



**T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
GÜLHANE DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI BAŐKANLIĐI**

**KİŞİYE ÖZEL ÜRETİLEN TÜPLÜ VE BRAKETLİ PORSELEN
KURON İLE KONVANSİYONEL TP VE BRAKETİN
MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Selcen ESER MISIR

**DANIŐMANLAR
Prof. Dr. Serkan GÖRGÜLÜ
Prof. Dr. Simel AYYILDIZ**

DİŞ HEKİMLİĞİ DOKTORA TEZİ

**ANKARA
2021**



**T.C.
SAğLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
GÜLHANE DİŞ HEKİMLİğİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI BAŐKANLIėI**

**KİŞİYE ÖZEL ÜRETİLEN TÜPLÜ VE BRAKETLİ PORSELEN
KURON İLE KONVANSİYONEL TP VE BRAKETİN
MAKASLAMA BAğLANMA DAYANIMLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Selcen ESER MISIR

**DANIŐMANLAR
Prof. Dr. Serkan GÖRGÜLÜ
Prof. Dr. Simel AYYILDIZ**

DİŞ HEKİMLİğİ DOKTORA TEZİ

**Bu tez Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü
tarafından 2021/099 proje numarası ile desteklenmiştir.**

**ANKARA
2021**

TEZ KABUL ONAYI

Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Gülhane/Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Ortodonti Ana Bilim Dalında/Programında
Selcen ESER MISIR tarafından hazırlanan
“Kişiye Özel Üretilen Tüplü ve Braketli Porselen Kuron İle Konvansiyonel Tüp ve Braketin
Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırılması”
Başlıklı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile
DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman/Başkan Ünvanı: Prof. Dr. Serkan GÖRGÜLÜ

İMZA

Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Gülhane, Ortodonti AD

Bu tezin Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.

Üye: Ünvanı Adı SOYADI

İMZA

Üniversite Adı, Ana Bilim Dalı Adı

Bu tezin Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.

Üye: Ünvanı Adı SOYADI

İMZA

Üniversite Adı, Ana Bilim Dalı Adı

Bu tezin Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.

Üye: Ünvanı Adı SOYADI

İMZA

Üniversite Adı, Ana Bilim Dalı Adı

Bu tezin Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.

Üye: Ünvanı Adı SOYADI

İMZA

Üniversite Adı, Ana Bilim Dalı Adı

Bu tezin Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.

Tez Savunma Sınavı Tarihi:/...../.....

Jüri üyeleri tarafından DOKTORA tezi olarak uygun görülmüş olan bu tez Sağlık Bilimleri
Üniversitesi, Gülhane/Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararı ile onaylanmıştır.

Gülhane/Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

Tezin Teslim Edildiği Tarih:/...../.....

BEYAN

Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Mevcut tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu,
- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Mevcut tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı, bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Selcen ESER MISIR

16.12.2021

ÖZET

KİŞİYE ÖZEL ÜRETİLEN TÜPLÜ VE BRAKETLİ PORSELEN KURON İLE KONVANSİYONEL TÜP VE BRAKETİN MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

Amaç: Bu çalışmanın amacı, klinik ihtiyaç doğrultusunda ortaya çıkan ve yenilikçi bir bakış açısıyla tasarlanan kişiye özel üretilen braketli/tüplü kuronun makaslama bağlanma dayanımını, konvansiyonel yöntemle oluşturulan diğer gruplarla karşılaştırmak ve grupların makaslama bağlanma dayanımlarını in vitro olarak saptamaktır. Böylece literatüre yeni bir tasarımla yeni bir bakış açısı katılması hedeflenmiştir.

Gereç ve Yöntem: Çalışmamızda ölçüleri standardize edilmiş, premolar ve molar diş için iki farklı abutment kullanılmıştır. Abutment üzerine kişiye özel üretilen tüplü/braketli porselen kuronların bulunduğu grup, tasarım grubudur. Yine aynı ölçülerdeki abutment üzerine metal alt yapı porselen kuron ile restore edilmiş örnekler, kuronlanmış örneklerin olduğu gruptur. Son olarak çekilmiş insan premolar ve molar dişlerinin bulunduğu grup olmak üzere 3 gruba ayrılmıştır. 3 ana grup, her grupta braket ve tüp olarak 2 alt gruba ayrılmıştır (n=11). Tüm örnekler 5-55°C aralığında 1000 devir olacak şekilde termal siklus cihazına (SD Mechatronik Thermocycler, Almanya) girmiştir. Sonrasında braketler, Universal test cihazı (LRX, Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere) ile 0,5 mm/dk. hız ile makaslama kuvveti uygulanarak braket bağlanma dayanımı değerleri tespit edilmiştir. Adeziv, koheziv ve karma tip ayrılma gösteren yüzeylerin analizi stereomikroskop (Leica AG, CH-9435 Heerbrugg, Switzerland) ile x100 büyütmede incelenmiştir.

Bulgular: Araştırma kapsamındaki tüm örneklerin makaslama bağlanma dayanımları değerlendirildiğinde Grup T'de (tasarlanan ve kişiye özel üretilen tüplü/braketli kuronlar) diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derece yüksek bağlanma dayanımı tespit edilmiştir (H=43,283, p<0,001).

Sonuç: Tasarım grubunda tüm örneklerde, premolar dişlerde ve molar dişlerde diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derece yüksek bağlanma dayanımı tespit

edilmiştir. Yeni bir tasarımla ve kişiye özel üretimle makaslama bağlanma kuvveti yüksek bir dizayn üretilmiştir. Universal test cihazı ile makaslama bağlanma dayanımı değerleri saptandıktan sonra örneklerdeki kopmalar stereomikroskop ile incelendiğinde tasarım grubunda ayrılmanın sıklıkla koheziv şekilde olduğu, diğer gruplarda da adeziv tip ayrılmanın olduğu tespit edilmiştir.

Anahtar kelimeler: Braket, Tüp, Kişiyeye Özel, Kuron, Makaslama Bağlanma Dayanımı



ABSTRACT

COMPARISON OF SHEAR BOND STRENGTH CUSTOM-MADE PORCELAIN CROWN-ORTHODONTIC TUBE/BRACKET AND CONVENTIONAL TUBE/BRACKET

Aim: The aim of this study is to compare the shear bond strength of a custom-made bracket/tube crown, which emerged in line with clinical needs and designed with an innovative perspective, with other groups using conventional methods. To determine the shear bond strength of the groups in vitro. Thus, it is aimed to add a new perspective to the literature with a new design.

Materials and Methods: Standardized dimensions, two different abutments were used for premolar and molar teeth. The group in which custom made porcelain crowns with tubes/brackets are placed on the abutment, the specimens restored with a metal-based porcelain crown on the abutment, and the group with extracted human premolars and molars are divided into 3 groups. It is divided into 3 main groups and 2 subgroups as bracket and tube in each group (n=11). All samples were entered into the thermal cycle device at 1000 cycles between 5-55°C. Afterwards, the bracket bond strength values were determined by applying shear force with a universal test device (LRX, Lloyd Instruments, Fareham, England) at a speed of 0.5 mm/min. The separated parts were examined with a stereomicroscope (Leica AG, CH-9435 Heerbrugg, Switzerland) at x100 magnification.

Results: When the shear bond strengths of all samples within the scope of the study were compared, a statistically significant difference was found in Group T (designed and custom-made tube/bracket crowns) compared to the other groups (H=43,283, $p<0.001$).

Conclusion: Statistically significantly higher bond strength was found in all specimens, premolars and molars in the design group compared to the other groups. With a new design and custom-made production, a design with high shear bond strength has been produced. After the shear bond strength values were determined with the universal test device, when the separations in the samples were examined

with a stereomicroscope, it was determined that the separation was often cohesive in the design group, and adhesive type separation in the other groups.

Keywords: Bracket, Tube, Custom, Crown, Shear Bond Strength



TEŞEKKÜR

Öğrencisi olduğum için mutluluk duyduğum ve şanslı hissettiğim, babacan tavrı ile aile gibi hissettiren, her konuda anlayış ve hoşgörüsüyle hayattaki birçok adımda yanımda olduğunu hissettiğim, doktora sürecimi güzel bir şekilde tamamlamamı sağlayan danışman hocam **Sayın Prof. Dr. Serkan GÖRGÜLÜ'ye**,

Tezimin en başında danıştığımda ışık olan, yol gösteren müdürü olduğu METÜM merkezini tanıtan, hayal etmemi sağlayan ve en önemlisi de üretebileceğimi görmemi sağlayıp, benimle ilgilenen danışman hocam **Sayın Prof. Dr. Simel AYYILDIZ'a**

Tezimin hazırlanması sırasındaki yardımları ve desteği, doktora eğitimime yapmış olduğu katkılarından dolayı **Sayın Doç.Dr. Gökhan Serhat DURAN 'a ve Sayın Dr. Öğr. Üyesi Kübra Gülnur TOPSAKAL'a**

Eğitimim süresince beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm asistan ve uzman arkadaşlarıma,

Doktora tezimin tamamlanmasında maddi destek sağlayan Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Koordinatörlüğü'ne,

Hayatım boyunca bana destek olup bugünlere gelmemi sağlayan canım annem **Zuhal ESER'e** ve hep örnek aldığım canım babam **Kürşat ESER'e**, canım ablama ve canım abime, tezimin tüm aşamalarında anlayışı ve sevgisi ile yanımda olan eşim **Mehmet Onur MISIR'a**, canım annem **Nilgun MISIR'a**, canım babam **İsmail MISIR'a** sonsuz teşekkür eder, sevgi ve saygılarımı sunarım.

Selcen ESER MISIR

İÇİNDEKİLER

Sayfa No:

ÖZET.....	iv
ABSTRACT	vi
TEŞEKKÜR	viii
İÇİNDEKİLER	ix
KISALTMALAR	xi
TABLolar DİZİNİ	xiii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiv
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	7
2.1. MİNE YÜZEYİNE DİREKT BONDİNG	7
2.1.1. Mine Yüzeyinin Hazırlanması	7
2.1.2. Mine Yüzeyinin Asitle Pürüzlendirilmesi	7
2.1.3. Kumlama İle Hava Abrasyonu	8
2.1.4. Lazer İle Pürüzlendirme.....	8
2.2. DENTAL RESTORASYONLARA DİREKT BONDİNG	9
2.2.1. Amalgama Direkt Bonding.....	9
2.2.2. Kompozite Direkt Bonding.....	10
2.2.3. Porselene Direkt Bonding.....	11
2.2.3.1 Silika Kaplama.....	15
2.2.3.2 Silan Uygulama.....	16
2.2.4. Zirkonya Yüzeye Direkt Bonding.....	17
2.3. PORSELEN TAMİR SİSTEMLERİ	18
2.4. DENTAL CAD-CAM SİSTEMLERİ	19
3. GEREÇ VE YÖNTEM	23
3.1. ETİK KURUL ONAYI.....	23
3.2. BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR PROJELER	
KOORDİNATÖRLÜĞÜ	23
3.3. ARAŞTIRMA ÖRNEKLEMİ	23
3.4. ÇALIŞMA GRUPLARININ OLUŞTURULMASI.....	25

3.5. VERİLERİN TOPLANMASI.....	26
3.6. VERİLERİN ANALİZİ	27
3.7. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI	28
3.8. ABUTMENTLARIN HAZIRLANMASI.....	29
3.9. TASARIM METAL ALT YAPININ HAZIRLANMASI	32
3.10. PORSELEN ÜST YAPININ HAZIRLANMASI.....	36
3.11. HAZIRLANAN ÖRNEKLERİN SAKLANMASI	36
3.12. ÖRNEKLERİN BRAKETLENMESİ.....	37
3.13. DOĞAL DİŞLERİN BRAKETLENMESİ.....	38
3.14. PORSELEN DİŞLERİN BRAKETLENMESİ.....	39
3.15. TERMAL SIKLUS İŞLEMİNİN YAPILIŞI	39
3.16. MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIM TESTİ (SHEAR BOND STRENGTH).....	40
3.17. MİKROSKOPLA İNCELEME	42
4. BULGULAR.....	43
4.1. TANIMLAYICI BULGULAR.....	43
4.2. HİPOTEZ ANALİZLERİ	44
4.3. MİKROSKOP BULGULARI.....	48
5. TARTIŞMA	49
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	63
7. KAYNAKLAR	65
8. EKLER.....	83
8.1. EK-1: ETİK KURUL ONAY SAYFASI.....	83
8.2. EK-2: ASGARİ BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	84
9. ÖZGEÇMİŞ.....	91

KISALTMALAR

Al₂O₃	:	Alüminyum Oksit
APF	:	Asitlendirilmiş Fosfat Florid
BİSGMA	:	Bisfenol A Glisid Dimetakrilat
Cm	:	Santimetre
CNC	:	Computer Numerically Controlled
CO₂	:	Karbondiyoksit
Co	:	Kobalt
CPP-ACP	:	Kazein fosfopeptit amorf kalsiyum fosfat
Cr	:	Krom
Dk	:	Dakika
FAP	:	Fluoroapatit
Gr	:	Gram
H⁺	:	Hidrojen İyonu
HA	:	Hidroksiapatit
HF	:	Hidroflorik Asit
LASER	:	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
LED	:	Light Emitting Diode
META	:	Methacryloyloxyethyl trimellitate anhydride
METÜM	:	Gülhane Medikal Tasarım ve Üretim Uygulama ve Araştırma Merkezi
Mg	:	Miligram
MIH	:	Molar-İnsizör Hipoplazisi
Mm	:	Milimetre
Mpa	:	Megapaskal
N	:	Newton
Na	:	Sodyum
NaF	:	Sodyum florid
Nm	:	Nanometre
OH⁻	:	Hidroksil

pH	:	Asit-Baz değeri
SEM	:	Scanning Electron Microscope
Sn	:	Saniye
Stl	:	Stereolitografi
yy	:	Yüzyıl
µm	:	Mikrometre
°C	:	Santigrat derece
4-META	:	4-methacryloxyethyl trimellitate anhydride
10-MDP	:	10-metakrilooksidesil dihidrojen fosfat



TABLÖLAR DİZİNİ

Sayfa No:

Tablo 3.1. Güç Analiz Protokolü.....	24
Tablo 4.1. Araştırma Kapsamındaki Örneklerin Tanımlayıcı Özellikleri	43
Tablo 4.2. Araştırma Kapsamındaki Tüm Örneklerin Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi.....	44
Tablo 4.3. Araştırma Kapsamındaki Premolar Örneklerin Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi.....	45
Tablo 4.4. Araştırma Kapsamındaki Molar Örneklerin Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi.....	47
Tablo 6.1. Hipotez Sonuçları.....	64

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No:

Şekil 1.	Araştırma Modeli	5
Şekil 2.1.	Silika Kaplama	16
Şekil 2.2.	Dental CAD/CAM İş Akışı.....	22
Şekil 3.1.	Çalışma Gruplarının Dağılımı.....	25
Şekil 3.2.	Çekilmiş İnsan Maksiller Premolar ve Molar Dişi Deney Aşamaları İçin Akril Bloklara Yerleştirilmiş Hali	28
Şekil 3.3.	Standardize Edilmiş Abutment Üzerine Kuron ile Restore Edilmiş Porselen Maksiller Premolar ve Molar Örnek	29
Şekil 3.4.	Standardize Edilmiş Abutment Üzerine Tasarlanmış Maksiller Premolar ve Molar Örnek.....	29
Şekil 3.5.	Standardize Edilmiş Abutment	30
Şekil 3.6.	3 Shape Tarayıcı.....	31
Şekil 3.7.	Stratasys Cihazı.....	31
Şekil 3.8.	Stratasys Cihazıyla Üretilen Premolar ve Molar Diş İçin Abutmentler.....	32
Şekil 3.9.	Kişiyeye Özel Tasarlanan Braketli Metal Copping	33
Şekil 3.10.	Kişiyeye Özel Tasarlanan Tüplü Metal Copping	33
Şekil 3.11.	Mysint100 (Sisma, Vicenza, İtalia) Cihazı	34
Şekil 3.12.	Protherm Furnaces	34
Şekil 3.13.	Üretilen Metal Alt Yapı Tasarımı	35
Şekil 3.14.	Porselen İşlenmesi.....	36
Şekil 3.15.	Örneklere Uygulanan Ortofosforik Asit, Primer ve Kompozit.....	37
Şekil 3.16.	Kullanılan Işık Cihazı	38
Şekil 3.17.	Hidroflorik Asit Jel	38
Şekil 3.18.	Termal Siklus Cihazı.....	39
Şekil 3.19.	Universal Test Cihazı.....	41
Şekil 3.20.	Bağlanma Dayanımı Ölçümü.....	42
Şekil 4.1.	Araştırma Kapsamındaki Örneklerin Tanımlayıcı Özellikleri.....	44

Şekil 4.2.	Araştırma Kapsamındaki Tüm Örneklerin Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Gruplar Açısından Değerlendirilmesi.....	45
Şekil 4.3.	Araştırma Kapsamındaki Premolar Örneklerin Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Braket Uygulanan Gruplar Açısından Değerlendirilmesi.....	46
Şekil 4.4.	Araştırma Kapsamındaki Molar Örneklerin Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Gruplar Açısından Değerlendirilmesi.....	47
Şekil 4.5.	Stereomikroskop x100 Görüntüler.....	48



1. GİRİŞ VE AMAÇ

“Modern ortodontinin babası” olarak addedilen Edward H. Angle, sadece maloklüzyonları sınıflandırmamış, aynı zamanda ortodontik apareylerin gelişmesine de katkı sağlamıştır. Birbirinden farklı 4 sabit apareyi 20.yy. başlarında tanıtmıştır. E-ark, pin ve tüp, ribbon ark ve edgewise apareyini sırasıyla tanıtmıştır. Sonrasında sabit ortodontik tedaviyi Tweed, Begg gibi araştırmacılar da geliştirmiş, katkı sağlamıştır (1,2). Bu apareylerin tümünde bantlar kullanılmıştır. Bu bantlar yerine günümüzde dişlere direkt olarak yapıştırılan braketler sabit tedavilerde kullanılmaktadır. Sabit tedavi, ortodontik tedavinin önemli bir kısmını oluşturmaktadır. Bu nedenle dişlerin üzerine yapıştırılan braketlerle bağlantısı önem kazanmaktadır. Sabit ortodontik tedavi sırasında mine yüzeyi ve ortodontik ataşman arasındaki bağlantı optimum seviyede olmalıdır. Aynı zamanda ataşman tedavi boyunca stabil kalarak tedavi bitiminde dişe zarar vermeden kolayca mineden ayrılmalıdır (1). Sabit tedavide diş ile ortodontik ataşman arasındaki bağlantının ideal olması, ortodontik tedavinin başarısını etkileyen faktörlerdendir (1,3). Bu durum klinik uygulamalarda bağlanma dayanımına dikkat edilip, anlaşılmasının önemli olduğunu göstermektedir. İdeal bağlantıyı ortaya koyabilmek için birçok araştırma yapılmıştır. Diş ile ortodontik ataşman arasındaki bağlanma kuvvetini arttırmaya yönelik ilk araştırma Buonocore (4) tarafından 1955 yılında mineye %85 konsantrasyonda fosforik asit uygulanarak yapılmıştır. Çalışmanın sonucuna göre mine yüzeyinin asitlenmesi ile bağlanma dayanımının arttırılabildiği bildirilmiştir.

1970’li yıllarda ortodontik yapıştırma adına farklı materyaller çok sayıda çalışmada kullanılmıştır. Newman (5), ortodontik ataşmanları epoksi rezin sistemi ile diş yüzeyine yapıştırmıştır. Yine bu dönemlerde Miura ve ark (6) diakrilat rezini tanıtmışlardır. Ortodontik yapıştırma adına farklı sistemler geliştirilmiş olsa da yüzey pürüzlülüğünü asitle sağlamak hem mine yüzeyinde istenilen bağlantı için, hem de klinik kullanılabilirlik açısından standart protokol olarak kabul edilmiştir (7).

Son yıllarda insanların estetiğe ve görünümüne ilgisi artmakta ve ortodontik tedaviyle dişlerindeki ve çenelerindeki sorunlara çözüm aramaktadır. Böylece ortodontik tedavi görmek isteyen yetişkin hasta sayısı da artmaktadır. Ülkemizde

1997 yılında yapılan istatistiksel bir çalışmaya göre 1970'de erişkin ortodonti hastalarının oranı %3 iken, 1990'lı yılların başında %25'e kadar çıkmıştır ve bu sayının son yıllarda giderek arttığı bilinmektedir (8). Ortodontik tedavi görmek isteyen yetişkin bireylerin sayısındaki artış ortodontistleri sabit ortodontik tedavi yaparken kullanılan braketleri veya tüpleri direkt dişin minesine yerine amalgam, kompozit, porselen gibi farklı yüzeylere yapıştırmak durumunda bırakmıştır (8–10). Ortodontide tüp veya braketlerin yapıştırılması işlemi erişkin hastalarda ağızlarında daha fazla dental restorasyon bulunması sebebiyle daha karmaşık olabilmektedir (8).

Dişlerin yapısal anomalileri, diş gelişimi sırasında mine ve dentin düzeyindeki problemlerden kaynaklanır. Dişlerin yapısal anomalilerinin etiyolojisi kısmen çevresel, kısmen de genetikdir ve sıklıkla maloklüzyona neden olurlar. Maloklüzyonlar fonksiyon, fonasyon, estetik üzerine olumsuz olarak etki eder. Ortodontik tedavi gören hastalarda oldukça yüksek oranda diş anomalisi kaydedilmiştir. Bu nedenle ortodontistler diş anomalilerini tedavi planlamalarına dikkatle dahil etmelidirler (11).

Sendromlu hastalarda, amelogenezis imperfekta, dentinogenezis imperfekta, molar insizör hipoplazisi, geniş bukkal amalgam dolgu veya eroziv halde ve çeşitli nedenlerle aşınmış mine dokusu meydana geldiği durumlarda ortodontik tedavi için braket yapıştırmak ve onu tedavi süresince idame ettirmek zor olacaktır. Ortodontik tedaviyi zorlaştıran yapısal anomalilerin yanında dişlerde fazla miktarda madde kaybı, travma nedeniyle oluşmuş kırıklar veya geniş restorasyonlar olabilir ve bu gibi durumlar dişin bütünlüğünü bozması nedeniyle dişin yapısını zayıflatır. Aynı zamanda etkin bir ortodontik tedaviyi zorlaştırabilir. Bu çalışmada ortodonti pratiğindeki bu soruna çözüm olur düşüncesiyle, dişin korunması gereken durumlarda ortodontik tüp ve braketin restorasyonla birlikte uygulanması planlanmıştır. Diş hekimi dişin ağız içerisindeki ömrünü uzatmak ve hastanın ağız sağlığını optimize etmek için dişi kuronla restore edebilir. Literatürdeki çalışmalar dişin ömrünü uzatmak için dişlerin kuronla restore edilmesini desteklemekte ve önermektedir (12). Araştırmada kullanacağımız kişiye özel tasarlanan ve eklemeli imalat ile üretilen braketli ve tüplü kuronlarla hem ortodontik tedavinin tamamlanıp kabul edilebilir fonksiyon fonasyon ve estetiği sağlanması hem de kişiye özel üretilen kuronla restore edilmiş dişin üzerinde bulunan restorasyonunun uzun dönem

kullanılması hedeflenmiştir. Tedavi bitiminde kurondan ortodontik ataşman kısmı uzaklaştırılacak ve açığa çıkan metal kısım porselen tamir kiti ile ağız içinde tamir edilecektir.

Erişkin hastaların ortodontik tedaviye yöneliminin artmasıyla birçok yetişkin hastada porselen köprü veya kuron bulunduğu ortodontistler porselen yüzeye braket ve tüp uygulamak durumunda kalmıştır. Porselen yüzeyinin mekanik olarak değiştirilmesi, restorasyonda geri dönüşü olmayan hasara neden olabilir, kuron veya köprünün bütünlüğünü tehlikeye atabilir (13). Bu çalışmada restorasyon kendinden braketli/tüplü olacağı için porselen üzerine herhangi bir yapıştırma işlemi uygulanmayacaktır. Porselenin yüzeyinde asitleme ve aşındırma işlemi yapılmasına gerek kalmayacaktır. Rutinde kullanılan ortofosforik asitin seramik yüzeylerde hidroflorik asit kadar yüzey pürüzlülüğü sağlamadığı bildirilmiştir (14). Nagai ve ark., (15) ortofosforik asit kullanmanın IPS Empress yüzeyinde etkili olmadığı rapor edilmiştir. Blakey ve ark., (14) %37'lik ortofosforik asitin porselende etkili olmadığını, ancak minede etkili olduğunu bildirmiştir. Çalışmalarda fosforik asitin akrilik yüzeylerde değişiklik oluşturmadığı, yüzeyde bulunan debisleri, kontaminasyonları temizleyerek sadece mekanik bağlantıya katkı sunduğu bildirilmiştir (14,16,17). Porselen yüzeyde bağlantı için ortofosforik asit yerine hidroflorik asit kullanılmaktadır. Ancak hidroflorik asiti ağız içerisinde kullanılmasının sakıncaları mevcuttur. Çok asidiktir ve fazla miktarda aşındırıcıdır. Bu yüzden diş dokusuna ve yumuşak dokulara ciddi travmaya neden olabileceğinden çok dikkatli kullanılmalıdır (18).

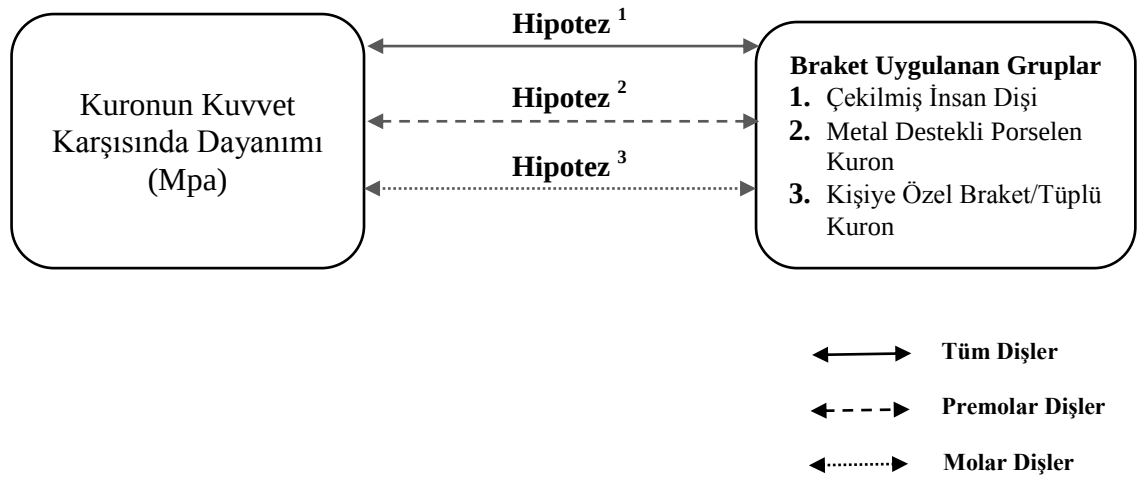
Aynı zamanda yapısal anomalilerin yanında dişlerde fazla miktarda madde kaybı, travma nedeniyle oluşmuş kırıklar, çatlaklar veya geniş restorasyonlar olabilir ve bu gibi durumlar dişin bütünlüğünü bozması nedeniyle dişin yapısını zayıflatabilir. Hasarlı bir dişin minesine asit uygulamanın bazı dezavantajları vardır. Uzun süre aside maruz kalan yüzeyde kayıplara ve mikropöröziteye sebep olabilmektedir. Bu durum dişlerde beyaz nokta oluşumu ve renklenme gibi durumlar ortaya çıkarmaktadır. Ağız hijyeninin yetersiz olması ise ortodontik braket ve tüp etrafındaki asit uygulanmış minenin dekalsifiye olmasına neden olmaktadır. Aynı zamanda ataşman çıkarılırken minede çatlak veya kırık oluşturma riski de bulunmaktadır (19–21).

Kendinden tüplü/braketli porselen kuronların bağlantı başarısı sebebiyle yaşanan klinik problemlerin önüne geçileceği ön görülmüştür. Tedavi devam ederken braket kaybı yaşanmaması, tedavinin kesintiye uğramayacak olması ve aynı zamanda protetik rehabilitasyon da sağlanacağından tedavi maliyetini azaltacağı düşünülmüştür.

Bu bilgiler kapsamında, bu çalışma ile konvansiyonel yöntemlerle ortodontik adezyonun sağlanamadığı veya tedavi boyunca bağlantıyı idame ettirmenin zor olduğu vakalarda, literatür taramamızda daha önce örneğine rastlamadığımız, bir tasarım ve tedavi yöntemi incelenmiştir.

Konvansiyonel yöntemlerin klinik sorunlarına çözüm geliştirmek düşüncesiyle yeni bir tasarımı tanıtmak, literatüre yenilik katmak ve farklı bir bakış açısı sunmak amaçlanmıştır. Bu amaç doğrultusunda mevcut çalışmada aşağıdaki araştırma soruları ortaya konulmuştur.

1. Araştırma kapsamındaki tüm örneklerin kuvvet karşısında dayanımlarında tasarımı yapılan metodun (*Kişiyeye Özel Braket/Tüplü Kuronlar*) diğer gruplara göre bir farklılığı var mıdır?
2. Araştırma kapsamındaki premolar dişlerde uygulanan kuronun kuvvet karşısında dayanımlarında tasarımı (*Kişiyeye Özel Braket/Tüplü Kuronlar*) yapılan metodun diğer gruplara göre bir farklılığı var mıdır?
3. Araştırma kapsamındaki molar dişlerde uygulanan kuronun kuvvet karşısında dayanımlarında tasarımı (*Kişiyeye Özel Braket/Tüplü Kuronlar*) yapılan metodun diğer gruplara göre bir farklılığı var mıdır?



Şekil 1.1. Araştırma Modeli

Yukarda ortaya konan araştırma sorularına cevap vermek amacıyla aşağıdaki araştırma hipotezleri ortaya konmuştur.

Hipotez 1. Araştırma kapsamında kullanılan tüm örneklerle uygulanan makaslama kuvveti karşısında dayanımı, tasarımı yapılan yöntemde (*Kişiyeye Özel Braket/Tüplü Kuronlar*) diğer gruplara göre (*Çekilmiş İnsan Dişi, Metal Destekli Porselen Kuronlar*) istatistiksel anlamli olarak daha yüksektir.

Hipotez 2. Araştırma kapsamında kullanılan premolar dişlere uygulanan kuronun kuvvet karşısında dayanımı, tasarımı yapılan (*Kişiyeye Özel Braket/Tüplü Kuronlar*) diğer gruplara göre (*Çekilmiş İnsan Dişi, Metal Destekli Porselen Kuronlar*) istatistiksel anlamli olarak daha yüksektir.

Hipotez 3. Araştırma kapsamında kullanılan molar dişlere uygulanan kuronun kuvvet karşısında dayanımı, tasarımı yapılan yöntemde (*Kişiyeye Özel Braket/Tüplü Kuronlar*) diğer gruplara göre (*Çekilmiş İnsan Dişi, Metal Destekli Porselen Kuronlar*) istatistiksel anlamli olarak daha yüksektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. MİNE YÜZEYİNE DİREKT BONDİNG

Diş minesini üzerine braket ve ataşmanların doğrudan yapıştırılması işlemi direkt yapıştırma (direkt bonding) olarak adlandırılır. Zachrisson'un 1977 yılında yayınlanan makalesi direkt yapıştırma üzerine yapılmış ilk yayınlardandır (1,22)

2.1.1. Mine Yüzeyinin Hazırlanması

Ortodontik tüp ve braketlerin yapıştırılmadan önce adezyona olumsuz etkilerinden dolayı mine yüzeyinde bulunan organik ve inorganik yapıları uzaklaştırmak gereklidir. Bu işlemle pelikül uzaklaştırılır mine yüzeyinin ıslanabilirliği artırılır (23). Tutuculuk ile ilgili çalışmaların çoğunda bu işlem gerekli görülmüştür. Araştırmacılar mineyi flor içermeyen pomza ve su karışımını düşük devirli mikromotor yardımıyla lastik disk veya kıl fırça ile temizlemişlerdir (7). Pomza uygularken dişeti kanamasından kaçınılmalı hafif kuvvetlerle yapılmalıdır. Bishara ve ark. pomza su karışımını mine yüzeyine 10 saniye uygulamıştır. Webster ise 5 saniye uygulamış ve lastik disk kullanmıştır. Rix ve Toledano 15 saniye uyguladıklarını belirtmişlerdir (7). Mine yüzeyini hazırlarken başarılı bir adezyon için izolasyon ve nem kontrolü çok önemlidir. Nem ve tükürüğün yüzeylere temas etmemesi için pamuk rulolar, yanak ve dudak ekartörlerinden faydalanılabilir (24).

2.1.2. Mine Yüzeyinin Asitle Pürüzlendirilmesi

Nem kontrolü sağlandıktan sonra asit uygulamasına geçilir. Sağlıklı mine yüzeyi herhangi bir ortodontik ataşmanı yapıştırmak için yeterli pürüzlülüğe sahip olmadığı için, mikromekanik tutunmayı artırıcı işlemler uygulanması düşünülmüştür. İlk olarak Bounocore (4) fosforik asit ile mine yüzeyini pürüzlendirme yöntemini tanıtmıştır. Minenin asitlenmesiyle mikroporöz alanlar oluşur ve bu alanlara yapıştırıcı nüfuz eder. Günümüzde mine yüzeyi pürüzlendirme protokolü olarak en çok orto fosforik asit kullanılmaktadır. Orto fosforik asitin uygulanma süresi ve konsantrasyonu birçok araştırmacı tarafından incelenmiştir.

%30 ve %40 lık asit konsantrasyonu kullanıldığında yeterli tutuculuk sağladığı görülmüştür (7).

Asit uygulama süresi ile ilgili çalışmalarda %37 konsantrasyondaki fosforik asitin 15 saniye uygulanması ve 60 saniye uygulanması arasında istatistiksel bir fark bulunmadığı bildirilmiştir. Ancak 60 saniyeden fazla mine yüzeyine uygulanan asitin mine dokusunda meydana gelen fazla çözünme nedeniyle tutuculuğu azalttığı ortaya konulmuştur. Asitin uygulanma süresi 60 saniyeden fazla olduğunda çözünmeyen kalsiyum çökeltilerinin kompozit yapıştırıcının tutuculuğunu azalttığı Botushanov (7) tarafından bildirilmiştir. Benzer şekilde 5 saniyeden daha az asitle muamele de tutuculuğu önemli ölçüde azaltmaktadır.

2.1.3. Kumlama İle Hava Abrasyonu

Mine yüzeyini pürüzlendirirken yararlanılan yöntemlerin biri de kumlamadır. Hava basıncıyla birlikte Al_2O_3 (alüminyum oksit) partikülleri mine yüzeyine uygulanır ve mikroetching sağlanır (7). Sadece kumlama yapıldığı durumlarda asitle pürüzlendirmeye elde edilen tutuculuğun %50 si kadar tutuculuk elde edilmiştir. Chung ve ark., kumlama ile elde edilen yüzey pürüzlülüğünün bağlanma dayanımının asitle pürüzlendirmeye göre elde edilen dayanımdan düşük olduğunu fakat ikisinin klinik olarak kabul edilebilir olduğunu rapor etmişlerdir (25). Millett ve ark. ise mine yüzeyinde kumlama ile pürüzlülük elde etmişler ve tutuculuğun düşük olduğunu bildirmişlerdir (26).

2.1.4. Lazer İle Pürüzlendirme

Mine yüzeyinde pürüzlendirme yapılırken tercih edilen bir diğer yöntem ise lazerdir (7). Sağladığı mekanik retansiyonu, mine yüzeyinde bulunan su moleküllerini mikro-yıkıcı etki ile yıkama uğratarak elde eder. Diğer yöntemlere göre düşük tutuculuk sağladığı rapor edilmiştir (27). Luis ve ark., (28) asit uygulayarak ve lazer ile pürüzlendirdikleri mine yüzeylerini karşılaştırmışlardır. Elde ettikleri modelleri SEM (Scanning Electron Microscope) ile incelemişlerdir. Çıkan sonuçta asitle pürüzlendirilen örneklerde mine yüzey pürüzlülüğü düzenli yapıda

görülürken lazer uygulandığında mine yüzey pürüzlülüğü daha düzensiz yapıda görülmüştür. Bağlantı kuvvetlerine bakıldığında, sadece lazerle pürüzlendirme yapıldığında asitle pürüzlendirmeye göre daha düşük bir kuvvet görülürken, asit ve lazer kombine edildiğinde en yüksek bağlanma direnci ortaya çıkmıştır (28).

2.2. DENTAL RESTORASYONLARA DİREKT BONDİNG

Günümüzde erişkin hastalar ortodonti kliniklerine sıkça başvurmaktadır. Erişkin hastaların sayılarındaki artış ağız içerisinde restorasyon görülme sıklığını da arttırmıştır (29). Bu durum ortodontistleri farklı materyallere ortodontik ataşman yapıştırmak durumunda bırakmıştır (7). Metal destekli kuron-köprü restorasyonları, seramik, özellikle posterior bölgede dişin bukkal yüzeyini de kapsayan amalgam ve hem anterior hem posteriorda sıklıkla kullanılan kompozit restorasyonlar yetişkin hasta ağızında sıklıkla görülenlerdir.

2.2.1. Amalgama Direkt Bonding

Son yıllarda amalgama göre kompozit restorasyonlar daha çok tercih edilse de yetişkin hastalarda çoğunlukla posterior bölgede amalgam restorasyonlarla karşılaşılabilir. Bu restorasyonlar bazen küçük bir pit çürüğü bazen de özellikle bukkal bölgede daha geniş restorasyonlar olabilir. Bu durum ortodontik ataşmanı yapıştırmayı zorlaştırır. Doğrudan mine yüzeyine uygulanan ortodontik ataşmanın bağlantı kuvveti amalgam restorasyon üzerine ortodontik ataşman yapıştırıldığındaki bağlantı kuvvetine göre daha yüksektir. Mine yüzeyine bağlanma direnci 13,2 MPa olmasına rağmen kumlama işleminden geçmiş amalgam yüzeyinin bağlanma direncini 3,4- 6,4 MPa olarak ölçülmüştür (30). Bağlanma dayanımını arttırmak için amalgam restorasyonun yüzeyinin pürüzlendirilmesi, ara rezin kullanılması ve metale bağlanabilen bir yapıştırıcıya ihtiyaç vardır (31).

Kumlama, elmas frezle aşındırma gibi mekanik yüzey işlem prosedürleri amalgam yüzeyinin pürüzlendirilmesi için kullanılmaktadır. Alüminyum oksit tozu kullanılarak ağız içi kumlama cihazıyla mikro mekanik tutuculuk oluşturulur. Kumlamayla Cr-Co veya Cr-Ni alaşımlarının yüzey alanının arttığı

ve bu tekniğin 4-META (4-methacryloxyethyl trimellitate anhydride) içerikli rezine bağlanmayı oldukça arttırdığı belirtilmiştir (24). Elmas frezle aşındırma yönteminin ise gözle örölür bir pürüzlü bir yüzey oluşturduğu bildirilmiştir. Ancak elektron mikroskobu ile bakıldığındaki yüzey görüntüsü tutuculuk için yeterli olmadığını göstermiştir (24). Kumlama ile yüzey alanı arttırıldıktan sonra piyasada geliştirilmiş farklı ticari markalarda (All-bond 2, Enhance ve Reliance Metal Primer vb.) ara rezinler metale bağlantıyı arttırmak için kullanılabilirler.

4-META rezinler ve 10-MDP (10-metakrilooksidesil dihidrojen fosfat) BİSGMA (Bisfenol A Glisid Dimetakrilat) rezin gibi yapıştırıcılar metale kimyasal bağlantıyı arttırmak için geliştirilmiştir. 4-META içerikliler hem dış sert dokularına hem de metal alaşımlara bağlanma özelliğine sahiptir. 4-metakriloksietil trimellitat anhidrid ile tributilboran monomerinin karıştırılması ile bu rezinler elde edilir. 10-MDP ise krom, nikel, kobalt gibi metal oksitlerine kimyasal, metaldeki pürüzlere de mekanik bağlanarak bağlantıyı sağlar (32).

Küçük amalgam dolgu ve mine yüzeyi içeren bonding alanı için;

1. 50 mµ büyüklükteki alüminyum oksit partükülleriyle 3 sn kumlama yapılır.
2. Çevresindeki mine dokusuna %37 fosforik asit 15 sn uygulanır.
3. Bond ve kompozit uygulanıp ataşman yapıştırılır (24).

Amalgam geniş yüzeydeyse;

1. 50 mµ büyüklükteki alüminyum oksit partükülleriyle 3 sn kumlama yapılır.
2. 4-META içeren ara rezin eşit kalınlıkta uygulanır.
3. Bond ve kompozit uygulanarak ataşman yapıştırılır (24).

2.2.2. Kompozite Direkt Bonding

Ortodontik tedavi görmek isteyen hastaların çoğunda kompozit restorasyonlar bulunmaktadır. Ön bölgede estetik olarak yapılmış kompozit dolgunun üzerine ortodontik ataşman sıklıkla yapıştırılır. Aynı şekilde arka grup dişlerin pit ve

fissürlerindeki çürüklerde de sıklıkla kompozit restorasyonlar bulunur ve ortodontik ataşmanlar bu restorasyonların üzerine yapıştırılmak durumunda kalabilir.

Restoratif diş hekimliğinde farklı doldurucu oranına sahip birçok kompozit vardır ve kayıp diş dokusunun yerine koyulmasında oldukça önemli bir yere sahiptir. Hem anterior dişlerde estetik dişler için hem de posteriorde fonksiyonel role sahip tüberküllerde ve oklüzal yüzeylerde pit ve fissürlerde optimum restorasyon materyalleri olmuşlardır (7,33).

Kompozit restorasyonun üzerine ortodontik ataşman yapıştırırken kumlama veya asit yardımı ile yüzey pürüzlendirilir, yapıştırıcı rezin kullanılır ve bağlantı sağlanır (34).

Demirtaş ve ark., (35) Kompozit restorasyona ortodontik ataşman yapıştırırken kumlama işleminin etkili ve güvenli bir yol olduğunu bildirmiştir. Elmas frez (8,12 MPa) ve air flow (6,28 MPa) ile de tatmin edici bir bağlanma dayanımı meydana geldiği bildirilmiştir. Ancak %37'lik fosforik asitin bağlantı dayanım testindeki sonucunun diğer gruplara göre düşük olduğu kaydedilmiştir.

2.2.3. Porselene Direkt Bonding

Yetişkin bireylerde ortodontik tedavi sıklıkla farklı diş restorasyonlarının üzerine braket ve tüp yapıştırılmasını gerektirir. Estetik restoratif materyaller olarak porselenler, sabit bölümlü protez ve kuron olarak yaygın şekilde karşımıza çıkar. Günümüzde diş hekimliğinde porselen, yüksek abrazyon direnci, dayanıklılığı, yüksek doku uyumu, renk stabilitesi, düşük plak birikimi ve estetik olmalarıyla sık sık kullanılmaktadırlar (36). Dişlerde madde kaybı veya diş eksikliği olan hastalar için sıklıkla tercih edilmektedir. Dental porselenler,

- Feldspatik
- Alüminyum
- Cam olarak sınıflandırılabilirler (37).

Ortodontist, karşına çıkan restorasyonun feldspatik porselen, alüminli porselen ya da cam porselen olduğuna karar veremeyebilir. Özellikle metal destekli

porcelain kuronlarda feldspatik porcelain çok yaygın görülür (29). Fakat yapıştırıcı rezinlerin porcelain yüzeylere bağlanma gücü çoğu zaman yetersiz bulunmuştur (38).

Porcelain yüzeye adezyon öncesi porcelain yüzey özelliklerini değiştirmek için çok sayıda kimyasal ve/veya mekanik ön işlemler önerilmiştir (18). Bunlardan biri organosilan birleştirme ajanıdır. Hidroflorik asit (HF) ve asidile fosfat florür (APF) mikromekanik retansiyon açısından önerilmiştir. Aynı zamanda HF asitin yumuşak dokularda hasara neden olduğu da rapor edilmiştir (39). Ortodontik bonding uygulaması için porcelainin yüzey pürüzlendirilmesi işleminde en sık kullanılan ajan HF'dir.

Mineye olduğu gibi porcelene de ortodontik ataşman yapıştırmadan önce yüzey değiştirme adımları uygulanmalıdır. Ortodontik braketleri porcelene yapıştırırken, yüzeyin inert özelliğinin değiştirilmesiyle klinik olarak kabul edilebilir bir bağlanma kuvveti elde edilir. Glaze tabakası porcelain fırınında yapılan porcelainin bitmiş halinin parlatılmasında kullanılan aşamasıdır. Yapılan mekanik değişiklik bu glaze tabakasını porcelain yüzeyinden kaldırıp, sonrasında yapıştırıcı rezin penetrasyonu için yüzey pürüzlendirilmesi işlemini içermektedir. Glaze tabakasının uzaklaştırılması mekanik bağlantı için önerilmektedir (40). Mekanik pürüzlendirme kumlama ya da taş ve diskler ile yapılabilir (41).

Porcelain pürüzlendirilip, primer uygulanıp, yüksek doldurucu rezin yapıştırıcı kullanılarak yapıştırılmasının bağlanma direnci açısından yeterli olduğunu bildiren çalışmalar vardır (41,42). Fakat literatürde elde edilen bu sonuçları yeterli bulmayan makaleler de vardır (43,44). Bu araştırmalara ek olarak bağlantının braketler çıkartılırken porcelene zarar verecek kadar yüksek olduğu bildirilmiştir. Aynı zamanda porcelain yüzeyindeki glaze tabakasına geri döndürülemez şekilde hasar verdiği de rapor edilmiştir (44,45).

Porcelain yüzeye uygulanan asit, pürüzlü bir yapı oluşturup bağlantının artmasını sağlar. Diş hekimliği pratiğinde kullanılan porcelainlerin kimyasal yapıları oldukça benzerdir. Fakat üretim şekilleri, içerikleri, partikül boyutları ve kristal yapıları değişiklik gösterir (35). Bu yüzden porcelainlere asit uygulandığında bu asitten farklı şekillerde etkilenirler. Alümina porcelainin yapısında bulunur ve porceleni destekleyerek direncini artırır. Aynı zamanda hidroflorik asitin de

etkinliğinde önemli bir rol oynar. Alümina kimyasal olaylara karşı da dirençli olduğundan asitin istenilen boyutta etki etmesine izin vermez. Bu sebeple alümina içerikli porselenlere göre feldspatik porselenler yapıştırıcı rezinle bağlanma direnci daha yüksektir (46).

Seramik sistemlerden faydalandığında başarılı bir bağlantı için adeziv simanlar ve uygulama özellikleri kadar seramiğin yapısı ve bağlantıyı artıracak yüzey işlemleri de önem kazanmaktadır. Seramiğin türüne göre adezyon öncesinde uygulanan yüzey işlemleri değişiklik göstermektedir. Seramiklerde güvenli bir bağlantı sağlamak için mikromekanik, kimyasal veya hem mekanik hem kimyasal yüzey işlemleri uygulanabilir (36).

Temelde porselene uygulanan asit seçici olarak cam matrisi çözer ve bu pürüzlü yüzey rezin bağlantısını artırır. Günümüzde kullanılan porselenlerin kimyasal yapıları benzerdir. Ancak kristal yapıları, içerikleri, mikro yapısı, üretim şekilleri ve partikül boyutları farklı olduğundan asit ajana karşı reaksiyonlar da farklı olmaktadır. Porselendeki alümina içeriği ile porselen yüzeyinin pürüzlendirilmesinde kullanılan HF'nin etkinliği orantılıdır. Alümina kimyasal ajanlara karşı oldukça dirençli olduğundan yeterince asitlenemez ancak aynı zamanda porselenin direncini de artırır. Kompozit rezinler bu yüzden alümina içerikli porselenlerden ziyade feldspatik porselenlere daha iyi bağlanırlar.

Hidroflorik asidin %9,6 konsantrasyonundaki jel formu en çok kullanılan şeklidir. HF asit yumuşak dokulara zarar verdiği için uygulanacak alanın dikkatli şekilde izole edilmesi çok önemlidir. Jeli uzaklaştırırken pamuk rulo kullanılmalıdır. Yüksek emici gücü olan sakşın ile durulanması gerekir. Porselene uygulanan HF mikro çukurcuklar oluşturarak rezinin tutunmasını sağlar. Asitlenmiş mineye benzer opak-mat bir görüntü verir.

APF ise aynı amaçla HF asidin yumuşak dokulara zararlarını ve klinik kullanımının tehlikeli olmasına alternatif olarak denenmesine yol açmıştır. Seramik yüzeyde APF kullanıldığında HF aside göre homojen ve daha düz bir yüzey oluşmaktadır. %9,6 konsantrasyondaki HF asidin 4 dakika uygulanması ile %1,23 lük konsantrasyondaki APF'nin 10 dakika süre ile uygulanması eş değer bağlanma direnci sağlamaktadır. Eğer %4 lük konsantrasyonda APF uygulanırsa bekleme süresi 2

dakikaya düşmektedir. Klinik kullanımında izolasyonu zorlaştıran şartlar olacaksa HF değil APF kullanılabilir.

Silan ise yapıştırıcı ile porselen yüzey arasındaki bağlantı direncini arttıran birleştirici ajan olarak kullanılabilir. Diş hekimliğinde 3-metakriloiloksipropiltrimetoksilan içeren silanlar kullanılırken bu silanların solvent sistemleri farklılık gösterebilir. Bu nedenle marka değişince bağlanma özellikleri de değişir. Porselen yüzeye asit uygulandıktan veya kumlama yapıldıktan sonra silan uygulanmaktadır. HF asitten sonra uygulanan silan için başarısızlık oranı %9,8 olarak rapor edilmiştir (47). Kompozit - porselen bağlanmasında mikro mekanik bağlanmanın daha fazla olduğu, kimyasal bağlanmadan sorumlu silanın çok fazla katkısının olmadığını söyleyen çalışmalar da bulunmaktadır (24).

Porselene ortodontik ataşman yapıştırırken şu adımlar izlenmektedir (48):

1. Hidroflorik asidin uygulanacağı alan iyi bir şekilde izole edilmelidir. Jel bariyerle yumuşak dokular ve temas edebilecek diğer dişler korunur.
2. 50 mµ alüminyum oksit ile 3 saniye kumlama, braket boyutundan biraz daha büyük alanda porselen üzerinde gerçekleştirilerek glaze tabakası kaldırılır.
3. %9,6 lık konsatrasyondaki HF asit 2 dakika boyunca uygulanır.
4. HF asit pamuk ruloyla uzaklaştırılır ve yüzey iyice yıkanır. Yüksek volümlü tükürük emici ile çekilir ve kurutulur
5. Kurutulduktan sonra yapıştırıcı rezin ile braket porselen yapıştırılır ve tercihe bağlı olarak silan kullanılabilir.

Çeşitli yöntemlerle yeterli bağlantı direnci oluşmasına rağmen üzerinde çalışılmış ve mekanik retansiyona alternatif kimyasal retansiyon da oluşturulmak istenmiştir. Rocatec® sistemi bu amaçla Guggenberger tarafından tanıtılmıştır (49). Bu sistem kumlama ve yüzeyde silika kaplama kullanımına dayanmaktadır. Kumlamayı ağız içi yapabilen cihazla uygulanabilir hale gelmiştir (24). Bu sistem silika asidi ile birleştirilmiş alüminyum oksit kullanarak kumlama yapar. Tribokimyasal silika ile muameleden sonra yüzeyde bir tabaka oluşur. Bu tabaka silika parçacıklarından meydana gelmiştir ve silanla birleşince kimyasal ve mekanik bağlantıyı artırdığı rapor edilmiştir. Silika kaplı yüzey ile kompozit rezin arasında

silan uygulamasıyla birlikte kovalent bağ oluştuğu belirtilmiştir. Bu uygulamaya “silicoating” adı verilmiştir. Bu silika kaplama uygulamasının, HF aside alternatif olması için daha kapsamlı çalışmalara ihtiyaç vardır (7).

Braketler çıkarılırken porselen restorasyonlarda hasar oluşabilir. Kırılma ve zarar görme olasılığı önceden hastaya bildirilmelidir. Porselenin malzemesi, kullanılan porselen yüzey pürüzlendirme tekniği, yapıştırıcı malzemesi ve çıkarırken uygulanan kuvvet porselenin zarar görme olasılığını etkileyebilir (7). Braket veya tüpleri çıkarırken, ortodontik ataşman-yapıştırıcı birleşiminden ayrılma oluşturacak şekilde hassas davranmak gerekir. Metal braketler için debonding yaparken braket sökücü ile dişeti tarafındaki kanatlara 45 derece açıyla dışarıya doğru kuvvet uygulanmalı ve kanatlar sıkıştırılmalıdır. Seramik braketler ise braket sökücüyle kolay çıkmıyorsa yeterli soğutmada aşındırılarak elmas frez yardımıyla çıkarılmalıdır. Daha sonra yapıştırıcı artıkları tungsten karbid frez yardımıyla temizlenir. Porselen yüzeyin düzeltilmesinde parlatma pastaları kullanılır. Parlatma pastalarından elmas içerikli olanların seramiklerden daha etkili olduğu belirtilmiştir. Kompozit parlatma frezleriyle bitirme protokolü de rutinde sıkça kullanılır (50).

2.2.3.1 Silika Kaplama

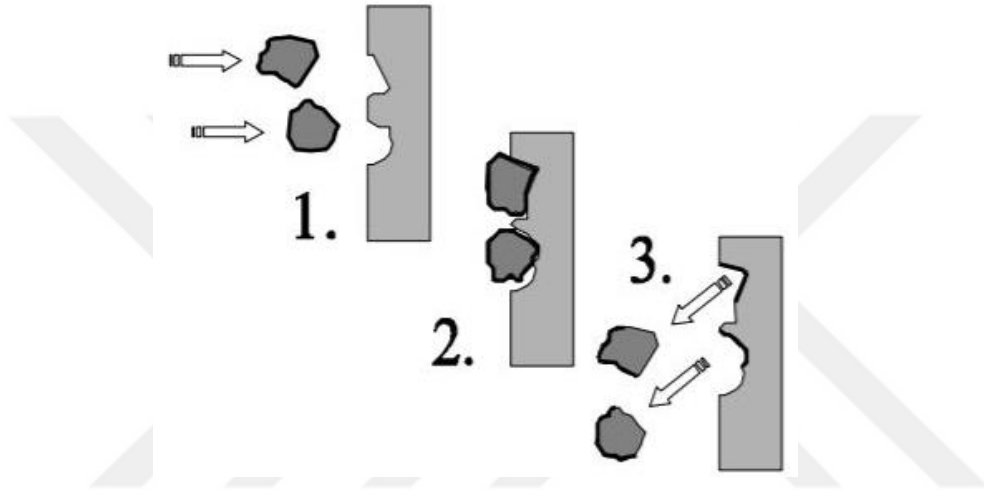
Seramik bir yüzeye adezyon sırasında yüzey enerjisini arttırmak için yüksek enerjili bir materyalle kaplanıp bağlanma dayanımı artırılabilir. Silika kaplı alüminyum oksit partiküller seramik yüzeye uygulanarak pürüzlendirilir. Bu sırada yüzeyde silika tabakası oluşturulur. Alüminada ve zirkonyada da kullanılabilir. Uygulanan porselen yüzeyindeki silika bileşenlerinin miktarı artırılarak silan uygulandığında bağlanma için kimyasal alt yapı oluşturup adezyonu artırır (51).

Silika kaplı alüminyum oksit partiküller basınçlı hava ile uygulandığından yüzeyde bir kinetik enerji transferi oluşur ve 1200 °C ye kadar ulaşabilen sıcaklık artışı meydana gelir. Silika partikülleri yüzeye penetre olur daha sonra uygulanacak olan silan için silika kaplı yüzey ve adeziv rezin arasında kovalent bağ oluşur. Aynı zamanda rezin için mikromekanik retansiyon da sağlanmış olur (51).

Silika kaplama bağlantıya şu şekillerde katkı sağlar:

1. Mikromekanik retansiyon sağlaması yoluyla
2. Yüzey silika kaplandığından rezin ve silan için sağlanan kimyasal bağlantı yoluyla (36).

Silika kaplı seramik yüzeye adeziv rezin uygulamadan önce birkaç damla silan fırça yardımıyla uygulanmalı ve hafifçe kurutulmalıdır (51).



Şekil 2.1. Silika Kaplama

1. Silika kaplı alüminyum oksit partikülleri uygulanır.
2. Seramik yüzeyinde mikroskobik triboplazma oluşur.
3. Alüminyum oksit partikülleri yüzeye silika taşır ve yüzeyden ayrılır (52).

2.2.3.2 Silan Uygulama

Seramik ve metal ile adezivler arasındaki bağlantının kuvvetini arttırmak için 1940'lı yıllardan itibaren silan kullanılmaktadır (36). Silan, birbirine benzemeyen organik/inorganik materyaller arasında kullanılan hibrid yapılı bağlantıyı artırıcı bir ajandır. Silan yüzey ıslanabilirliğini artırır, düşük vizkoziteli simanın daha kolay akmasını sağlar. Böylece mikromekanik retansiyona katkıda bulunur (53). Ancak silika kaplanmış yüzey ile rezin arasında oluşan olaylarla ilgili en çok kimyasal

bağlanma teorisi kabul görmektedir. Silan kovalent siloksan ve metallosiloksan bağları oluşur. Bu bağlar bağlantıyı artırır (24).

Silan ajanı birleştirici kısım, organofonksiyonel grup ve hidrolize olan alkoksil grup olmak üzere üç kısımdan oluşur. Seramik yüzeyine adezyon sırasında en çok kullanılan 3-methacryloxypropyltrimethoxysilane silan monomeridir (7).

Schwentwe ve ark., (54) hidroflorik asit uygulandığında makaslama kuvvetine karşı dayanımın belirgin şekilde arttığını bunun da mikromekanik retansiyondan kaynaklanıyor olabileceğini belirtmişlerdir. Yine bu çalışmada asitlenen yüzeylere silan uygulandığında makaslama kuvvetine karşı dayanımın çok daha fazla arttığını bu artışın kaynağının da silikat ve silan arasındaki kimyasal bağdan ileri gelebileceğini vurgulamışlardır.

Silan uygulaması birleştirici ajan olarak görev yapıp, porselen yüzeylere bağlantıyı arttırdığı rapor edilmiştir (55). Silan, porselen içindeki silika ve bağlayıcı ajanın organik grupları ile reaksiyona girerek aralarında köprü oluşturur.

2.2.4. Zirkonya Yüzeye Direkt Bonding

Zirkonya diş hekimliğinde ilk zamanlarda opak yapısı sebebiyle yalnızca alt yapı materyali olarak kullanılmıştır (7). Günümüzde daha fazla translüsent özellik içeren tiplerinin geliştirilmesiyle çiğneme kuvvetlerinin fazla olduğu posterior bölgede ve estetiğin ön planda olduğu anterior bölgede kullanım alanları bulmuştur (56). Ayrıca arzu edilen biyouyumluluk, mekanik dayanıklılık, estetik özellikleri nedeniyle istenen bir materyal olmuştur (57). Zirkonyum oksit camı component içermez ancak düzgün sıralanmış ve yoğun olarak birbirine geçmiş atomlar içerir. Cam seramiklere kıyasla daha fazla opaktırlar. Bu sebeple klinikte alt yapı materyali olarak da kullanılırlar (58). Son yıllarda protez alanında tam monolitik zirkonya restorasyonlar dikkat çekmeye başlamıştır. Zirkonyanın metal alaşımlara göre elastikiyet modülünün (215 GPa) ve esneklik kuvvetinin (1000 MPa) yüksekliği açısından avantajları vardır.

Erişkin hastalardaki zirkonya restorasyonlara ortodontik ataşman yapıştırmak için uygulanacak yüzey hazırlığı netlik kazanmamıştır. Araştırmacılar seramik

yüzeyde yapılan hazırlıkları zirkonyaya da uygulayıp incelemişlerdir. Silan uygulaması, zirkonyanın yapısında silika bulunmadığından braket yapıştırırken etkili olmamıştır. Zirkonyada tribokimyasal silika kaplama tekniği ile silan uygulanmaktadır (7).

Zirkonya materyalini pürüzlendirmedeki bir başka teknik frezle aşındırma yapmaktır. Frezle aşındırılmış yüzeylerde mekanik bağlantı sağlanmaktadır. Elmas frezler, Al_2O_3 ya da silisyum karbid içeren zımparalar ve disk şeklinde aletler kullanılmaktadır. Özellikle elmas frezlerle aşındırma diğer tekniklere göre daha pürüzlü yüzey elde edilmesine neden olur. Bu yöntemlerin hepsi ağız içinde uygulanabilir olması özelliğiyle tercih edilmektedir.

2.3. PORSELEN TAMİR SİSTEMLERİ

Porselen restorasyonlar günümüzde birçok olumlu özellikleri nedeniyle diş hekimleri tarafından sıklıkla tercih edilir. Özellikle estetik konusunda oldukça başarılıdırlar. Ancak zaman içerisinde porselenin yapısından dolayı kırılmalar görülebilir. Ağız içerisinde simante edilmiş haldeki porselen restorasyonun hasar görmesi ve kırılması hem hasta hem hekim için üzücüdür (59,60). Bu problem için bir çözüm yolu olarak porselen metalle desteklenmiştir ve metal destekli porselen restorasyonlar sıklıkla kullanılmaya başlamıştır. Son yıllarda sabit protetik restorasyonların yarısından fazlası metal-seramik bileşenlidir. Fakat porselen kırılmasını bu yöntem tamamen ortadan kaldırmamıştır. Metal-seramik restorasyonlarda da 3 çeşit kırık durumu gözlenmiştir.

- 1) Sadece porselen tabakasında oluşan, metalin ortaya çıkmadığı kırıklar
- 2) Porselen tabakasında daha derin metalin bir kısmının görüldüğü kırıklar
- 3) Porselen tabakasının büyük bir kısmının ayrılarak metalin açığa çıktığı kırıklar (61)

Klinikte daha çok birinci tip kırıklar görülse de ikinci tip kırıklar da sıklıkla karşımıza çıkmaktadır (62). Destek dişlerin uygun olmayan hazırlığı, teknik konulardaki hatalar, erken oklüzal temaslar ve fiziksel travma porselen kırıklarına neden olan etkenlerdir (63).

Porselen hasar gördüğünde, kırıldığında yapısı gereği ağız içindeki eski porselene yeni porselen ilavesi şeklinde ekleme yapmak mümkün değildir. Ağız içerisinde simante halde bulunan porselenlerin çıkarılıp yenilenmesi veya tamir edilmesi oldukça güçtür. Çünkü çıkarılırken doğal dişin, porselenin veya her ikisinin birden kırılma riski vardır (60). Bu gibi durumlarda porselen için ağız içi tamir sistemleri düşünülmektedir. Ağız içi tamir sistemleri ile porseleni tamir ettiğimizde maddi ve manevi birçok avantaj sağlayıp, hekim için etik bir davranış olacaktır. Hasarlı protezi yeniden yapmak için çıkarmak yerine ağız içerisinde tamir ederek protezin ömrünü uzatır. Hasta için hem daha az maliyetli bir işlem olup hem de protez çıkarılmadığı için protezin çıkarılmasından kaynaklanan sıkıntıları yaşamamış olacaktır. Bu amaç için geliştirilen kompozit rezinler yaygın olarak kullanılmaktadır (60,63).

2.4. DENTAL CAD-CAM SİSTEMLERİ

Bilgisayar destekli tasarım (CAD, Computed Aided Design) ve bilgisayar destekli üretim (CAM, Computer Aided Manufacturing) bilgisayar yardımıyla; verilerin toplanması, tasarlanması ve çok çeşitli ürünlerin üretilmesi prensibine dayanan teknolojik sistemlerdir.

CAD/CAM tekniğini diş hekimliği ile 1971 yılında Francois Duret tanıştırmıştır. 1983 yılında da CAD/CAM destekli ilk dental restorasyonu üretmiştir (64,65). Sanal ortamda yapılan dizayn, tasarım içerikleri, optik tarayıcı vasıtasıyla elde edilen veriler kullanılarak CAD yazılımıyla yapılır. Bilgisayar ortamında tasarlanan restorasyonlar daha sonra CAM ünitesine milleden yapılmak üzere aktarılır ve üretim seçilen restorasyon materyaliyle üretim tamamlanır (66).

Dental restorasyonlarda, abutment ya da kavite ile üretilen restorasyon arasında birebir uyum beklenmektedir. Bu sebeple CAD-CAM sistem diş hekimliğinde kullanıldığında, verileri yüksek hassasiyette elde edebilmesi, karmaşık restorasyonları bile net ve uyumlu sınırlarla tasarlayabilmesi ve hassas üretimler yapabilmesi gerekmektedir (67). Hastanın verilerinin elde edilmesiyle doğru matematiksel işlemler, tasarım uygulaması, model yapımı için CAD/CAM sistemine taşınması işlemin zaman ve iş gücü ihtiyacını minimize eder. Aynı zamanda

laboratuvar kısmına ayrılan süre de azalmaktadır. Yüksek hassasiyette, daha homojen yapıda üretim mümkün olmaktadır (68).

CAD-CAM sistemi üç temel basamaktan oluşur:

- Verilerin elde edilmesi (Tarama),
- Ürünün tasarımının yapılması (CAD),
- Yapılan tasarıma uygun olacak şekilde üretimin gerçekleştirilmesi (CAM),

Lazer ışıklı veya optik sensör içeren ağız içi kameralar CAD-CAM sistemlerinin bazılarında tercih edilen veri toplama araçlarıdır. Bu cihazlarla ölçü almak geçmiş yıllarda sistemin hassasiyeti açısından sorgulansa da, günümüzde bir çok çalışma ile bu tekniğin güvenilirliği kanıtlanmaktadır (69).

CAD-CAM sisteminde diğer bir veri toplama sistemi ise konvansiyonel yöntemlerle ölçü alındıktan sonra elde edilen alçı modelin taranması yöntemiyle gerçekleştirilmektedir. Alçı modelleri tararken bazı CAD-CAM sisteminde mekanik tarayıcılar kimisinde optik sensörlü ya da lazer ışınları ile görüntü alan tarayıcılarla gerçekleştirilmektedir (70).

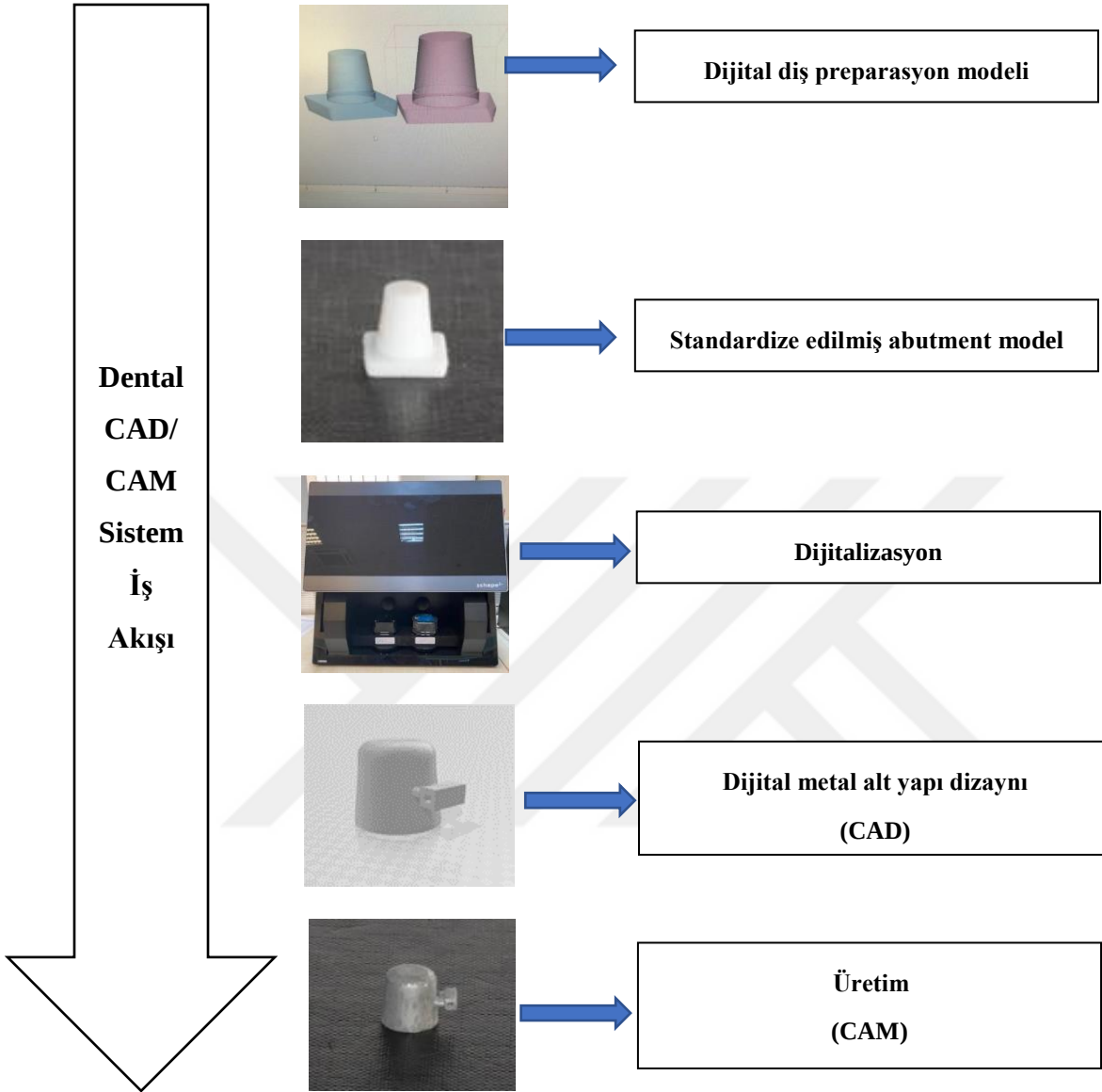
Üç boyutlu tarayıcı ile elde edilen veriler uygun yazılım kullanılarak dijital ortamda incelenir. Elde edilen modelde protez şekillendirilir. RP (Rapid Prototyping) stereolithography makinesi ile plastik model oluşturulur (68).

CAD-CAM sistemlerinde restorasyonların üretiminde sıklıkla kullanılan iki metod vardır. İlki eksilme yöntemi olarak bilinen, üniteye yerleştirilmiş prefabrike blokların aşındırıcı disk ve frezlerle kazınmasıyla elde edilir. Restorasyon uyumunda problem olmasa da bloğun bir kısmının kullanılmadan atılması dezavantajıdır (71).

Üretim aşamasında ikinci olarak hızlı prototipleme olarak da bilinen ekleme yöntemi CAD-CAM sistemlerine uyarlanmıştır. Bu yöntemle seramik veya metal tozları, üst üste tabakalanıp sinterlenerek restorasyonun şeklini oluşturmaktadırlar. Herhangi bir kesici alete ihtiyaç duyulmaması ve materyal israfı olmaması en önemli avantajlarındandır (72).

CAD-CAM teknolojisi günümüzde titanyum implant abutmentı, bar ataşmanları hatta çene yüz protezleri üretiminde de sıklıkla kullanılmaktadır (73).

Diş hekimleri tarafından özellikle diş protezleri üretmek için konvansiyonel döküm ve eksiltmeli CAM teknolojileri, çok sık kullanılan yöntemlerdir (74). CAM teknolojileri bilgisayarla sayısal olarak kontrol edilen computer numerically controlled (CNC) sistemle beraber çalışır. Bilgisayar yazılımıyla birlikte blok formundan malzemeyi mekanik olarak uzaklaştırır. Bu teknoloji her ne kadar sabit diş protezleri için altın standart kabul edilse de bazı dezavantajlara sahiptir. Bu dezavantajlar arasında bloğun kullanılmayan kısımları nedeniyle önemli miktarda ham maddenin boşa gitmesi, frezleme kullanılmasıyla frezlerin aşınması ve kısa kullanım süresi, frezlerin boyutu ve CNC makinesi eksenini nedeniyle daha küçük alanlara erişmemek gibi maddeler vardır (74). Toz veya sıvıdan oluşan ham maddenin bir üniteye yerleştirilmesiyle eklemeli imalat tekniği, umut verici alternatif üretim sunar ve karmaşık tasarımların üretilmesine olanak tanır (75). Üç boyutlu verileri kullanıp ham maddenin ardışık halde katman katman eklenmesi ile imalatı gerçekleştirir (76). Bilgisayar destekli tasarım, standart triangulation language (STL) şeklinde verilerle çalışır.



Şekil 2.2. Dental CAD/CAM İş Akışı

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. ETİK KURUL ONAYI

Çalışma için gerekli olan etik kurul onayı Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu tarafından alınmıştır (Karar no:119 Karar Tarihi:08.04.2021).

İn vitro olarak tasarladığımız çalışmanın deneylerini Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkez Araştırma Laboratuvarında, deneyde kullanılacak ekipmanların üretimini ise Gülhane Medikal Tasarım ve Üretim Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde (METÜM) yapmıştır.

3.2. BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR PROJELER KOORDİNATÖRLÜĞÜ

Çalışmamız Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 2021/099 proje numarası ile desteklenmiştir.

3.3. ARAŞTIRMA ÖRNEKLEMİ

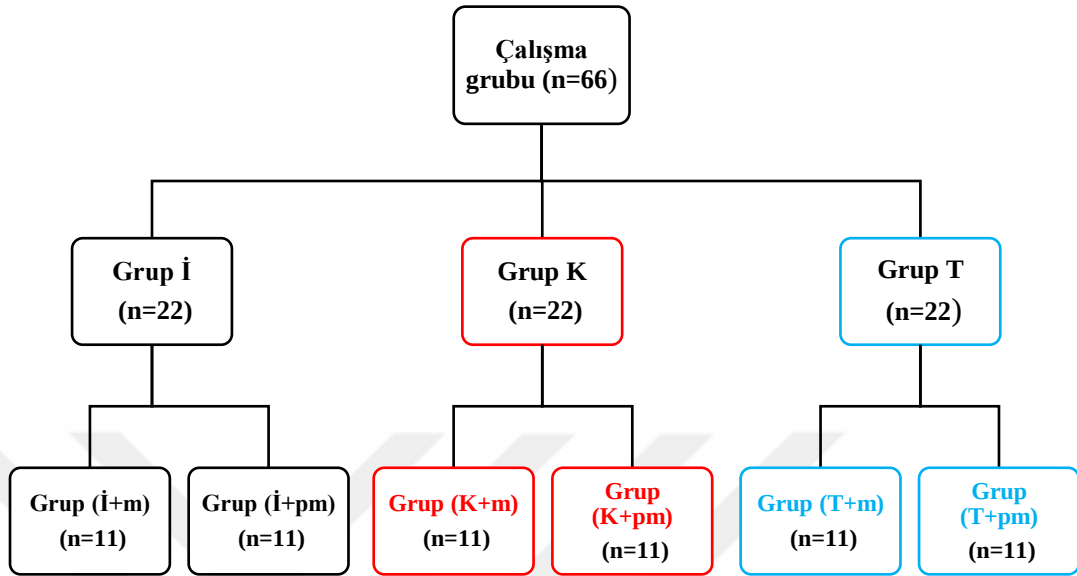
Çalışma için 66 adet örnek kullanılmıştır. Araştırmanın gücünün hesaplanması post hoc olarak G*Power (G*Power, ver. 3.1.9.7, Universität Düsseldorf, Germany, <http://www.gpower.hbu.de/>) aşağıdaki güç analiz protokolü esas alınarak yapılmıştır.

Tablo 3.1. Güç Analiz Protokolü

F tests - ANOVA: Fixed effects, omnibus, one-way		
Analysis: Post hoc: Compute achieved power		
Input:	Effect size f	= 0.45
	α err prob	= 0.05
	Total sample size	= 66
	Number of groups	= 3
Output:	Noncentrality parameter λ	= 13.3650000
	Critical F	= 3.1428085
	Numerator df	= 2
	Denominator df	= 63
	Power (1-β err prob)	= 0.9019880

Laboratuvar koşullarında deneyler yapılmadan önce, çalışma gruplarının sayılarını tespit etmek için istatistiksel olarak Tablo 1’de görüldüğü üzere Tek Yönlü Varyans analizi protokolünde post hoc olarak yapılan yapılan güç analizi sonucunda Power: 0.90 ve α :0.05 Tip 1 hata 0,05 için belirlenen örneklem sayısı 6 grup için (3 ana grup, her grupta braket ve tüp olmak üzere 2 alt grup) 66 olarak hesaplanmıştır.

3.4. ÇALIŞMA GRUPLARININ OLUŞTURULMASI



Şekil 3.1. Çalışma Gruplarının Dağılımı

İ: Çekilmiş İnsan Dişleri, **K:** Metal Destekli Porselen Kuronlar, **T:** Kişiyeye Özel Braket/Tüplü Kuronlar, **m:** Molar Diş, **pm:** Premolar Diş

Çalışmamızda toplam 66 örnek kullanılmış olup, 22'şerli 3 ana gruptan oluşmuştur. 3 ana grup premolar ve molar olmak üzere 2'li alt gruplara ayrılmıştır. (Şekil:3.5). Gruplar şu şekildedir:

Grup İ, İ+m, İ+pm (Çekilmiş insan dişi grubu, premolar ve molar diş alt grubu): Rutin olarak uygulanan yöntemle çürüksüz insan maksiller bölge premolar ve molar dişlerine braket ve tüp yapıştırılması işlemi uygulanan gruptur. Mine yüzeyine %37 ortofosforik asit jel 30 sn süre boyunca uygulanmıştır. Ardından 20 sn boyunca hava-su spreyi kullanılarak yıkanıp 5 sn boyunca hava ile kurutulmuştur.

Grup K, K+m, K+pm (Kuronlanmış diş grubu, premolar ve molar diş alt grubu): Standardize edilmiş bir abutment üzerine metal alt yapı ve porselen işlenip kuron ile restore edilmiş örneklerin porselen yüzeyine kuron ve tüp yapıştırma işlemi yapılan gruptur. Örnekler hazırlandıktan, yüzeyin temiz ve kuru olduğuna emin olduktan sonra yalnızca tüp ve braketlerin yapıştırılacağı yüzeye 2 dk boyunca % 9.6'lık Hidroflorik asit jel uygulanmıştır. Pamuk rulo ile asit uzaklaştırılmıştır.

Ardından örnekler hava- su spreyi kullanılarak 15 saniye süreyle yıkanıp, 20 saniye hava ile kurutulmuştur. Silan (Calibra, Silane coupling agent- Dentsply®) ince bir tabaka halinde fırça yardımıyla uygulanmıştır.

Grup T, T+m, T+pm (Tasarım grubu, premolar ve molar diş alt grubu):

Tasarlanan, kişiye özel üretilen, metal alt yapı üzerine porselen pişirilmesi ile elde edilen maksiller molar tüplü ve premolar braketli kuronun yer aldığı gruptur. Metal alt yapı ve braket tek parça halinde üretildiğinden yüzeyine herhangi bir işlem uygulanmamıştır.

3.5. VERİLERİN TOPLANMASI

Çalışmamızda, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda hastalardan onam alınarak, ortodontik veya periodontal olarak hasarlı, tedavileri için çekim endikasyonunun uygun görüldüğü 22 adet maksiller preomolar ve molar diş kullanılmıştır. Dişler kök gelişimini tamamlamış olup; hipomineralizasyon, çatlak, erozyon, abrazyon, davye tahribatı bulunmayan, amorf olmayan, herhangi bir kimyasal ajan uygulanmamış ve üzerinde restorasyon olmayan dişler çalışmaya dahil edilmiştir.

Bu çalışmada tasarlanan kişiye özel metal destekli braketli ve tüplü kuronları (*Kişiye Özel Braket/Tüplü Kuronlar*) METÜM (Medikal Tasarım ve Üretim Merkezi) de mühendislik hizmeti ile yine METÜM de bulunan Mysint100 (Sisma, Vicenza, İtalia) cihazıyla üretilmiştir. Üretimde SLM tekniği kullanılmıştır. Üretilen metal alt yapının üzerine porselen işlenmiştir.

Gülhane Sağlık Bilimleri Üniversitesi Ağız Diş Çene Cerrahisi Anabilim Dalından alınan çekim endikasyonlu dişlerin, Grup İ, 3×3'lük kare şeklinde plastik kalıplara, kendiliğinden sertleşebilen soğuk akrilik rezin içerisine çekilmiş dişler kuronları dışarıda kalacak şekilde, yere dik olarak gömülmüştür. Ortodonti pratiğinde uygulanan asit, bond uygulanması ve kompozit yapıştırıcıyla ortodontik braket ve tüp yapıştırılmıştır. Porselen kuron ile restore edilmiş, Grup K, örneklerin olduğu grupta ağız içi kullanımında dikkatli izolasyon yapılmasını gerektiren HF asit ve silan uygulanmıştır. Literatüre farklı bir bakış açısı kazandırması hedeflenen, Grup T, ise

tek parça üretilen braket ve tüple bağlantılı metal alt yapı üzerine porselen yığılmış ve bu şekilde makaslama bağlanma kuvveti test edilmiştir.

Gruplara ait örneklerin tamamının makaslama dayanımlarının değerlendirilebilmesi için Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkez Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan Thermocycler (Sd mechatronik, Feldkirchen-Westerham GERMANY) cihazında termal döngüye tabi tutulmuştur. Bu cihazda 2 adet su tankı bulunmaktadır. Tanklara sırasıyla örneklerin batırılacağı mekanizma mevcuttur. Hazırlanan örnekler 5°C ile 55°C sıcaklıktaki su banyolarına sırayla 1000 defa batırılmıştır. Örnekler banyoya batırıldığı zaman tankın içerisinde her defa durduğu süre 20 saniye, banyolar arasındaki aktarım zamanı ise cihazlar tarafından 10 saniye olarak ayarlanmıştır. Daha sonra yine Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkez Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan Universal test cihazı (LRX,Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere) ile makaslama dayanımına bakılmıştır. Diş braket ara yüzeyine, braket ayrılana kadar 0,5mm/dakika hızla makaslama kuvveti uygulayıp ortaya çıkan veriler cihaza bağlı olan bilgisayar yardımıyla Newton olarak kaydedilmiştir. Elde edilen verilerin istatistiksel analize hazırlanmak için Microsoft Excel 2019 yazılımına kaydedilmiştir.

3.6. VERİLERİN ANALİZİ

Çalışma verilerinin istatistiksel analizi için bilgisayar ortamında SPSS (Statistical Package for Social Sciences, SPSS for Window 17.0, IBM, USA) paket programı kullanılmıştır. Araştırma kapsamında incelenen dişlere ait özelliklerin tanımlayıcı istatistiklerinde frekans, yüzde, ortalama ve standart sapma kullanılmıştır. Ayrıca verilerin gösteriminde grafiklerden de faydalanılmıştır. Gruplar arasında kuvvete dayanım değerlerinin karşılaştırılmasına geçmeden önce, gruplarda normal dağılım varsayımının değerlendirilmesi için Shapiro Wilk testinden faydalanılmıştır (77,78). Normal dağılım sergileyen gruplarda, kuvvete dayanım değerlerinin karşılaştırılmasına Tek Yönlü Varyans Analizi ve post hoc analiz olarak ise Tukey Testi kullanılmıştır (79–82). Gruplarda normal dağılım varsayımının karşılanmadığı durumlarda ise, kuvvete dayanım değerlerinin karşılaştırılmasına Kruskal Wallis H testi ve post hoc analiz olarak ise Bonferroni düzeltmesi ile Mann

Whitney U testi kullanılmıştır. Veri analizinde ise SPSS 26 istatistiksel yazılımından faydalanılmıştır. $p<0,05$ istatistiksel anlamlı olarak kabul edilmiştir.

3.7. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

Grup (İ+pm) ve Grup (İ+m) de kullanılacak çürüksüz 11 adet premolar 11 adet molar insan dişleri, 3×3'lük kare şeklinde plastik kalıplara, kendiliğinden sertleşebilen soğuk akrilik rezin içine vertikal olarak, kuronları dışarıda kalacak şekilde gömülmüştür (Şekil 3.2.). Grup(K) abutmentler üzerine metal destekli kuron, Grup(T) ise tasarlanan alt yapı ile hazırlanmıştır (Şekil 3.3) (Şekil 3.4.). Dişlerin yüzeylerinde bağlantıyı olumsuz etkileyecek debris kalmaması için pomza ve lastik frez yardımıyla yüzey temizlenmiştir. Diş yüzeyinden eklentiler uzaklaştırıldıktan sonra pürüzlendirme protokolü standart olarak uygulanmıştır. Diş minesine %37'lik ortofosforik asit jel 30 sn boyunca uygulanmış, 20 sn süreyle hava-su spreyi ile yıkanmıştır. Sonrasında yüzeyler 5 sn boyunca hava ile kurutulmuştur.



Şekil 3.2. Çekilmiş İnsan Maksiller Premolar ve Molar Dişi Deney Aşamaları İçin Akril Bloklara Yerleştirilmiş Hali



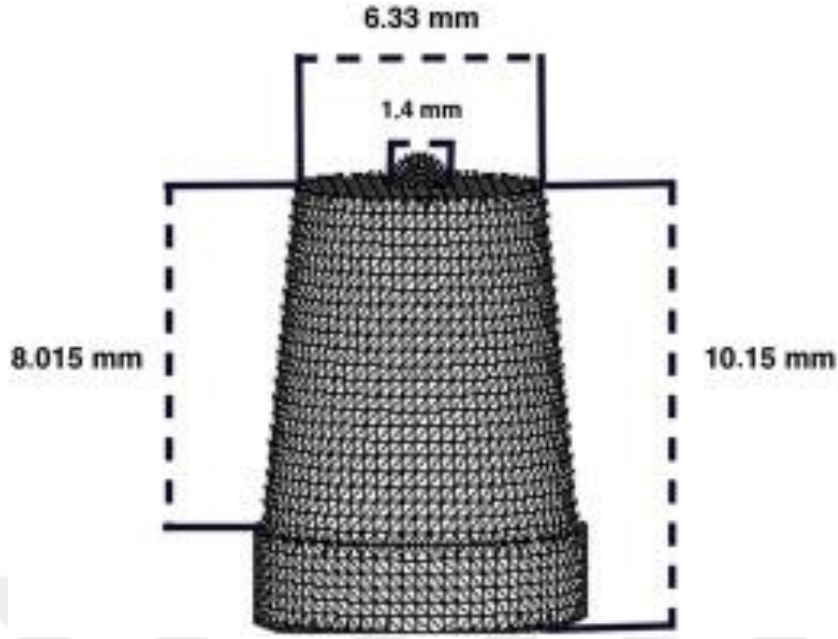
Şekil 3.3. Standardize Edilmiş Abutment Üzerine Kupon ile Restore Edilmiş Porselen Maksiller Premolar ve Molar Örnek



Şekil 3.4. Standardize Edilmiş Abutment Üzerine Tasarlanmış Maksiller Premolar ve Molar Örnek

3.8. ABUTMENTLARIN HAZIRLANMASI

Bilgisayar yazılımıyla (RapidForm XOR2; 3D Systems Inc, Rock Hill, SC, ABD) prepare edilmiş dişleri taklit eden bir abutment planlandı ve üretilmiştir. Prepare edilmiş dişler 6 ° yaklaşım açısı, 1 mm çevresel chamfer bitiş çizgisine sahiptir. Yüksekliği ise 10,15 mm hazırlanmıştır.



Şekil 3.5. Standardize Edilmiş Abutment (83)

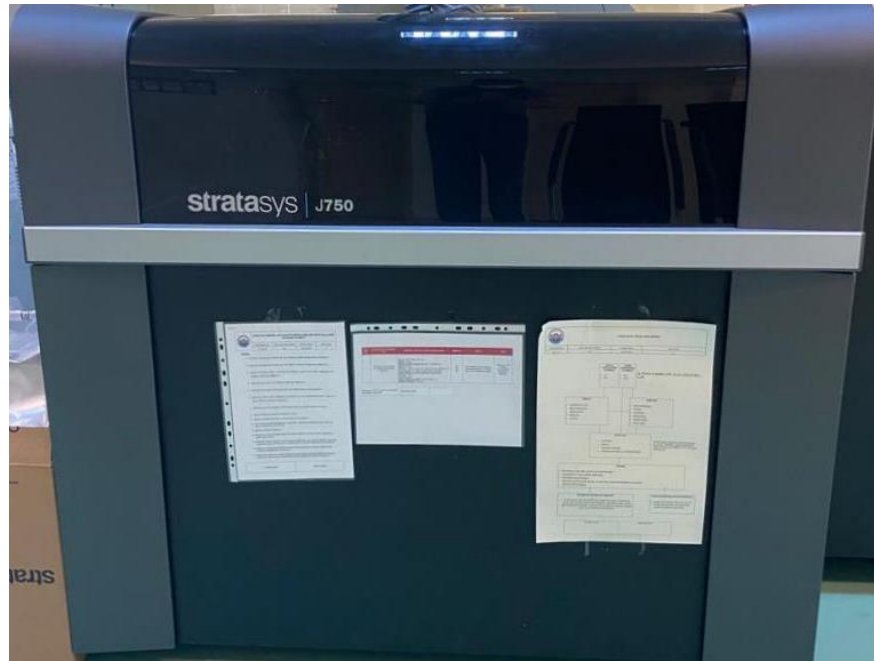
Çalışmamızda 6,33x 8,015x 10,15 mm ebatında olmak üzere toplam 22 adet molar, 5 x 7,2 x 9,2 mm ebatlarında 22 adet premolar olmak üzere 44 adet abutment hem Grup K için hem Grup T için hazırlanmıştır (Şekil 3.5.) (Şekil 3.8.).

Polyjet baskı teknolojisiyle üretim yapan 3B plastik yazıcı (Stratasys J750) kullanılarak ön üretim yapılarak abutment uygunluğuna bakılmıştır (Şekil 3.7.).

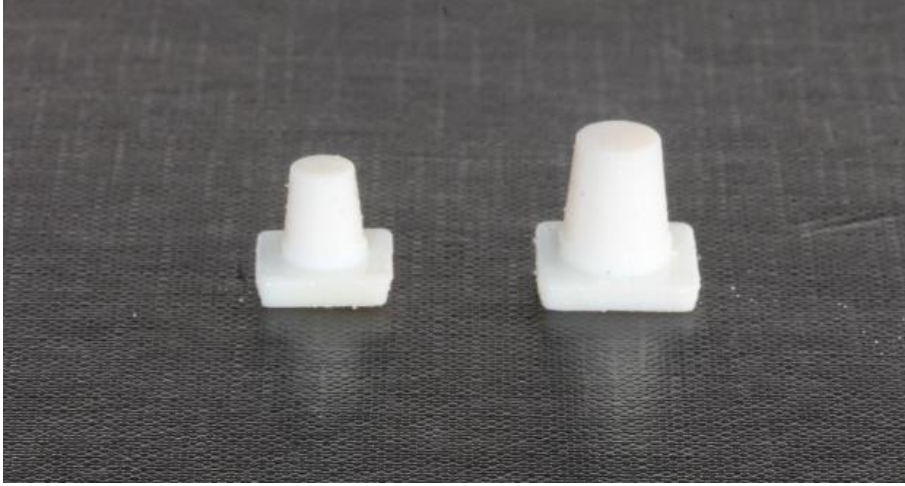
Üretilen modellerimiz D2000 (3 Shape, Copenhagen, Denmark) ile taranmıştır (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. 3 Shape Tarayıcı



Şekil 3.7. Stratasys Cihazı

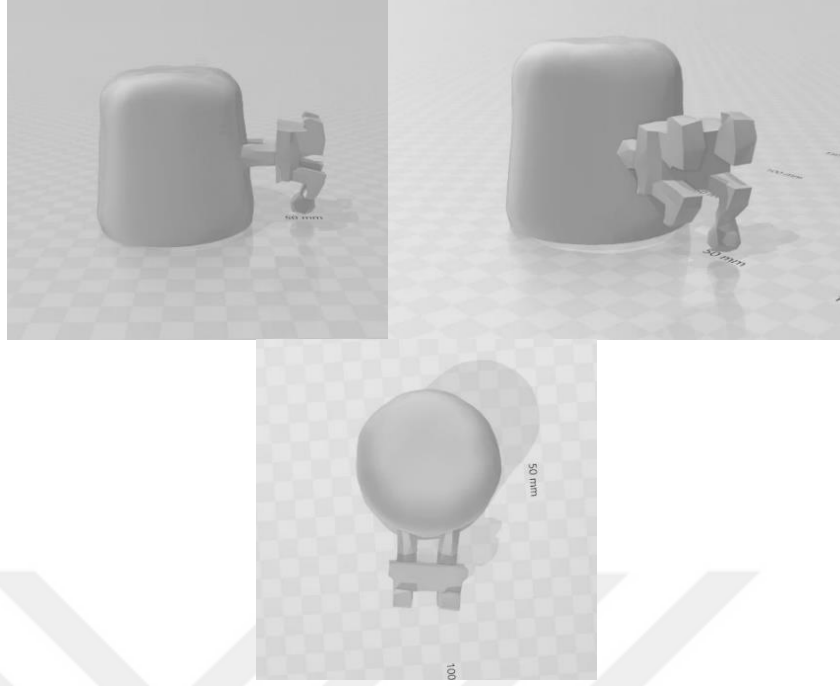


Şekil 3.8. Stratasys Cihazıyla Üretilen Premolar ve Molar Diş İçin Abutmentler

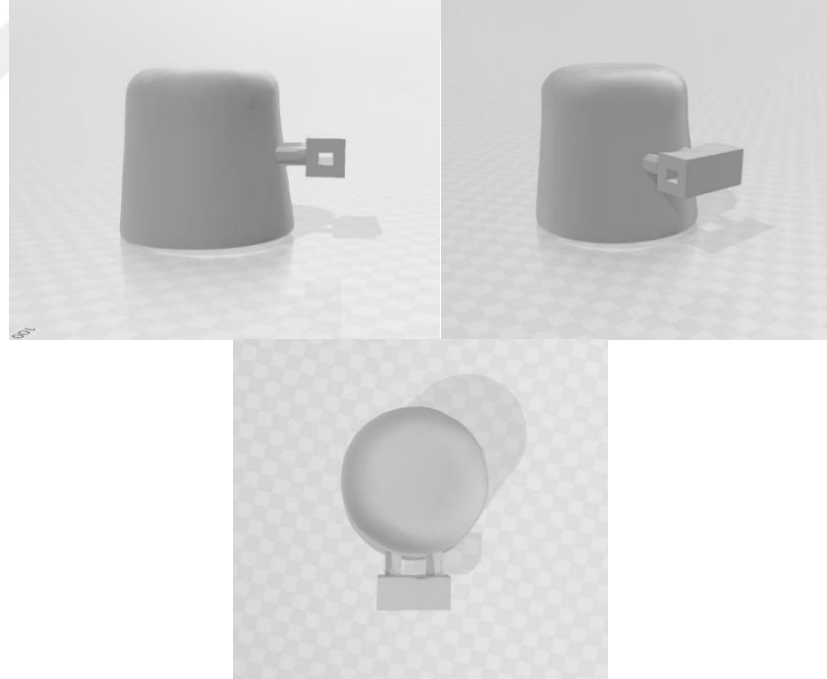
3.9. TASARIM METAL ALT YAPININ HAZIRLANMASI

Çalışmada tasarlanan kişiye özel metal destekli braketli ve tüplü kuronları METÜM’de mühendislik hizmeti ile yine orada bulunan Mysint100 (Sisma, Vicenza, İtalia) cihazıyla, Cr-Co metal tozundan (Mediloy S-Co; Bego, Bremen, Germany) üretilmiştir (Şekil 3.11). Üretimde SLM tekniği kullanılmıştır. Üretilen metal alt yapının üzerine porselen işlenmiştir.

3-matic software (Materialise, Leuven, Belgium) ile tasarlanan tasarımın dijital dosyası stereolitografi (stl) formatında kaydedilmiştir. Protherm Furnaces (Alser Teknik/ProTherm, Ankara, Turkey) kullanılarak üretimden sonra sinterleme işlemi yapılmıştır. Daha sonra bu metal alt yapı rezin siman (Panavia F 2.0 Complete Kit, Kuraray, Osaka, Japan) ile abutment üzerine simante edilmiştir.



Şekil 3.9. Kişiyeye Özel Tasarlanan Braketli Metal Coping



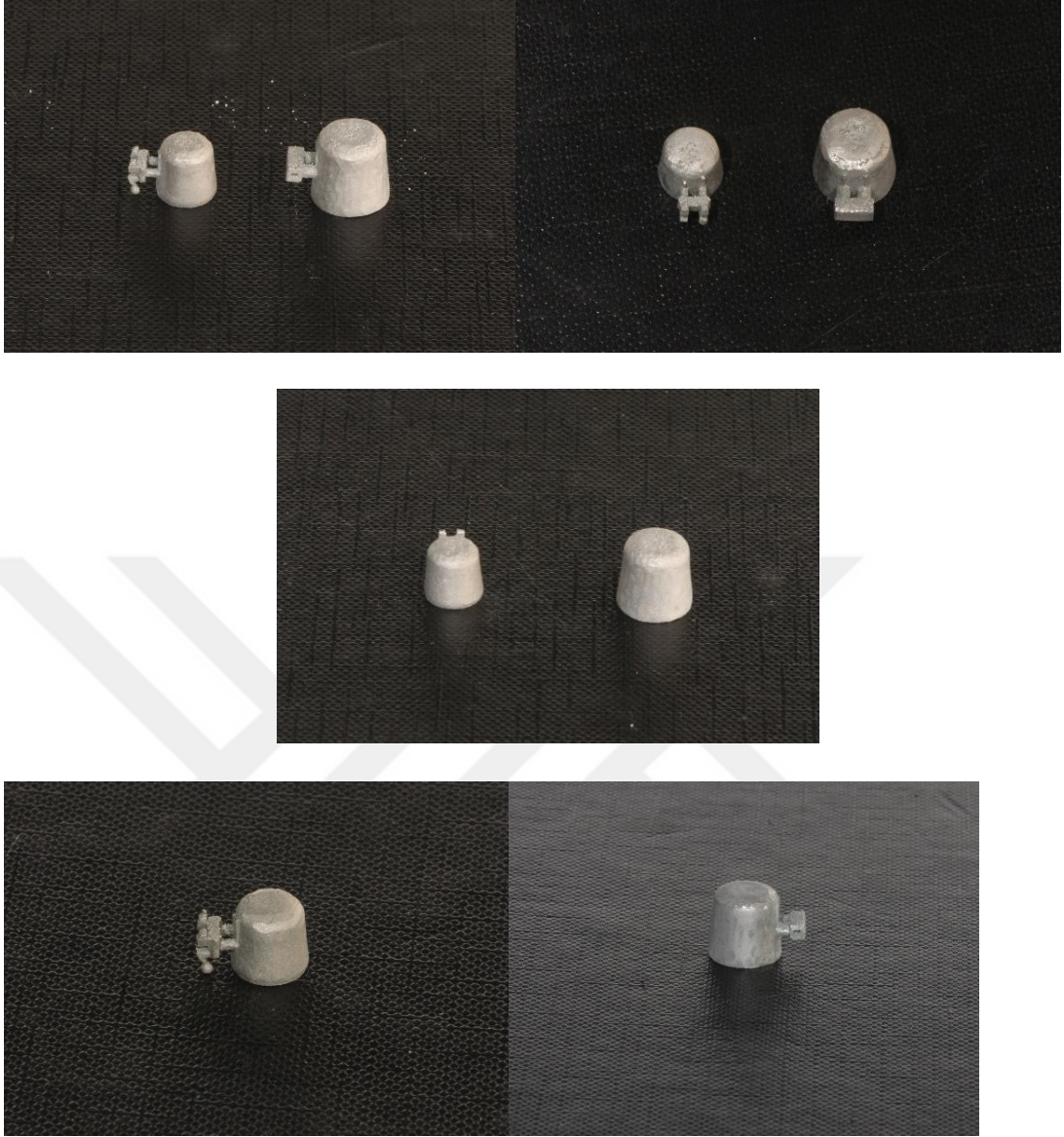
Şekil 3.10. Kişiyeye Özel Tasarlanan Tüplü Metal Coping



Şekil 3.11. Mysint100 (Sisma, Vicenza, İtalia) Cihazı



Şekil 3.12. Protherm Furnaces



Şekil 3.13. Üretilen Metal Alt Yapı Tasarımı

3.10. PORSELEN ÜST YAPININ HAZIRLANMASI

Porselen yığılırken hava kabarcıklarını küçültüp yok etmek için kondenzasyon yapıp restorasyonun estetiği ve dayanıklılığı artırılmıştır. Bu işlem aynı zamanda metal ve opak porselen temasını da arttırmaktadır. Kitlenin yoğunluğu arttırılıp, pörözite azaltılmıştır. Kondezasyon işleminden sonra restorasyonu fırınlama aşamasına geçilmiştir. En son fırınlama işlemi glaze için yapılmaktadır. Porselen restorasyonların üzeri düz ve pürüzsüz olmalıdır. Aksi takdirde artıkların tutunması için yüzey oluşmaktadır (Şekil 3.14.).



Şekil 3.14. Porselen İşlenmesi

3.11. HAZIRLANAN ÖRNEKLERİN SAKLANMASI

Dişlerin seçiminde çürüksüz olması, hidrojen peroksit, beyazlatma gibi kimyasal herhangi bir ajana önceden tabi tutulmamış olması, dolgu ve restorasyonu bulunmaması, mine üzerinde çekim sırasında oluşan kırık, çatlak bulunmaması, dişlerde malformasyon ya da florozis bulunmaması gibi özelliklere dikkat edilmiştir.

Örnekler oda sıcaklığındaki distile suda en çok iki ay zaman ile çalışma düzeneği hazırlanana kadar bekletilip solüsyonlar birer haftalık aralıklarla yenilenmiştir. Diş örnekleri için 3×3'lük kare şeklinde plastik kalıplara, kendiliğinden sertleşebilen soğuk akrilik (Meliodent, Kulzer Mitsui Chemicals Group, GERMANY) kullanılarak gömülmüştür. Test cihazına yerleştirilebilecek şekilde yere dik ve çekilmiş dişlerin kuronları dışarıda kalacak şekilde gömülmüştür.

3.12. ÖRNEKLERİN BRAKETLENMESİ

Bu grupta pürüzlendirme protokolü standart şekilde uygulanmıştır. Mine üzerine %37 ortofosforik asit jel 30 sn süre boyunca uygulanmıştır. Ardından 20 sn boyunca hava-su spreyi kullanılarak yıkanıp 5 sn boyunca hava ile kurutulmuştur.



Şekil 3.15. Örneklere Uygulanan Ortofosforik Asit, Primer ve Kompozit

Yüzey pürüzlendirildikten sonra örneklere primer olarak Transbond XT Primer (3M/Unitek, Monrovia, California) kullanılmıştır. Ortodontik braket ve tüpler (Natural, USA) braket tutucu yardımıyla ve Transbond XT Light-Cure Adeziv (3M/Unitek, Monrovia, California) kullanılarak örneklerin üzerine yerleştirilmiştir (Şekil 3.15.). Sond yardımıyla braket ve tüp tabanından taşan yerler alınmıştır. VALO Ortho (Ultradent, South Jordan, Utah, USA) ışık cihazı 3 sn kompozit polimerizasyonu sağlaması için uygulanmıştır (Şekil 3.16.).



Şekil 3.16. Kullanılan Işık Cihazı



Şekil 3.17. Hidroflorik Asit Jel

3.13. DOĞAL DİŞLERİN BRAKETLENMESİ

Braketler ve tüpler yapıştırılırken aynı standartlarda ve aynı araştırmacı tarafından uygulanmıştır. Dişlere braket yapıştırılmadan önce polisaj işlemi lastik frezlerle gerçekleştirilmiştir.

İlk olarak her bir dişin bukkal yüzeyine 20 sn. süre ile %37'lik ortofosforik asit jel uygulandı. Diş temizlenip kurutulmuştur ve adeziv primeri sürülmüştür. Sonrasında adeziv braket tabanına uygulanıp, braket diş yüzeyine yerleştirilmiştir. Yapıştırılması sırasında ışıkla sertleşen kompozit rezin Transbond XT (3M Unitek, ABD) kullanılmıştır. (Şekil 3.11).

Metal braket (Natural, USA) 0.022 slot kullanılmıştır. Işık kaynağı olarak VALO Ortho (Ultradent, South Jordan, Utah, USA) kullanılmıştır (Şekil 3.16).

3.14. PORSELEN DİŞLERİN BRAKETLENMESİ

Örnek yüzeylere %9,6 konsantrasyondaki hidroflorik asit (BJM laboratories Ltd, Israel) 60 saniye boyunca uygulanmıştır. Hidroflorik asit uzaklaştırılırken pamuk rulolarla kullanılmıştır. Kalanı hava su spreyi ile 15 saniye yıkayıp, 15 sn hava ile kurutulmuştur. Sonrasında tek kat halinde silan (Calibra, Dentsply Sirona, Konstanz, Germany) fırça yardımıyla uygulanıp kurumaya bırakılmıştır. Metal braket (Natural, USA) 0.022 slot kullanılmıştır.

3.15. TERMAL SIKLUS İŞLEMİNİN YAPILIŞI

Örnekler braket ve tüpler yapıştırıldıktan sonra Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkez Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan Thermocycler (Sd mechatronik, Feldkirchen-Westerham GERMANY) cihazı ile termal siklus işlemine tabi tutulmuştur (Şekil 3.18).



Şekil 3.18. Termal Siklus Cihazı

Bu cihazda sıcaklıkları sabitlenmiş iki adet su tankı bulunmaktadır. Termal siklus cihazında sıcaklıkları sabitlenmiş tanklara örneklerin sırasıyla batırılacağı mekanizma mevcuttur. Örnekler 5°C ve 55°C sıcaklık derecesindeki su banyolarına sırayla 1000 defa batırılmıştır. Termal stres oluşturulmuştur. Örneklerin tankın içerisinde her sefer kaldığı süre 20 saniye, banyolar arasındaki aktarım zamanı ise 10 saniye olarak ayarlandı.

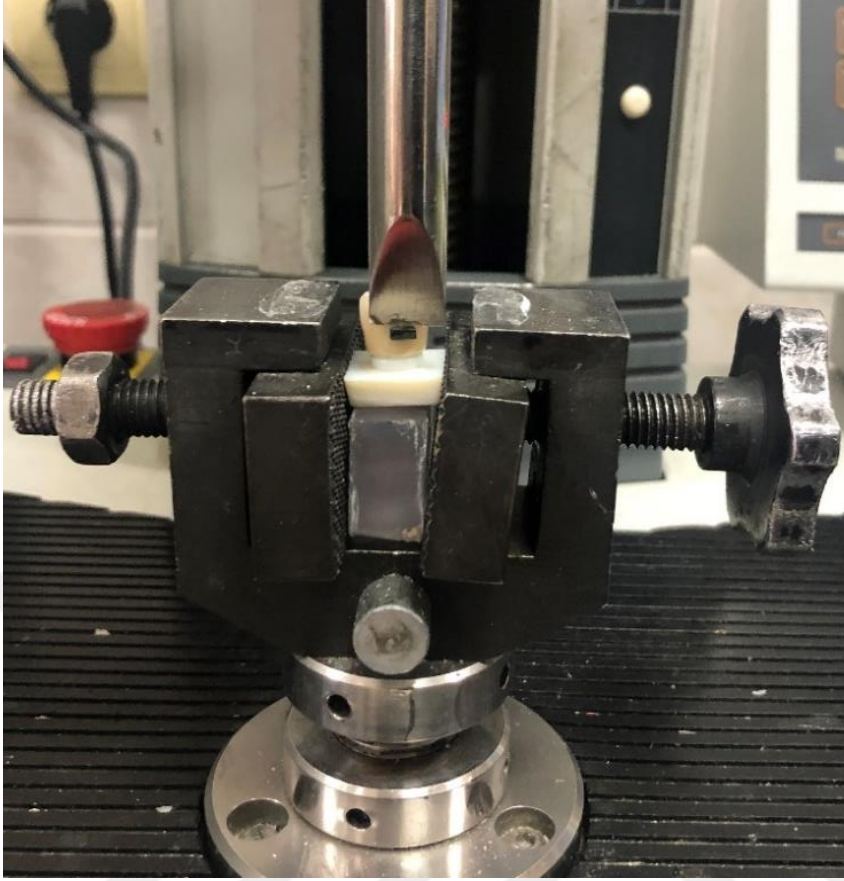
3.16. MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIM TESTİ (SHEAR BOND STRENGTH)

Yapıştırılan braket ve tüplerin makaslama dayanımı testi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkez Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan Universal Test Cihazı, Instron (Lloyd LRX, Lloyd Instruments Ltd., Fareham, UK) ile yapılmıştır (Şekil 3.19) (Şekil 3.20). Örnekler cihaz üzerinde sabit kalacak şekilde düzeneğe yerleştirilmiştir. Uca doğru keskinleşen yükleme ucu, braket veya tüp yapıştırılan yüzeye paralel olacak şekilde sabitlenmiştir.

Diş-braket ara yüzeyine, braket ayrılana kadar 0,5mm/dakika hızla makaslama kuvveti uygulanmıştır. Ortaya çıkan veriler cihaza bağlı bulunan bilgisayar yardımıyla Newton olarak kaydedilmiştir. Sonuçlar daha sonra MPa (N/mm^2) = Kuvvet (Newton)/Braket alanı (mm^2) denklemi kullanılarak Megapaskal (Mpa) olarak çevrilmiştir.



Şekil 3.19. Universal Test Cihazı



Şekil 3.20. Bağlanma Dayanımı Ölçümü

3.17. MİKROSKOPLA İNCELEME

Kırılma anında örneğe uygulanan kuvvet bağlanma alanına bölünüp makaslama bağlanma dayanımı Megapascal (Mpa) olarak elde edilmiştir. Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrasında elde ettiğimiz kırık yüzeyleri stereomikroskop ile incelenmiştir. Gruplara ait örnekler Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi laboratuvarında bulunan stereomikroskop (Leica AG, CH-9435 Heerbrugg, Switzerland) ile x100 büyütmede incelenmiştir.

Ayrılmalar adeziv, koheziv veya karma olarak sınıflandırılmıştır. Ayrılma ara yüzeyde meydana geldiyse adeziv, braket/tüpte ve dişte/porselende oluştuysa koheziv, ara yüzey ve diş/porselen veya tüp/braket birlikte etkilendiyse karma tip ayrılma olarak belirlenmiştir.

4. BULGULAR

Bu bölümde araştırma kapsamında incelenen örneklerin tanımlayıcı özelliklerin yanı sıra hipotez analizlerine yönelik bulgular yer almaktadır.

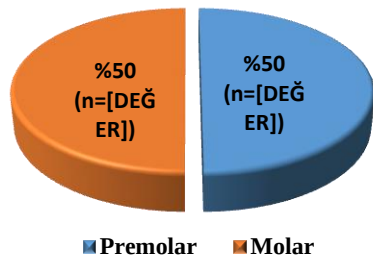
4.1. TANIMLAYICI BULGULAR

Bu bölümde araştırma kapsamındaki örneklerin özelliklerine yönelik tanımlayıcı bulgular yer almaktadır.

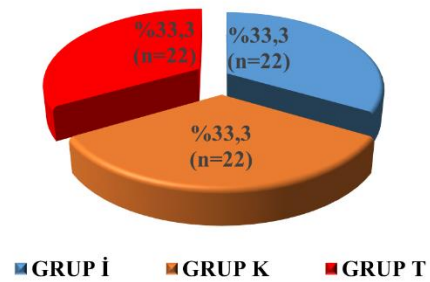
Tablo 4.1. Araştırma Kapsamındaki Örneklerin Tanımlayıcı Özellikleri

		n	%
Diş Türü	Premolar	33	50,0
	Molar	33	50,0
Braket Uygulanan Gruplar	Grup İ	22	33,3
	Grup K	22	33,3
	Grup T	22	33,3
	<i>Toplam</i>	66	100,0

Araştırma kapsamında incelenen dişlerin %50'si (n=33) molar dişler iken, kalan %50'side (n=33) premolar dişlerdir. Gruplar açısından değerlendirildiğinde ise; %33,3'ü (n=22) çekilmiş insan dişleri, %33,3'ü (n=22) metal destekli porselen kuronlar ve %33,3'ü ise (n=22) kişiye özel braket/tüplü kuronlar olarak gruplandırılmıştır (Tablo 4.1) (Şekil 4.1).



Diş Türüne Göre Dağılım



Gruplara Göre Dağılım

Şekil 4.1. Araştırma Kapsamındaki Örneklerin Tanımlayıcı Özellikleri
Araştırma kapsamındaki örneklerin dış türü ve gruplara göre dağılımları
homojendir (Şekil 4.1).

4.2. HİPOTEZ ANALİZLERİ

Bu bölümde araştırma kapsamında araştırma amaçlarına uygun olarak geliştirilen hipotezleri test etmek amacıyla uygulanan hipotez analizleri yer almaktadır.

Araştırma kapsamındaki tüm örneklerin makaslama bağlanma dayanımlarının braket uygulama yöntemleri açısından değerlendirilmesine yönelik bulgular yer almaktadır (Tablo 4.2).

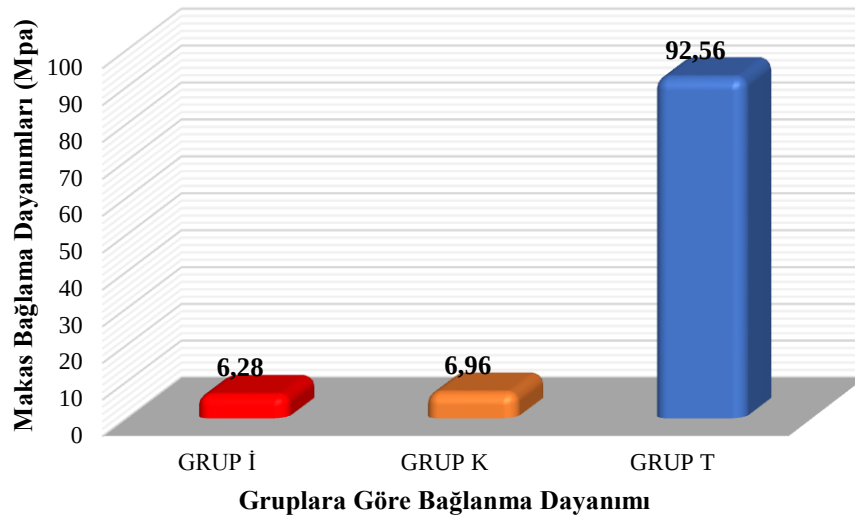
Tablo 4.2. Araştırma Kapsamındaki Tüm Örneklerin Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

Ölçümler	n	Ort.	Ss.	H	p	Post Hoc
GRUP İ	22	6,28	4,84			
GRUP K	22	6,96	4,81	43,283	<0,001	3>1***
GRUP T	22	92,56	63,88			3>2***
<i>Toplam</i>	66	35,26	54,78			

H: Kruskal WallisH Testi, **Post Hoc:** Bonferroni Düzeltmesi ile Mann Whitney U Testi

***p<0,001, **p<0,01, *p<0,05

Araştırma kapsamındaki tüm örneklerin makaslama bağlanma dayanımlarında Grup T'de gruplara göre istatistiksel anlamlı olarak farklılık tespit edilmiştir (H=43,283, p<0,001) (Tablo 4.2) (Şekil 4.2).



Şekil 4.2. Araştırma Kapsamındaki Tüm Örneklerin Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Gruplar Açısından Değerlendirilmesi

Araştırma kapsamındaki tüm örneklerde; kişiye özel braketli/tüplü kuronlar grubu makaslama bağlanma dayanımı 92,56 ($\pm 63,88$), çekilmiş insan dişleri 6,28 ($\pm 4,84$) ve metal destekli porselen kuronlar 6,96 ($\pm 4,81$) grupları makaslama bağlanma dayanımlarına göre istatistiksel anlamlı olarak daha yüksek seviyede tespit edilmiştir (Sırasıyla: $p < 0,001$, $p < 0,001$) (Tablo 4.3, Şekil 4.2). Bu bulgulara göre Hipotez 1 kabul edilmiştir.

Araştırma kapsamındaki premolar örneklerin makaslama bağlanma dayanımlarının gruplar açısından değerlendirilmesine yönelik bulgular yer almaktadır (Tablo 4.3).

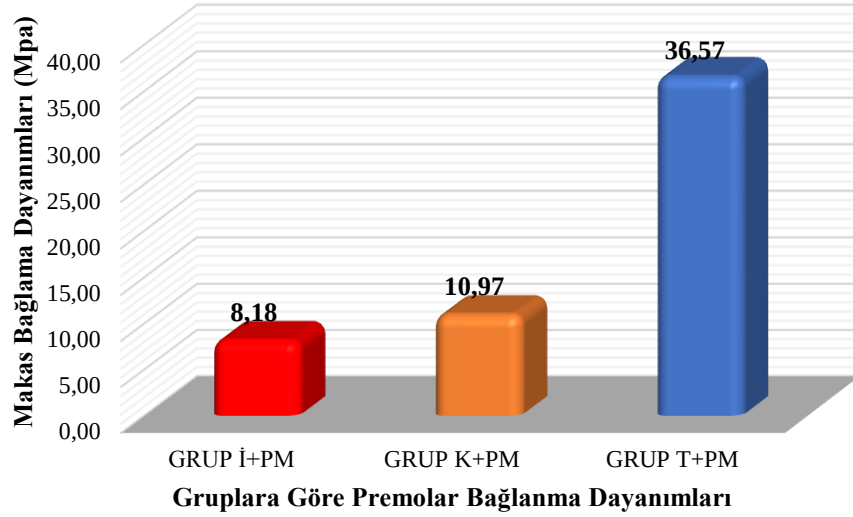
Tablo 4.3. Araştırma Kapsamındaki Premolar Örneklerin Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

Ölçümler	n	Ort.	Ss.	H	p	Post Hoc
GRUP İ+pm	11	8,18	5,16			
GRUP K+pm	11	10,97	3,26	22,656	<0,001	3>1*** 3>2**
GRUP T+pm	11	36,57	9,46			
Toplam	33	33	18,57			

H: Kruskal WallisH Testi, **Post Hoc:** Bonferroni Düzeltmesi ile Mann Whitney U Testi

*** $p < 0,001$, ** $p < 0,01$, * $p < 0,05$

Araştırma kapsamındaki premolar örneklerin makaslama bağlanma dayanımlarında gruplara göre istatistiksel anlamlı olarak farklılık tespit edilmiştir ($H=22,656$, $p<0,001$) (Tablo 4.3) (Şekil 4.3).



Şekil 4.3. Araştırma Kapsamındaki Premolar Örneklerin Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Braket Uygulanan Gruplar Açısından Değerlendirilmesi

Araştırma kapsamındaki premolar örneklerde; kişiye özel braketli kuronlar grubunun makaslama bağlanma dayanımı $36,57 (\pm 9,46)$, çekilmiş insan dişleri $8,18 (\pm 5,16)$ ve metal destekli porselen kuronlar $10,97 (\pm 3,26)$ gruplarının makaslama bağlanma dayanımlarına göre istatistiksel anlamlı olarak daha yüksek seviyede tespit edilmiştir (Sırasıyla: $p<0,001$, $p<0,01$) (Tablo 4.3, Şekil 4.3). Bu bulgulara göre Hipotez 2 kabul edilmiştir.

Araştırma kapsamındaki molar dişlerin makaslama bağlanma dayanımlarının gruplar açısından değerlendirilmesine yönelik bulgular yer almaktadır (Tablo 4.4).

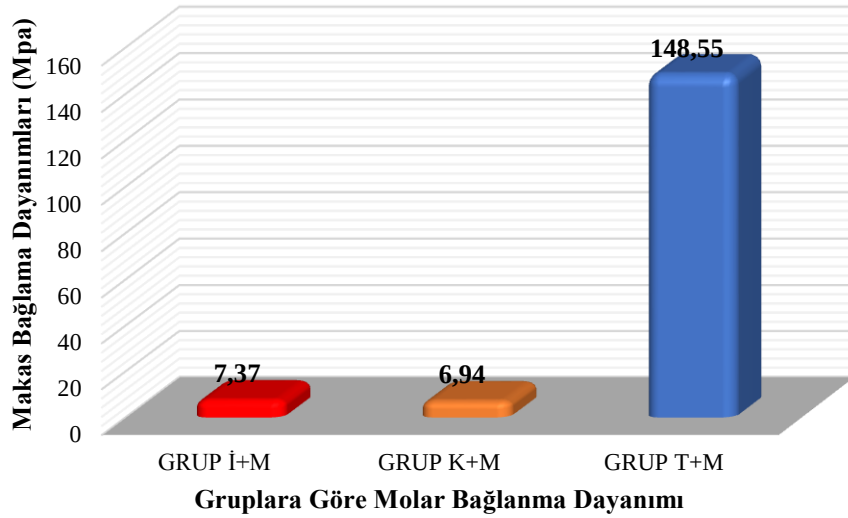
Tablo 4.4. Araştırma Kapsamındaki Molar Örneklerin Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

Ölçümler	n	Ort.	Ss.	F	p	Post Hoc
Çekilmiş İnsan Dişleri ¹ (GRUP İ+M)	11	7,37	3,83	144,136	<0,001	3>1*** 3>2***
Metal Destekli Porselen Kuronlar ² (GRUP K+M)	11	6,94	1,61			
Kişiyi Özel Braket/Tüplü Kuronlar ³ (GRUP T+M)	11	148,55	39,81			
<i>Toplam</i>	33	51,95	72,88			

F: Tek Yönlü Varyans Analizi **Post Hoc:** Tukey Testi

***p<0,001, **p<0,01, *p<0,05

Araştırma kapsamındaki molar örneklerin makaslama bağlanma dayanımlarında, Grup T'nin diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek seviyede bağlanma dayanımı gösterdiği tespit edilmiştir (F=144,136, p<0,001) (Tablo 4.4) (Şekil 4.4).

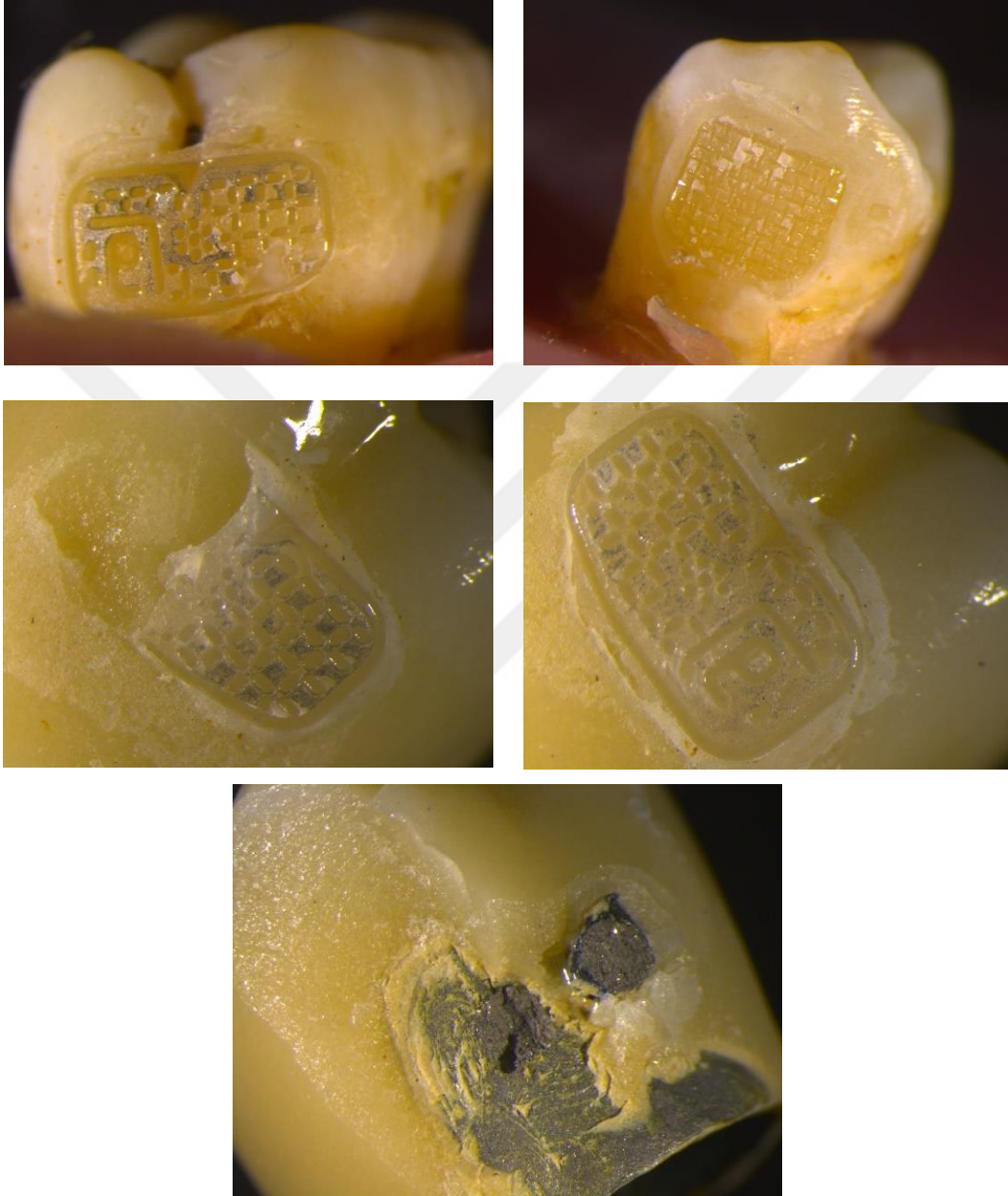


Şekil 4.4. Araştırma Kapsamındaki Molar Örneklerin Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Gruplar Açısından Değerlendirilmesi

Araştırma kapsamındaki molar dişlerde; kişiyi özel tüplü kuronlar grubu makaslama bağlanma dayanımı 148,55 (±39,81), çekilmiş insan dişleri 4,37 (±3,83) ve metal destekli porselen kuronlar 2,94 (±1,61) gruplarının makaslama bağlanma dayanımlarına göre istatistiksel anlamlı olarak daha yüksek seviyede tespit edilmiştir

(sırasıyla: $p<0,001$, $p<0,001$) (Tablo 4.4, Şekil 4.4). Bu bulgulara göre Hipotez 3 kabul edilmiştir.

4.3. MİKROSKOP BULGULARI



Şekil 4.5. Stereomikroskop x100 Görüntüler

Grup İ, Grup K da esas olarak braketler, yapıştırıcı-braket ara yüzeyinden ayrılıp, yapıştırıcı rezin diş ve porselen yüzeyinde kalmıştır. Grup T de ise abutment seviyesinden ya da koheziv şekilde ayrılma gözlenmiştir (Şekil 4.5.).

4. TARTIŞMA

Estetik materyallerde ve teknolojiye meydana gelen gelişmelerle birlikte ortodonti alanında her geçen yıl tedaviye başvuran erişkin hasta sayısında artış görülmektedir (8). Bu durum erişkin hastaların ağız içerisinde çürük, kırık, erozyon gibi durumları ve bu gibi durumların restore edilmiş halini (amalgam dolgu, kompozit dolgu, kuron, köprü) ağız içinde görme sıklığı da artmaktadır. Bu dental restorasyonların sıklığı, mine yüzeyi yerine restorasyonlara ortodontik braket yapıştırmayı gerektirdiğinden, ortodonti pratiğindeki rutin braket uygulanması yöntemlerinin yanı sıra bağlantıyı arttıracak değişiklikler geliştirmeler gerekmektedir.

Çalışmamızda ortodontide kullanılan konvansiyonel sistemlerle yenilik getireceği düşünülen tasarımın bağlanma dayanımları karşılaştırılmıştır. Literatürde braket ve tüplerin makaslama bağlanma dayanımlarını ölçen bir çok çalışma bulunmaktadır (84). Fakat yapılan literatür taramasında bu çalışmada kullanıldığı gibi kendinden tüplü ve braketli kuron restorasyonuna rastlanılmamıştır. Çalışmanın amacı yenilikçi bir bakış açısıyla ortodonti pratiğindeki birtakım zorluklara bir çözüm yolu ortaya koyabilmektir.

Diş dokularına dental materyallerin bağlantı değerlerini belirlemek için çok sayıda test yöntemi karşımıza çıkmaktadır. Ancak makaslama ve çekme testleri en sık kullanılanlardır (85). Bu iki test karşılaştırıldığında bağlantı kuvvetleri arasında belirgin bir fark oluşmadığı, fakat adeziv tip ayrılmanın makaslama testinde daha çok görüldüğü bildirilmiştir. Bu sebeple adezyon testinde makaslama testinin kullanımı önerilmektedir (86). Makaslama testi literatürde de en yaygın olarak kullanılan test olarak karşımıza çıkmaktadır (85,87). Aynı zamanda klinik ortamı iyi taklit ettiği düşünülmektedir. Çünkü çekme testlerinde çok dikkatli davranılmadığı takdirde örneklere tork kuvveti verilebilir bu da bağlanma dayanımını düşürmektedir (88). Çalışmada bu nedenle in vitro testlerden makaslama bağlanma dayanımı testi uygulanmıştır. Makaslama bağlanma dayanımı testine ağız içerisinde meydana gelen kuvvetleri daha iyi yansıttığı düşünüldüğünden her üç grupta tüm örnekler için

bakılmıştır. Bu test sonucunda bağlanma dayanımını araştırdığımız tasarım grubunda çok daha yüksek bağlanma dayanımı değeri elde edilmiştir.

Direkt ortodontik bağlantının tanıtılması ile modern çok braketli ortodontik tedavi kolaylaşmıştır ve bantlı sisteme göre çok daha estetik sonuca yol açmıştır (89). Ortodontik braketleri dişlere uyguladığımızda, tedavi süresince optimum şekilde bağlantı sağlanmalıdır. Aksi takdirde tedavi süresinin uzamasına, maliyetinin artmasına ve hasta konforunun bozulmasına neden olur. Debonding sırasında ise braketler mineye zarar vermeden ayrılmalıdır (90).

İn vitro çalışmalarda sonuçları tam olarak kliniğe aktarabilmek zor olsa da, ortodontik braketler için 5,9 - 7,8 MPa'lık değerler klinik bağlantı açısından yeterli bulunmuştur (9,38,91). Bazı çalışmalar başarılı bir ortodontik tedavi seyri için yeterli adezyon sağlanan, braketlerin zayıf bağlantı nedeniyle ayrılmadığı, braketlerin çıkarılması kısmında ise substrat kırılmasının en aza indirmek için 2,8 ve 10 Mpa bağlanma gücü değerleri bildirmişlerdir (92,93). 13 Mpa'dan fazla braket-seramik bağlantı dayanımı, ortodontik tedavi biterken debonding esnasında seramik yüzeyde koheziv ayrılma yüksek olasılığı sebebiyle yüzeye zarar verebileceği bildirilmiştir (94).

Dental restorasyon yüzeylerine sıkça braket yapıştırmak durumunda kaldığımızdan bu durumlarda restorasyonlara bağlanma dayanımı da önem kazanmaktadır. Bayram ve ark. (95) yaşlandırılmış restoratif rezin kompozit yüzeyde ortodontik bağlanma kuvvetlerine baktığında bir işlem uygulayan grupta makaslama bağlanma dayanımını 2,08 - 3,25 MPa bulmuştur. Kompozit yüzeye %38'lik ortofosforik asit uyguladığında ise 2,32 - 5,77 MPa olarak bulmuştur. Bu sonuçların klinik bağlantı başarısı için gereken 5,9 - 7,8 MPa değerlerinin altında olduğunu gözlenmektedir. Yüzey koşullarını ne şekilde değiştirdiğimiz önem kazanmakla beraber kompozit yüzeyde elmas frez kullandığımızda daha iyi bir bağlanma dayanımı gösterdiğini bulmuşlardır (10,61 MPa). Zachrisson ve ark. (30) yaptığı çalışmada amalgam yüzeyde çekme bağlanma kuvvetiyle bağlanma dayanımlarını değerlendirdiğinde 3,4 - 6,6 MPa arasında değişen bağlanma mukavemeti bulmuş ve mineye bağlanma kuvvetinden daha düşük olduğunu vurgulamışlardır.

Yapılan çalışmalardan dişlerin seçiminde çürüksüz olması, hidrojen peroksit, beyazlatma gibi kimyasal herhangi bir ajana önceden tabi tutulmaması, dolgu ve restorasyonun bulunmaması, mine üzerinde çekim sırasında oluşan kırık, çatlak bulunmaması, dişlerde malformasyon ya da florozis bulunmaması gibi özelliklere dikkat edilmiştir (96,97). Çalışmamızda da paralel olarak aynı özellikteki insan dişleri çalışmaya dahil edilmiştir.

Ortodontide yapılan in vitro çalışmalarda braket yapıştırılacağı zaman örnekler hayvan dişlerinden veya insan dişlerinden seçilmektedir. Fowler ve ark., hayvan dişleri minesini ile insan dişleri minesinin benzediğini bildirirken (86), Oesterle ve ark., hayvan dişlerinde bağlanma dayanımı bakıldığında daha düşük çıktığını belirtmişlerdir (98). Literatürde hayvan dişleriyle (99–101) ve insan dişleriyle (1,96,102) yapılan çok sayıda çalışma mevcuttur. Featherstone ve Mellberg (103) çalışmalarında sığır dişi kullanmışlardır. Fakat araştırmalar insan dişi minesine kıyasla sığır minesinin daha (103)çabuk demineralize olduğunu göstermiştir (104). Bu durum daha poröz bir yapıda olmaları nedeniyle minerallerin daha hızlı bir şekilde difüze olup, uzun süreç gerektiren deney aşamalarında yapılarının bozulması ile sonuçlanmıştır (103,105). Bu nedenle çalışmamızda insan dişleri kullanılmıştır. Çalışmamızda periodontal ya da ortodontik sebeplerle çekilmiş 11 adet premolar 11 adet molar çürüksüz insan dişi kullanılmıştır. Hobson ve ark., (106) diş tipinin bağlanma dayanımına önemli etkisi olduğunu bildirmiştir. Alt birinci molarda bağlanma dayanımı en yüksek bulunurken, üst birinci molarda en düşük bağlanma meydana gelmiştir. Bunun yanında üst çenede ön dişlerde arka dişlere oranla daha yüksek bağlanma görülmüştür.

Çekilmiş diş kullanılan çalışmalarda bunları muhafaza ederken hem mine yapısının bozulmamasına ve hem de mantar, bakteri üremesi olmamasına dikkat edilmelidir. Aynı zamanda dişlerin çekim anından kullanılacağı zamana kadar geçen süre içinde dehidrate olmaması gerekir (107). Bu amaçla farklı solüsyonlar kullanılmaktadır. Çeşitli araştırmalarda timol (96,97,108), salin (109), oda sıcaklığında distile su (101), kloramin T (110) gibi solüsyonlarda bekletilmiştir. Bishara ve ark., ve Yamada ve ark., araştırmalarında deiyonize su içinde 24 saat örnekleri bekletirken, Olsen ve ark., 72 saat, Talbot ve ark., bir hafta bekletmişlerdir. Retief ve arkadaşları salin, timol, formol, kloramin, etanol olmak üzere beş farklı

solüsyonda dişleri bekletmişlerdir. Dişlere dolgu maddeleri uygulanmış ve makaslama bağlanma dayanımına karşı kuvvetini test etmişlerdir. Bağlanma dayanımının etanol ve timol gruplarında formol, salin ve kloramin gruplarına göre daha düşük olduğunu gözlemişlerdir (111). Fujisawa ve Kadoma yaptıkları bir çalışmada timolün serbest radikal gruplarla reaksiyona girdiğini ve böylece metakrilat polimerizasyonuna engel olduğunu bulmuşlardır (112). Timol fenolik bir antiseptiktir ve bu çalışmada fenolik içeriklerin metakrilat polimerizasyonuna etkisi incelenmiştir. Diğer bir araştırmada da timollü çözeltide bekletilen diş örneklerinin bağlanma dayanımının distile su ve formolde bekletilen örneklerden daha düşük olması metakrilat polimerizasyonunda timolin olumsuz etkisine bağlanmıştır (113). Timol grubunda koheziv tip ayrılmanın daha çok görülmesi timolün restoratif materyal polimerizasyonu üzerinde etkisi olarak açıklanabilir. Saklama solüsyonlarının kimyasal içeriği uygulanacak olan restoratif materyalin fiziksel, kimyasal özelliklerini ve dişin inorganik ve organik yapısını değiştirmemesi özellikle bağlanma dayanımı testlerinde önem kazanmaktadır. Bir başka çalışmada formol grubu ve distile su grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmamasına rağmen en yüksek bağlanma dayanımı distile su grubunda bulunmuştur (113). Çalışmamızda saklama solüsyonunun bağlanma kuvvetini etkilememesi düşüncesiyle örnekler oda sıcaklığındaki distile suda en çok iki ay zaman ile çalışma düzeneği hazırlanana kadar bekletilip solüsyonlar birer haftalık aralıklarla yenilenmiştir.

Örneklerin muhafazası için standart bir protokol olmadığından, deneyler yapılan kadar materyaller aynı olmayan sürelerde ve solüsyonlarda bekletilmektedir. Genellikle ağız ortamı ısısını taklit etmek amacıyla 37⁰C sıcaklıkta bekletildiği belirtilmiştir. Örneklerin bekleme süreleri de 24 saatten 1 aya kadar değişmektedir. Literatürdeki bazı çalışmalarda önce akrilik bloklara örnekler yerleştirilmiş ve sonrasında deneyden önceki 48 saat boyunca 37⁰C'deki distile su içerisinde bekletilmiştir (114,115). Evans ve ark., (116) yaptığı çalışmada ise örneklerin aynı sürede ve aynı ısıda, %0,5'lik kloramin T çözeltisinde bekletilmiştir.

Makaslama bağlanma dayanımı bakılırken universal test cihazına örnekleri aktarabilmek için akrilik bloklardan birçok çalışmada faydalanılmıştır. Hem örneklerin cihaz üzerinde sabit kalmasını hem kuvvet aktarımının braketlere doğru şekilde olması açısından önemlidir (101). Bu nedenle yaptığımız araştırmada akrilik

bloklardan yararlanılmıştır. Bu konu ile alakalı yapılan araştırmaların çoğunda taşıyıcı bloklar hazırlanırken soğuk akril kullanılmıştır (117,118). Çeşitli çalışmalarda epoksi rezin (97) ve alçı (108) da kullanılmıştır. Alçı veya PVC kalıp da kullanılmaktadır (119,120). Literatürde örneklerden bir kısmı ataşmanlar yapıştırılmadan önce (121) bir kısmı ise ataşmanlar yapıştırıldıktan sonra (122) taşıyıcı bloklara alındığı belirtilmiştir. Çalışmamızda da önce akrilik bloklara alınmış daha sonra ortodontik ataşmanlar yapıştırılmıştır. Universal test cihazının kuvvet uygulayan kolunun akrilik bloklardaki braketin tabanına paralel olmasına dikkat edilmelidir. Gelen açı değiştiğinde ona bağlı olarak bağlanma dayanımı da etkilenecektir.

Bilgisayar yazılımıyla (RapidForm XOR2; 3D Systems Inc, Rock Hill, SC, ABD) prepare edilmiş dişleri taklit eden bir abutment planlanıp ve üretilmiştir (83). Emir ve Ayyıldız'ın yaptıkları çalışmalarında olduğu gibi çalışmamızda da standardize edilmiş abutment kullanılmıştır (83). Standardizasyon nedeniyle diş kesilirken meydana gelen hekimden kaynaklı farklılıklar, malzemeden kaynaklı farklılıklar elimine edilmiştir. Abutmentler standart olunca metal alt yapısı ve restorasyonlarda da birbirleriyle benzer hazırlanabilmiştir. Bu da örnekler arasındaki farkı minimuma indirmiştir. Çalışmamızda 6,33x 8,015x 10,15 mm ebatında olmak üzere toplam 22 adet molar, 5 x 7,2 x 9,2 mm ebatlarında 22 adet premolar olmak üzere 44 adet abutment hem Grup K için hem Grup T için hazırlanmıştır. Prepare edilmiş dişler, 6° yaklaşım açısı, 1 mm çevresel chamfer bitiş çizgisine sahiptir.

Mine yüzeyindeki organik, inorganik artıklar adeziv penetrasyonunu nedeniyle bağlanma dayanımını etkilememesi için uzaklaştırılmalıdır. Literatürdeki çalışmalarda lastik ve kıl fırça yardımıyla pomza ve flor içermeyen patlardan uygulamışlardır (84,123). Bazı çalışmalarda parlatma patı kullanılmıştır (108).

Porselen yüzeye braket adezyonu için gereken işlemler kimyasal, mekanik veya her ikisinin kombinasyonu şeklinde olabilir. Elmas frezle aşındırma, asit uygulama (HF), alümina parçacıklarıyla kumlama işlemi ile klinik olarak mekanik adezyon gerçekleştirilebilir (89). Cam seramik yüzeyde kumlama yapıldığından mukavemeti azalttığıyla ilgili çalışmalar literatürde yer almaktadır (40,124). Kumlamanın HF uygulanmasından daha agresif olduğu ve yüzeyi kırılmaya daha

yatkın hale getirdiği bildirilmiştir. Aynı zamanda HF kullanımının kumlamadan daha etkili olduğu bildirilmiştir (125,126). Porselen yüzeye rezin bağlantısını arttırmak için HF asit en çok tercih edilen yöntemdir. Fosforik asit ve HF yanısıra asidüle fosfat florid, nitrik, amonyum hidrojen diflorid, sülfirik gibi farklı asitlerin de uygulanabileceği bildirilmiştir (127). Nkamoto ve ark., (128) amonyum biflorid ve HF karşılaştırdıklarında, HF porselen yüzeyde daha etkili olduğunu bulmuşlardır. Olsen ve ark., (90) %37'lik fosforik asit ve %10 maleik asit uygulamışlar ve dört grup arasında istatistiksel olarak önemli bir fark bulamamışlardır. Carstensen (129) fosforik asit konsantrasyonlarını değiştirerek braketlerin bağlanma dayanımlarını incelemiştir. %37, %2 ve %5 olmak üzere üç konsantrasyon kullanmıştır. %37'lik (18,30 MPa) %2'lik (15,28 MPa) %5'lik (16,49 MPa) olarak bağlanma kuvvetleri ölçülmüştür (129). Sameer ve ark., (130) yaptığı çalışmada bizim çalışmamızda da olduğu gibi HF asit ile pürüzlendirme yapılmış ve en yüksek değer de bu grupta ölçülmüştür. Benzer yöntemlerin uygulandığı bir başka çalışmada ise silika kaplama yönteminde en yüksek bağlanma dayanımı, en düşük bağlanmanın ise kumlama sonucu elde edildiğini bildirmişlerdir (131). Çalışmalarda elde edilen sonuçların farklı olması uygulayıcının değişmesi, pürüzlendirme yöntemlerinin farklılığı, uygulama süresi gibi değişkenlerden etkilendiği düşünülmektedir.

Literatürdeki çalışmalarda asitle pürüzlendirme tekniğinde farklılıklar vardır. Asidin uygulandığı süre ve uygulandığı konsantrasyonlar değişmektedir. Makaslama dayanım kuvveti bakılan çalışmaların çoğunda %37 lik ortofosforik asit kullanılmıştır. %35-%37 lik konsantrasyondaki asitler sıklıkla tercih edilirken uygulama süresi açısından 15 sn, 30 sn, 60 sn gibi farklılıklar görülmüştür. Çalışmamızda %37 lik ortofosforik asit 15 saniye uygulanmıştır. Porselen yüzeyde yeterli bir bağlantı elde edebilmek için sıklıkla kullanılan HF fosforik asit gibi yüzey pürüzlendirme işleminde kullanılır. Çalışma laboratuvar ortamında yapıldığından izolasyona gerek kalamamakla birlikte ağız içerisinde oldukça dikkatli kullanılmalıdır. %9,6 konsantrasyonda 2 dk uygulanmaktadır (48). Schmage ve ark., (29) yaptığı çalışmada metal braketlerin porselen yüzeye adezyonu için ideal bir yüzey elde edememiştir. HF asitin yumuşak dokulara verebileceği zarar elimine edilirse uygun yöntem olarak bildirmişlerdir.

Bishara ve ark., (132) porselen yüzeye metal braket yapıştırılırken en güvenilir yöntemin HF asit ve silan kullanılarak elde edildiğini bildirmiştir. Ancak porselen yüzeye en büyük hasarı veren de aynı zamanda bu prosedürdür. HF asit konsantrasyonlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada ise %9,6 veya %4 oranında istatistiksel bir fark bildirilmemiştir (133). 2019 yılında yapılan çalışmada ise hidroflorik asit konsantrasyonu arttığından makaslama bağlanma dayanımının arttığı görülmüştür (134). Larmour ve ark., (135) hidroflorik asit ve ortofosforik asiti karşılaştırdığında HF'nin sonuçlarının daha iyi olduğunu bildirmiştir.

Kumlama ve elmas frezle pürüzlendirme tekniklerinde en yüksek yüzey pürüzlülüğü elde edilmektedir. Ancak bu işlemler porselen yüzeye zarar verebilir. Çeşitli kaynaklarda HF asit kullanılırken 60 sn uygulama ve %9,6 konsantrasyon tavsiye edilmektedir (29). Araştırmacılar porselen yüzeye metal braket bağlantısını incelerken, kumlama ve hidroflorik asit kullanılan grupta en yüksek bağlanma değeri saptamışlardır. İkinci sırada sadece hidroflorik asit uygulanan grup, üçüncü grup ise porselen yüzeye elmas frez kullanılan gruptur (136). Suliman ve ark., (137) yaptığı çalışmada ise en etkili yüzey işlemi olarak elmas frezle pürüzlendirme ve HF asit kombinasyonu olarak saptamıştır. Ancak diğer kumlama ve ayrı ayrı elmas frez ve HF grupları da iyi bir bağlanma göstermiştir. Aynı zamanda tüm porselen yüzeylere silan da uygulamıştır. Bizim çalışmamızda da daha iyi bağlantı sunması açısından elmas frezle pürüzlendirme, HF ve silan kullanılmıştır. Thurmond ve ark., (46) HF uygulama süresi ve asitin konsantrasyonu arttıkça bağlantı kuvvetinin de arttığı sonucunu elde etmiştir. Benzer şekilde Saraçoğlu ve ark., (127) da yüksek konsantrasyon ve uzun sürede bağlantı kuvvetinin arttığını bildirmişlerdir. Yapılan araştırmalarda asit konsantrasyonu ve süresi bağlantı kuvvetini arttırdığını gösteren çalışmaların aksine bu değişkenlerin artmasının ters orantılı şekilde bağlantı dayanımını azalttığını bildiren çalışmalar da bulunmaktadır. Chen ve ark., (138) farklı konsantrasyonlarda ve farklı sürelerde HF uygulamışlardır. Kısa süre ve düşük konsantrasyonda yapıştırıcı rezinin porselen yüzeye daha iyi bağlandığı sonucuna varmışlardır. Çalışmamızda üretici firma önerileri doğrultusunda HF %9,6 lık kullanıp 2 dakika boyunca uygulamıştır. Elmas frez ile pürüzlendirme yapılırken düşük hızlı el aletleri kullanılmış, bu da porselen yüzeyinde meydana gelen

titreşimler nedeniyle çatlak ve yarıkların oluşumuna yol açmıştır (139). Çalışmamızda olduğu gibi yüksek hızda pürülendirme işlemi tercih edilmelidir (140).

Silan kullanımının bağlantı dayanımı arttırdığı düşünülmektedir. 1996 yılında Zachrisson (37) tarafından yayınlanan araştırmada silanın bağlanma dayanımı büyük ölçüde arttırdığını ve sonuçlarının Cochrane ve ark., yaptığı çalışmalarla örtüştüğünü bildirmiştir. Cochrane ve ark., (38) aynı zamanda silan kullanıldığında porselenin kırılma olasılığını arttırdığını bildirmiştir. Bu görüşü destekleyen bir başka çalışmada ise Chung (141) tarafından 1999'da yayınlanmıştır. Silan kullanımının önemli ölçüde daha makaslama bağlanma dayanımı anlamına geldiğini, aynı zamandan porselen hasarına da neden olabileceği sonucuna varmıştır.

Çalışmamızda porselen yüzeylere silan uygulanmıştır. HF asit sonrası silan kullanılması porselen yüzeye braket yapıştırılırken tercih edilen yöntemlerdendir. Silanın porselen yüzeye tutunmayı arttırdığı yüksek bağlanma direnci elde ettiğini gösteren çalışmalar vardır (38,142). Bazı çalışmalarda da HF asit sonrasında silan uygulandığında bağlantı direncinin artmadığı hatta daha düşük bağlanma değeri sergilediği bildirilmiştir (47,87). Silan kullanımıyla ilgili Stacey (143) yaptığı araştırmada, porselen yüzeye silan uygulamadığında bağlanma kuvveti 9.4-27.6 MPa değerlerindeyken, silan uygulandığında 18.7- 46.9 MPa değerlerine yükselmiştir. Lacy ve ark., (144) ise çalışmalarında silan içeren ajanlar kullanmadan air abraziv aşındırmanın retansiyon sağlayamayacağını bildirmişlerdir. Sorensen ve ark., (145) porselen yüzeye asit uygulanması ve silan uygulanması işlemlerinin mikrosızıntıyı azalttığını bildirmişlerdir.

Kuron ile restore edilmiş dişin porselen yüzeyine, pürüzlendirme işlemi uygulandığında yüzey zarar görmektedir. Porselenin son tabakasına glaze işlemi uygulanmaktadır. Bu tabaka porselenin direncini ve dayanıklılığını arttırıp çatlak oluşma ihtimalini azaltmaktadır. Asitle pürüzlendirme yaptığımızda glaze tabakası kalkar ve porselenin dayanım kuvveti %50 azalır (33,55). Çoğu çalışmada araştırmacılar bu tabakanın kaldırılmasını önermeseler de ortodontik ataşmanın bağlanmasını sağlayacak kompozit penetrasyonuna glazür tabakası uygun değildir (55). Feldspatik porselende glaze tabakası kaldırıldığında ortodontik kuvvetler için daha iyi adezyon sağlanacağı bildirilmiştir. Glaze tabakasının kaldırılması için zımpara

kağıdı, elmas frez asitli fosfat florür kullanılmıştır (146). Ancak glaze tabakası kaldırıldığı ve kaldırılmadığı halinin arasında benzer sonuçlar veren çalışmalar da mevcuttur (147,148).

Termal siklus, ağız boşluğu ile uyumlu sıcaklıklara maruz bırakmanın in vitro işlemidir. Ağız boşluğunun sıcak ve soğuk uç noktalarını simüle eder (149). Ağız içerisinde 4-60° C arasında sıcaklık değişimleri olmaktadır (149). Ernst ve ark., oral kavitede en çok 5-55 C° sıcaklık aralığına rastlanıldığını bulmuşlardır (150). Palmer ve ark. ise soğuk ve sıcak içeceklere temas eden dişlerde yaptıkları çalışmada termal siklus için en uygun aralığın 0-67 C° olduğunu bildirmişlerdir (151). Termal siklus dışında ağız içindeki ortamı laboratuvar ortamında taklit edebilmek için ıslak ortama bekletme ve mekanik ajitasyona maruz bırakma gibi işlemler de yapılmaktadır. Bishara ve ark ağız içinde ortodontik adezivlerin rutin olarak termal değişikliklere maruz kalmasından dolayı, bu tür sıcaklık değişimlerinin bağlanma kuvvetini etkileyecek stresler oluşturup oluşturmadığını belirlemenin önemine dikkat çekmiştir (152). Gale ve ark., (153) çalışmalarında, 10000 termal siklus işleminin 1 yıllık fonksiyon ve kullanıma eş değer geldiğini düşünmektedir. Termal siklusa örneklerin tamamlayacağı tur sayısı da çalışmalarda farklılık göstermektedir. Diş hekimliğinde en çok kullanılan şekli literatürde 5°C - 55°C $\pm$ 5° C arasında gerçekleştirilen termal siklus işlemidir (149). Çalışmamızda örnekler biri 5°C ve diğeri 55°C olan ısı tanklarında 1000 turlu termal siklus uygulanmıştır. En sık kullanılan şekli ısı tanklarında 1 dakika maruz kalmasıdır. Çalışmada 15 sn bekleme süresi ve 10 sn transfer süresi belirlenmiştir. Schmage ve ark., (29) yaptığı çalışmada 5000 devir termal siklus uygulaması yapılmıştır. Braketlerin porselene adezyonunu test ederken en az 500 devir için termal siklusa sokulmalıdır (29,154) Termal siklus bağlantı dayanımı için önemli etkiye sahiptir. Termal siklus işlemi aynı zamanda rezin yapıştırıcının ısısal farklardan meydana gelen genleşme ve büzülme katsayısına bağlı, diş ve braket ara yüzünde stresler meydana gelir (155). Termal siklus işlemi uygulanmamış çalışmalarda bağlanma dayanımı daha yüksek bulunmuştur (43,46). Miyazaki ve ark., 30000 termal siklus işleminden sonra örneklerde bağlanma dayanımının azalmıştır. Çok sayıda uygulanan termal siklus işleminin bağlantı ara yüzeyi için negatif bir etki oluşturduğu sonucuna varılmıştır (156). Çalışmaların çoğu

13, 1005, 5000 devir aralığında termal döngüye sokulmuştur. Bu farklılıklar çalışmalar arasında karşılaştırma yapmayı zorlaştırmaktadır.

Mikrosızıntının diş hekimliğinde tanımı sıvıların, bakterilerin, molekül veya iyonların, mine yüzeyi ve restoratif materyal ara yüzeyinden, gözle görülemeyen, klinik olarak farkedilemeyen geçişidir. Mikrosızıntının hassasiyete, çürük oluşumuna neden olduğu bildirilmektedir. Literatürde birçok çalışmada adeziv- mine, adeziv-braket arayüzlerindeki mikro sızıntılar tespit edilmiştir. Özellikle adeziv-mine arayüzünde meydana gelen mikro sızıntılar beyaz nokta lezyonlarının oluşumunu tetiklemektedir (157). Ortodontik açıdan mikrosızıntının ise bağlanma dayanımını etkileyebileceği, aynı zamanda braketlerin dişle temas ettiği ara yüzde meydana gelen mikrosızıntının da beyaz nokta lezyonlarının oluşumuna zemin hazırlayabileceği düşünülmektedir. Mine-adeziv arasındaki mikrosızıntının beyaz nokta oluşumunu tetiklediği, braket-adeziv arasında meydana gelen mikrosızıntının ise bağlanma dayanımını etkilediği düşünülmektedir. Bazı çalışmalarda mikrosızıntının bağlantı kuvvetini etkilemediğini bildirmiştir. Literatürdeki bazı çalışmalarda tüm örnekler mikrosızıntı açısından incelenmiş ve hepsinde mikrosızıntı tespit edilmiştir (158). Bazı çalışmalarda mine ile yapıştırıcı arasında daha çok mikrosızıntı olduğu tespit edilmiştir (157).

Ortodontik ataşmanların bağlantı kuvvetinin değerlendirildiği çalışmalarda çok sayıda braket sistemi kullanılmıştır (159). Çalışmamızda yapıştırılan yüzey değiştiği için tek tip metal braket kullanılmıştır. DiGuida ve ark., (160) braket tipinin bağlanma dayanımına etki etmediğini, seramik yüzey işleminin bağlanma dayanımına etki ettiğini bildirmiştir. Joseph ve Rossouw (161) tarafından yapılan çalışmada paslanmaz çelik braketleri ve seramik braketlerin bağlanma dayanımı karşılaştırıldığında seramik grubunun bağlanma dayanımı paslanmaz çelik braketlerin bağlanma dayanımından önemli ölçüde daha yüksek çıkmıştır. Ancak bu bağlantı braketini ayırırken minede hasara neden olmuştur.

Fotopolimerizan ışık kaynakları değerlendirildiğinde Gonçalves ve ark., (162) %10 HF kullandığı araştırmasında 4 farklı ışık kaynağı kullanarak karşılaştırma yapmıştır. Bu cihazlar plazma ark, led halojen, argon lazerdir. Işık kaynakları arasında araştırmacılar hiçbir fark bulamamışlardır. Elekdağ-Türk ve ark.,

(163) 10 sn veya 20 sn halojen ışık cihazı ile 3,5sn veya 10 sn için LED cihazla karşılaştırdığında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmemiştir. Bu görüşlere karşıt bir görüş Türkkahraman ve Küçükkesmen (164) yaptıkları çalışmada LED için daha yüksek bağlantı dayanımı tespit ettiğini bildirmiştir. De Abreu Neto (165) ise fotopolimerizasyon cihazının makaslama bağlantı dayanımını etkilediğini bildirmiştir. Araştırmacılar 40 sn 1200 mw/ cm² Optilight Max cihazı ile 3 sn 3200 mw/cm² VALO Ortho kablosuz cihazı ile arasında makaslama bağlanma dayanımı için istatistiksel anlamlı fark bulunamamıştır (166). Bizim çalışmamızda VALO ışık cihazı 3 sn süre ile kullanılmıştır.

Ortodonti alanına yeni bakış açısıyla ürünler kazandırmak araştırmacılar tarafından da hedeflenmiştir. Bishara ve ark., (167) tarafından 1999 yılında yenilikçi bakış açısıyla iki yeni seramik braket tanıtılmıştır. Biri epoksi resin taban olarak tasarlanmış olup, diğeri metal kaplı slot şeklinde tasarlanmıştır. Yeni braketlerle seramik braketlerin estetik özelliklerini ve metal braketlerin fonksiyonel avantajlarını birleştirmek hedeflenmiştir. İn vitro çalışmaların klinik anlamı sınırlı olsa da, yeni yöntemlerin ağza tatbik edilmeden test edilmesinde esastır (29).

Örneklerdeki kopma tipleri belirlenirken stereomikroskop kullanılmıştır. Grup T de tasarımda meydana gelen koheziv kırık, tek parça üretilen tasarımın aradaki bağlantı elemanlarının kendisinden daha güçlü olduğunu göstermektedir. Thurmond ve ark (46) seramik yüzey ile kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımı kuvveti 13 MPa'yı geçtiğinde seramik materyalin kendi içerisinde koheziv kırıklar meydana geleceğini rapor etmiştir. Ayrılmalar adeziv, koheziv veya karma olarak sınıflandırılmıştır. Ayrılma ara yüzeyde meydana geldiyse adeziv, braket/tüpte ve dişte/porselende oluştuysa koheziv, ara yüzey ve diş/porselen veya tüp/braket birlikte etkilendiyse karma tip ayrılma olarak belirlenmiştir (168,169).

Abu Alhaija ve Al-Wahadni (18) yaptıkları çalışmada In-Ceram, IPS-Empress ve konvasiyonel metal seramik kuronlara standart edgewise premolar braketler takılmıştır. Sonucunda test edilen üç seramik yüzeyde ortodontik kullanım için yeterli bir bağlantı sağlarken IPS-Empress grup diğer gruplarla karşılaştırıldığında düşük bağlanma göstermiştir.

Al Jabbari ve ark., (170) materyal tipi, yüzey işlemleri ve termal siklus işlemini bağlanma dayanımı testi için değerlendirmiş ve üç faktörün de istatistiksel olarak önemli etkisinin olduğunu bildirmiştir.

Ajlouni ve ark., (171) çalışmalarında porselen yüzeye mikroetching, hidroflorik asit ve silan uyguladığında $11,2 \pm 4,7$ Mpa makaslama bağlanma dayanımı değeri saptamışlardır. Çalışmamızda premolar dişlerde porselen yüzeyde makaslama bağlanma dayanımı değerleri hesaplandığında Ajlouni ve ark., yaptığı çalışmaya paralel olarak $10,97 \pm 3,26$ Mpa olarak belirlenmiştir. Ajlouni ve ark., çalışmalarının sonucunda ise mikro aşındırma, HF ve silan kullanımının veya Clearfil self etch primer/silan/adeziv kullanımının porselen yüzeye yapışmada en güvenilir prosedür olduğunu vurgulamışlardır. Fosforik asit, sealant ve kompozit yapıştırıcı kullanıldığında ise düşük bağlanma kuvveti gösterdiğini bulmuşlardır. Çalışmamızda da mikro aşındırma, HF ve silan kullanımı prosedürü ile porcelene bağlantı sağlanmıştır. Ancak mikro aşındırma ve hidroflorik asit kullanımının porselen yüzeyinde en büyük hasarı vereceğini de vurgulamışlardır(171).

Bishara ve ark., (172) ortodontik braketlerin base dizaynları arasındaki farkın bağlanma dayanımına etkisini araştıran çalışmasında tek örgülü braket tabanı ve çift örgülü braket tabanına sahip braketler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır. Yine Bishara ve ark., (173) yaptığı çalışmada beyazlatma yapılan dişlerde makaslama bağlanma dayanımına bakıldığında muayenehanede ve evde beyazlatmanın ortodontik bağlanma mukavemetini etkilemediği bulunmuştur.

Bakhadher ve ark., (90) yaptıkları çalışmada hem materyalin hem dişlerin hem de çeşitli faktörlerin bağlanma dayanımı üzerine doğrudan ya da dolaylı olarak etki ettiğini belirtmişlerdir. Geleneksel asitleme, seramik braketler ve florozisi olmayan dişlerin bağlanma dayanımına olumlu etkileri bildirilmiştir. Ancak seramik braketlerde daha yüksek bağlanma dayanımı olması mine için tehlikeli olabilmektedir.

Bishara ve ark., (96) yaptığı çalışmada asit ve bond çeşitlerinin bağlanma kuvvetine etkisini araştırdığı bir çalışmada Grup 1’de %37’lik ortofosforik asit Grup 2’de %10 maleik asit Grup 3’de hem asit hem de primer içeren asidik bir primer ve Bis-GMA ve HEMA içeren hafif dolgulu bir reçine , Grup 4’de ise , Grup 3 ile aynı

asidik primer kullanılıp, yapıştırıcısı yüksek oranda dolduruculudur ve Bis-GMA içerir. Sonuçları asidik primer ve yüksek oranda (%77) dolgulu bir adeziv kullanıldığında klinik olarak kabul edilebilir. Hafif dolduruculu bir rezin kullanıldığında makaslama bağlanma dayanımı önemli ölçüde düştüğü gözlenmiştir.





6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Ortodonti kliniğinde rutinde uygulanan çekilmiş insan dişine ve kuron ile restore edilmiş dişlere konvansiyonel braket ve tüp yapıştırma işlemi ile yenilikçi bir tasarımın makaslama bağlanma dayanımlarının karşılaştırıldığı in vitro çalışmamızın sonuçlarına göre;

1. Araştırma kapsamındaki tüm örneklerin makaslama bağlanma dayanımlarında Grup T'de gruplara göre istatistiksel anlamlı olarak farklılık tespit edilmiştir ($H=43,283$, $p<0,001$) (Tablo 4.2). En yüksek makaslama bağlanma dayanımı değerini Grup T göstermiştir.
2. Termal siklus sonrası örneklerin bağlanma dayanımları incelendiğinde, Grup T ile Grup K arasında ve Grup T ile Grup İ arasında bağlanma dayanımlarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,001$).
3. Tüm gruplarda bağlanma dayanımı değerleri ortalamaları Reynolds'ın belirlemiş olduğu klinik başarı için gerekli bağlanma dayanımı değerlerini (5,9-7,8 Mpa) sağlamıştır.
4. Kırılma tipleri değerlendirildiğinde tasarım grubunda koheziv tip ayrılma gözlenirken diğer gruplarda adeziv tip ayrılma gözlenmiştir.

Bu bilgiler doğrultusunda;

- a. Ortodontik bağlanma dayanımı kuvvetleri özellikle çalışmada olduğu gibi tek parça üretimler ile bağlanma dayanımını arttırabileceği düşünülmüştür.
- b. Yenilikçi tasarımlarla bağlantı dayanımının desteklenebileceği, önemli alternatif uygulama yöntemlerinin olabileceği sonucuna ulaşılmıştır.
- c. Gelecekte, klinik problemleri çözen, klinik ihtiyaçlar doğrultusunda ortaya çıkan farklı tasarımlar üretilebilir, yenilikler ortodonti kliniğine kazandırılabilir.
- d. Araştırmaya konu olan bu tasarım laboratuvar ortamında test edilip denenmiştir. Tasarım, klinik olarak da test edilmeli avantaj dezavantajları belirlenmelidir.

- e. Gelecekte kişiye özel üretimlerin ve CAD/CAM sistemlerin kullanımının artacağı öngörülmektedir.

Araştırma amaçlarına uygun olarak geliştirilen hipotez sonuçları Tablo 6.1’de görülmektedir.

Tablo 6.1. Hipotez Sonuçları

Hipotezler	Hipotez Sonuçları
<i>Hipotez 1.</i> Araştırma kapsamında kullanılan tüm dişlere uygulanan kuronun kuvvet karşısında dayanımı, tasarımı yapılan yöntemde (<i>Kişiye Özel Braket/Tüplü Kuronlar</i>) diğer gruplara göre (<i>Çekilmiş İnsan Dişi, Metal Destekli Porselen Kuronlar</i>) istatistiksel anlamlı olarak daha yüksektir.	KABUL
<i>Hipotez 2.</i> Araştırma kapsamında kullanılan premolar dişlere uygulanan kuronun kuvvet karşısında dayanımı, tasarımı yapılan yöntemde (<i>Kişiye Özel Braket/Tüplü Kuronlar</i>) diğer gruplara göre (<i>Çekilmiş İnsan Dişi, Metal Destekli Porselen Kuronlar</i>) istatistiksel anlamlı olarak daha yüksektir.	KABUL
<i>Hipotez 3.</i> Araştırma kapsamında kullanılan molar dişlere uygulanan kuronun kuvvet karşısında dayanımı, tasarımı yapılan yöntemde (<i>Kişiye Özel Braket/Tüplü Kuronlar</i>) diğer gruplara göre (<i>Çekilmiş İnsan Dişi, Metal Destekli Porselen Kuronlar</i>) istatistiksel anlamlı olarak daha yüksektir.	KABUL

5. KAYNAKLAR

1. Türkkahraman HAH. Farklı adeziv sistemlerinin ortodontik braket bağlanma dayanımlarına etkilerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. 2011;
2. McDonald F. Contemporary Orthodontics (2012). Eur J Orthod. 3rd ed. 2013;35(1):141–141.
3. Powers JM, Kim HB, Turner DS. Orthodontic adhesives and bond strength testing. Semin Orthod. 1997;3(3):147–56.
4. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res. 1955;34(6):849–53.
5. Mizrahi E, Smith DC. Direct cementation of orthodontic brackets to dental enamel. An investigation using a zinc polycarboxylate cement. Br Dent J. 1969;127(8):371–5.
6. Miura F, Nakagawa K, Masuhara E. New direct bonding system for plastic brackets. Am J Orthod. 1971;59(4):350–61.
7. Kurt İ. porselen ve ortodontik ataşman bağlantı direnci. IOSR J Econ Financ. 2016;3(1):56.
8. Gökalp PS, Bahar P, Doğan G, Tekçiçek DM. Erişkin ve Yaşlılarda Ağız-Diş Sağlığı Profili The Oral Health Profile of Adults and Elderly ., Oral Health. 2007;11–8.
9. Bourke BM, Rock WP. Factors affecting the shear bond strength of orthodontic brackets to porcelain. Br J Orthod. 1999;26(4):285–90.
10. Başaran G. Metal ve Seramik Braketlerin Hibrit Seramik CAD-CAM Materyali Üzerinde Yapılan Farklı Yüzey Pürüzlendirmelerinde Makaslama Dirençlerinin Değerlendirilmesi. 2018;
11. Cakan DG, Ulkur F, Taner T. The genetic basis of dental anomalies and its relation to orthodontics. Eur J Dent. 2013;7(5 SUPPL.):143–7.
12. McCracken MS, Louis DR, Litaker MS, Minyé HM, Mungia R, Gordan V V., et al. Treatment recommendations for single-unit crowns: Findings from The

- National Dental Practice-Based Research Network. *J Am Dent Assoc.* 2016;147(11):882–90.
13. Purmal K, Alam MK, Sukumaran P. Shear bond strength of orthodontic buccal tubes to porcelain. *Dent Res J (Isfahan).* 2013;10(1):81–816.
 14. Blakey R, Mah J. Effects of surface conditioning on the shear bond strength of orthodontic brackets bonded to temporary polycarbonate crowns. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2010 Jul;138(1):72–8.
 15. Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y, Matsumura H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *J Oral Rehabil.* 2005 Aug;32(8):598–605.
 16. Thean HP, Chew CL, Goh KI. Shear bond strength of denture teeth to base: a comparative study. *Quintessence Int.* 1996;27(6):425–8.
 17. Fabianelli A, Pollington S, Papacchini F, Goracci C, Cantoro A, Ferrari M, et al. The effect of different surface treatments on bond strength between leucite reinforced feldspathic ceramic and composite resin. *J Dent.* 2010 Jan;38(1):39–43.
 18. Alhaija ESJA, Al-Wahadni AMS. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to different ceramic surfaces. *Eur J Orthod.* 2007 Aug;29(4):386–9.
 19. Komori A, Ishikawa H. The effect of delayed light exposure on bond strength: light-cured resin-reinforced glass ionomer cement vs light-cured resin. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;116(2):139–45.
 20. Meng CL, Li CH, Wang WN. Bond strength with APF applied after acid etching. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;114(5):510–3.
 21. Millett DT, McCabe JF. Orthodontic bonding with glass ionomer cement - A review. *Eur J Orthod.* 1996;18(4):385–99.
 22. Zachrisson BU. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod.* 1977;71(2):173–89.
 23. Newman G V., Facq JM. The effects of adhesive systems on tooth surfaces. *Am J Orthod.* 1971;59(1):67–75.

24. Karan S. Ortodontide Seramik Ve Kompozit Yüzeyle Bağlanma: Farklı Materyal Ve Yüzey Değişikliği Uygulamalarının Metal Ve Porselen Braketlerin Basma Dayanıklılığı Üzerindeki Etkileri. 2008;1–12.
25. Chung K, Hsu B, Berry T, Hsieh T. Effect of sandblasting on the bond strength of the bondable molar tube bracket. J Oral Rehabil. 2001;28(5):418–24.
26. Millett DT, McCabe JF, Bennett TG, Carter NE, Gordon PH. The effect of sandblasting on the retention of first molar orthodontic bands cemented with glass ionomer cement. Br J Orthod. 1995;22(2):161–9.
27. Oliver RG. Orthodontic Materials. Scientific and Clinical Aspects. J Orthod. 2002;29(1):75–75.
28. Sasaki LH, Lobo PDC, Moriyama Y, Watanabe IS, Villaverde AB, Tanaka CSI, et al. Tensile bond strength and SEM analysis of enamel etched with Er: YAG laser and phosphoric acid: A comparative study in vitro. Braz Dent J. 2008;19(1):57–61.
29. Schmager P, Nergiz I, Herrmann W, Özcan M. Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2003 May;123(5):540–6.
30. Zachrisson BU, Büyükyılmaz T, Zachrisson YO. Improving orthodontic bonding to silver amalgam. Vol. 65, Angle Orthodontist. 1995. p. 35–42.
31. Sperber RL, Watson PA, Rossouw PE, Sectakof PA. Adhesion of bonded orthodontic attachments to dental amalgam: In vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1999 Nov 1;116(5):506–13.
32. Sperber RL, Watson PA, Rossouw PE, Sectakof PA. Adhesion of bonded orthodontic attachments to dental amalgam: In vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1999 Nov;116(5):506–13.
33. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials (Anusavice Phillip's Science of Dental Materials). Vol. 12, Elsevier Saunders. 2003. 588 p.
34. Gordan V V., Shen C, Riley J, Mjör IA. Two-year clinical evaluation of repair

- versus replacement of composite restorations. *J Esthet Restor Dent*. 2006;18(3):144–53.
35. Demirtas HK, Akin M, Ileri Z, Basciftci FA. Shear-bond-strength of orthodontic brackets to aged nano-hybrid composites resin surfaces using different surface preparation. *Dent Mater J*. 2015;34(1):86–90.
 36. Sevmez H, Bankoğlu Güngör M, Yılmaz H. Surface Treatments of All Ceramic Restoration. *J Ege Univ Sch Dent*. 2018;39(3):148–59.
 37. Zachrisson YO, Zachrisson BU, Büyükyılmaz T. Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996;109(4):420–30.
 38. Cochran D, O’Keefe KL, Turner DT, Powers JM. Bond strength of orthodontic composite cement to treated porcelain. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997;111(3):297–300.
 39. Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. Tensile Bond Strength of Resin Composite Bonded to Ceramic. *J Dent Res*. 1995;74(9):1591–6.
 40. Zelos L, Bevis RR, Keenan KM. Evaluation of the ceramic/ceramic interface. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1994;106(1):10–21.
 41. Andreasen GF, Stieg MA. Bonding and debonding brackets to porcelain and gold. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1988;93(4):341–5.
 42. Wood DP, Jordan RE, Way DC, Galil KA. Bonding to porcelain and gold. *Am J Orthod*. 1986;89(3):194–205.
 43. Shahverdi S, Canay Ş, Şahin E, Bilge A. Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. *J Oral Rehabil*. 1998;25(9):699–705.
 44. Smith GA, McInnes-Ledoux P, Ledoux WR, Weinberg R. Orthodontic bonding to porcelain-Bond strength and refinishing. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1988;94(3):245–52.
 45. Kao EC, Johnston WM. Fracture incidence on debonding of orthodontic brackets from porcelain veneer laminates. *J Prosthet Dent*. 1991;66(5):631–7.

46. Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent*. 1994;72(4):355–9.
47. Zachrisson BU. Orthodontic bonding to artificial tooth surfaces: Clinical versus laboratory findings. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod its Const Soc Am Board Orthod*. 2000;117(5):592–4.
48. Tuncay OC. Orthodontics: Current Principles and Techniques 4th ed. *J Dent Educ*. 2006 Aug 1;70(8):897–897.
49. Söderholm KJM, Lambrechts P, Sarrett D, Abe Y, Yang MCK, Labella R, et al. Clinical wear performance of eight experimental dental composites over three years determined by two measuring methods. *Eur J Oral Sci*. 2001 Aug 1;109(4):273–81.
50. Winchester L. Direct orthodontic bonding to porcelain: an in vitro study. *Br J Orthod*. 1991;18(4):299–308.
51. Doğru, Mehmet Kara M. T.c dicle üniversitesi diş hekimliği fakültesi. 2018;
52. 3M ESPE. Rocatec Bonding - Scientific Product Profile. 2001.
53. Özcan M, Facilitairbedrijf). Adhesion of resin composites to biomaterials in dentistry: an evaluation of surface conditioning methods. undefined. 2003.
54. Schwenter J, Schmidli F, Weiger R, Fischer J. Adhesive bonding to polymer infiltrated ceramic. *Dent Mater J*. 2016;35(5):796–802.
55. Kocadereli I, Canay S, Akca K. Tensile bond strength of ceramic orthodontic brackets bonded to porcelain surfaces. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2001;119(6):617–20.
56. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings - A new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater*. 2009 Jan;25(1):121–8.
57. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. Vol. 35, *Journal of*

- Dentistry. J Dent; 2007. p. 819–26.
58. (PDF) Fracture Resistance of Lithium Disilicate-, Alumina-, and Zirconia-Based Three-Unit Fixed Partial Dentures: A Laboratory Study.
 59. Creugers NHJ, Snoek PA, Käyser AF. An experimental porcelain repair system evaluated under controlled clinical conditions. J Prosthet Dent. 1992;68(5):724–7.
 60. Appeldoorn RE, Wilwerding TM, Barkmeier WW. Bond strength of composite resin to porcelain with newer generation porcelain repair systems. J Prosthet Dent. 1993;70(1):6–11.
 61. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Dunne JT. Shear bond strengths of 2 intraoral porcelain repair systems to porcelain or metal substrates. J Prosthet Dent. 2001;86(5):526–31.
 62. Phoenix RD, Shen C. Characterization of treated porcelain surfaces via dynamic contact angle analysis. Int J Prosthodont. 8(2):187–94.
 63. Diaz-Arnold AM, Schneider RL, Aquilino SA. Bond strengths of intraoral porcelain repair materials. J Prosthet Dent. 1989;61(3):305–9.
 64. ÖZTÜRK Ö. KİŞİYE Özel Dentalİmplant Abutmentlari. Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg. 2015;25(1):73–9.
 65. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. J Am Dent Assoc. 1988;117(6):715–20.
 66. Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. J Oral Maxillofac Surg. 2005 Sep;63(9 SUPPL.):22–32.
 67. Estafan D, Dussetschleger F, Agosta C, Reich S. Scanning electron microscope evaluation of CEREC II and CEREC III inlays. Gen Dent. 2003;51(5):450–4.
 68. Gör A, Yöndem İ, Aykent PF. Bilgisayar Desteği İle Hazırlanan Dental Seramikler (CAD / CAM) Dental Ceramics Made by Using Computer Technology (CAD / CAM). 2008;79–86.
 69. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical

- evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent.* 2010;38(7):553–9.
70. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent.* 2004 Jan;7(1):25–45.
 71. Witkowski S. (CAD-)/CAM in Dental Technology. *Quintessence Dent Technol.* 2008;28:169–85.
 72. Noorani R. Rapid Prototyping, Principles and Applications. *Assem Autom.* 2010;30(4):377.
 73. Besimo C, Jeger C, Guggenheim R. Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques. *Int J Prosthodont.* 10(6):541–6.
 74. Revilla-León M, Meyer MJ, Özcan M. Metal additive manufacturing technologies: literature review of current status and prosthodontic applications. *Int J Comput Dent.* 22(1):55–67.
 75. Daou EE. Effect of ceramic layering on the fit of cobalt-chromium alloy 3-unit fixed dental prostheses fabricated by additive, soft milling, and casting technologies. *J Prosthet Dent.* 2021 Jul 1;126(1):130.e1-130.e7.
 76. ÖZSOY K, DUMAN B. EKLEMELİİmalat (3 Boyutlu BaskıTeknolojileriniEğitiKullanılabilirliği. *Int J 3D Print Technol Digit Ind.* 2017;1(1):36–48.
 77. Finch WHJC. FBF. *Applied Psychometrics Using SPSS and AMOS.* Vol. 109, Metallurgia Italiana. 2016. 5–10 p.
 78. Karagoz Y. *SPSS 23 and AMOS 23 Applied Statistical Analysis.* 2019;720–7.
 79. Field AP. Field, A. (2009) *Discovering Statistics Using SPSS.* 3rd Edition, Sage Publications. 2009.
 80. Lawrence S, Meyers Glenn C, Gamst AJG. *Performing Data Analysis Using IBM SPSS.* Vol. 53, Journal of Chemical Information and Modeling. 2013.

1689–1699 p.

81. Miller RL. SPSS for Social Scientists - Robert L. Miller - Google Books. 2017.
82. Pituch KA, Stevens JP. Applied Multivariate Statistics for the Social Sciences: Analyses with SAS and IBM's SPSS, Sixth Edition. 2015. 1–793 p.
83. Emir F, Ayyıldız S. Evaluation of the trueness and precision of eight extraoral laboratory scanners with a complete-arch model: a three-dimensional analysis. *J Prosthodont Res*. 2019 Oct 1;63(4):434–9.
84. Maruo H, Sabatoski MA, Maruo IT, Camargo ES, Filho OG, Tanaka OM. Influence of natural bovine enamel roughness on bond strength after etching. *Angle Orthod*. 2010 May;80(3):562–9.
85. Burke FJT, Hussain A, Nolan L, Fleming GJP. Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2008;16(4):158–65.
86. Fowler CS, Swartz ML, Moore BK, Rhodes BF. Influence of selected variables on adhesion testing. *Dent Mater*. 1992;8(4):265–9.
87. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: A review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2003;89(3):268–74.
88. Sano H, Ciucchi B, Matthews WG. Tensile Properties of Mineralized and Demineralized Human and Bovine Dentin. *J Dent Res*. 1994;73(6):1205–11.
89. Di Guida LA, Benetti P, Corazza PH, Della Bona A. The critical bond strength of orthodontic brackets bonded to dental glass–ceramics. *Clin Oral Investig*. 2019;23(12):4345–53.
90. Bakhadher W, Halawany H, Talic N, Abraham N, Jacob V. Factors Affecting the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets - a Review of In Vitro Studies. *Acta Medica (Hradec Kralove)*. 2015;58(2):43–8.
91. Yi GK, Dunn WJ, Taloumis LJ. Shear bond strength comparison between direct and indirect bonded orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2003;124(5):577–81.

92. Finnema KJ, Özcan M, Post WJ, Ren Y, Dijkstra PU. In-vitro orthodontic bond strength testing: A systematic review and meta-analysis. Vol. 137, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. Am J Orthod Dentofacial Orthop; 2010. p. 615-622.e3.
93. Pickett KL, Sadowsky PL, Jacobson A, Lacefield W. Orthodontic in Vivo Bond Strength: Comparison with in Vitro Results. Angle Orthod. 2001;71(2):141–8.
94. Yadav S, Upadhyay M, Borges GA, Roberts WE. Influence of ceramic (feldspathic) surface treatments on the micro-shear bond strength of composite resin. Angle Orthod. 2010 Jul 1;80(4):765–70.
95. Bayram M, Yeşilyurt C, Kuşgöz A, Ülker M, Nur M. Shear bond strength of orthodontic brackets to aged resin composite surfaces: effect of surface conditioning. Eur J Orthod. 2011;33(2):174–9.
96. Bishara SE, Gordan V V., VonWald L, Olson ME. Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1998;114(3):243–7.
97. Signorelli MD, Kao E, Ngan PW, Gladwin MA. Comparison of bond strength between orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arc curing lights: An in-vitro and in-vivo study. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2006 Feb;129(2):277–82.
98. Oesterle LJ, Shellhart WC, Belanger GK. The use of bovine enamel in bonding studies. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1998;114(5):514–9.
99. Cacciafesta V, Francesca Sfondrini M, Scribante A, De Angelis M, Klersy C. Effect of blood contamination on shear bond strength of brackets bonded with a self-etching primer combined with a resin-modified glass ionomer. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2004 Dec;126(6):703–8.
100. Grandhi RK, Combe EC, Speidel TM. Shear bond strength of stainless steel orthodontic brackets with a moisture-insensitive primer. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2001;119(3):251–5.
101. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Pistorio A, Sfondrini G. Effects of conventional

- and high-intensity light-curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glass-ionomer. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2001;119(1):30–5.
102. Özcan M, Finnema K, Ybema A. Evaluation of failure characteristics and bond strength after ceramic and polycarbonate bracket debonding: Effect of bracket base silanization. *Eur J Orthod*. 2008 Apr;30(2):176–82.
 103. Featherstone JDB, Mellberg JR. Relative rates of progress of artificial carious lesions in bovine, ovine and human enamel. *Caries Res*. 1981;15(1):109–14.
 104. Gillgrass TJ, Creanor SL, Foye RH, Millett DT. Varnish or polymeric coating for the prevention of demineralization? An ex vivo study. *J Orthod*. 2001 Dec;28(4):291–5.
 105. Lynch RJM, Ten Cate JM. The effect of lesion characteristics at baseline on subsequent de- and remineralisation behaviour. *Caries Res*. 2006 Oct;40(6):530–5.
 106. Hobson RS, McCabe JF, Hogg SD. Bond strength to surface enamel for different tooth types. *Dent Mater*. 2001 Mar;17(2):184–9.
 107. Ziskind D, Gleitman J, Rotstein I, Friedman M. Evaluation of cetylpyridinium chloride for infection control in storage solution. *J Oral Rehabil*. 2003 May 1;30(5):477–81.
 108. Vicente A, Bravo LA, Romero M, Ortiz AJ, Canteras M. Effects of 3 adhesion promoters on the shear bond strength of orthodontic brackets: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2006 Mar;129(3):390–5.
 109. Sorel O, El Alam R, Chagneau F, Cathelineau G. Comparison of bond strength between simple foil mesh and laser-structured base retention brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2002;122(3):260–6.
 110. Dorminey JC, Dunn WJ, Taloumis LJ. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a modified 1-step etchant-and-primer technique. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2003 Oct 1;124(4):410–3.
 111. Retief DH, Wendt SL, Bradley EL, Denys FR. The effect of storage media and

- duration of storage of extracted teeth on the shear bond strength of Scotchbond 2/Silux to dentin. *Am J Dent*. 1989;2(5):269–73.
112. Fujisawa S, Kadoma Y. Effect of phenolic compounds on the polymerization of methyl methacrylate. *Dent Mater*. 1992;8(5):324–6.
 113. Doç Y, Tosun G, Şener Y, Şengün DA. Kompozit Rezinin Mineye Bağlanma Dayanımı Üzerine Farklı Saklama Solüsyonlarının Etkisi The Effect of Various Storage Solutions on The Bond Strength of Resin Composite to Enamel. *Micro*. 2005;2–6.
 114. Bishara SE, Laffoon JF, VonWald L, Warren J. Effect of time on the shear bond strength of cyanoacrylate and composite orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2002;121(3):297–300.
 115. Bishara SE, Laffoon JF, VonWald L, Warren JJ. The effect of repeated bonding on the shear bond strength of different orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2002;121(5):521–5.
 116. Evans LJ, Peters C, Flickinger C, Taloumis L, Dunn W. A comparison of shear bond strengths of orthodontic brackets using various light sources, light guides, and cure times. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2002;121(5):510–5.
 117. Buyukyilmaz T, Usumez S, Karaman AI. Effect of self-etching primers on bond strength - Are they reliable? *Angle Orthod*. 2003;73(1):64–70.
 118. Harari D, Aunni E, Gillis I, Redlich M. A new multipurpose dental adhesive for orthodontic use: An in vitro bond-strength study. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2000;118(3):307–10.
 119. McCourt JW, Cooley RL, Barnwell S. Bond strength of light-cure fluoride-releasing base-liners as orthodontic bracket adhesives. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1991;100(1):47–52.
 120. Reisner KR, Levitt HL, Mante F. Enamel preparation for orthodontic bonding: a comparison between the use of a sandblaster and current techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997;111(4):366–73.
 121. Webster MJ, Nanda RS, Duncanson MG, Khajotia SS, Sinha PK. The effect of

- saliva on shear bond strengths of hydrophilic bonding systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2001;119(1):54–8.
122. Oonsombat C, Bishara SE, Ajlouni R. The effect of blood contamination on the shear bond strength of orthodontic brackets with the use of a new self-etch primer. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2003 May;123(5):547–50.
 123. Scougall Vilchis RJ, Yamamoto S, Kitai N, Yamamoto K. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with different self-etching adhesives. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2009 Sep;136(3):425–30.
 124. Song JY, Park SW, Lee K, Yun KD, Lim HP. Fracture strength and microstructure of Y-TZP zirconia after different surface treatments. *J Prosthet Dent*. 2013 Oct;110(4):274–80.
 125. Valian A, Moravej-Salehi E. Surface treatment of feldspathic porcelain: Scanning electron microscopy analysis. *J Adv Prosthodont*. 2014;6(5):387–94.
 126. Saraç YŞ, Külünk T, Elekdağ-Türk S, Saraç D, Türk T. Effects of surface-conditioning methods on shear bond strength of brackets bonded to different all-ceramic materials. *Eur J Orthod*. 2011 Dec;33(6):667–72.
 127. Saraçoğlu A, Cura C, Çötört HS. Effect of various surface treatment methods on the bond strength of the heat-pressed ceramic samples. *J Oral Rehabil*. 2004 Aug;31(8):790–7.
 128. Nakamoto H, Sugisawa H, Kawahara K, Takada H, Kaneko M, Nagamitsu Y, et al. Microstructure of etched “IPS Empress” heat-pressed ceramics observed by SEM. *J Nihon Univ Sch Dent*. 1996;38(1):31–6.
 129. Carstensen W. Effect of reduction of phosphoric acid concentration on the shear bond strength of brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1995;108(3):274–7.
 130. Girish P V., Dinesh U, Ramachandra Bhat CS, Shetty PC. Comparison of shear bond strength of metal brackets bonded to porcelain surface using different surface conditioning methods: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract*. 2012;13(4):487–93.

131. Karan S, Büyükyilmaz T, Toroğlu MS. Orthodontic bonding to several ceramic surfaces: are there acceptable alternatives to conventional methods? *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132(2):144.e7-144.e14.
132. Bishara SE, Ajlouni R, Oonsombat C, Laffoon J. Bonding orthodontic brackets to porcelain using different adhesives/enamel conditioners: a comparative study. *World J Orthod.* 2005;6(1):17–24.
133. Trakyalı G, Malkondu Ö, Kazazoğlu E, Arun T. Effects of different silanes and acid concentrations on bond strength of brackets to porcelain surfaces. *Eur J Orthod.* 2009 Aug;31(4):402–6.
134. Aguiar AP, Costa AR, Correr AB, Vedovello SA, Filho MV, Crepaldi MV, et al. Effect of hydrofluoric acid concentration and thermal cycling on the bond strength of brackets to ceramic. *Braz Dent J.* 2019 Nov 1;30(6):587–91.
135. Larmour CJ, Bateman G, Stirrups DR. An investigation into the bonding of orthodontic attachments to porcelain. *Eur J Orthod.* 2006 Feb;28(1):74–7.
136. Alakuş Sabuncuoğlu F, Ertürk E. Shear Bond Strength Of Brackets Bonden To Porcelain Surface: In Vitro Study. *J Istanbul Univ Fac Dent.* 2016 Jan 12;50(1).
137. Suliman AHA, Swift EJ, Perdigao J. Effects of surface treatment and bonding agents on bond strength of composite resin to porcelain. *J Prosthet Dent.* 1993;70(2):118–20.
138. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etchant, etching period, and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. *Oper Dent.* 1998;23(5):250–7.
139. Tolidis K, Gerasimou P, Boutsiouki C. Intraoral Ceramic Restoration Repair Techniques: Report of 3 Cases. *J Stomatol.* 2012;16:103–8.
140. Leão CS, Castro ACR de, Copello FM, Elias CN, Sekito Junior T, Sant’Anna EF. Comparison of feldspathic veneer surface treatments on ceramic bracket SBS, ARI and surface roughness after different debonding/polishing methods: An in vitro study. *Int Orthod.* 2021 Oct 6;

141. Chung CH, Brendlinger EJ, Brendlinger DL, Bernal V, Mante FK. Shear bond strengths of two resin-modified glass ionomer cements to porcelain. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1999;115(5):533–5.
142. Kao EC, Boltz KC, Johnston WM. Direct bonding of orthodontic brackets to porcelain veneer laminates. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1988 Dec 1;94(6):458–68.
143. Stacey GD. A shear stress analysis of the bonding of porcelain veneers to enamel. *J Prosthet Dent*. 1993;70(5):395–402.
144. Lacy AM, LaLuz J, Watanabe LG, Dellinges M. Effect of porcelain surface treatment on the bond to composite. *J Prosthet Dent*. 1988;60(3):288–91.
145. Sorensen JA, Kang SK, Avera SP. Porcelain-composite interface microleakage with various porcelain surface treatments. *Dent Mater*. 1991;7(2):118–23.
146. Barbosa VLT, Almeida MA, Chevitarese O, Keith O. Direct bonding to porcelain. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1995;107(2):159–64.
147. Lifshitz AB, Cárdenas M. A comparison between the shear bond strength of brackets bonded to glazed and deglazed porcelain surfaces with resin-reinforced glass-ionomer cement and a bis-GMA resin adhesive. *World J Orthod*. 2006;7(2):134–7.
148. Nebbe B, Stein E. Orthodontic brackets bonded to glazed and deglazed porcelain surfaces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996;109(4):431–6.
149. Wendt J. SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater*. 1992;8(3):181–4.
150. Ernst CP, Canbek K, Euler T, Willershausen B. In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Investig*. 2004;8(3):130–8.
151. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent*. 1992;67(3):325–7.
152. Bishara SE, Ostby AW, Laffoon JF, Warren J. Shear bond strength

- comparison of two adhesive systems following thermocycling: A new self-etch primer and a resin-modified glass ionomer. *Angle Orthod.* 2007;77(2):337–41.
153. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27(2):89–99.
 154. Kern M, Fechtig T, Strub JR. Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1994;71(3):251–6.
 155. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. Vol. 84, *Journal of Dental Research*. *J Dent Res*; 2005. p. 118–32.
 156. Miyazaki M, Sato M, Onose H, Keith Moore B. Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. *Am J Dent.* 1998;11(3):118–22.
 157. Uysal T, Ulker M, Ramoglu SI, Ertas H. Microleakage under metallic and ceramic brackets bonded with orthodontic self-etching primer systems. *Angle Orthod.* 2008 Nov;78(6):1089–94.
 158. Arhun N, Arman A, Çehreli SB, Arikian S, Karabulut E, Gülşahi K. Microleakage beneath ceramic and metal brackets bonded with a conventional and an antibacterial adhesive system. *Angle Orthod.* 2006 Nov;76(6):1028–34.
 159. Bishara SE, Olsen ME, VonWald L, Jakobsen JR. Comparison of the debonding characteristics of two innovative ceramic bracket designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;116(1):86–92.
 160. Di Guida LA, Benetti P, Corazza PH, Della Bona A. The critical bond strength of orthodontic brackets bonded to dental glass–ceramics. *Clin Oral Investig.* 2019;23(12):4345–53.
 161. Joseph VP, Rossouw E. The shear bond strengths of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990;97(2):121–5.

162. Gonçalves PRA, de Moraes RR, Costa AR, Correr AB, Nouer PRA, Sinhoreti MAC, et al. Effect of etching time and light source on the bond strength of metallic brackets to ceramic. *Braz Dent J.* 2011;22(3):245–8.
163. Elekdag-Turk S, Sarac YS, Turk T, Sarac D. The effect of a light-emitting diode on shear bond strength of ceramic brackets bonded to feldspathic porcelain with different curing times. *Eur J Orthod.* 2007 Jun;29(3):299–303.
164. Türkkahraman H, Küçükeşmen HC. Porcelain surface-conditioning techniques and the shear bond strength of ceramic brackets. *Eur J Orthod.* 2006 Oct;28(5):440–3.
165. Neto HF de A, Costa AR, Correr AB, Vedovello SA, Valdrighi HC, Santos ECA, et al. Influence of light source, thermocycling and silane on the shear bond strength of metallic brackets to ceramic. *Braz Dent J.* 2015 Nov 1;26(6):685–8.
166. Lopes GV, Correr-sobrinho L, Correr AB, de Godoi APT, Vedovello SAS, de Menezes CC. Light activation and thermocycling methods on the shear bond strength of brackets bonded to porcelain surfaces. *Braz Dent J.* 2020 Jan 1;31(1):52–6.
167. Bishara SE, Olsen ME, VonWald L, Jakobsen JR. Comparison of the debonding characteristics of two innovative ceramic bracket designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999 Jul 1;116(1):86–92.
168. DENİZ M, ERDUR EA, AKIN M. Direkt ve indirekt kompozit yüzeylere metal braketlerin bağlanma dayanıklılığının değerlendirilmesi. *Selcuk Dent J.* 2020;
169. Özduman ZC, Berkmen B, Tuncer D, Arhun N. Effect of a dentin desensitizer on shear bond strength of composite to root dentin. *Yeditepe Dent J.* 2019;15(1):83–7.
170. Al Jabbari YS, Al Taweel SM, Rifaiy M Al, Alqahtani MQ, Koutsoukis T, Zinelis S. Effects of surface treatment and artificial aging on the shear bond strength of orthodontic brackets bonded to four different provisional restorations. *Angle Orthod.* 2014;84(4):649–55.

171. Ajlouni R, Bishara SE, Oonsombat C, Soliman M, Laffoon J. The effect of porcelain surface conditioning on bonding orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2005;75(5):858–64.
172. Bishara SE, Soliman MMA, Oonsombat C, Laffoon JF, Ajlouni R. The effect of variation in mesh-base design on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2004;74(3):400–4.
173. Bishara SE, Oonsombat C, Soliman MMA, Ajlouni R, Laffoon JF. The effect of tooth bleaching on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2005 Dec 1;128(6):755–60.





8. EKLER

8.1. EK-1: ETİK KURUL ONAY SAYFASI

053242529



T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
Gülhane Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 46418926

08.04.2021

Konu : Gülhane Bilimsel Araştırmalar Etik Kurul Kararları

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

TOPLANTI TARİHİ : 08 NİSAN 2021 PERŞEMBE
TOPLANTI SAATİ : 13:30 (Covid-19 tedbirleri kapsamında toplantı online yapılmıştır.)
TOPLANTI NO : 2021/07
PROJE/ KARAR NO : 2021/119 (Değerlendirilme Tarihi: 11.03.2021-08.04.2021)

Üniversitemiz Gülhane Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Ortodonti Anabilim Dalında görevli Prof. Dr. Serkan GÖRGÜLÜ'nün sorumlu araştırmacı olduğu, Prof.Dr. Simel AYYILDIZ, Doç.Dr.Gökhan Serhat DURAN, ve Dr. Öğr.Selcen ESER MISIR'ın yardımcı araştırmacı oldukları, 2021/119 kayıt numaralı, "**Kişiyi Özel Üretilen Tüplü ve Braketli Porselen Kron İle Konvansiyonel Tüp ve Braketin Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırılması**" başlıklı doktora tezi proje önerisi, araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, etik açıdan uygun bulunmuştur. Rica ederim.

S.NO	AD SOYAD VE UZMANLIK ALANI	İMZA
1	Prof. Dr. Ahmet COŞAR (Anestezi AD Bşk.İği) Etik Kurul Başkanı	
2	Prof. Dr. Alper GÖZÜBÜYÜK (Göğüs Cerr. AD Bşk.İği) Etik Kurul Başkanı Yardımcısı	
3	Prof. Dr. Selahattin BEDİR(Üroloji AD Bşk.İği)	
4	Prof. Dr. Levent KENAR(KBRN, Enstitü)	
5	Prof. Dr. Yusuf İZCI (Beyin ve Sinir Cerr. AD.Bşk.İği)	
6	Prof. Dr. Ali Kağan COŞKUN(Genel Cerr. AD Bşk.İği)	
7	Prof. Dr. Suat DOĞANCI(Kalp Damar Cerr. AD Bşk.İği)	
8	Prof. Dr. Cantürk TAŞÇI(Göğüs Hast. AD Bşk.İği)	
9	Prof. Dr. Fulya TOKSOY TOPÇU (Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi AD.Bşk.İği)	
10	Prof. Dr. Ayten TÜRKKANI(Histoloji AD.Bşk.İği)	
11	Prof. Dr. Gülten GÜVENÇ(Hemşirelik Fakültesi)	
12	Prof. Dr. Dilek YILDIZ (Hemşirelik Fakültesi) Sekreter	
13	Dr.Öğr.Üyesi Mustafa GÜNEY(Mikrobiyoloji AD Bşk.İği)	

Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu
Etlik-Ankara Telefon: 0 (312) 304 6135

8.2. EK-2: ASGARİ BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

“Kişiyi Özel Üretilen Tüplü ve Braketli Porselen Kuron ile Konvansiyonel Tüp Ve Braketin Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırılması” isimli çalışma Selcen ESER MISIR’ın akademik araştırma ve tez konusudur.

Bu araştırmanın amacı: Diş yüzeyinin yapısı ortodontik braket yaptırmaya uygun değilse, dişin madde kaybı varsa, korunması gerekiyorsa braketli veya tüplü kuronlarla bunu sağlanması planlanmıştır. Mevcut araştırmada kullanılan kendinden tüplü ya da braketli kuronla diğer konvansiyonel yöntemlerin makaslama kuvvetine karşı dayanıklılığı test edilecektir. Bağlantı kuvvetinin üstün olması durumunda literatüre farklı bir tedavi bakış açısı kazandırmak hedeflenmiştir. Bunun için de zaten çekim kararı verilmiş dişlere ihtiyaç vardır.

Araştırmada uygulanacak tedaviler nelerdir?

Araştırmamızda çekilmiş doğal dişlere gereksinim vardır. Lokal anestezi yaparak çekim gerçekleştirilecektir. Çekim herhangi bir nedenle (ortodontik tedavi nedeniyle, periodontal durum nedeniyle) çekilecek olan dişin olduğu tarafta bölgesel bir uyuşukluk oluşturulacaktır.

Gönüllünün sorumlulukları nelerdir?

Doktorunuz bu uygulamaların sizin/hastanızın yararına olacağını, bu yüzden yapılması gerektiğini düşünmektedir. Bu onam formu size/hastanıza anlatan işlemin “nasıl? neden?, gerçekleştirilmek istediğinin, bu “işlem gerçekleştirilmez ise hangi sonuçlara yol açabileceği” bu işlemin “alternatif olup olmadığı” konusunda sizi aydınlatmak için hazırlanmıştır. Bu formu okuyup, imzalayarak işlem konusunda aydınlatıldığınızı ve işlemin yapılmasına rıza gösterdiğinizi beyan etmektesiniz. Form içinde anlamadığınız noktaları doktorunuza sorabilirsiniz. Bu formu okuyup imzaladıktan sonra rızanızı geri çekmekte özgürsünüz. Daha önce herhangi bir ilaca alerjik reaksiyon geçirdiyseniz bu durumu başlamadan önce doktorunuza bildirmelisiniz.

Operasyon sonrasında belirtilen tavsiyelere uymalısınız.

1. Ağzına yerleştirilen gazlı bezi 30 (otuz) dakika sıkıca ısırınız.
2. 2(iki) saat bir şey yemeyiniz, ıçmeyiniz.
3. Operasyon bölgesini görebilmek için ağzınızı zorlamayınız. Dilinizle ya da parmağınızla işlem yapılan bölgeye dokunmayınız.
4. İlk 24 saat ağzınızı çalkalamayınız. Tükürmeyiniz. Yutkununuz.
5. İlk 24 saat operasyon bölgesine dışarıdan soğuk uygulama yapınız. Yüzünüze doğrudan buz uygulamayınız.
6. İlk 24 saat aşırı soğuk ya da sıcak ıçecekler tüketmeyiniz.
7. Dikişler alınıncaya kadar (dikiş atılmışsa) süt, ayran ve asitli ıçeceklerden uzak durunuz.
8. Sigara kullanıyorsanız dikişleriniz alınıncaya kadar sigara ıçmeyiniz.
9. İlk 24 saat egzersiz ve fiziksel hareketlerden kaçınınız.
10. İyileşme_gerçekleşinceye kadar Aspirin (kan sulandırıcı) kullanmayınız. Başka sebeplerden dolayı kullanma zorunluluğunuz varsa doktorunuza danışınız.
11. Doktorunuzun önerdiği ilaçları tarif ettiği şekilde ve belirtilen saatlerde kullanınız. Doktorunuza danışmadan başka bir ilaç kullanmayınız.
12. İyileşmenin başarılı olabilmesi için ağız bakımı çok önemlidir. Dişlerinizi ameliyattan 24 saat sonra fırçalamaya başlayabilirsiniz. Operasyondan bir hafta sonra dikişlerinizin alınması için doktorunuza başvurunuz.
13. Beklenmeyen bir durum ile karşılaştığınızda doktorunuzu arayınız.

Araştırmanın deneysel kısımları nelerdir?

Hastalardan periodontal veya ortodontik sebeplerle çekilmiş premolar ve molar dişler üzerine braket ve tüp yapıstırılıp, makaslama bağlanma kuvveti değerleri ölçülmesi planlanmıştır.

Size lokal uyuşturma yapılarak yirmi yaş diş çekimi işlemi nasıl yapılır?

Operasyon öncesi bölgesel uyuşma yapılır. Dişlerinizin alınmasıyla ilgili operasyon zorluğuna bağlı olarak toplamda normal şartlarda yaklaşık 15 dakika sürecektir.

Gönüllünün/Sizin maruz kalacağı ön görülen riskler veya rahatsızlıklar nelerdir?

Sayın hastamız size uygulanacak olan cerrahi işlem sırasında yapılanları hissetmemeniz amacıyla lokal uyuşturma ve dişi çıkarmak için farklı 2 alet (elevatör ve davye) kullanılacaktır. Bu uygulamalar bilimsel ve etik olarak bütün dünyada kabul edilmiş uygulamalardır.

Yapılacak bölgesel veya destekleyici uyuşturma esnasında veya sonrasında ortaya çıkabilecek sorunlar şunlardır;

- a. Tansiyon ve nabız düşmesi: İşlem sırasında veya sonrasında nabız ve tansiyonda oynamalar olabilir. Hatta bu olay şuur kaybedip, bayılmaya kadar gidebilir.
- b. Ağrı: Uyuşturma sırasında ve sonrasında bölgede uyuşturmaya bağlı ağrı hissedebilirsiniz. Ayrıca işlem sırasında baş ağrısı gözükebilir.
- c. Sinirsel komplikasyonlar: Uyuşturma sonrası geçici veya kalıcı sinirsel hasarlar (tamamen hissizlik, aşırı hissizlik) nadiren de olsa ortaya çıkabilir.
- d. Bulantı ve kusma: İşlem sırasında veya sonrasında ortaya çıkabilir. Böyle durumlarda hekim ve ilgili sağlık ekibince gerekli müdahale yapılabilir.
- e. Enfeksiyon: Her uyuşturma işlemi bir kere kullanılan iğnelerle yapılmaktadır. Bunun dışında bölgenin de temizlenmesi işlem sonrasında oluşabilecek enfeksiyon kontrolü sağlamaktadır.
- f. Kasları ilgilendiren olumsuzluklar: Uyuşturma sonrası uygulama bölgesiyle alakalı olarak kas tutulmasına bağlı hareket kısıtlılığı, buna bağlı ağız hareketlerinde azalma görülebilir.
- g. Müteakip uyuşturma uygulamaları: Kişiden kişiye değişen yapısal farklılıklar, uygulanan işlem süresinin uzunluğu, hastanın ağrıyı algılama seviyesinin düşük olması ve işlemde ağrı duyduğunu belirtmesi gibi nedenler ile uyuşturma işlemi tekrarlanabilir. Uygulama sayısı hastanın sistemik durumu izin verecek ölçüde planlanır.

- h. Alerjik reaksiyonlar: Uyuşturma etkisi olan solüsyonun kişinin vücudunda yarattığı yabancı reaksiyona bağlı olarak ciltte döküntüler, kızarıklıklar ve kaşıntı gibi hafif reaksiyonlar görülebileceği gibi, nefes darlığı, nabız düşmesi, tansiyon düşmesi ve nefes alma ve kalp atım işleminin durmasına kadar varabilecek ciddi etkiler görülebilir. Bunlar uyuşturucu uygulanır uygulanmaz görülebileceği gibi işlemde saatler sonra da ortaya çıkabilir.
- i. Hastanın kendine verebileceği zararlar: Diş çekimi veya işlem sona ermesinin ardından uyuşturma etkisi olan solüsyonun etkisinin bir süre daha devam etmesi nedeniyle hasta kendi kendine ısırmaya bağlı olarak zarar verebilir.
- j. Hastanın uyuşturma sırasında ani hareket etmesi ile lokal uyuşturma iğnenin kırılması ve uyuşturucunun yanlış yere uygulanması söz konusu olabilir.
- k. Özellikle arka dişlerin çekimi sırasında yüze birkaç sürebilen bu bölgedeki damarların daralmasına bağlı olarak renk değişiklikleri gözlenebilir.

Yapılacak diş çekimi esnasında ve sonrasında ortaya çıkabilecek sorunlar şunlardır:

- a. Kanama. Ameliyat esnasında veya sonrasında birkaç hafta içinde olabilir. Ameliyat esnasındaki kanama nedeniyle tamponlama yapılabilir, fakat daha ciddi durumlarda ameliyat sonlandırılabilir. Ameliyat sonrasında oluşan kanamalar durdurmak için lokal uyuşturma ile tamponlama veya başka bir ameliyat gerekebilir. Kan kaybı sebebiyle damardan kan verilmesi gerekebilir.
- b. Sinir yaralanması: operasyon esnasında bu bölgedeki sinir zedelenebilir. Bu durum ya ameliyat esnasında sinirin tam kesisine bağlı olarak veya ameliyat sonrası sinirin etrafındaki ödem ve baskıya bağlı olarak gelişebilir. Her iki durum da geri dönüşümsüz olabilir.

- c. Enfeksiyon: Ciltte dikiş yerlerinde veya yumuşak dokuda gelişebilir. Bu durumda şişlik ve ağrı oluşur. Antibiyotik ve gerekirse küçük bir cerrahi işlem olan ‘drenaj’ uygulanabilir.
- d. Cerrahi işlemden sonra kanın doku arasına birikmesi nedeniyle, kan toplanması meydana gelebilir. Buna bağlı sararma ve morarmalar oluşabilir. Bunlar genellikle birkaç gün içinde kendiliğinden geçer.
- e. Ödem: Özellikle zor çekimlerden sonra doku aralarında sıvı toplanmasına bağlı olarak yüz bölgesinde şişlikler meydana gelebilir. Ödeme bağlı olarak kas fonksiyonlarında ve ağız hareketlerinde kısıtlama meydana gelebilir. Şişlik ilk birkaç günden sonra operasyonun büyüklüğüne ve yapılan bölgeye bağlı olarak bir hafta- on gün içinde kendiliğinden geçer.
- f. Hastanın kontrolsüz hareketine bağlı olarak diş çekimi sırasında, sinir yaralanmasından dolayı geçici veya kalıcı his tat ve koku değişiklikleri (azalma, bozulma, kaybolma), diş destekleyen kemikte kırılma, diş veya işlem sırasında kullanılan büyük küçük yabancı cisimlerin üst solunum yoluna kaçabilir. Dişeti, yanak ve dudak mukozasında sert ve yumuşak damakta, küçük dilinizde aletlerin kaymasına bağlı zedelenme, ezilme, batma vs. meydana gelebilir.
- g. Çekim sırasında dişiniz, kök yapısına, çene kemiğinizin yoğunluğuna, diş kökleri ile kemik arasındaki kaynaşmaya, özellikle yaşlı bireylerdeki esneme kabiliyetinin azalmasına, daha önce kanal tedavisi geçirmiş olmasına veya aşırı çürük olmasına bağlı olarak kırılabilir.
- h. Her ne kadar geniş mesafeli çeneye sahip olduğu gözlense de bir takım patolojik değişiklikler veya çenenin aşırı derecede incilmesi nedeniyle çekim sırasında çene kırıklarına rastlanabilir. Bu durumda hekim tarafından gerekli önlemler alınır. Ameliyatın uzaması yahut yeni bir operasyon planlanabilir.
- i. Gerek dişin anatomik formundan gerek bölgedeki kemiğin inceliğinden dolayı hastanın ani hareketinden dolayı ilgili diş komşu anatomik boşluklara kaçabilir. Bu durumda hekim ileri koruyucu tedaviyi yapabilir.

- j. Eklem sıkıntıları: çekim zorluğuna bağlı olarak eklemlerinizde geçici veya kalıcı çene eklemi problemleri ortaya çıkabilir.
- k. Alveolit: Çekim sonrası özellikle tükürmeye, ağız bakımına dikkat etmemeye bağlı, çekim soketinde yemek artıklarının birikmesine ve sigara içmeye bağlı olarak çekim yeri enfeksiyonu meydana gelebilir. Hatta bu durum ilerleyerek çene kemiği iltihabına neden olabilir.

Önerilen tedaviyi kabul etmemeniz durumunda şu an mevcut olan şikayetleriniz devam edecektir. Şu anki şikayetlerinizde herhangi bir iyileşme olmayacak, zaman geçtikçe daha da artacaktır.

İstenmeyen yan etkiler geliştiğinde hasta/siz araştırma protokolünden çıkartılacak, yan etkilere bağlı oluşan klinik durumu düzeltilecektir.

Araştırmadan makul ölçüde beklenen yararlarla ilgili olarak gönüllü açısından hedeflenen klinik yarar olmadığında hekiminiz tarafında bu konu hakkında bilgilendirileceksiniz.

Gönüllünün/Sizin araştırmaya katılımının isteğe bağlı olduğu ve gönüllünün/sizin istediğiniz zaman, herhangi bir cezaya veya yaptırıma maruz kalmaksızın, hiçbir hakkınızı kaybetmeksizin, araştırmaya katıl reddedebileceği veya araştırmadan çekilebileceği, hatta formu okuyup imzaladıktan sonra rızasını/rızanızı geri çekme hakkına da sahiptir.

Etik kurul ve sorumlu araştırmacıların, gönüllünün orijinal tıbbi kayıtlarına doğrudan erişimlerinin bulunabileceği, ancak bu bilgilerin gizli tutulacağı, yazılı bilgilendirilmiş gönüllü olur formunun imzalanmasıyla gönüllünün kimliğini ortaya çıkaracak kayıtlar gizli tutulacak, kamuoyuna açıklanamayacak; araştırma sonuçlarının yayımlanması halinde dahi gönüllünün/hastanın kimliği gizli kalacaktır.

Araştırma konusuyla ilgili ve gönüllünün araştırmaya katılmaya devam etme isteğini etkileyebilecek yeni bilgiler elde edildiği takdirde gönüllü veya yasal temsilcisi zamanında bilgilendirilecektir.

Gönüllünün araştırma hakkında, kendi hakları hakkında veya araştırmayla ilgili herhangi bir yan etki/ risk durumları hakkında daha fazla bilgi temin edebilmesi için temasa geçebileceği kişiler ile bunlara günün 24 saatinde erişebileceği telefon numaralarımız aşağıda belirtilmiştir.

Sorumlu Kişinin Adı/Soyadı: Serkan GÖRGÜLÜ

Yardımcı Sorumlu Kişinin Adı/Soyadı: Simel AYYILDIZ

Yardımcı Sorumlu Kişinin Adı/Soyadı: Selcen ESER MISIR

SBÜ. Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD.

Bşk.lığı: 03123046028

1. Şiddetli ödem ve kanama gibi ikinci bir operasyon gerektiren durumların gelişmesi halide,
2. Hamilelik durumunun oluşması durumunda gönüllünün,
3. Sistemik hastalık ve buna bağlı ilaç kullanımı durumunda
4. Anti-agregan kullanımı halinde hastaların araştırmaya katılımı sonlandırılacaktır.

Gönüllünün araştırmaya devam etmesi için ön görülen süre 7(yedi) gündür.

Araştırmaya katılması beklenen tahmini gönüllü sayısı 22 kişidir.

Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formundaki tüm açıklamaları okudum. Bana, yukarıda konusu ve amacı belirtilen araştırma ile ilgili yazılı sözlü açıklama yukarıda adı belirtilen hekim tarafından yapıldı. Araştırmaya gönüllü olarak katıldığımı, istediğim zaman gerekçeli veya gerekçesiz olarak araştırmadan ayrılabilceğimi biliyorum. Söz konusu araştırmaya, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın kendi rızamla katılmayı kabul ediyorum.

Hasta/Hasta yakını adı soyadı:

İmza:

Tarih-Saat:

Doktor adı soyadı:

İmza:

Tarih-Saat:

Telefon:

Tanıklık eden:

İmza:

Ayrıca, bu Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu, gönüllü veya kanuni temsilcisinin yasal haklarını ortadan kaldıracak bir hüküm veya ifade içermez. Ayrıca araştırmacıyı ve kurumu, kendi ihmallerinden kaynaklanan herhangi bir yükümlülükten kurtaracak hüküm veya ifade taşımamaktadır.

9. ÖZGEÇMİŞ

I. Bireysel Bilgiler

Adı-Soyadı : Selcen ESER MISIR
Doğum Yeri ve Tarihi :
Uyruğu :
Medeni durum :
İletişim adresi ve telefonu : Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane
Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD.
Yabancı Dil :

II. Eğitimi

SBÜ Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi : 2017-2021
Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi : 2010-2015
Alparslan Anadolu Lisesi : 2006-2010
Hamdullah Suphi İlköğretim Okulu : 1998-2006

III. Ünvanları

Diş Hekimi : 2015-2017
Araştırma Görevlisi : 2017-2021