

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI YÖNTEMLERLE OLUŞTURULMUŞ ANA
BAĞLAYICILARIN DEFORMASYONLARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Engin ÇETİN

UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Serhan AKMAN

KONYA-2018

T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI YÖNTEMLERLE OLUŞTURULMUŞ ANA
BAĞLAYICILARIN DEFORMASYONLARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Engin ÇETİN

UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Serhan AKMAN

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 18102004 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2018

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca hekimlik ve insanlık adına kendisinden çok şey öğrendiğim, yardımlarını benden esirgemeyen ve her konuda desteğini eksik etmeyen, ayrıca bu çalışmanın yapılmasında değerli fikirleri ve bilimsel katkılarıyla destek olan saygıdeğer hocam ve tez danışmanım sayın Prof. Dr. Serhan AKMAN' a,

Tezimin hazırlanması sırasında bilgi ve deneyimi ile bana her zaman yardımcı olan, desteğini esirgemeyen sayın Prof. Dr. Sema BELLİ' ye,

Eğitimime katkılarından dolayı tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine, birlikte çalıştığım tüm asistan arkadaşlarıma ve Anabilim Dalı personelimize,

Uzmanlık eğitimim boyunca desteğini her zaman yanımda hissettiğim sevgili hemşire ablam Elife YASAGAN' a ve asistan arkadaşım Dt. Şirhan HALİLOV' a

Bugünlere gelmemde en büyük pay sahibi olan, maddi manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen canım anacım Nevin ÇETİN' e, rahmetli babam Ramazan ÇETİN' e ve hep yanımda olacağımı bildiğim karındaşım Müh. Furkan ÇETİN' e,

İyi günde, kötü günde her zaman yanımda olan ve uzmanlığım süresince gösterdiği özveri ve destek için hayat arkadaşım, sevgili eşim ATC Hatice Tuğçe ÇETİN' e

En kalbi duygularıyla teşekkür ederim...

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
SUMMARY	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
1. GİRİŞ	1
1.1. Dişsiz Alanların Sınıflandırılması	1
1.2. Hareketli Bölümlü Protez Elemanları	2
1.2.1. Major (Ana) Bağlayıcılar	2
1.2.2. Minör Bağlayıcılar	6
1.2.3. Tutucu Bileşenler	6
1.2.4. Protez Kaidesi ve Suni Dişler	8
1.3. Metal Alaşımlar	8
1.3.1. Soy Metal Alaşımlar	9
1.3.2. Baz Metal Alaşımlar	9
1.4. Metallerde Temel Mekanik Kavramlar	9
1.4.1. Gerilme (Stress)	9
1.4.2. Gerinim (Strain)	10
1.4.3. Elastisite (Young) Modülü	10
1.4.4. Poisson Oranı	10
1.4.5. Orantı Sınırı (Proportional Limit)	10
1.4.6. Germe/Akma Dayanıklılığı (Yield Strength)	11
1.4.7. Çekme Dayanıklılığı	11
1.5. Esneme Testi	11
1.6. Protetik Diş Tedavisinde Metal Yapıların Üretim Yöntemleri	12
1.6.1. Döküm Yöntemleri	12
1.6.2. CAD/CAM Yöntemleri	13
2. GEREÇ VE YÖNTEM	22
2.1. Tasarım Aşaması	22
2.2. Üretim Aşaması	26
2.3. Test Aşaması	30

3. BULGULAR	31
4. TARTIŞMA	35
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	42
6. KAYNAKLAR	44
7. EKLER	49
8. ÖZGEÇMİŞ	51



ÖZET

T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

FARKLI YÖNTEMLERLE OLUŞTURULMUŞ ANA BAĞLAYICILARIN DEFORMASYONLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Engin ÇETİN

Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı

UZMANLIK TEZİ / KONYA-2018

Hareketli bölümlü protezler; bir veya birden çok dişlerin kaybı halinde hem dişleri hem de ilişkili kısımları restore eden, doğal dişler ve/veya mukozadan destek alan, ağıza yerleştirilip çıkartılabilen protezlerdir. Dental implantolojinin gelişmesine rağmen günümüz ekonomik koşullarında maliyet açısından her hastaya implant üstü protetik restorasyon mümkün olmadığı için, hareketli protezler hala tercih edilmektedir. Hareketli bölümlü protezlerde, dental arkın her iki tarafındaki elemanları birbirine bağlayan protez kısımlarına ana bağlayıcı denir. Hareketli bölümlü protezin temel yapısal unsurlarından olan ana bağlayıcılar, fonksiyonlarını maksimum etkinlikle yerine getirmek ve basınçlar karşısında eğilip bükülmemesi için yeterli deformasyon direncine sahip olmalıdırlar. Çalışmada lazer sinter ve geleneksel döküm yöntemleriyle üretilmek için palatal bant, lingual plak ve iki farklı lingual bar (4x1,7 mm lingual bar ve 5x1,5 mm lingual bar) olmak üzere dört farklı ana bağlayıcı, bilateral dişsiz sonlanacak tasarımda SolidWorks 2017 yazılım programında oluşturuldu. Tasarlanan her bir ana bağlayıcı tipinden 6' şar adet olmak üzere toplam 48 adet ana bağlayıcı üretildi. İki farklı üretim tipleriyle yapılan ana bağlayıcılar, özel olarak üretilen deformasyon cihazına, dişsiz sahanın bir tarafından vidalar yardımı ile sabitlendi. Karşıt dişsiz bölgenin tam ortasına, horizontal düzlem üzerinde, genişliği 1mm olacak şekilde sonlanan bir uç ile 1250 gr ağırlık uygulandı. Kuvvet uygulandıktan sonra ana bağlayıcıların üzerinde yer alan deformasyon ölçüm çıkıntısına tam temas eden dijital bir komparatör yardımıyla deformasyon miktarları sayısal olarak ölçüldü.

Çalışmanın sonucunda, lazer sinter yöntemiyle üretilen ana bağlayıcıların deformasyon miktarları, döküm yöntemiyle üretilenlere göre daha yüksek olduğu tespit edildi. Farklı yöntemlerle üretilen ana bağlayıcılar arasında deformasyon direnci en yüksek lingual plak bulundu. Alt çene ana bağlayıcıları arasında deformasyon direnci en düşük olan 5x1,5 mm' lik lingual bar bulundu. Döküm ve lazer sinter yöntemiyle üretilen palatal bantın deformasyon miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.

Sonuç olarak çalışmanın sınırları dahilinde, deformasyon dirençlerinin lazer sintere göre daha yüksek olması nedeniyle döküm yöntemiyle üretilen ana bağlayıcıların tercih edilmesi daha uygundur.

Anahtar Kelimeler: Hareketli Bölümlü Protez, Ana Bağlayıcı, Lazer Sinterizasyon

SUMMARY

REPUBLIC of TURKEY

SELCUK UNIVERSITY FACULTY of DENTISTRY

EVALUATION THE DEFORMATION OF MAJOR CONNECTORS THAT FABRICATED BY DIFFERENT TECHNIQUES

Engin ÇETİN

Department of Prosthodontics

SPECIALITY THESIS/ KONYA-2018

Removable partial dentures are the prosthesis which is supported by natural teeth and/or mucosa and they restore both teeth and soft tissue. Despite the development of dental implantology, implant-supported prosthetic rehabilitation is not possible for every patient in today's economic conditions because of its high cost so removable dentures are still preferable. At removable partial dentures, major connectors are the connectors that interconnect components of both side of dental arch. Major connectors which are one of the main components of the removable partial dentures, should have adequate deformation resistance in order not to bend against pressure and to achieve maximum effectiveness. In this study, for different laser sintered and conventional casted four different major connectors, including palatal band, lingual plate and two different lingual bars (4x1.7 mm lingual bar and 5x1.5 mm lingual bar) are designed with solidworks 2017 software program for bilateral toothless cases. A total of 48 major connectors (6 of each designed) were produced. The major connectors made with different production types which were fixed to the specially produced deformation device with the help of screws from one side of the toothless area. 1250 gr weight was applied to the center of the opposite toothless region, with a tip ending on the horizontal plane with a width of 1 mm. After applying force, the amount of deformation was measured numerically with the aid of a digital linear gauge fully in contact with the deformation measurement protrusions on the major connectors.

As a result of the study, it was determined that deformation amounts of major connectors produced by laser sinter method were higher than those produced by casting method. The lingual plaque was found to have the highest deformation resistance among the major connectors produced in different methods. Between the mandibular major connectors, lingual bar which is 5x1,5 mm had a lowest deformation resistance. No statistically significant difference was found between deformation amounts of palatal band produced by casting and laser sinter method.

As a result, with in the limitations of the study it may be more suitable to choose the major connectors which is produced by the casting process, since the deformation resistances are higher than the laser sintering.

Keywords: Removable Dental Prosthesis, Major Connector, Laser Sintering

SİMGELER VE KISALTMALAR

HBP: Hareketli Bölümlü Protez

Pa: Paskal

GPa: Gigapaskal

MPa: Megapaskal

kW: Kilowatt

N: Newton

Co-Cr: Kobalt-Krom

Mo: Molibden

Si: Silisyum

W: Volfram (Tungsten)

Ni: Nikel

Ti-Al-Nb: Titanyum-Alüminyum-Niobyum

PMMA: Polimetil Metakrilat

CAD/CAM: Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim

CNC: Nümerik Kontrol Cihazı

CO₂: Karbondioksit

UV: Ultraviyole

STL: Standard Triangulation Language

SLA: Stereolithografi

LOM: Laminated Objected Manufacturing

FDM: Fused Deposition Modelling

SGC: Solid Ground Curing

SEBM: Selective Electron Beam Melting

SLS: Selective Laser Sintering

SLM: Selective Laser Melting

1. GİRİŞ

Kaybedilen bir veya daha fazla dişin ve ilgili dokuların eksilen ve kaybolan işlevini, fonasyonunu ve estetiğini yeniden kazanmak amacıyla yapılan mukozadan ve/veya doğal dişlerden destek alan suni protezlere hareketli bölümlü protez (HBP) adı verilir. HBP kaidesi tamamen akrilikten hazırlanan klasik HBP ve metal-akril kombinasyonlu metal içeren metal iskeletli HBP olmak üzere iki çeşittir (Aydınlık 1979, Ulusoy ve Aydın 2003).

Protez yaparken esas amacımız hastanın fonksiyon, estetik, fonasyon, psikolojik ve biyolojik problemlerini çözümlenektir. Ayrıca ağız içerisindeki dokuların devamlılığını ve bütünlüğünü de korumaya özen göstermeliyiz (Çalikkocaoğlu 2010).

1.1. Dişsiz Alanların Sınıflandırılması

Ağız içerisinde kalan dişler ve kaybedilen dişlerden geriye kalan dişsiz bölgeler birçok farklı kombinasyon oluşturmaktadır. Bu kadar fazla ihtimalin olduğu bir sistemde sınıflandırma yapmak şarttır (Çalikkocaoğlu 2010, Ulusoy ve Aydın 2010).

Sınıflandırma yapılırken dikkate almamız gereken bazı hususlar vardır. Bunlar; kısmi dişsiz arkın şeklini hemen göz önüne getirebilmeli, bölümlü protezin diş destekli mi diş-doku destekli mi olduğunu hemen ayırt edebilmeli, yapılacak planlamaya rehber olabilmeli ve son olarak da evrensel bir geçerliliği olmalıdır.

Bugün yaygın şekilde kullanılan ve dünyada benimsenmiş sınıflandırma sistemi Dr Edward Kennedy'nin 1925 yılında yaptığı sınıflandırmadır. Anatomik esaslı olan bu sınıflandırmada kaybedilen dişlerden arta kalan boşlukların ilişkileri 4 sınıf olarak tanımlanmaktadır:

Kennedy Sınıf I: Doğal dişlerin arkasında yer alan bilateral dişsiz sahalar,

Kennedy Sınıf II: Doğal dişlerin arka tarafında yer alan unilateral dişsiz saha,

Kennedy Sınıf III: Dişsiz alan unilateraldir ve dişsiz alanın önünde ve arkasında dişler bulunmaktadır,

Kennedy Sınıf IV: Dişsiz saha anteriorda ve orta hatta göre iki taraflıdır.

Mevcut ilave dişsiz sahanın sayısına göre modifikasyonlar tanımlanmıştır. Bir ilave dişsiz alan varlığında modifikasyon 1, iki ilave dişsiz alan varlığında modifikasyon 2 olarak adlandırılır. İlk üç sınıflamanın modifikasyonu mevcut iken Kennedy Sınıf IV vakalarında modifikasyon yoktur.

1.2. Hareketli Bölümlü Protez Elemanları

- Majör (ana) bağlayıcılar
- Minör (küçük) bağlayıcılar
- Tutucu bileşenler
 - Direkt tutucular
 - İndirekt tutucular
- Protez kaidesi
- Yapay dişler (Can ve Akaltan 2014)

1.2.1. Major (Ana) Bağlayıcılar

HBP' lerde, dental arkın her iki tarafındaki protez elemanlarını birbirine bağlayan protez kısımlarına majör (ana) bağlayıcı denir. Ana bağlayıcı ile protezin diğer parçaları arasındaki bağlantıyı sağlayan kısımlara ise minör bağlayıcı denir. Kaide plakları ve minör bağlayıcılar direkt olarak ana bağlayıcıya bağlanırken, oklüzal tırnaklar, direkt ve indirekt tutucular dolaylı olarak ana bağlayıcıya bağlanırlar.

Ana bağlayıcılar, oklüzalden ve lateralden gelen kuvvetlerin doğal dişlere ve dokulara azaltılarak iletilmesi için rijit olmalıdır. Bu rijidite sayesinde ana bağlayıcı, bükülme ve torsiyona da karşı koymuş olur. Bu sayede gelen kuvvetleri tüm diş ve diğer dokulara dağıtarak destek diş üzerindeki yükü azaltmış olur (Ulusoy ve Aydın 1988, Ben-Ur ve ark 1989). Ana bağlayıcılar, protezin retansiyonuna ve stabilitesine de yardımcı olur. Ayrıca periodontal olarak zayıflamış dişlere, ana bağlayıcının temas ettirilmesiyle gelen kuvvetlere karşı bu dişleri daha dayanıklı hale getirilmesi de sağlanmış olur (McGivney ve Castleberry 1989).

Kullanılan ana bağlayıcılar, kret rezorpsiyon ihtimali olan bölgeleri ve destek için gingival dokuları kapsamazlar. Dişeti dokularından mümkün olduğunca uzakta yer almalıdır. Ayrıca ağız dokusu ile uyumlu bir maddeden yapılmalıdır. Bu sebeple akrilik, altın, krom-kobalt alaşımları ve titanyum kullanılmıştır. Krom-kobalt

alaşımları üstün fiziksel özelliklerinden dolayı yaygın olarak kullanılmaktadır. Aynı zamanda ağız içerisindeki dokularla uyumlu olduğu için de sıklıkla kullanılmaktadır (Owen 2000).

Üst çene ana bağlayıcıları

- Palatal bant
- Çift damak barı
- U-plak
- Tam palatal plak (Can ve Akaltan 2014)

Palatal bant

Eksik dişlerin yerine göre ön kenarı ruga seviyesinde, arka kenarı ise sert damağın geçiş bölgesinde olmak üzere serbest dişetini örtmeyen ve eşit kalınlıkta olan bir banttır. Damağın ön bölgesi açıkta bırakıldığından fonasyona engel olmaz ve hasta için kullanımı oldukça rahattır. Dişsiz kretlerin daha kısa olduğu vakalarda daha dar, uzun olduğu vakalarda daha geniş yapılabilir. Palatal bantın etkili olabilmesi için rijit yapıda olması ve merkezi olarak konumlanması gerekir. Palatal bant (Jepson 2011, Jones ve Garcia 2013);

- Diş destekli bilateral dişsiz boşlukların simetrik olarak bulunduğu Kennedy Sınıf III ve modifikasyonlarının olduğu durumlarda,
- Damak ön bölgesinin açık bırakılmasını gerektiren Kennedy Sınıf II mod 1 vakalarında
- Karşıt ark stabilizasyon kavramı nedeniyle, dişli ark kısmından desteğin sağlanması amacıyla Kennedy Sınıf II ve Sınıf III vakalarında,
- Dişsiz bölgelere komşu destek dişlerin periodantal yapılarının zayıf olmasından dolayı köprü protezleriyle restore edilemediği durumlarda kullanılır.

Çift damak barı

Anterior ve posterior bölgede bulunan iki damak barı şeklinde bulunur. Çift damak barının anterior komponenti, rugaları kaplamayacak, rugaların girinti ve çıkıntılılarına göre şekillenerek dili rahatsız etmeyecek şekilde olmalıdır (Şakar 2015). Posterior

komponenti ise anteriordakine göre daha kalın ve dar olacak şekilde dişsiz boşluğun durumuna göre Ah hattının önüne yerleştirilir.

Yapısal olarak oldukça rijittir. Çünkü arkın her iki tarafındaki komponentleri birleşerek kare veya dikdörtgen bir alan şekillendirir. Bu sayede dönme ve esneme kuvvetlerine karşı konulmuş olunur. Çift damak barı (Carr ve ark 2005, Jones ve Garcia 2013);

- Ön ve arka bölgedeki destek dişler arasındaki dişsiz alanın fazla olduğu modifikasyonlu Kennedy Sınıf II ve Sınıf III vakalarında,
- Damak bölgesinde torus varlığında,
- Dişsiz kret boyunun uzun olduğu modifikasyonlu Kennedy Sınıf I vakalarında,
- Tüm damağı kaplayan ana bağlayıcıları tolere edemeyen hastalarda kullanılır.

U-Plak

Damak ön bölgesini örterek, yanlardan arka bölgelere uzanan at nalı şeklindedir. İnce olmalıdır. Fonetik güçlükleri ortadan kaldırmak için damak ön yüzündeki anatomik rölyefleri aynen yansıtmalıdır. Arka kenar, mukozaya uyum sağlayacak şekilde eğimle sonlanmalı ve gingival marjinler açıkta bırakılmalıdır. U-plak (Graber ve ark 1988, Jepson 2011);

- Ön grup dişlerin restorasyonunun gerekli olduğu modifikasyonlu Kennedy Sınıf I vakalarında,
- Anterior ve posterior dişlerin restorasyonunu gerektiren durumlarda,
- Palatinada torus varlığında,
- Periodontal olarak zayıf olan anterior dişlerin stabilizasyonu gerektiğinde,
- Bulantı refleksi fazla olan ve damağın arka bölgesini de kapsayan ana bağlayıcıların kullanılmadığı vakalarda tercih edilir.

Tam palatal plak

Sert damağı olabildiğince geniş bir biçimde kaplayan ve maksimum mukoza desteğı sağlayan ana bağlayıcıdır. Bu sayede gelen fonksiyonel yük, geniş bir sahaya dağıtılıp, birim yüzeye düşen yük en aza indirilmiş olur. Fonksiyonel yükler altında kaidenin hareketi, artan adezyon kuvveti sebebi ile de azalır (Stratton ve Wiebelt 2011). Sert damağın doğal anatomik yapısını plağın ağız boşluğuna bakan yüzeyine

aynen yansıtmak amacı ile ince olması gerekir. Gingival marjinler mümkün olduğunca açık bırakılmalıdır. Protezin arka sınırı, tam protez kaide sınırı gibi şekillendirilir. Arka sınırı metalle yapılabildiği gibi akrilikten de yapılabilir. Adezyonu sağlamada, akrilik sınır metale göre üstünlük kurar. Tam palatal plak (Graber ve ark 1988, Carr ve ark 2005);

- Bir veya daha fazla sayıda uzun dişsiz saha varsa,
- Rezidüel kretlerde aşırı rezorpsiyonların varlığında,
- Sert damak şekli düz ise,
- Damak yarığı olan vakalarda,
- Kennedy Sınıf I vakalarında,
- Tam protezden önce hastada bir geçiş protezi olarak kullanılır.

Alt çene ana bağlayıcıları

- Lingual bar
- Lingual plak
- Lingual çift bar
- Labial bar

Lingual bar

Kesiti yarım armut şeklinde olan ve kalın kısmını alt kenarın oluşturduğu bir bar şeklindedir. Barın üst kenar sınırı alt anterior dişlerin gingival marjinlerinden 3-4 mm uzakta seyrederek. Alt kenarı ise lingual sulkusun 1 mm üzerinde konumlanmalı, böylece ağız tabanındaki dokuların fonksiyonel hareketlerine engel olmamalıdır. Alt çene ana bağlayıcılarının en kullanışlısıdır. Gingival marjini açıkta bırakıp, hiçbir diş ve yumuşak dokuya teması olmadığından gıda birikimi ve dental plaktan kaynaklanan çürük ve dişeti enflamasyonu gibi rahatsızlıkları azaltır (Jepson 2011). Labial bar (Owen 2000, Stratton ve Wiebelt 2011);

- Gingival marjinle ağız tabanı arasında en az 6-8 mm mesafe olması durumunda kullanılır.
- Lingual bar, yüksek frenulum varlığında, ön dişlerin stabilizasyonunun gerekli olduğu durumlarda, anterior dişlerin restorasyonunu gerektiren durumlarda tercih edilmemelidir.

Lingual plak

Alt anterior dişlerin lingual yüzeylerine ve interproksimal embraşürlerine uyum sağlayan bir plak şeklindedir. Lingual plak, interproksimal alanları ve dişlerin mesio-distal temas noktalarının üstüne uzanan çıkıntılar dışında, dişlerin orta üçlülerinden daha yukarıda yerleştirilmemelidir. Plağın üst sınırı anterior dişlerin lingual yüzeylerinin 1/3 orta kısımlarında olmalıdır. Lingual plağın üst bölgesinin kalınlığı, alt bölgesinin kalınlığından daha ince olacak şekilde hazırlanmalıdır. Plak, arka gruba uzanacağı zaman, gıda birikimine engel olmak amacıyla posterior dişlerin kontur yüksekliğinin üstünde sonlanmalıdır. Lingual plak (Jones ve Garcia 2013);

- Anterior dişlerin restorasyonunun yapılacağı durumlarda,
- İndirekt tutucuya ihtiyaç duyulduğunda,
- Lingual torusun olduğu vakalarda,
- Yüksek frenulum varlığında,
- Periodontal desteği zayıf dişlerin, stabilizasyon amacı ile splintlenmesinin gerekli olduğu vakalarda,
- Prognozu kötü olan, ilerde proteze diş ilavesi yapılabilecek vakalarda kullanılır.

1.2.2. Minör Bağlayıcılar

Minör bağlayıcılar; kroşeler, indirekt tutucular, oklüzal tırnaklar ve protez kaidesini ana bağlayıcıyla birleştirir. Aynı zamanda kuvvetlerin protez elemanları arasında dağıtılmasını sağlayarak, stresin tek bir noktada toplanmasını engeller. 2 önemli görevleri vardır. Birincisi proteze gelen kuvvetleri dişlere aktarmak, ikincisi ise destek dişlere gelen kuvvetleri proteze iletmektir (Can ve Akaltan 2014).

1.2.3. Tutucu Bileşenler

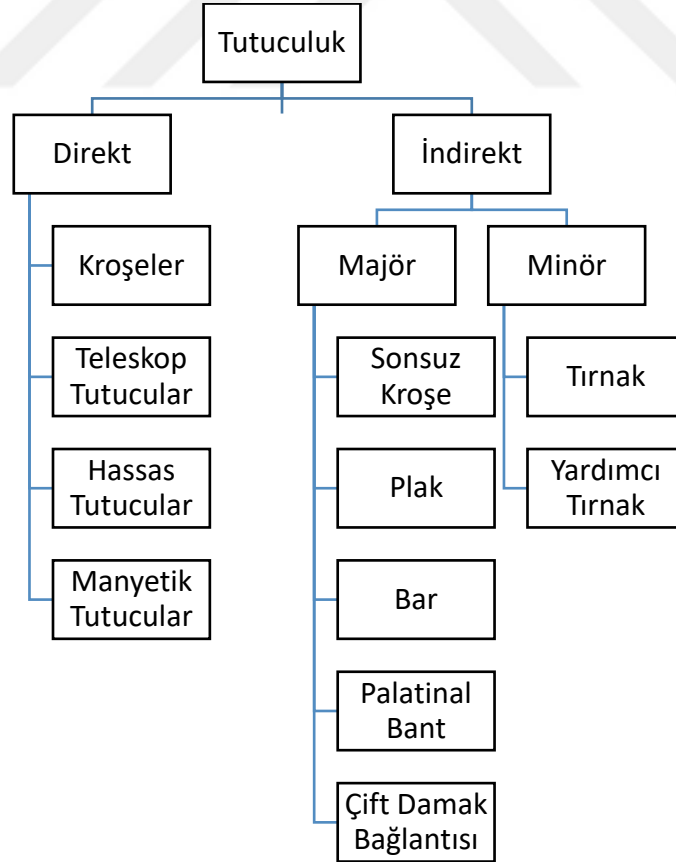
HBP' in destek diş temas eden ve protezin yerinden çıkmasını engelleyen bileşenlerdir (Kratochvil 1988). Protezin tutuculuğu, üzerine yerleştiği destek diş ve dişsiz kreterlerden uzaklaşmasına neden olacak kuvvetlere karşı direnci olarak tarif edilir. Çeneni açılması, gıdaların yapışkan olması ve yerçekimi kuvvetlerine karşı koyma özelliği olarak da tarif edilir. HBP' de tutuculuk direkt ve indirekt tutuculukla sağlanır.

Direkt tutucular

Destek dişleri sararak, hareketli bölümlü protezlere gelen zararlı kuvvetlere karşı direnç gösteren, tutuculuk ve stabiliteyi sağlayan protez elemanlarıdır. Direkt tutuculuk; kroşe, hassas tutucu, teleskop tutucu ve magnetik tutucularla sağlanabilmektedir.

İndirekt tutucular

HBP' in rotasyonel kuvvetlere karşı direnç gösteren bileşenleridir. Serbest sonlanan protezlerde fulkrum eksenini etrafında protezin kretten uzaklaşma şeklinde oluşan rotasyon hareketini engelleyen protez bileşenleridir (Toksavul ve Yılmaz 2006). Protez kaidesi kretten uzaklaştığında fulkrum eksenini tırnaklardan kroşelerin tutucu kollarına kayar. Serbest sonlanan protezlerde indirekt tutucu, fulkrum eksenini kuvvetin uygulandığı bölgeden mümkün olduğunca uzaklaşarak kaldırma kolunu uzatır ve kuvvetlere karşı destek oluşturarak protez kaidesini stabilize eder. Dolayısıyla fulkrum (indirekt tutucu) bir uçta, kuvvet diğer uçta ve direnç (kroşenin tutucu ucu) ortada yer aldığından daha avantajlı olan ikinci sınıf kaldırma prensibi olur (Owen 2000).



Çizelge 1. 1. HBP' lerde tutuculuk (Ulusoy ve Aydın 2005)

1.2.4. Protez Kaidesi ve Suni Dişler

Rezidüel krete uyumlanan ve üstünde suni dişleri taşıyan metal ve/veya akrilikten yapılan protez bileşenidir. Suni dişleri destekler ve üzerine gelen oklüzal kuvvetlerin destek dokulara iletilmesini sağlar. Esas görevi suni dişleri desteklemek olsa da uygun şekilde yapılan protezin stabilizasyonu ve tutuculuğuna da yardımcı olmaktadır.

Bölümlü protez kaidesinin planlama prensibinin amacı, kaidenin sınır oluşumlarının izin verdiği ve hastanın tolere edebileceği kadar geniş alan kaplaması ile oklüzal kuvvetlerin daha geniş alana dağıtılması ve birim yüzeye gelen stresin azaltılmasını sağlamaktır.

Protez kaidesinin diğer bir görevi de rezidüel kret üzerindeki dokularda oluşturacağı masaj etkisidir. Bu sayede dokuların stimülasyonu sağlanmış olur (Boucher 1992, Can ve Akaltan 2014).

Suni dişler, estetik, fonksiyon ve fonasyon açısından oldukça önemli parçalardır. HBP' lerde posterior dişler fonksiyonu, anterior dişler ise estetik ve fonasyonu karşılar (Can ve Akaltan 2014).

1.3. Metal Alaşımlar

Protetik diş tedavisinde saf metallerin, yumuşak olmasından ve kolaylıkla korozyona uğrayabilmelerinden dolayı kullanılması oldukça sınırlıdır. Metallerin özelliklerini geliştirmek için metale başka elementlerin ilave edilmesiyle elde edilen metal karışımlarına alaşım denilir (Ersoy 1989, Zaimoglu ve ark 1993, Craig RG ve ark 1997, Manav 2000).

Dental alaşımların sınıflandırılmasında en sık kullanılan sınıflandırma Amerikan Diş Hekimleri Birliği'nin (ADA) sınıflamasıdır ve şu şekildedir (Naylor 1992, Zaimoglu ve ark 1993, Sağlam 1997);

Yüksek soy alaşımlar: soy metal içeriği > %60 (altın, platin, paladyum) ve altın > %40

Soy alaşımlar: soy metal içeriği > %25 (altın, platin, paladyum)

Baz alaşımlar: soy metal içeriği < %25 (altın, platin, paladyum)

1.3.1. Soy Metal Alaşımlar

Ağız içerisinde, kimyasal yapısı ve içeriği sebebiyle oksidasyona ve korozyona dirençli metallere için kullanılır. Altın, platin ve paladyum protetik diş tedavisi için oldukça önemlidir (Zaimoğlu ve ark 1993, Kahvecioğlu 2006).

1.3.2. Baz Metal Alaşımlar

Baz metal alaşımları, ucuz maliyetleri ve kolaylıkla bulunabilmelerinden dolayı protetik diş tedavisinde sıklıkla kullanılan alaşımlardır. Bu alaşımlar soy metallere aksine oksidasyona uğrayabilen kıymetsiz metallere (Craig RG ve ark 1997, O'Brien 1997, Kahvecioğlu 2006, Naylor 2009). Gümüş, bakır, çinko, indiyum, kalay, galyum, krom, kobalt, molibden, alüminyum, demir, berilyum, manganez, titanyum, nikel, vanadyum, niyobyum, zirkonyum protetik diş tedavisinde kullanılan soy olmayan metal alaşımlardır (Craig's 2000, Naylor 2009).

1.4. Metallerde Temel Mekanik Kavramlar

1.4.1. Gerilme (Stress)

Bir cisme uygulanan diş kuvvetlere karşı, o cismin içinde bu kuvvete karşı oluşan kuvvettir. Gerilme, birim alana uygulanan kuvvet ile ölçülür. N/m^2 (Pa) ile ifade edilir. Cisme uygulanan kuvvetin yönüne göre farklı gerilmeler meydana gelir (Phillips 1991, Shaah 1998, Anusavice 2003, Zaimoğlu ve Can 2004). Bunlar;

- Çekme (uzama) gerilmesi (Tensile stress): Bir cismi uzatmak veya germek için uygulanan kuvvet sonucunda oluşan gerilmelerdir.
- Sıkıştırma (basma) gerilmesi (compressive stress): Bir cismi sıkıştırma veya kısaltmak için uygulanan kuvvet sonucunda oluşan gerilmelerdir.
- Makaslama (kayma) gerilmesi (shear stress): Bir cismi çevirmeye veya diğerinin üzerinden kaydırmaya karşı oluşan gerilmedir (Craig ve Ward 1996, O'Brien 2002).
- Kompleks gerilimler: Bir cisme bir tek gerilim uygulamak çok zordur. Pratikte cismin içinde bir tek gerilim baskın olmasına rağmen diğer gerilim tipleri de

daima vardır. Bu tip gerilmelere de kompleks gerilmeler denir (Anusavice 2003, Zaimoglu ve Can 2004).

1.4.2. Gerinim (Strain)

Gerilme sonucu, cismin her alanında oluşan boyutsal değişimin orijinal boyutuna oranıdır ve birimi yoktur (Shaah 1998). Gerinim, materyalin uzunluğuna bağlı değildir. Fakat uygulanan kuvvetle doğru orantılıdır. 2 tip gerinim vardır. Bunlar;

- Elastik gerinim: Cisme uygulanan kuvvet ortadan kalktıktan sonra cisim eski haline döner.
- Plastik gerinim: Cisme uygulanan kuvvet ortadan kalksa dahi cismin içindeki atomlarda kalıcı değişiklikler olduğu için cisim eski haline dönmez. Cisimde şekil değişikliği, kopma veya kırılmalar oluşabilir (Combe 1986, Zaimoglu ve ark 1993, Craig ve Ward 1996, O'Brien 2002, 2008).

1.4.3. Elastisite (Young) Modülü

Gerilmenin gerinime oranı olup, cismin sertliğini yani dayanıklılığını belirleyen bir özelliktir. Birimi pascal (Pa) ya da gigapascal (GPa)'dır. Bir cismin elastik modülü arttıķa o cismin elastik özelliği azalır (İnan ve Sönmez 1998, Adıgüzel 2010).

1.4.4. Poisson Oranı

Elastik sınırlar içinde çekme kuvvetleri karşısında cismin uzunluğunda bir artış olurken (aksiyal gerinim) aynı zamanda kesitsel alanı (lateral gerinim) da azalır. Poisson oranı, lateral gerinimin aksiyal gerinime oranıdır. Poisson oranı düşük olan cisimler daha kırılğan olurlar (Üçtaşlı ve ark 1993, Craig ve Ward 1996, O'Brien 2002).

1.4.5. Orantı Sınırı (Proportional Limit)

Gerilim ve gerinimin orantılı olduğu en yüksek gerilme değeridir. Birimi Pa'dır (Shaah 1998).

1.4.6. Germe/Akma Dayanıklılığı (Yield Strenght)

Gerilim ve gerinim arasındaki orantıda belirlenen ilk büyük sapmanın görüldüğü gerilme değeridir. Elastik deformasyonun bittiği, plastik deformasyonun başladığı noktadır.

1.4.7. Çekme Dayanıklılığı

Cismin yapısında herhangi bir kopma olmaksızın yapabileceği maksimum gerilimdir. HBP' lerde sıklıkla kullanılan ve bizim de çalışmamızda kullanacağımız krom-kobalt (Cr- Co) alaşımının fiziksel özellikleri Çizelge 1. 2.' de gösterildiği gibidir.

Orantı sınırı	515 MN/nm ²
Akma dayanıklılığı	414-621 MPa
Çekme dayanıklılığı	870 MPa
Kopma direnci	710 MPa
Elastik modülü	223.5 x 10 ³ MPa

Çizelge 1. 2. Co-Cr alaşımının fiziksel özellikleri

1.5. Esneme Testi

Materyallerin esnekliğinin ölçülmesi amaçlı bir testtir. Hemen her plastik hammaddenin veri sayfasında yer alan esneklik modülü (flexural modulus) ve esneme dayanımı (flexural strength) olarak anılan değerlerin bulunması amacıyla yapılır.

Bu testte tek bir noktadan, bu da genellikle test çubuğunun ortasına gelecek şekilde kuvvet uygulanır. Numune çubuk yatay düzlemedir ve her iki ayrı uç sabit mesnetler üzerinde sabit durmaktadır. Esneme testinde yükün hızı genellikle 2 mm/dk'dır.

1.6. Protetik Diş Tedavisinde Metal Yapıların Üretim Yöntemleri

Günümüzde kullanılan metal üretim yöntemleri genel olarak 2'ye ayrılırlar. Bunlar; Döküm Yöntemleri ve CAD/CAM Sistemleri' dir. Döküm yöntemleri, günümüzde rutinde en sık kullanılan metal üretim yöntemidir. Döküm yöntemiyle hazırlanacak restorasyon için hekimin ölçü alması gerekmektedir. Ölçü işlemi hasta için sıkıntı yaratabilen bir işlemdir. Bu tür problemleri ortadan kaldıran ayrıca materyaller ve üretimle ilgili gelişmelerle birlikte ortaya konan CAD/CAM (Bilgisayar destekli tasarım-Bilgisayar destekli üretim) teknolojisi, yapılacak olan restorasyonun hızlı ve hassas bir şekilde üretilmesini sağlamaktadır (Shillinburg ve Hobo 1981, Azeez ve Nagas 2017).

1.6.1. Döküm Yöntemleri

Döküm işlemi, dökülebilir bir materyalin önceden oluşturulmuş olan boşluğa iletilmesi olarak tarif edilir. İlk döküm cihazı 1907 yılında Dr. Taggart tarafından geliştirilmiştir. Döküm işlemi için hekim tarafından alınan ölçü sonrasında master model hazırlanır. Hazırlanan master model üzerinde mum modelaj, revetmana alma ve mum atımı işlemleri sonrasında döküm işlemi yapılmış olunur (Shillinburg ve Hobo 1981, Asgar 1988).

Üretilen olacak döküm restorasyonun hassas bir şekilde yapılabilmesi için; mumun büzülmesi ve distorsiyonu, revetmanın direnci, yüzey düzgünlüğü ve ısıl genişmesi, alaşımın dökümden sonraki büzülmesi gibi unsurlar oldukça etkilidir (Messer ve Lucas 2000).

Revetmanlar, üç grup altında incelenebilir. Bunlar; Alçı bağlı, Fosfat bağlı ve Silika bağlı revetmanlar. Alçı bağlı revetmanlar, bağlayıcı olarak alçı içerir. Refraktör materyali olarak da kuartz ve kristabolit içerirler. Kristabolit ve kuartz, mumun eritilmesi sırasında kalıbın ısıl genişmesinden sorumludurlar. Fosfat bağlı revetmanlar, alçı bağlı revetmanlara göre daha kuvvetlidirler ve daha yüksek ısıya dayanıklıdır. Yine alçı bağlı revetmanlarla kıyaslandığında çalışma süreleri daha kısadır. Çünkü sertleşme sırasında ekzotermik reaksiyon göstermeleri sertleşmeyi hızlandırır. Silika bağlı revetmanlar ise sertleştiklerinde oldukça zayıftırlar. Çok tercih edilmezler.

Döküm işlemi sırasında alaşımın sıvı fazdan metal faza geçişi sırasında metalde oluşan termal büzölmeye bağlı olarak restorasyonların uyumunda çeşitli sorunlar oluşmaktadır. Termal büzölmeyi kompanse etmek ve dökümün istenilen boyutlarda elde edebilmek için 3 tip genişmeden yararlanılır. Bunlar: Sertleşme genişmesi, Higroskopik genişme ve Isısal genişmedir.

Sertleşme genişmesi; revetman, karıştırıldıktan sonra sertleşme esnasında bir miktar genişir ve bulunduğu kalıbın hafif bir şekilde genişlemesine sebep olur. Karışımındaki su ve toz oranları değiştirilerek genişme miktarının az veya çok olması sağlanır. Az su kullanılması, karıştırma süresini uzatmak genişmeyi artırır. Higroskopik genişme; sertleşme sırasında su ilave edilmesiyle oluşan genişme şeklidir. Revetmanın dökülmesinden bir saat sonra 37°C' lik su banyosunda bekletilmesiyle sağlanabilir. Bu sayede genişme artar ve daha düşük ön ısıtma işlemi sağlanmış olur. Isısal genişmede ise revetman yanma fırınında ısıtıldığında meydana gelir. Revetman içindeki silika refraktör materyalin faz değişimi bu olaydan sorumludur (Anusavice 2003).

Döküm yöntemi günümüzde en çok tercih edilen yöntem olsa da işlemler sırasında oluşan hatalara bağlı olarak bazı döküm defektleri oluşabilmektedir. Bunlar: yetersiz metal kullanılması, mumda çok ince kenar bırakılması, döküm boşluğunun yeterli ısıya ulaşmamış olması, döküm yolunda çeşitli artıkların kalması, metalin aşırı kontraksiyona uğraması, soğuma işleminin kontrolsüz bir şekilde yapılmasıdır (Yavuzylmaz 1985).

Yapılan tüm kontrollere rağmen döküm yöntemiyle oluşturulan bir restorasyonun, mum örneğiyle birebir tam benzeri oluşturulamamıştır. Ancak dökümün ideal sıcaklıklarda gerçekleşmesi ve kullanılan malzemelerin ideal ısısal genişmelerinin olması sonucu, döküm restorasyonunun uğradığı hacimsel büzölme, revetmanda meydana gelen üç tip genişmeyle olabildiğince tolere edilebilmektedir.

1.6.2. CAD/CAM Yöntemleri

Döküm yöntemiyle üretilen restorasyonlar, metal alaşımın ve revetmanın boyutsal özelliklerinden olumsuz yönde etkilenmektedir. Döküm kalitesi, alaşım içindeki korozyona yatkın metal kristaller yüzünden bozulmaktadır. Bu olumsuzları gidermek için günümüzde CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar

Destekli Üretim) teknolojisi kullanılmaktadır. CAD/CAM sistemlerinde yüksek kalite ve homojen materyallerin kullanımı olduğu için daha dayanıklı restorasyonlar elde edilebilmektedir. CAD/CAM sistemlerinin avantajları, kron restorasyonları için siman aralığı ile marjinal bitim sınırları ideal olarak belirlenebilirken, hareketli bölümlü protezlerin iskeletleri için de istenilen kalınlıkta ve anatomik forma sahip alt yapılar üretilir (Willer ve ark 1998, Guess ve ark 2013).

CAD/CAM sistemleri, görüntünün bilgisayar tarafından üretilebilecek bir bilgiye dönüştürülmesini sağlayan tarayıcı, bilgilerin oluşturulacağı yazılım ve ürünün oluşturulacağı üretim birimi olmak üzere 3 kısımdan oluşur (Beuer ve ark 2008).

CAD/CAM teknolojisinde, genel olarak 2 yöntem kullanılmaktadır. Bunlar; Bloktan kazıma (eksiltme, subtractive) yöntemi ve Tabakalı üretim (ekleme, additive) 'dir (Çizelge 1. 3.).

CAD/CAM ÜRETİM YÖNTEMLERİ	
TABAKALI ÜRETİM (EKLEME, ADDİTİVE) (HIZLI ÜRETİM (RAPİD PROTOTYPİNG) YÖNTEMLERİ)	KAZIMA (EKSİLTME, SUBSTRACTİVE)
<ul style="list-style-type: none"> ➤ Stereolithografi (SLA) ➤ Laminated Objected Manufacturing (LOM) ➤ Fused Deposition Modelling (FDM) ➤ Solid Ground Curing (SGC) ➤ 3D Ink Jet Printing ➤ 3D Laser Cladding ➤ Selective Electron Beam Melting (SEBM) ➤ Selective Laser Sintering (SLS), Selective Laser Melting (SLM) 	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Copy Milling (Kopya Milleme) ➤ Spark Erosion (Kıvılcım Erozyon)

Çizelge 1. 3. CAD/CAM üretim yöntemleri

Kazıma (eksiltme) yöntemi

Bilgisayar destekli freze ve aşındırma cihazlarından meydana gelmektedir. Kazınacak olan bloklar, bilgisayar destekli nümerik kontrol cihazın (CNC) üzerinde kazınmaktadır. Bu cihaz çok eksenli kazıma parçaları içermektedir. Kazıma (eksiltme) yöntemi, kopya milledme ve kıvılcım erozyon olmak üzere iki guruba ayrılır (Hickel ve ark 1997, Kesmezacar ve Gaucher 2015).

Kopya milledme yöntemi, CAD ile tarama yapıldıktan sonra okuma ünitesi üzerine yerleştirilen modelin kopyasının metal bir bloktan 3, 4 veya 5 eksenle aşındırma yaparak restorasyonlar oluşturulmasıdır. Okuma ünitesindeki tarayıcı uçlar kopya edilecek modeli tararken, aynı anda kazıma ünitesindeki frezler, üretilecek olan bloğu kazırlar. Co-Cr, titanyum, PMMA ve seramik gibi çalışması zor materyaller bu yöntemle işlenebilmektedir (Acikalin ve ark 2011).

Kıvılcım erozyon (spark erosion) yöntemi ise, kısa devre impulsları kullanılarak, yalıtkan bir ortamda elektrik akımıyla metal aşındırmayı esas alan bir kazıma yöntemidir. Üretilecek olan materyalde aşırı ısınma olmadan 250.000 defa elektriksel deşarj edilerek üretim yapılmaktadır (Rübeling 1999, Berger ve Driscoll 2006, JacobJo 2011).

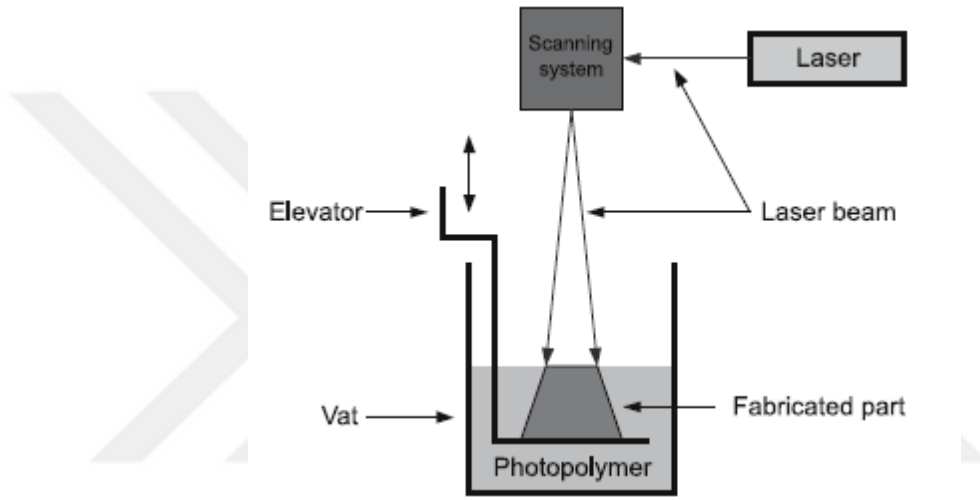
Tabakalı (ekleme) üretim

Tabakalı (ekleme) üretim yöntemi, bilgisayar üzerinde tasarlanan modellerin katı, sıvı veya toz gibi materyaller kullanılarak tabaka üzerine diğer bir tabakanın birleştirilmesi olarak tanımlanır. Bu sayede kazıma yöntemindeki gibi malzemelerin israfından korunmuş olurken, üretilen materyallerin uyumunun da hassas olması sağlanır. Geleneksel döküm yöntemine göre ara işlemleri fazla olmadığı için oldukça hızlı üretim yapılabilir. Üretilen materyallerin güvenilirliği de diğer avantajlarından (VanNoort 2012).

Tabakalı Üretimde kullanılan sistemler şunlardır: Stereolithografi (SLA), Laminated Objected Manufacturing (LOM), Fused Deposition Modelling (FDM), Solid Ground Curing (SGC), 3D Ink Jet Printing, 3D Laser Cladding, Selective Electron Beam Melting (SEBM), Selective Laser Sintering (SLS) ve Selective Laser Melting (SLM) (Kruth ve ark 1998, Chua ve ark 1999, Liu ve ark 2006, VanNoort 2012, Kesmezacar ve Gaucher 2015).

Stereolithografi (SLA)

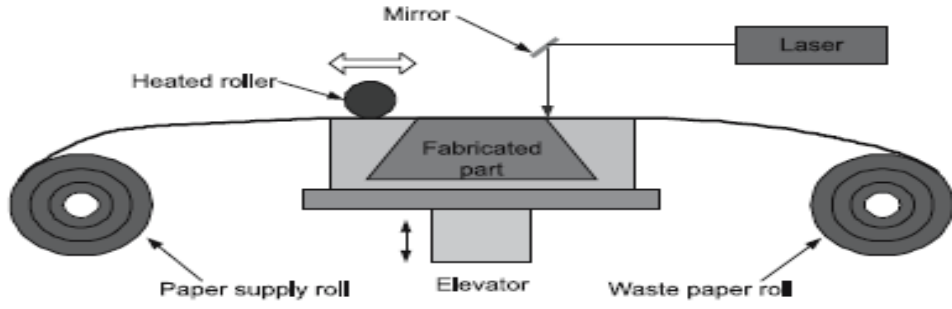
1986 yılında Charles W. Hull tarafından tanıtılan hızlı prototipleme yöntemidir. İstenilen modelin üç boyutlu CAD verileri kesitler haline getirilerek ve Ultraviyole (UV) ışını kullanılarak katılaştırılır. Daha sonra katılaştıran katman platform yardımıyla aşağı çekilerek ortaya çıkan katman tekrar aynı işleme tabi tutulur. Malzemenin yapışkanlığı sayesinde ilk oluşan katman sonraki katmanın üzerine yapışarak ve bu siklus devam ederek üretimi istenilen materyal tamamlanmış olur (Munz 1956, Overmeyer ve ark 2011, VanNoort 2012).



Şekil 1. 1. SLA şematik görüntüsü (Liu ve ark 2006)

Laminated objected manufacturing (LOM)

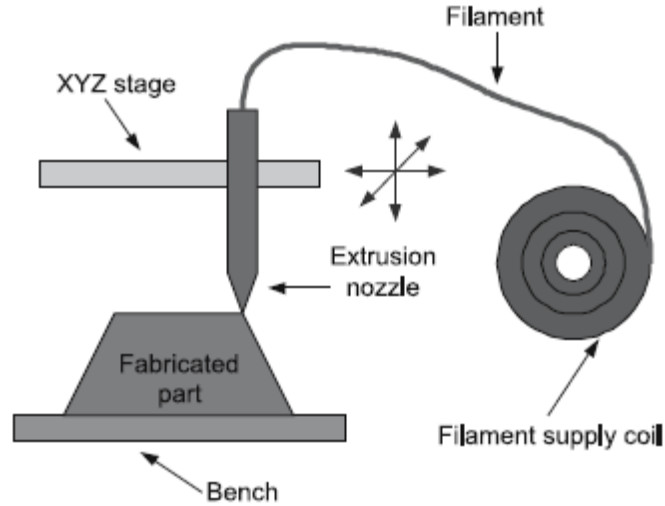
Bu sistemde, ısıtılmış silindir yardımı ile bir katman, önce yapılmış olan yüzeyi yapışkan diğer katmana yapıştırılır. Daha sonra yapıştırılan bu katmanların sınırları CO₂ lazer ile kesilir. Kesilen katmanlar platform sayesinde katman kalınlığı kadar aşağı iner. Oluşturulmak istenen materyal elde edilene kadar bu işlemler devam eder. Kesilen sınırların dışında kalan kısımlar, ana gövdeye destek görevi görürler. Günümüzde daha çok düşük maliyetli plastikler, kompozitler, seramikler ve metallerin üretiminde kullanılmaktadır (Liu ve ark 2006, Sofu ve Delikanlı 2006, Çelik ve ark 2013).



Şekil 1. 2. LOM Sisteminin şematik görüntüsü (Liu ve ark 2006)

Fused deposition modelling (FDM)

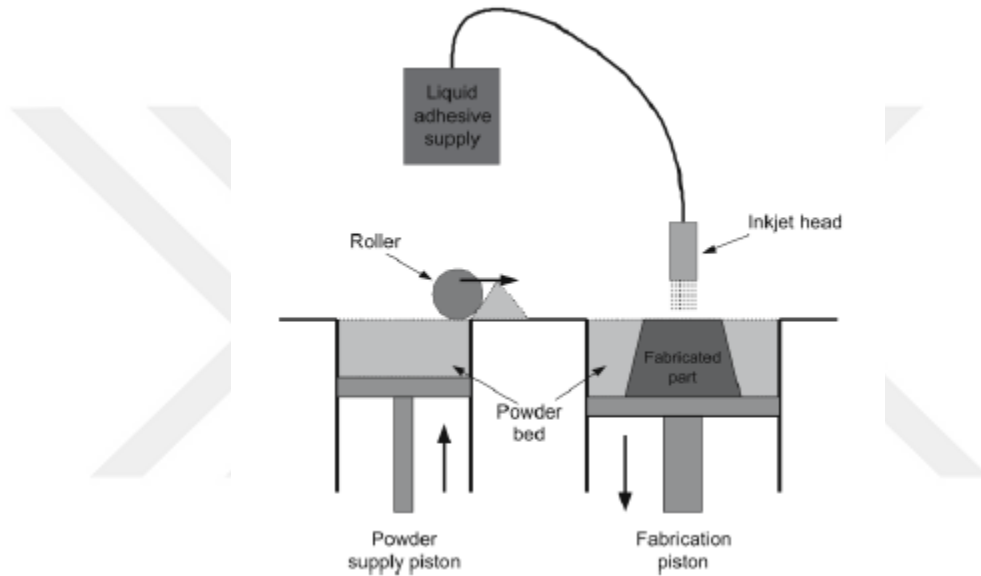
Bu yöntem, lif haline getirilen termoplastik malzemelerin eritilmesiyle oluşan tabakanın üzerine yeni bir katmanın oluşturulması esasına dayanır. FDM’ de, üretilecek olan malzemenin data verileri STL (Standard Triangulation Language) formatına çevrilerek parçanın mukavemet ve esneklik gibi özelliklerini etkileyen malzeme seçimi yapılır. FDM yöntemi, tıp, inşaat endüstrisi, uzay araştırmaları ve özellikle otomobil sektöründe oldukça yaygın kullanılmaktadır (Erten ve Yağmur 1997, Sood ve ark 2012).



Şekil 1. 3. FDM Sisteminin şematik görüntüsü (Liu ve ark 2006)

3D Ink jet printing

Bu yöntemde, püskürtülerek uygulanan renkli mürekkep damlacıkları seramik süspansiyonuna yapışarak ve bu damlacıkları UV ışık ya da kimyasal reaksiyonlar gibi işlemlerle katı faza dönüştürerek oluşturulmak istenen 3 boyutlu materyalin katmanları oluşturulur (VanNoort 2012). Bu sistem, büyük parçaların üretimi için oldukça yavaştır. Cihaz ve malzemelerin boyutları ofis kullanımı için uygun olsa da milledme başlığının ses yapmasından dolayı ofis kullanımında problemler yaratmaktadır. (Liu ve ark 2006)



Şekil 1. 4. 3D Ink Jet Printing şematik görüntüsü (Liu ve ark 2006)

3D laser cladding

Üç boyutlu lazer kaplama yönteminde, küçük kanallardan temin edilen tozlar, lazer demetine dik gelecek şekilde verilir. Metal tozu, yüksek enerjili lazer demetinin odak sahasında kaynaştırılır ve bu sayede karmaşık parçaların üretimi sağlanmış olur. Geleneksel yöntemlerle işlenmiş materyallerin mekanik özelliklerine ve yoğunluğuna yakın ya da bu materyallerden daha üstün olan parçaların üretimi sağlanmış olur (Hauser ve ark 2003, Santos ve ark 2006).

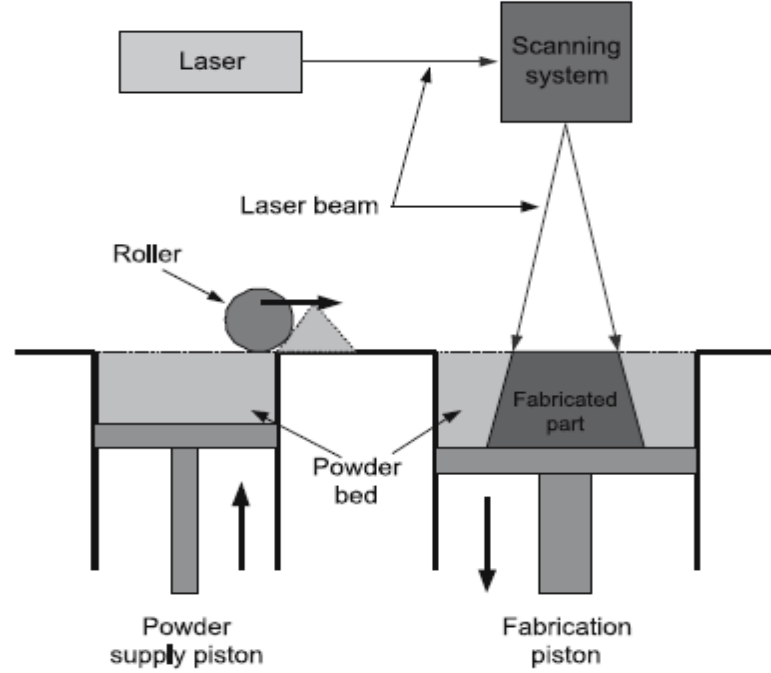
Selective electron beam melting (SEBM)

Metal tozları kullanılarak yine aynı metalin tüm özelliklerini gösteren tamamen yoğun metal yapıların üretimine olanak tanıyan bir teknolojidir. Bu teknolojiye yüksek vakum altında elektron ışını kullanılarak metal tozları tabakalama yöntemiyle eritilmektedir. Eritilerek birleştirilen ürün, saf metal tozlarının son halidir. Bu sebeple mekanik özellikler kazandırmak amacıyla ilave bir ısıl işleme gerek duyulmaz (VanNoort 2012).

Selective laser sintering (SLS)

Lazer enerjisi kullanılarak gerçekleştirilen tabakalı üretim yöntemlerindedir. Bu teknolojiye lazer enerjisi yardımıyla toz halindeki materyaller birleştirilerek üç boyutlu katı nesnelere haline getirilmektedir. Plastikler, termoplastik elastomerler, metaller ve seramikler gibi farklı materyallerin üretiminde kullanılabilir. Dış hekimliğinde sıklıkla kullanılan tabakalı üretim tekniğidir (Apak ve ark 2010).

SLS de, alaşım tozu işlem tablasına yayılmaktadır. Toz tabakasının üzerinden geçen bir silindir sayesinde toz yatağına sabit kalınlıkta alaşım tozunun yerleştirilmesi sağlanır. Toz alaşım katmanının kalınlığı 20-100µm aralığındadır. Galvano aynaların rehberlik ettiği lazer demeti üretilecek cisim oluşturmak üzere yüzeye çarptığı noktalarda oluşan sıcaklıkla toz malzemeyi eritir. Eriyen bu toz taneleri diğer toz taneleriyle doğal olarak birleşmekte ve elde edilmek istenilen 3 boyutlu obje oluşturulana kadar bu siklus devam etmektedir. Lazer demetinin taramadan geçmesiyle arta kalan toz, gevşek bir biçimde kalmakta ve üretilen parçaya desteklik sağlamaktadır. Üretim yapıldığı kafes kapalıdır ve oksidasyonu engellemek için nitrojen ya da argon gazlarının olduğu inert bir atmosferde gerçekleştirilmektedir. Selektif lazer sinterlemede yoğunluğu %60'ı geçen parçalar üretebilmek amacıyla hazırlanmış özel toz karışımları kullanılmaktadır. Elde edilen ürünler direkt olarak kullanıma sunulmamaktadır. İşlem sonrası post sinterizasyon sayesinde fırınlama işlemine tabi tutularak yapısal bütünlüğün tamamlanması sağlanmaktadır (Hickel ve ark 1997, Liu ve ark 2006, Yıldırım ve Bayındır 2013).



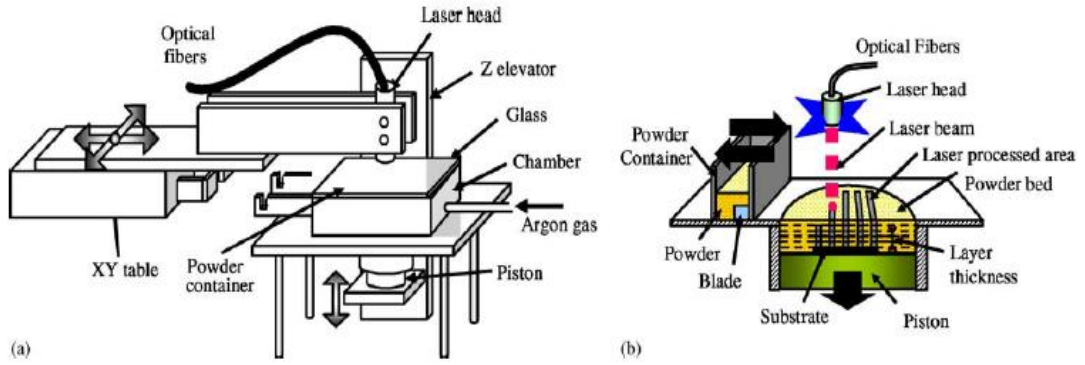
Şekil 1. 5. SLS Sisteminin şematik görüntüsü (Liu ve ark 2006)

Selective laser melting (SLM)

Selektif lazer ergime (SLM), kullanılan malzemeler yönünden selektif lazer sinterleme yöntemine benzemektedir. Fakat selektif lazer ergimede kullanılan yüksek enerji, tozun tamamının ergimesine neden olmaktadır. Bu nedenle, seçici lazer ergimede yoğunluğu yüksek parçalar üretilebilir. Uygulanan lazerin tipi, maksimum gücü 3kW olan ve ortalama gücü 50W olan Nd:YAG' dır. Alüminyum, çelik, bronz ve saf titanyum tozlarının işlenmesi için kullanılmaktadır (Santos 2003, Santos ve ark 2004).

Selektif lazer ergime yöntemiyle tam yoğunlukta parçalar üretilebilmektedir. Fakat doğru işlem kontrolü sağlanmadığında üretilen parçalarda yüksek iç gerilimler ve zayıf yüzey bitimi meydana gelir. Bunun nedeni ise işlem esnasında oluşan yüksek ısı değişimleridir (Tolochko ve ark 2004).

Selektif lazer ergime yönteminde istenilmeyen bir durum ise toz yatağının yüksek enerjiye maruz kalmasıyla birlikte gerçekleşen buharlaşmadır. Toz yatağındaki materyale, üzerinde ergime derecesinin üstünde bir ısı oluşmuşsa toz buharlaşır. Bu sayede de aşırı basınç oluşmuş olur (Hauser ve ark 2003).



Şekil 1. 6. a. SLM sisteminin şematik görüntüsü

Şekil 1. 6. b. SLM sisteminin çalışma prensibi (Santos ve ark 2006)

SLM cihazının içinde, toz halindeki materyallerin bulunduğu bir depo, tutucu sistem, hareket edebilen bir üretim platformu, katman oluşmasını sağlayan bir silgeç sistemi, lazer ışının içinden geçtiği bir pencere, üretim süreci sırasında olayı gözlemlemeyi sağlayan bir mikroskop bulunmaktadır.

SLM yöntemi kron, köprü ve hareketli bölümlü protezlerin iskeletlerin yapımında kullanımları oldukça yenidir. Fakat metal döküm yöntemi yıllardır bu yöntemle başarılı bir şekilde üretilmektedir. Kullanılacak materyaller incelenecek olursa, SLM teknolojisiyle her türlü metal tozu işlenebilmektedir. Teknolojik olarak titanyum, alüminyum, paslanmaz çelik, Co-Cr alaşımları, altın gibi toz materyaller kullanılabilir. Ancak dental uygulamalar için Co-Cr içerikli ya da altın içerikli toz alaşımlar kullanılmaktadır. Son yıllarda SLM yönteminin kullanılmasıyla birlikte kemik dokusu ile benzer sertlikte izoelastik dental implantların üretimi üzerine çalışmalar yapılmaktadır (Traini ve ark 2008).

Kaliteli bir metal altyapı oluştururken iyi sonuçlar vereceği düşünülen yöntem sadece hızlı üretim teknikleri değildir. Ağız içi kameralarla elde edilen modeller, dijital verilere dönüştürülerek döküm veya freze yoluyla üretim yöntemlerinde kullanılması da oldukça iyi sonuçlar veren diğer yöntemlerdir. Özellikle plastik hızlı prototipleme (rapid prototyping) yöntemlerinin de eklenmesiyle konvansiyonel döküm tekniği çok daha iyi sonuçlar vermeye başlamıştır (Gebhardt ve ark 2010).

2. GEREÇ VE YÖNTEM

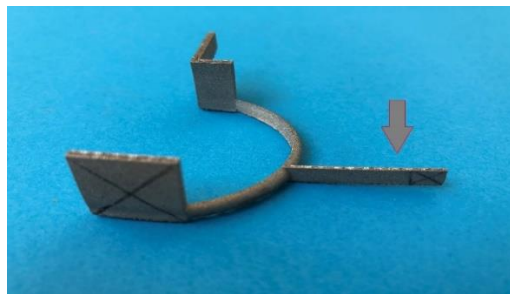
Bu çalışmada, selektif lazer ergime (SLM) ve geleneksel döküm yöntemi ile üretilmiş farklı tipteki (lingual plak, lingual bar, palatal bant) Co-Cr alaşım ana bağlayıcılarının deformasyonları değerlendirilmiştir. Döküm (REBİ-F, Krefeld, Germany) ve lazer sinter (SLM Solutions, SLM MediDent, Lübeck, Germany) yöntemiyle üretilen metal alaşımlarının kompozisyonları çizelge 2. 1.' de gösterilmiştir.

	Co	Cr	Mo	Si	W	Others
REBİ-F	58,5	25,5	4	1,4	10	0,6
SLM MediDent	60,8	24,7	5	2	5,4	2,1

Çizelge 2. 1. Kullanılan metal alaşımların içerikleri (%)

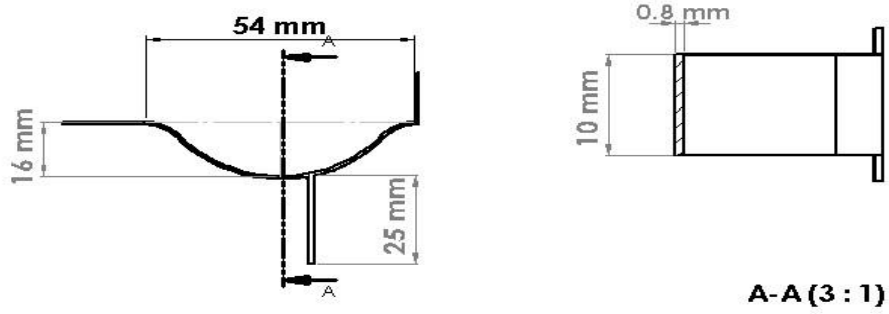
2.1. Tasarım Aşaması

Kanin-kanin arası dişlerin olduğu düşünülen Kennedy Sınıf I alt ve üst vakalarda, standardizasyonun ve tekrarlanabilirliğin sağlanması amacıyla alt ve üst çene ana bağlayıcıların tasarımları SolidWorks 2017 software (SolidWorks, Waltham, MA, USA) yazılım programında yapılmıştır. Palatal bant, lingual plak ve iki farklı lingual bar olmak üzere dört farklı ana bağlayıcı tasarlanmıştır. Tasarlanan tüm ana bağlayıcıların, deformasyon miktarlarının ölçülebilmesini sağlamak amacı ile iskeletlerin ortasından 8 mm uzakta ve 25 mm uzunlukta olacak şekilde bir deformasyon ölçüm çıkıntısı oluşturuldu (Şekil 2. 1.).



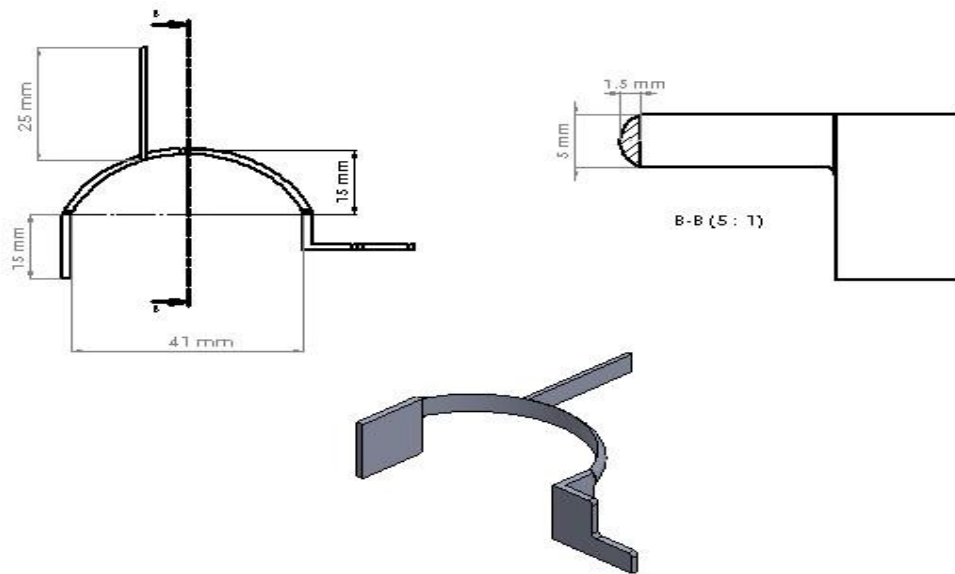
Şekil 2. 1. Deformasyon ölçüm çıkıntısı

Palatal bant olan ana bağlayıcı için damağın derinliği 16 mm, genişliği de 54 mm olarak belirlenmiş olup, bantın kalınlığı 0,8 mm, genişliği ise 10 mm olarak tasarlanmıştır (Aridome ve ark 2005).

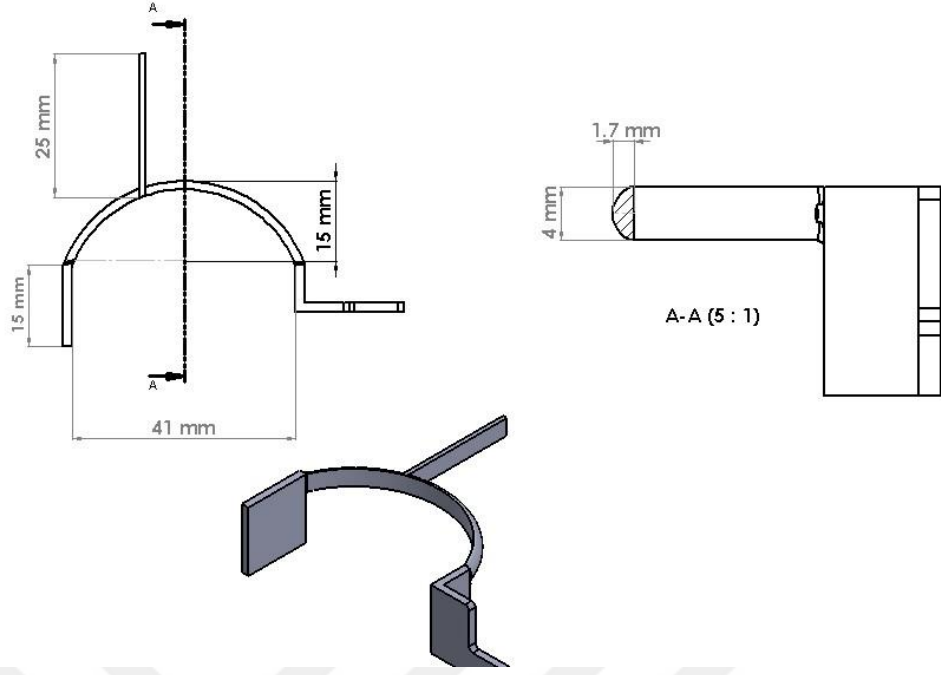


Şekil 2. 2. Palatal Bant Tasarımı

Lingual bar olan ana bağlayıcıların tasarımları ise yarım elips şeklinde tasarlanmıştır. Çapları ve uzunlukları sırasıyla 5x1,5 mm ve 4x1,7 mm dir (Ben-Ur ve ark 1999).

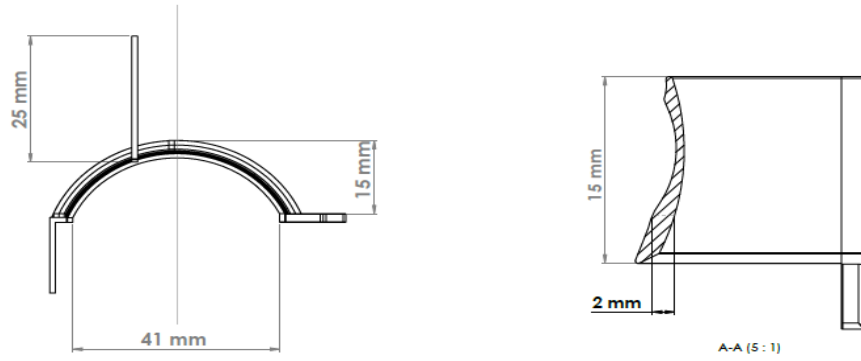


Şekil 2. 3. Lingual Bar (5x1.5 mm) Tasarımı



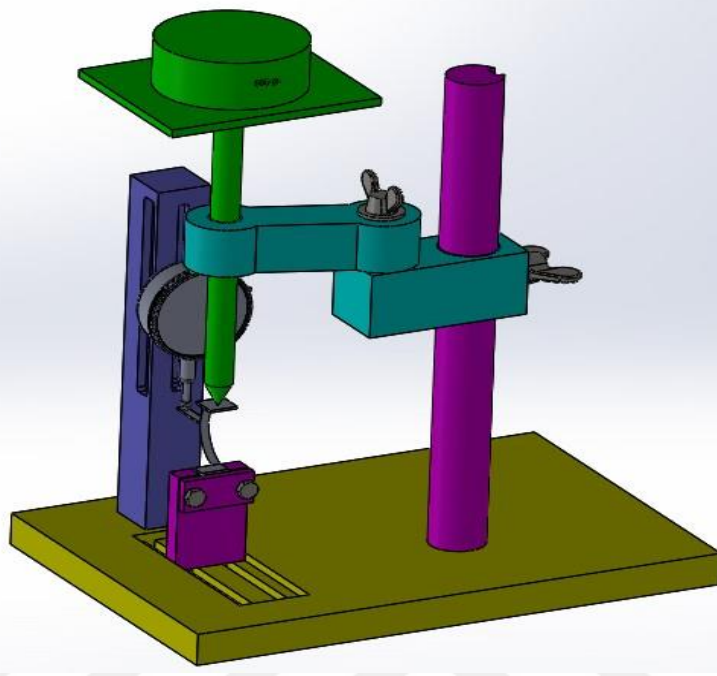
Şekil 2. 4. Lingual Bar (4x1.7 mm) Tasarımı

Lingual plak ise lingual bar olan ana bağlayıcılar gibi yarım elips şeklinde başlayıp, dişlerin lingual yüzeyini takip ederek anterior dişlerin orta üçlüsüne kadar devam edecek şekilde tasarlanmıştır. En kalın olan yerde çapı 2 mm, toplamda yüksekliği ise 15 mm' dir (Walter ve ark 2010).



Şekil 2. 5. Lingual Plak Tasarımı

Üretilen ana bağlayıcıların deformasyonlarının değerlendirilmesi için Walter ve ark' nın (2010) kullandıkları ölçüm cihazı Solidworks programında tasarlanarak imal edilmiştir.



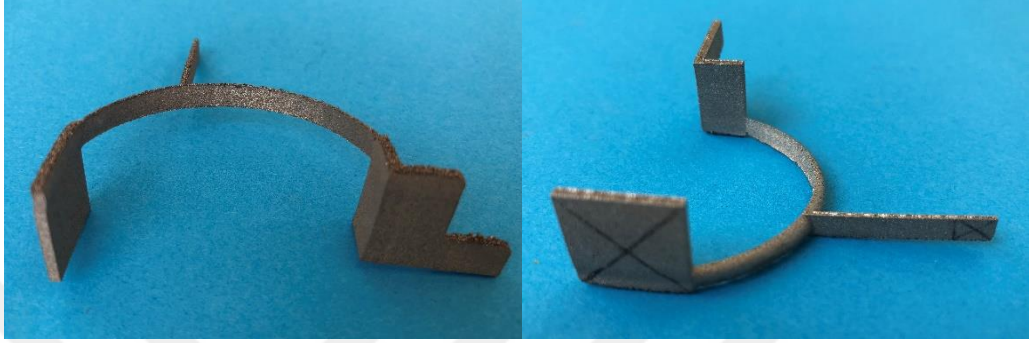
Şekil 2. 6. Deformasyon ölçüm cihazının tasarımı



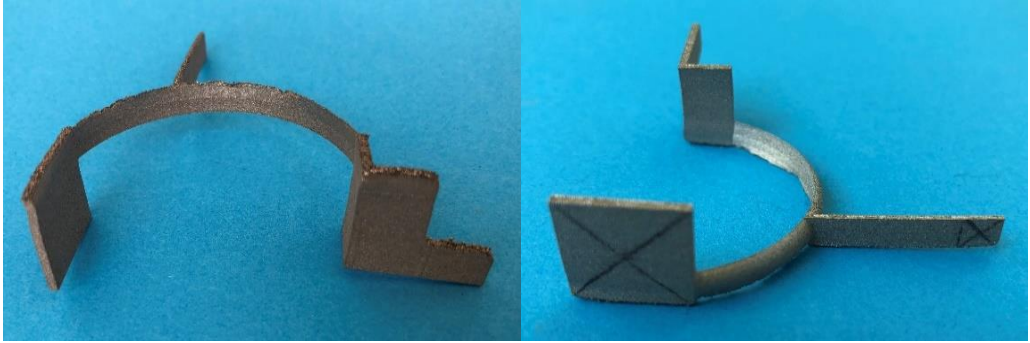
Şekil 2. 7. Deformasyon ölçüm cihazı

2.2. Üretim Aşaması

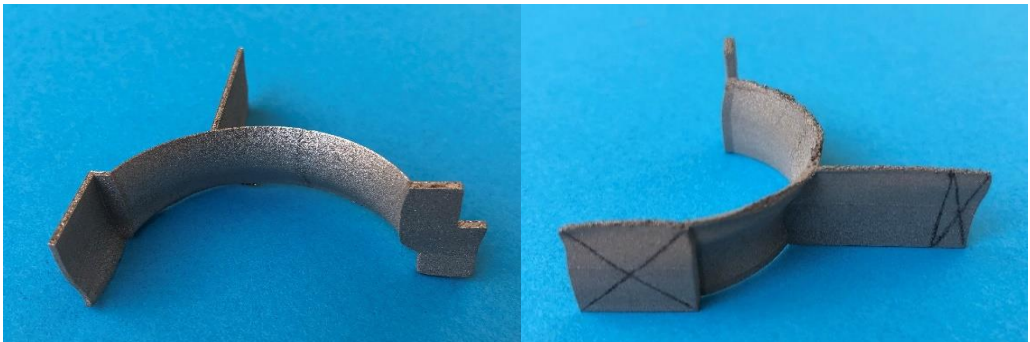
Tüm ana bağlayıcılardan, SLM ve geleneksel döküm yöntemiyle ve her birinden 6'şar adet olmak üzere toplam 48 adet üretildi. Bilgisayarda tasarlanan veriler, SLM 125 HL (MTT Technologies Ltd, United Kingdom) isimli lazer sinter cihazında SLM yöntemiyle üretildi.



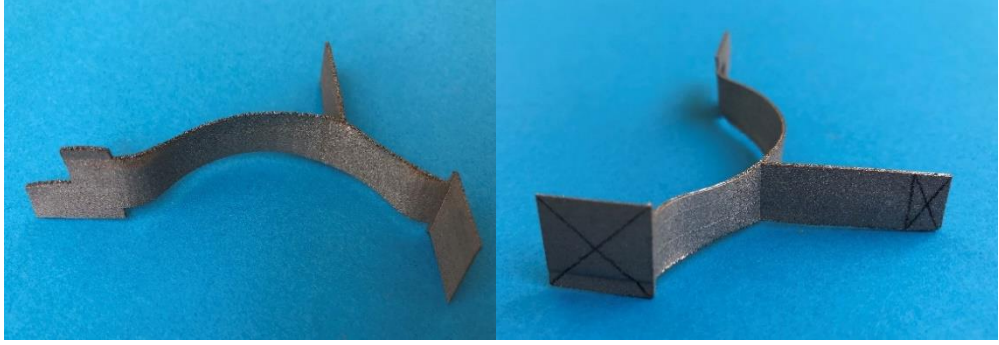
Şekil 2. 8. Lazer-Lingual Bar (4x1.7 mm)



Şekil 2. 9. Lazer-Lingual Bar (5x1.5 mm)



Şekil 2. 10. Lazer-Lingual Plak



Şekil 2. 11. Lazer-Palatal Bant



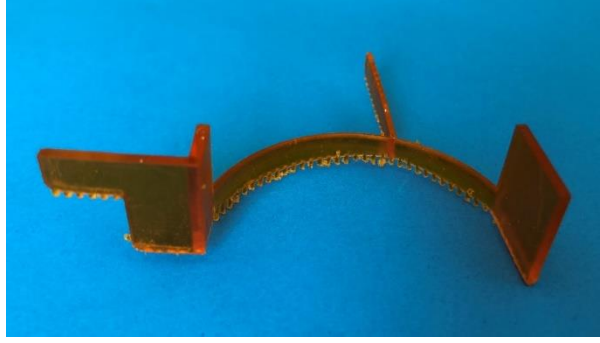
Şekil 2. 12. SLM 125 HL Cihazı

Geleneksel döküm yöntemiyle üretilmek istenilen ana bağlayıcıların, SLM yöntemiyle üretilen ana bağlayıcıyla standardizasyonun sağlanması amacıyla Solidworks yazılım programında tasarlanan ana bağlayıcılardan 3 boyutlu plastik yazıcı yardımı ile Magic Build Castable Resin (UV Castable Resin, Muratpaşa, Antalya) adlı reçineden üretimi yapıldı. Reçinenin içeriği Çizelge 2. 2.' deki gibidir.

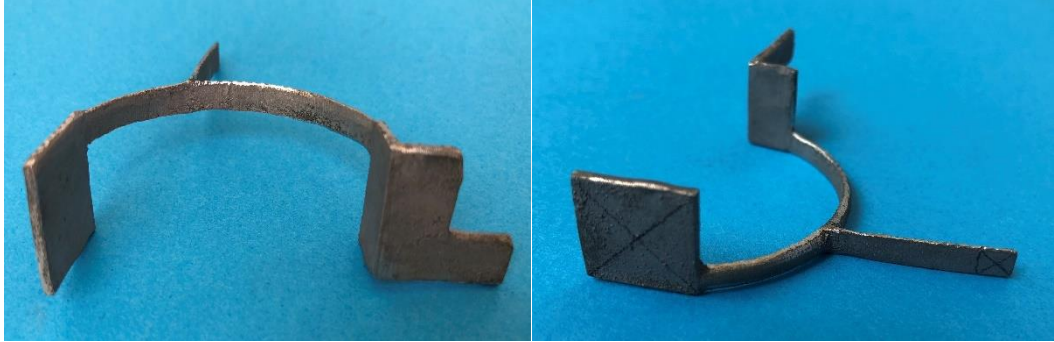
REÇİNENİN İÇERİĞİ	YÜZDESİ
metacrylate oligomer	>%70-35
metacrylate monomer	>%25-60
photoinitiator proprietary	>%5-1,5

Çizelge 2. 2. Magic Build Castable Resin içeriği

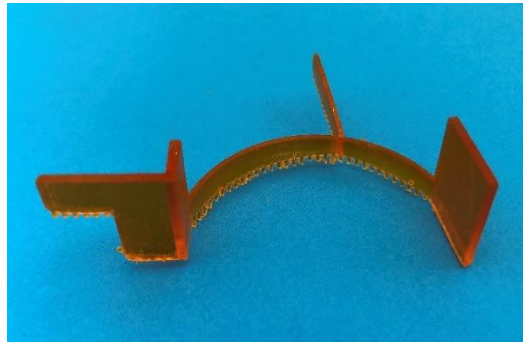
İstenilen ebatlarda üretilen reçinelerin dökümü için reçineler, revetman (Wirovest, Bego, Lincoln, USA) ile manşete alınmışlardır. Ardından mum atım işlemini takiben döküm gerçekleştirilmiştir. Böylelikle geleneksel döküm yöntemiyle üretilen ana bağlayıcılar elde edilerek test aşamasına geçildi.



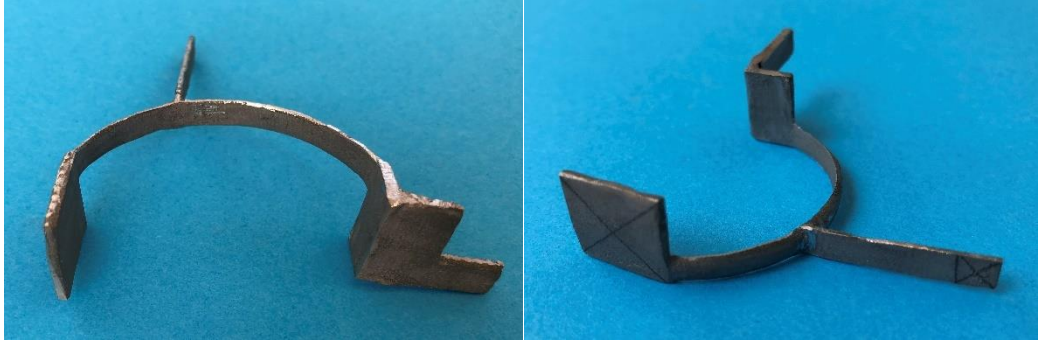
Şekil 2. 13. Reçineden üretilen mum altyapı- Lingual Bar (4x1,7 mm)



Şekil 2. 14. Döküm-Lingual Bar (4x1,7 mm)



Şekil 2. 15. Reçineden üretilen mum altyapı- Lingual Bar (5x1,5 mm)



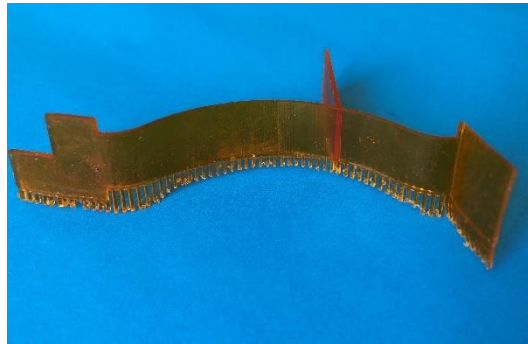
Şekil 2. 16. Döküm-Lingual Bar (5x1,5 mm)



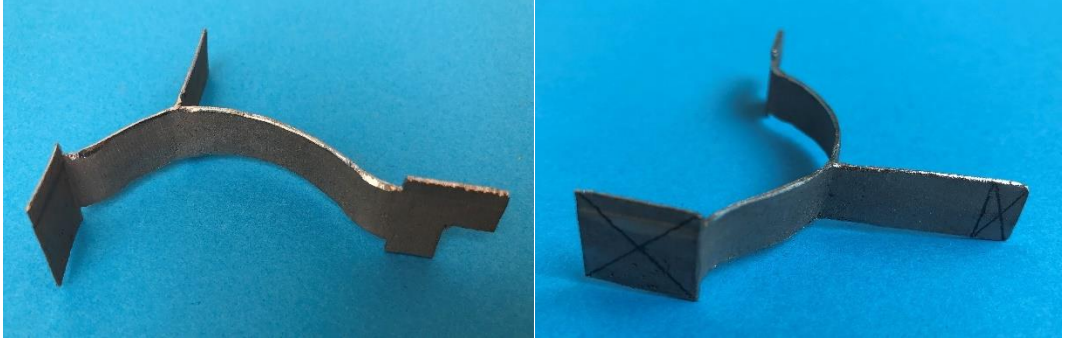
Şekil 2. 17. Reçineden üretilen mum altyapı- Lingual Plak



Şekil 2. 18. Döküm-Lingual Plak



Şekil 2. 19. Reçineden üretilen mum altyapı- Palatal Bant



Şekil 2. 20. Döküm- Palatal Bant

2.3. Test Aşaması

Ana bağlayıcılar, çok yönlü hareket etmesi için tasarlanan test cihazına sol dişsiz bölgeden vidalar yardımıyla sabitlendi. Dişsiz sonlanan karşıt bölgedeki alanının orta noktasına, genişliği 1 mm olacak şekilde sonlanan sivri bir uç ile 1250 gr ağırlık uygulandı. Bu aşamada, deformasyonu ölçmek için ana bağlayıcı üzerinde oluşturulan deformasyon ölçüm çıkıntısına İnsize (Zamudio, İspanya) marka dijital bir komparatör tam temasta olacak şekilde yerleştirildi ve kuvvet uygulandıktan sonra ekrandaki değer kaydedilerek deformasyon miktarları sayısal olarak ölçülmüş oldu.



Şekil 2. 21. Deformasyon Ölçümü

3. BULGULAR

Lazer sinter yöntemiyle üretilen tüm ana bağlayıcıların deformasyon miktarları Çizelge 3. 1.' deki gibidir.

	4x1,7 mm Lingual Bar	5x1,5 mm Lingual Bar	Lingual Plak	Palatal Bant
1. Örnek	1,298	1,452	0,336	0,966
2. Örnek	1,253	1,643	0,345	0,894
3. Örnek	1,250	1,754	0,315	0,968
4. Örnek	1,435	1,718	0,369	0,939
5. Örnek	1,326	1,678	0,390	0,874
6. Örnek	1,400	1,567	0,366	0,795

Çizelge 3. 1. Lazer sinter yöntemiyle üretilen ana bağlayıcıların deformasyonları (mm)

Lazer sinter yöntemleriyle üretilen farklı tür ana bağlayıcıların deformasyon miktarlarının ortalama değerleri ve standart sapmaları Çizelge 3. 2.' deki gibidir.

	4x1,7 mm Lingual Bar	5x1,5 mm Lingual Bar	Lingual Plak	Palatal Bant
ORTALAMA	1,327	1,635	0,354	0,906
STDSAPMA	0,076	0,111	0,027	0,066

Çizelge 3. 2. Lazer sinter yöntemiyle üretilen farklı tür ana bağlayıcıların deformasyonlarının ortalama değerleri (mm) ve standart sapmaları

Lazer sinter yöntemi ile üretilen ana bağlayıcılardan en fazla deformasyon görülen ana bağlayıcı 5x1,5 mm'lik lingual bar (1,635) iken, bunu sırasıyla 4x1,7 mm'lik lingual bar (1,327), palatal bant (0,906) takip etmektedir. Deformasyona en dirençli ana bağlayıcı ise lingual plaktır (0,354).

Döküm yöntemiyle üretilen tüm ana bağlayıcıların deformasyon miktarları Çizelge 3. 3.' deki gibidir.

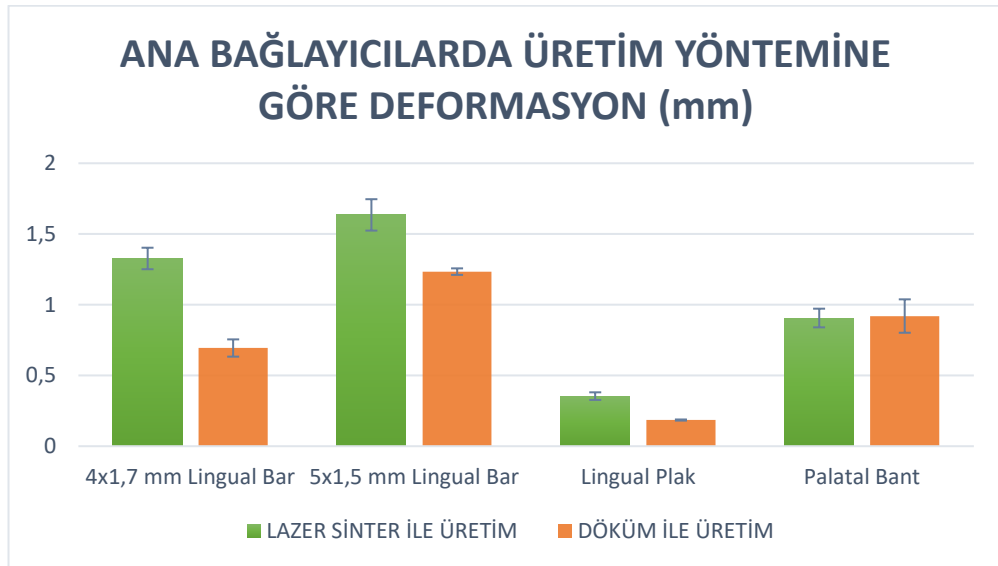
	4x1,7 mm Lingual Bar	5x1,5 mm Lingual Bar	Lingual Plak	Palatal Bant
1. Örnek	0,644	1,211	0,183	1,038
2. Örnek	0,701	1,219	0,182	0,786
3. Örnek	0,809	1,261	0,189	0,990
4. Örnek	0,680	1,210	0,191	0,760
5. Örnek	0,641	1,258	0,186	0,935
6. Örnek	0,688	1,245	0,181	1,007

Çizelge 3. 3. Geleneksel döküm yöntemiyle üretilen ana bağlayıcıların deformasyonları (mm)

Döküm yöntemiyle üretilen farklı tür ana bağlayıcıların deformasyon miktarlarının ortalama değerleri ve standart sapmaları Çizelge 3. 4.' deki gibidir.

	4x1,7 mm Lingual Bar	5x1,5 mm Lingual Bar	Lingual Plak	Palatal Bant
ORTALAMA	0,694	1,234	0,185	0,920
STDSAPMA	0,061	0,023	0,004	0,118

Çizelge 3. 4. Döküm yöntemiyle üretilen farklı tür ana bağlayıcıların deformasyonlarının ortalama değerleri (mm) ve standart sapmaları



Çizelge 3. 5. Farklı yöntemlerle üretilen ana bağlayıcıların deformasyonları ve standart sapmaları

Geleneksel döküm yöntemi ile üretilen ana bağlayıcılarda ise en fazla deformasyon 5x1,5 mm'lik lingual barda (1,234) görülmüştür. Daha sonra palatal bant (0,920) ve 4x1,7 mm'lik lingual bar (0,694) görülürken deformasyona en dirençli ana bağlayıcı olarak ise yine lingual plak (0,185) tespit edildi.

Çalışmamızdaki istatistiksel analizler SPSS 16.0 (Statistical Package for the Social Sciences) (Chicago, IL, ABD) programı ile yapılmıştır. Elde edilen verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama değer, standart sapma) yanı sıra Two-Way Anova ve Tukey HSD testi kullanılmıştır. Üretim yöntemlerinin arasındaki farkları belirlemek için de her ana bağlayıcı tipi için Mann Whitney U testleri kullanılmıştır.

Two-Way Anova analizinde yapılan değerlendirmede, $\alpha=0,05$ anlamlılık düzeyinde, farklı üretim yöntemleri ve ana bağlayıcıları arasında istatistiksel olarak fark bulunmuştur ($p=0,000$) (Çizelge 3. 6.). Tüm veriler değerlendirildiğinde tüm ana bağlayıcı tipleri birbirlerinden farklı bulunmuştur

VARYANSIN KAYNAĞI	Tip III kareler toplamı	df	Kareler ortalaması	F	Sig. (p değeri)
Model	10,120	7	1,446	278,501	,000
Üretim yöntemi	1,061	1	1,061	204,426	,000
Ana bağlayıcı türü	8,347	3	2,782	536,002	,000
Üretim yöntemi * Ana bağlayıcı türü	,712	3	,237	45,691	,000
Hata	,208	40	,005		
Toplam	49,806	48			
Hata toplam	10,328	47			

Çizelge 3. 6. Two-Way Anova analizi sonucu

Man Whitney U testinde 5x1,5 mm'lik lingual bar, 4x1,7 mm'lik lingual bar ve lingual plak ana bağlayıcılarda üretim yöntemleri farklı iki grupta istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$) (Çizelge 3. 7.).

Ana Bağlayıcı Türü	Mann Whitney U testi (p değeri)
5x1,5 mm'lik lingual bar	0,004
4x1,7 mm'lik lingual bar	0,004
Lingual plak	0,004
Palatal bant	0,631

Çizelge 3. 7. İki farklı üretim yöntemiyle üretilen ana bağlayıcılarda Mann Whitney U testi sonucu

Mann Whitney U testinde, palatal bant ana bağlayıcılarda üretim yöntemleri farklı iki grupta istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p>0,05$) (Çizelge 3. 7.).

Tüm örneklerde ana bağlayıcı tiplerinin deformasyon verileri incelendiğinde en düşük ortalama değerin lingual plak ana bağlayıcıda, en yüksek ortalama değerin ise 5x1,5 mm'lik olan lingual bar ana bağlayıcısında olduğu bulunmuştur.

4. TARTIŞMA

Hareketli bölümlü protezlerdeki kuvvet iletimi; dayanak dişler, oklüzal tırnaklar, direkt tutucular ve protez kadesiyle gerçekleşir. Her iki tarafı dişsiz sonlanan hareketli bölümlü protezlerde kuvvet uygulandığında destek dokuların farklı esneklik özelliklerinden dolayı dayanak dişlerde az, yumuşak dokularda daha fazla yer değiştirme görülür. Bu nedenle bilateral serbest sonlu hareketli bölümlü protezlerde kuvvet iletimi daha karmaşıktır (Ogata ve ark 1993). Kennedy Sınıf I, Sınıf II ve Sınıf III vakalarında yapılan ana bağlayıcıların bükülmelerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada en fazla bükülmenin Kennedy Sınıf I durumunda olduğu bildirilmiştir (Kumar ve ark 2012). Biz de çalışmamızda ana bağlayıcıların üretimini, klinik olarak en sık karşılaşılan kısmi dişsizlik durumu olması ve bükülmenin en çok görüldüğü sınıf olması nedeniyle Kennedy Sınıf I' de gerçekleştirdik.

Hareketli bölümlü protezlerin gelen kuvvetlerin iletimi yönünden değerlendirildiği çalışmalarda, kroşe tasarımları ve kuvvet kırıcılar gibi unsurların değerlendirildiği, ana bağlayıcıların tasarımlarına ise literatürde çok yer verilmediği görülmüştür (Ulusoy ve Aydın 2003). Ben-Ur ve ark (1999), Green ve Hondrum (2003), Walter ve ark (2010)' nın yaptıkları çalışmalarda minör bağlayıcıların, kroşelerin ve tırnakların kullanılmadığı, farklı tip ve kalınlıktaki ana bağlayıcıların deformasyonlarını ve mekanik özelliklerini incelemişlerdir. Çalışmamızda; kroşelerin, tırnakların ve minör bağlayıcıların olmadığı farklı tip ana bağlayıcıların deformasyonları değerlendirilmiştir.

Ana bağlayıcıların, fonksiyon sırasında oluşan kuvvetlere karşı koyabilmesi, eğilip bükülmemesi, basıncı her tarafa düzgün bir şekilde dağıtabilmesi için deformasyona dirençli olmalıdır (Çalılıkocaoğlu 1981). Bu deformasyona direnç sayesinde ana bağlayıcılar kırılma ve torsiyona karşı koyar. Ana bağlayıcıların esnek olması durumunda ise dayanak dişlerin ve rezidüel kretlerin üzerindeki kuvvetler yoğunlaşır, dayanak dişlere ve yumuşak dokuya zarar vererek rezidüel kretin rezorbe olmasına neden olur (Kumar ve ark 2012).

Çalışmamızda, alt çenede kullanım sorunları ve estetik problemler oluşturacağı için labial bar yerine ülkemizde sıklıkla kullanılan lingual plak ve lingual bar ana bağlayıcı tipleri kullanılmıştır. Üst çene ana bağlayıcı olarak ise U plaktan deformasyon direncinin iyi olması ve palatal tam plak gibi tüm damak mukozasını

kapatmayıp hasta konforunun gayet iyi olması nedeniyle sıklıkla tercih edilen palatal bant kullanılmıştır (LaVere ve Krol 1973, Can 1981). Ayrıca palatal bant'ın dilin fonksiyonuna engel olmaması, gelen kuvvetleri karşılama yönünden ve periodontal olarak da optimal özellikler taşıması gibi avantajları da mevcuttur.

Mandibular arkta deformasyona direncin sağlanması için en önemli faktörün ana bağlayıcıların kesit şeklinin olduğu ve yarım elips şeklindeki kesit şeklinin en rijit tasarım olduğu bildirilmiştir (Ben-Ur ve ark 1999, Eto ve ark 2002). Biz de araştırmamızdaki yarım elips şeklindeki lingual barın, tasarımını iki farklı kalınlık ve uzunlukta olacak şekilde belirledik ve bu çalışma sonucunda çapı kalın olan 4x1,7 mm'lik lingual barın, çapı 5x1,5 mm olan lingual bardan deformasyona daha dirençli olduğunu bulduk.

Kumar ve ark (2012)'nin yaptığı çalışmada periodontal dokuların vertikal kuvvetlere karşı horizontal kuvvetlere göre daha dirençli olduğu bildirilmiştir. Maxiller ana bağlayıcılar üzerinde yapılan başka bir çalışmada ise farklı dizaynlardaki ana bağlayıcılara vertikal ve horizontal kuvvetler uygulandığı zaman, tüm ana bağlayıcıların horizontal kuvvetlere karşı daha deformasyona dirençli bir yapı gösterdiği bildirilmiştir (Green ve Hondrum 2003). Çalışmamızda bu bilgiler doğrultusunda ana bağlayıcıların deformasyona direncini ölçmek ve fonksiyon sırasında oluşan horizontal kuvvetlere karşı gösterdiği bükülmenin miktarını sayısal olarak belirlemek için esneme testinin kuvvet uygulamasını horizontal yönde gerçekleştirdik.

Beş farklı mandibular ana bağlayıcı üzerinde yapılan bir çalışmada ana bağlayıcıların enine kesitlerinin değiştirilmesinin vertikal ve horizontal düzlemde, ortalama bükülme değerlerinin üzerine etkisinin olacağı bildirilmiştir. Vertikal düzlemde, horizontal düzlemdekine göre daha fazla bükülmenin görüldüğü bildirilmiştir. Mandibular ana bağlayıcıların kesit tasarımları, vertikal yüklere göre horizontal olarak deformasyona daha dirençlidir. Yine aynı çalışmada lingual plak en rijit, dental lingual bar ise en flexible ana bağlayıcı olarak bulunmuştur (Walter ve ark 2009). Biz de çalışmamızda, tüm üretim yöntemlerinde üretilen ana bağlayıcılar arasında deformasyona en dirençli olanı lingual plak olarak bulduk.

Maxilla ve mandibular bilateral dişsiz sonlanan ve farklı tip ana bağlayıcıların kullanıldığı Kennedy Sınıf I vakada yapılan bir çalışmada birinci premolar ve ikinci moların arası 20 mm olarak belirlenirken, sol dişsiz bölge cihaza vertikal ve horizontal olacak şekilde sabitlenmiştir. Karşı taraf dişsiz sahaya ise vertikal ve horizontal olmak üzere 100 N kuvvet uygulanarak ana bağlayıcıların deformasyonlarının değerlendirildiği bildirilmiştir (Ben-Ur ve ark 1999).

Ben-Ur ve ark (1989)' nın, mandibular ve maxiller ana bağlayıcılar üzerinde yaptıkları başka bir çalışmada da molar bölgeden horizontal ve vertikal olarak 500 gr olacak şekilde kuvvet uygulanmış, maxillada anterioposterior bantın, mandibulada ise kalın ve yarım elips kesitindeki lingual barın en rijit bulunduğu bildirilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle tasarlanan maxillada yapılan bir çalışmada da kontrol modeli olarak maxillada, palatal kubbenin derinliği 16 mm, bilateral olarak kret tepelerinin arası da 54 mm olarak belirlenmiştir. Kullanılan ana bağlayıcı olarak ise 10 mm genişliğinde ve 0.8 mm kalınlığında palatal bant kullanılmış olup birinci molar diş üzerinden vertikal olarak 30 N kuvvet uygulanmıştır (Aridome ve ark 2005).

Kennedy Sınıf I vakada farklı mandibular ana bağlayıcıların defleksiyonlarının değerlendirildiği bir diğer araştırmada, lingual barın kesitsel şekil olarak kalınlığı 2mm, yüksekliği ise 5 mm, lingual plağın şekli ise 2 mm kalınlığında ve 15 mm yüksekliğinde belirlenmiş olup oluşturulan ana bağlayıcıların dişsiz bölgelerden bir tarafı sabitlenip diğer dişsiz alandan vertikal ve horizontal olarak 500 gr kuvvet uygulanmıştır (Walter ve ark 2010).

Bu bilgiler doğrultusunda araştırmamızda, palatal bantın genişliğini 10 mm, kalınlığını 0.8 mm, damak kubbesinin derinliğini 16 mm, kret tepeleri arası mesafeyi 54 mm olacak şekilde belirledik. Mandibular ana bağlayıcılardan lingual barın birinin kalınlığını 1,7 mm, yüksekliği ise 4 mm, diğerinin ise kalınlığı 1,5 mm, yüksekliği de 5 mm olacak şekilde belirledik. Lingual plağın kalınlığını 2 mm, yüksekliğini ise 15 mm olarak belirledik. Örneklerin yapımında standardizasyonu sağlamak için tasarımlar Solidworks programında yapılmış, lazer sinter ve dökümle üretilmiştir. Örneklerin deformasyona direnç ölçümlerinde uygulanan ağırlık ise 1250 gr' dır.

Hareketli bölümlü protez iskeletlerinde çok çeşitli metal alaşımlar kullanılabilir. Metal alaşımlarda aranılan ilk özellikler ise; toksik olmaması, alerjik olmaması, korozyona karşı direnci, kullanım kolaylığı, sağlam olması ve maliyetinin uygun olmasıdır (May ve ark 1993). İskeletlerde alerjik reaksiyonlar çoğu zaman baz metal alaşımlara karşı görülmektedir. Bunlardan en yaygın görüleni ise Nikel'e (Ni) karşı görülen alerjik reaksiyondur (O'Brien 1997). Yine bu metaller içerisinde Berilyum'un (Be) da kanserojen etkisinden dolayı kullanılması şüphelidir. Görülen bu biyolojik problemleri azaltabilecek, fiziksel özellikleri yeterli ve uygun maliyetteki metal alaşım Co-Cr alaşımı olarak bildirilmiştir (Gates ve ark 1993).

Co-Cr ve Ni-Cr alaşımlarından yapılan ana bağlayıcıların mekanik özelliklerinin değerlendirildiği bir araştırma da, her iki alaşımın elastik modülüslerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamış olup Vickers sertliği değerlendirildiğinde ise Co-Cr alaşımlarının yüksek çıktığı bildirilmiştir (Bridgeport ve ark 1993).

Soy bir metal olan Titanyum (Ti), çok iyi biyoyumluluğa sahiptir. Hareketli bölümlü protezlerin iskeletinde kullanılan Ti ve Co-Cr alaşımlarının biyoyumluluğunun karşılaştırıldığı bir çalışmada Kononen ve ark (1990), Co veya Cr'a bağlı gelişebilen alerjik reaksiyonların Ti kullanımıyla azaldığını bildirmişlerdir.

Titanyumun oldukça hafif ve biyoyumlu olması nedeniyle hareketli bölümlü protezlerin iskeletlerinde kullanılsa bile düşük elastik modülü olmasından dolayı Co-Cr kroşe kollarına göre daha kalın olması gerekmektedir. Bu da estetik açıdan dezavantaj bir durum oluşturmaktadır (Rodrigues ve ark 2002, Cheng ve ark 2006, Kahvecioğlu 2006). Mekanik özelliklerinin oldukça iyi olması, yoğunluğunun düşük olması ve biyoyumlu bir materyal olmasına rağmen, dökümdeki başarısının düşük olması titanyumun iskelet olarak kullanımını azaltmaktadır (Baltag ve ark 2005). Srimanepong ve ark (2004)' nın yaptığı bir çalışmada, Ti-6Al-7Nb ve Co-Cr alaşımlarından yapılan farklı maxilla ana bağlayıcılara vertikal olarak 19.6 N kuvvet uygulanmış ve Ti-6Al-7Nb alaşımlarının düşük elastik modülü nedeniyle vertikal olarak daha fazla yer değiştirme ve gerilim gösterdiği bildirilmiştir. Bu sonuçlara dayanarak çalışmamızdaki hareketli bölümlü protez metal iskeletlerinin yapımında kullandığımız materyali Co-Cr alaşımı olarak belirledik. Çalışmamızda, her iki üretim

yönteminde de kullanılan Co-Cr alaşım, benzer Co ve Cr oranları olan metallere seçildi.

Lazer sinter, diş hekimliğinde yeni gelişmekte olan bir teknolojidir. Lazer sinterize Co-Cr alaşımları daha sert ve daha yoğundur. Döküm alaşımlarından daha iyi mikro yapısal içeriği, daha yüksek akma dayanımı ve çekme kuvvetine sahiptir. Bu üstün özellikler sayesinde de hassasiyet ve stabilite artmaktadır (Wu ve ark 2012, Koutsoukis ve ark 2015). Yapılan bir çalışmaya göre hastaların, lazer sinterle yapılan hareketli bölümlü protezlerin rahatlığından, çiğneme etkinliğinden, temizlenebilirliğinden ve ağız sağlığı açısından oldukça memnun olduğu, en önemli etkisinin ise stabilitesinin ve tutuculuğunun olduğu bildirilmiştir (Almufleh ve ark 2018).

Lazer sinterde hareketli bölümlü protezlerin iskeletlerinin tasarlanması; ana bağlayıcıların, minör bağlayıcıların ve kroşelerin tasarımı olacak şekilde yapılır. İskeletlerin her bir parçası, doğru tasarımı ve doğru kalınlıkta yapılmalıdır. İskeletlerin düzensiz şekillerinin çokluğu nedeniyle tasarımı ve üretimi hem karmaşık bir hal almaktadır hem de işlemler uzun sürmektedir (Bilgin ve ark 2016).

Ana bağlayıcı üretimi için SLM yönteminin kullanıldığı araştırmada bilateral dişsiz sonlanan mandibular eneden ölçü alınarak model elde edilmiş ve bu model de 3D tarayıcıyla taranmıştır. Bilgisayara aktarılan çenede, ana bağlayıcıların tasarımları yapılarak SLM yöntemiyle üretimi gerçekleştirilmiştir. Üretilen ana bağlayıcıların üzerindeki bazı alanlarda pöröziteye rastlanmıştır. Ancak model üzerinde ve ağız üzerinde iyi bir adaptasyon görüldüğü için zararlı olarak düşünülmediği, ayrıca elde edilen sonuçların geleneksel yöntemlerle kıyaslandığında oldukça tatmin edici olduğu bildirilmiştir (Han ve ark 2010). Çalışmamızda döküm yöntemi ile üretilen ana bağlayıcıların lazer sinterle üretilenlere göre deformasyon miktarlarının daha düşük ve deformasyona daha dirençli olduğu belirlenmiş ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olduğu tespit edilmiştir.

Jevremovic ve ark (2011), geleneksel döküm ve SLM yöntemini kullandıkları çalışmalarında, Co-Cr alaşımların sitotoksisitelerini, fibroblast hücrelerini kullanarak hücrelerin büyüme inhibisyonunu değerlendirmişlerdir. Her iki yöntemde de renk değişikliği ve lekelenmelerin yoğunluğunda bir değişiklik gözlenmemiş olup bu

sonuçla SLM yöntemi ile oluşturulan ana bağlayıcıların sitotoksik bir potansiyel göstermediği sonucuna varılmıştır. Yine Jevremovic ve ark (2012), başka bir çalışmalarında SLM yöntemi ile ürettikleri Co-Cr alaşımların mekanik özelliklerini incelemişlerdir. Bu sonuca göre SLM yöntemiyle üretilen metallerin çekme dayanımlarının ve dayanıklılıklarının oldukça yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Wu ve ark (2012), Kennedy Sınıf III olan modeli tarayıcı sistemlerle tarayarak bilgisayar üzerinde model elde etmişler ve bu model üstünde hareketli bölümlü protez elemanları olan tırnakları, kroşeleri, akril için retansiyon alanlarını ve ana bağlayıcıyı tasarlamışlardır. Tasarladıkları bu bileşenleri daha sonra bilgisayar üzerinde oluşturdukları bir kütüphaneye aktarmışlardır. Tasarlanan hareketli bölümlü protez iskeleti, hızlı üretim (rapid prototyping) yöntemiyle elde edilip model üzerine yerleştirilmiş ve modele olan uyumunun oldukça iyi olduğu bildirilmiştir. Gelecekte tasarlanan iskeletlerin daha basit ve ayarlanabilir hale gelmesi için evrensel bir kütüphane oluşturulması gerektiğini, oluşturulan bu veri tabanından hekimlerin ve teknisyenlerin istedikleri protez bileşenlerini rahatlıkla kendilerine göre ayarlayıp seçebileceklerini ve böylelikle üretimin hızlanacağını ve maliyetlerin oldukça düşeceğini belirtmişlerdir.

Yetmiş beş yaşında bilateral dişsiz sonlanan Kennedy Sınıf I bayan hasta üzerinde yapılan bir çalışmada, SLM yöntemiyle iskelet üretilmiş, üretilen iskelet üzerinde hafif yüzey pörözitesi görülmesine rağmen bunun normal işlevi etkilemeyeceği söylenmiş ve ağız içerisindeki uyumunun başarılı olduğu belirtilmiştir. Bilgisayar üzerinde model tasarlamının yaklaşık 40 dakika olduğu ve bu uzun uygulama süresinin sanal bir kütüphane oluşturularak, verilerin buradan hızlıca çekilmesiyle minimuma indirileceği açıklanmıştır (Williams ve ark 2006).

Hareketli bölümlü protez iskeletinin Co-Cr alaşımından ve SLM yöntemiyle üretildiği bir çalışmada, üretiminin ardından tesfiye ve polisajı yapılan iskelet, hasta ağzına takılarak kontrol edilmiş ve uyumunun oldukça iyi olduğu bildirilmiştir. Ayrıca kullanılan tırnakların oturumunun ve kroşelerin retansiyonunun mükemmel olduğu, hasta kullanımının da oldukça rahat olduğu belirtilmiştir (Bibb ve ark 2006). Bizim çalışmamızda, standardizasyonun bozulmaması için tesviye ve polisaj işlemleri yapılmamıştır.

Bibb ve ark (2006)' nın Kennedy Sınıf I olan bayan hasta üzerinde yaptıkları bir başka çalışmada, hızlı üretim (rapid prototyping) yöntemiyle Co-Cr alaşımdan ürettikleri iskeletin uyumunun tatmin edici olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca gelecekte daha çok klinik araştırma yapılarak, SLM gibi direkt üretim yapabilen yöntemlerin kullanılması ile döküm aşamasının ve ona bağlı oluşabilen hataların ortadan kalkacağını bildirmişlerdir.

Guo-dong ve ark (2009)' da, hızlı üretim (rapid prototyping) yöntemiyle yaptıkları çalışmada, Co-Cr alaşımdan ürettikleri iskeletin hasta ağızına başarılı bir şekilde oturduğunu ve kabul edilebilir bir uyum olduğunu göstermişlerdir.

Mandibular ve maxillar parsiyel çeneler üzerinde yapılan bir araştırma da Chen ve ark (2011)' ları çenelerden ölçü alarak model elde etmişlerdir. Elde edilen modeller bilgisayara aktararak burada iskeletlerin tasarımları yapılmış ve daha sonra üretimi SLM yöntemiyle gerçekleştirmişlerdir. Üretilen iskeletlerin alçı model üzerine olan pasif uyumunun oldukça iyi olduğu ve bu yöntemle üretilen iskeletlerin hassasiyetlerinin klinik uygulamalardaki ihtiyaçları geleneksel üretimlerdeki gibi karşılayacağı belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda da lazer sinter yöntemiyle üretilen palatal bantın deformasyon miktarlarının döküm yöntemine göre benzer olduğu ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı bulunmuştur.

Bu çalışmada bazı limitasyonlar mevcuttur. Bulduğumuz sonuçlar sadece tasarladığımız iskelet benzeri geometriye aittir. Diş eksiklerinin ve rezidüel kreterlerin formlarının farklı şekilde olması, horizontal yöndeki bükülmelerin değişikliğine neden olabilmektedir. Buna ek olarak test platformumuzda, dişleri ve rezidüel kreterleri temsil edecek analoglar olmadığı için ağız içerisindeki koşullar tam olarak simüle edilememiş, dolayısı ile in vivo koşullar tam olarak test edilememiştir. Ürettiğimiz ana bağlayıcılara yorgunluk testi uygulamadığımız için uzun dönem ağız içinde kullanım sonucunda deformasyon dirençlerinin nasıl etkileneceği belirlenememiştir.

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Lazer sinter ve geleneksel döküm yöntemiyle üretilen ana bağlayıcıların deformasyonlarının incelendiği çalışmanın sonuçları aşağıdaki gibidir:

1. Alt çenede, geleneksel döküm yöntemi ile üretilen ana bağlayıcıların ortalama deformasyon miktarlarının lazer sinter yöntemi ile üretilenlere göre daha düşük olduğu tespit edildi.
2. Hem lazer sinter hem de döküm yöntemiyle üretilen ve test edilen alt çene ana bağlayıcılarında deformasyona en dirençli ana bağlayıcı lingual plak bulundu.
3. Döküm ve lazer sinter yöntemi ile üretilen palatal bantın deformasyon miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.
4. Test edilen ana bağlayıcı tipleri arasında deformasyona direnci en yüksek olan ana bağlayıcı döküm yöntemi ile üretilen lingual plak olarak tespit edildi.
5. Alt çene ana bağlayıcılarından olan lingual barlar karşılaştırıldığında 4x1,7 mm'lik lingual barın, 5x1,5 mm'lik lingual bara göre deformasyona direncinin daha yüksek olduğu tespit edildi.
6. Deformasyona direnç açısından 5x1,5 mm olan lingual bar ana bağlayıcı yerine çapı daha kalın olan 4x1,7 mm'lik lingual bar tercih edilmelidir.

Bu sonuçlar çerçevesinde; gingival marjinle ağız tabanı arasında yeterli mesafenin olmadığı durumlarda deformasyon direncinin yüksek olması nedeniyle lingual plak olan ana bağlayıcının tercih edilmesi önerilir. Yeterli mesafenin ve hasta konforunun ön planda olduğu durumlarda ise 4x1,7 mm'lik lingual barın kullanılmalıdır.

Deformasyon dirençleri nispeten düşük olan alt çene ana bağlayıcılarda deformasyon direncinin yüksek olması nedeniyle geleneksel döküm yöntemiyle üretilen farklı tipteki iskeletlerin tercih edilmelidir.

Farklı uzunluk ve çaptaki alt çene lingual barlar değerlendirildiğinde, barın kalın olmasının, uzun olmasına göre deformasyona direnci artırdığı belirlenmiştir. Alt çenenin daha fazla yük veya stres altında kaldığı durumlarda, alt çene ana bağlayıcılarında 4x1,7 mm'lik lingual bar tercih edilmelidir.

Lazer sinter yöntemiyle üretilen palatal bant, döküm yöntemiyle üretilenle karşılaştırıldığında lingual barlar kadar riskli değildir ve üst çene ana bağlayıcı olarak kullanılabilir.



6. KAYNAKLAR

- Acikalin A, Budak N, Ucar Y, 2011. Geleneksel Döküm ve Kopya Milleme Yöntemleri ile hazırlanan Metal Alt Yapılarının İç Uyumlarının Karşılaştırılması. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara, 28: 169-76.
- Adıgüzel Ö, 2010. Sonlu elemanlar analizi: Derleme. Bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. Dicle Diş Hek. Derg., 11(1): 18-23.
- Almufleh B, Emami E, Alageel O, Melo F, Seng F, Caron E, Nader S, 2018. Patient satisfaction with laser-sintered removable partial dentures: A crossover pilot clinical trial. J Prosthet Dent ;119:560-7.
- Anusavice K, 2003. Dental Ceramics. Philips' Science of Dental Materials., 11th ed. Saunders, St Louis: Elsevier Health Sciences; p.655-719.
- Anusavice K, 2003. Phillips' Science of Dental Materials. 11th Ed, San Antonio: Saunders, p.
- Apak S, Özüğür B, Korkut İ, Şeker U, 2010. Farklı hızlı prototipleme cihazlarında üretilen parçaların üretim zamanı ve maliyet açısından karşılaştırılması. 2. Ulusal tasarım imalat ve analiz kongresi. Balıkesir; 354-363.
- Aridome K, Yamazaki M, Baba K, Ohyama T, 2005. Bending properties of strengthened Ti-6Al-7Nb alloy major connectors compared to Co-Cr alloy major connectors. J Prosthet Dent, 93, 3, 267-73.
- Asgar K, 1988. Casting metals in dentistry: Past-Present-Future. Adv Dent Res; 2:33-43.
- Aydınlık E, 1979. Kroşe tutuculu protezler, Dr. İbrahim çağlayan mezuniyet sonrası eğitimi ve bilimsel teknik araştırma vakfı yayınları, Ankara, p.
- Azeez G, Nagas I, 2017. Protetik Diş Hekimliğinde Kullanılan Metal Üretim Tekniklerinde Güncel Gelişmeler. EU Dis Hek Fak Derg.
- Baltag I, Watanabe K, Miyakawa O, 2005. Internal porosity of cast titanium removable partial dentures: influence of sprue direction and diameter on porosity in simplified circumferential clasps. Dent Mater, 21, 530-37.
- Ben-Ur Z, Matalon S, Aviv I, Cardash HS, 1989. Rigidity of major connectors when subjected to bending and torsion forces. J Prosthet Dent, 62, 5, 557-62.
- Ben-Ur Z, Mijiritsky E, Gorfil C, Brosh T, 1999. Stiffness of different designs and cross-sections of maxillary and mandibular major connectors of removable partial dentures. J Prosthet Dent 81(5):526-32.
- Berger J, Driscoll C, 2006. Rehabilitation of a spark erosion prosthesis: a clinical report. J Prosthodont; 15: 113-116.
- Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D, 2008. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. Br Dent J; 204: 505-511.
- Bibb R, Eggbeer D, Williams R, 2006. Rapid manufacture of removable partial denture frameworks. Rapid Prototyping Journal 12/2, 95-99.
- Bibb R, Eggbeer D, Williams R, 2006. Trial fitting of a removable partial denture framework made using computer-aided design and rapid prototyping techniques. Proc Inst Mech Eng H ;62:793-797.
- Bilgin M, Baytaroğlu E, Erdem A, Dilber E, 2016. A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. Eur J Dent ;10:286-91.
- Boucher LJ, 1992. The mesial rest I-bar clasp. J Prosthet Dent, 68, 5, 866-7.
- Bridgeport D, Brantly W, Herman P, 1993. Cobalt-Chromium and Nickel-Chromium Alloys for Removable Prosthodontics, Part 1: Mechanical Properties. J Prosthodont; 2: 144- 150.
- Can G, 1981. Üst Çene Kennedy Sınıf II Modifikasyon 1 Vakalarında Farklı Ana Bağlayıcılarla Fonksiyonel Kuvvetler Altında Oluşan Yüklerin İncelenmesi, A.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi, Total-Parsiyel Protez Kürsüsü Doçentlik Tezi, Ankara.

- Can G, Akaltan F, 2014. Hareketli Bölümlü Protezler: Planlama, Rota Tıp Yayınları, 1.Baskı, Ankara, Böl: 1-3-4, p.
- Carr A, McGivney G, Brown D, 2005. McCracken's Removable Partial Prosthodontics, Elsevier Mosby, p.
- Chen G, Zeng X, Wang Z, Guan K, Peng C, 2011. Fabrication of Removable Partial Denture Framework by Selective Laser Melting. *Advanced Materials Research Vols 317-319*.
- Cheng L, Luk H, Chu F, Chai J, Chow T, 2006. Comparison Of The Retentive Characteristics Of Cobalt-Chromium And Commercially Pure Titanium Clasps Using A Novel Method. *Int J Proshodont*, 19(4), 371-72.
- Chua C, Teh S, Gay R, 1999. Rapid prototyping versus virtual prototyping in product design and manufacturing. *Int J Adv Manuf Tech*; 15: 597-603.
- Combe E, 1986. Notes on Dental Materials, Churchill Livingstone, 5th ed. Edinburgh, London, Melbourne, New York, p.
- Craig's, 2000. Dental Materials, Properties and Manipulation, 7th ed. Harcourt Private Limited; p.221-41, p.
- Craig R, Ward M, 1996. Restoratic Dental Materials, 10th ed. Mosby-Year Book, St Louis, Baltimore, Boston, p.
- Craig RG, Marcus L, E W, 1997. Restorative dental materials, 10th ed, C.V. Mosby Co., St Louis, p.
- Çalikkocaoğlu S, 1981. Bölümlü Protezler, Kudret Matbaası, İstanbul, p.
- Çalikkocaoğlu S, 2010. Tam Protezler, Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği, 5. Baskı, İstanbul, p.
- Çelik G, Karakoç F, Çakır M, Duysak A, 2013. Hızlı prototipleme teknolojilerive uygulama alanları. *Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*; 31: 53-70.
- Ersoy E, 1989. Sabit protez alaşımları. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Der*, 16(3), 539-542.
- Erten M, Yağmur L, 1997. Hızlı Prototip Üretim Teknolojileri. *Makina ve Metal Dergisi*, Sayı 67, Temmuz www.infotron.com.tr/tersinemuhendislik.
- Eto M, Wakabayashi N, Ohyama T, 2002. Finite element analysis of deflections in major connectors for maxillary RPDs. *Int J Prosthodont* 15(5):433-438.
- Gates W, Diaz-Arnold A, Aquilino S, Ryther J, 1993. Comparison of the adhesive strength of a BİS-GMA cement to tin-plated and non-tin-plated alloys. *J Prosthet Dent*, 69, 12-16.
- Gebhardt A, Schmidt F, Hötter J, Sokalla W, Sokalla P, 2010. Additive manufacturing by selective laser melting the realizer desktop machine and its application for the dental industry. *Phys Procedia*;5:543-9.
- Graber G, Haensler U, Wiehl P, Rateitschak K, 1988. Removable Partial Dentures, Thieme, p.
- Green L, Hondrum S, 2003. The effect of design modifications on the torsional and compressive rigidity of U-shaped palatal major connectors. *J Prosthet Dent* ;89:400-7.
- Guess P, Bonfante E, Silva N, Coelho P, Thompson V, 2013. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dent Mater*; 29:307-16.
- Guo-dong Y, Wen-he L, Ning D, Leilei Y, Yi-guo G, 2009. The Computer-aided Design and Rapid Prototyping Fabrication of Removable Partial Denture Framework. 2nd IEEE International Conference, Beijing, China.
- Han J, Wang Y, Lü P, 2010. A preliminary report of designing removable partial denture frameworks using a specifically developed software package. *Int J Prosthodont* ;23:370-375.
- Hauser C, Childs T, Taylor C, Badrossamay M, 2003. Direct selective laser sintering of tool steel powders to high density, Part A: Effect of laser beam width and scan strategy. *Proceedings of the Solid Freeform Fabrication Symposium*, Bingley, UK, August: 644-655.
- Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L, 1997. CAD/CAM-Fillings of the future? *Int Dent J*; 47: 247-258.
- İnan M, Sönmez F, 1998. Cisimlerin Mukavemeti, Cihan Matbaası, 6. Baskı, İstanbul, Böl:1., p.

- JacobJo L, 2011. Spark erosion process: An overview. *J Dent Imp*, 1: 2-6.
- Jepson N, 2011. *Hareketli Bölümlü Protezler*, Quintessence Yayıncılık, İstanbul, p.
- Jevremović D, Kojić V, Bogdanović G, Puškar T, Eggebeer D, Thomas D, Williams R, 2011. A selective laser melted Co–Cr alloy used for the rapid manufacture of removable partial denture frameworks – initial screening of biocompatibility. *J. Serb. Chem. Soc.* 76 (1) 43–52.
- Jevremovic D, Puskar T, Kosec B, Vukelic Đ, Budak I, Aleksandrović S, Egbeer D, Williams R, 2012. The Analysis Of The Mechanical Properties Of F75 Co-Cr Alloy For Use In Selective Laser Melting (SLM) Manufacturing Of Removable Partial Dentures. *METALURGIJA* 51,2, 171-174.
- Jones J, Garcia L, 2013. *Hareketli Bölümlü Protezler*, Klinisyenin Rehberi, Dentsem Yayınları, İstanbul.
- Kahvecioğlu S, 2006. Dört ayrı tip metal yüzeye uygulanan farklı adeziv primerlerin, yapıştırıcı simanın makaslama bağlanma dayanımına etkisinin incelenmesi, Doktora Tezi, S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, Türkiye.
- Kesmezacar B, Gaucher H, 2015. Are the methods of fabricating partial dentures changing from stone age to the digital age? *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*; 1: 53-59.
- Kononen M, Rintanen J, Waltimo A, Kempainen P, 1990. Titanium framework removable partial denture used for patients allergic to other metals, a clinical report and literature review. *J Prosthet Dent*, 73,4-7.
- Koutsoukis T, Zinelis S, Eliades G, Al-Wazzan K, Rifaiy M, Jabbari YA, 2015. Selective laser melting technique of Co-Cr dental alloys: a review of structure and properties and comparative analysis with other available techniques. *J Prosthodont* 24:303-12.
- Kratochvil FJ, 1988. *Partial Removable Prosthodontics*, USA: W. B. Saunders Company, Chapter 2, p.
- Kruth J-P, Leu M, Nakagawa T, 1998. Progress in additive manufacturing and rapid prototyping. *CIRP Ann-Manuf Techn*; 47: 525-540.
- Kumar K, Preeti S, Savadi R, Patel R, Vinod V, John J, 2012. Deflections in Mandibular Major Connectors: A FEM Study. *J Indian Prosthodont Soc* 13(4):560–570.
- LaVere A, Krol A, 1973. Selection of major connectors for the extension-base removable partial denture. *J. Prosthet. Dent.* 30: 102-105.
- Liu Q, Leu M, Schmitt S, 2006. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *Int J Adv Manuf Tech*; 29: 317-335.
- Manav Ö, 2000. İki farklı rövetmanla dökülmüş titanyum örnekler üzerinde ‘‘alfa case’’ tabakasının incelenmesi, Doktora Tezi, G.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Türkiye.
- May K, Russell M, Razzoog M, Lang B, 1993. The shear strength of polymethyl methacrylate bonded to titanium partial denture framework material. *J Prosthet Dent* 70,410-3.
- McGivney GP, Castleberry DJ, 1989. *McCracken’s Removable Partial Prosthodontics*, 8th Ed. USA: The C.V. Mosby Company, Chapter 1, p.
- Messer R, Lucas L, 2000. Cytotoxicity of nickel-chromium alloys: bulk alloys compared to multiple ion salt solutions. *Dent Mater*; 16: 207-212.
- Munz O, 1956. Photo-Glyph recording. US Patent,; #2, 775, 758.
- Naylor W, 1992. *Introduction to Metal Ceramic Technology*, Chicago: Quintessence Publishing Co.Inc.,
- Naylor W, 2009. Fundamentals of spruing, investing and casting, In: Naylor WP, ed. *Introduction to Metal-Ceramic Technology*. 2nd ed. Hanover Park-Illinois, Quintessence Publishing Co Inc; 2009. p.83-107., p.
- O'Brien W, 1997. *Dental Materials and their selection*, 2nd ed. Quintessence Pub. Co, Inc., Chicago, USA., p.
- O'Brien W, 2002. *Dental Materials and Their Selection*, 3rd ed. Quintessence Pub. Co. Inc, Chicago, p.

- O'Brien W, 2008. *Dental Materials and Their Selections*, Quintessence Publishing Co., Inc., 4th Ed., Chicago, USA, Ch:4-6., p.
- Ogata K, Okunishi M, Miyake T, 1993. Longitudinal studies on forces transmitted from denture base to retainers of lower distal-extension removable partial dentures with conus crown telescopic system. *J. Oral Rehabil.*, 20: 69-77.
- Overmeyer L, Neumeister A, Kling R, 2011. Direct precision manufacturing of three-dimensional components using organically modified ceramics. *CIRP Ann Manuf Technol*; 60: 267-70.
- Owen C, 2000. *Fundamentals of Removable Partial Dentures*, University of Cape Town Press, p.
- Phillips RW, 1991. *Science of Dental Materials*, 9th Ed. USA: W. B. Saunders Company, Chapter 3.
- Rodrigues R, Ribeiro R, Mattos M, Bezzon O, 2002. Comparative study of circumferential clasp retention force for titanium and cobalt-chromium removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 88(3), 290-6.
- Rübeling G, 1999. New techniques in spark erosion: The solution to an accurately fitting screw-retained implant restoration, *Quintessence Int*; 30: 38-48, p.
- Sağlam S, 1997. Döküm ve döküm dışı yolla elde edilen titanyumun 3 farklı titanyum porseleni ile farklı atmosfer koşullarında fırınlanmasının bağlantı üzerine etkilerinin değerlendirilmesi, Doktora Tezi, A.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Türkiye.
- Santos E, 2003. Processing of pure titanium by selective laser melting. Master Degree Dissertation, Graduate School of Engineering Science, Osaka University.
- Santos E, Osakada M, Laou T, 2006. Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *International Journal of Machine Tools & Manufacture*; 46: 1459-1468.
- Santos E, Shiomi M, Osakada K, Abe F, 2004. Microstructure and mechanical properties of pure titanium models fabricated by selective laser melting. *Journal of Mechanical Engineering Science, Part C, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, ImechE* 218,; 711-719.
- Shaah V, 1998. *Handbook of Plastics Testing Technology*, 2nd Ed. USA: John Wiley&Sons, Inc., Chapter 2., p.
- Shillinburg H, Hobo S, 1981. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 2nd. Ed, Quintessence Publishing Co, Chicago, p.
- Sofu M, Delikanlı K, 2006. Hızlı direkt imalat yöntemleri ve uygulamaları. TİMAK-Tasarım İmalat Analiz Kongresi.: 194-200.
- Sood A, Ohdar R, Mahapatra S, 2012. Experimental investigation and empirical modelling of FDM process for compressive strength improvement. *J Adv Res*; 3: 81-90.
- Srimanepong V, Yoneyama T, Wakabayashi N, Kobayashi E, Hanawa T, Doi H, 2004. Deformation Properties of Ti-6Al-7Nb Alloy Castings for Removable Partial Denture Frameworks. *Dental Materials Journal* 23(4): 497-503.
- Stratton R, Wiebelt F, 2011. *Hareketli Bölümlü Protez Planlama Atlası*, Quintessence Yayıncılık, İstanbul, p.
- Şakar O, 2015. *Removable Partial Dentures: A Practitioners' Manual*, Springer International Publishing, p.
- Toksavul S, Yılmaz G, 2006. Bölümlü Protezler, E.Ü.Diş Hek. Fak. Yayınları, 2. Baskı, İzmir, Böl:3-4, p.
- Tolochko N, Mozzharov S, Yadroitsev I, Laoui T, Froyen L, Titov V, Ignatiev M, 2004. Balling processes during selective laser treatment of powders. *Rapid Prototyping Journal*;10(2):78-87.
- Traini T, Mangano C, Sammons R, Mangano F, Macchi A, Piattelli A, 2008. Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. *Dent Mater*; 24:1525-33.
- Ulusoy M, Aydın A, 2003. *Dişhekimliğinde hareketli bölümlü protezler*, Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, p.

- Ulusoy M, Aydın AK, 1988. Bölümlü Protezler, Ankara Üniversitesi Dis Hekimliği Fakültesi Yayınları, 13. Baskı, Ankara, Bölüm 10, p.
- Ulusoy M, Aydın K, 2005. Bölümlü Protezler, Ankara Üniversitesi Basımevi s.: 81-82, Ankara, p.
- Ulusoy M, Aydın K, 2010. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler, Ankara Üniv. Diş Hek. Fak. Yayınları, 2. Baskı, Ankara, Cilt 1-2, p.
- Üçtaşlı S, Wilson H, Zaimoğlu L, 1993. Variables affecting the fracture toughness of resin-based inlay/onlay systems. *J Oral Rehab*;20:423-31.
- VanNoort R, 2012. The future of dental devices is digital. *Dent Mater*;28:3-12.
- Walter R, Brudvik J, Raigrodski A, Mancl L, Chung K, 2010. A comparison of the rigidity of five mandibular major connectors for partial removable dental prostheses via load deflection. *J Prosthet Dent*, 104, 3, 182-90.
- Walter R, Brudvik S, Raigrodski A, Mancl L, Chung K, 2009. A comparison of the rigidity of five mandibular major connectors for partial removable dental prostheses via load deflection. *J Prosthet Dent* 2010;104:182-190.
- Willer J, Rossbach A, Weber H, 1998. Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *J Prosthet Dent*; 80:346-53.
- Williams R, Bibb R, Eggbeer D, Collis J, 2006. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent*; 96:96-9.
- Wu F, Wang X, Zhao X, 2012. A study on the fabrication method of removable partial denture framework by computer-aided design and rapid prototyping. *Rapid Protot J* ;18:318-323.
- Wu J, Yang Y, Wang C, Lee H, Du J, 2012. Effects of denture maintenance on satisfaction levels of Taiwanese elderly using removable partial dentures: a pilot study. *Gerodontology* 29:e458-63.
- Yavuzylmaz H, 1985. Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kronlar. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara.
- Yıldırım M, Bayındır F, 2013. Protetik diş tedavisinde hızlı prototip üretim teknolojileri. *Atatürk Üniv Dis Hek Fak Derg*; 23: 430-435.
- Zaimoglu A, Can G, 2004. Sabit Protezler, Ankara, Ankara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, p.
- Zaimoglu A, Can G, Ersoy E, Aksu L, 1993. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara, Bölüm: 3-11, p.

7. EKLER



GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR DEĞERLENDİRME KOMİSYONU

Sayı: 01

18.01.2018

Konu: 2018/01 sayılı komisyon kararları

Sayın, Prof.Dr.Serhan AKMAN

Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu'nun 11.01.2018 tarihinde yapılan 2018/01 sayılı toplantısında yürütücüsü olduğunuz **"Farklı Yöntemlerle Oluşturulmuş Ana Bağlayıcıların Deformasyonlarının Değerlendirilmesi"** konu başlıklı projenin, Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Yönergesi İlkelerine uygun olduğundan **"kabulüne"** oybirliği ile karar verildi.

Gereğini bilgilerinize saygılarımla rica ederim.

Prof.Dr.Nimet ÜNLÜ
Komisyon Başkanı



**GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
DEĞERLENDİRME KOMİSYONU**

Toplantı Sayısı : 01

Toplantı Tarihi : 11.01.2018

Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalından Prof.Dr.Serhan AKMAN ve aynı Anabilim Dalından Dt.Engin ÇETİN tarafından sunulan **Farklı Yöntemlerle Oluşturulmuş Ana Bağlayıcıların Deformasyonlarının Değerlendirilmesi** araştırma projesi 13 üyenin katılımı ile değerlendirildi.

Değerlendirme sonucunda, Projenin, Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Yönergesi İlkelerine uygun olduğundan **"kabulüne"** oybirliği ile karar verildi.

Prof.Dr.Nimet ÜNLÜ
Üye

Doç.Dr.İsa YONDEM
Üye

Doç.Dr.Nevin COBANOĞLU
Üye

Prof.Dr.Doğan DOLANMAZ
Üye

Prof.Dr.Sema S.HAKKI
Üye

Prof.Dr.Duygu FİNDİK
Üye

Prof.Dr.Ender ERDOĞAN
Üye

Prof.Dr.Hale ARLAYDINBELGE
Üye

Prof.Dr.Faruk AKGÜNLÜ
Üye

Prof.Dr.Sibel YILDIRIM
Üye

Doç.Dr.Mehmet AKIN
Üye

Doç.Dr.Hüsamettin VATANSEV
Üye

Prof.Dr.K.Hakan DOĞAN
Üye

8. ÖZGEÇMİŞ

18 Ağustos 1988 yılında doğdum. İlk ve orta öğrenimimi Zafer İlköğretim Okulu' nda tamamladım. Lise eğitimimi Şereflikoçhisar Anadolu Lisesi' nde tamamladım. Lisans eğitimime 2007 yılında Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi' nde başlayıp 2013 yılında mezun oldum. Uzmanlık eğitimime 2014 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı' nda başladım ve halen çalışmalarımı aynı bölümde sürdürmekteyim.

