİN ETKİNLİĞİNİN İN VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

**Merve AYCAN**

Tez Savunma Tarihi:

Diş Hekimliği Fakültesi Onayı:

**Prof. Dr. Kamile ERCİYAS**
**Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı**

Bu tez çalışmasının bir "Uzmanlık" derecesi için uygun ve yeterli bir çalışma olduğunu onaylıyorum.

**Yrd. Doç. Dr. Merve GÖYMEN**
**Ortodonti Anabilim Dalı Başkanı**

Bu tez tarafımca okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir "Uzmanlık" tezi olarak kabul edilmiştir.

**Yrd. Doç. Dr. Merve GÖYMEN**
**Tez Danışmanı**

Bu tez tarafımca okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir "Uzmanlık" tezi olarak kabul edilmiştir.

**Tez Jürisi**

Prof. Dr. Neslihan ÜÇÜNCÜ ……..

Yrd. Doç. Dr. Merve GÖYMEN ……..

Yrd. Doç. Dr. Ayşegül GÜLEÇ ….……..

**BEYAN**

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla 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 olmadığını beyan ederim.

Tarih

Merve AYCAN

# TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince her konuda desteğini benden esirgemeyen, gecesini gündüzüne katarak bu tezin ortaya çıkmasında çok büyük emekler harcayan, çalışma azmi ve gayretiyle her zaman örnek aldığım çok değerli danışman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Merve GÖYMEN'e;

Uzmanlık eğitimimin son zamanlarında aramıza katılmasına rağmen, gerek mesleki bilgisi gerekse hayat tecrübesi ve sıcak kanlılığıyla eğitimime ve tezimin hazırlanmasına katkıda bulunan Sayın Yrd. Doç. Dr. Ayşegül GÜLEÇ'e;

Hayatımdaki ortodonti kavramının başlangıcını şekillendiren, mesleki donanımı, tecrübesi ve ortodonti bölümü olarak aile olabilmemizi sağlayan çok değerli hocam Doç. Dr. Eren İŞMAN'a;

Tezimin lazer uygulamaları aşamasında desteğini esirgemeyen, engin tecrübeleri ve bilgi birikimi ile bana yol gösteren kıymetli hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Nermin DEMİRKOL'a,

Tezimin lazer uygulamaları ve laboratuvar aşamalarında desteğini esirgemeyen, hayata karşı duruşu ile her zaman cesaret veren ve yol gösteren çok değeli hocam Sayın Doç. Dr. Uğur AYDIN'a

Tezimin laboratuvar aşamalarında mesleki bilgisini, emeğini ve zamanını hiç esirgemeden yanımda olan, hayata ve öğrencilerine karşı olan duruşu, ileri görüşlü olması, azmi ve çalışkanlığı ile her zaman örnek aldığım çok kıymetli hocam Doç. Dr. Mehmet KAHRAMAN'a

Uzmanlık tezimin 3 boyutlu görüntülerinin elde edilmesi aşamasında bilgilerini, yardımlarını ve katkılarını benden esirgemeyen çok değerli hocam Sayın Prof. Dr. Hakan GÖGEN'e,

Uzmanlık eğitimim süresince hep yanımda olan, desteklerini benden esirgemeyen ve hayatımı renklendiren değerli asistan arkadaşlarıma ve anabilim dalı çalışanlarına,

Bugünlere gelmemi sağlayan, bana her zaman güvenerek, sonsuz desteklerini benden esirgemeyen, her zaman yanımda olduklarını bildiğim canım annem Reyhan AYCAN, canım babam Mustafa AYCAN ve biricik kardeşim Enes AYCAN'a sonsuz minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez, Gaziantep Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi Komisyonu Başkanlığı tarafından DHF.UT.17.02 numaralı proje ile desteklenmiştir.

# İÇİNDEKİLER

**TEŞEKKÜR** ..... **i**

**İÇİNDEKİLER** ..... **iii**

**TABLOLAR LİSTESİ** ..... **vi**

**ŞEKİLLER LİSTESİ** ..... **vii**

**RESİMLER LİSTESİ** ..... **viii**

**KISALTMALAR** ..... **ix**

**ÖZET** ..... **1**

**ABSTRACT** ..... **2**

**1. GİRİŞ ve AMAÇ** ..... **3**

**2. GENEL BİLGİLER** ..... **5**

2.1. Pekiştirme Tedavisi ..... 5

2.1.1 Pekiştirme tedavisi tanımı ..... 5

2.1.2 Pekiştirme tedavisi gerekliliği ..... 5

2.1.3 Pekiştirme tedavisinin tarihçesi ..... 6

2.1.4 Pekiştirme tedavisinin amacı ..... 7

2.1.5 Tedavi tipinin relaps üzerine etkisi ..... 8

2.1.6 Çekimli ve çekimsiz tedavilerde relaps ..... 9

2.1.7 Pekiştirme tedavisinin süresi ..... 11

2.1.8 Pekiştirme tedavisinin endikasyonları ve kontrendikasyonları ..... 12

2.1.9 Yardımcı retansiyon önlemleri ..... 14

2.1.10 Pekiştirme apareyleri ..... 15

2.2. Lazer ..... 25

2.2.1 Diş hekimliğinde kullanılan lazerler ..... 26

2.2.2 Ortodontide lazer kullanımı ..... 29

2.3. Mine Pürüzlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler ..... 29
2.3.1 Asitle pürüzlendirme tekniği ..... 29
2.3.2 Lazerle pürüzlendirme yöntemi ..... 30
2.3.3 Air-abrazyon yöntemi ..... 30
2.4. Yüzey Görüntüleme Yöntemleri ..... 31
2.4.1 Taramalı elektron mikroskobu ..... 31
2.4.2 Atomik kuvvet mikroskobu ..... 31
2.4.3 Geçirmeli elektron mikroskobu (TEM) ..... 31
**3. GEREÇ ve YÖNTEM ..... 33**
3.1. Örneklerin Toplanması ..... 33
3.2. Örneklerin Hazırlanması ..... 33
3.3. Mine Yüzeylerinin Aşındırılması ..... 34
3.3.1 Transbond XT etching jel sistem grubu ..... 34
3.3.2 Er:YAG lazer grubu ..... 35
3.3.3 Er,Cr:YSGG lazer grubu ..... 35
3.4. Pürüzlendirilen Yüzeylerin Görüntülenmesi ..... 35
3.4.1 Taramalı elektron mikroskopu ile görüntüleme ..... 35
3.4.2 Atomik kuvvet mikroskobu ile görüntüleme ..... 36
3.5. Lingual Sabit Pekiştirme Apareylerinin Hazırlanması ve Yapıştırılması ..... 36
3.5.1 Bond a Braid ve Everstick Ortho lingual sabit pekiştirme apareylerinin hazırlanması ..... 36
3.5.2 Memotain lingual sabit pekiştirme apareyinin hazırlanması ..... 36
3.6. Sabit Pekiştirme Apareylerinin Kırılma Aşaması ..... 38
3.7. Tel Deformasyonun Ölçülmesi Aşaması ..... 39
3.8. Kırılma Analizi ..... 39
3.9. İstatistiksel Analiz ..... 39

**4. BULGULAR ..... 41**

4.1. SEM ile Görüntülenen Yüzeylerin Değerlendirilmesi ..... 41

4.2. AFM ile Görüntülenen Yüzeylerin Değerlendirilmesi ..... 43

4.3. AFM İle Görüntülenen Pürüzlülük Düzeylerinin Gruplar Arası Karşılaştırılması ..... 44

4.4. Farklı Sabit Pekiştirme Apareyi ve Farklı Aşındırma Yöntemi Kullanılarak Oluşturulan Gruplarda Bağlanma Dayanım Değerlerinin Karşılaştırılması ..... 45

4.5. Farklı Sabit Pekiştirme Apareyi ve Farklı Aşındırma Yöntemi Kullanılarak Oluşturulan Gruplarda Deformasyon Miktarlarının Karşılaştırılması ..... 51

4.6. Farklı Sabit Pekiştirme Apareyi ve Farklı Aşındırma Yöntemi Kullanılarak Oluşturulan Gruplarda ARI indeks Değerlerinin Karşılaştırılması ..... 55

**5. TARTIŞMA ve SONUÇ ..... 57**

5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması ..... 57

5.2. Bulguların Tartışması ..... 64

**6. KAYNAKLAR ..... 75**

**7. EKLER ..... 91**

7.1. EK 1: Yerel Etik Kurul Karar Metni ..... 91

7.2. EK 2: Yerel Etik Kurul Karar Metni ..... 92

**8. ÖZGEÇMİŞ ..... 93**

# TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan sabit pekiştirme apareyi ve aşındırma yöntemlerinin gruplandırılması ..... 34

Tablo 4.1: AFM ile görüntülenen pürüzlülük düzeylerinin nanometre cinsinden tanımlayıcı istatistik sonuçları ..... 44

Tablo 4.2: AFM ile görüntülenen pürüzlülük düzeylerinin gruplar arası karşılaştırılması ..... 45

Tablo 4.3: Farklı sabit pekiştirme apareyleri ve aşındırma yöntemlerinin MPa cinsinden bağlanma dayanımının tanımlayıcı istatistik sonuçları ..... 47

Tablo 4.4: Farklı sabit pekiştirme apareyleri ve aşındırma yöntemlerinin bağlanma dayanımı açısından grup içi ve gruplar arası karşılaştırılması ..... 48

Tablo 4.5: Sabit pekiştirme apareylerinin bağlanma dayanımının MPa cinsinden tanımlayıcı istatistik sonuçları ..... 49

Tablo 4.6: Aşındırma yöntemlerinin bağlanma dayanımının MPa cinsinden tanımlayıcı istatistik sonuçları ..... 49

Tablo 4.7: Sabit pekiştirme apareylerinin bağlanma dayanımı yönünden grup içi karşılaştırılması ..... 50

Tablo 4.8: Aşındırma yöntemlerinin bağlanma dayanımı yönünden grup içi karşılaştırılması ..... 50

Tablo 4.9: Farklı sabit pekiştirme apareyleri ve aşındırma yöntemlerinin deformasyon değerinin mm cinsinden tanımlayıcı istatistik sonuçları ..... 52

Tablo 4.10**:** Farklı sabit pekiştirme apareyleri ve aşındırma yöntemlerinin deformasyon miktarları açısından grup içi ve gruplar arası karşılaştırılması ..... 53

Tablo 4.11: Sabit pekiştirme apareyi ile aşındırma yöntem etkileşiminin deformasyon miktarları yönünden karşılaştırılması ..... 54

Tablo 4.12: Farklı sabit pekiştirme apareylerinin ARI indeksi yönünden karşılaştırılması ..... 55

Tablo 4.13: Farklı aşındırma yöntemlerinin ARI indeksi yönünden karşılaştırılması ... 55

# ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1: Dental lazerlerin elektromanyetik spektrumdaki dalga boyları ..... 26

Şekil 2.2: Diş hekimliğinde sık kullanılan lazerlerin dalga boyları, etkiledikleri dokular ve biyolojik komponentler tarafından emilimi ..... 29

Şekil 4.1: AFM ile görüntülenen pürüzlülük düzeylerinin düz yüzey, asit, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG gruplarının birbirleriyle karşılaştırılmasının grafiksel olarak gösterilmesi ..... 46

Şekil 4.2: Sabit pekiştirme apareyleri ve aşındırma yöntemleri arasındaki bağlanma dayanımlarının grafiksel olarak gösterilmesi ..... 48

Şekil 4.3: Farklı aşındırma yöntemlerinin deformasyon değerlerinin grafiksel gösterimi ..... 54

Şekil 4.4: Farklı sabit pekiştirme apareyleri ve aşındırma yöntemlerinin ARI indeks değerlerinin grafiksel gösterimi ..... 56

# RESİMLER LİSTESİ

Resim 2.1: Üst ve alt çene Hawley Apareyi (57) 58) ..... 17

Resim 2.2: Üst çene Essix plağı (59) ..... 18

Resim 2.3: Tooth Positioner (61) ..... 19

Resim 2.4: Üst ve Alt Çene Wraround Apareyi (62) ..... 19

Resim 2.5: Ricketts Pekiştirme Apareyi(64) ..... 20

Resim 2.6: Maksiller keser dişler arasındaki diastemanın korunması için uygulanan lingual sabit pekiştirme apareyi (17) ..... 21

Resim 3.1: Örneklerin asitlenme aşaması ..... 34

Resim 3.2: Örneklere bond uygulanma aşaması ..... 35

Resim 3.3: 3 Shape Laboratuvar Tarayıcısı (117) ..... 37

Resim 3.4: Hazırlanan akrilik blok ..... 37

Resim 3.5: 3 Shape ile taranan 3 boyutlu modellerin bukkalden görünüşü ..... 37

Resim 3.6: A. 3 Shape ile taranan 3 boyutlu modelin lingualden görünüşü, B. 3 Shape ile taranan 3 boyutlu modelin 45º'den görünüşü, C. 3 Shape ile taranan 3 boyutlu modelin okluzalden görünüşü ..... 38

Resim 3.7: Çalışmada kullanılan Instron Test Makinası ..... 38

Resim 3.8: Çalışmada kırılan sabit pekiştirme apareyi tellerinin deformasyonlarının ölçülme aşaması ..... 39

Resim 4.1: Çalışmada kullanılan dişlerin pürüzlendirme sonrası yüzey görüntüleri (A. Aşındırma yöntemi uygulanmamış düz yüzey, B. Asit uygulanan yüzey, C. Er:YAG lazer uygulanan yüzey, D. Er,Cr:YSGG lazer uygulanan yüzey) ..... 41

Resim 4.2: A. Er,Cr:YSGG lazerin 1000 büyütme ile alınan SEM görüntüsü, B. Er,Cr:YSGG lazerin 5000 büyütme ile alınan SEM görüntüsü ..... 42

Resim 4.3: A. Er:YAG lazerin 5000 büyütme ile alınan SEM görüntüsü, B. Er,Cr:YSGG lazerin 5000 büyütme ile alınan SEM görüntüsü ..... 42

Resim 4.4: Çalışmada kullanılan dişlerin pürüzlendirme sonrası yüzey görüntüleri (A. Aşındırma yöntemi uygulanmamış düz yüzey, B. Asit uygulanan yüzey, C. Er:YAG lazer uygulanan yüzey, D. Er,Cr:YSGG lazer uygulanan yüzey ..... 43

# KISALTMALAR

ARI: Adhesive Remnant İndeks

AFM: Atomic Force Microscopy (Atomik Kuvvet Mikroskobu)

SEM: Scanning Electron Microscopy (Taramalı Elektron Mikroskobu)

CAD/CAM: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım) / Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli İmalat)

EDI: Enamel Defect Index (Mine Hasar İndeksi)

FRC: Fiberle Güçlendirilmiş Rezin Kompozit

Hz: Hertz

ISO: International Organization for Standardization (Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu)

J: Joule

kV: Kilowatt

mA: Miliamper

mJ: Milijoule

MPa: Megapaskal

mW: Miliwatt

N: Newton

nm: Nanometre

Ra: Aritmetik Ortalama Pürüzlülük

# ÖZET

## CAD/CAM VE KONVANSİYONEL YÖNTEM KULLANILARAK ÜRETİLEN FARKLI RETANSİYON APAREYLERİNİN VE UYGULAMADA KULLANILAN FARKLI YÜZEY PÜRÜZLENDİRME YÖNTEMLERİNİN ETKİNLİĞİNİN İN VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

Merve AYCAN

Uzmanlık Tezi, Ortodonti Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Merve GÖYMEN

2017, 106 sayfa

Bu çalışmanın amacı 3 farklı retansiyon apareyi ve mine yüzeyi pürüzlendirme yönteminin kırılma bağlanma dayanımı, kırılma modu, tel deformasyonu ve aşındırma yöntemlerinin mine yüzeyinde yapmış oldukları değişim açısından in vitro olarak karşılaştırılmasıdır. 270 adet sağlam alt kesici diş, ikili gruplar halinde akrilik bloklar içerisine gömüldü. Ölü yumuşak tel, CAD/CAM destekli ve fiber içerikli tel uygulanan diş blokları, asit, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer ile pürüzlendirilerek toplam 9 grupta incelendi. Yüzeylerde oluşan değişiklik taramalı elektron mikroskobu ve atomik kuvvet mikroskobu ile görüntülendi. Örneklerin bağlanma dayanımları analiz edildi. Dişlerin üzerinde kalan yapıştırıcı artıklarının değerlendirilmesi amacıyla da ARI indeksi kullanıldı. Yapılan değerlendirme sonucunda; ölü yumuşak tel ve asit kullanılan grubun, en yüksek bağlanma dayanıma sahip olduğu ve aşındırma yöntemi olarak asit kullanılan tüm sabit pekiştirme aparey gruplarında bağlanma dayanımlarının diğer aşındırma yöntemlerine göre daha fazla olduğu görüldü. En fazla deformasyon ölü yumuşak tel-asit grubunda idi. Deformasyon miktarı CAD/CAM destekli tel kullanılan tüm gruplarda en az olup hiç deformasyon gözlenmedi. Bu tez çalışmasında istatistiksel değerlendirme sonucunda ARI indeks ile aşındırma yöntemleri arasında anlamlı ilişki olduğu tespit edildi. Sonuç olarak asit yöntemi ile mine yüzeyinin aşındırılmasının diğer lazer uygulamaları ile karşılaştırıldığında daha üstün olduğu görüldü. Aynı zamanda asit yöntemi ve ölü yumuşak telin birlikte kullanılmasının istatistiksel olarak anlamlı olmasa da en yüksek bağlanma dayanımına sahip olduğu saptandı. CAD/CAM destekli telin hiç deformasyon göstermemesi sebebiyle klinik uygulamalarda yeniden kullanılabilme imkânı sağlayacağı ve mine yüzeyinde kalan adeziv miktarı göz önünde bulundurulduğunda hasta için daha konservatif, hekim için ise seans zamanı açısından daha avantajlı olduğu düşünüldü.

**Anahtar Sözcükler:** AFM, Bağlanma Dayanımı, Lazer, Memotain, Pekiştirme, SEM

# ABSTRACT

## IN VITRO COMPARISON OF THE EFFECTIVENESS OF DIFFERENT RETENTION APPLIANCES PRODUCED USING CAD / CAM AND CONVENTIONAL METHODS AND DIFFERENT SURFACE ROUGHENING METHODS USED IN PRACTICE

Merve AYCAN

Specialization Thesis, Orthodontics Department

Thesis Advisor: Asst. Prof. Dr. Merve GÖYMEN

2017, 106 pages

The purpose of this study is to compare shear bond strength of retainers using 3 different retention appliances and enamel abrasion methods also to compare mode of fracture, wire deformation and enamel surface changes following methods of abrasion in vitro. 270 intact lower incisors teeth were embedded in acrylic blocks in pairs. The dead wire, CAD/CAM produced and fiber containing wires applied to teeth and has been roughened with acid, Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser. 9 groups have been examined. The roughness of surface was observed by scanning electron and atomic force microscopy. The samples were analyzed for shear bond. The ARI index was also used to assess residual adhesive material on the teeth. As a result, dead wire and acid group were found to have the highest bonding strength and bonding strength for all groups in which acid has been used as agent were found to be higher than others. Retainers deformation has most been noticed in the dead wire-acid group. Among all groups CAD/CAM produced wire showed the least deformation and in which no deformation has been observed. In this thesis, it was determined that there was a significant correlation between ARI scores and agents. Consequently, acid-etching mechanism has been found to create more enamel surface roughness than laser groups. It was also found that the combination of acid method and dead wire had the highest bonding strength, although not statistically significant. Considering the amount of adhesive remained on the enamel surface and the ability of clinical reuse of CAD/CAM produced wire does not exhibit any deformation, it is thought to be more conservative for the patient and more advantageous for the doctor in terms of the session time.

**Key Words:** AFM, Bonding Strength, Laser, Memotain, SEM, Strengthening

# 1. GİRİŞ ve AMAÇ

Ortodontik tedavi ile ilgili klinik deneyim ve araştırmalar sonucu elde edilen bilgilerin, kapsamlı bir şekilde araştırılarak pratik ve teorik bilgilerin bir araya getirilmesi, ortodonti alanında farklı tedavi felsefelerinin oluşmasına zemin hazırlamaktadır. Daha önce kullanılan tedavi yöntem ve tekniklerinde ortaya çıkan hata ve doğrular bir sonraki uygulamaların daha başarılı olmasını sağlar. Her klinisyenin ana hedefi iyi ya da kötü elde ettiği tedavi sonuçlarını objektif bir şekilde değerlendirebilmek, özellikle hatalar sonucunda kendini geliştirebilmek olmalıdır. Ortodonti pratiğinde başarı, ortodontik tedavi sonrası hastaların belirli periyotlarda incelenerek ortaya çıkan değişikliklerin değerlendirilmesinden geçmektedir (1).

Her ortodontist, retansiyon ihtiyacı ve relaps konusuna aşinadır. Ortodontik tedavinin ana hedeflerinden biri de elde edilen sonuçların uzun dönem stabilitesinin korunmasıdır (2). Ortodontik tedavi sonrası sabit ve hareketli olarak sınıflandırılan sabit pekiştirme apareylerinin kullanılması, birçok ortodontik vakada zorunlu hal almıştır (3).

Ortodontik tedavi sonrası kullanılan sabit retansiyon apareylerinin genel başarısızlık oranı %10,3 ile %47 arasında değişmektedir. Başarısızlık nedenleri ise; uygulama esnasında kontaminasyon, diş-adeziv-tel arasındaki ayrılma, yetersiz adeziv miktarı olarak sıralanabilir (3). Lingual sabit pekiştirme apareylerinin kırılma ve kopma olmadan uzun süreler ağız içerisinde kalabilmesinin öneminden dolayı, yapıldığı ve yapıştırıldığı malzemelerin başarı oranını arttıracak girişimlerde bulunulmalıdır. Bu nedenle tel seçimi sabit pekiştirme aparey başarısı için çok önemlidir (4).

Teknolojinin ilerlemesiyle birlikte lazer cihazlarının gelişmesi, ortodonti alanında da kullanılabilir olmasına imkân sağlamıştır. Diş hareketinin ve kemik yapımının hızlandırılması, ortodontik kuvvet ardından ortaya çıkan ağrının azaltılması, mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi, seramik braketlerin sökülmesi ve mine demineralizasyonunun önlenmesi gibi klinik uygulama alanları bulunmaktadır (5).

Sabit ortodontik tedavi sırasında braket çevresinde izlenen beyaz nokta lezyonlarının oluşmasından asidin sorumlu tutulması, asitle pürüzlendirme yönteminin teknik hassasiyet gerektirmesi, nem kontrolünü sağlamanın zor olduğu durumlarda lazerin uygulama kolaylığı, ortodontistleri mine yüzeyinin pürüzlendirilmesinde lazer kullanmaya yöneltmiştir (6).

Literatürde yapılan çalışmalar incelendiğinde, farklı lingual sabit pekiştirme apareylerinin, farklı yapıştırıcı materyaller ve aşındırma yöntemleri kullanılarak bağlanma dayanımını değerlendiren yöntemler olduğu görülmüştür (4, 6-11). Ancak yöntem sayısının fazlalaşması, klinisyenlerin yapılan tüm çalışmalar ışığında avantaj ve dezavantajları değerlendirip uygun yöntem ve materyali seçmekte zorlanmalarına neden olmaktadır. Bu çalışmanın amacı; 3 farklı mine pürüzlendirme yöntemi (asitle pürüzlendirme, Er:YAG lazer ve Er,Cr:YSGG lazer) sonrası mine yüzeyinde oluşan değişimin ve sonrasında uygulanan 3 farklı tip sabit pekiştirme apareyinin (0,016 × 0,022 inç ölü yumuşak sekiz sarımlı tel, CAD/CAM destekli ve fiber içerikli tel) kırılma bağlanma dayanımının, kırılma modunun (ARI) ve deformasyon miktarlarının in vitro olarak karşılaştırılmasıdır.

# 2. GENEL BİLGİLER

## 2.1. Pekiştirme Tedavisi

### 2.1.1 Pekiştirme tedavisi tanımı

Aktif ortodontik tedavi ile elde edilen son durumun, tedaviden önceki durumuna tekrar dönmemesi için alınan önlemlere pekiştirme tedavisi denilmektedir. Pekiştirme tedavisinde hiçbir kuvvet etkisi olmayan apareyler kullanılarak, aktif ortodontik tedavi sonrasında elde edilen durumun muhafaza edilmesi amaçlanmaktadır (12).

Ortodontik tedavide, hareket ettirilen dişlerin, büyümesi yönlendirilen veya ortognatik ameliyatlar ile yeniden konumlandırılan iskeletsel yapıların orijinal durumlarına dönme eğilimlerine relaps adı verilir. Retansiyon ise tedavi sonucu ulaşılan en uygun fonksiyonel ve estetik sonuçların idame ettirilebilmesi amacıyla aktif ortodontik tedaviyi takip eden pasif tedavi aşamasıdır (13).

Retansiyon, modern ortodontide, belirsizliğin bulunan tek kesinlik olmasıyla en çok tartışılan konulardan biridir. Angle, retansiyon konusundaki sorunun, en tecrübeli ortodontistin bu noktaya kadar olan tedavisinde karşılaşılan güçlüklerden, çok daha büyük olduğunu belirtmiştir (14).

Graber retansiyon terimini dişlerin ideal estetik ve fonksiyonel pozisyonda tutulması olarak tanımlarken (15), Moyers ortodontik tedavi sonrasında elde edilen diş pozisyonlarının devamlılığının sağlanması ile birlikte bunun için gerekli zaman periyodu olarak tanımlamıştır (16). Profit retansiyon gerekliliğinin teşhis ve tedavi planlaması esnasında yapılması gerektiğini belirtmiştir. Ayrıca uygun estetiğin ve ideal fonksiyonunun devam ettirilmesinin doğru bir teşhis, doğru bir tedavi planı ve doğru zamanlama ile mümkün olduğunu belirtmiştir (17).

### 2.1.2 Pekiştirme tedavisi gerekliliği

Pekiştirme tedavisine ihtiyaç duyulmasının 3 ana nedeni vardır;

- Hem gingival hem de periodontal yapıların ortodontik tedaviden etkilenmesi sebebiyle tedavi bitiminde bu yapıların reorganize olması için zamana ihtiyaç duyması,

- Dişlerin tedavi sonunda tam stabil olmayan konumda olabilmeleri ve bunun neticesinde yumuşak dokuların devamlı olan baskısı,
- Büyüme ile meydana gelen değişimler (13)

Aktif ortodontik tedavi sırasında diş hareket ettirilirken kemikte hem rezorpsiyon hem de apozisyon bir döngü olarak görülmektedir. Oluşan yeni kemiğin organik kısmı fazla, inorganik kısmı az olup süngerimsi bir yapıya sahiptir. Diş hareketleri sonrasında meydana gelen yeni kemiğin inorganik yoğunluğunun artması yani daha kompakt hale gelebilmesi için pekiştirme tedavisine ihtiyaç vardır. Diğer bir husus ise morfolojik yapıyı oluşturan diş kavisleri ve bunları içeriden ve dışarıdan saran kaslar ve yumuşak dokular ile fonksiyon arasında bir uyum söz konusudur. Ortodontik tedavi sonrasında bu morfolojik yapının değişmesi ile aralarındaki uyumun yeniden yakalanabilmesi için en son elde edilen durumun korunarak fonksiyon ile uyumlu hale gelebilmesi sağlanır (12).

### 2.1.3 Pekiştirme tedavisinin tarihçesi

Yıllardır klinisyenler retansiyon ihtiyacı hakkında fikir birliğine varamamışlardır. Hellman ise şöyle demiştir; "*Relapsa neden olan spesifik faktörlerin neredeyse tam bir bilgisizliği içerisindeyiz* (18).'' Konu ile ilgili farklı felsefeler ya da düşünce ekolleri gelişmiş olup bugünkü kavramlar genel olarak bu teorilerin birçoğunu birleştirmektedir (17).

#### 2.1.3.1 Oklüzyon ekolü

Kingsley oklüzyonun, dişlerin yeni pozisyonundaki stabilitesinin belirlenmesinde en etkili faktör olduğundan bahsetmiştir (19). Pek çok yazar, retansiyondaki birincil önemin uygun oklüzyon olduğunu düşünmektedir (20, 21).

#### 2.1.3.2 Apikal kaide ekolü

1920'lerin ortalarında ikinci bir ekol, apikal tabanın, maloklüzyonun düzeltilmesinde ve doğru oklüzyonun korunmasında en önemli faktörlerden biri olduğunu öne süren Axel Lundström'ün yazılarını yeniden şekillendirdi (22). McCauley, retansiyon problemlerini en aza indirgemek için kanin ve molar arası genişliklerin başlangıçtaki miktarlarına bağlı kalarak muhafaza edilmesini önerirken (23) Strang ve Thompson ise bu teoriyi doğrulamıştır (24). Nance ise ark uzunluğunun kalıcı olarak yalnızca sınırlı bir seviyede arttırılabildiğini belirtmiştir (25).

#### 2.1.3.3 Mandibular keser ekolü

Grieve ve Tweed mandibular keserlerin dik bir konumda ve bazal kemikte yer alması gerektiğini savunmuşlardır (26, 27).

#### 2.1.3.4 Kas sistemi ekolü

Rogers, uygun fonksiyonel kas dengesinin kurulması gerekliliğini vurgulamıştır. Retansiyonun ortodontik tedaviden ayrı olmadığını, tedavinin bir parçası olduğunu ve tedavi planlamasına dahil edilmesi gerektiğini savunmuştur. Ortodontik tedavide stabilite eksikliğinde ideal fonksiyon, optimum estetik ya da her ikisinin de kaybolabilmesi, retansiyonun birincil hedef haline gelmesine neden olmuştur (28). Mevcut apikal kaide ve bu kaidelerin birbirleriyle olan ilişkileri göz önünde bulundurularak normal kas dengesi sınırları içinde dikkatli bir oklüzyon oluşturmaya özen gösterilmelidir (17).

### 2.1.4 Pekiştirme tedavisinin amacı

Aktif ortodontik tedaviden sonra elde edilen durumun, tedaviden önceki durumuna yeniden dönme eğilimine nüks denir (12). Pekiştirme tedavisinin amacı ise ortodontik diş hareketi tamamlandıktan sonra dişlerin doğru konumda kalmalarının sağlanmasıdır (3). Nüksün oluşmasında çeşitli nedenler öne sürülmüştür ancak bunlardan en temel olanı etiyolojik problemin çözülmemesidir. Eğer altta yatan sebep ortadan kaldırılmazsa, tedavinin nüksetmesi kaçınılmazdır (29).

Diş hareketi sırasında, kemiğin trabekülleri rezorbe edilir ve dişe uygulanan kuvvetin paralelinde trabeküller yeniden oluşturulur. Bu reoryantasyonun tamamlanması yaklaşık altı ay alır. Diş hareketinin tamamlanmasından sonra, trabeküller, dişlerin kök uzun ekseni yönünde yeniden şekillenirler ve bu işlemin tamamlanması da yaklaşık altı ay kadar sürer. Bu dönem süresince kemik, basınç etkisine karşı daha duyarlıdır ve yeni pozisyon dengeli değilse relaps meydana gelebilir (29).

Diş hareketinden sonra periodonsiyum dokularında önemli kalıntı kuvvetler kalır. Periodontal bağın yeniden yapılandırılması tedaviden 3-4 ay sonra gerçekleşirken dişeti kollajen-fiber ağının tipik olarak remodelizasyonu 4-6 ay sürer. Elastik suprakrestal lifleri ise 232 günden fazla sürede remodele olurlar. Bu süreç, diğer dişlere göre daha sık orijinal pozisyonlarına dönme eğilimi gösteren alt lateral dişler, kaninler ve ikinci premolar ile rotasyonların düzeltilmesi ve boşluk kapatma gibi tedavilerden sonra

bakılan en önemli belirteçtir. Transseptal lifler ise tedavi sonrası mandibula kontak noktaları arasında basınç uygulamaya devam eder, böylece muhtemelen çapraşıklığa katkıda bulunur (30).

Nüksün oluşmasında; maloklüzyon nedeninin uzaklaştırılmasındaki başarısızlık, yanlış teşhis ve tedavi planı, dijitasyonun tam olarak oluşturulamaması, arkın lateral veya anterior yönde genişletilmesi, yanlış ark genişliği ve uyumu, yanlış aksiyal inklinasyon, rotasyon kontrolündeki başarısızlık, uygun olmayan kontaklar ve diş genişliğinde uyuşmama gibi nedenler etken olarak sayılabilir (29).

Pekiştirme önlemlerinin tipi ve kullanım süreleri; kaç dişin hareket ettirildiği ve ne kadar hareket ettirildiği, hastanın oklüzyonu ve yaşı, maloklüzyonun nedeni, tedavinin hızı, tüberküllerin uzunluğu, ilgili dokuların sağlığı, eğimli düzlemlerin ilişkileri, arkların boyutu, ark uyumu, kas basıncı, aproksimal kontak, hücre metabolizması ve atmosfer basıncı tarafından belirlenir (2, 13, 17).

### 2.1.5 Tedavi tipinin relaps üzerine etkisi

#### 2.1.5.1 Büyüme yönü açından relaps

##### 2.1.5.1.A. Transversal yön

Storey büyüme ile beraber yapılan yavaş genişletmenin daha stabil olduğunu belirtmiştir (31). Ayrıca hafif ve devamlı kuvvetler uygulanarak yapılan genişletmenin distraksiyon etkisi gösterdiği birçok araştırıcı tarafından gösterilmiştir (32, 33).

##### 2.1.5.1.B. Anteroposterior yön

- Sınıf 2 maloküzyon:

Anteroposterior yöndeki maloklüzyonların tedavisinde headgear veya fonksiyonel apareylerin kullanımı ile iskeletsel etki elde edilebilir. Tedavinin bitiminde hastanın yaşı ne kadar küçük olursa, retansiyon apareyi kullanımı da bir o kadar uygun olacaktır (13).

- Sınıf 3 maloklüzyon:

Sınıf 3 maloklüzyona sahip hastalarda ise retansiyon büyük bir problemdir. Eğer hastanın büyüme yönü vertikal ise çenelik ile yapılacak olan retansiyon mandibulanın aşağı ve geri yönde rotasyonuna neden olarak istenmeyen sonuçlara neden olabilecektir. Bu nedenle sınıf 3 ilişkinin şiddetli olması durumunda cerrahi tedavi uygulanması daha uygun olacaktır (13).

#### 2.1.5.1.C. Vertikal yön

- Derin Kapanış:

Derin kapanışa sahip vakalarda, vertikal büyümenin onlu yaşların sonuna kadar devam etmesi nedeniyle uzun süre retansiyon ihtiyacı olacaktır (13). Retansiyon sonrası derin kapanıştaki nüks miktarı genellikle %50-70 arasında olup düzeltilen kapanış miktarı ile ilişkili olduğu belirtilmiştir. Bu nedenle derin örtülü kapanış tedavisinde keserlere tork verilerek keserler arası açının azaltılması gibi aşırı düzeltmeler yapılması nüksün azaltılmasında yardımcı uygulamalardır (34).

Derin kapanışlı vakalarda alt molarların daha dik ya da distale yatık konumda yerleştirilmesi, anteroposterior uzunluğun artmasına, 2. premolarların kendiliğinden oklüzyona gelmesine, arkın seviyelenmesine ve daha stabil oklüzyon sağlanmasına katkı sağlar (35).

- Açık Kapanış:

Açık kapanışın tedavisinde en büyük problemlerden biri anormal dil boyutu probleminin ortadan kaldırılmasıdır (36). Parmak emme veya dil itimi gibi kötü alışkanlıklar kesilmeden açık kapanışın tedavi edilmesi mümkün olamamaktadır (13).

Açık kapanış tedavi protokolü olarak alt molarlar derin kapanıştan farklı olarak ileriye doğru pozisyonlandırılır. Spee eğrisi düzleştirilmez aksine daha da derinleştirilir ve anterior dişler ekstrüze edilirken posterior dişlerde intrüzyon sağlanır (36).

Açık kapanış maloküzyonunun tedavisinden sonra stabilitelerinin değerlendirilmesi hakkında çalışmalar yapılmıştır ve çekimli tedavi edilen vakalarda stabilitenin çekimsiz vakalara göre daha iyi olduğu birçok çalışmada vurgulanmıştır.

Açık kapanış maloklüzyonlarında tedavi sonrası relapsın azaltılabilmesi için mutlaka miyofonksiyonel terapi gerekmektedir (37).

### 2.1.6 Çekimli ve çekimsiz tedavilerde relaps

Çekimli ortodontik tedavi sonrasında gözlenen nüks hakkında birçok görüş mevcuttur. Seri çekim yapılmış ve ardından ortodontik tedavi görmemiş 55 hastada yapılan bir çalışmada tedaviden sonraki 10 yıl süre zarfında çapraşıklığın arttığı tespit edilmiştir (13). Persson ve ark. seri çekim uygulanan 42 hastada çapraşıklıkların yeniden geliştiğini ancak tedaviden önceki durumlarına göre daha az olduğunu belirtmiştir.

Ayrıca, tedavi edilmemiş bireylerle karşılaştırıldığında iki grup arasında çapraşıklık hususunda anlamlı fark bulunamadığını rapor etmiştir (38). Tweed erken dönemlerde dişlerin müdahale olmadan kendi içlerindeki sıralanmanın, ileriki dönemlerde stabiliteyi olumlu etkilediğini belirtmiştir. Little ve ark. ise bu şekilde tedavisi yapılan hastaların %79'unda oluşan retansiyon sonrası çapraşıklığın klinik olarak kabul edilemez bir durum olduğunu bildirmiştir. (13).

Little ve ark. 1. premolar çekimli olarak tedavi edilen 65 hastayı, tedaviden sonra 10 yıl süre ile izlemişler ve hastaların 63'ünde mandibular arkın kısaldığını gözlemlemişlerdir. Oluşan çapraşıklığın mandibular ark boyu kısalma derecesi ile ilişkili olmadığını, tedavi süresince kaninler arası genişlik ve retansiyon aşamasındaki değişikliklerin, tedavi sonrası çapraşıklığın oluşmasında bir kanıt oluşturmadığını vurgulamışlardır (38).

Riedel, tek keser çekimli 42 hasta ve iki keser çekimli 18 hastanın tedavi sonrası stabilitelerini değerlendirmiş ve tek çekimli vakada %29, iki keser çekimli vakada ise %56 oranında kabul edilemez çapraşıklık olduğunu göstermiştir. Ancak bu sonuçların önceden yapılan premolar çekimli vakalara göre daha olumlu olduğunu bildirmiştir (39).

Sadowsky ve ark., çekimsiz tedavi edilen hafif çapraşıklığı olan 22 hastanın 8,4 yıl takip sonuçlarını incelemişlerdir. Bu süreçte mandibular keser düzensizliklerinin arttığını ancak 2,4 mm'nin kabul edilebilir bir miktar olduğunu ve uzun dönemli mandibular retansiyonun bu bulguda rol alabileceğini savunmuşlardır (40).

Elms ve ark. Sınıf 2 Divizyon 1 maloklüzyona sahip, çekimsiz headgear ve sabit apareylerle tedavi edilen ortalama retansiyon periyodu 2,5 yıl olan 42 hastayı tedaviden sonra 6,5 yıl süresince incelemişlerdir. Bireylerin %90'ının, 3,5 mm'den daha az düzensizlik gösterdiğini bulmuşlardır. Bunun sonucunda stabilitenin sağlanmasındaki en büyük faktörün, doğru mekaniğin kullanılması, hasta kooperasyonunun iyi olması ve mandibular büyümenin aşağı ve ileri yönde olması olarak tanımlamışlardır (41).

Shah ve ark., mevcut yayınlanmış literatürler ışığında, ortodontik olarak tedavi edilen veya edilmeyen dişlerde mandibular arktaki değişiklikleri, ortodontik tedaviden sonraki değişikliklerle karşılaştırarak kesin bir sonuç çıkarmanın zor olduğunu rapor etmişler ve bunun da nedenini birkaç madde ile açıklamışlardır;

- Çapraşıklığı ölçme metotlarının değişkenliğinin olması

- Tedavi sonrası ilave prosedürlerin olması (örneğin; bazı çalışmalarda tedaviden sonra interproksimal aşındırma ve fiberektomi uygulanması gibi)
- Retansiyon periyodunda ve süresinde farklılıkların olması ile ilişkilendirmiştir (42).

### 2.1.7 Pekiştirme tedavisinin süresi

Her bir vaka örneği için optimal bir retansiyon periyodu endikasyonu bulunmamaktadır. Literatürde aynı maloklüzyon fakat farklı retansiyon sürelerine sahip bireylerde tedavi sonrası değişiklikleri değerlendiren birçok araştırma bulunmaktadır. Wood, Sınıf 2 Divizyon 1 maloklüzyonuna sahip 30 vaka ve 0,8 yıl retansiyon süresi uygulanmış hasta grubunda aynı şekilde tedavi edilen fakat pekiştirme tedavisi uygulanmayan hasta grubuna kıyasla daha fazla oklüzal relaps olduğunu gözlemlemiştir (43). Cabassa ve ark. hareketli fonksiyonel apareyler ya da headgear ile tedavi edilen Sınıf 2 hastaları rastgele retansiyon uygulanan ve uygulanmayan olarak 2 gruba ayırmış ve benzer sonuçlar elde etmişlerdir (30). Bu nedenle retansiyon süresi için tam bir genelleme yapmak mümkün olamamaktadır.

Günümüzde retansiyon apareylerinin ne kadar süre kullanılacağına ilişkin fikir birliği bulunmamaktadır (17). Kingsley iki veya üç yıllık bir sürenin retansiyon için gerekli olduğunu, Guilford 6 aydan daha kısa sürede retansiyon sağlanamayacağını, hatta erişkinlerde bir yıldan daha uzun sürenin gerekli olduğunu rapor etmiştir. Helman ise relapsa ve başarısızlığa neden olan bilgisizlik içerisinde olduğumuzu bildirmiştir (39).

Dişlerin etrafındaki fiberlerin yeni diş pozisyonlarının etrafında remodele olabilmesi için en az 232 gün (44) gerektiği bilinmesine rağmen kesin bir retansiyon süresi belirlenememiştir . Ancak dişler, bu süre zarfı boyunca aynı şekilde muhafaza edilseler bile uzun vadede yine nüks görülebilmektedir. Bu nedenle bazı klinisyenler ömür boyu retansiyondan bahsetmektedirler (45).

1990 yılında İngiltere'de yapılan bir anket çalışmasına göre en uzun pekiştirme apareyi kullanma süresi 12 ay olarak belirtilmiştir. Bu yaklaşım, ortodontik diş hareketinin tamamlanmasını takriben, supra krestal periodontal liflerin 7 aydan daha uzun süre gergin olduğunu ve tam olarak yerinde konumlanmadığını gösteren histolojik çalışmalar ışığında mantıklı görünmektedir (3).

Ortodonti literatüründe genel görüş ise pekiştirme tedavisine büyüme dönemi süresince devam edilmesi gerektiğidir. Günümüzde çoğu klinisyen tarafından kabul edilen ve sık

kullanılan pekiştirme protokolü ise; aktif ortodontik tedavi süresinin yarısı kadar tüm gün, daha sonra ise sadece geceleri kullandırılmasıdır. Pekiştirme tedavisinin sonlandırılması yavaş yavaş yapılmalıdır. Önce iki gecede bir, sonra üç gecede bir, ardından haftada bir, on beş günde bir defa olacak şekilde kullandırılarak yavaş yavaş bıraktırılır (12). Pekiştirme ile ilgili diğer bir önemli husus ise, sabit ortodontik apareylerin uzaklaştırılmasından hemen sonra pekiştirme apareylerinin kullandırılmasıdır. Erişkinlerde boşlukların kapatılmasını takiben, birkaç saat içerisinde dişlerde relaps görülebilir. Erken relapsı önlemek için daimi retansiyon apareyi yapılana kadar, geçici düzenekler kurulabilir (46).

### 2.1.8 Pekiştirme tedavisinin endikasyonları ve kontrendikasyonları

Riedel farklı tipteki vakalara göre farklı retansiyon sınıflaması gerektiğini düşündüğü için retansiyon gereksinimini 4 gruba ayırmıştır (12, 39);

#### 2.1.8.1 Grup 1: Retansiyon ihtiyacı olmayan durumlar

- Kabul edilebilir overbite'ın elde edildiği anterior çapraz kapanış vakaları
- İyi bir dijitasyonun sağlandığı ve bukkolingual eksen eğimlerinin ideal hale getirildiği posterior çapraz kapanış vakaları
- İkinci moların sürebilmesi için distale devrilmiş olan molarların angulasyonlarının düzeltilmesi vakaları
- Sınıf 2 vakalarda büyümenin baskılanması için kullanılan headgear tedavisinin sonunda büyüme döneminin bitme durumunda
- Ortodontik seri çekim sonrasında
- Yeterli yer olmaması nedeniyle yukarı pozisyonda kalan kaninlerin ideal pozisyonlarına getirilmelerinin ardından
- Büyüme dönemi kullanılarak tedavi edilen vakalarda, büyüme döneminin bitmesinin ardından retansiyon ihtiyacı bulunmamaktadır (12, 47).

#### 2.1.8.2 Grup 2: Belirli bir süre retansiyona ihtiyaç duyulan durumlar

- Bir ya da iki arkta genişletmenin yapıldığı bölgeler
- Sınıf 2 ya da Sınıf 3 ilişkinin dual bite yaratılarak tedavi edildiği vakalar
- Özellikle maksiller ve mandibular anterior dişler ile mandibular premolar dişlerdeki ağır rotasyonların düzeltildiği vakalar

- Başlangıçta önemli miktarda boşluklara sahip olan hastalar belirli süre retansiyona ihtiyacı duyarlar (12, 47).

#### 2.1.8.3 Grup 3: Uzun süre retansiyona ihtiyaç duyulan durumlar

- Çekimli ya da çekimsiz Angle Sınıf II vakalarda, mandibular arkta ciddi rotasyonların olmaması ve kontak kırıklarının bulunmaması durumunda mandibular retansiyona gerek yoktur. Maksiller keserlerin geriye doğru alındığı durumlarda belirli bir süre pekiştirme gerekmektedir. İyi bir muskuler adaptasyonun oluşması pekiştirme ihtiyacını ortadan kaldırır. Kısa dönemli tam zamanlı, iki ya da üç ay süresince sadece geceleri ve sonraki dönemlerde bazı geceler takılması yeterli olacaktır.
- Deep bite vakalarında, daimî sonuçların alınabilmesi için büyüme önemli bir faktördür ve retansiyon süresi direkt olarak büyümeye bağlıdır.
- Sınıf 2 Divizyon 2 maloklüzyonunun istikrarı, kasların adaptasyonu ile alakalıdır.
- Sınıf 3 maloklüzyonların tedavisinde kullanılan cerrahi müdahale ile mandibulanın kısaltılması veya daha geriye alınması işlemlerinde uzun süreli retansiyon gerekmektedir.
- Ektopik erüpsiyon gösteren veya süpernumerer dişleri içeren vakalarda uzun dönemli retansiyon gerekmektedir (12, 47).

#### 2.1.8.4 Grup 4: Çok uzun süreli ya da devamlı retansiyona ihtiyaç duyulan durumlar

- Dudak damak yarığına sahip vakalar
- Polidiastema vakaları
- Mandibular diş kavsinin transversal olarak genişletildiği olgularda ömür boyu pekiştirme gerekmektedir (12, 47).

Tarih boyunca yazarlar retansiyonun sağlanabilmesi için bazı önerilerde bulunmuşlardır;

1-Rotasyonlar, ters yönde normalden fazla rotasyon yapılarak düzeltilmelidir.

2-Elastikler sürekli olarak takılmalıdır.

3-Pekiştirme, sabit tip bir apareye bağlı olmalıdır.

4-Pekiştirme, dokuların yapı ve fonksiyonlarının modifikasyonlarına göre yapılmalıdır.

5-Hafif hareketin pekiştirilmesi, ağır hareketten daha zordur.

6- Oksipital pekiştirme, bazı vakalar için en çok istenendir.

7-Tedavi protokolü, büyüme ve gelişim ile bağlantılı olarak düşünülmelidir.

8-Fonksiyon, pekiştirmedeki en önemli faktördür.

9-Apareyler hareketli olmalıdır ve pekiştirme için dişlere bağımlı olmamalıdır.

10-Tüm malpozisyonların normalden fazla bir şekilde düzeltilmesi denenmelidir.

11-Pekiştirme, endokrin fonksiyon bozukluğu ile ilişkili kemik değişikliğine bağlıdır.

12-Oklüzyonun fonksiyonel adaptasyonu büyümeyle gerçekleşir.

13-Apikal kaide ya da apikal kaide sınırlaması pekiştirme için sorun teşkil etmektedir.

14-Mandibuler keserler bazal kemiğin üzerinde dik konumda olacak şekilde korunmalıdır.

15-Diş boyutlarındaki uyuşmazlıklar pekiştirmede problemlere yol açabilir.

16-Erken tedavi geç yaştaki tedaviye göre daha çok tercih edilir.

17-İnterkanin ve intermolar genişlikleri orijinal maloklüzyondaki ile aynı olacak şekilde korunmalıdır.

18-Fonksiyonel tedavi seçenekleri mümkün olduğunca tercih edilmelidir.

19-Hafif kuvvetlerin kullanımı istenmektedir.

20-Ark nedeniyle dişleri hareket ettirmede kısıtlamalar mevcuttur (15, 17).

### 2.1.9 Yardımcı retansiyon önlemleri

#### 2.1.9.1 Kontak yüzey aşındırmaları

Komşu dişler arasındaki kontakların yeniden şekillendirilerek, daha geniş ve daha düzgün hale getirilmesi işlemidir (48). Hafif – orta derecede (4-8 mm) çapraşıklığı olan ve keser protrüzyonunun istenmediği vakalarda kullanılır (49).

Kontak yüzey aşındırmaları ile dental ark uzunluğunda azalma meydana gelir. Ayrıca kontak noktalarının yüzey haline getirilmesi ile daha stabil bir oklüzyon sağlanarak, anterior bölgede overbite'ın artması iyi bir grup fonksiyonun sağlanmasına yardımcı olur (50).

#### 2.1.9.2 Suprakrestal fiberotomi

Ortodontik olarak tedavi edilen ve rotasyonu düzeltilen dişlerde relaps görülmesi yıllardır süregelen bir problemdir. Reitan, ortodontik olarak rotasyonu düzeltilen dişlerde 7 ay sonra suprakrestal periodontal liflerdeki (serbest dişeti ve transseptal lifler) bağ dokusu lif düzensizliklerinin ortaya çıkmasını köpekler üzerinde yaptığı çalışmasında histolojik olarak gösteren ve bu şekilde relaps için açıklama yapan ilk kişidir (51).

Pratik ve klinik açıdan supra alveolar yumuşak dokular ortodontik olarak tedavi edilen dişlerin nüksetmesine katkı sağlar. 1970 yılında Edward suprakrestal periodontal liflerin muhtemel rotasyon etkisini hafifletmek için basit ve etkili bir cerrahi teknik belirtmiştir (52). Campell, Moore ve Matthews ise prosedürü 'Suprakrestal fiberotomi' olarak adlandırmışlardır (53).

Suprakrestal fiberotomi rotasyonel relapsı yaklaşık %30 oranında azaltır. Maksillada mandibular labial segmente göre daha başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Suprakrestal fiberotomi tüm hastalarda başarılı sonuçlar vermeyebilir örneğin anormal kas fonksiyonuna sahip hastalarda fiberotomi sonrasında daha fazla keser rotasyonu görülebilir (30).

### 2.1.10 Pekiştirme apareyleri

Pekiştirme apareyleri sabit ve hareketli olarak ikiye ayrılır. Hareketli apareyler, dişlerin etrafının tamamen temizlenmesine olanak vermesi ve ihtiyaç halinde yarı zamanlı olarak kullanılabilmesi gibi avantajlara sahiptir. Ancak relapsın oluşmaması için bazı durumlarda tüm gün kullanılmaları gerekebilmektedir bu amaçla da sabit pekiştirme apareylerine ihtiyaç duyulmaktadır (3).

1881 yılında Smith keserlerin labialinde yer alan barlı bir aparey icat etmiştir (54). Jackson ilk defa yeni kemik yapımı için sabit retansiyon apareylerinin kullanılmasından bahsetmiştir (55). Tweed ise premolar bantlarından destek alan lingual barın kullanımını önermiştir (56).

#### 2.1.10.1 Hareketli pekiştirme apareyleri

##### 2.1.10.1.A.Hawley aygıtı

Bugüne kadar en yaygın kullanılan hareketli pekiştirme aygıtı olan Hawley apareyi, 1920'li yıllarda aktif hareketli aparey olarak tasarlanmıştır.

Palatal ya da lingual kısmı çoğunlukla akrilikten yapılmıştır. Palatal mukozayı tamamen kaplayabildiği gibi dişlerin dil ile temas eden kısımlarında at nalı şeklinde ve sınırlı bir mukozayı kaplayacak şekilde de tasarlanabilir. 0,020 x 0,036 inç yuvarlak paslanmaz çelik telden bükülen labial ark, dört ya da altı maksiller ön dişe temas edecek şekilde tasarlanır.

Labial arkta yer alan 'U' bükümlerinin uç kısımları lateral ve kanin dişlerin arasında seyrederek palatal bölgede sonlanacak şekilde modifiye edilebilir. Sonlanım noktasının premolar ve kanin diş arasına yerleştirilmemesinin nedeni, kapatılan boşlukların yeniden açılmasının önlenmesi ve oklüzyon için engel oluşturmamasıdır.

Tutucu eleman olarak ise molarlara yerleştirilen 'C' kroşeler tasarlanmıştır. Bu şekilde dişler palatinal taraftan akrilik, bukkal taraftan da labial ark ile desteklenerek rotasyonların oluşması engellenir (12, 17) (Resim 2.1).

Hawley apareyinin kırılgan bir yapıya sahip olmaması yemek yeme sırasında kullanılabilir olmasını sağlar. Ayrıca retansiyon süresince posterior bölgede kapanışa izin vermesi, labial arkın basit aktif diş hareketlerini sağlamak için modifiye edilebilmesi ve eğer gerekli ise düzeltilen derin kapanışın geri dönmesini engellemek adına anterior bite plane şeklinde modifiye edilebilmesi gibi avantajlara sahiptir (3). Aynı zamanda diş eksikliği olan hastalarda, apareyin akril yüzeyine diş eklenerek estetik ve fonksiyonel sonuçların sağlanmasına katkıda bulunur (17).

Resim 2.1: Üst ve alt çene Hawley Apareyi (57) 58)

**2.1.10.1.B. Essix**

Essix, ilk defa Shanks tarafından şeffaf plak olarak adlandırılmış ancak detaylı olarak 1971 yılında Ponitz tarafından tanıtılmıştır. Bu tanıma göre, 0,025 inç (0,06 cm) kalınlığında olacak şekilde vakum altında şekillenen termoplastik materyaller kullanılarak hazırlanan, dişlerin oklüzal, lingual ve fasiyal yüzeylerini saran şeffaf plaklardır (58) (Resim 2.2).

Essix apareyinin şeffaf ve ince olması çoğu hastanın tercih sebebini oluşturmaktadır. Günümüzde maksiller arkta en çok kullanılan pekiştirme apareyi olan Essix, diğer pekiştirme apareylerine kıyasla yüksek memnuniyet oranına sahiptir.

Ancak tüm bu avantajlarının yanında bazı limitasyonlara da sahiptir:

1. Dişlerin oklüzal yüzeyini kaplayan materyal kalınlığının olması problem oluşturabilmektedir. Bu durumda, problemi çözmek amacıyla oklüzal kontak noktalarında küçük delikler oluşturulması ya da üst arkta Essix, alt arkta sabit pekiştirme apareyinin kullanılması yöntemleri tercih edilebilir.
2. Essix, dişlerin seviyesini korurken, derin kapanışın kontrolünde Hawley sabit pekiştirme apareyi kadar iyi değildir.
3. Birkaç ay sonra kırılma ve renklenme gibi problemler oluşabilir (17).

Resim 2.2: Üst çene Essix plağı (59)

**2.1.10.1.C.Tooth positioner**

1945 yılında Kesling adlı araştırıcı tarafından ilk kez bahsedilmiştir ve apareyin bant ve ark telleri olmadan bitirme aşamasında kullanılabileceği gibi pekiştirme apareyi olarak da kullanılabileceği rapor edilmiştir (60) (Resim 2.3).

Positioner apareyi, standart hareketli pekiştirme apareylerinden farklı olarak büyüme kontrolü amacıyla kullanılabilmektedir. Sınıf 3 relaps eğilimi olan bir hastada, çenelerin aşağı ve arkaya doğru rotasyonuna izin verecek şekilde yapılması retansiyon için daha faydalı olabilir. Aynı zamanda positioner apareyinin orijinal maloklüzyonundan biraz daha abartılı yapılması iskeletsel Sınıf 2 ya da open bite büyüme potansiyeline sahip hastalarda yararlı olabilir. Ancak bir fonksiyonel aparey ya da gece zamanlı kullanılan enseliğe göre büyümenin kontrolü açısından daha az yararlıdır (17).

Hasta kooperasyonu gerektirmesi, büyük olması, düzeltilmiş rotasyonların korunmasında yetersiz olması gibi dezavantajlara sahiptir (15).

Aparey tedaviden sonraki ilk 48 saat, yemekler dışında tam zamanlı olarak, daha sonraları gün içerisinde 4-6 saat çiğneme egzersizleri ile birlikte geceleri ise tam zamanlı kullanılması gerekmektedir. Genel olarak 2-4 ay kullanılması istenmektedir.

Resim 2.3: Tooth Positioner (61)

**2.1.10.1.D.Wraround pekiştirme apareyi**

Full ark wraround pekiştirme apareyi, dişleri mevcut pozisyonlarında sıkıca tutar. Ancak bu durum tam bir avantaj değildir. Çünkü sabit pekiştirme apareyi her bir dişin bireysel hareketine izin vermeli ve periodontal ligament (PDL) in organizasyonuna teşvik etmelidir. Bunun yanında estetik bir tutucudur ancak Hawley sabit pekiştirme apareyine göre daha konforsuz olup overbite düzeltiminde etkili olmama ihtimali bulunmaktadır. Esas endikasyonu periodontal hasarlı dişlerin splintlenmesidir (Resim 2.4).

Wraround pekiştirme apareyinin bir modifikasyonu olan kanin-kanin arası clip-on sabit pekiştirme apareyi alt anterior bölgede sıklıkla kullanılmaktadır. Mandibular posterior bölgedeki dişler ortodontik tedavi sırasında iyi hizalanırsa genellikle bu bölgedeki dişlerin retansiyona ihtiyacı olmamaktadır. Aynı zamanda maksiller ön bölgede de sadece yeniden boşluk açılmaması ve rotasyonların oluşmaması için kullanılabilmektedir (17).

Resim 2.4: Üst ve Alt Çene Wraround Apareyi (62)

#### 2.1.10.1.E. Ricketts pekiştirme apareyi

Çekimli tedavilerde boşlukların yeniden açılmasını engellemek amacıyla kullanılır (63) (Resim 2.5).

Resim 2.5: Ricketts Pekiştirme Apareyi(64)

#### 2.1.10.1.F. Jensen apareyi

Vestibul arkın farklı olduğu ve molarlarda C kroşeleri olan hareketli pekiştirme apareyidir. 0,017 x 0,025 inç köşeli telden yapılan vestibül ark, lateral dişler arasında seyrederek keserlerdeki torkun kontrolünü sağlar (63).

#### 2.1.10.1.G. Van Der Linden pekiştirme apareyi

Hawley pekiştirme apareyindeki vestibül arkının farklı dizayn edilmiş şeklidir (63).

### 2.1.10.2 Sabit retansiyon apareyleri

Farklı dizayn ve kullanım teknikleri bulunan sabit pekiştirme apareyleri çok uzun süredir ortodontide retansiyon amacıyla kullanılan metotlardan birisidir (65). Literatürde ilk sabit pekiştirme apareyi, 1965 yılında Newman tarafından kullanılmıştır (66). En önemli özelliklerinden birisi de dişin konumunu korurken, fizyolojik diş hareketlerine olanak tanımasıdır. Bu duruma ek olarak;

- Hasta kooperasyonuna olan ihtiyacın azaltılması
- Estetik olmaları
- Alt labial segmentte daha az relaps göstermeleri gibi avantajlara sahiptir.

Dezavantajları ise;

- Yerleştirilmelerinin zaman alıcı olması

- Hassas teknik gerektirmesi
- Plak ve tartar akümülasyonundan korunmanın zor olabilmesidir (65).

Sabit pekiştirme apareylerinin kullanılmasında 4 esas endikasyon vardır:

1. Geç büyüme dönemi boyunca, alt keser dişlerin pozisyonlarının korunmasında kullanılmaktadır. Özellikle alt keser dişler tedaviden önce düzensiz konumda iseler, 16-20 yaşları arasındaki küçük miktarda gözlenen değişim bile keser çapraşıklığının yeniden oluşmasına neden olabilmektedir.
2. Kapatılan boşlukların korunması amacıyla sabit pekiştirme apareyler uygulanabilmektedir. Özellikle maksiller kesici bölgesinde mevcut olan diastemalar için önem arz etmektedir. Hatta frenektomi uygulandıysa santral kesiciler arasında yeniden boşluk oluşma eğilimi vardır. Bu amaçla kullanılabilecek en iyi sabit pekiştirme apareyi fleksible tellerdir (Resim 2.6).
3. İmplant ya da köprü uygulanacağı zaman var olan boşluğun korunması amacıyla kullanılabilmektedir.
4. Erişkinlerde kapatılan çekim boşluklarının korunmasında kullanılabilmektedir. Özellikle iskeletsel ankraj kullanılarak posterior dişlerin öne getirildiği geniş çekim boşluklarının kapatıldığı durumlarda sabit pekiştirme apareylerinin kullanılması daha iyi sonuçların alınmasını sağlayabilir (17).

Resim 2.6: Maksiller keser dişler arasındaki diastemanın korunması için uygulanan lingual sabit pekiştirme apareyi (17)

Sabit pekiştirme apareyleri teller ve kompozitler olmak üzere iki ana materyalden oluşur:

- **Kullanıldıkları teller açısından jenerasyonlar:**

**1. Jenerasyon:** 0,025 x 0,036 inç yuvarlak paslanmaz çelik veya Blue Elgiloy tellerdir. Terminal uçlarında tutuculuk için loop bükümleri bulunur ve sadece kaninlere yapıştırılırlar.

**2. Jenerasyon:** 0,032 inç üç katlı sarmal tellerden oluşur. Tüm anterior segmente yapıştırılır. Sarmal tellerin düz yüzeyli tellere göre; mekanik retansiyonlarının fazla olması, fizyolojik diş hareketlerine olanak tanıması gibi avantajlarından dolayı tercih edilmiştir. Plak birikimi yönünden de düz yüzeyli teller arasında anlamlı fark bulunamamıştır.

**3. Jenerasyon**: 0,030 inç altın kaplı veya 0,032 inç paslanmaz çelik telin 90 mikron kalınlığında kumla işlenmesiyle elde edilir. Alt çenede tüm anterior segmente yapıştırılır.

**4. Jenerasyon**: 0,0215 inç beş katlı koaksiyal sarmal telden oluşur.

**5. Jenerasyon:** 0,032 inç kumlanmış düz blue elgiloy teller olup sadece kaninlere yapıştırılır (13).

- **Fiberle güçlendirilmiş rezin kompozit sabit pekiştirme apareyleri:**

Son yıllarda fiberle güçlendirilmiş rezin kompozit (FRC)'ler diş hekimliği uygulamasında kendine yer bulmaktadır. Materyal özelliklerini güçlendirmek için fiberlerin, rezin kompozitine katılması bazı klinik uygulamalar için belirtilmiştir. Bunlar; periodontal diş splinti, kayıp dişin yerleştirilmesi, maryland köprü, total protez onarımı, overdenture komponentleri, post ve core materyallerin yapımında kullanılmaktadır (67).

Ortodontik fiber rezin kompozit materyali ise aktif ve pasif uygulamalarda kullanılmaktadır: Ankraj ünitelerinin arttırılması ve ortodontik tedavi sonrası retansiyon uygulamaları örnek olarak verilebilir (68).

Fiberler yüksek mekanik özelliklerinin yanında iyi estetik özelliklere sahiptir. Fiberle güçlendirilmiş rezin kompozitlerin avantajları arasında kabul edilebilir yüksek biyouyumluluğa sahip olmaları yer almaktadır. Fiberle güçlendirilmiş rezin kompozitler metal içermez bu nedenle metal alerjisi veya Manyetik Rezonans Görüntüleme ihtiyacı olan hastalarda endikedir. Diğer bir önemli özelliği ise estetik oluşudur. Özellikle ortodontik tedavi isteyen erişkin hastalarda daha da önem arz etmektedir. (69)

1987 de Diamond (70) ve 1990 yılında Orchin (71) çok sarımlı tel yerine glass fiberi tanıtmışlardır. Başlangıçta saf glass fiber materyali emdirilmiş kompozitlerden üretilirken daha sonraları silanize glass fiber içeren kompozit polimetilmetakrilat matriksten gibi ürünler piyasaya sunuldu.

Fiberle güçlendirilmiş rezin kompozit sabit pekiştirme apareyinin klasik twist-flex sabit pekiştirme apareyine göre en önemli avantajı yüksek şeffaflık özelliğidir (7). Bu nedenle insizal kenara yakın yapılabilmektedir. Bu durum hem biyolojik hem de mekanik yönden bir avantajdır. Biyolojik açıdan, insizal kenara yakın yerleştirilen bir sabit pekiştirme apareyi oral hijyen yönünden önemlidir çünkü gingival marjinden uzak olması, gingival sağlığın korunmasını kolaylaştırır (7).

Biyomekenik yönden avantajı ise, tekrarlanan çiğneme kuvvetlerinin uygulama noktası insizal kenardadır. Bu kuvvetler dişlerde mikro hareketlere neden olur ve oluşan stres sabit pekiştirme apareyine iletilir. Ne kadar insizal kenardan uzakta konumlanırsa çiğneyici kuvvetlere karşı kırılma etkisi o kadar artar. Bu nedenle sabit pekiştirme apareyinin en uygun yerleşimi olabildiğince insizal kenara yakın olmalıdır (7).

Tüm bu avantajlarının yanında bazı dezavantajlara da sahiptir. Fiberle güçlendirilmiş rezin kompozit içerikli sabit pekiştirme apareyleri, uzunluğu boyunca kompozit materyali ile desteklenmek zorundadır. Bu nedenle interproksimal kontaklara kadar uzanan kompozit materyali olmalıdır. Bu durum da diş taşı ya da çürük oluşmasında büyük bir etkendir. Ayrıca FRC komponentlerinin rijit olması adeziv üzerinde stres birikmesine ve fizyolojik diş hareketlerinin azalması ve son olarak klinik uygulamasının hassas olması dezavantajlarını oluşturur (7).

- **Bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli imalat (CAD/CAM) sabit pekiştirme apareyi**

Günümüzde intraoral taramada görülen popülerlik artışı, ortodontik tedavinin planlanması, tasarlanması ve uygulanması açısından yeni yollar açmaktadır.

İntraoral üç boyutlu (3D) veriler, teşhis veya ortodontik apareylerin üretilmesi amacıyla hastaların ölçüleri ya da modelleri masaüstü tarayıcılar ya da dijital çalışma modelleri taranarak oluşturulabilir. İki boyutlu tarama tekniği, aljinat ile alınan ölçüye kıyasla daha hızlı olmayabilir ancak personel zamanının azalması ve hasta için daha konforlu olması ile birlikte 3D modelin daha iyi bir mukavemete sahip olması, modellerin insizal kenarlarından kırılma riskinin olmaması, sabit pekiştirme apareyi modeller evde ya da

hastada olacak şekilde depolanabilir olması ve herhangi bir zamanda yeni bir sabit pekiştirme apareyi gerekmesi durumunda verilerin tekrar kullanılabilir olması avantajları arasında yer almaktadır (72).

Memotain, özel kesilmiş nikel titanyum telinin CAD/CAM kullanılarak üretilmesi olarak tanımlanmaktadır (73). Memotain telleri, telin 0,4 mm × 0,4 mm (0,0165 × 0,0165 inç) boyutlu bir düzlemde olmasını sağlayan düz bir tabakadan, makine ile kesilir (72). Dijital olarak tasarlanmış CAD/CAM teknolojisi sayesinde, %100 hassas ve pasif CAD/CAM tutucu, uzun vadeli bir ortodontik tedavi sonucunu garanti eder. Taşıyıcı, bu amaçla özel olarak geliştirilmiş ve patentli bir bilgisayar destekli işlemle ayarlanmıştır. Taşıyıcı silikon ürün, doktor için sabit pekiştirme apareyinin yerleştirilmesi ve yapıştırılmasını önemli ölçüde basitleştirerek, harcanan süreyi en aza indirir ve sabit pekiştirme apareyinin en uygun şekilde takılmasını sağlar (74). CAD/CAM sayesinde tutucu hassasiyeti en üst düzeye çıkartılabilir, tutucu dayanıklılığı ve hasta konforu arttırılabilir.

Memotain telinin üretimi amacıyla ilk olarak dişler intraoral tarayıcı ya da aljinat model kullanılarak taranır. Daha sonra lingual sabit pekiştirme apareyler konusunda uzun deneyime sahip profesyonel bir ortodontist, 3D modelleme yazılımını kullanarak sabit pekiştirme apareyini dizayn eder. Ardından bilgisayar destekli lazer kullanılarak workpiece nitinol bloktan çıkarılır. En son aşama olarak elektropolishing uygulanır. Bu üretim tekniğinden dolayı elde edilen hassasiyet ve kalite mevcut geleneksel üretim yöntemini (çelik telin elle bükülmesi) kullanılarak elde edilemez (74).

CAD/CAM sabit pekiştirme apareyi, 0,012 x 0,012 inç veya 0,3 x 0,3 mm kalınlığında nitinolden üretilen köşeli arklardan elde edilir. Yapay elastik materyal olan nitinol, dişlerin fizyolojik hareket kabiliyetine izin verir ve bu durum paradonsiyum için çok önemlidir. Splintin daha az rijit olması gerginliğin azalmasına ve bu durumda daha az kusurla sonuçlanır.

CAD/CAM sabit pekiştirme apareyinin avantajları; mükemmel uyum, optimal konumlandırma, kolay yerleştirme, nitinol içermesi, elektropolishing ile materyalin yüzey pürüzlülüğünün azaltılması, daha iyi dayanıklılık göstermesi, hastalar ve doktorlar için maksimum konfor sağlaması, muamele sonuçlarının maksimum güvenli olması, CAD/CAM tutucuların bükülmesinin imkânsız olması, minimum ortodontik

takip tedavi gerektirmesi ve daha yüksek hasta memnuniyeti göstermesi olarak sayılabilir (75).

## 2.2. Lazer

Açılımı "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation" olan lazer yaklaşık 50 yıl önce Gordon Gould tarafından bulunmasına rağmen, ilk bilimsel veriler Albert Einstein'ın, 1917 yılında 'uyarılmış ışıma' teorisini ortaya atmasına dayanmaktadır (76).

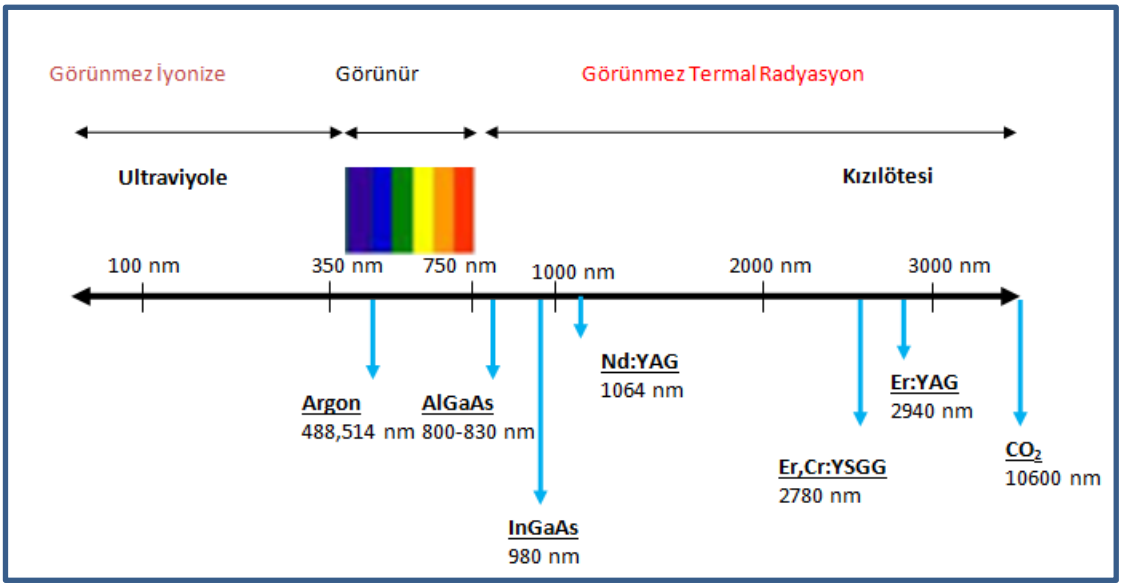
İlk lazer cihazı 1960 yılında Thedore Harold Mainman tarafından, alüminyum oksit ve kromyum oksitten yapılmış sentetik yakut kristali kullanılarak geliştirilmiştir (77).

Lazer ışını, tıp alanında ilk defa 1963 yılında kullanılırken, diş hekimliğinde ise 1989 yılında kullanıma sunulmuştur (78).

Işık hem dalga hem de partikül gibi davranabilme özelliği olan elektromanyetik bir enerjidir. Lazer ışını görünür ışıktan bazı farklılıklara sahiptir. Görünür ışık birçok renk içerirken, lazer ışını monokromatiktir. Lazer cihazının ürettiği tüm ışık dalgalarının aynı fazda, aynı dalga boyunda ve aynı yönde olmasına koherentlik denmektedir (79).

Lazer cihazlarının merkezinde bulunan boşluk içerisine konulacak olan materyal o lazerin adını belirlediği gibi katı, sıvı ve gaz halinde olabilir. Lazer cihazının içerisinde iki adet ayna bulunur ve içeride oluşan fotonlar paralel hale getirilerek, cihaz dışına ışık enerjisi olarak gönderilir (79).

Diş hekimliği uygulamalarında kullanılan lazerlerin dalga boyu 488-10600 nm arasında değişmekte olup elektromanyetik spektrumun iyonize olmayan kısmı içerisinde olup ve termal radyasyon yayarlar (5).




Şekil 2.1: Dental lazerlerin elektromanyetik spektrumdaki dalga boyları (80)

### 2.2.1 Diş hekimliğinde kullanılan lazerler

Günümüzde diş hekimliğinde en sık kullanılan lazerler; Argon, Nd:YAG, diyot, $CO_2$, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler olup aktif ortamları ve süspansiyon durumlarına göre adlandırılmışlardır.

Dental tedavi sırasında lazerlerin hedef dokular üzerindeki etkileri dalga boyuna, lazerin gücüne, maruz kalma süresine ve dokuya verilen enerji miktarına bağlıdır.

Diş hekimliğinde lazerler; maksiller veya lingual frenektomi, kron uzatma, kompozit polimerizasyonu, kanama bozukluklarının kontrolü, çürük tespiti ve temizlenmesi, ağrının azaltılması, aşırı duyarlılığın tedavisi, gingivektomi, gingivoplasti, yumuşak doku lezyonları ve aftöz ülserlerin tedavisi gibi alanlarda etkili bir şekilde uygulanabilir (81).

#### 2.2.1.1 Argon lazer

Aktif maddesi argon gazı olan lazer, iki dalga boyunda ışık üretir. 488 nm mavi ışık, kompozit materyallerinin polimerizasyonunda kullanılırken, 514 nm mavi-yeşil ışık hemosiderin ve melanin gibi pigment içeren dokularda maksimum absorbsiyona sahiptir. Argon lazerin her iki dalga boyunun da pigment içermeyen ve sert dokular üzerindeki absorbsiyonu zayıftır (5). Bu lazer dişeti cerrahisinde hemorajik kontrol ve transillüminasyon özelliği ile diş yüzeyindeki çatlak ve çürüklerin tespiti amacıyla kullanılmaktadır (81).

#### 2.2.1.2 $CO_2$ lazer

Aktif maddesi $CO_2$ gazı olan bu lazer 10600 nm'de gözle görülebilen ışık üretir. Bu dalga boyu suda çok yüksek absorbsiyon ile diğer dental lazerlere kıyasla hidroksiapattitte en yüksek absorbsiyona sahiptir (5). $CO_2$ lazerin hızlı yumuşak doku çıkarımı, mükemmel hemostaz ve sığ penetrasyon derinliği gibi bazı avantajları vardır. Bu yüzden yumuşak doku cerrahisinde sıklıkla kullanılır. Bununla birlikte, $CO_2$ lazer kullanılırken, sert doku uygulamaları için uygun olmamalarından dolayı yumuşak doku ameliyatı alanını çevreleyen diş yapısı dikkatle korunmalıdır (82).

#### 2.2.1.3 Erbium lazerler

Günümüzde dental uygulamalar için en sık kullanılan lazerlerdir. Diş hekimliğinde Er:YAG ve Er,Cr:YSGG türleri kullanılmaktadır. Er:YAG lazerde (2940 nm) aktif madde olarak YAG bulunurken, Er,Cr:YSGG lazeri ise (2790 nm) ise solid yttrium, skandiyum ve garnet içermektedir (5).

Her iki dalga boyunda da yüksek hidroksiapatit absorpsiyonu ve diğer dental lazerlere kıyasla en yüksek su absorpsiyonuna sahiptir. Kemik ve dişin her ikisi de çok miktarda hidroksiapatit ve su içerdiğinden, sert doku çıkarılmasında erbiyum lazerleri başarılı bir şekilde kullanılabilir (83).

#### 2.2.1.4 Er:YAG lazer

Er:YAG lazerlerin diş sert dokuları üzerinde uygulanabileceği 1997 yılında Gıda ve İlaç İdaresi tarafından onaylanmıştır (5, 84). Ancak termal etki yaratabileceğinden dolayı su soğutmasıyla beraber kullanımı önerilmiştir. Er:YAG lazerlerin çürük dokusunu etkili bir şekilde temizlediği ve smear tabakasını uzaklaştırarak dentin tübüllerini ortaya çıkardığı bir çok çalışmada gösterilmiştir (85, 86). Ancak, mine rezin bağlantısının incelendiği bazı çalışmalarda konvansiyonel yöntemlere göre daha az etkili olduğu bulunmuştur (87, 88). Ayrıca klinikte diş dokularını uzaklaştırmada yeteri kadar hızlı olamaması nedeniyle kullanım alanı kısıtlanmıştır (89).

#### 2.2.1.5 Er,Cr:YSGG lazer

0-6 W ve 10-50 Hz değerleri arasında çalışılabilen, ayarlanabilir su ve hava oranı ile 360 derece dönebilen düşük ışınlı diyot (LED) ışıklandırma sistemine sahip başlıkla kullanılabilen cihazlardır (90).

Er,Cr:YSGG lazerlerin hava-su soğutma özelliğinin olması dokular üzerinde istenmeyen termal artışa sebebiyet vermez (91). Kullanılan lazer başlığından çıkan su termal artışın önlemesinin yanında, aynı zamanda elektromanyetik enerjiyle daha küçük su partiküllerine dönüştürülerek diş sert dokuları ve yumuşak dokular üzerinde kesme işlemlerinde aktif olarak rol oynamaktadır. Elektromanyetik enerjiyle güçlenen bu su partikülleri dokular tarafından emilerek doku yüzeyindeki hücrelerde ablasyona sebep olur. Er,Cr:YSGG lazer kullanımından sonra diş sert doku yüzeyinde smear tabakasının mevcut olmadığı ve düşük oranda debrisin olduğu gözlenmiştir (92).

Er,Cr:YSGG lazer cihazının temassız çalışabilmesi, basınç, sürtünme ve vibrasyon özelliklerini ortadan kaldırarak hastada oluşabilecek korku ve ağrı hislerinin azalmasını sağlayabilmektedir. Ayrıca diş sert dokularında karbonat fosfat oranını azaltarak diş yüzeyinin aside direncinin arttırılmasında rol oynar (93).

#### 2.2.1.6 Nd:YAG lazer

Nd:YAG lazer garnet kristali ile nadir toprak elementleri olan yitrium ve alüminyumun kombine edilmesi ve neodminyum iyonun eklenmesi ile oluşan katı aktif maddeye sahiptir. Elektromanyetik spektrumda kızılötesine yakın bir alanda görülmektedir (5). Argon lazerle karşılaştırıldığında, Nd:YAG lazer melaninde daha fazla absorbe edilirken, hemoglobinde daha az absorbe edilir. Dental sert dokulardaki absorbsiyon miktarı oldukça düşük olmasından dolayı sağlıklı mineye herhangi bir zarar verilmeden yüzeyel çürük lezyonlarının temizlenmesinde kullanılabilmektedir (94). Ayrıca Nd:YAG lazer kalın bir koagülasyon tabakası ve güçlü hemostaz etkisi nedeniyle yumuşak dokularda uygulanan cerrahi işlemler sırasında kanama kontrolü açısından tercih edilebilmektedir (95).

#### 2.2.1.7 Diyot lazer

Alüminyum veya indium, galyum ve arsenik kombinasyonlarından oluşan yarı iletken kristallerden üretilen katı-aktif ortama sahip olan lazerlerdir. Diş hekimliğinde 800-980 nm arasındaki dalga boylarında kullanılmaktadır (96).

Diyot lazerlerin bütün dalga boyları, pigmente dokularda yüksek absorbsiyon özelliğine sahip oldukları için derin penetrasyon gösterirler. Hemostatik özellik olarak argon lazerler kadar başarılı değillerdir. Diş sert dokularındaki absorbsiyonlarının az olmasından dolayı, diş yüzeyine yakın çalışılması gereken yumuşak doku cerrahilerinde

rahatlıkla kullanılabilir (5). Ayrıca floresan özelliğinden dolayı çürük tespitinde de kullanılabilmektedir (97).

Diyot lazerler, ekonomik ve taşınabilir olmaları, kompakt yapı göstermeleri nedeniyle diş hekimliğinde geniş kullanım yeri bulmuştur (95).

| Diş hekimliğinde sık kullanılan lazer sistemleri | Dalga boyu (nm) | Etkilenen doku | Biyolojik komponentler tarafından emilimi |
|---|---|---|---|
| Argon | 488 ve 514 nm | Yumuşak | Melanin, hemoblobin |
| Diyot | 810-940 nm | Yumuşak | Melanin, hemoglabin |
| Nd:YAG | 1064 nm | Yumuşak | Melanin, hemoglabin |
| $CO_2$ | 10600 nm | Yumuşak | Su, hidroksiapatit |
| Er:YAG | 2940 nm | Sert ve yumuşak | Su, hidroksiapatit |
| Er,Cr:YSGG | 2780 nm | Sert ve yumuşak | Su, hidroksiapatit |

Şekil 2.2: Diş hekimliğinde sık kullanılan lazerlerin dalga boyları, etkiledikleri dokular ve biyolojik komponentler tarafından emilimi (98)

### 2.2.2 Ortodontide lazer kullanımı

Diş hekimliğinde kullanılan lazerler, ortodontik kuvvet sonucu gözlenen ağrının azaltılması, diş hareketi ve alveolar kemik remodelinginin uyarılması, seramik braketlerin sökülmesinin kolaylaştırılması, mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi, pürüzlendirme sonrası minenin asit ataklarına olan direncinin arttırılması, frenektomi, papillektomi, gingival insizyon gibi minör cerrahi işlemlerde kullanılabilmektedir (81).

## 2.3. Mine Pürüzlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler

### 2.3.1 Asitle pürüzlendirme tekniği

Asitle pürüzlendirme mine yüzeyinin, düşük enerjili hidrofobik yüzeyden daha yüksek enerjili olan hidrofilik yüzeye değiştirerek yüzeyin ıslanabilirliğini ve yüzey gerilimini arttırdığı ve böylelikle tutuculuk üzerinde olumlu etki ettiği belirtilmektedir. Asit ile pürüzlendirme sonrası adezyon artışı ilk defa Buonocore tarafından 1955 yılında %85 fosforik asit kullanılarak gösterilmiştir (99).

Mine yüzeyine olan bağlanma kuvvetinin arttırılması amacıyla fosforik asitten farklı olarak poliakrilik asit, maleik asit, sitrik asit, oksalik veya nitrik asit de

kullanılabilmektedir (100-102). Günümüzde ise sıklıkla %35-37'lik fosforik asit kullanılmaktadır (103).

Fosforik asit mine prizmaları üzerinde üç farklı şekilde etki göstermektedir:

- Diş minesinin en dış tabakasının uzaklaştırılması böylece yüksek ıslanabilirlilik gösteren yüzeyin oluşmasını sağlar.
- Organik debrisin uzaklaştırılmasını böyle daha temiz bir yüzeyin oluşmasını sağlar.
- Mine yüzeyinde girintilerin oluşmasını ve bu şekilde yüzey alanının arttırılmasını sağlar (104).

Uygulanan asidin çeşidi, konsantrasyonu, formu ve uygulanma süresi asidin mine yüzeyinde oluşturduğu etkisini değiştirmektedir. Yapılan çalışmalar sonucunda asidin, daimi dişlerde 15 saniye süreyle uygulanmasının yeterli olduğu belirtilmiştir (105).

### 2.3.2 Lazerle pürüzlendirme yöntemi

Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesinde $CO_2$, Nd:YAG, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler kullanılmaktadır.

$CO_2$ lazerler, düşük dozlarda uygulandığında erime ve yeniden kristalleşmeye neden olarak minede kimyasal değişiklik sağlarken, oluşturdukları porlar ve küçük köpük benzeri girintiler ile minenin fiziksel özelliklerinde değişiklik sağlayarak mine yüzeyinde pürüzlülük oluştururlar.

Nd:YAG lazerler de mine üzerinde pürüzlendirme oluşturmaktadır. Ancak bazı çalışmalarda mine yüzeyinde erime ve çatlaklara sebebiyet vermesinden ve yüksek termal etkiler oluşturduklarından bahsedilmiştir (5, 106).

Er:YAG lazerin mine yüzeyine uygulanmasında termal hasar görülmeksizin hidroksiapatit kristallerini selektif olarak kaldırdığı ve düzensiz bir yüzey oluşturarak mekanik adezyonu arttırdığı bilinmektedir (106).

Er,Cr:YSGG lazer ise mine ve dentin üzerindeki hidroksil grupları üzerinde etki göstererek mikro ve makro çatlaklar meydana getirir. Organik bileşiklerin hidrate olup buharlaşması ve iç basıncın artması bunun sonucunda da inorganik bileşenlerin patlayarak uzaklaşması şeklinde etki göstermektedir (107).

### 2.3.3 Air-abrazyon yöntemi

Alüminyum oksit partiküllerinin yüksek hava basıncı vasıtasıyla diş yüzeyine fırlatılarak mine yüzeyinin pürüzlendirildiği bir tekniktir. Bu teknik ile, kullanılan

materyalin partikül büyüklüğü, şekli ve hızı, abraziv maddenin sertliği, uygulama süresi, uygulama mesafesi ve açısı, hava basıncı ve pürüzlendirilen yüzeyin yapısına bağlı olarak mine yüzeyinde oluşan düzensizlik değişebilmektedir (108).

Air-abrazyon yöntemi ve asit ile pürüzlendirme yöntemlerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda, air-abrazyon yöntemi ile pürüzlendirilen mine yüzeylerine yapıştırılan braketlerin daha düşük bağlanma dayanımına sahip olduğu belirtilmiştir (109-111).

Air-abrazyon yönteminin dezavantajları arasında çevreye partiküllerin saçılması ve kullanımının klinikte çok fazla pratik olmaması gibi nedenler sayılabilir (112).

## 2.4. Yüzey Görüntüleme Yöntemleri

### 2.4.1 Taramalı elektron mikroskobu

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), yüksek voltaj ile hızlandırılan elektronların, inceleme yüzeyine uygulanarak taratılması ve bu şekilde görüntü elde edilmesi prensibiyle çalışmaktadır. Taramalı elektron mikroskobu ile incelenen maddenin morfolojisi, kimyasal yapısı, içeriği ve içeriğini oluşturan materyallerin düzeni hakkında bilgi edinilmektedir (113).

### 2.4.2 Atomik kuvvet mikroskobu

Atomik kuvvet mikroskobu (AFM), uç ile yüzey arasındaki atomlar arası etkileşmeleri esas alarak yüzeyin angstrom seviyesinden 100-150 mikrona kadar ölçülebilmesine imkân veren cihazlardır. AFM, incelenmesi planlanan yüzeyin pürüzlülüğü, kusurları ve bu kusurların yoğunluğunun değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (114).

Herhangi bir vakuma ihtiyaç olmadan hava ve sıvı içerisinde çalışılabilmesi, AFM'nin diğer tekniklere göre avantajını oluşturmaktadır. Görüntü elde edilmesinde yüzeyin kaplama yapılmasına gerek yoktur ve bu şekilde örneklerin yüzeyinde herhangi bir zarar oluşturmamaktadır. Ayrıca çözünürlük olarak SEM'e göre daha güzel görüntü vermektedir. Diğer yöntemlerle kıyaslandığında, görüntü kalitesinin ucun eğrilik yarıçapına bağlı olması ve piezoelektrik materyalden etkilenmesi dezavantajlarını oluşturmaktadır (114).

### 2.4.3 Geçirmeli elektron mikroskobu (TEM)

İncelenen yüzeyin içerisinden geçirilen yüksek enerjiye sahip elektronların görüntülenmesi sistemine dayanır. Temelde optik mikroskoplara benzerken tek farkı

ışık ışını yerine elektron kullanılmasıdır. Geçirmeli elektron mikroskobu incelen yüzeylerin mikro yapısal özelliklerinin tespit edilmesinde kullanılmaktadır ve yüzeylerin incelenebilmesi için örnekler oldukça ince olacak şekilde hazırlanmalıdır (115).

# 3. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmamız için Gaziantep Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 27.02.2017 tarih ve 47 sayılı karar ile etik onayı alınmıştır. Çalışmamızda kullanılacak örnek sayısının belirlenmesi amacıyla istatistiksel güç analizi (G Power, version 3.0.10, Kiel, Almanya) hesaplamasına göre, %5 yanılma ile %80 güç değerinin sağlanabilmesi amacıyla her bir grupta 30 adet alt keser dişin (15 blok) olması gerektiği belirlenmiştir.

## 3.1. Örneklerin Toplanması

Dental tedavi görmekte olan hastalardan, periodontal problem nedeniyle çekim endikasyonu konulmuş alt keser dişler seçilerek aralarından çürük, kırık, çatlak, dolgu veya anormal olan dişler ayrılarak 270 sağlam alt kesici diş toplandı.

Toplanan dişlerde ilk olarak ultrasonik aletler ile mekanik debridman yapılarak, timol solüsyonunun içerisinde çalışmanın yapılabilmesi için saklandı. Saklama solüsyonları ayda bir değiştirilip çekilen dişlerin saklanma süresi en fazla 6 ay olarak belirlendi.

## 3.2. Örneklerin Hazırlanması

Keser dişlerin ağız içerisindeki konumlarını yansıtabilmek adına, çiftler halinde kontak noktalarında temas olacak şekilde, kimyasal olarak sertleşen akrilik rezinden oluşan blokların içerisine gömüldü. Dişlerin kökleri, dişin uzun aksı akril bloğa dik olacak şekilde yerleştirildi ve toplamda 135 blok hazırlanmış oldu.

**Diş blokları toplamda 9 gruba ayrılmıştır:**

**Transbond XT etching jel sistemi; (3M Unitek, Monrovia, CA, USA)**

**Grup 1:** 0,016 × 0,022 inç ölü yumuşak sekiz sarımlı tel (Bond-A-Braid, Reliance; group II)

**Grup 2:** CAD-CAM destekli lingual sabit pekiştirme apareyi (Memotain, CA Digital, Mettmann, Germany,)

**Grup 3:** Everstick Ortho (E-glass) lingual sabit pekiştirme apareyi (GC Group: Glass fibre reinforcement retainer)

**Er:YAG lazer; (2970-nm wavelength; LightWalker, Fotona, Slovenia)**

**Grup 4:** 0,016 × 0,022 inç ölü yumuşak sekiz sarımlı tel

**Grup 5:** CAD-CAM destekli lingual sabit pekiştirme apareyi

**Grup 6: E**verstick Ortho (E-glass) lingual sabit pekiştirme apareyi

**Er,Cr:YSGG lazer; (Waterlase, Biolase Europe GmBH, Floss, Germany)**

**Grup 7:** 0,016 × 0,022 inç ölü yumuşak sekiz sarımlı tel

**Grup 8:** CAD-CAM destekli lingual sabit pekiştirme apareyi

**Grup 9: E**verstick Ortho (E-glass) lingual sabit pekiştirme apareyi

Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan sabit pekiştirme apareyi ve aşındırma yöntemlerinin gruplandırılması

| | **Bond A Braid** | **Memotain** | **Everstick Ortho** |
|---|---|---|---|
| **Transbond XT etching jel sistemi** | Grup1 | Grup 2 | Grup 3 |
| **Er:YAG Lazer (2970-nm)** | Grup 4 | Grup 5 | Grup 6 |
| **Er,Cr:YSGG Lazer** | Grup 7 | Grup 8 | Grup 9 |

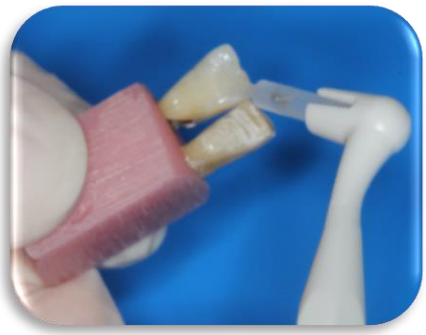
## 3.3. Mine Yüzeylerinin Aşındırılması

### 3.3.1 Transbond XT etching jel sistem grubu

Dişlerin lingual yüzeyleri, florid içermeyen ponza ile temizlendi. 15 saniye %37`lik ortofosforik asit (Transbond XT etching gel system; 3M Unitek, Monrovia, CA, USA) ile asitlendi, 3 parçalı enjektör kullanılarak 30 saniye su ile yıkandı ve yağsız hava kaynağı ile de 20 saniye kurulandı.

Daha sonra Primer (3M Unitek, Monrovia, CA, USA) üreticinin talimatları doğrultusunda ince bir katman şeklinde uygulanarak ışınlanmadan bırakıldı.

Resim 3.1: Örneklerin asitlenme aşaması



Resim 3.2: Örneklere bond uygulanma aşaması

### 3.3.2 Er:YAG lazer grubu

Dişlerin lingual yüzeyleri 15 saniye süreyle 120 mJ, 10 Hz, 1.2 W, su 50 ml/ dak olacak şekilde orta-kısa atım modunda (MSP) Er:YAG dental lazer ile pürüzlendirildi. Lazer ışını mine yüzeyine dik olacak şekilde horizontal hareketler ile kontak tip uç kullanılarak tarandı.

### 3.3.3 Er,Cr:YSGG lazer grubu

Lazerle yüzey pürüzlendirilmesi işlemi için Er, Cr: YSGG lazer, turbo başlığı ile kullanılmıştır. 2,78 µ m dalga boyunda ve 20 Hz hızında 150 µs atım süresi ve 2 W güç ile çalışılarak mine yüzeyi pürüzlendirildi. Hava ve su seviyesi sırasıyla %90 ve %80 olarak ayarlandı. Lazer ışını 1 mm'lik mesafeden dişin minesine dik olacak şekilde safir tip uç kullanılarak ve 15 saniye olacak şekilde yönlendirildi.

## 3.4. Pürüzlendirilen Yüzeylerin Görüntülenmesi

### 3.4.1 Taramalı elektron mikroskopu ile görüntüleme

Mine yüzeylerinde oluşan değişiklikleri gözlemlemek amacıyla her gruptan 2 diş olacak şekilde SEM görüntüleri alındı.

Mine yüzeyleri Howell ve Weekes tarafından tanımlanan yüzey pürüzlülüğü indeksinin bir modifikasyonu olan mine hasar indeksine (EDI) göre değerlendirildi.

EDI İndeksi (116):

Derece 0: Çizilmeden pürüzsüz yüzey ve görünebilir perikimata

Derece 1: Kabul edilebilir yüzey, ince dağılmış çizikler

Derece 2: Kaba yüzey, geniş oluklar ve çıplak gözle görünen mine hasarı

Derece 3: Kaba çiziklere sahip yüzey, geniş oluklar ve çıplak gözle görünen mine hasarı

### 3.4.2 Atomik kuvvet mikroskobu ile görüntüleme

Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için her gruptan 2 diş olacak şekilde toplamda 6 diş atomik kuvvet mikroskopu altında bakıldı. Yüzey pürüzlülüğü ortalama değerleri (Ra) kaydedilerek istatistiksel sonuçlar alındı.

## 3.5. Lingual Sabit Pekiştirme Apareylerinin Hazırlanması ve Yapıştırılması

### 3.5.1 Bond a Braid ve Everstick Ortho lingual sabit pekiştirme apareylerinin hazırlanması

Kullanılacak olan lingual sabit pekiştirme apareyler (Bond a Braid ve Everstick Ortho) 10 mm'lik parçalar halinde kesilerek, bir kalemle orta noktalarından işaretlendi ve diş yüzeyine yerleştirildi. Teller, blok tabanına paralel olacak şekilde, dişlerin kontak noktalarının alt kısmına özenle yerleştirildi.

Lingual sabit pekiştirme apareyleri yapıştırmak için kullanılan kompozit miktarını standardize edebilmek için Mini-Mold (Mini-Mold; Ortho-Care Ltd., Bradford, UK) yapıştırıcı seti kullanıldı. Tüm gruplarda tek bir kompozit (Transbond LR, 3M Unitek, Monrovia, California, USA) çeşidi kullanıldı. Diş ve tel üzerine yerleştirilen kompozitler LED cihazı (LED Curing Light | VALO® Ortho Cordless - Ultradent Products, Inc. in Utah, USA.) ile 10 saniye ışınlanarak yapıştırıldı. Işık cihazı olabildiğince diş yüzeyine yakın tutuldu. Her kompozit tabakası, 4 mm çapında ve 1,5 mm derinlikte olup bu da diş yüzeyinde toplamda 12,6 $mm^2$'lik bir alana tekabül etmektedir. Tüm işlemlerin bitmesinin ardından bloklar, test işlemi uygulanmadan 24 saat önce distile suda bekletildi.

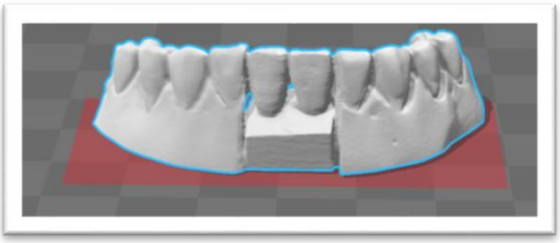
### 3.5.2 Memotain lingual sabit pekiştirme apareyinin hazırlanması

İlk olarak Memotain telinin üretilebilmesi amacıyla 3 Shape laboratuvar tarayıcısı (D-250; 3Shape, Copenhagen, Denmark) kullanılarak blokların taramaları üç boyutlu olarak gerçekleştirildi. Bu taramaların yapılabilmesi ve Memotain tellerinin üretilebilmesi amacıyla 2 alt keser dişten oluşturmuş olduğumuz blokların her iki tarafına akrilden ark formunu yansıtan 2 yeni blok hazırlandı (Resim 3.4). Bu şekilde premolar- premolar arası ark formu oluşturularak tüm bloklar mum vasıtasıyla tablaya sabitlenerek 3 boyutlu taramalar gerçekleştirildi. Toplamda 45 blok taranarak STL

formatında kaydedildi ve bu veriler, Memotain sabit pekiştirme apareylerinin üretilebilmesi amacıyla Almanya Mettmann'da yer alan CA-Digital şirketine bulut depolama sistemi vasıtasıyla gönderildi.

Resim 3.3: 3 Shape Laboratuvar Tarayıcısı (117)

Resim 3.4: Hazırlanan akrilik blok



Resim 3.5: 3 Shape ile taranan 3 boyutlu modellerin bukkalden görünüşü

Resim 3.6: A. 3 Shape ile taranan 3 boyutlu modelin lingualden görünüşü, B. 3 Shape ile taranan 3 boyutlu modelin 45º'den görünüşü, C. 3 Shape ile taranan 3 boyutlu modelin okluzalden görünüşü

Hazırlanan 135 örneğin üzerine sabit pekiştirme apareylerinin yapıştırılmasının ardından kırılma aşamasına geçilmeden önce 37 ° C'de distile suda 24 saat bekletildi ve 30 saniye bekleme süresi ile 5000 döngü olacak şekilde (5-55°C) termokinize (GM, Gokceler Mechanical, Sivas, Türkiye) edildi.

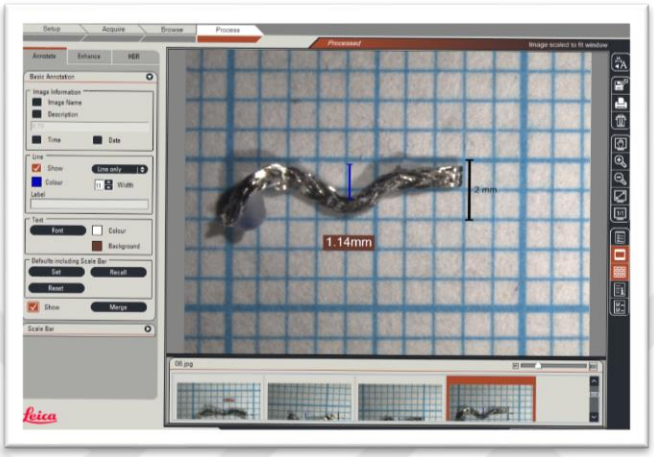
### 3.6. Sabit Pekiştirme Apareylerinin Kırılma Aşaması

Dişlerin gömülü olduğu bloklar, Instron Test makinasının (Instron Corp., Norwood, MA, USA) taban plakasına yerleştirilerek sabitlendi. Makinenin kırma işlemini gerçekleştiren uç kısmı telin tam orta noktasına gelecek şekilde ve telden başka bir yüzeye temas etmeyecek şekilde ayarlandı. Piston hızı 1 mm/dk olacak şekilde ayarlanarak, telin kırılması için gerekli maksimum yük kaydedildi.

Resim 3.7: Çalışmada kullanılan Instron Test Makinası

### 3.7. Tel Deformasyonun Ölçülmesi Aşaması

Sabit pekiştirme apareyler kırıldıktan sonra, telin üzerinde kalan kompozit artıkları dikkatli bir şekilde tungsten karbid frezle temizlendi. Daha sonra tel grafik kağıdına yerleştirilerek optik stereomikroskopta (SZ 40; X 20 büyütme Olympus, Tokyo, Japonya) x20 büyütmeyle telin defleksiyon miktarı milimetrik olarak kaydedildi.




Resim 3.8: Çalışmada kırılan sabit pekiştirme apareyi tellerinin deformasyonlarının ölçülme aşaması

### 3.8. Kırılma Analizi

Telin ilk kırılma bölgesi, x 20 büyütme ile optik stereomikroskop kullanılarak değerlendirildi. Mine yüzeyinde kalan yapıştırıcı tedavi gruplarını bilmeyen bir araştırma grubu dışından bir hekim tarafından kodlandı. Geride kalan yapıştırıcı indeksine (ARI) göre kırılma bölgesi skorlandı (4). Bu sistemde, sabit pekiştirme apareyi uzaklaştırıldıktan sonra mine yüzeyinde kalan yapıştırıcı miktarına göre;

0; Mine yüzeyinde hiçbir kalıntının olmaması

1; Diş yüzeyinde %50'den daha az yapıştırıcının olması

2; Diş yüzeyinde %50'den daha fazla yapıştırıcının olması

3; Tüm yapıştırıcının diş yüzeyinde kalması şeklinde sıralandı.

### 3.9. İstatistiksel Analiz

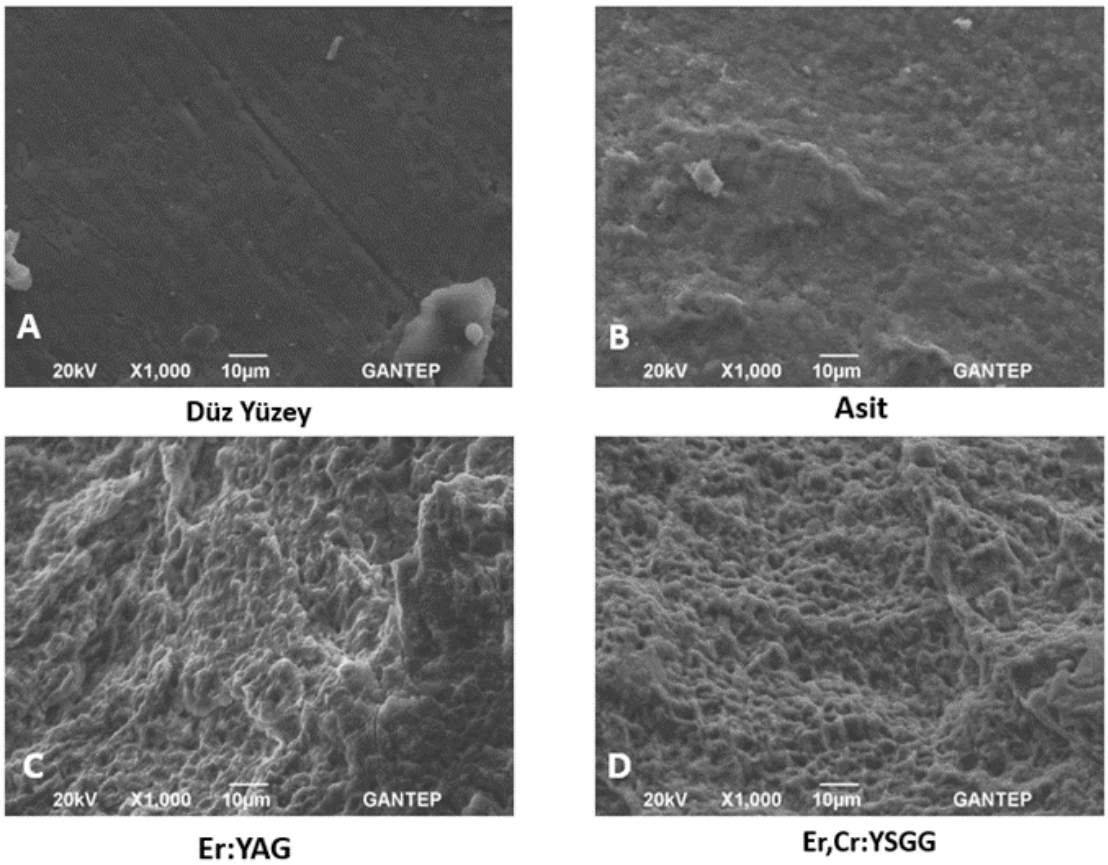
Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shaphiro Wilk testi ile test edilmiş, normal dağılıma sahip değişkenlerin ikiden fazla bağımsız grupta karşılaştırılmasında Tek yönlü ANOVA-LSD çoklu karşılaştırma testleri kullanılmıştır. Normal dağılıma sahip

olmayan sayısal değişkenler logaritmik transformasyonla normal dağılıma dönüştürülmüştür. 2 faktörün normal dağılan değişkenler üzerine etkisini göstermek amacı ile 2 yönlü faktöriyel varyans analizi kullanılmıştır. Kategorik değişkenler arasındaki ilişkilerin test edilmesinde ki-kare testi kullanılmıştır. Tanımlayıcı istatistik olarak sayısal değişkenler için ortalama ± standart sapma değerleri verilmiştir. İstatistiksel analizler için SPSS (Chicago, IL, USA) for Windows version 24.0 paket programı kullanılmış ve $p<0,05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

# 4. BULGULAR

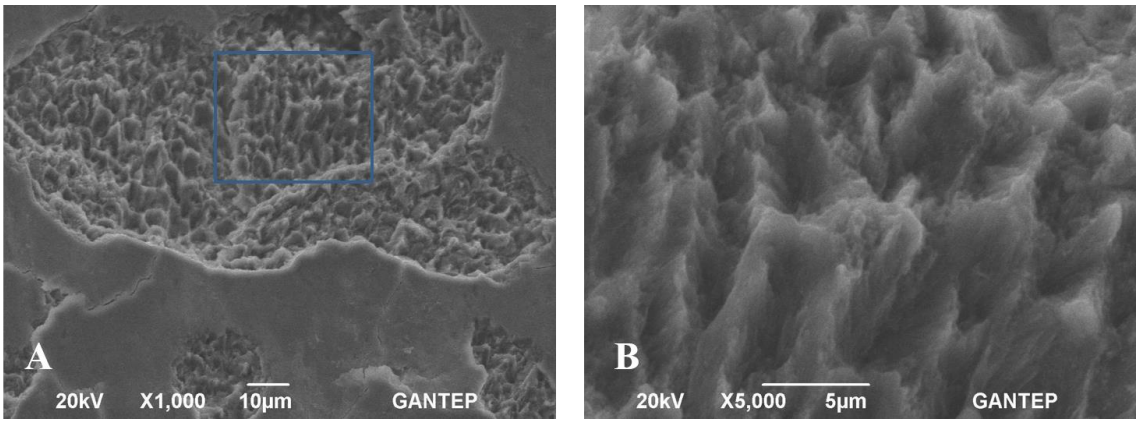
## 4.1. SEM ile Görüntülenen Yüzeylerin Değerlendirilmesi

Bu çalışmada aşındırma yöntemleri kullanılarak pürüzlendirilen ve hiçbir işlem görmeyen düz yüzeyler 1000 büyütme altında SEM kullanılarak görüntülendi. Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer ile aşındırılan alanların yaklaşık olarak benzer pürüzlenme gösterdiği ve asit uygulanan yüzeylere göre daha pürüzlü ve daha düzensiz olduğu görüldü (Resim 4.1).



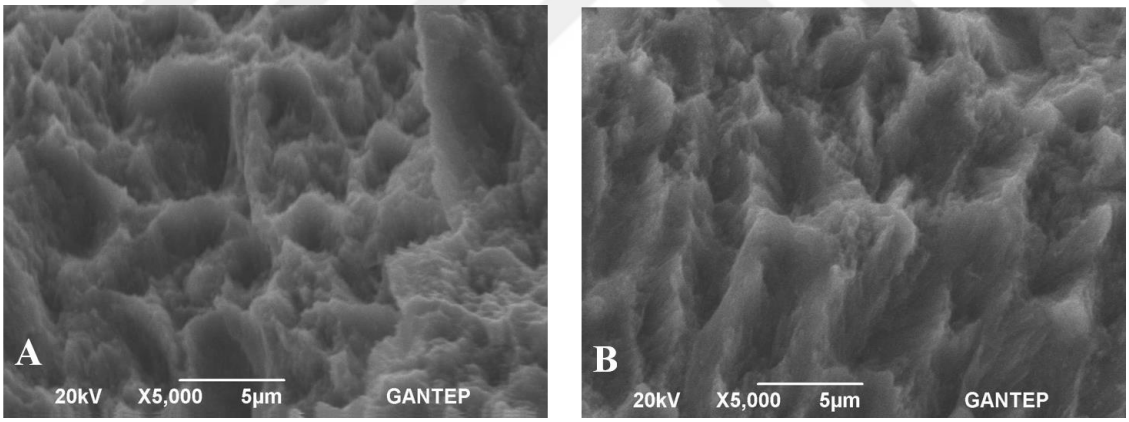

Resim 4.1: Çalışmada kullanılan dişlerin pürüzlendirme sonrası yüzey görüntüleri (A. Aşındırma yöntemi uygulanmamış düz yüzey, B. Asit uygulanan yüzey, C. Er:YAG lazer uygulanan yüzey, D. Er,Cr:YSGG lazer uygulanan yüzey)

Howell ve Weekes'in tanımladığı EDI indeksine göre, asit uygulanan yüzey çok sayıda kaba çizik veya hafif yivlerden oluşan pürüzlü bir yüzey gösterdi (EDI derece 2). Her iki lazer modunda ise kaba çizikler, geniş oluklar ve çıplak gözle görülebilen mine hasarı görüldü (EDI derece 3) (Resim 4.1).




Resim 4.2: A. Er,Cr:YSGG lazerin 1000 büyütme ile alınan SEM görüntüsü, B. Er,Cr:YSGG lazerin 5000 büyütme ile alınan SEM görüntüsü

Er,Cr:YSGG lazerin diş yüzeyinde 1000 büyütme altında SEM ile elde edilen görüntüsünde bazı bölgelerin daha düz, bazı bölgelerin ise pürüzlü ve düzensiz olduğu görüldü. Lazerin uygulanma sırasında, ışının gelmediği alanlar daha düz ve pürüzsüz görülebiliyorken, ışının geldiği alanlarda kraterler ve çukurları içeren düzensiz alanlar hakimdi (Resim 4.2 A). Pürüzlü alanların 5000 büyütme ile elde edilen görüntüsünde ise derin yiv ve kraterler gözlendi. (Resim 4.2 B)



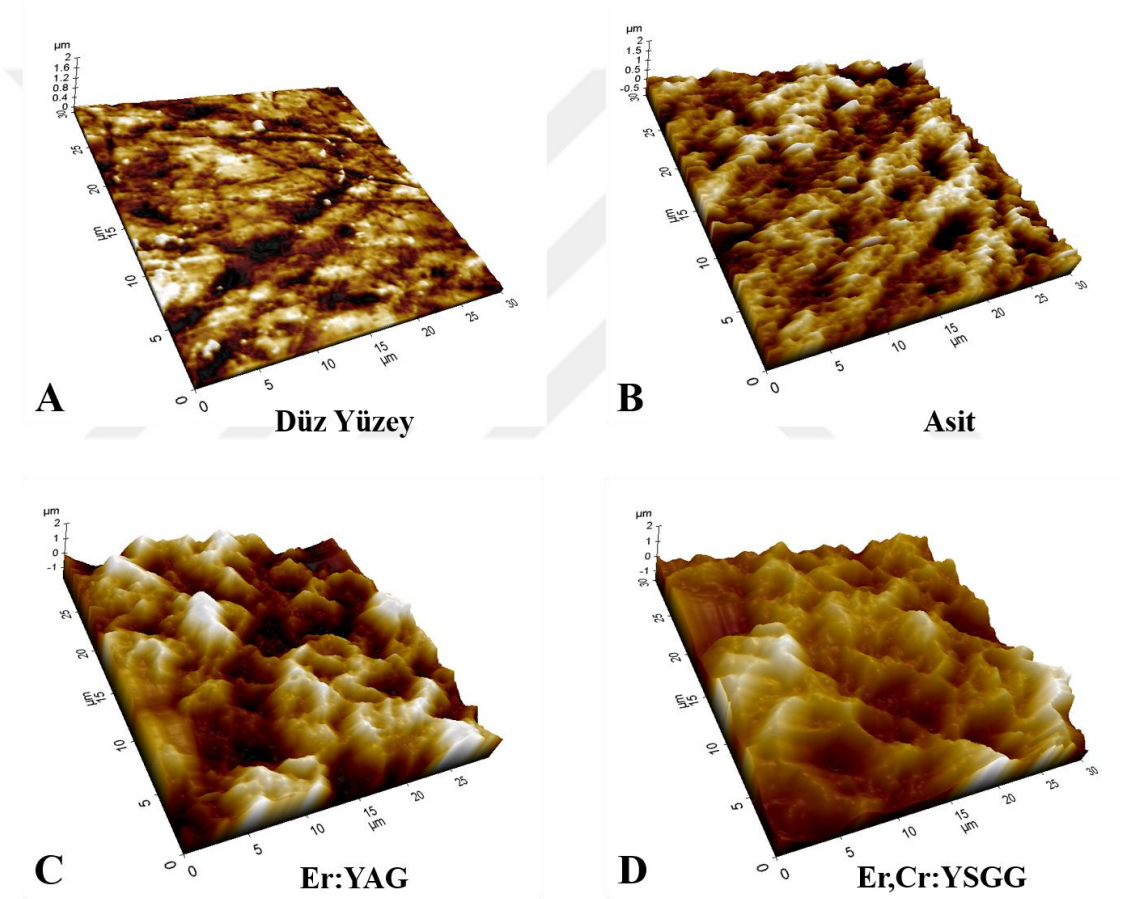

Resim 4.3: A. Er:YAG lazerin 5000 büyütme ile alınan SEM görüntüsü, B. Er,Cr:YSGG lazerin 5000 büyütme ile alınan SEM görüntüsü

Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerin uygulandığı mine yüzeylerinin 5000 büyütme altında SEM ile görüntüleri elde edildi. İki lazerin de benzer krater ve çukur yüzeyler ile düzensiz ve pürüzlü alanlar oluşturduğu görüldü (Resim 4.3).

## 4.2. AFM ile Görüntülenen Yüzeylerin Değerlendirilmesi

Bu tez çalışmasında aşındırma yöntemleri kullanılarak elde edilen AFM görüntülerinin, SEM ile elde edilen görüntüleri destekler şekilde olduğu görülmüştür. Her iki lazer grubunun da birbiriyle benzer pürüzlülük gösterdiği görülmektedir. (Resim 4.4)

Resim 4.4'te ise herhangi bir aşındırıcı işleme tabi tutulmamış mine yüzeyi ile birlikte asit, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış mine yüzeylerinin AFM görüntüleri gösterilmektedir. Elde edilen SEM görüntüleriyle paralel sonuçlar görüldü. Bu bilgiler ışığında asit uygulanan yüzeyin daha düzenli bir pürüzlülük gösterdiği ve lazer gruplarının ise kaba, düzensiz ve daha fazla pürüzlü yüzeyler oluşturduğu bulundu.




Resim 4.4: Çalışmada kullanılan dişlerin pürüzlendirme sonrası yüzey görüntüleri (A. Aşındırma yöntemi uygulanmamış düz yüzey, B. Asit uygulanan yüzey, C. Er:YAG lazer uygulanan yüzey, D. Er,Cr:YSGG lazer uygulanan yüzey

Tablo 4.1: AFM ile görüntülenen pürüzlülük düzeylerinin nanometre cinsinden tanımlayıcı istatistik sonuçları

| | N | Ortalama | Std. Sapma | Minimum | Maksimum |
|---|---|---|---|---|---|
| **Düz yüzey** | 6 | 31,66 | 4,22 | 26,00 | 38,00 |
| **Asit** | 6 | 172,33 | 18,87 | 147,00 | 192,00 |
| **Er:YAG** | 6 | 369,83 | 31,71 | 329,00 | 403,00 |
| **Er,Cr:YSGG** | 6 | 491,16 | 45,58 | 416,00 | 548,00 |
| **Toplam** | 24 | 266,25 | 182,76 | 26,00 | 548,00 |

Asit, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerinin mine yüzeyine uygulanma sonrası, minede oluşan pürüzlülük değerleri ile herhangi bir aşındırma yöntemi uygulanmadan önceki mine yüzeyinin pürüzlülük değerleri Tablo 4.1'de gösterilmiştir.

Bu değerler ışığında her bir grup için 6 örneğin incelenmesi sonucunda herhangi bir aşındırma yöntemine maruz kalmayan düz yüzeyin ortalama Ra değeri 31,66 ± 4,22 nm, asit uygulanan yüzeyin 172,33 ± 18,87 nm, Er:YAG lazer uygulanan yüzeyin 369,83 ± 31,71 nm ve Er,Cr:YSGG lazer uygulanan yüzeyin değeri 491,16 ± 45,58 nm olarak bulundu. Toplamda 24 örneğin aşındırılması sonucunda ortalama pürüzlülük değerinin 266,25 ± 182,769 nm olduğu bulundu (Tablo 4.1).

## 4.3. AFM İle Görüntülenen Pürüzlülük Düzeylerinin Gruplar Arası Karşılaştırılması

Bu çalışmada mine yüzeyini pürüzlendirmek amacıyla kullanılan tüm aşındırma yöntemleri, birbirleriyle karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu bulundu (Tablo 4.2).

Asit, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerinin mine yüzeyine uygulanma sonrası, minede oluşan pürüzlülük değerleri ile herhangi bir aşındırma yöntemi uygulanmadan önceki mine yüzeyinin pürüzlülük değerlerinin birbirleriyle karşılaştırılması Tablo 4.2 ve Şekil 4.1'de gösterilmiştir.

Çalışma sonuçlarına göre mine yüzeyini pürüzlendirmek amacıyla kullanılan aşındırma yöntemleri arası fark pürüzlülük değeri açısından istatiksel olarak anlamlı idi (p=0,001)(Tablo 4.2)

Tablo 4.2: AFM ile görüntülenen pürüzlülük düzeylerinin gruplar arası karşılaştırılması

| *p <0,001 | **Asit** | **Er:YAG** | **Er,Cr:YSGG** |
|---|---|---|---|
| **Düz yüzey** | 0,001* | 0,001* | 0,001* |
| **Asit** | | 0,001* | 0,001* |
| **Er:YAG** | | | 0,001* |

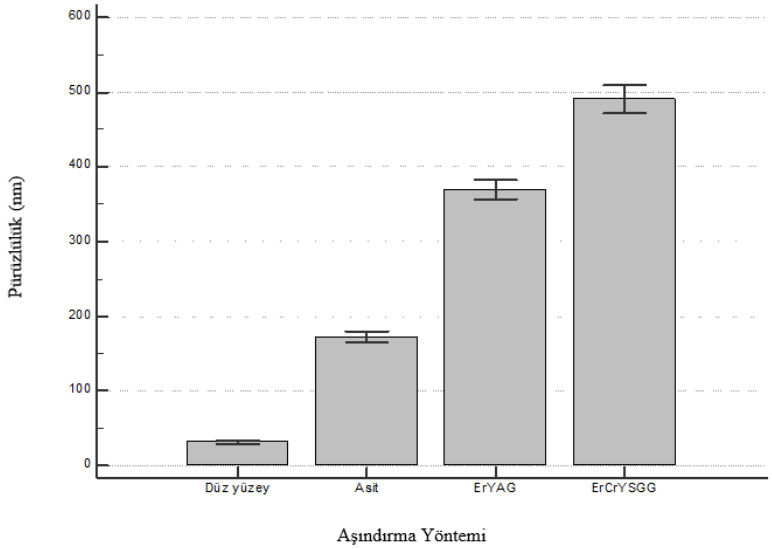
## 4.4. Farklı Sabit Pekiştirme Apareyi ve Farklı Aşındırma Yöntemi Kullanılarak Oluşturulan Gruplarda Bağlanma Dayanım Değerlerinin Karşılaştırılması

Asit, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerinin mine yüzeyine uygulanması ve ardından Bond a Braid, Everstick ve Memotain sabit pekiştirme apareylerinin yapıştırılması ile elde edilen grupların bağlanma dayanımlarına ait tanımlayıcı istatistik sonuçları Tablo 4.3'te gösterilmiştir.

Bu çalışmada Bond a Braid ve asidin beraber kullanıldığı grupta ortalama bağlanma dayanımı 11,02 ± 3,94 MPa, Bond a Braid-Er,Cr:YSGG grubunda 5,49 ± 5,41 MPa ve son olarak Bond a Braid-Er:YAG grubunda ise 7,22 ± 3,19 MPa bulundu. Toplamda 45 örneğin ortalama bağlanma dayanımı ise 7,91 ± 4,79 Mpa olarak bulundu. Everstick Ortho ve asit uygulanan grubun ortalama bağlanma dayanımı 8,02 ± 4,42 MPa, Everstick Ortho-Er:YAG lazer grubunun 5,19 ± 1,83 MPa ve Everstick Ortho-Er,Cr:YSGG lazer grubunun ise 3,30 ± 2,47 MPa bağlanma dayanımına sahip olduğu bulundu. Toplamda 45 örneğin ortalama bağlanma dayanımı ise 5,50 ± 3,62 Mpa olduğu bulundu. Memotain sabit pekiştirme apareyi kullanıldığında ise asit grubunun 6,94 ± 2,97 MPa, Er,Cr:YSGG lazer grubu 5,07 ± 2,12 MPa ve Er:YAG grubu ise 3,83 ± 1,52 MPa bağlanma dayanımına sahip olduğu bulundu. Toplamda 45 örneğin ortalama bağlanma dayanımı ise 5,28 ± 2,58 MPa olduğu bulundu (Tablo 4.3) (Şekil 4.2). Toplam 135 örneğin ortalama bağlanma dayanımının 6,23 ± 3,93 MPa olduğu görüldü.

Bağlanma dayanımları yönünden sabit pekiştirme apareyleri (Bond a Braid-Evestick Ortho, Bond a Braid-Memotain) (Tablo 4.7) ve aşındırma yöntemleri (asit-Er:YAG, asit-Er.Cr:YSGG) (Tablo 4.8) için grup içi fark istatistiksel olarak anlamlı idi (p=0,001). Sabit pekiştirme apareyi*aşındırma yöntem etkileşimi bağlanma dayanımı

yönünden incelendiğinde istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görüldü (p=0,181) (Tablo 4.4).

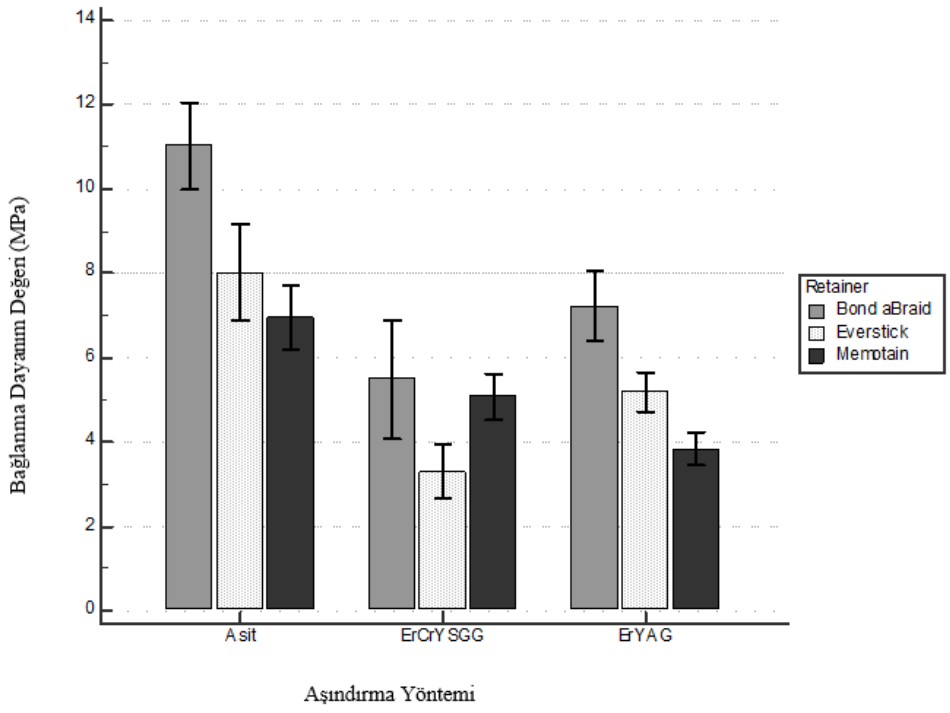



Şekil 4.1: AFM ile görüntülenen pürüzlülük düzeylerinin düz yüzey, asit, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG gruplarının birbirleriyle karşılaştırılmasının grafiksel olarak gösterilmesi

Yapılan istatistiksel değerlendirme sonucunda; Bond a Braid sabit pekiştirme apareyi ile birlikte asit kullanılan grubun en yüksek bağlanma dayanım değerine sahip olduğu ve aşındırma yöntemi olarak asit kullanılan gruplardaki bağlanma dayanımlarının diğer aşındırma yöntemlerine göre daha yüksek olduğu görüldü. Everstick Ortho ve Er,Cr:YSGG lazer kullanılan grubun ise en düşük bağlanma dayanım değerine sahip olduğu bulundu (Şekil 4.2).

Tablo 4.3: Farklı sabit pekiştirme apareyleri ve aşındırma yöntemlerinin MPa cinsinden bağlanma dayanımının tanımlayıcı istatistik sonuçları

| **Sabit pekiştirme apareyi** | **Aşındırma Yöntemi** | **Ortalama** | **Std. Sapma** | **N** |
|---|---|---|---|---|
| **Bond a Braid** | Asit | 11,02 | 3,94 | 15 |
| | Er,Cr:YSGG | 5,49 | 5,41 | 15 |
| | Er:YAG | 7,22 | 3,19 | 15 |
| | Toplam | 7,91 | 4,79 | 45 |
| **Everstick** | Asit | 8,02 | 4,42 | 15 |
| | Er,Cr:YSGG | 3,30 | 2,47 | 15 |
| | Er:YAG | 5,91 | 1,83 | 15 |
| | Toplam | 5,50 | 3,62 | 45 |
| **Memotain** | Asit | 6,94 | 2,97 | 15 |
| | Er,Cr:YSGG | 5,07 | 2,12 | 15 |
| | Er:YAG | 3,83 | 1,52 | 15 |
| | Toplam | 5,28 | 2,58 | 45 |
| **Toplam** | Asit | 8,66 | 4,13 | 45 |
| | Er,Cr:YSGG | 4,62 | 3,69 | 45 |
| | Er:YAG | 5,41 | 2,65 | 45 |
| | Toplam | 6,73 | 3,93 | 135 |




Şekil 4.2: Sabit pekiştirme apareyleri ve aşındırma yöntemleri arasındaki bağlanma dayanımlarının grafiksel olarak gösterilmesi

Tablo 4.4: Farklı sabit pekiştirme apareyleri ve aşındırma yöntemlerinin bağlanma dayanımı açısından grup içi ve gruplar arası karşılaştırılması

| **Kaynak** | **Kareler Toplamı** | **Serbestlik Derecesi** | **Ortalama Kare** | **F** | **P** |
|---|---|---|---|---|---|
| **Sabit pekiştirme apareyi** | 191,09 | 2 | 95,54 | 8,60 | 0,001* |
| **Aşındırma yöntemi** | 412,59 | 2 | 206,296 | 18,57 | 0,001* |
| **Sabit pekiştirme apareyi * Aşındırma yöntemi** | 70,53 | 4 | 17,63 | 1,58 | 0,181 |
| **Hata** | 1399,08 | 126 | 11,10 | | |
| **Toplam** | 7321,21 | 135 | | | |
| **Düzeltilmiş Toplam** | 2073,31 | 134 | | | |

Yapılan bu tez çalışmasında Bond a Braid sabit pekiştirme apareyinin ortalama bağlanma dayanımının 7,91 ± 4,79 MPa, 45 örnek içerisinden en yüksek 22,92 MPa, ve

en düşük 1,70 MPa bağlanma dayanımına sahip olduğu görüldü. Everstick sabit pekiştirme apareyinin en yüksek 15,23 MPa, en düşük 0,01 MPa ve ortalama 5,50 ± 3,62 MPa bağlanma dayanımı olduğu görüldü. Son olarak Memotain sabit pekiştirme apareyinin ise en yüksek 12,72 MPa en düşük 1,38 MPa ve ortalama ise 5,28 ± 2,58 MPa bağlanma dayanımına sahip olduğu görüldü. Toplamda sabit pekiştirme apareyi uygulanan 135 örneğin ortalama bağlanma dayanımlarının 6,23 ± 3,93 MPa olduğu bulundu (Tablo 4.5).

Tablo 4.5: Sabit pekiştirme apareylerinin bağlanma dayanımının MPa cinsinden tanımlayıcı istatistik sonuçları

| | N | Ortalama | Std. Sapma | Minimum | Maksimum |
|---|---|---|---|---|---|
| **Bond a Braid** | 45 | 7,91 | 4,79 | 1,70 | 22,92 |
| **Everstick** | 45 | 5,50 | 3,62 | 0,01 | 15,23 |
| **Memotain** | 45 | 5,28 | 2,58 | 1,38 | 12,72 |
| **Toplam** | 135 | 6,23 | 3,93 | 0,01 | 22,92 |

Tablo 4.6: Aşındırma yöntemlerinin bağlanma dayanımının MPa cinsinden tanımlayıcı istatistik sonuçları

| | N | Ortalama | Std. Sapma | Minimum | Maksimum |
|---|---|---|---|---|---|
| **Asit** | 45 | 8,66 | 4,13 | 2,15 | 19,10 |
| **Er,Cr:YSGG** | 45 | 4,62 | 3,69 | 0,01 | 22,92 |
| **Er:YAG** | 45 | 5,41 | 2,65 | 1,38 | 14,35 |
| **Total** | 135 | 6,23 | 3,93 | 0,01 | 22,92 |

Yapılan bu çalışmada, asit uygulanan 45 örneğin, ortalama 8,66 ± 4,13 MPa, en yüksek 19,10 MPa ve en düşük 2,15 MPa bağlanma dayanımı gösterdiği bulundu. Er,Cr:YSGG lazer uygulanan örneklerin en yüksek 22,92 MPa, en düşük 0,01 MPa ve ortalama 4,62 ± 3,69 MPa bağlanma dayanımı gösterdiği ve son olarak Er:YAG lazerin ise en yüksek 14,35 MPa, en düşük 1,38 MPa ve ortalama 5,41 ± 2,65 MPa bağlanma dayanımına

sahip olduğu görüldü. Aşındırma yöntemlerinin kullanıldığı 135 örneğin ortalama bağlanma dayanımının 6,23 ± 3,93 MPa olduğu bulundu (Tablo 4.6).

Mine yüzeyine uygulanan sabit pekiştirme apareyleri grup içinde değerlendirildiğinde, Bond a Braid sabit pekiştirme apareyinin Everstick Ortho ve Memotain ile bağlanma dayanımı yönünden karşılaştırılması sonucu istatiksel olarak anlamlı fark olduğu (p=0,001) görülürken, Everstick Ortho sabit pekiştirme apareyinin Memotain ile bağlanma dayanımı yönünden karşılaştırılmasının ise istatiksel olarak anlamlı olmadığı bulundu (p= 0,754) (Tablo 4.7).

Mine yüzeyine uygulanan aşındırma yöntemleri grup içinde değerlendirildiğinde, Er:YAG lazerin asit ile bağlanma dayanımı yönünden karşılaştırılması istatiksel olarak anlamlı iken (p=0,001), Er,Cr:YSGG lazer ile karşılaştırıldığında aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (p=0,259). Asit ve Er,Cr:YSGG lazer uygulamaları birbirleriyle karşılaştırıldığında ise aralarında anlamlı fark olduğu bulundu (p=0,001) (Tablo 4.8).

Tablo 4.7: Sabit pekiştirme apareylerinin bağlanma dayanımı yönünden grup içi karşılaştırılması

| **p <0,001** | **Everstick Ortho** | **Memotain** |
|---|---|---|
| **Bond a Braid** | 0,001* | 0,001* |
| **Everstick Ortho** | | 0,754 |

Tablo 4.8: Aşındırma yöntemlerinin bağlanma dayanımı yönünden grup içi karşılaştırılması

| **p <0,001** | **Er:YAG** | **Er,Cr:YSGG** |
|---|---|---|
| **Asit** | 0,001* | 0,001* |
| **Er:YAG** | | 0,259 |

## 4.5. Farklı Sabit Pekiştirme Apareyi ve Farklı Aşındırma Yöntemi Kullanılarak Oluşturulan Gruplarda Deformasyon Miktarlarının Karşılaştırılması

Çalışmada kullanılan tüm grupların deformasyon miktarlarına ait tanımlayıcı istatistik sonuçları Tablo 4.9'da gösterilmiştir. Yapılan bu tez çalışmasında Bond a Braid sabit pekiştirme apareyi-asit kombinasyonu kullanıldığında 15 örneğin teldeki deformasyon miktarlarının ortalama 0,94 ± 0,44 mm, Bond a Braid sabit pekiştirme apareyi-Er,Cr:YSGG lazer grubunun 0,92 ± 0,55 mm, Bond a Braid sabit pekiştirme apareyi-Er:YAG lazer grubunun ise 0,51 ± 0,31 mm ve toplam 45 örneğin ortalama deformasyon miktarının ise 0,79 ± 0,48 mm olduğu bulundu. Everstick-asit grubunun ortalama deformasyon miktarı 0,55 ± 0,23 mm, Everstick-Er,Cr:YSGG lazer grubunun 0,65 ± 0,27 mm, Everstick-Er:YAG lazer grubunun ise 0,78 ± 0,31 mm ve toplam 45 örneğin ortalama deformasyon miktarlarının ise 0,66 ± 0,28 mm olduğu bulundu. Son olarak Memotain sabit pekiştirme apareyi kullanılan tüm grupların deformasyon miktarları sıfır olarak bulundu. Toplamda asit uygulanan 45 örneğin ortalama deformasyon miktarlarının 0,50 ± 0,48 mm, Er,Cr:YSGG lazer grubunun 0,52 ± 0,52 mm ve Er:YAG lazer grubunun ise 0,43 ± 0,41 mm olduğu bulundu (Tablo 4.9).

Yapılan çalışmada, deformasyon değerleri bakımından sabit pekiştirme apareyi*aşındırma yöntem etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu (p=0,001). Aşındırma yöntemi değişiminin, deformasyon değerine etkisi istatistiksel olarak anlamsız iken (p=0,332), sabit pekiştirme apareyinin etkisi anlamlı idi (p=0,001) (Tablo 4.10).

Tablo 4.9: Farklı sabit pekiştirme apareyleri ve aşındırma yöntemlerinin deformasyon değerinin mm cinsinden tanımlayıcı istatistik sonuçları

| **Sabit pekiştirme apareyi** | **Aşındırma Yöntemi** | **Ortalama** | **Std. Sapma** | **N** |
|---|---|---|---|---|
| **Bond a Braid** | Asit | 0,94 | 0,44 | 15 |
| | Er,Cr:YSGG | 0,92 | 0,55 | 15 |
| | Er:YAG | 0,51 | 0,31 | 15 |
| | Toplam | 0,79 | 0,48 | 45 |
| **Everstick** | Asit | 0,55 | 0,23 | 15 |
| | Er,Cr:YSGG | 0,65 | 0,27 | 15 |
| | Er:YAG | 0,78 | 0,31 | 15 |
| | Toplam | 0,66 | 0,28 | 45 |
| **Memotain** | Asit | 0,00 | 0,00 | 15 |
| | Er,Cr:YSGG | 0,00 | 0,00 | 15 |
| | Er:YAG | 0,00 | 0,00 | 15 |
| | Toplam | 0,00 | 0,00 | 45 |
| **Toplam** | Asit | 0,50 | 0,48 | 45 |
| | Er,Cr:YSGG | 0,52 | 0,52 | 45 |
| | Er:YAG | 0,43 | 0,41 | 45 |
| | Toplam | 0,48 | 0,47 | 135 |

Tablo 4.10**:** Farklı sabit pekiştirme apareyleri ve aşındırma yöntemlerinin deformasyon miktarları açısından grup içi ve gruplar arası karşılaştırılması

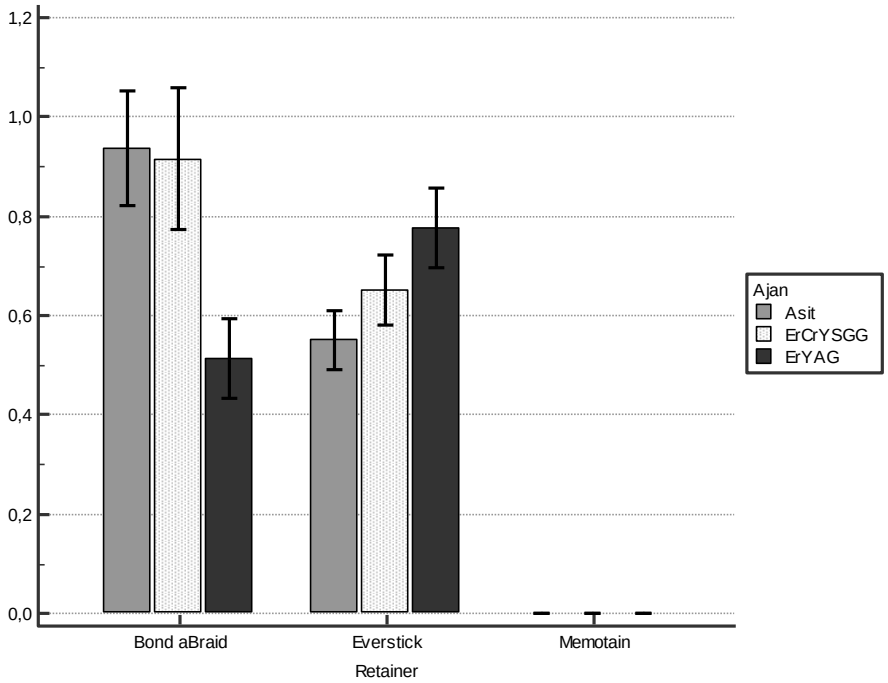
| **Kaynak** | **Kareler Toplamı** | **Serbestlik Derecesi** | **Ortalama Kare** | **F** | **P** |
|---|---|---|---|---|---|
| **Sabit pekiştirme apareyi** | 16,12 | 2 | 8,06 | 88,43 | 0,001* |
| **Aşındırma yöntemi** | 0,20 | 2 | 0,10 | 1,11 | 0,332 |
| **Sabit pekiştirme apareyi * Aşındırma yöntemi** | 1,89 | 4 | 0,47 | 5,18 | 0,001* |
| **Hata** | 11,48 | 126 | 0,09 | | |
| **Toplam** | 61,17 | 135 | | | |
| **Düzeltilmiş Toplam** | 29,69 | 134 | | | |

Tablo 4.11'de sabit pekiştirme apareyi*aşındırma yöntem etkileşiminin deformasyon miktarı açısından karşılaştırılması yapıldı. Bond a Braid-Asit grubu ile Bond a Braid-Er:YAG, Everstick-Asit, Everstick-Er,Cr:YSGG, Memotain-Asit, Memotain-Er,Cr:YSGG ve Memotain-Er:YAG grupları arasında deformasyon miktarları açısından fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Bond a Braid- Er,Cr:YSGG grubu ile Bond a Braid- Er:YAG, Everstick-Asit, Everstick-Er,Cr:YSGG, Memotain-Asit, Memotain-Er:YAG ve Memotain-Er,Cr:YSGG grubu arasında deformasyon miktarları açısından fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Bond a Braid-Er:YAG grubu ile Everstick-Er:YAG, Memotain-Asit, Memotain-Er:YAG ve Memotain-Er,Cr:YSGG grupları arasında deformasyon miktarları açısından fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Everstick-Asit grubu ile Everstick-Er:YAG, Memotain-asit, Memotain-Er,Cr:YSGG ve Memotain-Er:YAG grupları ve son olarak Everstick-Er,Cr:YSGG ve Everstick-Er:YAG grubu ile tüm Memotain grupları arasında deformasyon miktarları açısından fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu (p=0.001) (Tablo 4.11).

Tablo 4.11: Sabit pekiştirme apareyi ile aşındırma yöntem etkileşiminin deformasyon miktarları yönünden karşılaştırılması

| | | Bond a Braid | | Everstick | | | Memotain | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **RETAİNER** | **AŞINDIRMA YÖNTEMİ** | **Er,Cr:YSGG** | **Er:YAG** | **Asit** | **Er,Cr:YSGG** | **Er:YAG** | **Asit** | **Er,Cr:YSGG** | **Er:YAG** |
| **Bond a Braid** | **Asit** | 0,846 | 0,001* | 0,001* | 0,001* | 0,147 | 0,001* | 0,001* | 0,001* |
| | **Er,Cr:YSGG** | | 0,001* | 0,001* | 0,001* | 0,208 | 0,001* | 0,001* | 0,001* |
| | **Er:YAG** | | | 0,739 | 0,215 | 0,001* | 0,001* | 0,001* | 0,001* |
| **Everstick** | **Asit** | | | | 0,362 | 0,001* | 0,001* | 0,001* | 0,001* |
| | **Er,Cr:YSGG** | | | | | 0,257 | 0,001* | 0,001* | 0,001* |
| | **Er:YAG** | | | | | | 0,001* | 0,001* | 0,001* |
| **Memotain** | **Asit** | | | | | | | 1,000 | 1,000 |
| | **Er,Cr:YSGG** | | | | | | | | 1,000 |

Asit, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG aşındırma yöntemlerinin deformasyon değerleri incelendiğinde, Memotain sabit pekiştirme apareyinin hangi aşındırma yöntemi ile kullanılırsa kullanılsın deformasyon göstermediği bulundu (Şekil 4.3).




Şekil 4.3: Farklı aşındırma yöntemlerinin deformasyon değerlerinin grafiksel gösterimi

## 4.6. Farklı Sabit Pekiştirme Apareyi ve Farklı Aşındırma Yöntemi Kullanılarak Oluşturulan Gruplarda ARI indeks Değerlerinin Karşılaştırılması

Farklı sabit pekiştirme apareyleri ve aşındırma yöntemlerinin ARI indeksi yönünden karşılaştırılması Tablo 4.12 ve Tablo 4.13‘te gösterildi. Bu tez çalışmasında her bir grup için kullanılan 45 örnekten Bond a Braid sabit pekiştirme aparey grubu ARI indeksi yönünden incelendiğinde, 40 örneğin 1 skor, 4 örneğin 2skor ve 1 örneğin 3 ARI skoru gösterdiği bulundu. Everstick sabit pekiştirme aparey grubunun 3 örneğin 0 skor, 25 örneğin 1 skor, 17 örneğin 2 ARI skoru gösterdiği tespit edildi. Son olarak Memotain grubunun ARI indeksinin ise 1 örneğin 0 skor, 42 örneğin 1 skor ve 2 örneğin 2 skoruna sahip olduğu tespit edildi (Tablo 4.12) (Şekil 4).

Bu tez çalışmasında yapılan değerlendirmeler sonucunda asit grubun ARI indeksinin 29 örnekte 1 skoru, 16 örnekte 2 skoruna sahip olduğu bulundu. Er,Cr:YSGG lazer grubunda ise 2 örneğin 0 skor, 39 örneğin 1 skor, 4 örneğin ise 2 ARI skoru gösterdiği bulunurken Er:YAG grubunda ise 2 örneğin 0 skor, 39 örneğin 1 skor, 3 örneğin 2 skor ve 1 örneğin 3 ARI skoruna sahip olduğu tespit edildi (Tablo 4.13) (Şekil 4.4).

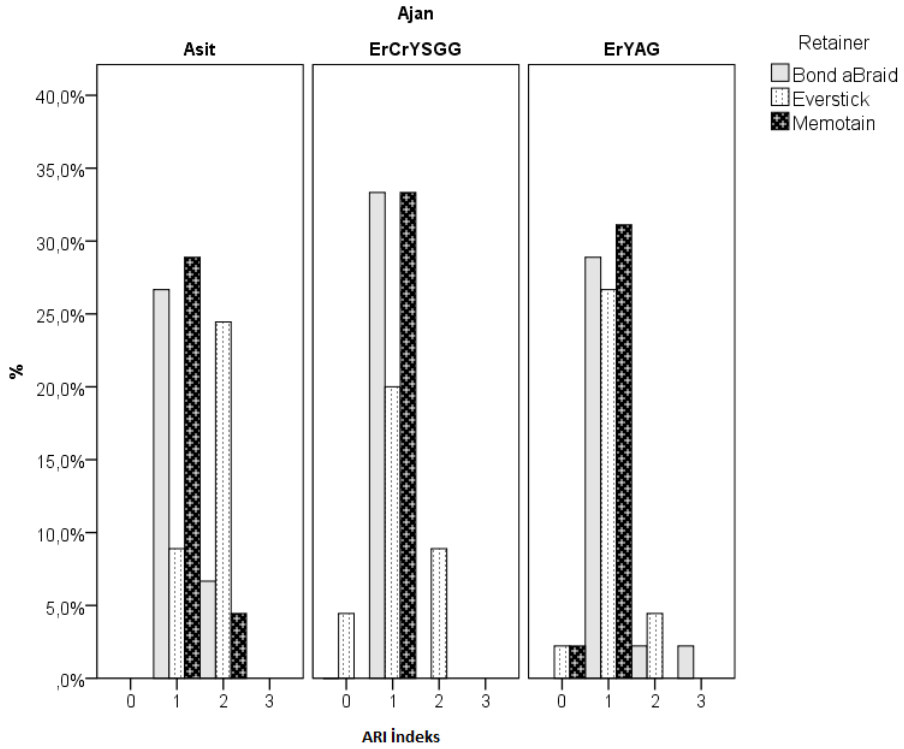
Mine yüzeyinde kalan artık miktarının Memotain grubunda en az, Everstick Ortho grubunda ise en fazla olduğu gözlemlendi. İstatistiksel değerlendirme sonucunda sabit pekiştirme apareyler arasında ARI indeksi yönünden anlamlı ilişki olduğu görüldü (p=0,001). Aşındırma yöntemleri arasında yapılan istatistiksel değerlendirme sonucunda da anlamlı ilişki tespit edildi (p=0,001).

Tablo 4.12: Farklı sabit pekiştirme apareylerinin ARI indeksi yönünden karşılaştırılması

| **Gruplar** | **Skor 0** | **Skor 1** | **Skor 2** | **Skor 3** | **Toplam** |
|---|---|---|---|---|---|
| **Bond a Braid** | 0 | 40 | 4 | 1 | 45 |
| **Everstick** | 3 | 25 | 17 | 0 | 45 |
| **Memotain** | 1 | 42 | 2 | 0 | 45 |

Tablo 4.13: Farklı aşındırma yöntemlerinin ARI indeksi yönünden karşılaştırılması

| **Gruplar** | **Skor 0** | **Skor 1** | **Skor 2** | **Skor 3** | **Toplam** |
|---|---|---|---|---|---|
| **Asit** | 0 | 29 | 16 | 0 | 45 |
| **Er,Cr:YSGG** | 2 | 39 | 4 | 0 | 45 |
| **Er:YAG** | 2 | 39 | 3 | 1 | 45 |




Şekil 4.4: Farklı sabit pekiştirme apareyleri ve aşındırma yöntemlerinin ARI indeks değerlerinin grafiksel gösterimi

# 5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Bu çalışmada elde edilen sonuçlar; asit, Er: YAG ve Er,Cr:YSGG lazer ile birlikte farklı sabit pekiştirme apareylerinin klinik olarak kabul edilebilir bağlanma dayanım değerlerinin olduğunu açıkça göstermektedir. En yüksek bağlanma dayanım değeri Bond a Braid sabit pekiştirme apareyi ve asit grubunda olmasına karşın, farklı sabit pekiştirme apareyi ile farklı aşındırma yöntem etkileşiminin bağlanma dayanım açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığı bulundu. Ayrıca çalışmada kullanılan sabit pekiştirme apareyi ve aşındırma yöntem etkileşiminin deformasyon miktarı üzerine olan etkisinin olduğu görülmekle beraber deformasyon miktarları bakımından esas faktörün sabit pekiştirme apareyi olduğu tespit edildi.

## 5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Klinik açıdan bakıldığında, ortodontik tedaviden sonra güvenli bir retansiyon ihtiyacı kaçınılmazdır. Sabit retansiyon apareyleri, kuvvetlerin farklı yönlerden uygulandığı karmaşık bir sistemdir. Bu kuvvet faktörleri tam olarak hesaplanamaz. Hesaplama, dişlerin alveol kemiğinin sadece dış yüzeyinin şekline, boyutuna ve sabit pekiştirme apareyi ile olan ilişkisine göre değil, aynı zamanda kemiğin iç yüzey faktörlerine göre de yapılır. Ancak kök şekli ve boyutu, periodontal bağın veya alveolar kemiğin kalitesi ve mikromorfolojik özellikleri gibi ayrıntılar her bir hasta için ayrıntılı olarak bilinememektedir, bu nedenle de önceden hesaplama mümkün olmamaktadır (118).

Saf yükleme kuvvetlerine ek olarak, kompozit rezinin abrazyonu, dişlerin hareket kabiliyeti ve elastik telin yorulma özelliği gibi faktörler stabilizasyon üzerinde olumsuz etki göstermektedir (14, 38, 118-121).

Bu çalışmanın birincil amacı diş yüzeyine gelen ana stres faktörlerinden biri olan makaslama kuvvetinin farklı sabit pekiştirme aparey materyalleri ve farklı aşındırma yöntemleri kullanılarak ölçülmesidir.

Ortodontik tedavi sırasında, rutin uygulamalarda bonding işlemi sırasında mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla %35-37'lik konsantrasyonda fosforik asit kullanılmaktadır (15).

Mine yüzeyine uygulanan asit sonrası mine yüzeyinin inorganik kısmında dekalsifikasyon gözlenmektedir. Bu durum özellikle ortodontik tedavi sırasında dental

plağın tam olarak uzaklaştırılamaması ve asit ataklarına daha hassas hale gelmesine sebep olmaktadır. Minedeki direncin azalması ile daha kolay dekalsifikasyon ve çürük oluşması görülmektedir. Ayrıca yine sabit ortodontik tedavi gören hastalarda çürük başlangıcı olarak kabul edilen beyaz nokta lezyonlarının görülme sıklığının fazla olduğu bilinmektedir (122). Asitle pürüzlendirme yönteminin ağız hijyeni kötü olan hastalarda bu gibi dezavantajlarının bulunması nedeniyle ve bu durumun önlenmesi amacıyla geliştirilen yeni adeziv sistemlerinin bağlanma dayanımlarının çelişkili olması, mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla araştırıcıları yeni arayışlara yönlendirmiştir (123).

Son yıllarda yapılan çalışmalarda mine yüzeyinin pürüzlendirilmesinde lazer kullanımı artmaktadır (11, 106, 124-139). Lazer ışının doğru parametrelerle kullanılması ile, mine demineralizasyonunun ve çürük oluşumunun engellendiği birçok çalışmada gösterilmiştir (140-155). Dental lazer cihazları piyasaya çıktıkça, bu cihazların mine üzerindeki pürüzlendirme etkileri incelenmiş ve lazer ışını kullanılarak yapılan mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi asit ile pürüzlendirme uygulamasına alternatif olmuştur. Araştırıcılar, lazer ışınının yüzey pürüzlülük oranının asit ile karşılaştırılabilir (156) ya da benzer (157) olduğunu göstermişlerdir.

Bu tez çalışmasında, 3 farklı mine pürüzlendirme yöntemi sonrası (asitle pürüzlendirme, Er:YAG lazer ve Er,Cr:YSGG lazer) mine yüzeyinde meydana gelen değişim ile birlikte sonrasında uygulanan 3 farklı tip sabit pekiştirme apareyinin (0,016 × 0,022 inç ölü yumuşak sekiz sarımlı tel, CAD/CAM destekli ve fiber içerikli tel) kırılma bağlanma dayanımı, kırılma modu ve deformasyon miktarları in vitro olarak karşılaştırılmıştır.

Daha önce yapılan çalışmalarda mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla kullanılan fosforik asit konsantrasyonu ve uygulama süresi değişiklik göstermektedir (128, 131, 132, 134, 136, 137, 158, 159). Ancak %37'lik konsantrasyona sahip fosforik asidin mine pürüzlendirilmesinde 15 saniye süreyle kullanım şekli en çok tercih edilen yöntem (103, 135) olmasından dolayı çalışmamızda jel forma sahip %37'lik fosforik asit 15 saniye süreyle uygulanmıştır (135).

Billings ve Tabak, yapmış oldukları çalışmada mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla kullanılacak olan lazer seçiminde hedef dokunun fiziksel özellikleri ile hangi dalga boydaki ışının etki ettiğinin bilinmesinin önemli olduğunu belirtmişlerdir (76).

Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerinin yüksek hidroksiapatit ve su absorbsiyonuna sahip olmaları (83) mine pürüzlendirmesinde kullanımlarını uygun kılmaktadır.

Daha önce yapılan çalışmalar değerlendirildiğinde, mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi ve demineralizasyonun önlenmesinde 0.5-3 W arasında değişen farklı güç, 80-300 mJ arasında değişen farklı enerji düzeyi ve 2-25 Hz aralığında değişen frekanslardaki Er:YAG lazerin kullanıldığı görülmüştür (6, 11, 125, 127-131, 133, 135, 136, 160-165). Sağır ve ark. yapmış oldukları çalışmada 120 mJ, 10 Hz, 1,2 W olarak ayarlanan kuantum-kare atım modu (QSP) ve orta-kısa atım moduna (MSP) sahip Er:YAG lazer ve asit kullanılarak mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi sonrası ARI ve SBS değerlerini incelemişlerdir. Sonuç olarak, yüksek bağlanma dayanımı açısından Er:YAG lazerin QSP ve MSP modlarının asit ile pürüzlendirmeye göre başarılı bir alternatif olduğunu AFM kullanarak bulmuşlardır (135). Akın ve ark. da 120 mJ, 10 Hz, 1,2 W olarak ayarlanan QSP ve MSP modlarındaki Er:YAG lazer kullanarak yapmış oldukları çalışmada Sağır ve ark. ile benzer sonuç bulmuşlardır. (165) Bu nedenle çalışmamızda, sabit pekiştirme apareylerinin bağlanma dayanımlarının incelenebilmesi aynı zamanda da yüzeylerin atomik kuvvet mikroskobu ile doğru değerlendirilebilmesi amacıyla 120 mJ, 10 Hz, 1,2 W gücünde Er:YAG lazer kullanılmıştır.

Bu çalışmada kullanılan Er,Cr:YSGG lazerin üstün özelliği hidrokinetik sisteme sahip olmasıdır. Diğer lazerlerde yaşanılan en büyük problem ani ısı artışına sebep olması ve bunun sonucunda pulpal inflamasyon görülmesidir (166, 167). Eversole ve ark., bu sistemin hem ısı artışı yaratmadığı hem de etkili bir şekilde kesime izin verdiğini belirtilmişlerdir (168). Berk ve ark. yapmış oldukları çalışmada, lazerin ortalama çıkış gücünün 0-6 W arasında değişmekte olduğu ve mine yüzeyinin kesilmesinde bu değerin 2,5-6 W arasında değiştiğini göstermişlerdir. Mine yüzeyini pürüzlendirmek için ise 0,5-2 W arasında değişen değerler kullanmışlardır. 1,5-2 W lazer ışınının asit ile aşındırma yöntemine bir avantaj olabileceğini belirtmişlerdir (160).

Üşümez ve ark. yapmış oldukları çalışmada 2 W, 20 Hz değerleri kullanılarak pürüzlendirilen mine yüzeyinin asit kullanılan gruplara göre bağlanma dayanımı yönünden anlamlı olarak farklı olmadığını rapor etmişlerdir (169). Başaran ve ark. ise 0,5, 1, 2 W ve 20 Hz değerlerine sahip Er,Cr:YSGG lazerin, en yüksek bağlanma dayanımının 1 W ve 2 W güçte uygulanan gruplarında olduğunu belirtmişlerdir (128). Yukarıda değerlendirilen çalışmalar ışığında, çalışmamızda 2,78 µm dalga boyunda ve 20 Hz hızında 150 µs atım süresi ve 2 W güç ile çalışılarak mine yüzeyi pürüzlendirildi.

Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerin braket bağlanma dayanımlarına olan etkilerinin incelendiği bazı çalışmalarda bu yöntemlerin asit ile pürüzlendirmeye alternatif yöntem oldukları belirtilmektedir (125, 135, 160).

Ortodontide klinik olarak kabul edilebilir bağlanma dayanımları yaklaşık 6-8 MPa arasında değişmektedir (99, 170). Daha önce yapılmış çalışmalarda, Er:YAG lazerin braket bağlanma dayanımları üzerine etkileri incelediğinde tartışmalı sonuçların olduğu gözlenmektedir (135, 137, 171). Ağlarcı ve ark.'nın yapmış oldukları çalışmada bağlanma dayanımı yönünden Er:YAG lazer ve asit arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olamadığı rapor edilmiştir (11). Benzer şekilde Sağır ve ark., Er:YAG ve asit ile pürüzlendirmeyi karşılaştırdıkları çalışmalarının sonucunda anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir (135). Bu çalışmada ise bağlanma dayanımı açısından asit ve Er:YAG lazer arasında anlamlı bir fark olduğu görüldü. Ağlarcı ve Sağır ark.'nın yapmış oldukları çalışmalarda dişlerin bukkal yüzeylerinin kullanılmış olması, mine yapılarındaki bireysel farklılıklar ve bizim çalışmamızdakine benzer şekilde bu çalışmalarda da diş yaşlarının standardize edilememesi farklı sonuçların bulunmasına neden olabileceği düşünüldü. Ancak bazı çalışmalarda Er:YAG lazer, konvansiyonel asite göre daha düşük bağlanma dayanımı gösterirken (133, 171) bazı çalışmalarda ise Er:YAG lazerin aside göre karşılaştırılabilir hatta daha yüksek bağlanma dayanımı olduğu belirtilmiştir (125, 161).

Er,Cr:YSGG lazer sistemi kullanılarak yapılan çalışmalarda ise, mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla kullanımı ile ilgili çelişkili raporlar verilmiştir. Bazı araştırıcılar lazer ile pürüzlendirmenin asit ile pürüzlendirmeye göre daha düşük bağlanma dayanımı olduğunu belirtirken (88, 125, 128, 172), bazı araştırıcılar ise lazer ışının daha avantajlı olduğunu savunmuşlardır (173, 174).

Başaran ve ark.'nın yapmış oldukları çalışmada, lazer ile yapılan pürüzlendirme süresinin 15 saniye olarak tercih edildiğini bunun nedeninin de SEM görüntülerinin incelenmesi sonucu, 30 saniye uygulanan lazer ışınının faydalı olmadığının görülmesi olarak belirtmişlerdir. Literatürde, uygulanılan asit ile aşındırma süresinin 15-60 saniye aralığında değiştiği görülmüştür (128). Ancak farklı süreler arasında anlamlı fark bulunamadığını rapor eden çalışmalar da mevcuttur (175, 176). Yine de asit ve lazerin total pürüzlendirme süreleri karşılaştırıldığında, lazer sistemi, asit ile pürüzlendirme işleminden sonra mine yüzeyinin yıkanma aşamasını elimine etmesinden dolayı hasta başında geçen süreyi azaltmaktadır (128).

Er,Cr:YSGG lazer sisteminin diğer bir avantajı da el aletinin hafif ve ergonomik olmasıdır. Aparatın kullanım kolaylığı minenin gereksiz aşındırılmasını önler. Bununla birlikte, sıvı asit aşındırıcılar kullanılırken asidin mine yüzeyinde istenmeyen bölgelere kayma ihtimali vardır. Mine yüzeyinde kullanılan jel asitler, doğru miktar ve doğru yerde kullanıldığında daha avantajlıdır (128).

Bu çalışmada, asit, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer kullanılarak pürüzlendirilen mine yüzeylerinin değerlendirmelerini yapmak için SEM ve AFM ile görüntüleme yapıldı. SEM diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaya devam ederken, AFM sadece yakın bir tarihte bu disipline dahil olmuştur ve nadiren herhangi bir lazer tipi ışınlamasıyla elde edilen mine yüzeyinde oluşan morfolojik değişikliklerinin incelenmesi amacıyla kullanılmaktadır (177). AFM, nanometrik fraksiyonlarda çözünürlük gösteren prob mikroskopisinin çok yüksek çözünürlüklü bir türüdür. AFM, mikro-düzensellik gösteren katı yüzeylerin analizi için uygun bir yöntem olarak kabul edilmektedir (178). Her iki teknik de avantaj ve dezavantajlara sahiptir ve birbirlerini tamamlayıcı niteliktedir. SEM'in AFM'ye karşı iki ana avantajı vardır: Birincisi, örnekler herhangi bir preperasyon yapılmadan incelenebilir (her zaman gerekli olmayan yüksek çözünürlüklü görüntüler için yapılan altın kaplamanın dışında) ve ikincisi, mikroskop enerji dağılımlı x-ışını spektroskopi dedektörü ile kullanılırsa, numunenin kimyasal bileşimi elde edilebilir. AFM'nin avantajı ise sadece yüzey morfolojisini elde etmekle kalmaz aynı zamanda parçacıkların, vadilerin ve çatlakların yüksekliklerinin ölçülmesinde özellikle yararlı olarak üç boyutlu bilgi elde edilmesine izin vermektedir (177). Bu nedenden dolayı Er:YAG, Er,Cr:YSGG lazer ve asit ile pürüzlendirme sonrası mine yüzey morfolojisinde ortaya çıkan çatlakları 3 boyutlu olarak görüntüleyebilmek için AFM kullanıldı.

Asitle pürüzlendirilen örneklerin düzenli ve hafif olukları görünürken, her iki lazer modu da mikro çatlak, düzensiz ve heterojen yüzey karakteristikleri yaratmıştır. Yapılan AFM taramaları SEM görüntülerini destekler şekilde bulunmuştur. Asitle pürüzlendirilen yüzeyler daha düzenli ve hafif pürüzlü bir yüzeye sahipken, her iki lazer örneğinde de düzensiz ve fazla pürüzlü yüzeylerin olduğu görüldü. Bununla birlikte SEM değerlendirmeleri, yüzey morfolojilerinin görüntülenebilmesi amacıyla 2 diş ve her bir dişin 3 farklı bölgesinden görüntü alınarak bakılmıştır. AFM taramaları ise her grup için 6 diş değerlendirilerek bakılmıştır. Bu şekilde de lazer ve asit kullanılarak pürüzlendirilen dişlerin, yüzey pürüzlülük değerleri karşılaştırıldı ve lazer gruplarının

asit ile pürüzlendirmeye göre daha pürüzlü yüzeyler olduğu sonucuna ulaşıldı. Rodriguez ve ark.'ları yapmış oldukları çalışmada farklı güçlerdeki Er:YAG lazerin mine yüzeyinde oluşturduğu morfolojik değişiklikler incelenmiştir. Bunun sonucunda, pürüzlendirme sonrası oluşan çatlakların farklı genişlik ve derinliklere sahip oldukları, kullanılan ışınlama koşulları ile çatlak boyutları arasında bir korelasyon kurmanın mümkün olmadığını ve daha fazla çalışma yapılmasına ihtiyaç olduğunu belirtmişlerdir (177). Sağır ve ark.'nın yapmış oldukları çalışmada ise tek bir örnek kullanılarak lazer ve asit uygulama sonrası mine yüzeyinde oluşan değişiklikler AFM ile değerlendirilmiştir. Ancak yüzey morfolojisinin kapsamını belirlemek ve niceliksel veriler elde etmek için daha fazla numunelerle daha ileri araştırmalara ihtiyaç duyulmakta olduğu belirtilmiştir (135). Daha önce yapılan çalışmalar değerlendirildiğinde lazer ile aşındırma sonrası lingual sabit pekiştirme apareylerinin bağlanma dayanımının değerlendirildiği ve dişlerin sabit pekiştirme apareyi öncesi yüzeylerinin görüntülendiği herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle bu tez çalışması literatürde ilk olma özelliği taşıdığı için önem arz etmektedir.

Sabit pekiştirme apareyleri genellikle alt anterior çapraşıklıkları önlemek amacıyla kullanılırlar. Herhangi bir sabit retansiyon apareyi kullanmayan hastalara göre, sabit pekiştirme apareyi kullanan hastalarda tedaviden 5-10 yıl sonra daha iyi bir hizalanma olduğu görülmüştür. Ayrıca sabit pekiştirme apareylerinin oral sert ve yumuşak dokuya herhangi bir zararlı etkilerinin olmadığı belirtilmiştir (179).

Lingual sabit pekiştirme apareyi imalatı için birçok kompozit ve tel kombinasyonları kullanılabilir. Bu çalışmada farklı materyaller kullanılarak üretilen 3 farklı sabit pekiştirme apareyi ile tek bir kompozit çeşidi kullanılarak bağlanma dayanımları test edilmiştir. Kullanılan tellerden bir tanesi 0,016 × 0,022 inç sekiz sarımlı ölü tel olan Bond a Braid'dir. Üreticiler, ölü yumuşak sekiz sarımlı telin, beş sarımlı paslanmaz çelik tellere göre daha kolay adapte edilebilmesi ve telin pasif olması nedeniyle istenmeyen diş hareketine sebep olmaması gibi avantajlarından dolayı daha üstün olduğunu savunmaktadır. Sekiz sarmallı telin üreticisi, bu telle yapılan splintin yuvarlak tellerle görülen tork kayıplarını önlediğini belirtmişlerdir (4).

Çalışmada kullanılan bir diğer pekiştirme apareyi ise cam fiber takviyeli materyal olan Everstick Ortho lingual sabit pekiştirme apareyidir. Cam fiber takviyeli materyaller yüksek direnç ve hafiflik gerektiren yatlar, yarış ekipmanları, tekne gibi çeşitli teknik alanlarda kullanılan bir materyaldir. Diş hekimliğinde kullanımı kompozit kronlar ve

köprü yapımı gibi alanlarda yerini almıştır ve sadece fiber takviyeli kompozit sabit pekiştirme apareyler son zamanlarda twist-flex sabit pekiştirme apareylere alternatif haline gelmiştir. Bunlardan sadece Everstick Ortho sabit pekiştirme apareyi ortodontik retansiyon amaçlı dizayn edilmiştir (7).

Son olarak çalışmamızda kullandığımız diğer bir sabit pekiştirme apareyi Memotain'dir. Memotain 0,014 x 0,014 inç köşeli çelik telden CAD/CAM kullanılarak imal edilmiştir. Tel, hastanın dil ve diş anatomisine tam olarak uyum sağlayabilmesi için oldukça esnek ve özel olarak kesilmiştir. Memotain ismi nikel-titanyum özelliğinden dolayı 'memory' ve 'retainer' kelimelerinin kombinasyonlarından meydana getirilmiştir (73). Memotain sabit pekiştirme apareyi, nikel-titanyum levhadan kesilir "boş kâğıt" olarak adlandırılan bu levha bir kâğıt parçasını kesen bir makas gibi elde edilir ve sonuç olarak yumuşak kurvatürler ile kesilmiş bir tel ortaya çıkmış olur. (73)

Memotain geleneksel çok sarımlı lingual sabit pekiştirme apareylere göre birçok avantajlar sunar. Bu avantajlar; tel ölçümü ya da bükümü gerektirmemesi, her bireye özel olarak tasarlanmasından dolayı en uygun şekilde yerleşime imkân vermesi, daha fazla uyum, daha sıkı interproksimal adaptasyon, daha az dil tahrişi, daha iyi dayanıklılık ve daha az mikrobiyal kolonizasyon olarak sıralanabilir (73). Ancak günümüzde Memotain materyali ile yapılmış in vitro ya da in vivo çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle bu avantajların bilimsel verilerle desteklenip desteklenmediğini belirlemek için klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

Tüm yukarda belirtilen avantaj, dezavantaj ve materyal özelliklerinden dolayı bu çalışmada Bond a Braid, Everstick Ortho ve Memotain lingual sabit pekiştirme tellerinin kullanılmasına karar verilmiştir.

Bu tarzdaki bir in vitro çalışmanın ardından akla gelen sorulardan biri de çalışmada test edilen kuvvetlerin, klinik şartlar altında meydana gelen kuvvetlere kıyasla gerçeği ne kadar iyi yansıttığıdır. Bu çalışmada, dişler arası tele vertikal yönlendirilmiş kuvvet uygulandı. Cooke ve Sherriff yapmış oldukları çalışmada, bağlı bir tele dikey bir kuvvet uygulandığında gerilim, kayma ve burulma kuvvetlerinin aynı anda oluşabildiğini göstermişlerdir (8). Öte yandan malzemelerin hazırlanması ve test edilmesi için standart bir protokolün bulunmaması ve bağ kuvvetinin ölçümlerinin oldukça değişken olmasından dolayı bağlanma kuvveti çalışmalarının daha önceki çalışmalarla kıyaslanmasının zor olduğu belirtilmiştir (121). Lingual sabit pekiştirme apareyleri

kullanılarak yapılan bağlanma dayanımı çalışmalarının çok az olması ve test modellerinin farklı olması, daha önce yapılan çalışmalarla olan karşılaştırma ve değerlendirmeleri daha da zorlaştırmaktadır (8, 14, 118).

Makaslama bağlanma dayanım testleri standardize edilebilme kolaylığı ve klinik ortamı daha iyi yansıtmalarından dolayı daha sık tercih edilen test yöntemlerinden birisidir (180, 181). ISO standartlarına göre yaklaşma hızının 0,75 ± 0,30 mm/dk olması önerilmektedir (182). Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda cihazın hızı 1 mm/dk olacak şekilde makaslama bağlanma dayanımı testi kullanıldı.

## 5.2. Bulguların Tartışması

Yapılan bu çalışmada; asit, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerinin mine yüzeyine uygulanma sonrası, minede oluşan pürüzlülük değerleri incelenmiştir. Bu değerler ışığında her bir grup için 6 örneğin incelenmesi sonucunda herhangi bir aşındırma yöntemine maruz kalmayan düz yüzeyin en az pürüzlülük gösterdiği daha sonra asit uygulanan yüzey, ardından Er:YAG lazer (10 Hz, 1,2 W**)** ve en yüksek pürüzlülük değerinin ise Er,Cr:YSGG lazer (20 Hz, 2 W) grubunun gösterdiği bulunmuştur.

Bruno ve ark.'nın yapmış oldukları çalışmada asit uygulama süresinin pürüzlülük üzerine olan etkilerini incelemişledir. Asit uygulama süresinin artmasıyla beraber pürüzlülük oranlarının da arttığını ve 15 saniye asit uygulama sonrası ortalama Ra değeri 321 nm olarak bulmuşlardır. (183)

Sağır ve ark.'nın yapmış oldukları çalışmada ise her bir grupta 12 adet çekilmiş insan premolar dişi kullanılmıştır. % 37'lik fosforik asit, orta-kısa atım modu (MSP) Er:YAG lazer ve kuantum-kare atım modu (QSP) Er:YAG lazer kullanılarak yapılan çalışmada profilometre ile bakılan yüzey pürüzlülük değerleri asit grubunda ortalama 32,6 nm, MSP grubunda 110,6 nm, QSP grubunda ise 130,2 olarak bulunmuştur (135). Bu tez çalışmasında Sağır ve ark.'nın sonuçlarına benzer olarak lazer grubunun, asit grubuna göre daha fazla pürüzlü yüzeyler oluşturduğu görülmüştür.

Rodriguez-Vilchis ve ark.'nın yapmış oldukları çalışmada, teropatik nedenlerden dolayı çekilen 5 adet sürmemiş yirmilik diş minesinin farklı güçlerde Er:YAG lazer ile aşındırılarak pürüzlülük değerlerine bakılmıştır. Er:YAG lazer 100 mJ/ 10 Hz güçte kullanıldığında 93,6 Ra değeri bulunurken, 150 mJ / 10 Hz güçte kullanıldığında 200,34 Ra değeri ölçülmüştür (177). Bulunan bu pürüzlülük değerlerinin bizim

çalışmamızdakinden farklı olmasının nedeni, premolar ve molar dişler üzerinde aşındırma işlemi uygulamaları ve çalışılan premolar ve molar dişlerin alt keser dişlere oranla daha kalın bir mine tabakasının olması sonucu daha az pürüzlülük oranının görülmesi olabilir.

Bu çalışmada asit, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerinin mine yüzeyine uygulanma sonrası, minede oluşan pürüzlülük değerleri ile herhangi bir aşındırma yöntemi uygulanmadan önceki mine yüzeyinin pürüzlülük değerleri birbirleriyle karşılaştırılmıştır. Pürüzlülük düzeyleri bakımından aşındırma yöntemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir (p=0,001). En fazla pürüzlülük değerinin Er,Cr:YSGG lazerde olduğu görülürken en az pürüzlülük değerinin asit grubunda olduğu tespit edilmiştir. Er,Cr:YSGG lazerin Er:YAG lazere göre atım sayısının ve gücünün daha fazla olması, pürüzlülük oranının da doğru orantılı olarak artmasını sağladığı şeklinde yorumlanabilir.

Bu çalışmada SEM ve AFM teknolojisi kullanılarak mine yüzeyinde başarılı bir değişiklik olduğu gösterilmiştir. Bununla birlikte, klinik başarıyı doğrulamak için uzun süreli klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

Yapılan literatür değerlendirmesinde, lingual sabit pekiştirme apareyi bağlanma dayanımını sağlayacak en uygun lazer parametreleri ve sabit pekiştirme apareyi eşleşmelerinin gösterildiği herhangi bir çalışma bulunmamıştır. Çalışmamızın en önemli amaçlarından biri de yeterli lingual sabit pekiştirme apareyi bağlanma dayanımını sağlayacak lazer parametrelerinin ve uygulanacak sabit pekiştirme apareyi materyalinin belirlenmesidir.

Bu çalışmada Bond a Braid ve asit parametresinin beraber kullanıldığı grupta ortalama bağlanma dayanımı 11,02 MPa, Bond a Braid-Er,Cr:YSGG grubunda 5,49 MPa ve son olarak Bond a Braid – Er:YAG grubunda ise 7,22 MPa bulunmuştur. Baysal ve ark.'nın yapmış oldukları çalışmada 3 farklı sabit pekiştirme apareyi materyali kullanılarak bağlanma dayanımlarını değerlendirilmiştir. Bond a Braid-asit grubunun bağlanma dayanımı yaklaşık olarak 40 N olarak bulunmuştur (4). Cooke ve ark.'nın Bond a Braid ve asit grubunun Transbond LR kullanılarak yapmış oldukları çalışmada ortalama bağlanma dayanımı 37,70 N olarak gösterilmiştir (8). Cooke ve Sherriff mine yaşının, lingual morfolojinin ve diş boyutlarının, bağlanma ara yüzeylerine uygulanan kuvveti etkilediğini belirtmişlerdir (8). Bu nedenle Baysal ve ark. in vivo ortamın daha iyi

yansıtılabilmesi amacıyla morfoloji ve mine yaşı bakımından birbirinden farklı insan alt ön dişleri kullanarak çalışmayı sınırlandırmışlardır (4).

Sabit pekiştirme apareylerinin nihai başarısı dişlerin boyutu, kalitesi ve tutucu üzerindeki oklüzal yük ile belirlenir (121). Büyük diş kronları, gelen kuvvetin geniş bir mine alanı üzerine yayılmasını sağlayan, geniş bağlanma alanlarına sahiptir (121). Bu çalışmada kullanılan dişlerin boyutu ve morfolojisi birbirinden farklı olmasına rağmen, sabit pekiştirme apareylerinin mine yüzeyine yapıştırılmasında minimold seti kullanılarak mine üzerindeki tutucu kompozitin alanı standartlaştırılmıştır. Böylece, her bir örnek için aynı bağlanma alanı oluşturulmuştur.

Foek ve ark.'nın yapmış oldukları çalışmada 4 farklı fiberle güçlendirilmiş sabit pekiştirme apareyi ile 1 adet paslanmaz çelik telden oluşan lingual sabit pekiştirme apareylerinin akıcı kompozit kullanılarak bağlanma dayanımları test edilmiştir. Everstick Ortho lingual sabit pekiştirme apareyinin ortalama bağlanma dayanımı 772 ± 348 N olarak belirtilmiştir (10). Brauchli ve ark., 5 farklı akıcı kompozit kullanarak Everstick Ortho lingual sabit pekiştirme apareyinin bağlanma dayanımını test etmiştir. Transbond LR ve Everstick Ortho kullanılan grubun ortalama bağlanma dayanımının 8,40 MPa olduğu gösterilmiştir (7). Foek ve ark.'nın yapmış oldukları çalışmada ise Everstick Ortho ve asit kullanılan grubun bağlanma dayanımının 7,6-2,6 MPa olduğu bulunmuştur (9). Bu tez çalışmasında, Everstick Ortho ve asit uygulanan grubun ortalama bağlanma dayanımı 8,02 MPa, Everstick Ortho-Er:YAG lazer grubunun 5,19 MPa ve Everstick Ortho-Er,Cr:YSGG lazer grubunun ise 3,30 MPa bağlanma dayanımına sahip olduğu bulunmuştur. Elde edilen sonuçların, literatürde yapılan diğer çalışmalar incelendiğinde, Everstick Ortho lingual sabit pekiştirme apareyi kullanılarak yapılan bağlanma dayanımı ölçümlerine benzer sonuçlar bulunduğu görülmüştür.

Memotain sabit pekiştirme apareyi kullanılarak yapılan herhangi bir çalışma henüz literatürde yer almadığı için karşılaştırma yapılamamaktadır.

Yapılan bu tez çalışmasında farklı sabit pekiştirme apareylerinin ve farklı aşındırma yöntemlerinin bağlanma dayanımları açısından grup içi karşılaştırılması istatistiksel olarak anlamlı iken farklı sabit pekiştirme apareyi*aşındırma yöntem etkileşimleri incelendiğinde ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı görüldü.

Bu tez çalışmasında kullanılan sabit pekiştirme apareyleri bağlanma dayanımları açısından değerlendirildiğinde, ölü yumuşak telin diş yüzeyine daha kolay adapte

edilebilmesi ve herhangi bir kuvvet uygulamaması ile birlikte Bond a Braid telinin kolay bükülebilir olması, gelen kuvvetin dişe iletilmeyip daha çok telin deformasyonu ile sonuçlanması ve böylelikle de diş ve tel arasında oluşan stresin azalarak bağlanma dayanımının artması ile sonuçlanabilmesi ile birlikte Memotain telinin elastikiyet ve şekil hafızası özelliğinin olması, gelen kuvvetin absorbe edilmeden direk olarak dişe iletilmesini sağlayarak, sabit pekiştirme apareyinin mine yüzeyinden daha kolay ayrılmasına neden olabildiği düşünülmektedir.

Yapılan bu çalışma sonucunda Everstick Ortho sabit pekiştirme apareyinin Bond a Braid apareyine göre aralarında bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görülürken, Memotain sabit pekiştirme apareyine göre anlamsız olduğu bulundu. Everstick sabit pekiştirme apareyinin lifli bir yapıya sahip olması ve bu nedenle daha kolay bir şekilde liflerin kopması ile sonuçlanması Bond a Braid sabit pekiştirme apareyine göre bağlanma dayanımının daha yetersiz kalması ile sonuçlanmasına neden olmuş olabilir.

Memotain sabit pekiştirme apareyi, Bond a Braid sabit pekiştirme apareyiyle bağlanma dayanımı açısından karşılaştırıldığında aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark görülürken Everstick sabit pekiştirme apareyiyle aralarında anlamlı fark bulunmadı. Memotain apareyinin nikel titanyum içermesinden kaynaklanan esneklik özelliğinin, makaslama kuvvetleri karşısında daha kolay dişten ayrılması ile sonuçlandığı düşünülmüştür.

Kullanılan aşındırma yöntemlerinden bağımsız olarak Bond a Braid sabit pekiştirme apareyinin ortalama bağlanma dayanımı 7,91 MPa, Everstick Ortho lingual sabit pekiştirme apareyinin 5,50 MPa ve Memotain lingual sabit pekiştirme apareyinin ise 5,28 MPa bağlanma dayanımına sahip olduğu ve bu değerler arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu görüldü.

Reynolds, braketin mine yüzeyinden ayrılması için gereken kuvvetin 6-8 MPa arasında olması gerektiğini ancak bu durumun lingual sabit pekiştirme apareyleri için geçerli olmadığını belirtmiştir (99). Literatürde, lingual sabit pekiştirme apareyleri ile ilgili, klinik olarak kabul edilmiş bağlanma kuvveti hakkında çok az bilgi vardır (8). Bu nedenle çalışmada bulunan sonuçların karşılaştırılabilmesi ve değerlendirilebilmesi oldukça zor olmaktadır. Bond a Braid sabit pekiştirme apareyinin ortodonti pratiğinde günümüze kadar kullanıldığı ve klinisyenler tarafından başarılı bulunduğu bilinmekte

olup bu çalışmada Bond a Braid, Everstick ve Memotain sabit pekiştirme apareyleri arasında bağlanma dayanımı açısından anlamlı fark olduğu bulunmuş olup en yüksek bağlanma dayanımının Bond a Braid grubunda olduğu görülmüştür. Ancak tüm bu sonuçların klinik olarak anlamlı olup olmadığının değerlendirilebilmesi için klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

Çalışmada kullanılan mine yüzey aşındırma yöntemlerinin bağlanma dayanım değerleri açısından grup içi karşılaştırılmasının istatistiksel olarak anlamlı olduğu ayrıca asit grubunun bağlanma dayanımı 8,66 MPa, Er:YAG lazer grubunun 5,41 MPa ve Er,Cr:YSGG lazer grubunun ise 4,62 MPa bağlanma dayanımına sahip olduğu görülmüştür. Elde edilen sonuçlara göre aşındırma yöntemlerinin yüzey pürüzlülük değerleri arasında ters korelasyon olduğu görülmüştür. Yüzey pürüzlülük değerleri en fazla Er,Cr:YSGG lazer grubunda, daha sonra Er:YAG lazer grubunda ve en az ise asit grubunda bulundu. Sonuç olarak pürüzlülük değerleri arttıkça bağlanma dayanım değerlerinin azalmış olduğu görülmektedir. Ancak bulunan bu sonuç, Sağır ve ark.'nın çalışmasıyla çelişmektedir. Sağır ve ark.'nın farklı atım ayarlarına sahip lazer uygulamasının, braket bağlanma dayanımı üzerine olan etkilerini gösterdikleri çalışmada asit grubunun ortalama bağlanma değeri 6,6 MPa, MSP mod Er:YAG lazer 10,1 MPa ve QSP mod Er:YAG lazer ise 11,8 MPa değerine sahipken, asit grubunun ortalama Ra değeri 32,6 nm, MSP mod Er:YAG lazerin 110, 6 nm ve son olarak da QSP mod Er:YAG lazerin Ra değerinin 130,2 olduğu gösterilmiştir (135). Bizim çalışmamız ile lazerin bağlanma dayanımına olan etkisini araştırma bakımından benzerlik gösteren Sağır ve ark.'nın yaptığı çalışma bulgularındaki farklılığın, braket yerine lingual sabit pekiştirme apareyinin kullanılmasından kaynaklandığı düşünüldü.

Çalışmada uygulanan tüm aşındırma yöntemlerinin bağlanma dayanım değerleri açısından grup içi karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı sonuç bulunmuştur.

Bu tez çalışmasında farklı sabit pekiştirme apareyi ve aşındırma yöntemi kullanılarak oluşturulan gruplarda deformasyon değerleri karşılaştırılmıştır. Bond a Braid-asit grubunda telde oluşan ortalama deformasyon miktarı 0,93 mm, Bond a Braid-Er,Cr:YSGG lazer grubunda 0,91 mm ve Bond a Braid-Er:YAG grubunda ise 0,51 mm olarak bulunmuştur. Farklı aşındırma yöntemleri kullanılarak sabit pekiştirme apareyinde oluşan deformasyon miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür.

Baysal ve ark.'nın yapmış oldukları çalışmada Bond a Braid ve asit kullanılarak yapıştırılan sabit pekiştirme apareylerinde gözlenen ortalama deformasyon miktarı 3,5 mm, 0,0215 inç beş sarımlı tel olan PentaOne sabit pekiştirme apareyi telinde ise 0,5 mm olarak bulunmuştur. Daha küçük deformasyon, gelen kuvvetin dişlere aktarılmasına ve böylece periodontal sağlığa yardımcı olmasına neden olabileceği belirtilmiştir. Bunlara ek olarak, çiğneme kuvvetleri, diş ipi ile telin altındaki alanı temizleme kuvvetleri tutucu telin kırılmasıyla sonuçlanan deformasyona neden olabilir. Daha kolay deforme olan sabit pekiştirme apareylerinin kırılmaya daha yatkın olduğu belirtilmiştir (4).

Cooke ve ark.'nın yapmış oldukları çalışmada Bond a Braid ve asit kullanılarak oluşturulan grupta ortalama deformasyon miktarı ise 1,51 mm olarak bulunmuştur (8). Bu tez çalışmasında Everstick Ortho-asit kullanılan grupta oluşan deformasyon miktarı ortalama 0,55 mm, Everstick Ortho-Er,Cr:YSGG lazer grubunda 0,65 mm, Everstick Ortho-Er:YAG lazer grubunda ise 0,77 mm olarak bulunmuştur.

Literatürde yapılan çalışmalar değerlendirildiğinde Everstick Ortho kullanılarak sabit pekiştirme apareyinde oluşan deformasyon miktarının incelendiği herhangi bir çalışma bulunmamıştır. Bu nedenle bu tez çalışması sonucunun değerlendirilebilmesi ve tartışılabilmesi bakımından daha fazla çalışma yapılmasına ihtiyaç vardır.

Memotain sabit pekiştirme apareyi ve farklı aşındırma yöntemleri kullanılarak yapılan çalışmada Memotain telinde hiçbir şekilde deformasyon görülmemiştir. Bunun da nedeninin nikel-titanyum içermesinden dolayı şekil hafızası özelliğine sahip olup vertikal kuvvet karşısında esneyerek tekrar eski halini alması olduğu düşünülmüştür. Nikel titanyum alaşımlar, yüksek esneklik, sınırlı şekil verilebilme ve ısıl hafıza özelliklerine sahip olan malzemelerdir. Şekil hafızalı bu alaşımlar, deformasyona uğratıldıklarında uygulanan sıcaklık ve gerilmelere bağlı olarak eski şekil ve boyutuna geri dönebilme özelliği gösteren metalik malzemelerdir (184). Tekrar eski haline dönebilen şekil değiştirme olayına elastik deformasyon denilirken eski haline dönemeyen şekil değiştirme olayına ise plastik deformasyon denilmektedir. Hafif şiddetteki kuvvet, ortodontik telde elastik deformasyona neden olurken, şiddetin artmasıyla birlikte plastik deformasyon oluşturmaktadır. Kuvvetin şiddetinin çok fazla olması durumunda ise telde kırılma meydana gelmektedir (12). Bu bilgiler ışığında, toplam 45 Memotain telden sadece 2 tanesinin üzerine plastik deformasyon sınırından daha fazla kuvvetin gelmesinden dolayı kuvvetin uygulanma bölgesinden kopma

görülmüştür. Ancak kopan parçalar birleştirildiğinde tel üzerinde bir deformasyon gözlenmemiştir.

Bu tez çalışmasında farklı sabit pekiştirme apareylerinin kullanılması ile yapılan deformasyon ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Ayrıca sabit pekiştirme apareyi ve aşındırma yöntem kombinasyonunun değiştirilmesi deformasyon miktarı üzerinde etkili olduğu bulunmuştur. Yapılan çalışma istatistiksel olarak değerlendirildiğinde sabit pekiştirme apareyi*aşındırma yöntem etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Everstick ve Bond a Braid sabit pekiştirme apareyler deformasyon yönünden karşılaştırıldığında, paslanmaz çelik telden oluşan Bond a Braid sabit pekiştirme apareyinin içerdiği materyalden dolayı daha rijit ve daha kırılgan yapıya sahip olması, fiber sabit pekiştirme apareyine göre daha fazla deformasyon göstermesinin nedenini oluşturabilir. Benzer şekilde nikel titanyum gibi şekil hafıza özelliği olan oldukça esnek materyalden yapılan Memotain sabit pekiştirme apareyinin da herhangi bir deformasyon göstermemesinin nedenini açıklamaktadır.

Bu tez çalışmasının sonuçlarına göre; farklı sabit pekiştirme apareyi ve farklı aşındırma yöntemi kullanılan gruplar ARI indeksi yönünden değerlendirilmiştir. İstatistiksel değerlendirme sonucunda sabit pekiştirme apareyleri arasında ARI indeks yönünden anlamlı fark olduğu görülmüştür. ARI skoru 1 olan örnek sayısı en fazla Memotain grubunda olup toplam 45 örnekten 42'sinde görülmüştür. Daha sonra 40 örnek ile Bond a Braid ve en son 25 örnek ile Everstick grubu 1 ARI skoruna sahip olduğu bulunmuştur. Bulunan bu sonuçlar değerlendirildiğinde sabit pekiştirme apareyi telinin esnekliği arttıkça mine-adeziv arasındaki bağlantıda olan kopmanın daha fazla olduğu görülmüştür. Böylelikle diş yüzeyinde kalan artık miktarının daha az olması, hasta başında geçen zamanın da daha az olmasını sağlayacaktır. Ayrıca Everstick sabit pekiştirme apareyinin lifli bir yapıya sahip olması, diş yüzeyinde kalan artık miktarının da daha fazla olmasına neden olduğu şeklinde yorumlanabilir.

Bu çalışmada farklı sabit pekiştirme apareyleri arasında ARI indeks yönünden anlamlı fark olduğu görülmüştür. Farklı aşındırma yöntemleri kullanılarak yapılan ARI skoru 1 olan örnek sayısı en fazla Er:YAG ve Er,Cr:YSGG grubunda olup 45 örnek içerisinden 39'unda tespit edilmiştir. İkisi arasından da Er:YAG lazerin diş yüzeyinde kalan kalıntının Er,Cr:YSGG lazere göre daha fazla olduğu görülmüştür. Asit grubunda ise 1 ARI skoruna sahip olan örnek sayısının 29 olduğu görülmüştür. Bulunan bu sonuçlar değerlendirildiğinde sabit pekiştirme aparey telinin esnekliği arttıkça mine-adeziv

arasındaki bağlantıda olan kopmanın daha fazla olduğu görülmüştür. Böylelikle diş yüzeyinde kalan artık miktarının daha az olması, hasta başında geçen zamanın da daha az olmasını sağlayacaktır. Ayrıca Everstick sabit pekiştirme apareyinin lifli bir yapıya sahip olması, diş yüzeyinde kalan artık miktarının da daha fazla olmasına neden olduğu şeklinde yorumlanabilir.

Cooke ve ark.'nın yapmış oldukları çalışmada Bond a Braid ve asit kullanılarak oluşturulan 13 grubun ARI indeksini değerlendirmişlerdir. Tüm örneklerin ARI indeksini 2 olarak bulmuşlardır (8). Kırılma modunun tel-kompozit arasında olmasını, örneklerin boyutunun küçük olması ve daha az sayıda adeziv kopmalarının gözlenebileceği şeklinde yorumlamışlardır.

Baysal ve ark.'nın yapmış oldukları çalışmada bir tanesi Bond a Braid lingual sabit pekiştirme apareyi olan 3 farklı paslanmaz çelik lingual sabit pekiştirme apareylerinin ARI indeksini değerlendirmişlerdir. Sabit pekiştirme apareyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamadıklarını belirtmişlerdir (4). Bununla birlikte sabit pekiştirme apareyi telinin çapı azaldıkça, telin dişten ayrılma kuvvetinde artma eğilimi gözlemlemişlerdir. Bu bulgu Cooke ve ark.'nın bulgularıyla tutarlı olup daha ince olan tellerin esnekliğinden kaynaklanabileceği belirtilmiştir (8). Bu esneklik avantajlı görünse de, Zachrisson tel çapı arttıkça tel kırılma insidansının azaldığını bildirmiştir (185). Baysal ve ark.'nın yapmış oldukları çalışmada kırılma modları arasında anlamlı farklılık olmadığını belirtmişlerdir. Literatürdeki yaygın kırılma modları incelendiğinde çelişkili sonuçlar bulunmuştur. Kırılmalar hem kompozit-tel arasında (8) hem de kompozit-diş (186) arasında olduğu görülmüştür. Aynı zamanda telin kırılması, teldeki gevşeme, tel kırıkları ve kompozitten meydana gelen aşınmalar bildirilmiştir (187).

Bu çalışmada ARI indeks ile aşındırma yöntemleri arasında anlamlı ilişki olduğu tespit edilmiştir. Asit grubunda, lazer gruplarına göre mine yüzeyinde kalan artık kompozit miktarı daha fazla bulunurken, en az artık kompozit ise Er,Cr:YSGG lazer grubunda tespit edilmiştir. Bu durumu Martinez-Insua ve ark., lazer ile pürüzlendirilen yüzeylerde daha az miktarda veya hiç adezivin kalmaması, lazerin uygulama sonrası meydana gelen mikro patlamaların neticesinde minenin zayıfladığı ve daha heterojen bir yüzey elde edildiği şeklinde açıklamışlardır (88).

Alavi ve ark.'nın yapmış oldukları çalışmada asit ve Er:YAG lazer kullanılarak mine yüzeyinin pürüzlendirilme sonrası ortodontik braketlerdeki bağlanma dayanımlarının ve

kırılma modlarının karşılaştırılması yapılmıştır. İki grup arasında kırılma modları yönünden anlamlı fark görülmemiştir. Ancak lazer grubunda braketin arkasında kalan kompozit miktarı daha fazla bulunmuştur (188). Bu durum birçok çalışma ile aynı sonucu taşımaktadır (125, 131, 171). Mine yüzeyinde daha az kompozit artığının kalmasının hem avantaj hem de dezavantajı vardır. Mine yüzeyinde daha az kompozit miktarının kalması, hasta başında geçirilecek zamanın daha az olmasını sağlar. Ancak bazı araştırıcılar braket-adeziv arasındaki kopmanın mine-adeziv arasındaki kopmaya göre daha güvenilir olduğunu belirtmişlerdir. Bunun da nedeninin debonding sırasında mine yüzeyinde meydana gelebilecek kırık ve çatlakların görülebilmesi olarak yorumlamışlardır (189, 190).

Literatür incelendiğinde fiberle güçlendirilmiş sabit pekiştirme apareyi olan Everstick Ortho ve Memotain sabit pekiştirme apareyi kullanılarak ARI indeksi ölçüm çalışması bulunmamaktadır. Bu nedenle bu tez çalışmasının değerlendirilebilmesi ve karşılaştırma yapılabilmesi amacıyla daha fazla çalışma yapılmasına ihtiyaç vardır.

Bu tez çalışmasında 3 farklı aşındırma yöntemi kullanılarak mine yüzeyinde meydana gelen değişiklikler SEM ve AFM ile gözlemlendi. Aşındırma yöntemleri ile pürüzlendirilen mine yüzeyinde 3 farklı sabit pekiştirme apareyi uygulanarak mine bağlanma dayanımları ölçüldü. Tüm bu değerlendirmeler sonucu çalışmadan çıkan bulgular değerlendirildiğinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

- %37'lik ortofosforik asit, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer sistemleri ortodontik tedavi sonrası sabit pekiştirme apareyi uygulamaları öncesi yüzey pürüzlendirilmesinde etkin olarak kullanılabileceği görülmüştür.
- Çalışmada kullanılan 0,016 x 0,022 inç ölü yumuşak sekiz sarımlı tel, fiber içerikli ve CAD/CAM destekli retansiyon tellerinin bağlanma dayanımları açısından klinik olarak uygun olduğu düşünülmektedir.
- SEM ve AFM kullanılarak mine yüzeyinde meydana gelen değişiklikler başarılı bir şekilde kaydedilmiştir ve iki görüntüleme yönteminin de birbirini destekler nitelikte olduğu bulunmuştur.
- Yüzey pürüzlülüğü değeri asit uygulanan grupta en az, Er,Cr:YSGG lazer uygulanan grupta ise en yüksek olarak ölçülmüştür.
- Bağlanma dayanım değeri aşındırma yöntemleri içerisinde en yüksek asit, en düşük Er,Cr:YSGG lazer uygulamalarında; sabit pekiştirme apareyleri içerisinde

ise en yüksek 0,016 x 0,022 inç ölü yumuşak sekiz sarımlı tel, en düşük ise CAD/CAM destekli retansiyon teli kullanılan grupta tespit edilmiştir.

- Deformasyon miktarı en fazla 0,016 x 0,022 inç ölü yumuşak sekiz sarımlı tel grubunda asit uygulaması ile, en az ise CAD/CAM destekli retansiyon teli grubunda gözlenmiştir.
- Kırılma modu açısından aşındırma yöntemleri içerisinde mine yüzeyinde kalan artık miktarının en fazla asit uygulanan grupta, en az ise Er,Cr:YSGG lazer uygulanan grupta olduğu tespit edildi.
- Kırılma modu açısından sabit pekiştirme apareyleri içerisinde mine yüzeyinde kalan artık miktarının en fazla fiber destekli retansiyon teli kullanılan grupta, en az ise CAD/CAM destekli retansiyon teli kullanılan grupta olduğu görülmüştür.
- Çalışmada kullanılan farklı sabit pekiştirme aparey materyalleri ve aşındırma yöntemlerinin grup içi karşılaştırmalarında bağlanma dayanımları açısından anlamlı fark tespit edilirken, bunların etkileşimlerinde fark anlamlı değildi.
- Çalışmada kullanılan farklı sabit pekiştirme aparey materyallerinin grup içi karşılaştırmalarında deformasyon miktarı anlamlı iken, aşındırma yöntemlerinin grup içi karşılaştırmalarında fark anlamlı değildi. Sabit pekiştirme aparey materyalleri ve aşındırma yöntemlerinin etkileşimlerinde ise fark anlamlı idi.
- Çalışmada kullanılan farklı sabit pekiştirme aparey materyalleri ve aşındırma yöntemlerinin grup içi karşılaştırmalarında kırılma modu açısından anlamlı fark tespit edildi.

Mine yüzeyini pürüzlendirmek amacıyla kullanılan asit, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerinin mine yüzeyinde oluşturdukları ortalama pürüzlülük değerleri ve bağlanma dayanım değerleri arasında ters orantı olduğu görülmüştür. Daha pürüzlü yüzeylerin daha çok tutunma alanı oluşturması ile bağlanma dayanımını arttırması beklenirken, daha düşük bulunmasının sebebinin mikropatlamalar neticesinde mine yüzeyinin heterojen bir hale gelmesi olduğu düşünüldü. Konvansiyonel asit yöntemi ve ölü yumuşak telin birlikte kullanılmasının istatistiksel olarak anlamlı olmasa da en yüksek bağlanma dayanımına sahip olduğu bulundu.

Çalışmamızda kullanılan sabit pekiştirme apareylerinin kopma bölgeleri ve ARI skorları değerlendirildiğinde, kullanılan sabit pekiştirme apareyi telinin esnekliğinin artmasının, mine-adeziv arası kopmanın gerçekleşerek mine yüzeyinde kalan artık miktarının daha az olmasını sağladığı görülmüştür. Bu durumun tersi olarak, Everstick sabit pekiştirme

apareyinin lifli bir yapıya sahip olması, kırılma sonrasında diş yüzeyinde kalan artık miktarının da daha fazla olmasına neden olduğu görülmüştür.

Son olarak ise CAD/CAM destekli telin hiç deformasyon göstermemesi sebebiyle klinik uygulamalarda yeniden kullanılabilme imkânı sağlayacağı ve mine yüzeyinde kalan adeziv miktarı göz önünde bulundurulduğunda hasta için daha konservatif, hekim için ise klinik seans zamanı açısından daha avantajlı olduğu düşünüldü. Ancak CAD/CAM destekli telin maliyetinin fazla olması sebebiyle, hekim ve hastanın sabit pekiştirme apareyi olarak tercih etmesini olumsuz yönde etkileyebileceği düşünülmektedir.

# 6. KAYNAKLAR


1. Little RM, Wallen TR, Riedel RA. Stability and relapse of mandibular anterior alignment—first premolar extraction cases treated by traditional edgewise orthodontics. AJO-DO. 1981;80(4):349-365.
2. Nanda R, Burstone CJ. Retention and stability in orthodontics: WB Saunders Company; 1993.
3. Johnston C, Littlewood S. Retention in orthodontics. British dental journal. 2015;218(3):119.
4. Baysal A, Uysal T, Gul N, Alan MB, Ramoglu SI. Comparison of three different orthodontic wires for bonded lingual sabit pekiştirme apareyi fabrication. Korean J Orthod. 2012;42(1):39-46.
5. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. Dental Clinics of North America. 2004;48(4):751-770.
6. Çokakoğlu S, Nalçacı R, Üşümez S, Malkoç S. Effects of Different Combinations of Er: YAG Laser-Adhesives on Enamel Demineralization and Bracket Bond Strength. Photomed Laser Surg. 2016;34(4):164-170.
7. Brauchli L, Pintus S, Steineck M, Lüthy H, Wichelhaus A. Shear modulus of 5 flowable composites to the EverStick Ortho fiber-reinforced composite sabit pekiştirme apareyi: An in-vitro study. AJO-DO. 2009;135(1):54-58.
8. Cooke M, Sherriff M. Debonding force and deformation of two multi-stranded lingual sabit pekiştirme apareyi wires bonded to incisor enamel: an in vitro study. Eur J Orthod. 2010;32(6):741-746.
9. Foek D, Ozcan M, Krebs E, Sandham A. Adhesive properties of bonded orthodontic sabit pekiştirme apareyis to enamel: stainless steel wire vs fiber-reinforced composites. J Adhes Dent. 2009;11(5):381-390.
10. Foek DLS, Yetkiner E, Özcan M. Fatigue resistance, debonding force, and failure type of fiber-reinforced composite, polyethylene ribbon-reinforced, and braided stainless steel wire lingual sabit pekiştirme apareyis in vitro. Korean J Orthod. 2013;43(4):186-192.

11. Aglarci C, Demir N, Aksakalli S, Dilber E, Sozer OA, Kilic HS. Bond strengths of brackets bonded to enamel surfaces conditioned with femtosecond and Er: YAG laser systems. Lasers Med Sci. 2016;31(6):1177-1183.

12. Ülgen M. Ortodontik tedavi prensipleri: Dicle Universitesi; 1986.

13. Degirmenci Z, Ozsoy OP. Sabit ortodontik tedavi sonrası retansiyon. Cumhuriyet Dental Journal. 2009;12(1):83-90.

14. Bearn DR. Bonded orthodontic sabit pekiştirme apareyis: a review. AJO-DO. 1995;108(2):207-213.

15. Graber LW, Vanarsdall Jr RL, Vig KW. Orthodontics: current principles and techniques: Elsevier Health Sciences; 2011.

16. Moyers R. Handbook of orthodontics for the student and general practitioner, Chicago, 1973. Year Book Medical Publishers, Inc.97.

17. Proffit WR, Fields Jr HW, Sarver DM. Contemporary orthodontics: Elsevier Health Sciences; 2014.

18. Hellman M. Fundamental principles and expedient compromises in orthodontic procedures. AJO-DO. 1944;30(8):429-436.

19. Kingsley NW. A treatise on oral deformities as a branch of mechanical surgery: D. Appleton; 1880.

20. Lischer BE. Principles and methods of orthodontics: Lea & Febiger; 1912.

21. Guilford SH. Orthodontia, Or Malposition of the Human Teeth: Its Prevention and Remedy: Spangler & Davis; 1893.

22. Lundström AF. Malocclusion of the teeth regarded as a problem in connection with the apical base. International Journal of Orthodontia, Oral Surgery and Radiography. 1925;11(9):793-812.

23. McCauley DR. The cuspid and its function in retention. AJO-DO. 1944;30(4):196-205.

24. Strang R, Thompson W. Textbook of Orthodontia. 4th. Philadelphia: Lea & Febiger. 1958:661.

25. Nance HN. The limitations of orthodontic treatment: I. Mixed dentition diagnosis and treatment. AJO-DO. 1947;33(4):177-223.

26. Grieve GW. The stability of the treated denture. AJO-DO. 1944;30(4):171-195.

27. Tweed CH. Why I extract teeth in the treatment of certain types of malocclusion. Alpha Omegan. 1952;46:93-104.

28. Rogers AP. Making facial muscles our allies in treatment and retention. Dental Cosmos. 1922;64:711-730.

29. Singh G. Textbook of orthodontics: Jaypee Brothers Publishers; 2008.

30. Melrose C, Millett DT. Toward a perspective on orthodontic retention? AJO-DO. 1998;113(5):507-514.

31. Storey E. Tissue response to the movement of bones. AJO-DO. 1973;64(3):229-247.

32. Cotton LA. Slow maxillary expansion: skeletal versus dental response to low magnitude force in Macaca mulatta. AJO-DO. 1978;73(1):1-23.

33. Hicks EP. Slow maxillary expansion: a clinical study of the skeletal versus dental response to low-magnitude force. AJO-DO. 1978;73(2):121-141.

34. Canut JA, Arias S. A long-term evaluation of treated Class II division 2 malocclusions: a retrospective study model analysis. Eur J Orthod. 1999;21(4):377-386.

35. Bernstein RL, Preston CB, Lampasso J. Leveling the curve of Spee with a continuous archwire technique: a long term cephalometric study. AJO-DO. 2007;131(3):363-371.

36. Alexander R. Treatment and retention for long-term stability. Retention and stability in orthodontics Philadelphia: WB Saunders Company. 1993:115-133.

37. Janson G, Valarelli FP, Beltrão RTS, de Freitas MR, Henriques JFC. Stability of anterior open-bite extraction and nonextraction treatment in the permanent dentition. AJO-DO. 2006;129(6):768-774.

38. Blake M, Garvey MT. Rationale for retention following orthodontic treatment. J Can Dent Assoc. 1998;64:640-644.

39. Joondeph D, Riedel R. Retention and relapse. Graber, TM; Vanarsdall, RL, JR (Ed) Orthodontics: current principles and techiniques. 1994;2.

40. Sadowsky C, Schneider BJ, BeGole EA, Tahir E. Long-term stability after orthodontic treatment: nonextraction with prolonged retention. AJO-DO. 1994;106(3):243-249.

41. Elms T, Buschang P, Alexander R. Long-term stability of Class II, Division 1, nonextraction cervical face-bow therapy: I. Model analysis. AJO-DO. 1996;109(3):271-276.

42. Shah AA. Postretention changes in mandibular crowding: a review of the literature. AJO-DO. 2003;124(3):298-308.

43. Wood C. The Effect of Retention on the Relapse of Class II Division I Cases. British journal of orthodontics. 1983;10(4):198-202.

44. Reitan K. Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. AJO-DO. 1967;53(10):721-745.

45. Littlewood SJ, Millett DT, Doubleday B, Bearn DR, Worthington HV. Orthodontic retention: a systematic review. Journal of Orthodontics. 2006;33(3):205-212.

46. Reitan K. Principles of retention and avoidance of posttreatment relapse. AJO-DO. 1969;55(6):776-790.

47. Riedel RA. A review of the retention problem. Angle Orthod. 1960;30(4):179-199.

48. Littlewood SJ, Millett DT, Doubleday B, Bearn DR, Worthington HV. Retention procedures for stabilising tooth position after treatment with orthodontic braces. The Cochrane Library. 2006.

49. Lapenaite E, Lopatiene K. Interproximal enamel reduction as a part of orthodontic treatment. Stomatologija. 2014;16(1):19-24.

50. Sheridan J, Gaylord R, Hamula W, Hickham J, Kokich V, Tuverson D. JCO Roundtable: finishing and retention. Journal of Clinical Orthodontics. 1992;26:551-564.

51. Reitan K. Tissue rearrangement during retention of orthodontically rotated teeth. Angle Orthod. 1959;29(2):105-113.

52. Edwards JG. A long-term prospective evaluation of the circumferential supracrestal fiberotomy in alleviating orthodontic relapse. AJO-DO. 1988;93(5):380-387.

53. Campbell PM, Moore JW, Matthews JL. Orthodontically corrected midline diastemas: a histologic study and surgical procedure. AJO-DO. 1975;67(2):139-158.

54. Weinberger BW. Orthodontics: an historical review of its origin and evolution: CV Mosby Company; 1926.

55. Jackson VH. Orthodontia and Orthopaedia of the Face: JB Lippincott; 1904.

56. Tweed CH. The Frankfort-Mandibular Incisor Angle (FMIA) In Orthodontic Diagnosis, Treatment Planning and Prognosis*. Angle Orthod. 1954;24(3):121-169.

57. Sabit pekiştirme apareyi, http://www.griffinorthodontics.com/hawley-sabit pekiştirme apareyis.php. Erişim tarihi:27 Kasım 2017

58. Shanks H, Maycock P, Sidles P, Danielson G. Thermal conductivity of silicon from 300 to 1400 K. Physical Review. 1963;130(5):1743.

59. Essix-Upper,https://www.northstardental.com/lab-services/retention/invisible-essix-upper-29.html, Erişim tarihi:27 Kasım 2017

60. Kesling HD. The philosophy of the tooth positioning appliance. AJO-DO. 1945;31(6):297-304.

61. Tooth-Positioner,https://www.beecroftortho.com/appliances-used-beecroft-orthodontics /Erişim tarihi:27 Kasım 2017

62. Wraparound Sabit pekiştirme apareyi, http://www.raymentortholab.com/product_page.php Erişim tarihi: 27 Kasım 2017

63. Joondeph D, Riedel R. Retention and relapse. Orthodontics Current Principles and Techniques 2nd ed St Louis: Mosby-Year Book. 1994:908-950.

64. Ricketts Pekiştirme Apareyi, http://www.raymentortholab.com/product_page.php, Erişim tarihi: 27 Kasım 2017

65. Atack N, Harradine N, Sandy JR, Ireland AJ. Which way forward? Fixed or removable lower sabit pekiştirme apareyis. Angle Orthod. 2007;77(6):954-959.

66. Newman GV. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. AJO-DO. 1965;51(12):901-912.

67. Rose E, Frucht S, Jonas IE. Clinical comparison of a multistranded wire and a direct-bonded polyethylene ribbon--reinforced resin composite used for lingual retention. Quintessence international. 2002;33(8).

68. Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Goldberg AJ. Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. J Prosthet Dent. 1998;80(3):311-318.

69. Sfondrini MF, Fraticelli D, Castellazzi L, Scribante A, Gandini P. Clinical evaluation of bond failures and survival between mandibular canine-to-canine sabit pekiştirme apareyis made of flexible spiral wire and fiber-reinforced composite. Journal of clinical and experimental dentistry. 2014;6(2):e145.

70. Diamond M. Resin fiberglass retainer. Journal of clinical orthodontics: JCO. 1987;21(3):182-183.

71. Orchin JD. Permanent lingual bonded sabit pekiştirme apareyi. Journal of clinical orthodontics: JCO. 1990;24(4):229.

72. Christensen LR. Digital workflows in contemporary orthodontics. APOS Trends in Orthodontics. 2017;7(1):12.

73. Kravitz ND, Grauer D, Schumacher P, Jo Y-m. Memotain: A CAD/CAM nickel-titanium lingual sabit pekiştirme apareyi. AJO-DO. 2017;151(4):812-815.

74. Memotain, http://53612900.swh.strato-hosting.eu/en/ , Erişim tarihi: 9 Aralık 2017

75. Memotain, http://53612900.swh.strato-hosting.eu/en/ , Erişim tarihi: 9 Aralık 2017

76. Billings CW, Tabak J. Lasers: The technology and uses of crafted light: Facts On File; 2006.

77. Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby. 1960.

78. Coluzzi D. Fundamentals of lasers in dentistry: Basic science, tissue interaction, and instrumentation. J Laser Dent. 2008;16:4-10.

79. Sulewski JG. Historical survey of laser dentistry. Dental Clinics of North America. 2000;44(4):717-752.

80. Çokakoğlu S. Lazerle Pürüzlendirilen Mine yüzeyine Uygulanan Farklı Adeziv Sistemlerin Demineralizasyona Ve Braketlerin Bağlanma Dayanımına Etkisinin İncelenmesi. 2014, Süleyman Demirel Üniversitesi, Sağlik Bilimleri Enstitüsü Ortodonti Anabilim Dalı, Doktora tezi, 109 sayfa, Isparta, (Doç. Dr. Ruhi NALÇACI)

81. Nalcaci R, Cokakoglu S. Lasers in orthodontics. European journal of dentistry. 2013;7(5):119.

82. Lomke MA. Clinical applications of dental lasers. Gen Dent. 2009;57(1):49-59.

83. van As G. Erbium lasers in dentistry. Dental Clinics. 2004;48(4):1017-1059.

84. De Moor RJG, Delmé KIM. Laser-assisted cavity preparation and adhesion to erbium-lased tooth structure: part 1. Laser-assisted cavity preparation. Journal of Adhesive Dentistry. 2009;11(6).

85. Aoki A, Ishikawa I, Yamada T, Otsuki M, Watanabe H, Tagami J, et al. Comparison between Er: YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. Journal of dental research. 1998;77(6):1404-1414.

86. Kato J, Moriya K, Jayawardena JA, Wijeyeweera RL. Clinical application of Er: YAG laser for cavity preparation in children. Journal of clinical laser medicine & surgery. 2003;21(3):151-155.

87. Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er: YAG laser-prepared dentin and enamel. Dental Materials. 2005;21(7):616-624.

88. Martínez-Insua A, da Silva Dominguez L, Rivera FG, Santana-Penín UA. Differences in bonding to acid-etched or Er: YAG-laser–treated enamel and dentin surfaces. J Prosthet Dent. 2000;84(3):280-288.

89. Matsumoto K, Wang X, Zhang C, Kinoshita J-I. Effect of a novel Er: YAG laser in caries removal and cavity preparation: a clinical observation. Photomedicine and Laser Therapy. 2007;25(1):8-13.

90. Lee B-S, Lin P-Y, Chen M-H, Hsieh T-T, Lin C-P, Lai J-Y, et al. Tensile bond strength of Er, Cr: YSGG laser-irradiated human dentin and analysis of dentin–resin interface. dental materials. 2007;23(5):570-578.

91. HOSSAIN M, NAKAMURA Y, YAMADA Y, KIMURA Y, MATSUMOTO N, MATSUMOTO K. Effects of Er, Cr: YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. Journal of clinical laser medicine & surgery. 1999;17(4):155-159.

92. Hadley J, Young DA, Eversole LR, Gornbein JA. A laser-powered hydrokinetic system: for caries removal and cavity preparation. The Journal of the American Dental Association. 2000;131(6):777-785.

93. Usumez A, Aykent F. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er, Cr: YSGG laser etching. J Prosthet Dent. 2003;90(1):24-30.

94. White JM, Goodis HE, Setcos JC, Eakle WS, Hulscher BE, Rose CL. Effects of Pulsed Nd: YAG Laser Energy on Teeth: A Three-Year Follow-up Study. The Journal of the American Dental Association. 1993;124(7):45-51.

95. Pick RM, Miserendino LJ. Lasers in dentistry: An overview. Laser Medicine and Surgery News and Advances. 1989;7(3):33-42.

96. Dederich DN, Bushick RD. Lasers in dentistry: separating science from hype. The Journal of the American Dental Association. 2004;135(2):204-212.

97. Lussi A, Imwinkelried S, Pitts N, Longbottom C, Reich E. Performance and reproducibility of a laser fluorescence system for detection of occlusal caries in vitro. Caries research. 1999;33(4):261-266.

98. Çokakoğlu S. Lazerle Pürüzlendirilen Mine yüzeyine Uygulanan Farklı Adeziv Sistemlerin Demineralizasyona Ve Braketlerin Bağlanma Dayanımına Etkisinin İncelenmesi. 2014, Süleyman Demirel Üniversitesi, Sağlik Bilimleri Enstitüsü Ortodonti Anabilim Dalı, Doktora tezi, 109 sayfa, Isparta, (Doç. Dr. Ruhi NALÇACI).

99. Reynolds I. A review of direct orthodontic bonding. British journal of orthodontics. 1975;2(3):171-178.

100. Al Shamsi A, Cunningham J, Lamey P, Lynch E. Shear bond strength and residual adhesive after orthodontic bracket debonding. Angle Orthod. 2006;76(4):694-699.

101. Franklin Garcia-Godoy D, Trotter MAR. Shear bond strength of a resin composite to enamel etched with maleic or phosphoric acid. Aust Dent J. 1994;39(5):292.7.

102. Retief D. A comparative study of three etching solutions: effects on enamel surface and adhesive-enamel interface. Journal of oral rehabilitation. 1975;2(1):75-96.

103. Van Meerbeek B, Inoue S, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. Enamel and dentin adhesion. 2001.

104. Hadad R, Hobson RS, McCabe JF. Micro-tensile bond strength to surface and subsurface enamel. dental materials. 2006;22(9):870-874.

105. Brännström M, Nordenvall K, Malmgren O. The effect of various pretreatment methods of the enamel in bonding procedures. AJO-DO. 1978;74(5):522-530.

106. Von Fraunhofer J, Allen D, Orbell G. Laser etching of enamel for direct bonding. Angle Orthod. 1993;63(1):73-76.

107. Rizoiu IM, Eversole LR, Kimmel AI. Effects of an erbium, chromium: yttrium, scandium, gallium, garnet laser on mucocutanous soft tissues. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology. 1996;82(4):386-395.

108. Reisner KR, Levitt HL, Mante F. Enamel preparation for orthodontic bonding: a comparison between the use of a sandblaster and current techniques. AJO-DO. 1997;111(4):366-373.

109. Canay Ş, Kocadereli Il, Akça E. The effect of enamel air abrasion on the retention of bonded metallic orthodontic brackets. AJO-DO. 2000;117(1):15-19.

110. van Waveren Hogervorst WL, Feilzer AJ, Prahl-Andersen B. The air-abrasion technique versus the conventional acid-etching technique: A quantification of surface enamel loss and a comparison of shear bond strength. AJO-DO. 2000;117(1):20-26.

111. Suma S, Anita G, Shekar BC, Kallury A. The effect of air abrasion on the retention of metallic brackets bonded to fluorosed enamel surface. Indian Journal of Dental Research. 2012;23(2):230.

112. ÇAĞLAROĞLU, Murat, Bülent ÇATALBAŞ, and Erhan GELGÖR. "Farklı Yöntemlerle Pürüzlendirilmiş Mine Yüzeylerinin Fotoğrafik Görüntülerinin Karşılaştırılması." Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2012.2 (2012).

113. Flegler SL, Heckman JW, Klomparens KL. Scanning and transmission electron microscopy: an introduction: WH Freeman New York:; 1993.

114. Oura K, Lifshits V, Saranin A, Zotov A, Katayama M. Surface science: an introduction: Springer Science & Business Media; 2013.

115. Williams DB, Carter CB. The transmission electron microscope. Transmission electron microscopy: Springer; 1996. p. 3-17.

116. Naseh R, Fallahzadeh F, Atai M, Mortezai O, Setayesh Rad R. Casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate effects on brackets shear bond strength and enamel damage. Journal of Clinical and Experimental Dentistry. 2017;9(8):e1002-e1007.

117. 3 Shape, http://www.3shape.com/products/dental-labs/lab-scanners, Erişim tarihi: 9 Aralık 2017

118. Radlanski RJ, Zain ND. Stability of the bonded lingual wire sabit pekiştirme apareyi—a study of the initial bond strength. Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie. 2004;65(4):321-335.

119. Ballesteros TJ, Duke ES, Norling BK, Mayhew RB. The influence of contamination on the bond strength of an etched resin-bonded sabit pekiştirme apareyi. The Journal of the American Dental Association. 1986;112(3):359-361.

120. Bearn DR, McCabe JF, Gordon PH, Aird JC. Bonded orthodontic sabit pekiştirme apareyis: the wire-composite interface. AJO-DO. 1997;111(1):67-74.

121. Bryan D, Sherriff M. An in vitro comparison between a bonded sabit pekiştirme apareyi system and a directly bonded flexible spiral wire sabit pekiştirme apareyi. Eur J Orthod. 1995;17(2):143-151.

122. Øgaard B, Rølla G, Arends J. Orthodontic appliances and enamel demineralization: Part 1. Lesion development. AJO-DO. 1988;94(1):68-73.

123. Hosseini M, Namvar F, Chalipa J, Saber K, Chiniforush N, Sarmadi S, et al. Comparison of Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Bonded to Enamel Prepared By Er: YAG Laser and Conventional Acid-Etching. Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences. 2012;9(1):20-26.

124. Fuhrmann R, Gutknecht N, Magunski A, Lampert F, Diedrich P. Conditioning of Enamel with Nd: YAG and CO2 Dental Laser Systems and with Phosphoric Acid An In-Vitro Comparison of the Tensile Bond Strength and the Morphology of the Enamel Surface. Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie. 2001;62(5):375-386.

125. Lee B-S, Hsieh T-T, Lee Y-L, Lan W-H, Hsu Y-J, Wen P-H, et al. Bond strengths of orthodontic bracket after acid-etched, Er: YAG laser-irradiated and combined treatment on enamel surface. Angle Orthod. 2003;73(5):565-570.

126. Jung-Ho K, Oh-Won K, Hyung-Il K, KWON YH. Effectiveness of an Er: YAG laser in etching the enamel surface for orthodontic bracket retention. Dental materials journal. 2005;24(4):596-602.

127. Gokcelik A, Ozel Y, Ozel E, Arhun N, Attar N, Firatli S, et al. The influence of Er: YAG laser conditioning versus self-etching adhesives with acid etching on the shear bond strength of orthodontic brackets. Photomed Laser Surg. 2007;25(6):508-512.

128. Basaran G, Özer T, Berk N, Hamamcı O. Etching enamel for orthodontics with an erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet laser system. Angle Orthod. 2007;77(1):117-124.

129. Özer T, Başaran G, Berk N. Laser etching of enamel for orthodontic bonding. AJO-DO. 2008;134(2):193-197.

130. Başaran EG, Ayna E, Başaran G, Beydemir K. Influence of different power outputs of erbium, chromium: yttrium–scandium–gallium–garnet laser and acid etching on shear bond strengths of a dual-cure resin cement to enamel. Lasers Med Sci. 2011;26(1):13-19.

131. Jamenis SC, Kalia A, Sharif K. Comparative Evaluation of Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets using Laser Etching and Two Conventional Etching Techniques: An in vitro Study. Journal of Indian Orthodontic Society. 2011;45(3):134.

132. Raji SH, Birang R, Majdzade F, Ghorbanipour R. Evaluation of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with Er-YAG laser etching. Dent Res J (Isfahan). 2012;9(3):288-293.

133. Lasmar M, Reher V, Lalloo R, Reher P. Enamel demineralization and bracket bond strength when etching with acid and/or Er: YAG laser. Aust Dent J. 2012;57(2):190-195.

134. Ahrari F, Poosti M, Motahari P. Enamel resistance to demineralization following Er: YAG laser etching for bonding orthodontic brackets. Dental research journal. 2012;9(4).

135. Sağır S, Usumez A, Ademci E, Usumez S. Effect of enamel laser irradiation at different pulse settings on shear bond strength of orthodontic brackets. Angle Orthod. 2013;83(6):973-980.

136. Topcuoglu T, Oksayan R, Ademci KE, Goymen M, Usumez S, Usumez A. Effects of water flow rate on shear bond strength of orthodontic bracket bonded to enamel surface after Er: YAG laser ablation. Photomed Laser Surg. 2013;31(10):486-491.

137. Lorenzo M, Portillo M, Moreno P, Montero J, Castillo-Oyagüe R, García A, et al. In vitro analysis of femtosecond laser as an alternative to acid etching for achieving suitable bond strength of brackets to human enamel. Lasers Med Sci. 2014;29(3):897-905.

138. Issar R, Mazumdar D, Ranjan S, Krishna NK, Kole R, Singh P, et al. Comparative Evaluation of the Etching Pattern of Er, Cr: YSGG & Acid Etching on Extracted Human Teeth-An ESEM Analysis. J Clin Diagn Res. JCDR. 2016;10(5):ZC01.

139. Vijayan V, Rajasigamani K, Karthik K, Maroli S, Chakkarayan J, Haris M. Influence of erbium, chromium-doped: Yttrium scandium-gallium-garnet laser etching and traditional etching systems on depth of resin penetration in enamel: A confocal laser scanning electron microscope study. Journal of pharmacy & bioallied sciences. 2015;7(Suppl 2):S616.

140. Hsu C-Y, Jordan T, Dederich D, Wefel J. Effects of low-energy CO2 laser irradiation and the organic matrix on inhibition of enamel demineralization. Journal of Dental Research. 2000;79(9):1725-1730.

141. HOSSAIN M, NAKAMURA Y, KIMURA Y, YAMADA Y, ITO M, MATSUMOTO K. Caries-preventive effect of Er: YAG laser irradiation with or without water mist. Journal of clinical laser medicine & surgery. 2000;18(2):61-65.

142. Rodrigues LKA, dos Santos MN, Pereira D, Assaf AV, Pardi V. Carbon dioxide laser in dental caries prevention. Journal of dentistry. 2004;32(7):531-540.

143. Apel C, Birker L, Meister J, Weiss C, Gutknecht N. The caries-preventive potential of subablative Er: YAG and Er: YSGG laser radiation in an intraoral model: a pilot study. Photomedicine and Laser Therapy. 2004;22(4):312-317.

144. Cecchini RCM, Zezell DM, de Oliveira E, de Freitas PM, Eduardo CdP. Effect of Er: YAG laser on enamel acid resistance: morphlogical and atomic spectrometry analysis. J Clin Laser Med Surg. 2005;37(5):366-372.

145. Ana P, Bachmann L, Zezell D. Lasers effects on enamel for caries prevention. Laser Physics. 2006;16(5):865-875.

146. Liu J-f, Liu Y, Stephen HC-Y. Optimal Er: YAG laser energy for preventing enamel demineralization. Journal of dentistry. 2006;34(1):62-66.

147. de Andrade L, Pelino JEP, Lizarelli RdFZ, Bagnato VS, de Oliveira Jr O. Caries resistance of lased human enamel with Er: YAG laser–morphological and ratio Ca/P analysis. Laser Physics Letters. 2006;4(2):157.

148. Bevilácqua FM, Zezell DM, Magnani R, Da Ana PA, de Paula Eduardo C. Fluoride uptake and acid resistance of enamel irradiated with Er: YAG laser. Lasers Med Sci. 2008;23(2):141-147.

149. Tavares JG, Eduardo CdP, Burnett Jr LH, Boff TR, de Freitas PM. Argon and Nd: YAG lasers for caries prevention in enamel. Photomed Laser Surg. 2012;30(8):433-437.

150. de Souza-e-Silva CM, Parisotto TM, Steiner-Oliveira C, Kamiya RU, Rodrigues LKA, Nobre-dos-Santos M. Carbon dioxide laser and bonding materials reduce enamel demineralization around orthodontic brackets. Lasers Med Sci. 2013;28(1):111-118.

151. Seino PY, Freitas PM, Marques MM, de Souza Almeida FC, Botta SB, Moreira MSNA. Influence of CO2 (10.6 μm) and Nd: YAG laser irradiation on the prevention of enamel caries around orthodontic brackets. Lasers Med Sci. 2015;30(2):611-616.

152. Liu Y, Hsu C, Teo C, Teoh S. Subablative Er: YAG laser effect on enamel demineralization. Caries research. 2012;47(1):63-68.

153. Paulos RS, Seino PY, Fukushima KA, Marques MM, de Almeida FCS, Ramalho KM, et al. Effect of Nd: YAG and CO2 Laser Irradiation on Prevention of Enamel Demineralization in Orthodontics: In Vitro Study. Photomed Laser Surg. 2017.

154. Lacerda ÂSSB, Hanashiro FS, de Sant'Anna GR, Júnior WS, Barbosa PS, de Souza-Zaroni WC. Effects of Near Infrared Laser Radiation Associated with Photoabsorbing Cream in Preventing White Spot Lesions Around Orthodontic Brackets: An in Vitro Study. Photomed Laser Surg. 2014;32(12):686-693.

155. Fornaini C, Brulat N, Milia G, Rockl A, Rocca J-P. The use of sub-ablative Er: YAG laser irradiation in prevention of dental caries during orthodontic treatment. Laser therapy. 2014;23(3):173-181.

156. Hess JA. Scanning electron microscopic study of laser-induced morphologic changes of a coated enamel surface. J Clin Laser Med Surg. 1990;10(5):458-462.

157. Arcoria C, Lippas M, Vitasek B. Enamel surface roughness analysis after laser ablation and acid-etching. Journal of oral rehabilitation. 1993;20(2):213-224.

158. Contreras-Bulnes R, Scougall-Vilchis RJ, Rodríguez-Vilchis LE, Centeno-Pedraza C, Olea-Mejía OF, Alcántara-Galena MdCZ. Evaluation of self-etching adhesive and Er: YAG laser conditioning on the shear bond strength of orthodontic brackets. The Scientific World Journal. 2013;2013.

159. Correa-Afonso AM, Ciconne-Nogueira JC, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Influence of the irradiation distance and the use of cooling to increase enamel-acid resistance with Er: YAG laser. Journal of dentistry. 2010;38(7):534-540.

160. Berk N, Başaran G, Özer T. Comparison of sandblasting, laser irradiation, and conventional acid etching for orthodontic bonding of molar tubes. Eur J Orthod. 2008;30(2):183-189.

161. KIM J-H, KWON O-W, KIM H-I, KWON YH. Effectiveness of an Er: YAG laser in etching the enamel surface for orthodontic bracket retention. Dental materials journal. 2005;24(4):596-602.

162. Raji SH, Birang R, Majdzade F, Ghorbanipour R. Evaluation of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with Er-YAG laser etching. Dental research journal. 2012;9(3):288.

163. Ahrari F, Poosti M, Motahari P. Enamel resistance to demineralization following Er: YAG laser etching for bonding orthodontic brackets. Dental research journal. 2012;9(4):472.

164. Nalçaci R, Temel B, Türkkahraman H, Üsümez S. Effects of laser etching on shear bond strengths of brackets bonded to fluorosed enamel. Nigerian Journal of Clinical Practice. 2017;20(5):545.

165. Akin M, Veli I, Erdur EA, Aksakalli S, Uysal T. Different pulse modes of Er: YAG laser irradiation: effects on bond strength achieved with self-etching primers. Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie. 2016;77(3):151-159.

166. Wigdor HA, Walsh JT, Featherstone JD, Visuri SR, Fried D, Waldvogel JL. Lasers in dentistry. J Clin Laser Med Surg. 1995;16(2):103-133.

167. Aoki A, Miura M, Akiyama F, Nakagawa N, Tanaka J, Oda S, et al. In vitro evaluation of Er: YAG laser scaling of subgingival calculus in comparison with ultrasonic scaling. Journal of periodontal research. 2000;35(5):266-277.

168. Eversole LR, Rizoiu IM. Preliminary investigations on the utility of an erbium, chromium YSGG laser. Journal of the California Dental Association. 1995;23(12):41-47.

169. Üşümez S, Orhan M, Üşümez A. Laser etching of enamel for direct bonding with an Er, Cr: YSGG hydrokinetic laser system. AJO-DO. 2002;122(6):649-656.

170. Finnema KJ, Özcan M, Post WJ, Ren Y, Dijkstra PU. In-vitro orthodontic bond strength testing: a systematic review and meta-analysis. AJO-DO. 2010;137(5):615-622. e3.

171. Başaran G, Hamamcı N, Akkurt A. Shear bond strength of bonding to enamel with different laser irradiation distances. Lasers Med Sci. 2011;26(2):149-156.

172. Hossain M, Nakamura Y, Tamaki Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K. Atomic analysis and knoop hardness measurement of the cavity floor prepared by Er, Cr: YSGG laser irradiation in vitro. Journal of oral rehabilitation. 2003;30(5):515-521.

173. Driessens F. Chemical adhesion in dentistry. International dental journal. 1977;27(4):317-323.

174. Whitters CJ, Strang R. Preliminary investigation of a novel carbon dioxide laser for applications in dentistry. J Clin Laser Med Surg.. 2000;26(3):262-269.

175. Surmont P, Dermaut L, Martens L, Moors M. Comparison in shear bond strength of orthodontic brackets between five bonding systems related to different etching times: an in vitro study. AJO-DO. 1992;101(5):414-419.

176. Nordenvall K, Brännström M, Malmgren O. Etching of deciduous teeth and young and old permanent teeth: a comparison between 15 and 60 seconds of etching. AJO-DO. 1980;78(1):99-108.

177. Rodríguez-Vilchis LE, Contreras-Bulnes R, Olea-Mejìa OF, Sánchez-Flores I, Centeno-Pedraza C. Morphological and structural changes on human dental enamel after Er: YAG laser irradiation: AFM, SEM, and EDS evaluation. Photomed Laser Surg. 2011;29(7):493-500.

178. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. Journal of Materials Science: Materials in Medicine. 2007;18(1):155-163.

179. Al Yami EA, Kuijpers-Jagtman AM, van't Hof MA. Stability of orthodontic treatment outcome: follow-up until 10 years postretention. AJO-DO. 1999;115(3):300-304.

180. Al-Salehi S, Burke F. Methods used in dentin bonding tests: An analysis of 50 investigations on bond strength. Quintessence International. 1997;28(11).

181. Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. Dental Materials. 1998;14(6):394-398.

182. ISO I. TS 11405: Dental materials—testing of adhesion to tooth structure. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat. 2003.

183. Cerci BB, Roman LS, Guariza-Filho O, Camargo ES, Tanaka OM. Dental enamel roughness with different acid etching times: atomic force microscopy study. European Journal of General Dentistry. 2012;1(3):187.

184. KÜÇÜKYILDIRIM BO. Ortodontik Tellerin Farklı Ortamlardaki Korozyon Davranışlarının İncelenmesi 2006.İSTANBUL(Yüksek Lisans Tezi)

185. Zachrisson B. The bonded lingual retainer and multiple spacing of anterior teeth. Swedish dental journal Supplement. 1981;15:247-55.

186. Lumsden KW, Saidler G, McColl JH. Breakage incidence with direct bonded lingual retainers. Journal of Orthodontics. 1999;26(3):191-4.

187. Dahl EH. Longterm experience with direct-bonded lingual retainers. J Clin Orthod. 1991;25:619-30.

188. Alavi S, Birang R, Hajizadeh F. Shear bond strength of orthodontic brackets after acid-etched and erbium-doped yttrium aluminum garnet laser-etched. Dental research journal. 2014;11(3):321.

189. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. AJO-DO. 2001;119(6):621-4.

190. Kumar KR, Sundari KS, Venkatesan A, Chandrasekar S. Depth of resin penetration into enamel with 3 types of enamel conditioning methods: a confocal microscopic study. AJO-DO. 2011;140(4):479-85.

# 7. EKLER

## 7.1. EK 1: Yerel Etik Kurul Karar Metni

GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

| | |
|---|---|
| ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI | Cad-Cam ve Konvansiyonel Yöntem Kullanılarak Üretilen Farklı Retansiyon Apareylerinin ve Uygulamada Kullanılan Farklı Yüzey Pürüzlendirme Yöntemlerinin Etkinliğinin İn-Vitro Olarak Karşılaştırılması' |
| VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU | 47 |

| ETİK KURUL BİLGİLERİ | |
|---|---|
| ETİK KURULUN ADI | Gaziantep Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu |
| AÇIK ADRESİ: | Gaziantep Üniversitesi Sağlık Bilimler Fakültesi 2. Kat Şehitkamil/Gaziantep |
| TELEFON | 0342 360 07 53 / 77704 |
| FAKS | 0342 360 39 27 |
| E-POSTA | gaunetikkurul@gmail.com |

| BAŞVURU BİLGİLERİ | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI | Yrd.Doç.Dr. Merve GÖYMEN | | | | |
| KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI | Ortodonti A.D | | | | |
| KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ | Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti A.D | | | | |
| VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI | | | | | |
| DESTEKLEYİCİ | | | | | |
| PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için) | | | | | |
| DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ | | | | | |
| ARAŞTIRMANIN FAZI VE TÜRÜ | FAZ 1 | ☐ | | | |
| | FAZ 2 | ☐ | | | |
| | FAZ 3 | ☐ | | | |
| | FAZ 4 | ☐ | | | |
| | Gözlemsel ilaç çalışması | ☐ | | | |
| | Tıbbi cihaz klinik araştırması | ☐ | | | |
| | İn vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları | ☐ | | | |
| | İlaç dışı klinik araştırma | ☐ | | | |
| | Diğer ise belirtiniz : | | | | |
| ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER | TEK MERKEZ ☐ | ÇOK MERKEZLİ ☐ | ULUSAL ☐ | ULUSLARARASI ☐ | |

| DEĞERLENDİRİLEN BELGELER | Belge Adı | Tarihi | Versiyon Numarası | Dili |
|---|---|---|---|---|
| | ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ | | | Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐ |
| | BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU | | | Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐ |
| | OLGU RAPOR FORMU | | | Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐ |
| | ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ | | | Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐ |

| DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER | Belge Adı | | Açıklama |
|---|---|---|---|
| | SİGORTA | ☐ | |
| | ARAŞTIRMA BÜTÇESİ | ☐ | |

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Belgin ALAŞEHİRLİ
İmza:

*Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.*

## 7.2. EK 2: Yerel Etik Kurul Karar Metni

GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

| | |
|---|---|
| ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI | Cad-Cam ve Konvansiyonel Yöntem Kullanılarak Üretilen Farklı Retansiyon Apareylerinin ve Uygulamada Kullanılan Farklı Yüzey Pürüzlendirme Yöntemlerinin Etkinliğinin İn-Vitro Olarak Karşılaştırılması' |
| VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU | 47 |

| | | | |
|---|---|---|---|
| | BİYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU | ☐ | |
| | İLAN | ☐ | |
| | YILLIK BİLDİRİM | ☐ | |
| | SONUÇ RAPORU | ☐ | |
| | GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ | ☐ | |
| | DİĞER | ☐ | |
| KARAR BİLGİLERİ | Karar No:2017 /47 | Tarih: 27.02 .2017 | |
| | Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir. İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir. | | |

| KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU | |
|---|---|
| ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI | İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu |
| BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI: | Prof. Dr.Belgin ALAŞEHİRLİ |

| Unvanı/Adı/Soyadı | Uzmanlık Alanı | Kurumu | Cinsiyet | | Araştırma ile ilişki | | Katılım.* | | İmza |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Prof. Dr.Belgin ALAŞEHİRLİ | FARMAKOLOJİ | Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi | E ☐ | K x ☐ | E ☐ | H x☐ | E ☐ | H ☐ | |
| Prof.Dr. Mehmet KESKİN | PEDİATRİ | Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi | E x ☐ | K ☐ | E ☐ | Hx ☐ | E ☐ | H ☐ | |
| Prof. Dr Feridun IŞIK | GÖĞÜS CERRAHİ | Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi | E x ☐ | K ☐ | E ☐ | Hx ☐ | E ☐ | H ☐ | |
| Prof. .Dr. İlker SEÇKİNER | ÜROLOJİ | Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi | E x ☐ | K ☐ | E ☐ | Hx ☐ | E ☐ | H ☐ | |
| Prof. Dr. Ramazan BAL | FİZYOLOJİ | Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi | E x ☐ | K ☐ | E ☐ | Hx ☐ | E ☐ | H ☐ | |
| Prof. .Dr.Yasemin ZER | MİKROBİYOLOJİ | Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi | E ☐ | K x ☐ | E ☐ | H x☐ | E☐ | H☐ | |
| Doç. Dr. Zeynel Abidin ÖZTÜRK | İÇ HASTALIKLARI | Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi | E x ☐ | K ☐ | E ☐ | Hx ☐ | E ☐ | H ☐ | |
| Doç Dr.Seval KUL | BİYOİSTATİSTİK | Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi | E ☐ | K x ☐ | E ☐ | Hx ☐ | E ☐ | H ☐ | |
| Yrd. Doç. Dr Betül TAŞ | AĞIZ DİŞ ve ÇENE CERRAHİSİ | Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi | E ☐ | Kx ☐ | E ☐ | Hx ☐ | E ☐ | H ☐ | |
| Uzm.Dr. Cahide Elif ORHAN | FARMAKOLOJİ | Gaziantep İl sağlık Müdürlüğü | E ☐ | K x ☐ | E ☐ | H x☐ | E ☐ | H ☐ | |
| Eyüp ÇELİK | AVUKAT | Gaziantep Barosu | Ex ☐ | K ☐ | E ☐ | Hx ☐ | E ☐ | H ☐ | |
| Recep TÜRK | BANKACI | Zıraat Bankası Gaziantep Bölge Yöneticisi | Ex ☐ | K☐ | E ☐ | H x☐ | E ☐ | H ☐ | |

*:Toplantıda Bulunma

Elden teslim aldım.
Merve AYCAN tez

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Belgin ALAŞEHİRLİ
İmza:

*Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.*

# 8. ÖZGEÇMİŞ

Merve AYCAN, 1988 yılında Akşehir/KONYA'da doğdu. İlkokul eğitimine Mehmet Akif Ersoy İlkokulu'nda başlayıp, İnönü İlköğretim Okulu'nda devam etti. Ortaokul eğitimini İnönü İlköğretim Okulu'nda tamamladı. Lise öğretimini Isparta Mürşide Ermumcu Anadolu Öğretmen Lisesi'nde tamamladı. Lisans eğitimi için 2007 yılında kazandığı Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2012 yılında mezun olduktan sonra 2013 yılında Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimine başladı.