



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**SEGMENTAL MANDİBULAR DEFEKTLERİNİN
TAMİRİNDE FARKLI REKONSTRUKSIYON
PLAKLARININ BİOMEKANİK DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Cihan BAYLAN

Samsun

Ocak-2019



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ DIŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**SEGMENTAL MANDİBULAR DEFEKTLERİNİN
TAMİRİNDE FARKLI REKONSTRUKSİYON
PLAKLARININ BİOMEKANİK DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Cihan BAYLAN

**Danışman
Prof. Dr. Bora ÖZDEN**

**Samsun
Ocak-2019**

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Cihan BAYLAN tarafından Prof. Dr. Bora ÖZDEN danışmanlığında hazırlanan Segmental Mandibular Defektlerinin Tamirinde Farklı Rekonstruksiyon Plaklarının Biomekanik Değerlendirilmesi başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 14/01/2019 tarihinde yapılan sınav ile Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalında DOKTORA Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan:

Prof. Dr. Bora ÖZDEN Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye:

Doç. Dr. Burcu BAŞ Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye:

Doç. Dr. Murat KURT Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye:

Doç. Dr. Fethi ATIL Kırıkkale Üniversitesi

Üye:

Dr. Öğr. Üyesi Koray Onur ŞANAL Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi

ONAY

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

.... / /

Prof. Dr. Ahmet Uzun
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bana yol gösteren, deneyimlerini aktaran ve bu tez çalışmamın gerçekleşmesinde yoğun temposuna rağmen vakit ayıran danışman hocam sayın Prof. Dr. Bora ÖZDEN'e

Tezime olan katkılarından ötürü tez izleme komitesinde bulunan hocalarım sayın Doç. Dr. Burcu BAŞ ve Doç. Dr. Murat KURT'a

Tezimin desteğini sağlayan OMÜ Proje Yönetim Ofisi çalışanlarına ve özellikle Selma KURT hanıma

Çalışmamın biomekanik test aşamasında yardımcı olan sayın Doç. Dr. Kemal YILDIZLI, Araştırma Görevlisi Görkem DENGİZ, Kadir KAYA ve Erkan ÖZTÜRK'e

Zor zamanlarımda desteklerini esirgemeyen Dr. Dt. Damla TORUL, Dr. Dt. Eren YILMAZ, Dt. Hasan Can AKGÜN ve Dt. Metehan KESKİN'e

Doktora eğitimimde katkıları olan Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı hocalarıma,

Bölümde bulunan diğer asistan arkadaşlarım ve personele,

Rekonstrüksiyon plaklarının yapımı için Bahadır Cerrahi Aletler firmasına,

Tezimin baskı aşamasında yardımlarını esirgemeyen Halil İbrahim ATASOY'a

Hayatımın en zor zamanında tanıştığım ve desteğini hiç esirgemeyen değerli Dt. Ahmet LENGERLİ'ye

Hayatım boyunca en büyük desteği sağlayan annem ve babam Ayşe ve Kerim BAYLAN'a abim Yücel ve kardeşim Kübra BAYLAN'a

Lisans ve doktora eğitimim boyunca yanımda desteğini esirgemeyen, tüm sevinç ve üzüntülerimi paylaşan sevgili eşim Fatma Betül BAYLAN'a en içten teşekkürlerimle...

Bu çalışma, ile Ondokuz Mayıs Üniversitesi tarafından PYO.DİS.1904.18.001 proje numarası desteklenmiştir.

ÖZET

SEGMENTAL MANDİBULAR DEFEKTLERİNİN TAMİRİNDE FARKLI REKONSTRUKSİYON PLAKLARININ BİOMEKANİK DEĞERLENDİRİLMESİ

Amaç: Sentetik poliüretan mandibula modellerinde standartize edilmiş iki farklı boyuttaki lateral segmental defektlere uygulanan farklı rekonstrüksiyon plaklarının biomekanik değerlerinin incelenmesidir.

Materyal ve Metot: 35 adet sentetik poliüretan mandibula modelleri kontrol ve altı adet çalışma grubu olmak üzere toplam yedi gruba ayrıldı. Kontrol grubunda herhangi bir defekt oluşturulmazken çalışma gruplarında uygulanan açılı, düz ve kendi dizaynımız olan 316-L paslanmaz çelik rekonstrüksiyon plaklarının üç ve altı delik mesafelerinde olacak şekilde lateral segmental defektler oluşturulup vida ile fikse edildi. Modellere servohidrolik test ünitesinde kesici dişler bölgesinden kuvvet uygulanıp meydana gelen yer değiştirme miktarı kaydedildi. Sonuçlar istatistiksel olarak incelendi.

Bulgular: Yapılan biomekanik testler sonucunda dizayn açısından incelemede defekt boyutu 3 delik mesafede sabit tutulduğunda 2 mm deplasman değerinde G1-G4 arasında; 12 mm deplasman değerinde G1-G3 arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. Defekt boyutu 6 delik mesafede sabit tutulduğunda ise 2 mm deplasman değerinde G1-G5 ve G1-G6 arasında; 10 mm deplasman değerinde G1-G7 arasında; 12 mm deplasman değerinde G1-G6 ve G1-G7 arasında istatistiksel olarak anlamlı fark izlendi. Defekt boyutu arttırıldığında G2-G5 ve G3-G6 arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamazken; G4-G7 arasında 2 mm, 4 mm, 8 mm, 10 mm ve 12 mm deplasman değerlerinde istatistiksel olarak fark bulunmaktadır.

Sonuç: Yapılan bu tez çalışması sonucunda defekt boyutuna göre plak dizaynlarının birbirleri arasında fark bulunmazken fakat kontrol grubuna göre farklılık bulunmaktadır. Kendi dizaynımız olan plak grubunun diğer gruplarla karşılaştırıldığında aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmasa da kuvvete daha dirençli olduğu anlaşılmıştır ve greft fiksasyonu için daha stabil sonuçlar vereceğine inanmaktayız.

Anahtar Kelimeler: Rekonstrüksiyon plağı; Biomekanik; Mandibular rekonstrüksiyon; Poliüretan mandibula; Mandibular rezeksiyon

Cihan BAYLAN, Doktora Tezi
Ondokuz Mayıs Üniversitesi-Samsun, Ocak-2019

ABSTRACT

BIOMECHANICAL EVALUATION OF DIFFERENT RECONSTRUCTION PLATES FOR BRIDGING SEGMENTAL MANDIBULAR DEFECTS

Aim: The aim of this study was to investigate the biomechanical values of different reconstruction plates applied to the lateral segmental defects of two different sizes standardized synthetic polyurethane mandible models.

Material and Methods: 35 synthetic polyurethane mandible models were divided into seven groups as a control and six study groups. While no defect was created in the control group, lateral segmental defects were formed at three and six hole distances of straight, angled and our own design 3D-reconstruction plates and fixed by means of screws in study groups. The force was applied to the models from the incisor teeth region, in the servohydraulic test unit and the resulting displacement was recorded. Results were statistically analyzed.

Results: As a result of the biomechanical tests, in the evaluation regarding design there was a statistically significant difference at 12 mm displacement value between G1-G3 when the defect stabilized at a distance of 3 holes. When the defect size is kept constant at 6-hole distance, statistically significant difference at 2 mm displacement values G1-G5 and G1-G6, at 10 mm displacement value between G1-G7 and, at 12 mm displacement value between G1-G6 and G1-G7 was observed. When defect size was increased, while no statistically significant difference was found between G2-G5 and G3-G6, a statistically significant difference at 2 mm, 4 mm, 8 mm, 10 mm and 12 mm displacement values was observed between G4 and G7.

Conclusion: As a result of this thesis, it was observed that plate designs did not differ according to the defect size. But there is a difference according to the control group. Although there is no statistically significant difference between our own 3D-design plate group compared to the other groups, it is observed that our own 3D-design plate found to be more resistant to strength and we believe that it can provide more stable results for the graft fixation.

Keywords: Reconstruction plate; Biomechanics; Mandibular reconstruction; Polyurethane mandible; Mandibular resection

Cihan BAYLAN, Ph. D. Thesis
Ondokuz Mayıs University-Samsun, January-2019

SİMGELER VE KISALTMALAR

3D	: 3 boyutlu
%	: Yüzde
<	: Küçük
ark	: Arkadaşları
ASIF	: Avusturya İsviçre Osteosentez Çalışma Grubu
cm	: Santimetre
E	: Elastiklik Modülü
ϵ	: Gerinim
ϵ_x	: Birincil Gerinim
ϵ_y	: İkincil Gerinim
G	: Kayma Modülü
GPa	: Gigapaskal
Mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal
MR	: Manyetik Rezonans
N	: Newton
Nm⁻²	: Newton metrekare
O	: Gerilme
Pa	: Paskal
SSRO	: Sagittal Split Ramus Osteotomisi
TDDO	: Transport Disk Distraksiyon Osteogenezi
TiO₂	: Titanyumdioksit
ν	: Poisson Oranı
τ	: Kayma Gerilmesi
Y	: Kayma Gerinimi

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Mandibula Anatomisi	3
2.2 Mandibular Rekonstrüksiyon.....	3
2.2.1. Mandibular Defekt Sınıflandırılması	4
2.2.2. Mandibular Rekonstrüksiyon Tarihçesi	5
2.2.3. Mandibular Rekonstrüksiyon Teknikleri	7
2.3. Mandibula Biyomekaniği	24
2.3.1. Temel Tanımlar.....	24
2.3.2. Mandibular Kemiğin Materyal Özellikleri	26
2.3.3. Mandibulanın Mekaniğini İncelemek İçin Yöntemler.....	27
3. MATERYAL VE METOD	29
3.1. Çalışma Planı	29
3.2. İstatiksel Değerlendirme	41
4. BULGULAR	42
4.1. Biomekanik Bulgular	42
4.1.1. Grup 1	42
4.1.2. Grup 2	45
4.1.3. Grup 3	48
4.1.4. Grup 4	51
4.1.5. Grup 5	54
4.1.6. Grup 6	57
4.1.7. Grup 7	60
4.2. İstatistiksel Bulgular	64
5. TARTIŞMA	76
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	87
KAYNAKLAR	89
ÖZGEÇMİŞ	102

1.GİRİŞ

Mandibula, oromaksillofasial bölgenin fonksiyon ve estetiğinde merkezi bir rol oynar. Mandibula hava yolu korumasında yer alır, dil, diş ve ağız tabanı kaslarının çiğnemeye, oklüzyona, yutkunmaya ve solunuma izin vermesi için destek sağlar. Mandibula ayrıca yüzün alt üçte birinin konturunu tanımlar. Mandibular devamlılıkta herhangi bir kesinti, sıklıkla hem kozmetik hem de fonksiyonel bir deformite ile sonuçlanır.

Mandibula rekonstrüksiyonu, mandibula defektlerinin belirli bir durumda rekonstrüksiyonu için vazgeçilmez tedavi olarak kabul edilir (Wong ve ark., 2010). Bununla birlikte, mandibular rekonstrüksiyona ihtiyaç, travma, enflamatuvar hastalıklar ve benign veya malign tümörler nedeniyle mandibular kemiğin kaybı ile belirlenir. Travma ve patoloji sonrası mandibular rekonstrüksiyon maksillofasial ve oral cerrahinin köşe taşlarından biridir. Başarılı rekonstrüksiyonun temel prensibi, stabil kemik ile mandibular devamlılığın yeniden oluşturulmasıyla elde edilebilecek ideal anatominin ve fonksiyonunun oluşturulmasını gerektirir. Mandibulanın rekonstrükte edilmiş bölümü, dental rehabilitasyona ve kabul edilebilir estetiğin oluşturulmasına izin vermek için yeterli alveolar sırt boyutuna sahip olmalıdır. Bu cerrahi başarıya ulaşmak için yüzyıllar boyunca cerrahlar çalışmıştır ve başarının bugüne kadar zor olduğu kanıtlanmıştır.

Mandibular rekonstrüksiyonda kullanılan yöntem, yeterli kemik gelişimi veya kemik kaybının olmaması ile sonuçlanan faktörlerden büyük oranda etkilenmektedir (Goh ve ark. 2008). Örneğin, segmental defektlerin rekonstrüksiyonu için tedavi seçenekleri, yumuşak doku flepleri olan veya olmayan mandibular rekonstrüksiyon plaklarını içerebilir. Diğer alternatifler vasküler olmayan otojen kemik grefti, vaskülarize serbest kemik flepleri, distraksiyon osteogenezi ve doku mühendisliğidir.

Günümüzde, serbest fibula flebi altı santimetreden daha fazla olan mandibular defekt rekonstrüksiyonunda altın standart olarak kabul edilmektedir ve başarı oranı % 95'e kadar ulaşmaktadır (Goh ve ark., 2008). Mandibular rekonstrüksiyon plaklarının kullanımı ve yumuşak doku flebi ile kaplanması vakaya uygun hastalar için rekonstrüktif bir seçenek olmaya devam etmektedir.

Bölgesel miyokütan flep ile kombine olarak veya çevredeki yumuşak dokuların çökmesiyle birlikte kemiğin gerçek yerine geçmeyen bir köprü rekonstrüksiyon plağı

(2.4 milimetre (mm) veya daha büyük), bikondiler eklem fonksiyonunu yeniden oluşturmak için lateral defektlerde hızlı ve etkili bir ölçüm olarak kullanılmıştır ve çiğneme işlevini optimize eder. Mandibular rekonstrüksiyon plağı ile immedat rekonstrüksiyon daha hızlı ve daha basit bir yöntem gibi görünmektedir. Ayrıca, yumuşak dokunun ve kalan mandibulanın stabilizasyonunu sağlar ve böylece ikincil rekonstrüksiyonu daha kolay hale getirir (Arias –Gallo ve ark. 2004).

Kemik grefti olmaksızın mandibulanın yer ve konturunu korumak için rekonstrüksiyon plaklarının kullanımı, sık karşılaşılan komplikasyonlara rağmen kötü sağlık veya ilerlemiş maligniteleri olan hastalar için endikedir. Mandibular rekonstrüksiyon plakları, defekti köprülemek, kalan segmentleri stabilize etmek ve oklüzyonu ve yüz konturunu korumak için mandibula alt sınırı boyunca uygulanan sert titanyum plakalardır. (Arias –Gallo ve ark., 2004).

Bu çalışma iki farklı boyutta standartize edilmiş lateral segmental defektlerde üç farklı mandibular rekonstrüksiyon plaklarının biomekanik değerlendirmesini amaçlamaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Mandibula Anatomisi

Mandibula yüz iskeletini oluşturan kemiklerin en büyüğü ve en sağlamıdır. Bu kemiğin sağ ve sol yarımaları doğumdan 1-2 yaşında symphysis mandibulae yoluyla birleşerek tek kemik haline gelir. Diğer yüz kemiklerine göre en fazla miktarda büyüme ve morfolojik olarak en fazla bireysel değişkenlik gösteren kemik yapısıdır. Mandibula corpus ve ramus mandibulae olmak üzere iki kısımdan meydana gelir. Bu iki bölümün birleşme noktası angulus mandibulae olarak adlandırılır. Her bir ramusun üst kısmında incisura mandibulae adı verilen bir çentik bulunur. Bu çentiğin ön kısmında processus coronoideus, arkasında ise processus condylaris adı verilen iki çıkıntı bulunmaktadır. Processus condylaris temporal kemikte bulunan fossa mandibularis ile eklem yapar. Mandibulanın iç yüzeyinde foramen mandibulae, canalis mandibularis ile öne doğru ilerler ve corpus mandibulaeye açılır. Canalis mandibularisten nervus, arteria, vena alveolaris inferior geçer. Corpusun üst kısmına pars alveolaris denilir ve bu kısım dişlerin yer aldığı arcus alveolaris oluşturur. Corpus mandibulaenin ön yüzündeki görülen kısma protuberantia mentalis adı verilir (Yıldırım, 2004).

2.2 Mandibular Rekonstrüksiyon

Benign tümörler, malign tümörler ve osteomyelit veya osteonekrotik mandibula sonucu mandibula rezeksiyonundan kaynaklanan mandibular rekonstrüksiyon cerrahlar için halen sorun teşkil etmeye devam etmektedir. Baş, boyun bölgesi malign tümörleri için ablatif cerrahiyi takiben oluşan geniş mandibular defektler hem formu hem de fonksiyonu olumsuz etkiler. Bu fonksiyonel ve estetik problemlerin üstesinden gelebilmek için multidisipliner bir yaklaşım gerekmektedir. Kabul edilebilir bir rekonstrüksiyon, genişlik, yükseklik, profil dahil olmak üzere yüz boyutlarının restorasyonunu gerektirir. Rekonstrüktif cerrahi optimal fonksiyonel ve estetik sonuçlar elde etmek için iskelet desteklerini yenileyebilmeli, dış/iç yumuşak dokuyu yenileyebilmeli, fistülleri ortadan kaldırmalı ve dental rehabilitasyon için bir temel oluşturabilmelidir (Kumar ve ark., 2016).

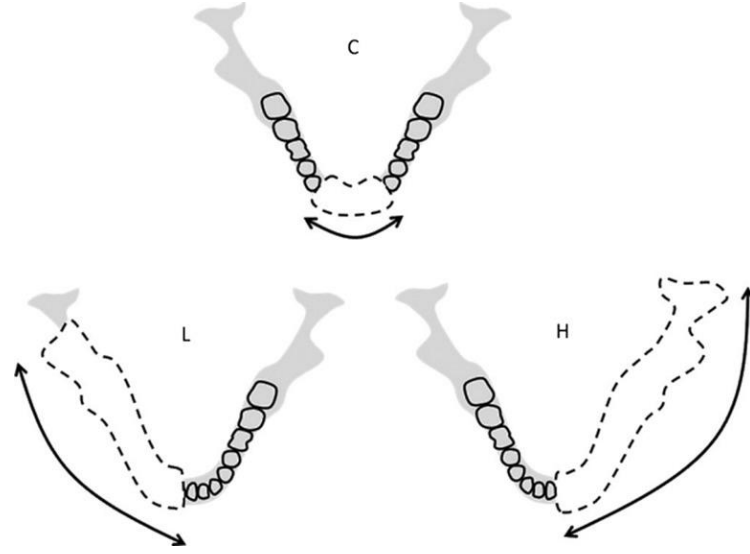
Mandibulanın çiğneme, yutkunma ve fonasyona katkısı iyi bilinmektedir. Mandibulanın yetersiz desteği bu fonksiyonları olumsuz etkileyecek ve buna ek olarak havayolu yetersizliğine ve aspirasyon problemlerine yol açacaktır. Yumuşak doku

rekonstrüksiyonunda yıllar içinde çok sayıda gelişme olmasına rağmen, mandibula devamlılığının rekonstrüksiyonu zorluk olmaya devam etmektedir. Çok sayıda kemik greftleme sistemi ve teknikleri, değişen derecelerde başarı ile tanımlanmıştır. Ablatif onkolojik cerrahiyi takiben mandibula rekonstrüksiyonu, ileri yaş, kötü sağlık, kötü beslenme, büyük yumuşak doku defektleri, önceki/eşzamanlı radyoterapi veya kemoterapi ya da daha önceki ablatif cerrahi ile sıklıkla daha zor hale gelmektedir. Sağlam mandibulanın korunması, bu alanın ameliyatı ile ilişkili morbiditeyi büyük ölçüde azaltmaktadır. Mandibulada tümör ilerlediğinde, rezeksiyon gereklidir; bununla birlikte, tümör yumuşak dokuya invaze olduğunda veya bu bulgular görüldüğünde, operasyon kararı çok daha karmaşıktır (Lydiatt, 1995).

2.2.1. Mandibular Defekt Sınıflandırılması

Mandibular defektler genellikle buldukları alan ve dereceleri ile isimlendirilir ve anterior mandibula, lateral mandibula, ramus ve kondili içeren defektlere ayrılabilir. Jewer ve ark. (1989), rekonstrüksiyon ve kompleksliğini yansıtmak üzere tasarlanmış bir sınıflama sistemi kullanmışlardır. Jewer sınıflandırması, mandibular defektlerin sınıflandırılmasında ve rekonstrüktif problemin karmaşıklığını vurgulamakta oldukça başarılı olmuştur.

- Her iki kanin diş dahil olmak üzere santral defektler "C" defekti olarak adlandırılır.
- Kondil dışındaki lateral segment defektleri "L" olarak adlandırılır.
- Kondil ve lateral mandibulanın birlikte olduğu defektlere hemimandibula defektleri "H" defekti olarak adlandırılır (Şekil 1).



Şekil 1. HCL sınıflandırması (Kumar ve ark.' dan, 2016)

Mandibular defektler bu harflerin sekiz farklı kombinasyonu ile ifade edilmektedir (C, L, H, LC, HC, LCL, HCL ve HH). Bu sınıflandırmanın önemi düz bir kemik segmenti ile lateral bir defektin rekonstrükte edilmesi için santral kemik osteotomisi gerekmesindedir.

Boyd ve ark (1995), defektin mukoza ve/veya yumuşak doku bileşenini dikkate alarak bu sınıflama sistemini geliştirdiler. Boyd o, m, s harflerini sınıflamaya dahil ederek sırasıyla sadece kemik, mukoza ve/veya ciltle ilgili olup olmadığını belirtmişlerdir.

Urken'in (1991), yaptığı sınıflandırma farklı kas gruplarının ayrılmasından kaynaklanan fonksiyonel problemler ve kozmetik restorasyon zorluklarına dayanmaktadır.

- C – Kondil (Condyle)
- R – Ramus (Ramus)
- B – Gövde (Body)
- S – Total Simfiz (Total symphysis)
- SH – Hemisimfiz (Hemisymphysis)

2.2.2. Mandibular Rekonstrüksiyon Tarihiçesi

Mandibular rekonstrüksiyon tarihi emsal kemik greftlerinin tarihsel evriminden ayrı tutulamaz. İlk kemik grefti muhtemelen köpek kökenli bir ksenogrefttir, 1668'de bir askerin kranial defektini düzeltmede kullanılmış ve Van Meekeren ile ilişkili bir Rus

cerrah tarafından uygulanmıştır. Bilinen ilk otogreft ise Bonn Üniversitesinde 1821’de Von Walther tarafından gerçekleştirilmiştir (Hjørting-Hansen,2002).

Anesteziklerin ve antibiyotiklerin keşfi ile sterilizasyon ve aseptik prosedürlerin geliştirilmesi, artan sayıda deneysel çalışmayla birlikte gelişmiş cerrahi tekniklere ve başarı oranlarına katkıda bulunmuşlardır (Ferreira, 2015).

Tarihsel olarak, mandibula rekonstrüksiyonu için serbest kemik greftleri sıklıkla kullanılmıştır. Kalvaryum, kosta, ilium, tibia, fibula, skapula ve radiustan alınan otojen kemik greftleri kullanılmıştır. Bununla birlikte, son yirmi yıl içinde, vaskülerize kemik greftlerinin kullanımı, mandibular rekonstrüksiyon için en son teknoloji haline gelmiştir. Kemik, serbest doku transferi için en sık kullanılan verici alanlar arasında fibula, skapula, iliak krest ve radius bulunur. Alloplastik materyallerin (örneğin, rekonstrüksiyon plakaları) kullanımı da uygun seçilmiş hasta popülasyonunda bir seçenek olmaya devam etmektedir (Mehta ve Deschler, 2004).

1892’de, Bardenheuer mandibula devamlılığını sağlamak için pediküllü greft kullanmıştır. Ancak, bu prosedürle mandibula devamlılığını düzeltebilmiş olsa da, kaybedilen kemik dokusu yeniden inşa edilememiştir (Hjørting-Hansen,2002).

Bir sonraki girişimler, uzak bölgelerden alınan ve alıcı bölgeye, genellikle titanyum gibi metalik rekonstrüksiyon plakaları ile fikse edilen, serbest, vaskülerize olmayan, kemik greftlerine başvurularak yapılmıştır. Tibia, iliak krest veya kosta gibi çeşitli kemikler sıklıkla donör bölgeleri olarak kullanılmıştır (Pogrel ve ark.,1997).

Converse (1950), 12 kemik grefti ve 14 kemik ve kırıldak greftinin kullanımını, maksiller ve mandibula defektlerini rekonstrükte etmek için tarif etmiştir.

Vasküler cerrahinin ortaya çıkışı ile kemik greftlerine vaskülarizasyon sağlaması ve dolayısıyla daha büyük defektlerin rekonstrüksiyon olasılığı mümkün hale gelmiştir. Daha sonra geliştirilen teknikler, verici bölgeyle bağlantıyı koruyan farklı dokuların (kemik, kas, deri, kan damarları) aktarımında yer almıştır. Pediküllü osteomyokütanöz fleplerin en sık kullanılanı pektoralis majörlü kosta, sternokleidomastoidli klavikula, trapeziuslu skapuladır. Bu yaklaşımlarla elde edilen sonuçlar daha iyi olmasına rağmen, bazı dokuların hareketliliğinde sınırlılık ve çok tatmin edici olmayan estetik sonuçlar ortaya çıktığı bildirilmiştir (Bak ve ark.,2010).

Bu yoldaki bir sonraki adım, mandibuladan uzak alanlardan alınan vaskülarize serbest flep kullanılması ile atılmıştır. Bu yaklaşım kullanılarak, sadece kemik değil

transfer edilen dokuya kas, deri ve kan damarları da dahil edilmiştir. Taylor ve ark. (1979), Sanders ve Mayou (1979), derin sirkumfleks iliak arter ve ven serbest flebini tanımlamışlardır. Swartz ve ark. (1986), skapular osteokutan serbest flebi tanıtmışlar ve 3 yıl sonra Hidalgo(1989), mandibula rekonstrüksiyonu için fibula osteokutanöz serbest flep kullanımının avantajlarını rapor etmiştir.

2.2.3. Mandibular Rekonstrüksiyon Teknikleri

Modern mandibula rekonstrüksiyonu cerrahların uzmanlık alanlarında birçok seçeneğe sahip olmasını gerektirir. Günümüze kadar birçok rekonstrüksiyon metodu uygulanmış ve rapor edilmiştir. Bu yöntemler pediküllü miyokütanöz flepleri bulunan/bulunmayan rekonstrüksiyon plakları, alloplastlar, partikül veya kortikal kemik içeren serbest greftler, pediküllü osteomiyokütanöz flep ve çeşitli serbest vaskülarize kemik fleplerini içermektedir. Her hastanın ayrı bir vaka olarak kabul edilmesi gerekmektedir. Tek bir rekonstrüksiyon metodu ile her hastanın mandibular defektinin tamir edilmesi mümkün değildir (Gullane ve Holmes, 1986; Urken, 1991).

Mandibular rekonstrüksiyonda kullanılan teknikler Tablo 1 de sunulmuştur.

Tablo 1. Mandibular rekonstrüksiyon yöntemleri

Kemik greftleri	Kemik flepleri	Rekonstrüksiyon plakları	Yeni teknikler
+İliak krest	+Saplı(Pediküllü)flepler		+Modüler
+Kosta	+Serbest flepler		endoprotezler
+Tibia	*İlium flebi		+Distraksiyon
+Fibula	*Skapula flebi		osteogenezi
+Kalvarum	*Fibula flebi		+Doku
+Sternum	*Radial ön kol flebi		mühendisliği
	*Kosta flebi		uygulamaları
	*Ulna flebi		
	*Metatarsus flebi		
	*Humerus flebi		

Kemik Greftleri: Bir patoloji veya travmaya bağlı rezeksiyondan kaynaklanan mandibula defekti, kemik devamlılığında kayıp oluşturur. Bunun sonucunda fonksiyon kaybı ve estetik açıdan kayda değer bir şekilde sosyal olarak olumsuz etkilenen hasta gruplarına neden olur. Bu defektlerin tedavisi doğru maksillomandibular konumlandırma ile yüz hatlarının estetiğini ve fonksiyonunu korumayı amaçlayan immedat kemik rekonstrüksiyonu vasıtasıyla gerçekleştirilmelidir. Segmental mandibular defektlerin rekonstrüksiyonu ya vaskülerize olmayan kemik greftleri ya da vaskülerize edilmiş flepler ile yapılabilir. Vaskülerize greft, kan ve yumuşak doku desteğini sağlayan en iyi rekonstrüksiyon tekniği olmasına rağmen bazı dezavantajlara da sahiptir. Bunlar arasında yksek masraflar, cerrahi için daha uzun zaman, iki uzman cerrahi ekibe ihtiyaç, morbidite, komplikasyonlar ve daha uzun bir hospitalizasyon suresi sayılabilir (Moura ve ark., 2016).

Vaskülerize olmayan kemik greftleri kullanılarak yapılan rekonstrüksiyon, kk defektler, yumuşak doku kaybı olmayan defektler, mandibular devamlılığın korunduğu veya benign tümörler nedeniyle tercih edilir. Kemik grefti iyi vaskülerize bir yatağa yerleştirilmelidir. Bitişik kemik parçaları periosttan sıyrılır; böylece yeterli kemik yüzeyi teması sağlanır (Chow ve Hill, 1986).

Bazı kullanılabilir döner bölgeler iliak krest, kaburga, tibia, fibula, kalvaryum ve sternumdur. İliak çoğunlukla erişilebilirlik ve kortikal ve modüller kemik bulunması nedeniyle kullanılır. Ayrıca uygun şekilde kullanıldığında bu tür greftler dental implantların yerleştirilmesini ve protetik rehabilitasyonu kolaylaştırabilir (van Gemert ve ark., 2009).

İliak kemikten alınan kemik öncelikli olarak kansellöz kemiktir ve yeterli ykseklik ve kalınlığa sahip olmaları nedeniyle implantasyon için mkemmek bir alt yapı oluşturur. İliak kemik segmental mandibular defektlere en uyacak biçimde şekillendirilebilir. Anterior mandibular defektlerin güvenilir şekilde rekonstrüksiyonuna da izin verir.

Kosta greftleri ağırlıklı olarak çocuklarda ve ergenlerde kondiler rekonstrüksiyonda kullanılır. Bu greftte diğer rekonstrüktif yöntemlere göre avantaj, büyümenin devam edebilme potansiyeline sahip olmasıdır. Bu avantaj, büyüme devam eden hastalarda kullanıldığında diğer greftlere göre daha iyi sonuçlar sağlar (Kumar ve ark., 2016).

Bununla birlikte vaskularize olmayan greft rekonstrüksiyonu kullanımının başarı oranı % 46 - 100 arasında değişirken; komplikasyon oranı ise % 20 - 35 arasında değişir. Bu geniş sonuç çeşitliliği planlama ve ameliyatın kendisinden kaynaklanan değişkenlerin mevcut olması ile açıklanabilir (van Gemert ve ark., 2009; Guerrier ve ark., 2015).

Kemik Flepleri: Vaskularize kemik, güvenli bir alıcı yatağından bağımsız olarak iyileşmeyi sağlar. Bu teknik, vasküler olmayan kemiğin aksine; eski kemiğin rezorpsiyonu ve yeni kemiğin aposizyonuyla yani devam eden süstitüsyon ile iyileşmeyi sağlamaktadır. Mikrovasküler serbest flepler, birincil aşamada osseointegrasyon yeteneği ile birlikte uzun süreli dayanıklılık ve stabilite sağlar. Geçtiğimiz on yıl boyunca, vasküler kemik flepleri ve yumuşak doku için çeşitli donör alanları geliştirilmiştir. İdeal olarak, kemik, endosteal implantların yerleştirilmesi ve çiğneme kuvvetine dayanması için defekt köprülenmesinde yeterli genişlik, yükseklik ve uzunluğa sahip olmalıdır. Ek olarak, yumuşak doku rekonstrüksiyonu, fonksiyonun yeniden sağlanması için kritik öneme sahiptir. Bu nedenle, defekt yumuşak doku içerdiğinde, flep de eş zamanlı olarak rekonstrüksiyon fonksiyonu için yeterli yumuşak doku sağlamalıdır (Kumar ve ark., 2016).

Kemik fleplerini saplı (pediküllü) ve serbest olarak iki bölümde incelemek mümkündür.

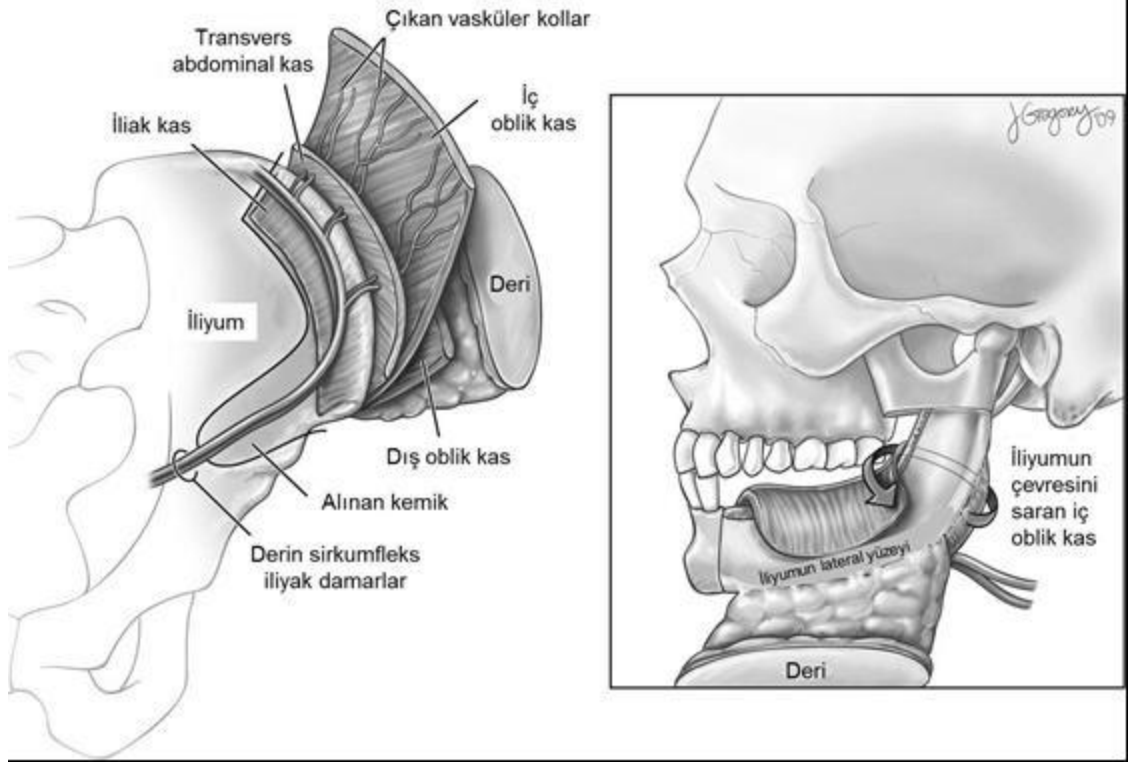
Pediküllü osteomyokutanöz flepler: 1970'lerde mandibula rekonstrüksiyonu için tanıtılmış olan bu flepler, vaskülerize kemiğin defekte bölgesinin tamiri amacıyla kullanıldığı en eski tekniklerden biri olarak tarif edilmiştir. Daha önceki tarihlerde, defektleri kapatmak ve yumuşak doku rekonstrüksiyonu sağlamak için pediküllü flepler başarı ile kullanılmıştır ancak kemik rekonstrüksiyonunun sekonder operasyonlarla temin edilmesi ileriki tarihlerde mümkün olabilmektedir. Bu işlemin başarısı, oral kontaminasyondan kaçınılmasına bağlıdır. Daha yeni tekniklerin ortaya çıkmasıyla, teknik daha az kullanılır hale gelmiştir. Kullanılan osteomyokutanöz flepler arasında medial klavikula ile sternokleidomastoid kas, skapulalı trapezius kası, kosta ile pektoralis majör kas, klavikulanın akromiyal ucu olan lateral trapezius, temporoparietal kemiği olan temporalis kası ve klavikulanın akromiyal ucu olan deltopektoral flep sayılabilir (Gurushanthaiah ve Haller, 2006).

Sınırlı kemik uzunluğu, dental implantasyon için öngörülemeyen kemik miktarı, sınırlı dönme hareketi ve flep hareketliliği, kutanöz bileşenlerin zayıf sağkalım derecesi, değişken başarı oranları, yüksek donör-site morbiditesi ve kemiksi komponente rastgele veya kollateral vasküler tedarigi bugün bu yöntemleri daha az cazip yapar (Krespi ve ark., 1988).

Serbest flepler: Son 20 yılda teknolojik ilerlemeler, ameliyat sonrası bakım ve mikrocerrahi teknikte iyileşme, mandibuların rekonstrüksiyonu için vaskülarize serbest kemik greftlerinin kullanımında artışa neden olmuştur. Sonuç olarak, diğer yöntemlerin karşılaştırıldığı mandibula rekonstrüksiyonunda altın standart haline gelmiştir (Gurushanthaiah ve Haller, 2006).

Bu tekniğin kullanıldığı sekiz farklı bölge vardır; skapula, fibula, ilium, radius, humerus, ulna, metatars ve kosta. Günümüzde çoğu merkez, çok yönlülüğü ve güvenilirliği nedeniyle ilk üç flebi kullanmaktadır.

İlium flebi: İliumun doğal konturu, elde edilebilecek kemik miktarının büyük boyutlarda olabilmesi ve uyumlanlandırılabilir olması rezeke edilen mandibula için popüler bir replasman sağlar. Bu flep için vasküler kaynak derin sirkumfleks iliak artere dayanmaktadır. Urken ve ark. (1989a, 1989b), mandibular rekonstrüksiyon için bu flebi modifiye etmiş ve olumlu sonuçlar elde ettiğini rapor etmiştir. Toplam 14-16 santimetrelilik (cm) bir kemik elde edilebilir, orta yumuşak bir doku bileşenine ve osseointegrasyon için yeterli kemik yüksekliğine sahiptir. Bu nedenle, bu flep tekniği kompozit defektler için popüler bir flep haline gelmiştir. Önemli periferik vasküler hastalık, varikoz öyküsü, önceki bacak travması veya venöz ya da arteriyel yetersizlik belirtileri olan hastalarda fibulaya karşı iliak krestin kullanılması endikedir. Bu flebin kullanım kısıtlamaları, üstte bulunan cildin zayıf esnekliğinin zayıf olması ve ayrıca, bu flebin alınmasında donör alan morbiditesine neden olan diseksiyondur (Şekil 2).

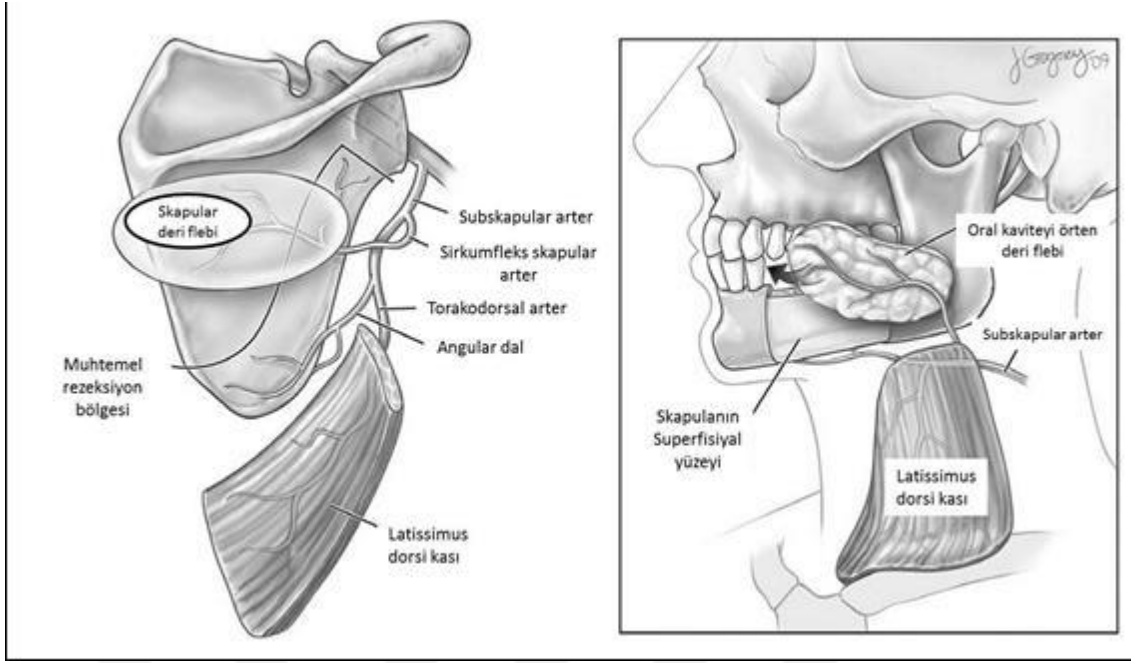


Şekil 2: Serbest ilium flebi anatomisi ve defektin ilium flebi ile onarımı (Bak ve ark.'dan, 2010)

Skapula flebi: Skapula osteokutanöz serbest flebi, baş ve boyundaki geniş yumuşak doku defektlerinde kullanımı için uygundur. Subskapular artere dayanarak, bu flep sistemi lateral skapula ve deride latissimus dorsi ve serratus anterior kaslarını da içerebilir.

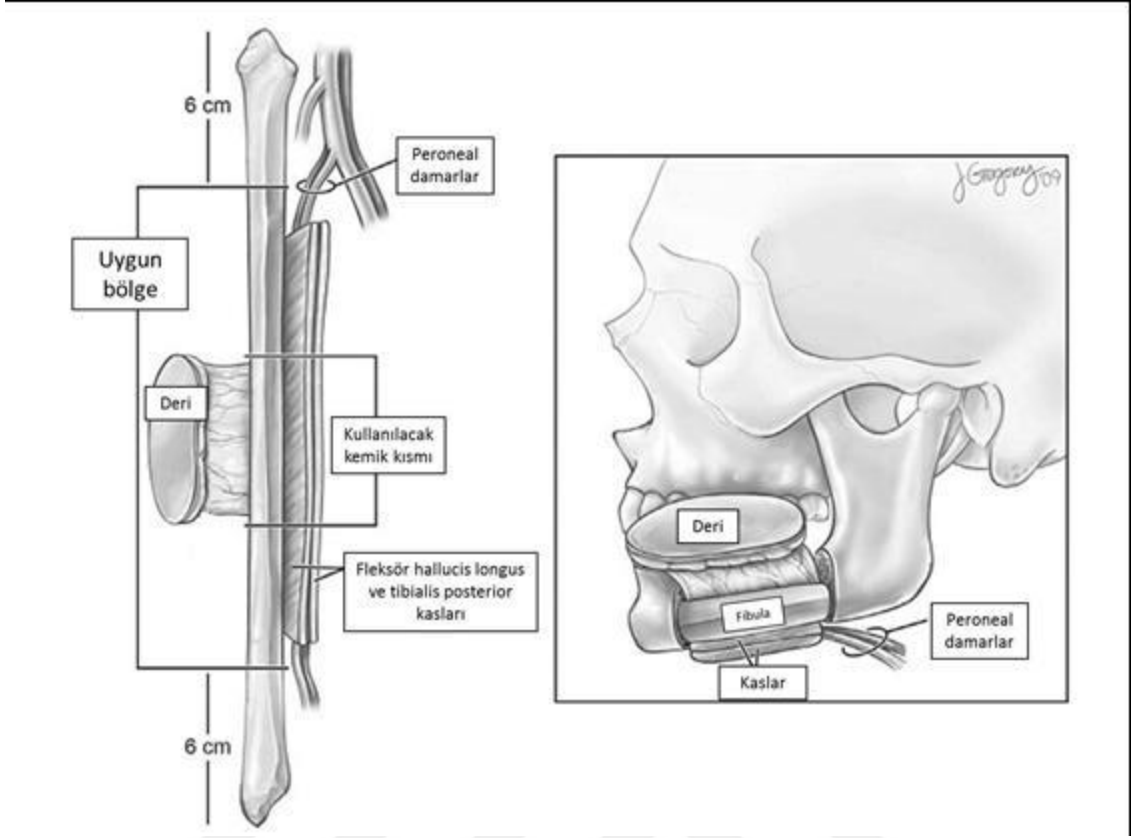
Bölgenin vasküler anatomisi, kemiğin deri dokusundan bağımsız olarak konumlandırılmasını sağlar. Kemik kortikokansellözdür ve 10 cm ila 14 cm uzunluğunda greft sağlayabilir. Yüzdeki reanimasyon istendiğinde, latissimus dorsi kası yeniden innerve edilebilir. Bu flebin en büyük dezavantajı, operasyon sırasında konumlandırma zorluğudur. Flebin kesit alanı, vakaya göre osseointegrasyonu sağlayacak şekilde sınırlandırılabilir. Ayrıca, duysal reinnervasyon tarif edilmemiştir (Aviv ve ark., 1991).

Urken ve ark. (1998), oromandibular rekonstrüksiyonda mikrovasküler doku transferi ile olan deneyimini gözden geçirmişler ve 11 yıl boyunca 210 olguda % 96 başarı oranı rapor etmişlerdir (Şekil 3).



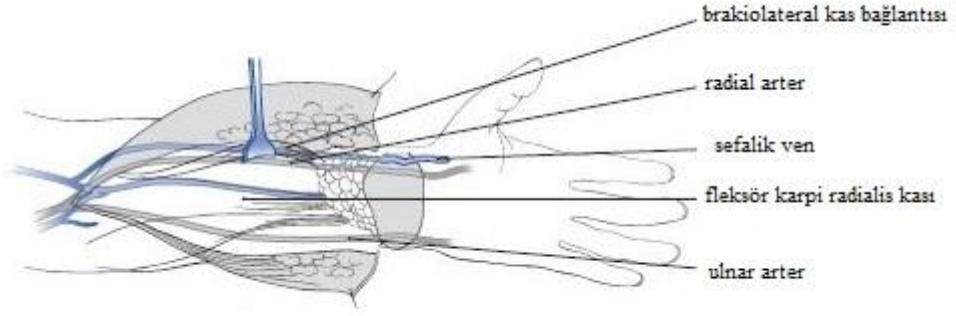
Şekil 3: Serbest skapula flebinin anatomisi ve defektin skapula flebiyle onarımı (Bak ve ark.'dan, 2010)

Fibula flebi: Taylor ve ark. (1975), alt ekstremitenin rekonstrüksiyonu için serbest bir fibula flebi kullanımını tarif etmişlerdir. Hidalgo (1989), tarafından bu flep mandibula rekonstrüksiyonuna uyumlanmıştır. Fibula şu anda mandibular rekonstrüksiyon için en popüler ve en geniş uygulama alanına sahip serbest flep çeşitidir. Flep, peroneal arter ve ilişkili damarlara dayanır. Pedikül yeterli uzunluk ve çaptadır. Fibulaya kan akışı hem intraosseöz, hem de segmentaldir ve dolayısıyla çoklu osteotomiler yapılabilir. Mandibula uzunluğunun rekonstrüksiyonu için yeterli olan 30 cm'ye kadar kemik greft uzunluğu sağlayabilir. Kemik yüksekliği oklüzal rehabilitasyon amacıyla dental uygulamaya yetersiz olabilir. Bu durumda çift greft uygulaması ve vertikal distraksiyon tarif edilmiştir. Donör bölge morbiditesi nispeten yüksek değildir, ancak önceden var olan periferik vasküler hastalık bu flebin kullanımını engellemektedir (Goh ve ark.,2008) (Şekil 4).



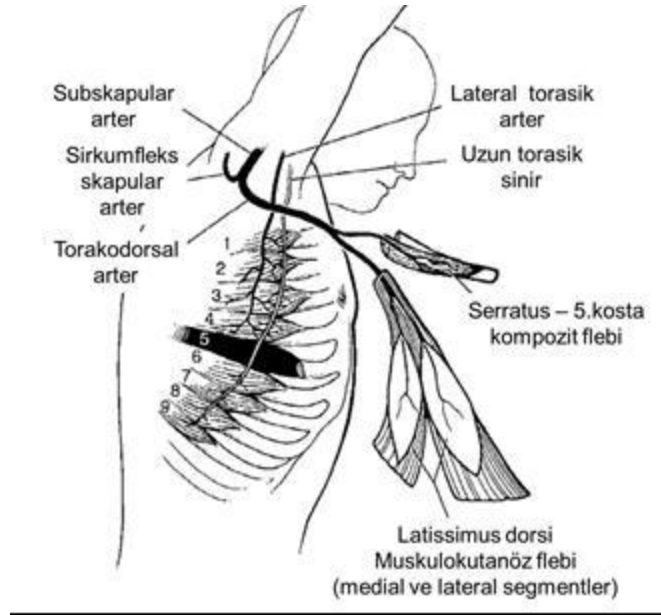
Şekil 4. Serbest fibula flebi anatomisi ve defektin fibular flep ile onarımı (Bak ve ark.'dan, 2010)

Radial ön kol flebi: Radial ön kol fasikütanöz flep, baş ve boyun rekonstrüksiyonunda yaygın olarak kullanılmaktadır, ince ve esnek olmasından ötürü oral rekonstrüksiyon için iki ideal niteliktedir. Bir osteokutan flep oluşturmak için bu greftte altta radius bulunabilir. Kemiğin toplam 10–12 cm ve % 40'lık bir çevresi greft olarak alınabilir. Ek olarak, deriye bir kutanöz duyu siniri izole edilip ve reinnervasyon için olumlu sonuçlar elde edilebilir. Bu nedenlerden ötürü, bu flep, oromandibular rekonstrüksiyon için ilk tercihler arasında düşünülmesi gerektiğini söyleyen rekonstrüktif cerrahlar bulunmaktadır (Thoma ve ark., 1999). Bu kemik flebini kullanmanın bazı önemli dezavantajları bulunmaktadır. Sınırlı kemik genişliği ve uzunluğu osseointegrasyon veya çığnemedede yapısal mukavemet için yeterli değildir. Kalan radiusun patolojik kırıkları hastaların % 25'ine kadar bildirilmiştir. Kırık olduğunda etkilenen ellerde kavrama, tutma ve hareket aralığı anlamlı olarak azaldığı rapor edilmiştir (Gurushanthaiah ve Haller, 2006) (Şekil 5).



Şekil 5. Radial ön kol flebin vaskülarizasyonu (Miloró'dan uyarlanmıştır, 2004)

Kosta flebi: Hem pediküllü flep hem de serbest bir vaskülarize greft olarak da tarif edilmiştir. McKee (1978), klinik olarak mandibula rekonstrüksiyonu için serbest bir flep olarak kullanmıştır. Kaburgadan, anterior veya posterior olarak greft alınabilir ve interkostal damarlara dayandırılabilir. Eklenen yumuşak doku için latissimus dorsi veya serratus anterior kasları transfer edilebilir (Schmidt ve Robson, 1982; Maruyama ve ark., 1985). Bu flebi kullanmanın en büyük dezavantajı, mevcut kemik miktarının sınırlı olmasıdır. Yumuşak bir kemik olmasından dolayı osseointegrasyon için uygun değildir. Ek olarak, vasküler pedikül kısadır ve greft alımı sırasında pnömotoraks riski vardır (Serafin, 1980). Bu nedenlerden ötürü, kosta flebi kullanılmadan önce diğer donör bölgeler genellikle tercih edilir (Şekil 6).



Şekil 6. Serbest serratus-kosta flebinin anatomisi (Netscher ve ark.'dan, 1998)

Ulna flebi: Bu flep vasküler kaynağını ulnar arterden alır. Mevcut olan kemik miktarı ve cilt bileşeninin kalitesi radiusa benzer ve dolayısıyla benzer dezavantajlara sahiptir. Antebrakiyal kutanöz sinir, duyu flebi için baş ve boyundaki bir alıcı sinire anastomoz edilebilir. Baş ve boyundaki bu fleple ilgili literatürde sınırlı deneyim bulunmaktadır (Gurushanthaiah ve Haller, 2006).

Metatarsus flebi: Metatarsus osteokutan flebin vaskülarizasyonu dorsalis pedis arter tarafından sağlanır ve ikinci metatarsal kemiğe dayanır. Oromandibular kompozit defektlerin anterior tabanını yeniden oluşturmak için kullanılmaktadır. Derinin ince ve yüzeysel peroneal sinirinden duyu hissini alır. Derinin esnekliği bu flebin önemli bir avantajıdır. Metatarsların dezavantajları, flep elevasyonunda zorluk ve sınırlı kemik ve yumuşak doku miktarıdır. İkinci metatarsal kemiğin ortalama uzunluğu 7–8 cm'dir ve sadece yaklaşık 10 cm'lik bir deri dokusu temin edilebilir. Donör bölgesi morbidite oranı, deri greftinin paratononlar üzerinde zayıf iyileşmesi, lokal travmadan tekrarlanan bozulmalar ve ayağın dorsumuna duyu kaybı dahil olmak üzere önemli olabilir (MacLeod ve Robinson, 1982).

Humerus flebi: Bu flep, profunda brakialis arterine dayanır. Yumuşak doku bileşeni, kendi başına fasciokutanöz flep olarak kullanılan lateral kol flepidir. Bu flep kullanılarak on santimetre uzunluğunda ve kemik kalınlığının 1/6 oranında kalınlıkta greft elde edilebilir. Aynı zamanda posterior kutanöz sinir yoluyla duysal his sağlama avantajına sahiptir. Ek olarak, verici alan genellikle öncelikli olarak kapatılabilir. Dezavantajları, her iki kol flepinin kısa bir vasküler pedikül ve daha küçük vasküler lümen çapını içermesidir. Bunun yanında, kemik miktarı genellikle yetersizdir ve bu nedenle baş ve boyun rekonstrüksiyonunda sınırlı kullanım görmüştür (Gurushanthaiah ve Haller, 2006).

Rekonstrüksiyon Plakları: Mandibular rekonstrüksiyon plakları, defekti köprülemek ve kalan segmentleri stabilize etmek, böylece fasiyal konturu korumak için mandibula alt sınırına uygulanan rijit plaklardır (Arias-Gallo ve ark., 2004). Mandibular rekonstrüksiyon plaklarının gelişiminin ablatif cerrahi veya travma cerrahisini takiben mandibular devamlılık defektlerinin tedavisini değiştirdiği düşünülmektedir.

Luhr'a göre (2000), muhtemelen mandibular kırıklar için plak ve vida uygulayan ilk cerrah 1886'da Hansmann'dı. Enfeksiyon ve diğer komplikasyonlar nedeniyle yüksek başarısızlık oranından dolayı bu uygulama çok geçmeden terk

edilmiştir. Belçikalı cerrah Danis, kırık parçaların aksenal kompresyon prensibini tanıttıktan sonra plak fiksasyonuna olan ilgi tekrar ortaya çıktı. Bu fikir, Avusturya ve İsviçre'nin osteosentez çalışma grubu (ASIF) tarafından daha da geliştirilmiştir. Luhr, 1967 yılında, bu prensibi maksillofasiyal alanda tanıttıktan sonra rekonstrüksiyon plakaları geliştirdi ve Spiessl, 1976'da ilk önce ablatif cerrahiden sonra mandibular bir defekti kapatmak için metal plakaların kullanımı bildirmiştir (Spiessl, 1976). Bu erken müdahale, rekonstrüksiyon plak teknolojisindeki ilerlemeyi ve defektlerin rekonstrüksiyonunda uygulanmasını teşvik etmiştir (Goh ve ark., 2008).

Günümüze kadar kullanılan mandibular rekonstrüksiyon plaklarında kullanılan paslanmaz çelik ve titanyum alaşımlarının literatürdeki özellikleri aşağıdaki gibi rapor edilmiştir.

Paslanmaz Çelik Alaşımları: Günümüzde piyasada birçok çeşitte paslanmaz çelik bulunmasına rağmen biomalzeme olarak en yaygın kullanılan çeşidi 316L'dir. L karbon içeriğinin düşük olduğunu göstermektedir. 316L paslanmaz çelik 1950'li yıllarda 316 paslanmaz çeliğin karbon oranını %0,08'den gibi yüksek bir orandan %0,03'den daha az bir orana indirilmesiyle üretilmiştir. 316L paslanmaz çeliğin vücut içindeki korozyonunu azaltmak amacıyla içine %60-65 demir eklenmiştir ve bu büyük miktarda (%17-19) krom ve nikel (%12-14) alaşımlanmıştır. Alaşıma krom eklenmesinin sebebi korozyon dayanımını arttırmak içindir. Buna ek olarak az miktarda azot, mangan, molibden, fosfor, silikon ve kükürt de bulunur (Mutlu ve Kurt, 2005; Yılmaz, 2011). Paslanmaz çelikler vücutta en çok kalça/eklem protezlerinde, kemik plaklarında ve vidalarında, stentlerde ve dental implantlarda kullanılır (Güven, 2014).

Paslanmaz çeliklerin avantajları: Paslanmaz çelikler kolayca işlenip ısıl işleme tabi tutulabildiğinden üretimi sorunsuzdur ve bu yüzden de diğer biomalzemelere göre maliyeti daha ucuzdur. Mekanik özellikler bakımından ise diğer biomalzemelerle karşılaştırıldığında daha üstün özelliktedirler. Paslanmaz çelikler akma, çekme, yorulma mukavemetleri ve yüzde uzama bakımından eksiksiz mekanik özelliklere sahiptir (Mutlu ve Kurt, 2005; Yılmaz, 2011).

Paslanmaz çeliklerin dezavantajları: İnsan kemiğinin elastisite modülü 10-15 gigapaskal (GPa)'dır. Ancak 316L paslanmaz çeliğin elastisite modülünün yaklaşık 200 GPa olması bir dezavantaj yaratmaktadır. Bu mekanik uyumsuzluk, 316L paslanmaz çelik implantların yapısal olarak insan kemiğinden daha sert olmasına sebep olmaktadır.

Paslanmaz çeliklerin elastisite modülleri yüksek olduğundan rijitlikleri de yüksek değerlere sahiptir (Gür ve Taşkın, 2004; Yılmaz, 2011; Güven, 2014). İmplant uygulamalarında paslanmaz çeliğin dezavantajı aralık ve gerilmeli korozyon olaylarına hassas olmasıdır. Gerilmeli korozyon çatlaması, uygulanan gerilmelerle birlikte var olan korozyon ortamının birlikte yarattığı bir malzeme hasarıdır. Sadece yük veya ortam kendi başlarına hasar için yeterli değildir ancak iki faktör bir araya gelince hasar ortaya çıkmaktadır (Wright ve Li, 2000).

Titanyum ve alaşımları: Yüksek biouyumluluğa ve korozyon dirençlerine sahip olması sebebiyle titanyum ve alaşımları biomedikal uygulamalarda çok önemli malzemelerdir. Yüzeylerinde bulunan pasif titanyum dioksit (TiO₂) tabakasının sağladığı korozyon direnci, paslanmaz çeliklerinin ve kobalt alaşımlarının korozyon dirençlerine oranla önemli ölçülerde geçer. Oyulma, taneler arası ve aralık korozyonları direnci mükemmeldir. Hayvan modellerinde, uzun dönem klinik insan uygulamalarında, yapılan deneysel çalışmalarda titanyum alaşımlarının biouyumluluk ile ilgili üstünlükleri ortaya koyulmuştur. Daha da önemlisi titanyum ve alaşımlarının oksitli yüzeyleri kemikle temasa geldiklerinde çok iyi tolere edilirler ve kemik-implant arasındaki fibröz tabakanın meydana gelişi ile ilgili literatürde çok az rapor bulunmaktadır. Bu da osseointegrasyonun çok iyi olduğuna işaret etmektedir. Titanyum ve alaşımları en fazla kalça ve diz protezlerinin yapımında, damar stentleri ve bağlayıcılarında, vida ve bağlantı elemanlarında ve diş hekimliğinde kullanılırlar (Gür ve Taşkın, 2004; Demirel,2006).

Titanyum ve alaşımlarının avantajları: Titanyumun elastisite modülününün kemiğinkine çok yakın olması, ortopedik uygulamalarda biomalzeme olarak kullanılmasını sağlamaktadır (Bilgili, 2002; Gür ve Taşkın, 2004). Uzun süreli implantasyonda (deri içine yerleştirme) en iyi biouyumluluk özelliğine sahiptir. Enjekte edilen maddelerle birlikte, kimyasal reaksiyona girme olasılığı çok azdır. Manyetik olmadığından, manyetik rezonans (MR) için uyumludur. Yoğunluğu düşük olduğundan dolayı hafif ağırlıktadır. Hipoalerjiktir, yani alerjik özelliği azdır (Pasinli, 2004).

Titanyum ve alaşımlarının dezavantajları: Titanyum alaşımlarının önemli olumsuz tarafı, çatlak hassaslığı göstermesidir. Titanyum alaşımlı implantın yüzeyindeki gerilme yoğunlaşması yaratan çentik veya çizikler, implantın yorulma ömrünü önemli ölçüde azaltır. Poroz kaplamaları olan titanyum alaşımından total eklem

yüzeylerinde bu tip gerilme yığılmaları meydana gelir. Şekillendirme açılarının farklı olmasından kaynaklanan ciddi boyutlardaki geometrik değişimler özellikle kaplamanın altlık üzerinde sinterlenmesi halinde gerilme yığılma noktaları olarak hareket eder. Bu yüzden titanyum alaşımından poroz kaplı total eklem implantı tasarlarırken çok dikkat edilmesi gerekmektedir (Wright ve Li, 2000).

Birinci nesil plaklar paslanmaz çelikten yapılmış ve daha sonra üstün biyoyumlulukları nedeniyle titanyum plaklarla değiştirilmiştir (Goh ve ark., 2008). Futran ve ark. (1995), titanyum plaklara geçişin avantajını doğrulamaktadır, bulguları titanyum plakların az vida gerektirdiğini, tasarım avantajına sahip olduğunu ve osseointegrasyona uygun olduklarını, böylece yeterli fiksasyon sağlayabildiğini rapor etmiştir.

Doğal dezavantajlara ve muhtemel komplikasyonlara rağmen, bu plakların, kemik segmentlerinin üç boyutlu stabilitesini korumak için tek bir araç olarak kullanılmasına yönelik hala belirtiler vardır. Bu duruma örnek, tıbbi durumu mikrocerrahi anastomozlu bir flep yapmak için uzun bir çalışma süresinin önüne geçmeyen veya vasküler sistemin bir mikrovasküler anastomoz için izin vermediği bir hasta olabilir. Bazı cerrahlar mandibulayı stabilize etmek için ilk olarak plak fiksasyonunu tercih ederler ve bir yıl sonra ikincil rekonstrüksiyon gerçekleştirirler (Gellrich ve ark., 2004).

Mandibular Rekonstrüksiyonda Yeni Teknikler

Modüler Endoprotezler: Onkolojik rezeksiyon veya travma sonrası mandibuladaki defektlerin rekonstrüksiyonu, kullanılan plakların ve vidaların kırılması, kemik rezorpsiyonu ve dental implantların yerleştirilmesini sağlamak için yeterli kemik hacminin olmaması gibi problemlerle sonuçlanabilir. Çeşitli yöntemler savunulmakta ve denenmektedir (Goh ve ark., 2008). Mandibula rekonstrüksiyonunda mevcut altın standart, genellikle fibula olan mikrovasküler serbest osteokutan fleptir. Bununla birlikte, bu teknik her vaka için uygun olmayan uzun bir karmaşık operasyon gerektirir. Ayrıca başka bir verici alanda cerrahi morbidite, uzamış hospitalizasyon süresi ve gecikmiş fonksiyon ile uzun bir iyileşme süreci bu tekniğin dezavantajlarıdır. Bu hastaların çoğu, uzun bir rekonstrüktif cerrahi prosedür için uygun olmayan birçok tıbbi problemi olan yaşlılardır (Wong ve ark., 2012).

Geçtiğimiz on yılda, modüler endoprotez ekstremitte koruyucu rekonstrüksiyon cerrahilerinde rutin bir yöntem haline gelmiştir (Malawer ve Chou, 1995). Bu teknik,

etkilenen kemiğin çıkarılmasını ve bunun yerine geriye kalan kemiğin içine yerleştirilen yapay bir cihazın yerleştirilmesi prensibine dayanır. Kemik simanı ile sabitlenmiş endoprotezlerin uzun kemiklerde iyi fonksiyona sahip uzun süreli stabilite sağladığı kanıtlanmıştır ve 15 yıllık sağkalım oranları % 94 olarak bildirilmiştir (Riede ve ark, 2007).

Ortopedi cerrahisinde çoğunlukla kalça replasmanı için endoprotez kullanımının sonuçları başarılı olarak rapor edilmiştir (Callaghan ve ark., 2000). Son zamanlarda, kas-iskelet cerrahisi alanında, onkolojik amaçlar için apendiküler iskeletlerinin bir kısmı rezeke olan hastalarda modüler endoprotezlerin kullanımı, düşük maliyetle birlikte erken fonksiyon da sağladığı rapor edilmiştir (Henshaw ve Malawer, 2001). Endoprotez, kemikte sabitlenmek için simante edilir. Kemik kütlesine endoprotez gövdesini yapıştırmak için kemik simanı (polimetil metakrilat) kullanımı hakkında hala tartışmalar vardır. Çoğu durumda kemik simanı interfazında direkt kemik teması oluşmaz (Charnley, 1970). Endoprotezin aseptik gevşemesi, simante edilmiş bir endoprotezin kullanılmasının en yaygın komplikasyonudur. Bu komplikasyon implant / kemik interfazının mekanik bütünlüğünün kaybolduğu ve lifli bir dokunun oluştuğu kademeli bir süreçtir. Kesin mekanizma bilinmemektedir, ancak işlem muhtemelen kemik ve siman arasındaki ara yüzün mekanik olarak bozulmasıyla başlamaktadır. Bunu engellemek için simante edilmeyen endoprotezin kullanımı (basılmış veya vidalanmış tipte) savunulmuştur (Huiskes, 1991).

Tideman ve Lee (2006), mikrovasküler serbest fibula flebi için potansiyel olarak uygun bir alternatif olarak mandibular bölgeye adapte edilmiş modüler endoprotezin kullanımını önermişlerdir. Çalışmalar, hayvan modellerini kullanarak, mandibular gövde defektlerini ve kondil / angulusu simante edilen modüler endoprotez ile rekonstrükte ederek değişik derecelerde başarı olduğunu bildirmiştir (Lee ve ark., 2008). Simante edilmiş protezlerin etrafında bir lifli bağ dokusu kapsülü oluştuğunu rapor etmiştir. Mandibular gövde protezleri olan hayvanlarda erken fonksiyon mevcut olduğunu ve rekonstrüksiyonun alt sınırında kemik büyümesi gösterdiğini bildirilmiştir (Lee ve ark., 2009). Bununla birlikte, peri-implant kemik mineral yoğunluğu azalmış ve tüm rekonstrüksiyon, modülleri bağlayan bağlantı vidalarının gevşemesiyle ilgili problemlere sahip olmuştur (Wong ve ark., 2011 a, b). Bu enfeksiyon ve ayrışmaya

neden olmuştur. Öte yandan kondil protezi çok az sorunla karşılaşmış ve çiğneme kuvvetlerine karşı koymuştur (Goh ve ark., 2009 a, b).

Bununla birlikte, mandibulaya ait biomekanik, ekstremitte kemiklerinkinden oldukça farklıdır. Mandibulada, iletilen kuvvetler esas olarak kemiğin uzun eksenine diktir, kuvvetler temel olarak bir Sınıf III kaldıraç sisteminde hareket eder ve yiyecek veya sıvıların alınmasından kaynaklı bir sıcaklık değişimi vardır. Mandibulaya etki eden kuvvetler çok karmaşıktır ve bir dizi yöntemden (ya da örneğin gerinim ölçer, sonlu eleman analizi) yararlanan birçok çalışma olmasına rağmen, rekonstrükte edilmiş mandibulaya etki eden kuvvetler hala çok iyi anlaşılmamıştır (Wong ve ark., 2012).

Prensip olarak, mandibula, mevcut medüller alan nedeniyle böyle bir endoprotez kullanımı için uygundur. Endoprotezin mevcut deliklerine vidalanan implantlarda rehabilitasyon sağlanabilir. Bu sistemin uzamış yumuşak dokuları olan hastalarda da işe yarayıp yaramayacağı henüz görülmemektedir, ancak prensip daha fazla araştırmaya değerdir (Goh ve ark., 2008).

Distraksiyon Osteogenezi: Segmental mandibular defektler için distraksiyon osteogenezi kullanımı şu anda sınırlıdır. Kanseri vakalarında genellikle yumuşak doku ve periost rezeksiyonu ve sıklıkla adjuvan radyasyon tedavisi vardır. Bunların her ikisi de distraksiyon osteogenezi için nispi kontrendikasyonlardır (Hayden,2012).

Distraksiyon osteogenezi defekte bitişik kemiğin osteotomize edildiği ve mekanik bir alet yardımı ile yavaş yavaş açıldığı ve böylece iki uç arasındaki boşlukta yeni kemik oluşumuna izin veren üç aşamalı bir süreçtir. Sürecin ilk aşaması latent aşama olarak bilinmektedir. Bu faz kallus oluşumunun başlatılması için osteotomiden sonra izin verilen süredir. İkinci aşama osteotomize kemik kenarlarının bir distraksiyon cihazı yardımı ile günde bir veya iki kez kemik segmentlerinin arasının açıldığı transport fazıdır. Üçüncü aşama ise rejenere ve kalsifikasyona uğrayan yenilenme fazı olan konsolidasyon aşamasıdır (Sacco ve Chepeha, 2007). Codivilla (1994), tarafından distraksiyon osteogenezi ilk olarak tarif edilmiştir.

İlizarov 1951'de kemiklerin cerrahi olarak uzatılması için bir cihaz oluşturmuştur. Daha sonra dokuların oluşumu ve büyümesi üzerindeki gerilim stres ilişkisini araştırdığı kendi çalışmalarından elde ettiği sonuçları yayınlamıştır. Çoklu karşılaştırma gruplarını içeren kapsamlı bir dizi deneyde kemik sert bir şekilde sabitlenmiş ise kemik oluşumunun optimize edildiğini sadece korteksin osteotomize

olduğunu ve çevredeki yumuşak dokunun korunduğunu gösterilmiştir (Ilizarov, 1989 a,b).

Distraksiyon osteogenezi konjenital malformasyonlardan etkilenen kranial kemiklerin yeniden şekillendirilmesi için kraniyofasiyal cerrahide kullanılır. Bu tip distraksiyon monofokal distraksiyon olarak adlandırılır. Bu durumda mandibula gibi bir kemiğin osteotomisi yapılır, daha sonra kemiği ayırarak ve böylece uzaması için bir distraksiyon cihazı kullanılır. Konjenital kraniyofasiyal malformasyonlar için distraksiyon osteogenezi üzerine geniş çaplı bir yayınlanmış çalışma bulunmaktadır. Temporomandibular eklem ankiloz rekonstrüksiyonunun yeni tedavileri distraksiyon osteogenezinin kraniyofasiyal rekonstrüksiyona izin verdiği iyi bir örnektir (Gabbay ve ark., 2006; Zhu ve ark., 2006).

Mandibular bir defekt için distraksiyon osteogenezinin uygulandığı ilk rapor radyasyon tedavisi almamış köpeklerde eksternal bir distraktörün kullanımını tarif etmiştir. Lateral mandibulada 1,5 cm'lik bir defekt yapılarak öncelikle iyileşme sağlanmıştır. 6 hafta sonra iyileşmiş kemiğin osteotomisi yapılmış ve mandibulanın orijinal uzunluğunu yeniden kurmak için distraksiyon yapılmıştır. Kemik formasyonu radyografi ile değerlendirilmiştir. Bu rapor distraksiyon osteogenezinin bir köpek mandibulasında yapılabildiğini kanıtlamıştır (Snyder, 1973).

Onkolojik baş ve boyun rekonstrüksiyonunda veya travmatik olarak kemik dokusunun kaybının olması durumunda olarak transport disk distraksiyon osteogenezi (TDDO) adlandırılan özel bir teknik değerli olabilir. TDDO kemiğin kaybedildiği bir defekt boyunca yeni kemik oluşumunu sağlamak için kullanılabilir. Kemik segmenti, defektin osteotomize olduğu ve mekanik bir distraktör kullanılarak defekt boyunca yavaşça ve sürekli olarak hareket ettirilir ve iki kemik segmenti arasında yeni kemik oluşumu sağlanmaktadır. Taşınan veya nakledilen kemik parçası transport diski olarak adlandırılır. Kompozit mandibulektomi sonrası mandibula rekonstrüksiyonunda bu süreç hasta sonuçlarını iyileştirilebilir (Sacco ve Chepeha, 2007).

Costantino ve ark.(1990), mandibular rekonstrüksiyon için TDDO nun klinik uygulamasına önemli bir katkı yaptılar. İlk yayınladıkları raporda köpeklerde 2,5 cm boyutunda önemli ölçüde lateral bir defektin eksternal TDDO ile kapatılabileceğini gösteren bir vaka kontrol çalışması rapor ettiler. Yenilenen kemiğin histolojik olarak kalsifiye olduğunu ve örgü yapısına sahip olduğunu saptadılar. Hayvanlar distraksiyon

tamamlandıktan 6 hafta sonra ve eksternal distraktör çıkarıldıktan 2 hafta sonra sakrifiye edilmiştir. Rejenere kemiğin mekanik stabilitesi hakkında sorulara yol açan radyografide rejenere mikrofraktürler kaydedilmiştir. Costantino ve ark.(1993), eksternal fiksatorün çıkarılmasından 1 yıl sonra hayvanların canlı tutulduğu 3 köpeklik bir olgu çalışması yapmışlardır. Rejenerasyon gücünün kontralateral mandibulaya oranla % 77 olduğunu rapor etmişlerdir. Bu çalışma radyoterapi almamış, yenilenmiş kemiğin biomekanik özelliklerinin çiğneme güçlerine dayanmak için yeterli olduğunu ortaya koymuştur.

TDDO odontojenik lezyonlar için mandibulektomi uygulanan radyoterapi almayan hastalarda başarılı olmuştur. Rejenerasyon biyolojik olarak mümkün görünmektedir, ancak genel başarı oranlarının serbest kemik grefti veya revaskülarize serbest doku transferi ile karşılaştırılıp artacağını belirlemek için daha büyük çalışmaların yapılması gerekmektedir. TDDO, daha az verici alan morbiditesi ile daha anatomik olarak doğru bir rejenerasyon oluşturma potansiyeline sahiptir. Soru, verici alan morbiditesindeki azalmanın, bu prosedürle ilişkili olası daha yüksek lokal komplikasyon oranlarını belirlemek için yeterli olup olmayacağıdır. TDDO için önemli bir zorluk, bu prosedür için uygun klinik aparatların kullanılabilirliğidir. Lineer mandibular defektler için iç distraktörler mevcuttur, ancak henüz, kavisli defektler için ticari olarak temin edilebilecek herhangi bir distraktör bulunmamaktadır. İkinci bir zorluk, hasta uyumudur. Hastaların TDDO teknolojisinin doğru kullanımı konusunda eğitimi, hasta uyumunu ve fonksiyonel sonuçları optimize etmek için önemlidir. Bu konulara rağmen, TDDO, özellikle verici bölgede kontraendikasyonlar veya uzun süreli ameliyatlarda olduğunda, lateral defektlerde serbest kemik grefti veya revaskülarize doku transferi için makul bir alternatiftir. Bu teknolojiyi daha fazla değerlendirmek ve rekonstrüktif çerçevedeki yerini belirlemek için daha büyük klinik gözden geçirmeler gerekmektedir (Sacco ve Chepeha, 2007).

Doku Mühendisliği Uygulamaları: Mandibular defektler, maksillofasial travma, osteomyelit, osteonekroz ve benign veya malign tümörlerin rezeksiyonu dahil olmak üzere çeşitli nedenlerden kaynaklanır. Rekonstrükte edilmeyen defektler, hastayı olumsuz yönde etkileyen azalmış çiğneme kabiliyeti, konuşma kaybı ve yaşam kalitesi ile ilişkilidir. İdeal olarak, mandibular defekt rekonstrüksiyonu sadece eksik olan kısmın anatomik yüksekliğini ve konturunu düzeltmekle kalmamalı, aynı zamanda oral

fonksiyonun yeniden kurulmasına da izin vermelidir (Miles ve ark., 2010; Wong ve ark., 2010). Şimdiye kadar, majör ablatif cerrahi geçiren hastalarda mandibula rekonstrüksiyonu için otojen kemik transplantasyonu - özellikle serbest vaskülarize doku transferi - altın standart olarak düşünülmektedir. (Yuan ve ark., 2007; Miles ve ark., 2010). İlke olarak, otojen kemik greftleri osteogenez için hücreler ve osteokondüksiyon, osteoindüksiyon için büyüme faktörleri gibi kemik rejenerasyonu için tüm kritik faktörleri sağlar (Vaccaro, 2002). Bununla birlikte, bu yaklaşımın ana problemi, örneğin, verici alan morbiditesinde ortaya çıkan otojen donör dokunun gerekliliğidir (Younger ve Chapman, 1989). Ayrıca, otojen doku ile çeşitli rekonstrüktif yöntemlerin bulunmasına rağmen, devamlılık, duyu, oklüzyon, yumuşak doku, fonksiyon ve estetiğin restorasyonu dahil olmak üzere mükemmel mandibular rekonstrüksiyon hala mümkün değildir (Miles ve ark., 2010; Wong ve ark., 2010).

Doku mühendisliği, malzeme bilimi ve biouyumluluk arasındaki bağlantıya dayanmaktadır. Normal ve patolojik memeli dokularındaki yapı-işlev ilişkilerinin temel kavrayışı ve korunması için biyolojik ikame maddelerinin geliştirilmesine yönelik mühendislik ve yaşam bilimleri ilkelerinin ve yöntemlerinin uygulanmasını entegre eder veya doku fonksiyonlarını iyileştirir (Nerem ve Sambanis, 1995).

Güvenilir doku mühendisliği tekniklerinin geliştirilmesi, mandibular rekonstrüksiyonun evriminde bir sonraki adımı önerebilir. Kemik dokusu mühendisliği, iskelet, biyoaktif madde ve / veya osteojenik potansiyele sahip hücreler / dokular kullanan nispeten yeni bir yöntemdir. Halen, kemik oluşumunu başlatmak veya arttırmak için biyoaktif maddeler veya osteojenik kemik iliği stromal hücreleri ile birlikte çeşitli malzemeden yapılmış çok sayıda iskelet ile çalışılmaktadır (Chanchareonsook ve ark., 2014).

Bugüne kadar, Warnke ve ark.(2004, 2006) tarafından bildirildiği üzere, bir insanda doku mühendisliği prensibini kullanarak, mandibulada başarılı rekonstrüksiyon yapılan tek bir yayınlanmış vaka vardır. Bu çalışma, tümör rezeksiyonu sonrası sekonder rekonstrüksiyon uygulanan bir hastayı rapor etmiştir. Tasarlanan greftin trapezius kasında iyileşmesi sağlanmış ve daha sonra mikrovasküler anastomoz kullanılarak alıcı bölgeye transplante edilmiştir.

Görüldüğü kadar başarılı olan bu rekonstrüksiyon yöntemi, grefti taşımak için bir araç görevi görecektir olan kastaki iskelenin implantasyonundan ayrı bir mikrocerrahi

nakli gerektirmektedir. Prensip olarak, defektin yerinde bir greftin yapılması diğer yöntemlere göre daha avantajlı olacaktır, fakat mandibulanın hareketsizleştirilmesini sağlayan bir iyileşme periyodunu gerektirecektir. İşlenmiş kemiği iyileştirme aşamasında korumak için yeterli yumuşak doku şartlarını da gerektirir. Yapılmış greftler için kesinlikle bir gelecek olmasına rağmen, rutin klinik uygulamaları hala uzun bir yoldur. Teknik problemlerin dışında, çeşitli doku hücreleri ve hatta düz onkojenetik etkiler üzerinde bilinmeyen problemler vardır. Bu morfogenetik büyüme faktörlerinin henüz serbestçe bulunmamasının ana nedenlerinden biridir. Bir diğer faktör de maliyet ile ilgilidir. Halen mevcut olan kemik morfogenetik proteinleri kullanmanın maliyeti büyük çapta kullanımını engellemektedir (Goh ve ark., 2008).

2.3. Mandibula Biyomekaniği

Mandibular devamlılık defektleri, tümör rezeksiyonu, maksillofasiyal yaralanma ve osteomyelit sonrasında ortaya çıkmaktadır. Rekonstrükte edilmemiş defektler, hastanın yaşam kalitesini ciddi biçimde etkileyen şiddetli şekil bozukluğuna, konuşma kaybına ve azalan çiğneme fonksiyonuna yol açar. Dental implantlarının yerleşmesine izin vermek için yeterli kemik miktarı ile mandibula formunu ve fonksiyonunu değiştiren mandibular rekonstrüksiyon için ideal bir çözüm bulunmamıştır. Mandibula, fonksiyon sırasında iletilen kuvvetlere dayanması gereken kafatasının tek hareketli yük taşıyan kemiği olmasına rağmen, bu tür rekonstrüksiyonun biomekanik yönlerine çok az dikkat edilmiştir (Wong ve ark., 2010).

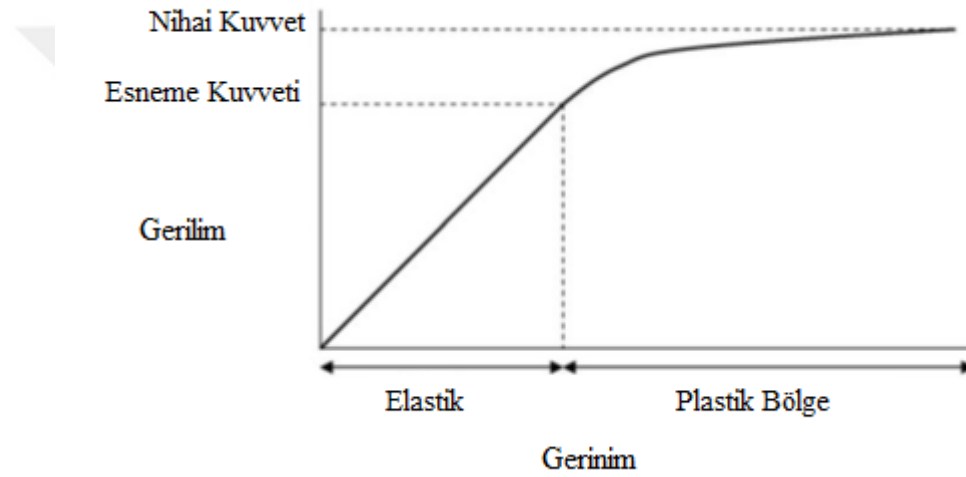
2.3.1. Temel Tanımlar

Bir kemik dört tip yükleme yaşayabilir: çekme / sıkıştırma, kesme, burulma ve bükme. İlk ikisi doğrusal yükler ve son ikisi de açısal yüklerdir (Draper, 1998).

Mandibula, çiğneme kasları tarafından üretilen kuvvetler ile dişler ve temporomandibular eklemlerden hareket eden karşı kuvvetlere maruz kalmaktadır. Mandibula bu dış yüklerin bir sonucu olarak deformasyona uğrar. Gerilimler (stress) ve gerinimler (strain) üretilir; bunların dağılımı, dış yüklerin yapısına ve mandibulanın materyal özelliklerine ve geometrisine bağlıdır. Deformasyon miktarı, gerinim miktarıyla belirlenir. Gerinim, uzunluktaki değişimin deformasyon altındaki yapının orijinal uzunluğuna oranı olarak tanımlanır. Gerinim, bir noktaya ve yapıda bir yöne özgüdür ve bazen bir yüzde olarak ifade edilmesine rağmen, boyutsuzdur (Panjabi ve

White, 2001). Gerilim ve basınç yükleri, deformasyon sonucu kemik dokusunda ortaya çıkar ve bir yapıdaki birim alan başına kuvvet yani Newton metrekare (Nm^{-2}) veya Paskal (Pa) olarak ölçülür. Uygulamaya bağlı olarak, bir yük, çekme, basma veya kesme gerilmesine neden olarak sınıflandırılabilir. Kemik uzarsa gerilme gerilmesi ortaya çıkar, kemik daha kısa hale geldiğinde basınç gerilmesi oluşur ve kemiğin bir bölgesi bitişik bir bölgeye göre paralel hareket ettiğinde kesme gerilmesi ortaya çıkar.

Bir malzeme veya dokunun (bu durumda kemiğin) stres-gerinim ilişkisi, elastik ve plastik deformasyon bölgelerini sınırlayan bir gerilme-gerinim eğrisi Şekil 7' de gösterildiği gibi tarif edilebilir.



Şekil 7: Gerilme- gerinim eğrisi (Wong'dan,2010)

Elastik bölgede, yük serbest bırakıldığında kemik orijinal uzunluğuna geri döner; plastik bölgede, stres, kemik yapısında kalıcı deformasyona neden olur. Young's modülü (veya elastik modülü) E , $E = \sigma / \epsilon$ olarak tanımlanmıştır, burada σ gerilme, ϵ gerinim ve birim Pascal'dır (Pa). Aynı zamanda, elastik bölgenin eğimi, ki bu da kemik dokusunun deformasyona direnme yeteneğinin bir ölçüsüdür. Kesme modülü G , kemiğin belirli bir düzlemde kayma gerilmesine direnme yeteneğinin bir ölçüsüdür ve E değerinin $1/3$ ila $1/2$ 'si olma eğilimindedir. Kayma modülü $G = \tau/\gamma$ olarak tanımlanmıştır, burada τ kayma gerilmesi ve γ kayma gerinimidir (Hayes, 1991).

Kemik deforme olduğunda, deforme edici kuvvetin (sekonder gerinim) yönüne dik bir yönde daha kısa veya daha uzun (birincil gerinim) ve daha ince veya daha kalın hale gelir. Poisson's oranı, n , bir yapının uygulanan yüke dik bir yönde deformasyona

direnme yeteneğinin bir ölçüsüdür ve $\nu = \varepsilon_y / \varepsilon_x$ olarak tanımlanır, burada ε_y ikincil gerinim ve ε_x birincil gerinim oluşur. Kemiğe yerleştirilen yük ile elastik aralıktaki deformasyon arasındaki ilişki, kemik materyalinin elastik sabitleri (elastik modül, kesme modülü ve Poisson oranı) ile açıklanmaktadır. Elastik sabitleri veya mekanik özellikleri tüm yönlerde aynı ise, bir malzeme izotropik olarak adlandırılır. Bir malzemenin mekanik özellikleri farklı yönlerde farklı ise, malzemeye anizotropik denir. Bu özelliklerin her üç dikey doğrultuda bir farkı varsa, malzeme ortotropik olarak bilinir. Bir ortotropik materyal, üç yönden ikisinde de aynı özelliklere sahip olduğunda, enine izotropik olarak bilinir.

Gerilme - gerinim eğrisinde, bir malzemenin akma dayanımı, kalıcı deformasyonun meydana geldiği ve malzemenin orijinal şekline dönmediği, akma noktasındaki strestir. Nihai güç, bir malzemenin sürdürebileceği maksimum strestir ve kopma mukavemeti, malzemenin kırıldığı strestir. Kemikte, kopma mukavemetinin değeri genellikle, yön, yer veya stres türüne bağlı olarak, nihai gücün değeri ile aynıdır. Kemiğin (mutlak) nihai basınç gerilmesi, çekme gerilmesi ve kesme gerilmesinden daha yüksektir (van Eijden, 2000). Bir kemik yapısının biomekanik davranışı, o yapının malzeme özelliklerine ve geometrisine bağlıdır.

2.3.2. Mandibular Kemiğin Materyal Özellikleri

Çalışmalar mandibular kortikal kemiğin, alveollere göre daha sert olduğunu göstermektedir (Dechow ve Hylander, 2000; Schwartz-Dabney ve Dechow, 2003). Gövdedeki maksimum sertliğin yönü okluzal düzleme paraleldir, ramusdaki maksimum sertlik dikeydir. Longitudinal elastik modül, molar bölgeden simfizise doğru artar ve lingual korteks, simfizis ve premolar bölgelerdeki bukkal korteksten daha serttir. Van Eijden'e göre(2000), mandibular kortikal kemiğin materyal özellikleri Dechow, Arends ve Sigolotto tarafından ölçülmüştür. Elastik modüller, kesme modülleri ve Poisson oranının üç yönde farklı olduğu bulunmuştur: uzunlamasına, radyal ve teğet. Bu çalışmaların sonuçları mandibular kortikal kemiğin anizotropik olduğunu göstermektedir.

Anterior mandibula daha büyük bir trabeküler kemik yoğunluğuna sahiptir, bu da daha büyük elastik modülü ve basınç dayanımı ile diğer bölgelere göre korelasyon gösterir. Kortikal bölümün varlığı tüm bölgelerdeki trabeküler kemiğin elastik modülünü artırır, anterior mandibula en yüksek değerlere sahiptir. Kortikal kemik

mevcut olduğunda, elastik modül, ortalama değeri 96.2 megapaskal (MPa) olan 24.9 ila 240 MPa arasındadır (Misch ve ark, 1999). Kortikal kemik olmadığında, elastik modül 3.5 ila 125.6 MPa arasında değişmiştir. Trabeküler kemiğin en yüksek basınç dayanımı 0.22 ila 10.44 MPa (ortalama 3.9 MPa) arasındadır. Bu veriler, kortikal kemiğin okluzal yükleri dağıtmada önemli bir rol oynadığını göstermektedir. Mandibulaya ait trabeküler kemik de anizotropik özelliklere sahiptir (Yi ve ark., 2007).

2.3.3. Mandibulanın Mekanikliğini İncelemek İçin Yöntemler

Mandibulanın *in vivo* ve *in vitro* deformasyonu ve üzerine uygulanan elastik kuvvetler çeşitli yöntemler kullanılarak incelenmiştir. Bu yöntemler serbest cisim diyagramlarının, iç kuvvetlerin kaba bir yaklaşımını sağlayan hipotezlenmiş dış yüklerin vektörel bir tasvirini sunduğu serbest cisim analizi; mandibula veya mandibulanın bir kopyasının üzerine bir kaplama olarak bir fotoelastik reçinenin kullanılması veya çeşitli yükleme şekilleri altında iç gerilme modelinin incelenmesi; kadavra veya hayvan mandibulalarının dış yüzeyine yapıştırılan ve yükleme altındaki gerilmelerin yönünü ve büyüklüğünü ölçmek için kullanılan gerinim ölçerlerin kullanımı; ve matematiksel modellemenin kullanıldığı mandibula boyunca stres dağılımını ve yükleme ve modellerdeki değişikliklerin etkilerini analiz etmek için sonlu elemanlar analizidir (Daegling ve Hylander, 2000).

Bu yöntemlerin her birinin dezavantajları vardır. Serbest cisim diyagramları, kuvvet dağılımının basit analizi ile sınırlıdır ve daha detaylı analizlerle iyi başa çıkamaz. Fotoelastik reçinenin kullanımı, plastiğin mekanik özelliklerinin, kemiklerinkinden farklı olmasından muzdariptir. *In vivo* kuvvetler üzerindeki bilginin çoğu, gerinim ölçerlerinin kullanılmasından kaynaklanmıştır, ancak ölçümler sadece kemiğin yüzeysel yüzeyindeki gerinimleri yansıtmaktadır. İnsanlarda gerinim ölçer deneylerini *in vivo* gerçekleştirmek mümkün değildir ve bu nedenle *in vivo* hayvan çalışmalarından elde edilen verilerin insanlara uyarlanması gerekmektedir (Wong, 2010). Sonlu elemanlar analizi, stres dağılımları hakkında kesin veriler sağlayabilir, ancak statik durumlar ile sınırlıdır ve bu yöntemi kullanan çoğu çalışma, hesaplamaları basitleştirmek için mandibulanın anizotropik değil, izotropik olduğunu varsaymaya meyillidir. Sonlu elemanlar analizinin kemik örneklerin biomekanik davranışlarını tanımlarken doğruluğu birçok yazar tarafından gösterilmiştir (Vollmer ve ark., 2000; Choi ve ark., 2005). Sonlu eleman modelinin, hesaplamaların doğruluğunu onaylamak için kemik yüzeyine

uygulanan gerinim ölçerlerin kullanımı ile birleştirilmesi, doğru modellerle sonuçlanmıştır (Marinescu ve ark., 2005; Ross ve ark., 2005).



3. MATERYAL VE METOD

Bu çalışma Ondokuz Mayıs Üniversitesi Karadeniz İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde yapıldı ve Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri kapsamında PYO.DIS.1904.18.001 nolu projesi olarak desteklendi.

3.1. Çalışma Planı

İnsan kadavralarının elde edilmesinden kaynaklanan zorluk ve hayvan modellerinden kaynaklanan dezavantajları ekarte etmek için kortikokansellöz yapıda olan poliüretan mandibula modeller (Synbone 8590, Malans, İsviçre) tercih edildi (Şekil 8).



Şekil 8. Çalışmada kullanılan poliüretan mandibula modeli

Tez çalışmamızda 35 adet mandibula modeli her grupta 5 adet örnek olmak üzere 7 alt gruba ayrılmıştır (Tablo 2). Rezeksiyon gerçekleştirilmemiş olan sağlam mandibula modelleri kontrol grubunu oluşturmaktadır. Diğer gruplar ise defekt boyutu ve kullanılan rekonstrüksiyon plaklarının dizaynına göre 6 ayrı grupta incelenmiştir. Bu gruplar şu şekilde isimlendirilmiştir: G1; Kontrol grubu, G2; 3 delik boyutunda defekte uygulanan kendi dizaynımız olan plak, G3; 3 delik boyutunda defekte uygulanan düz plak, G4; 3 delik boyutunda defekte uygulanan açılı plak, G5; 6 delik boyutunda defekte

uygulanan kendi dizaynımız olan plak, G6; 6 delik boyutunda defekte uygulanan düz plak; G7; 6 delik boyutunda defekte uygulanan açılı plak (Şekil 9).

Tablo 2. Çalışmanın kontrol ve deney grupları

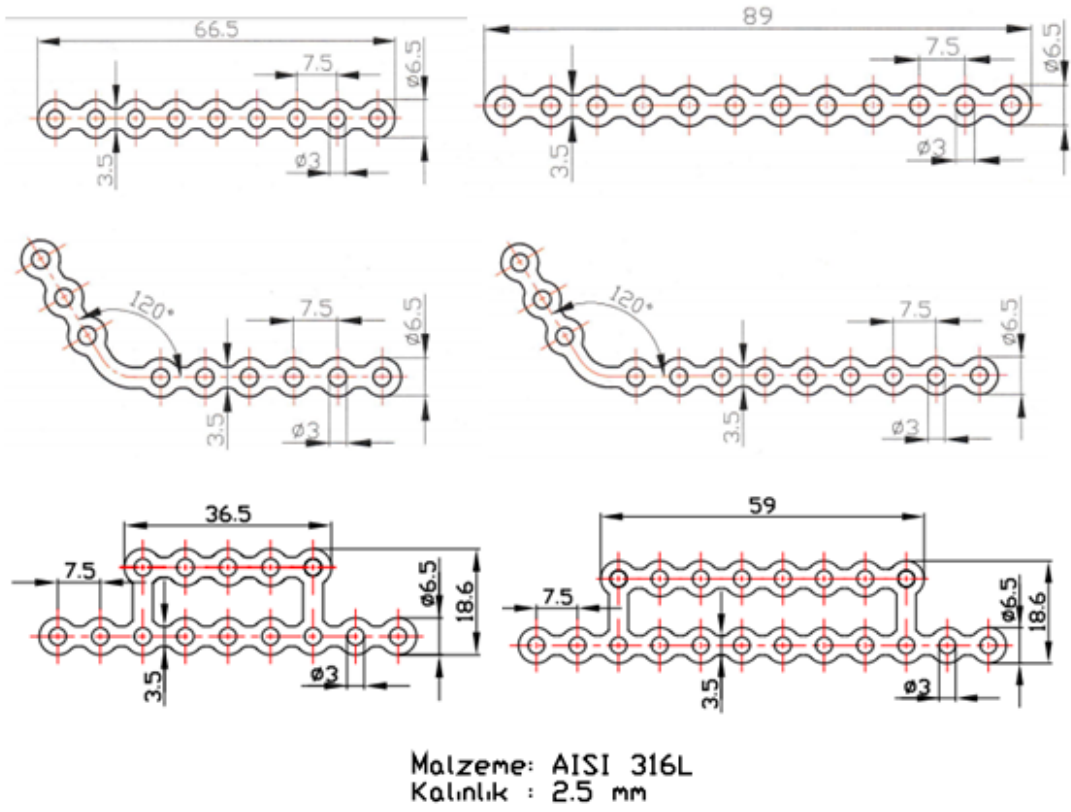
	Kontrol Grubu		Çalışma grupları				
	G 1	G 2	G 3	G 4	G 5	G 6	G 7
Mandibula Sayısı	5	5	5	5	5	5	5



Şekil 9. Kontrol ve çalışma grupları

Bu çalışmada farklı uzunluk ve dizaynlarda tasarımı yapılan özel üretim 2,5 mm kalınlığında 316-L paslanmaz çelik rekonstrüksiyon plakları (Bahadır, Samsun, Türkiye) kullanıldı (Şekil 10). Serbest segmentlerin oluşmasını önlemek için mandibula modellerinin kondil bölgelerinden akrilikten yapılan bar ile sabitlenmesi sağlanmıştır (Şekil 11). Defektler mandibulanın ikinci molar diş distalinden başlayacak şekilde oluşturulmuş ve defekt boyutları standartize edilmiş plakların 3 ve 6 delik boyutunu içerecek şekilde yapılmıştır.

Tüm modellerde 1,6 mm çaplı frezlerle yuva açılarak 2,0 mm çapında 10 mm uzunluğunda self-tapping 304 paslanmaz çelik vidalar (Bahadır, Samsun, Türkiye) ile fiksasyon sağlandı.



Şekil 10: Tasarımı yapılan rekonstrüksiyon plaklarının ölçüleri



Şekil 11. Serbest segmentlerin oluşmasını engellemek için uygulanan akrilik bar

Rekonstrüksiyon plaklarının sağlam kemiğe maksimum temasını sağlayacak şekilde bükümleri gerçekleştirilmiş ardından vidaların yerleştirilecekleri alan hazırlanmıştır. Grup 2 ile grup 5 de segmentlerin her bir tarafına 4 diğer gruplarda ise 3 vida ile fiksasyon sağlanmıştır (Şekil 12-24).



Şekil 12. Kontrol grubu



Şekil 13. 3 delik boyutunda defekte uygulanan kendi dizaynımız olan plak



Şekil 14. Grup 2 çalışma grubu



Şekil 15. 3 delik boyutunda defekte uygulanan düz plak



Şekil 16. Grup 3 çalışma grubu



Şekil 17. 3 delik boyutunda defekte uygulanan açılı plak



Şekil 18. Grup 4 çalışma grubu



Şekil 19. 6 delik boyutunda defekte uygulanan kendi dizaynımız olan plak



Şekil 20. Grup 5 çalışma grubu



Şekil 21. 6 delik boyutunda defekte uygulanan düz plak



Şekil 22. Grup 6 çalışma grubu

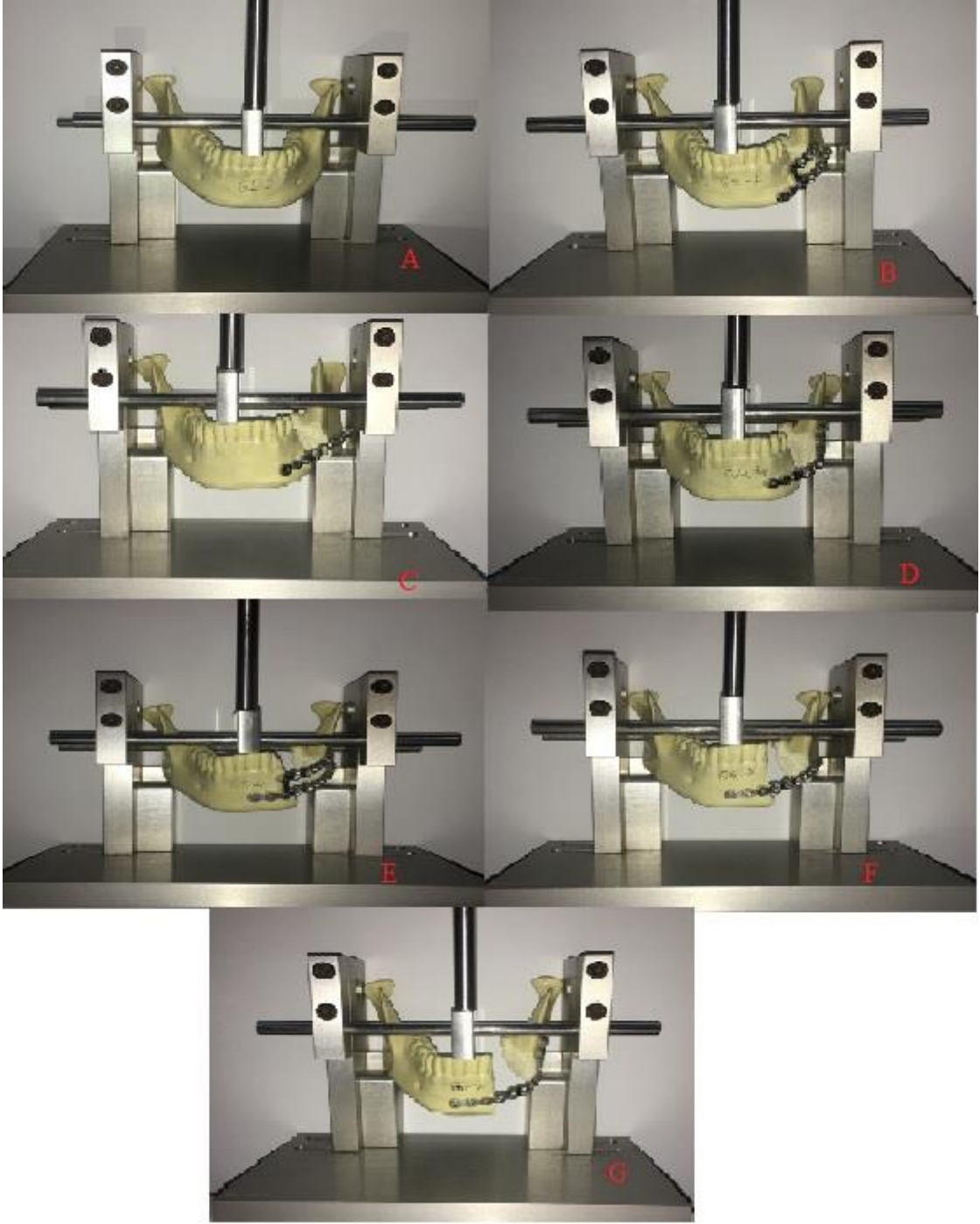


Şekil 25. Çalışmada kullanılan fiksasyon aparatı

Çalışmamızda kullanılan servohidrolik test ünitesi (Instron 5982, ABD) 100 kN ye kadar kuvvet uygulayabilmektedir (Şekil 26). İnsanlarda ısırma kuvvetinin simülasyonu için modellerin insizal bölgelerinden 500 newton (N) kuvvet uygulanmıştır. Uygulama işleminden önce 0.1 N ön yükleme yapılmıştır. Test ünitesinin dislokasyon hızı ise 5 milimetre/dakika (mm/dk) olacak şekilde ayarlanmıştır (Şekil 27). Uygulanan kuvvet neticesinde oluşan yer değiştirme miktarı bilgisayar yazılımıyla (Instron Bluehill, ABD) belirlenmiştir.



Şekil 26. Çalışmada kullanılan servohidrolik test ünitesi



Şekil 27. Kontrol ve çalışma gruplarına kuvvet uygulanması(A: Grup 1 Kontrol grubu ,B: Grup 2, C: Grup 3, D: Grup 4, E: Grup 5, F: Grup 6, G: Grup 7)

3.2 İstatiksel Değerlendirme

İstatistiksel analiz SPSS versiyon 20 yazılımı kullanılarak yapılmıştır. Değişkenlerin normallik testleri Shapiro – Wilk testi kullanılarak incelenmiştir. Gruplar arasındaki farklar ise plak dizaynı ve rezeksiyon miktarına göre incelenmiştir. Dizayn arasında fark olup olmadığını belirlemek için Kruskal Wallis testi ve farklılığa sebep olan grup içinde nonparametrik bağımsız örnek testi uygulanmıştır. Defekt miktarına göre farklılık ise verilerin dağılımına bağlı olarak Bağımsız İki Örnek T testi veya Mann Whitney U testi kullanılarak belirlenmiştir.



4. BULGULAR

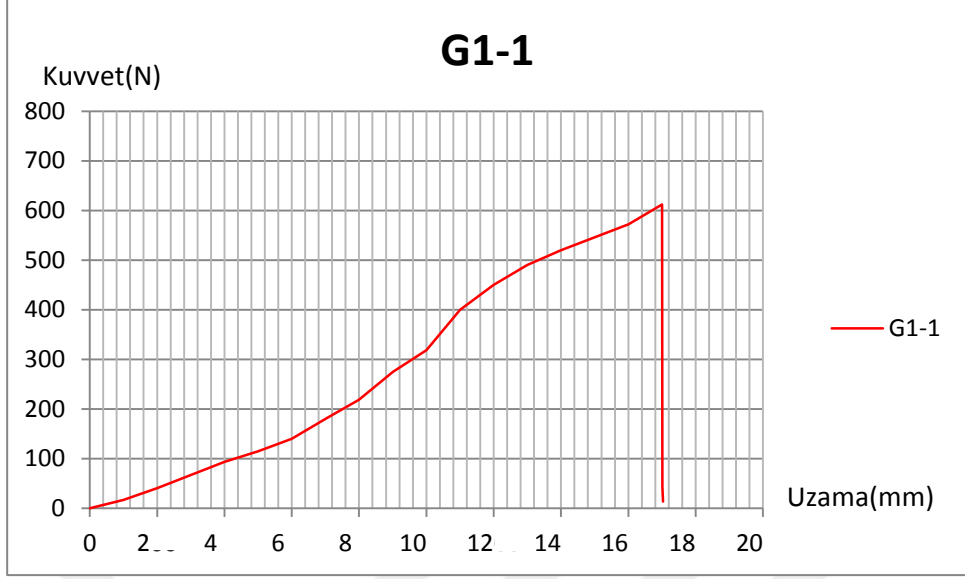
Çalışmamızda 35 adet kortikokansellöz yapıda olan poliüretan modeller üzerinde farklı rekonstrüksiyon plaklarının biomekanik stabiliteleri karşılaştırılmıştır. 35 model 7 alt gruba ayrılmıştır. Birinci grup kontrol grubu olup herhangi bir rezeksiyon uygulanmamıştır. İkinci grupta kendi dizaynımız olan plak, plak boyutunda mevcut olan 3 delik mesafelik defekte uygulanmış, üçüncü grupta düz olan plak, plak boyutunda mevcut olan 3 delik mesafelik defekte uygulanmış, dördüncü grupta açılı olan plak, plak boyutunda mevcut olan 3 delik mesafelik defekte uygulanmış, beşinci grupta kendi dizaynımız olan plak, plak boyutunda mevcut olan 6 delik mesafelik defekte uygulanmış, altıncı grupta düz olan plak, plak boyutunda mevcut olan 6 delik mesafelik defekte uygulanmış, yedinci grupta açılı olan plak, plak boyutunda mevcut olan 6 delik mesafelik defekte uygulanmıştır. Bu modellere servohidrolik test ünitesinde kuvvet uygulanmış ve sonuçta oluşan yer değiştirme miktarı değerlendirilmiştir.

4.1. Biomekanik Bulgular

Servohidrolik test ünitesinde modellere 500 N a kadar ya da modellerde deformasyon olana kadar kuvvet uygulanmıştır. Bu netice de 2 mm, 4 mm, 6 mm, 8 mm, 10 mm, 12 mm yer değiştirmedeki ortalama kuvvet değerleri karşılaştırılmıştır.

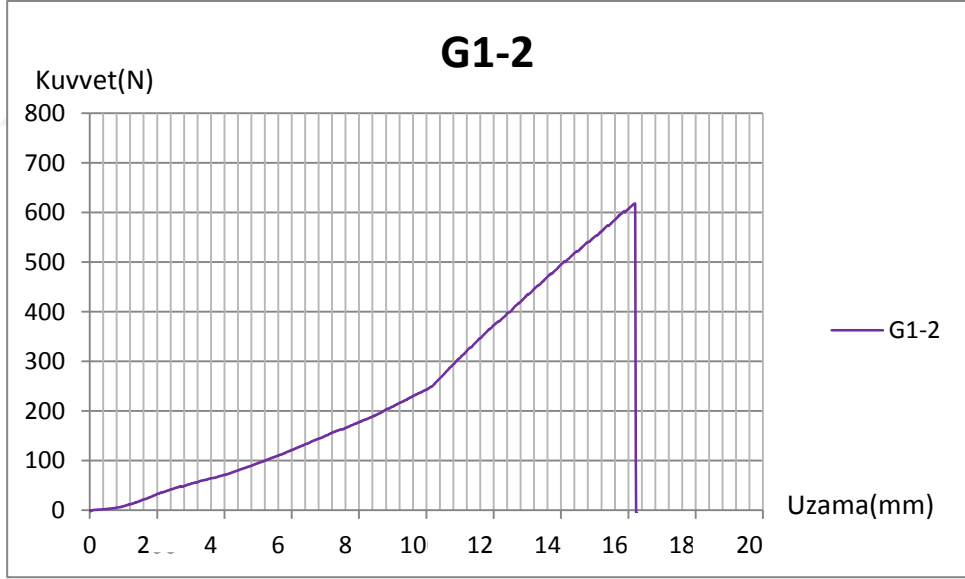
4.1.1. Grup 1

Model 1 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 40,83 N, 93,77 N, 140,13 N, 218, 94 N, 318,52 N, 450,22 N' dur (Şekil 28).



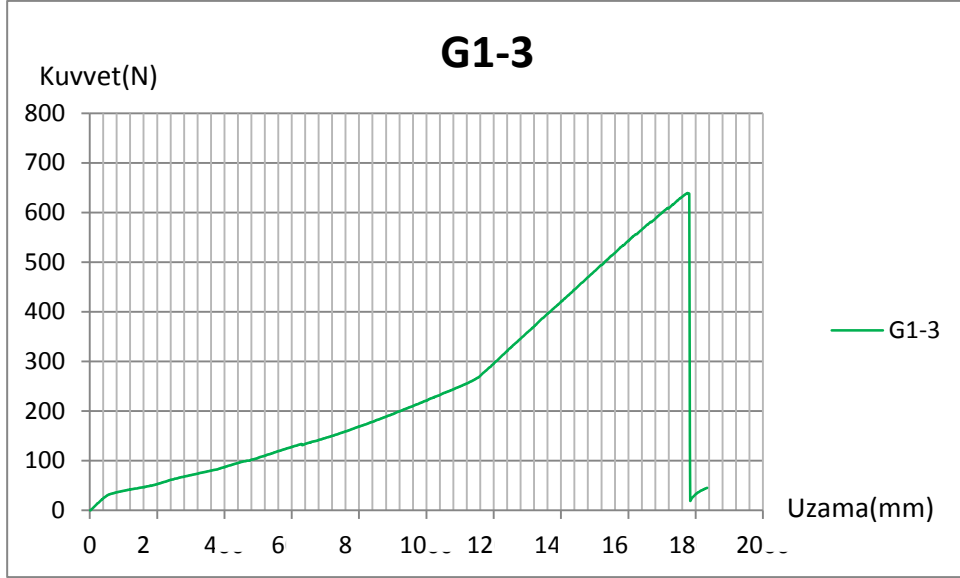
Şekil 28. Grup 1 model 1 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 2 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 11,95 N, 64,10 N, 121,21 N, 188,29 N, 293,81 N, 445,49 N' dur (Şekil 29).



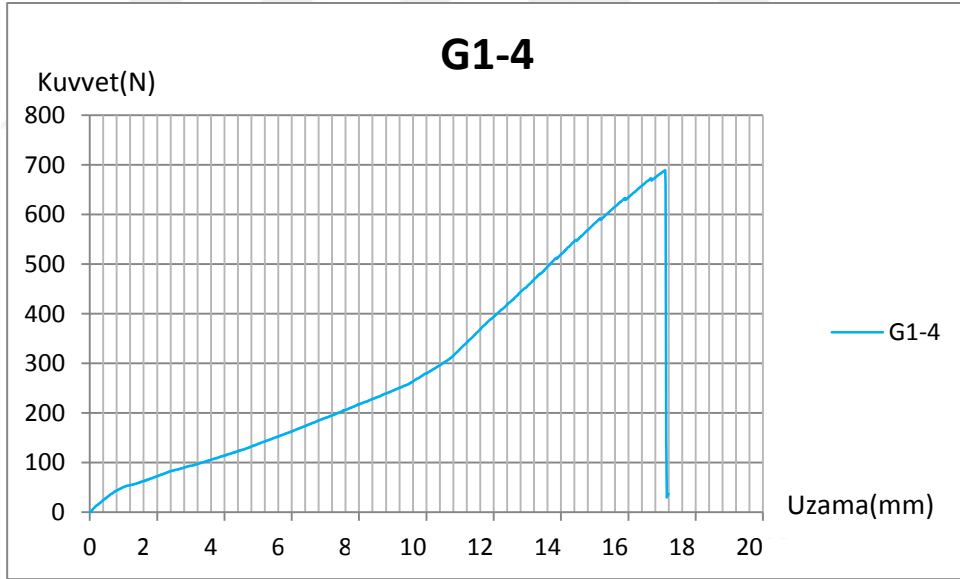
Şekil 29. Grup 1 model 2 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 3 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 61,86 N, 102,38 N, 150,64 N, 210,98 N, 297,81 N, 446,48 N' dur (Şekil 30).



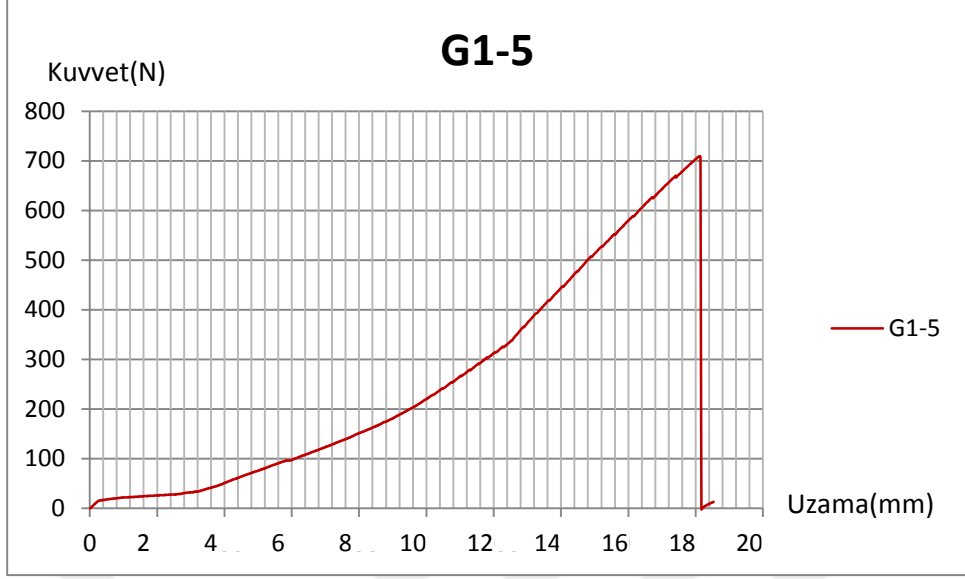
Şekil 30. Grup 1 model 3 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 4 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 83,26 N, 132,90 N, 195,51 N, 264,45 N, 395,23 N, 547,57 N' dur (Şekil 31).



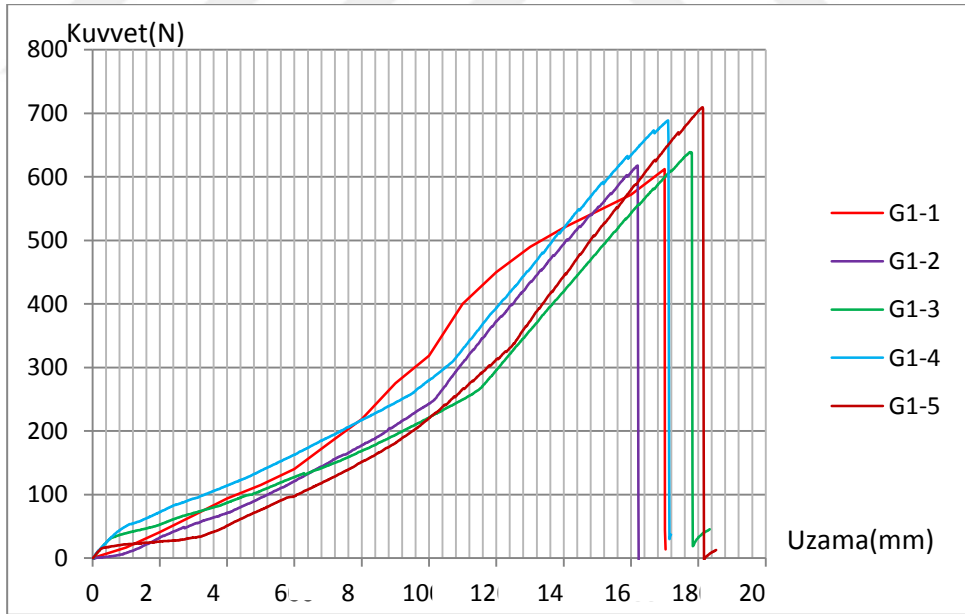
Şekil 31. Grup 1 model 4 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 5 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 27,90 N, 71,72 N, 129,19 N, 204,07 N, 313,65 N, 473,68 N' dur (Şekil 32).



Şekil 32. Grup 1 model 5 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

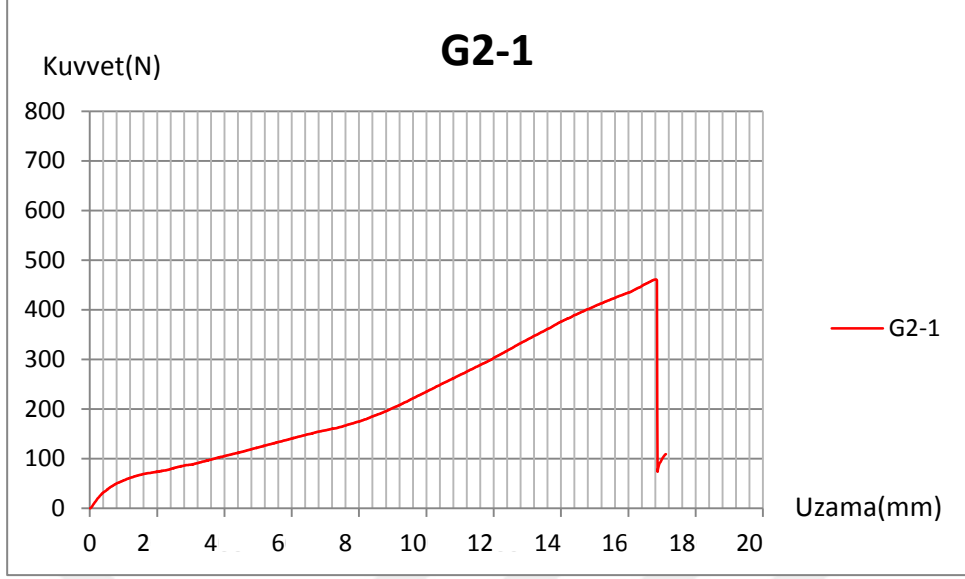
Kontrol grubundaki modellerin 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki ortalama kuvvetler sırasıyla; 45,16 N, 92,97 N, 147,33 N, 217,34 N, 323,80 N, 472,69 N’ dur (Şekil 33).



Şekil 33. Grup 1 deki tüm modellerin kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

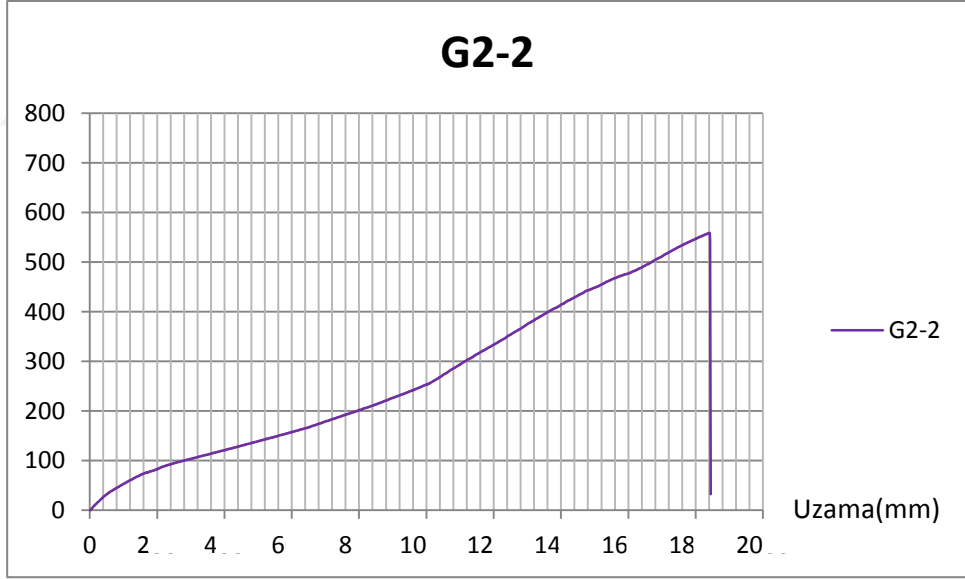
4.1.2. Grup 2

Model 6 daki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 79,82 N, 119,64 N, 160,70 N, 222,47 N, 303,90 N, 383,86 N’ dur (Şekil 34).



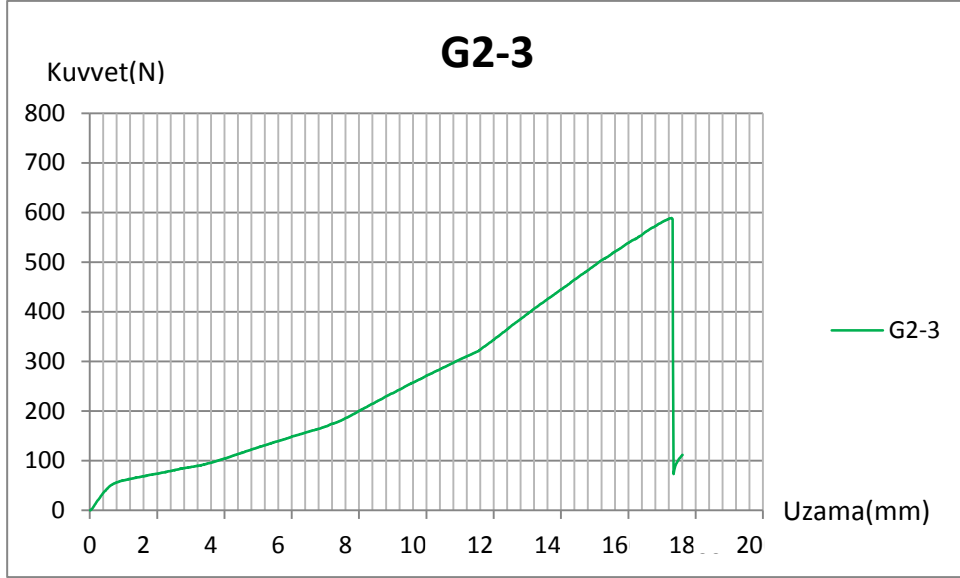
Şekil 34. Grup 2 model 1 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 7 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 93,29 N, 136,02 N, 183,97 N, 242,76 N, 334,60 N, 429,99 N' dur (Şekil 35).



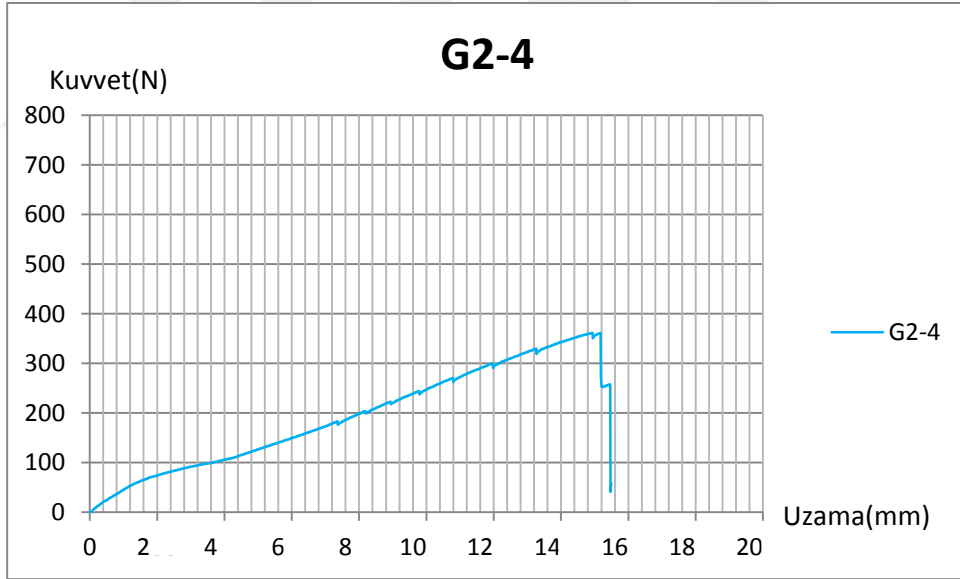
Şekil 35. Grup 2 model 2 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 8 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 79,67 N, 123,00 N, 174,91 N, 254,85 N, 345,45 N, 465,78 N' dur (Şekil 36).



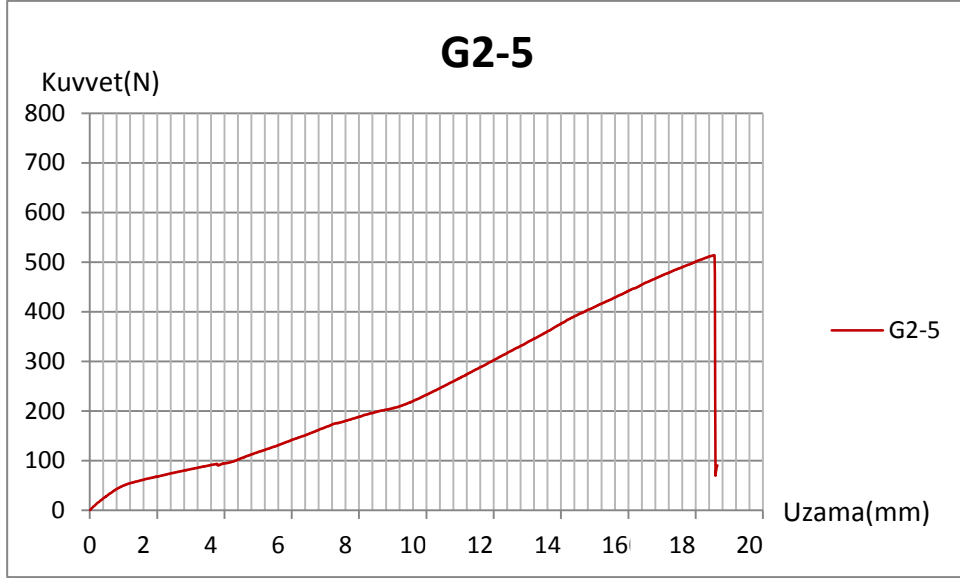
Şekil 36. Grup 2 model 3 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 9 daki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 82,16 N, 122,70 N, 179,41 N, 239,80 N, 295,12 N, 351,66 N' dur (Şekil 37).



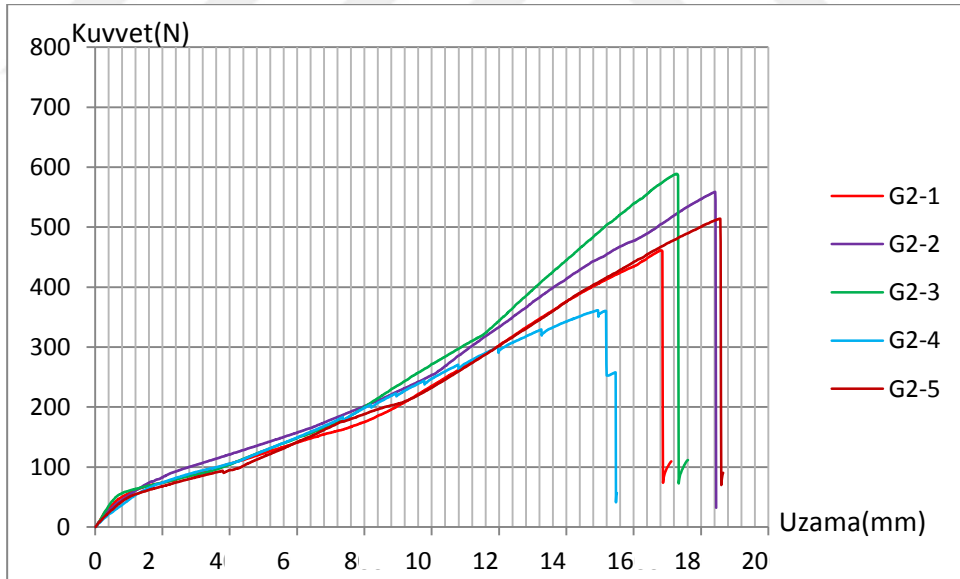
Şekil 37. Grup 2 model 4 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 10 daki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 74,53 N, 112,77 N, 173,10 N, 220,33 N, 302,54 N, 391,11 N' dur (Şekil 38).



Şekil 38. Grup 2 model 5 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

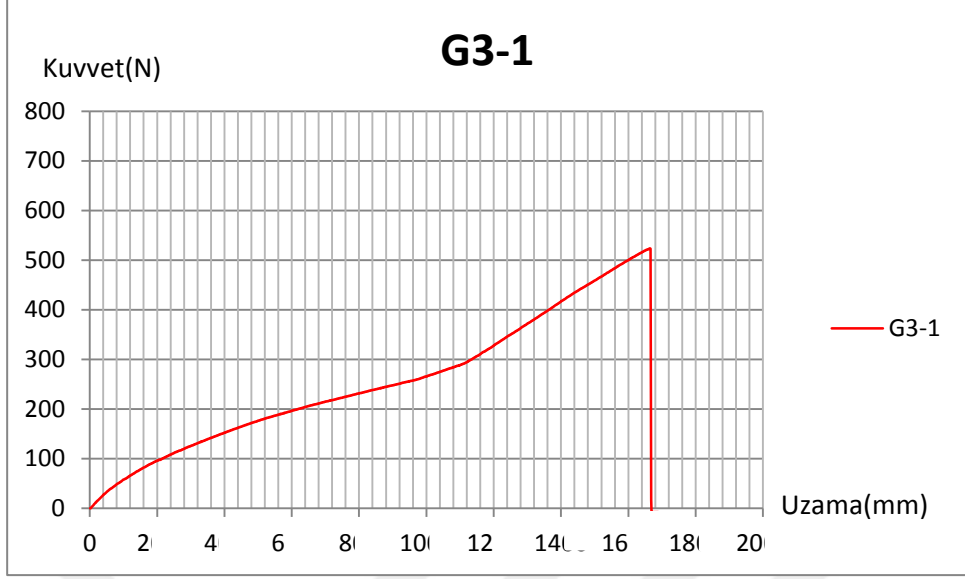
Grup 2 deki modellerin 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki ortalama kuvvetler sırasıyla; 81,89 N, 122,82 N, 174,41 N, 236,09 N, 316,22 N, 405,68 N' dur (Şekil 39).



Şekil 39. Grup 2 deki tüm modellerin kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

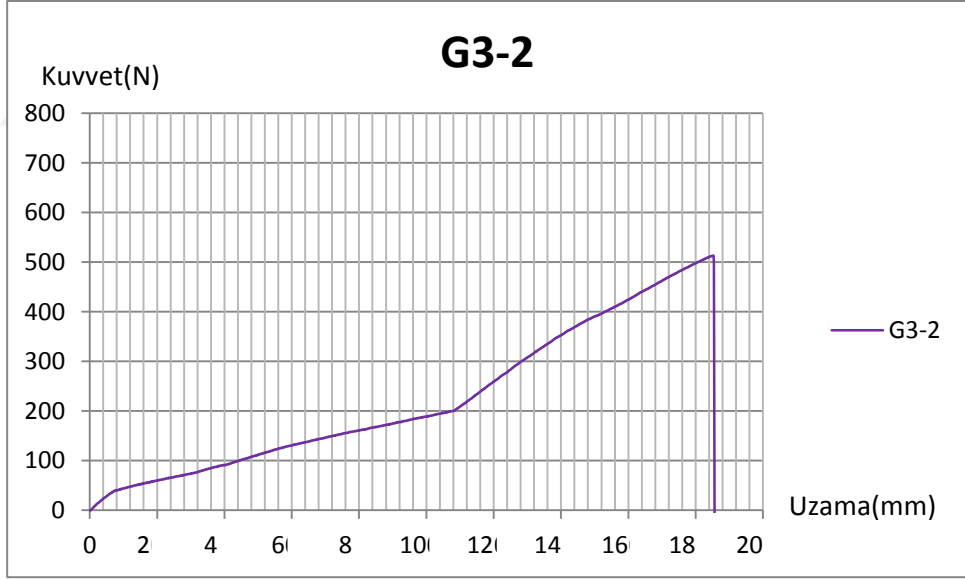
4.1.3. Grup 3

Model 11 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 109,16 N, 172,59 N, 218,42 N, 257,97 N, 329,27 N, 435,69 N' dur (Şekil 40).



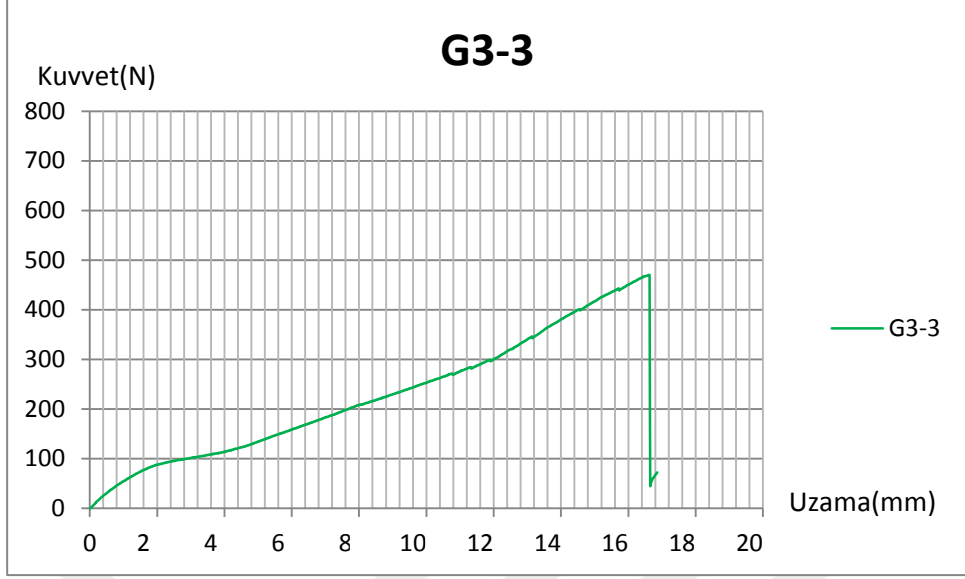
Şekil 40. Grup 3 model 1 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 12 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 65,90 N, 108,27 N, 149,99 N, 184,34 N, 260,35 N, 370,04 N' dur (Şekil 41).



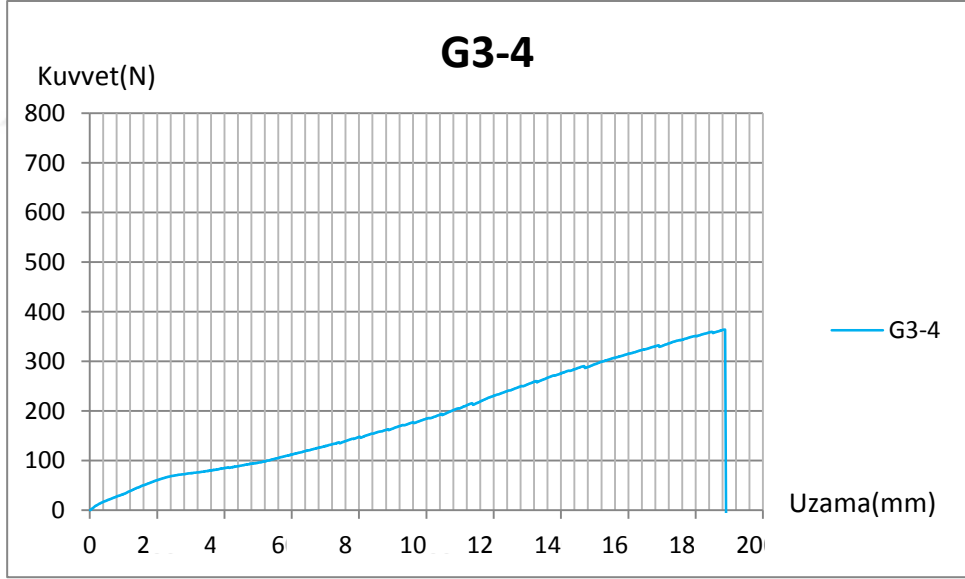
Şekil 41. Grup 3 model 2 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 13 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 94,71 N, 130,01 N, 188,17 N, 244,29 N, 301,24 N, 396,93 N' dur (Şekil 42).



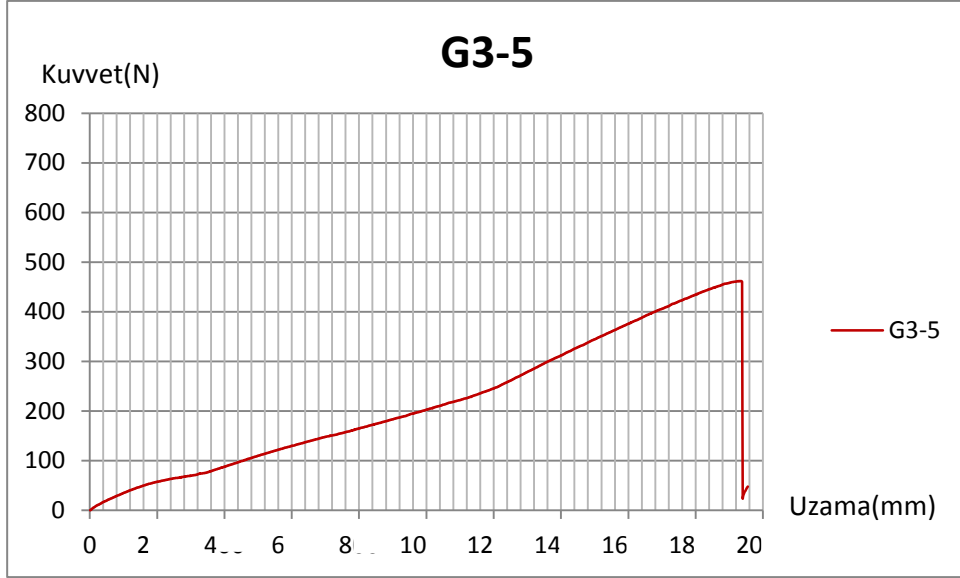
Şekil 42. Grup 3 model 3 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 14 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 68,95 N, 93,75 N, 133,24 N, 175,28 N, 230,83 N, 284,41 N' dur (Şekil 43).



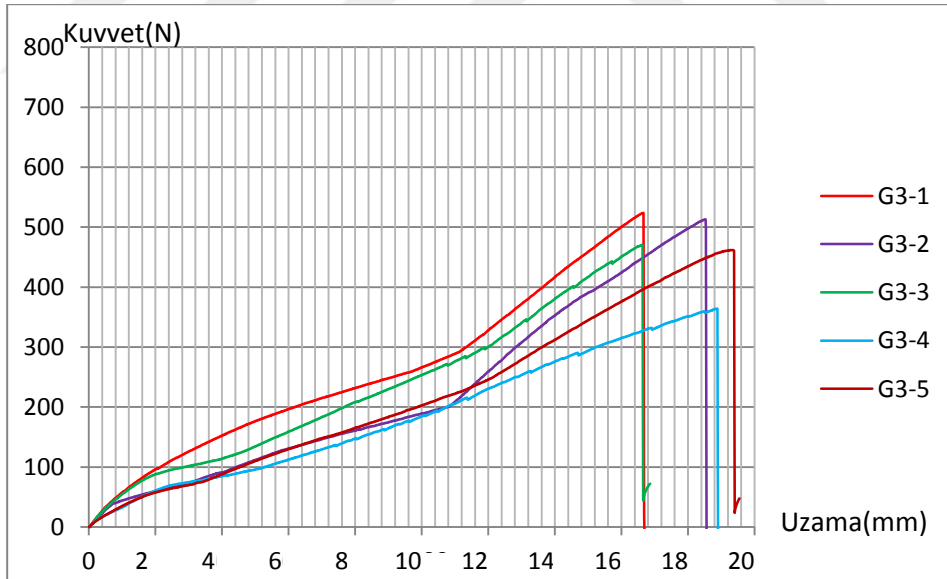
Şekil 43. Grup 3 model 4 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 15 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 63,60 N, 105,93 N, 151,15 N, 195,21 N, 246,06 N, 326,22 N' dur (Şekil 44).



Şekil 44. Grup 3 model 5 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

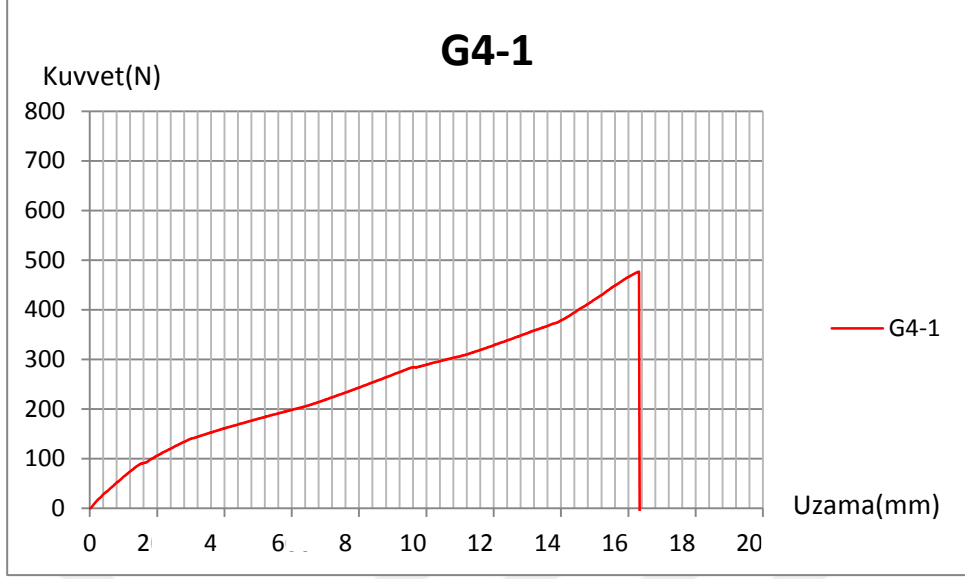
Grup 3 deki modellerin 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki ortalama kuvvetler sırasıyla; 80,46 N, 122,11 N, 168,19 N, 211,41 N, 273,55 N, 362,65 N' dur (Şekil 45).



Şekil 45. Grup 3 deki tüm modellerin kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

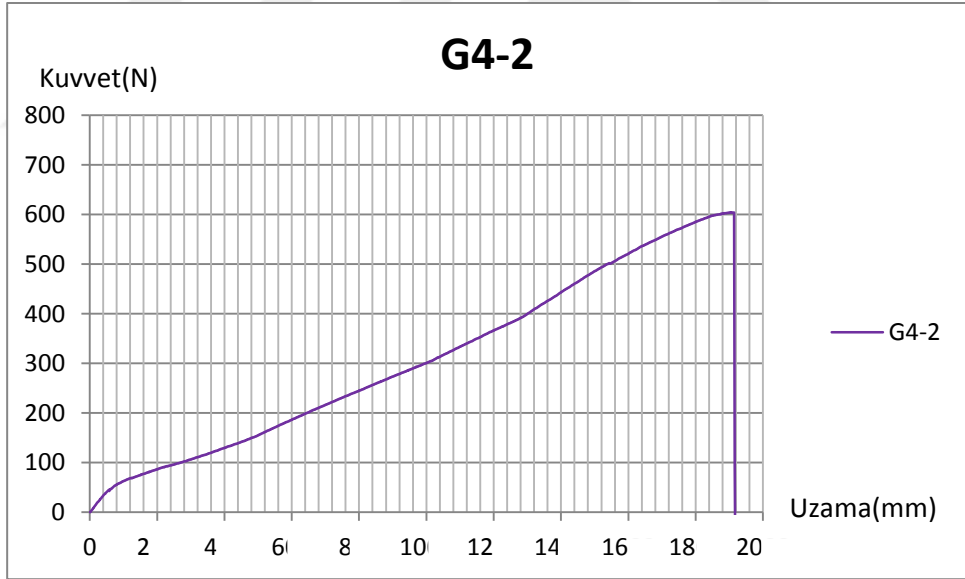
4.1.4. Grup 4

Model 16 daki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 121,40 N, 177,09 N, 224,32 N, 284,27 N, 329,28 N, 396,12 N' dur (Şekil 46).



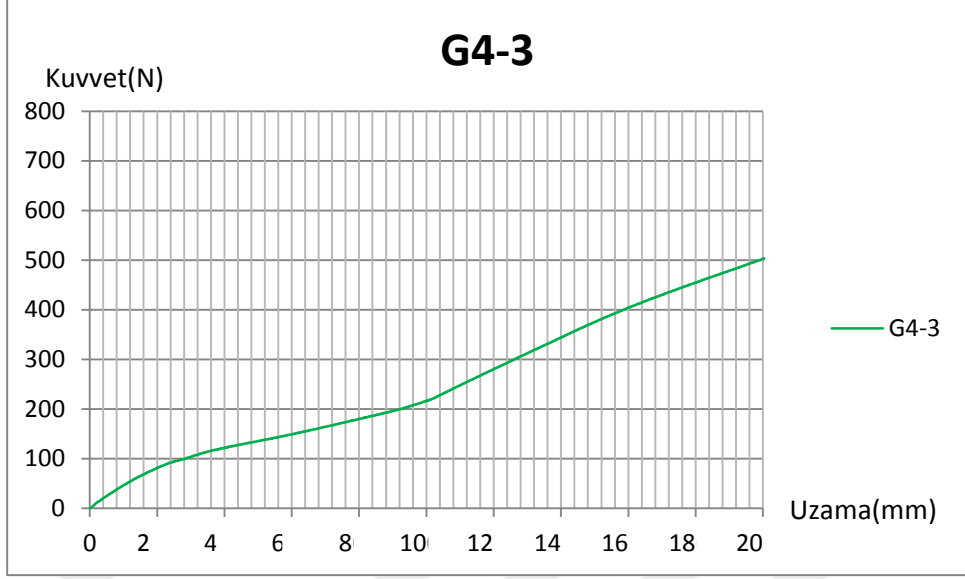
Şekil 46. Grup 4 model 1 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 17 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 94,81 N, 150,08 N, 222,86 N, 290,49 N, 367,11 N, 461,24 N' dur (Şekil 47).



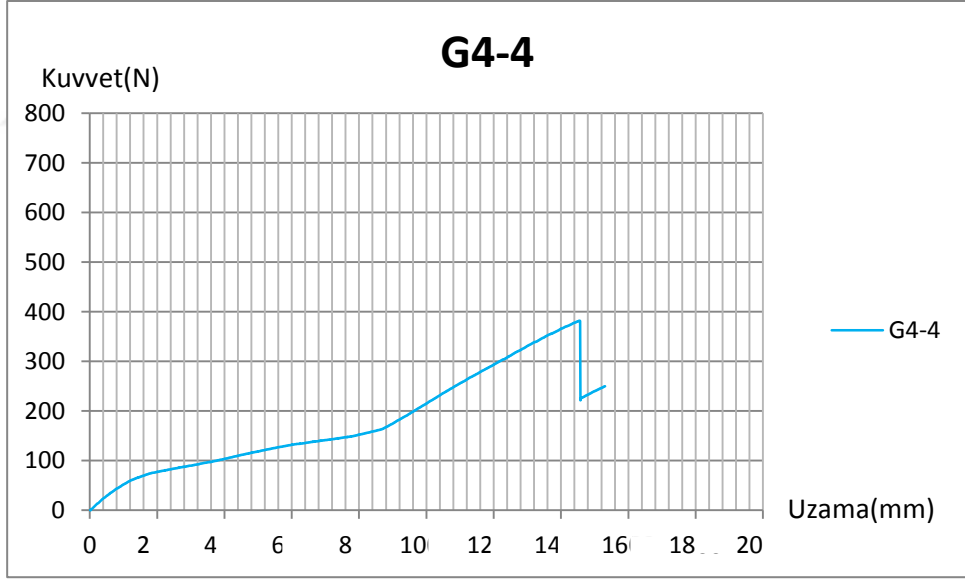
Şekil 47. Grup 4 model 2 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 18 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 92,30 N, 133,23 N, 167,48 N, 207,99 N, 281,03 N, 357,63 N' dur (Şekil 48).



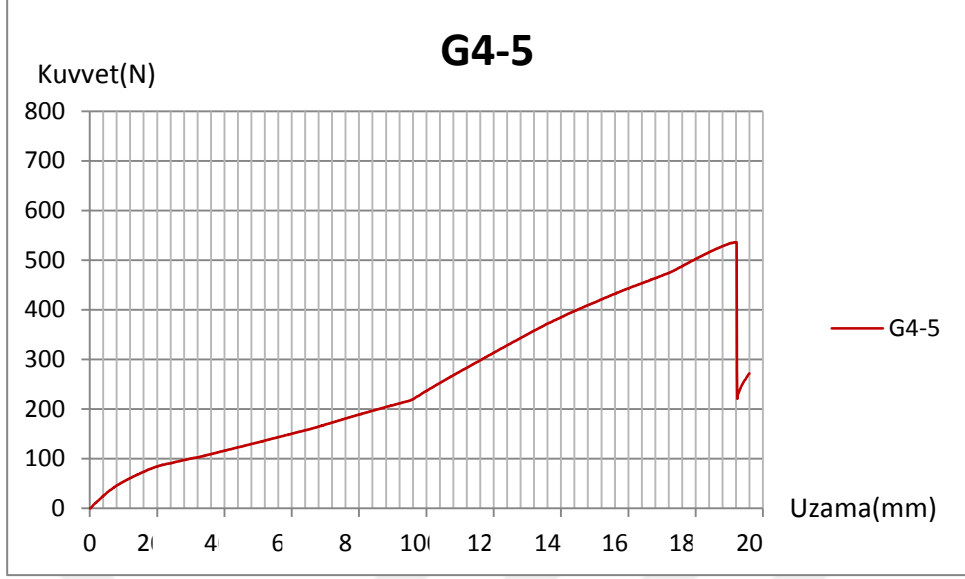
Şekil 48. Grup 4 model 3 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 19 daki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 82,84 N, 115,86 N, 143,42 N, 199,23 N, 294,07 N, 378,23 N' dur (Şekil 49).



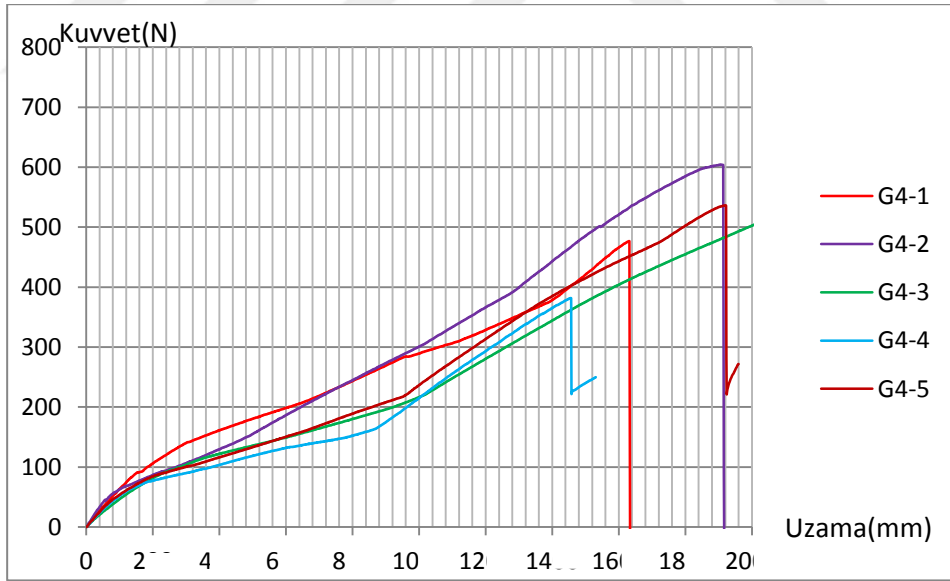
Şekil 49. Grup 4 model 4 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 20 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 91,36 N, 130,16 N, 177,34 N, 221,05 N, 314,50 N, 398,24 N' dur (Şekil 50).



Şekil 50. Grup 4 model 5 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

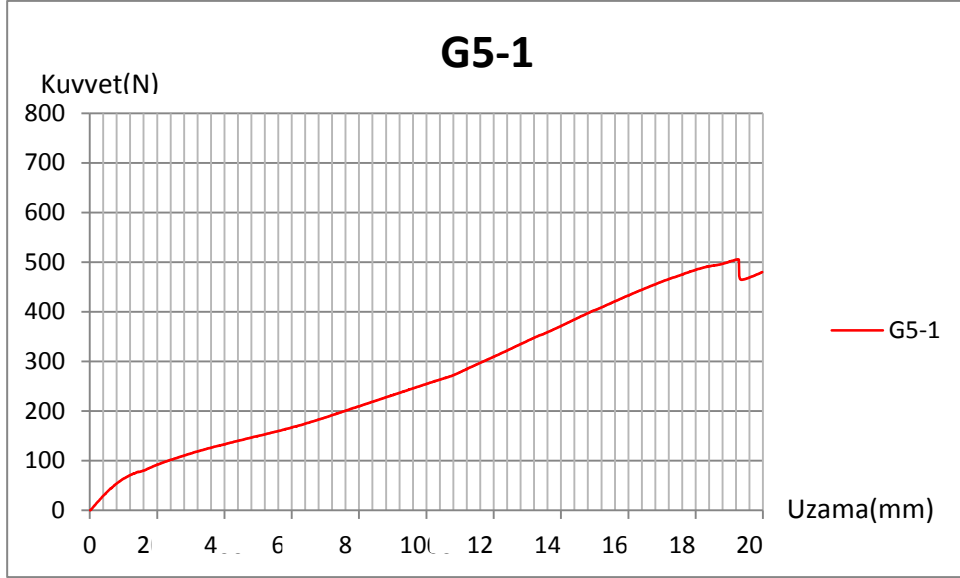
Grup 4 deki modellerin 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki ortalama kuvvetler sırasıyla; 96,54 N, 141,28 N, 186,28 N, 240,60 N, 317,19 N, 398,29 N’ dur (Şekil 51).



Şekil 51. Grup 4 deki tüm modellerin kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

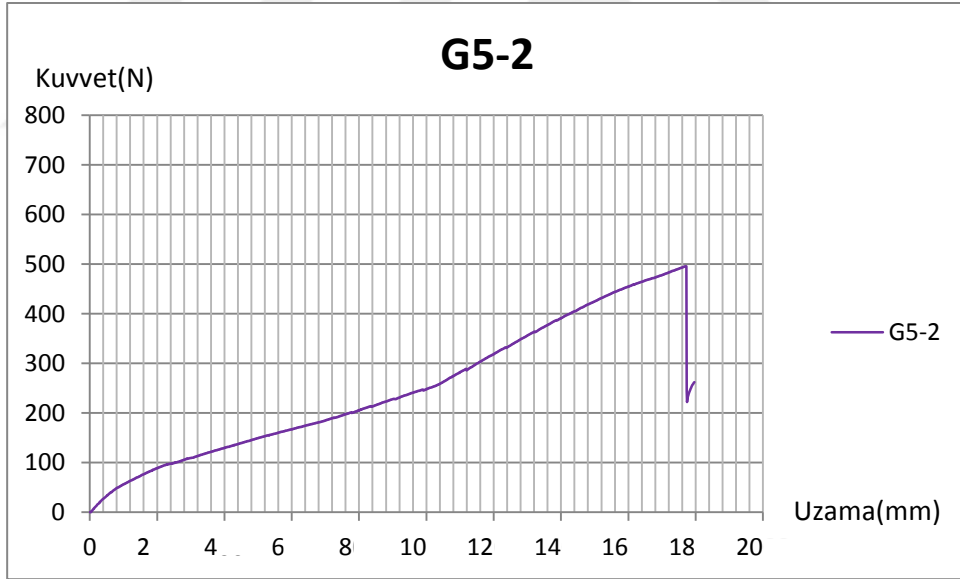
4.1.5. Grup 5

Model 21 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 102,08 N, 146,86 N, 192,06 N, 246,26 N, 310,09 N, 384,95 N’ dur (Şekil 52).



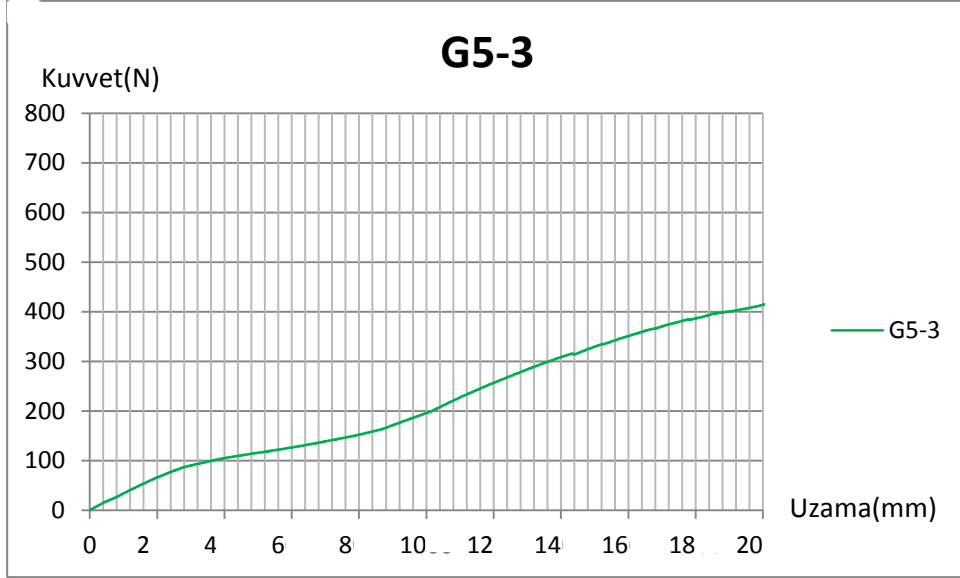
Şekil 52. Grup 5 model 1 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 22 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 97,46 N, 145,82 N, 189,77 N, 241,49 N, 319,70 N, 405,31 N' dur (Şekil 53).



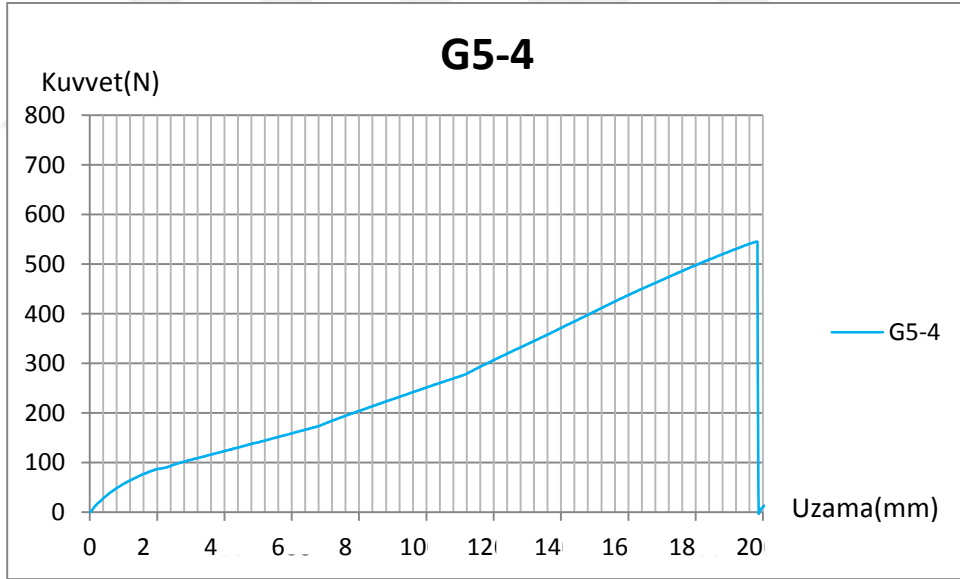
Şekil 53. Grup 5 model 2 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 23 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 78,06 N, 114,13 N, 141,72 N, 186,72 N, 257,35 N, 314,53 N' dur (Şekil 54).



Şekil 54. Grup 5 model 3 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 24 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 93,83 N, 137,82 N, 184,84 N, 242,37 N, 306,94 N, 384,73 N' dur (Şekil 55).



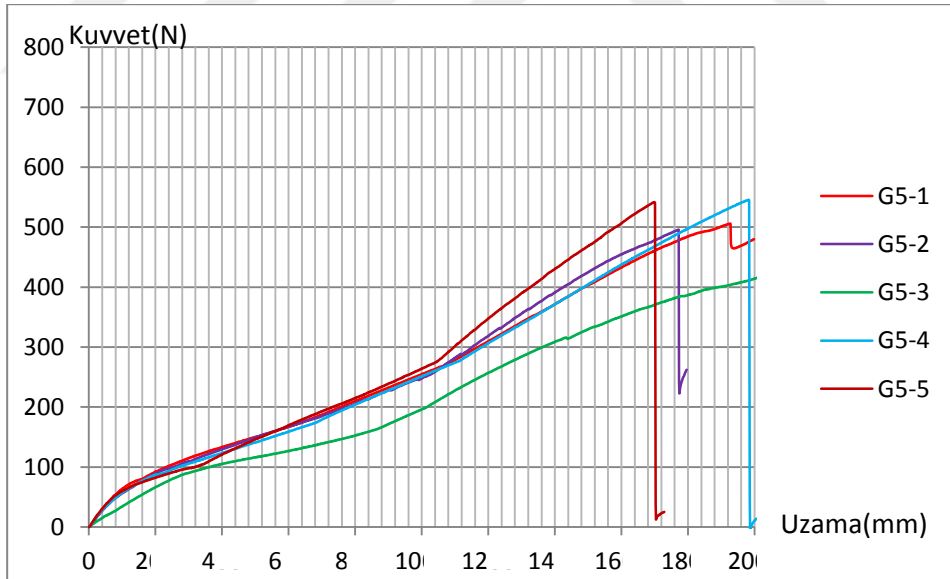
Şekil 55. Grup 5 model 4 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 25 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 89,49 N, 141,63 N, 197,43 N, 254,08 N, 348,32 N, 446,38 N' dur (Şekil 56).



Şekil 56. Grup 5 model 5 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

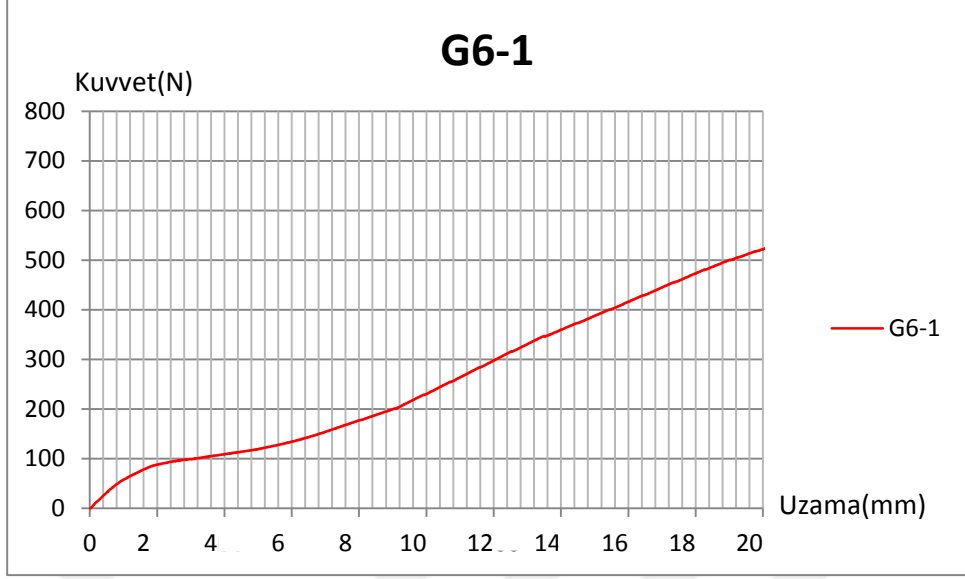
Grup 5 deki modellerin 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki ortalama kuvvetler sırasıyla; 92,18 N, 137,25 N, 181,16 N, 234,18 N, 308,48 N, 387,18 N' dur (Şekil 57).



Şekil 57. Grup 5 deki tüm modellerin kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

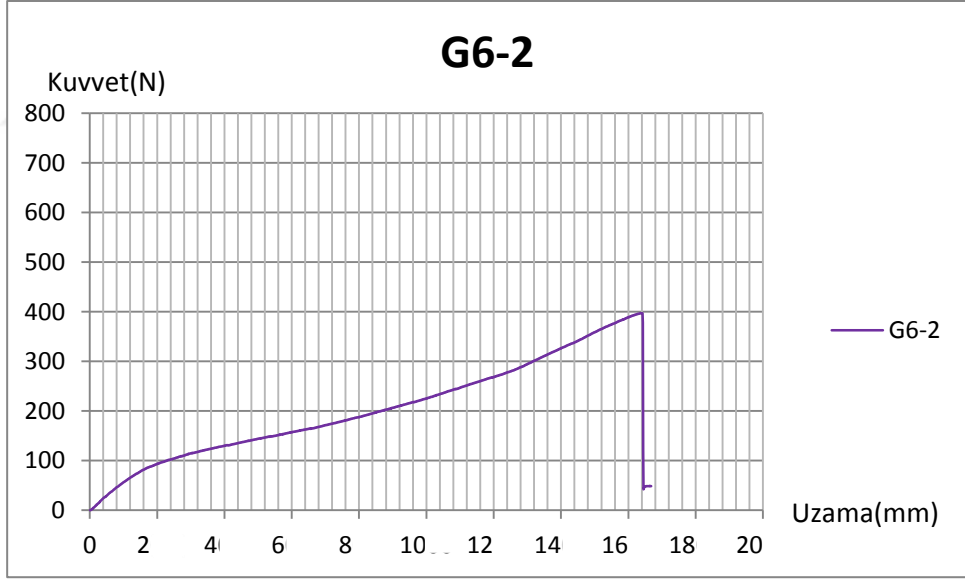
4.1.6. Grup 6

Model 26 daki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 93,82 N, 117,33 N, 159,37 N, 219,41 N, 298,75 N, 372,31 N' dur (Şekil 58).



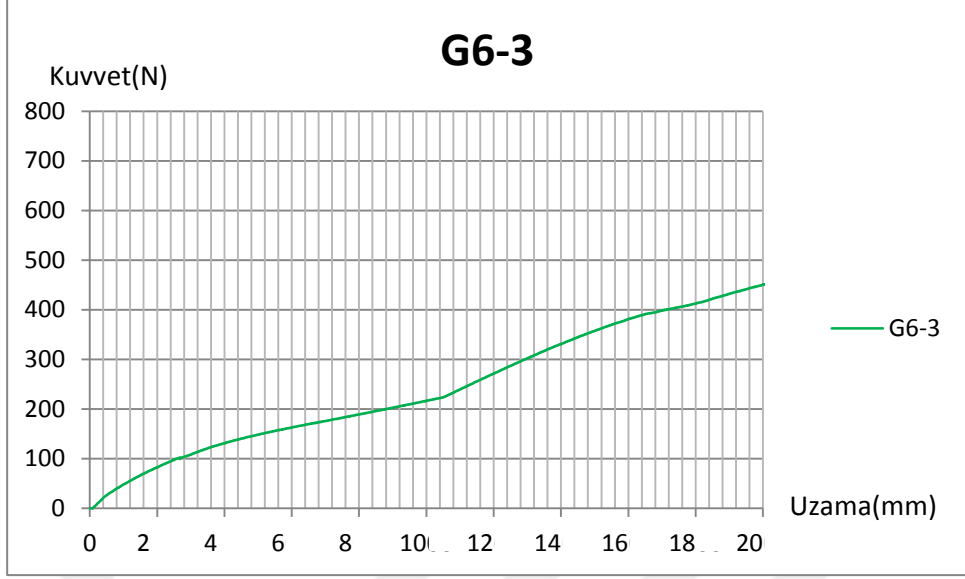
Şekil 58. Grup 6 model 1 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 27 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 102,87 N, 141,42 N, 174,77 N, 217,43 N, 268,99 N, 338,85 N' dur (Şekil 59).



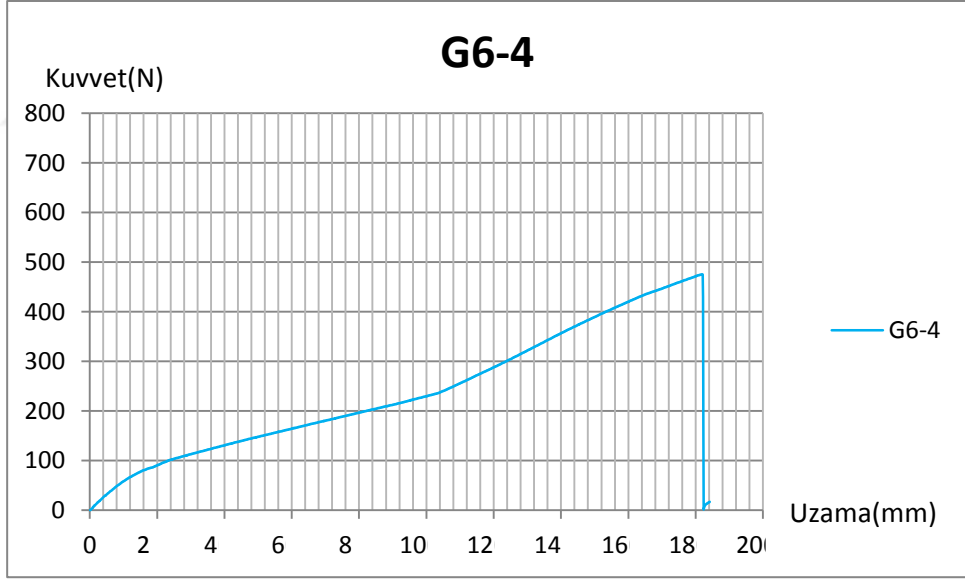
Şekil 59. Grup 6 model 2 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 28 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 95,50 N, 145,72 N, 179,11 N, 211,49 N, 272,60 N, 343,22 N' dur (Şekil 60).



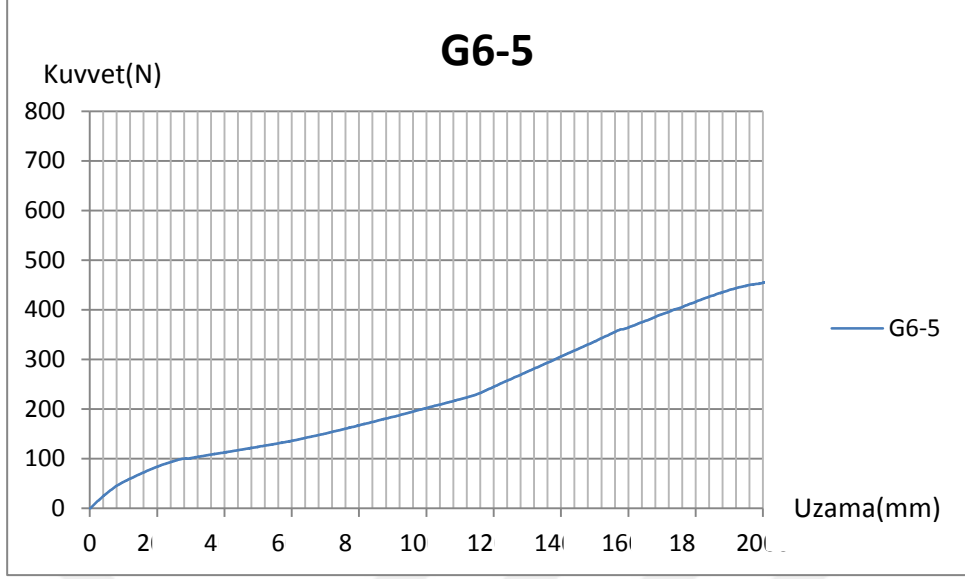
Şekil 60. Grup 6 model 3 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 29 daki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 101,76 N, 144,89 N, 184,13 N, 222,96 N, 288,37 N, 370,40 N' dur (Şekil 61).



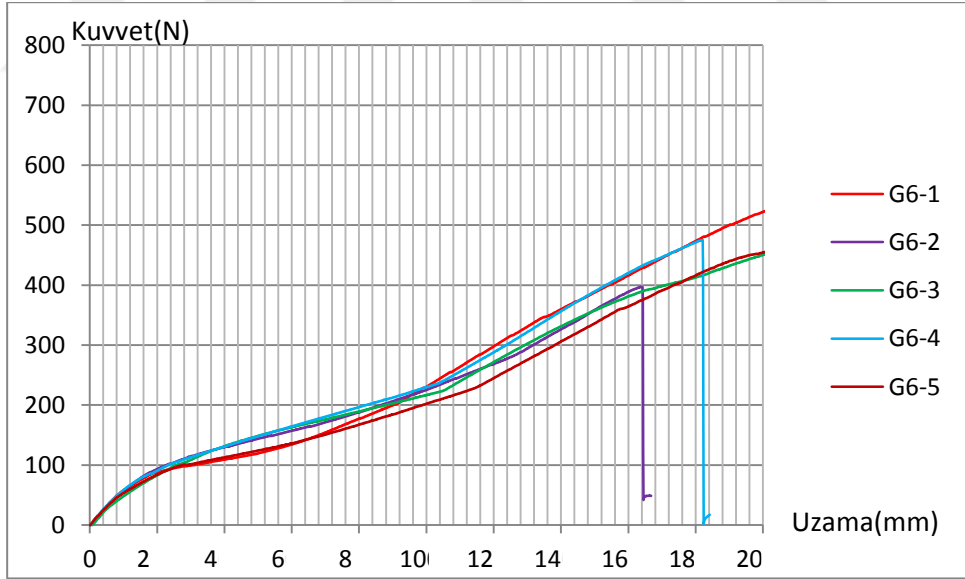
Şekil 61. Grup 6 model 4 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 30 daki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 93,75 N, 122,21 N, 154,87 N, 195,55 N, 245,64 N, 318,84 N' dur (Şekil 62).



Şekil 62. Grup 6 model 5 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

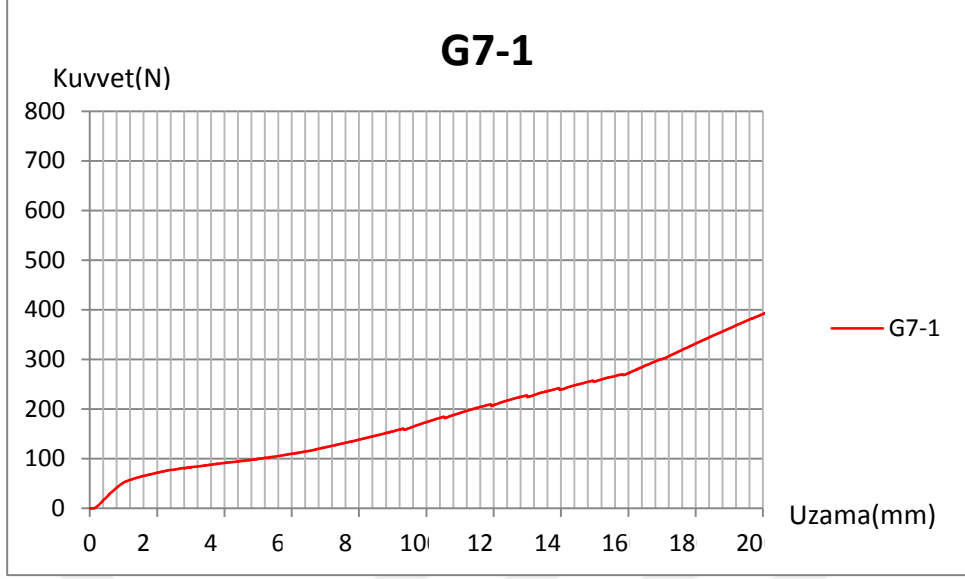
Grup 6 daki modellerin 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki ortalama kuvvetler sırasıyla; 97,54 N, 134,31 N, 170,45 N, 213,36 N, 274,84 N, 348,72 N’ dur (Şekil 63).



Şekil 63. Grup 6 daki tüm modellerin kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

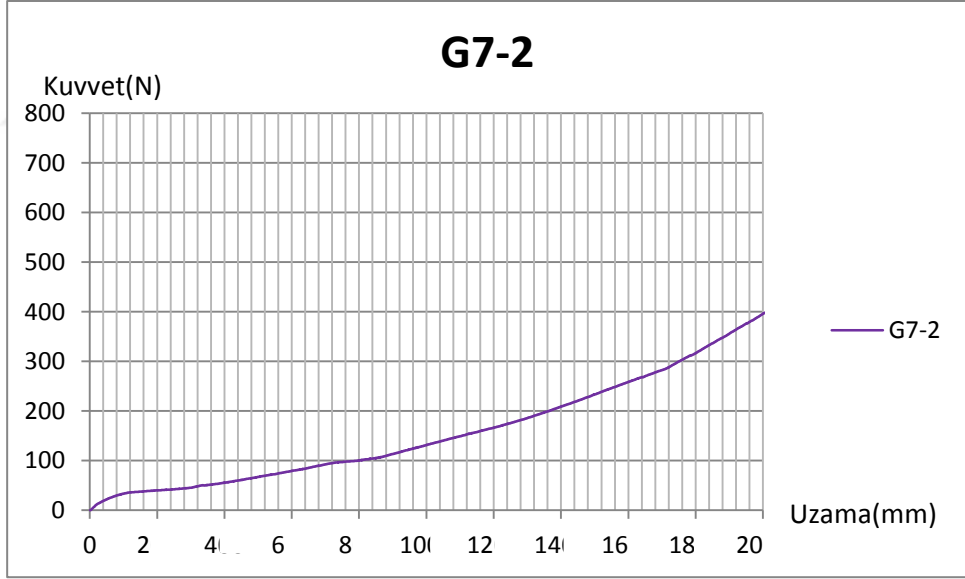
4.1.7. Grup 7

Model 31 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 77,63 N, 98,17 N, 126,37 N, 165,12 N, 208,82 N, 248,37 N’ dur (Şekil 64).



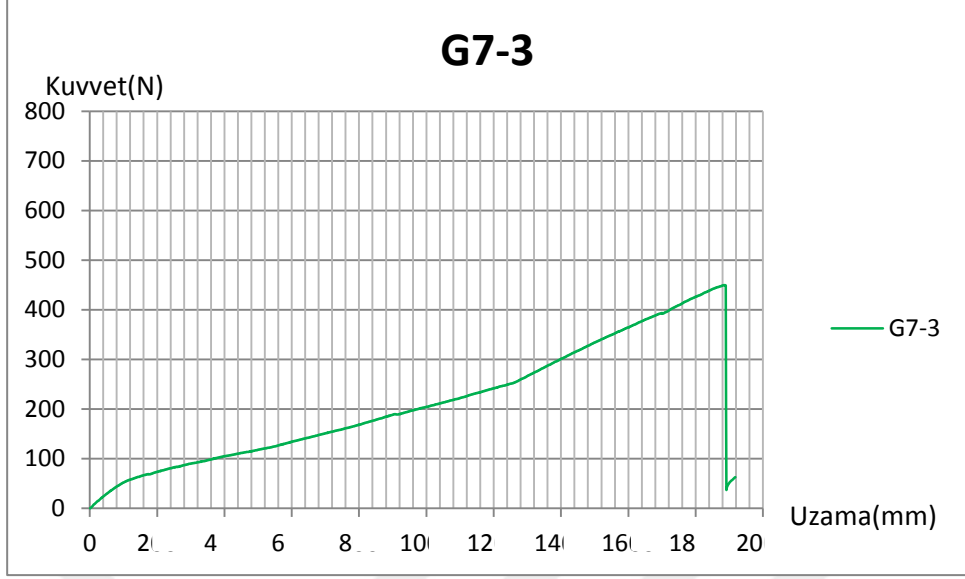
Şekil 64. Grup 7 model 1 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 32 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 41,82 N, 64,93 N, 95,17 N, 124,62 N, 166,67 N, 218,87 N' dur (Şekil 65).



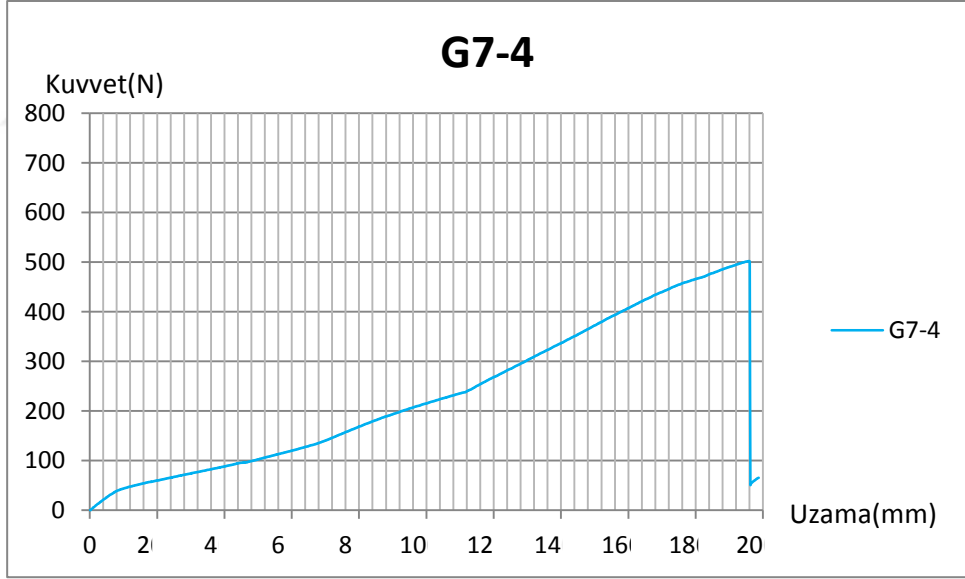
Şekil 65. Grup 7 model 2 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 33 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 81,25 N, 115,14 N, 154,70 N, 197,93 N, 242,22 N, 315,03 N' dur (Şekil 66).



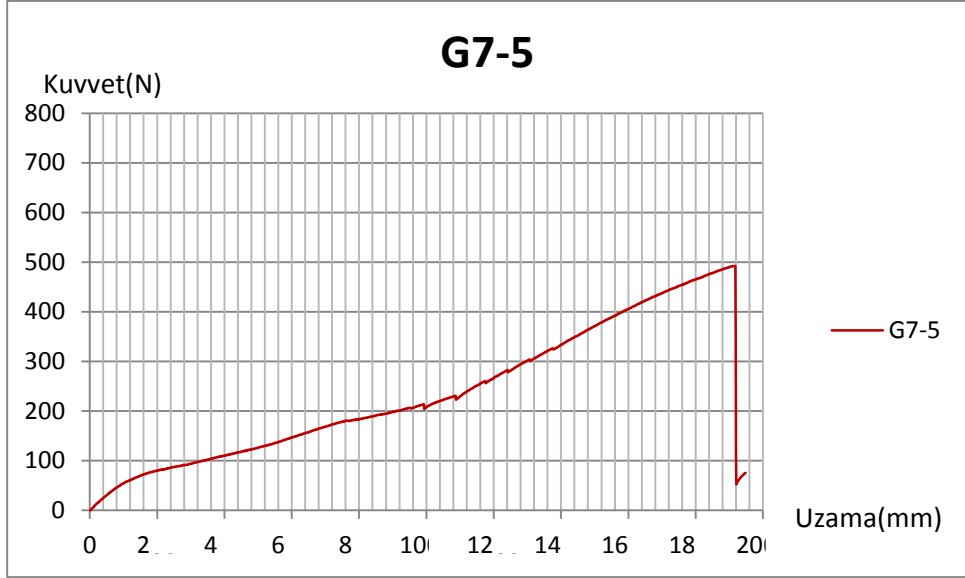
Şekil 66. Grup 7 model 3 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 34 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 66,13 N, 99,74 N, 146,68 N, 207,89 N, 268,85 N, 351,51 N' dur (Şekil 67).



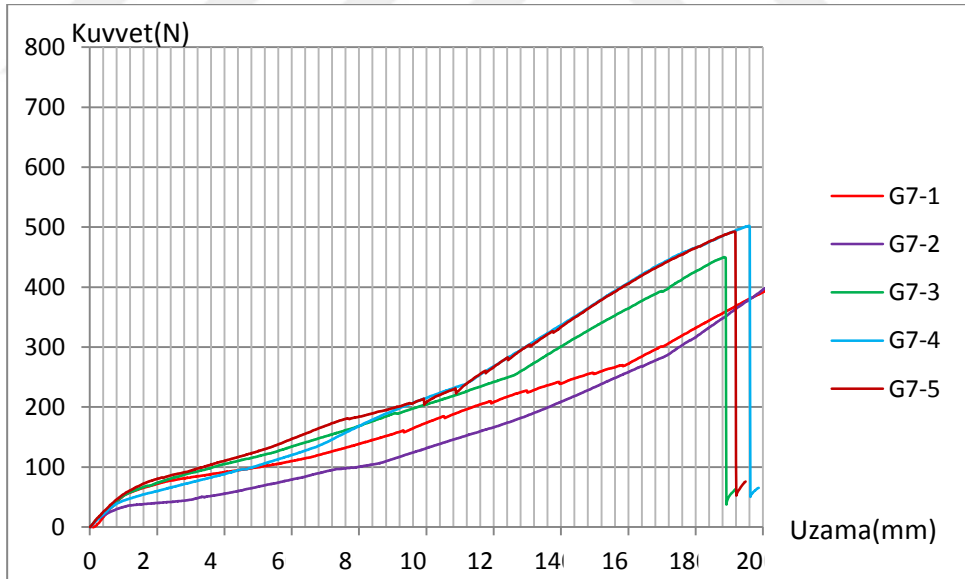
Şekil 67. Grup 7 model 4 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Model 35 deki 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki kuvvetler sırasıyla; 86,33 N, 123,36 N, 173,32 N, 206,97 N, 367,47 N, 349,91 N' dur (Şekil 68).



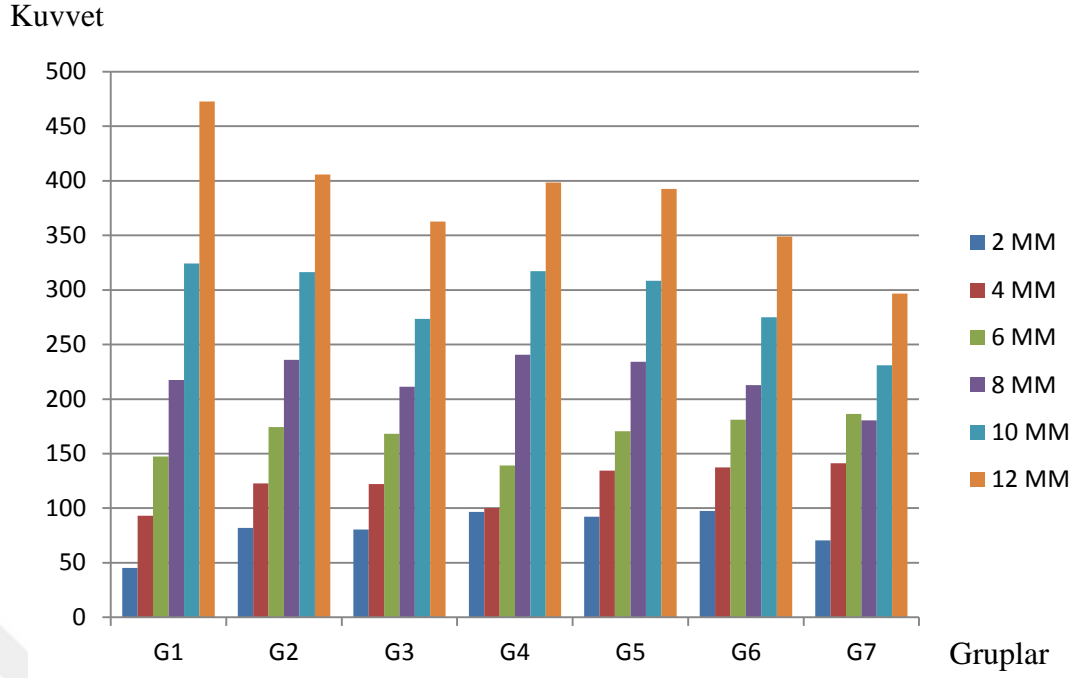
Şekil 68. Grup 7 model 5 deki kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Grup 7 deki modellerin 2, 4, 6, 8, 10, 12 mm yer değiştirme miktarındaki ortalama kuvvetler sırasıyla; 70,63 N, 100,26 N, 139,24 N, 180,50 N, 230,80 N, 296,73 N’ dur (Şekil 69).



Şekil 69. Grup 7 deki tüm modellerin kuvvet – yerdeğiştirme grafiği

Tüm gruptaki modellerin belirli yer değiştirmelerinde uygulanan kuvvet grafiği Şekil 70’de belirtilmiştir.



Şekil 70. Tüm gruptaki modellerin belirli deplasman değerlerindeki kuvvet grafiği

4.2. İstatistiksel Bulgular

Defekt boyutu 3 delik mesafede sabit tutulduğunda dizayn açısından değerlendirmede G1, G2, G3, G4 için veriler normal dağılım göstermediğinden Kruskal Wallis testi uygulanmıştır. 4 mm, 6 mm, 8 mm, 10 mm uzama miktarında uygulanan kuvvet ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. 2 mm için uygulanan kuvvet açısından anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,029$; $p<0,05$). Farkın hangi gruptan kaynaklandığını bulmak için nonparametrik bağımsız örnek testi kullanılmıştır. G1 ile G4 arasında uygulanan kuvvet açısından anlamlı bir fark olduğu belirlenmiştir ($p:0,017$; $p<0,05$). 12 mm için uygulanan kuvvet açısından anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,035$; $p<0,05$). Farkın hangi gruptan kaynaklandığını bulmak için nonparametrik bağımsız örnek testi kullanılmıştır. G1 ile G3 arasında uygulanan kuvvet açısından anlamlı bir fark olduğu belirlenmiştir ($p:0,028$; $p<0,05$) (Tablo 3-5). Kontrol ve 3 delik boyutunda defekt içeren çalışma grupları için deplasman miktarlarında oluşan kuvvet değerlerinin ortalama etrafında dağılımları gösterilmiştir (Şekil 71-76).

Tablo 3. Kontrol ve 3 delik mesafe rezeksiyon uygulanan çalışma gruplarının değişkenleri için tanımlayıcı istatistiksel değerler ve p değeri (Kruskal Wallis testi ; $p < 0,05$)

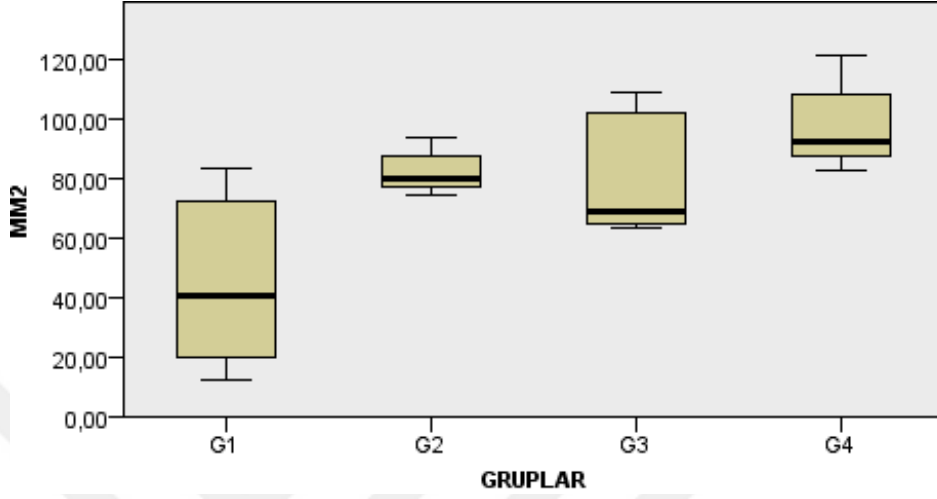
		Ortalama	Standart Sapma	Medyan	Minimum	Maksimum	p
2 mm	G1	45,16	28,06	40,83	11,96	83,26	0,029*
	G2	81,90	6,96	79,82	74,53	93,30	
	G3	80,47	20,34	68,95	63,60	109,16	
	G4	95,54	14,61	92,30	82,84	121,40	
4 mm	G1	92,97	22,04	93,77	64,10	131,90	0,190
	G2	122,83	8,45	122,70	122,77	136,02	
	G3	122,11	31,10	108,27	93,75	172,59	
	G4	100,27	22,04	99,74	64,93	123,36	
6 mm	G1	147,34	29,14	140,13	121,21	195,51	0,154
	G2	174,42	8,75	174,91	160,70	183,97	
	G3	168,19	34,52	151,15	133,24	218,42	
	G4	139,25	29,85	146,68	95,17	173,32	
8 mm	G1	217,34	28,65	210,98	188,29	264,45	0,413
	G2	236,04	14,53	239,80	220,33	254,85	
	G3	211,42	37,25	195,21	175,28	257,97	
	G4	240,61	43,45	221,05	199,23	290,49	
10 mm	G1	324,20	41,14	315,65	293,81	395,23	0,266
	G2	316,32	22,23	303,90	295,12	345,45	
	G3	273,55	40,70	260,35	230,83	329,27	
	G4	317,20	33,49	314,50	281,03	367,11	
12 mm	G1	472,69	43,42	450,22	445,49	547,58	0,035*
	G2	405,67	43,53	391,11	351,66	465,75	
	G3	362,66	59,19	370,04	284,41	435,69	
	G4	398,29	38,80	369,12	357,63	461,24	

Tablo 4. 2 mm için nonparametrik bağımsız örnek testinde ikili karşılaştırmada p değerleri ($p < 0,05$)

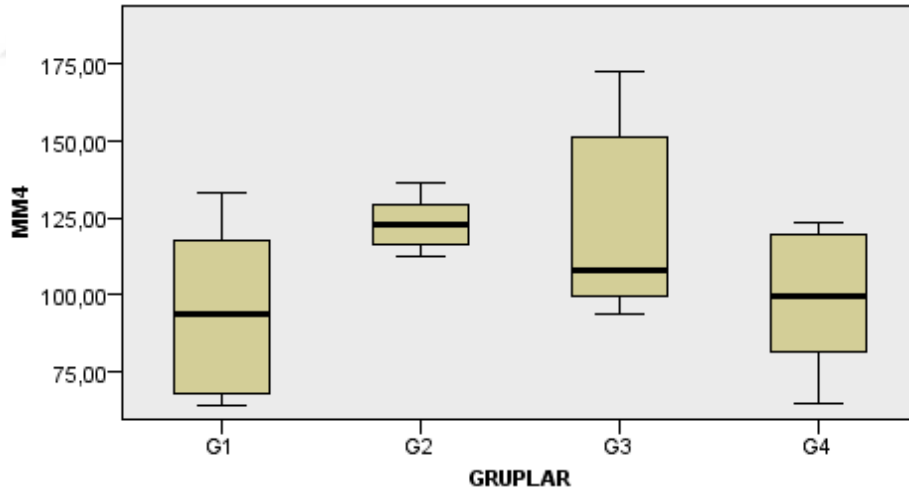
	G1-G2	G1-G3	G1-G4	G2-G3	G2-G4	G3-G4
p	0,585	0,585	0,017*	1,000	1,000	1,000

Tablo 5. 12 mm için nonparametrik bağımsız örnek testinde ikili karşılaştırmada p değerleri ($p < 0,05$)

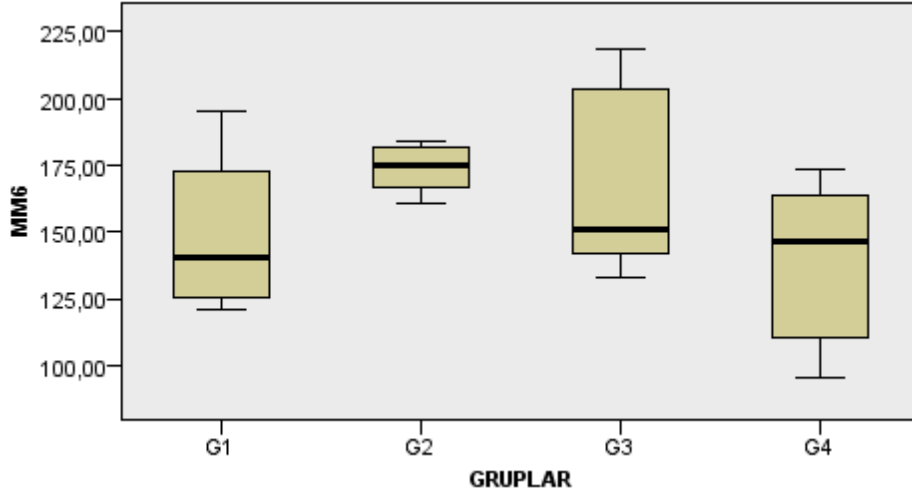
	G1-G2	G1-G3	G1-G4	G2-G3	G2-G4	G3-G4
p	0,326	0,028*	0,288	1,000	1,000	1,000



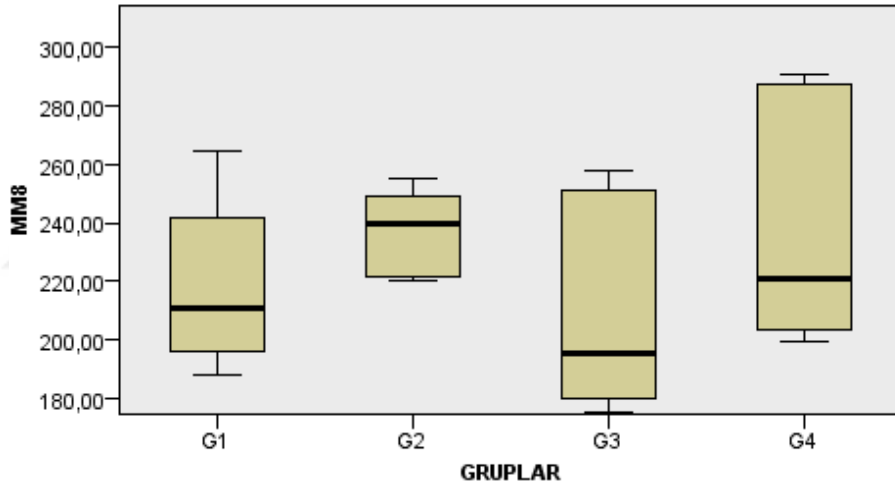
Şekil 71. Kontrol ve 3 delik boyutunda defekt içeren çalışma grupları için 2 mm deplasmanda oluşan kuvvet değerlerinin ortalama etrafında dağılımları



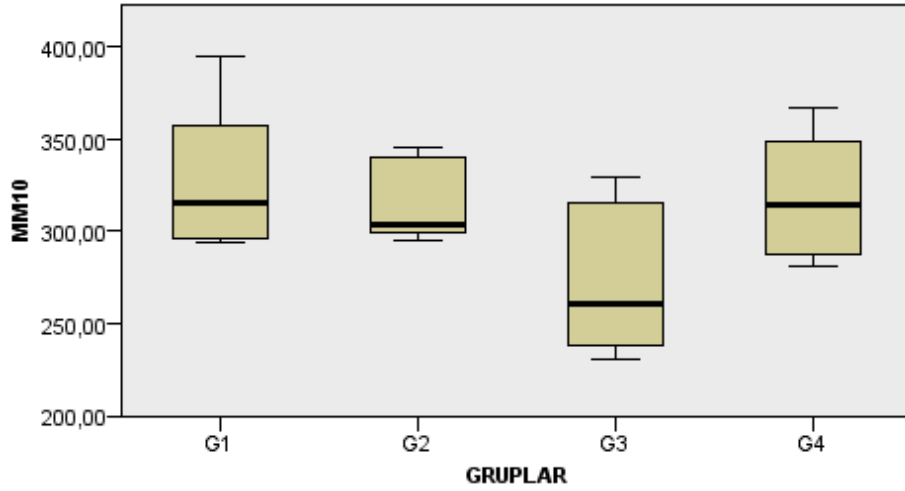
Şekil 72. Kontrol ve 3 delik boyutunda defekt içeren çalışma grupları için 4 mm deplasmanda oluşan kuvvet değerlerinin ortalama etrafında dağılımları



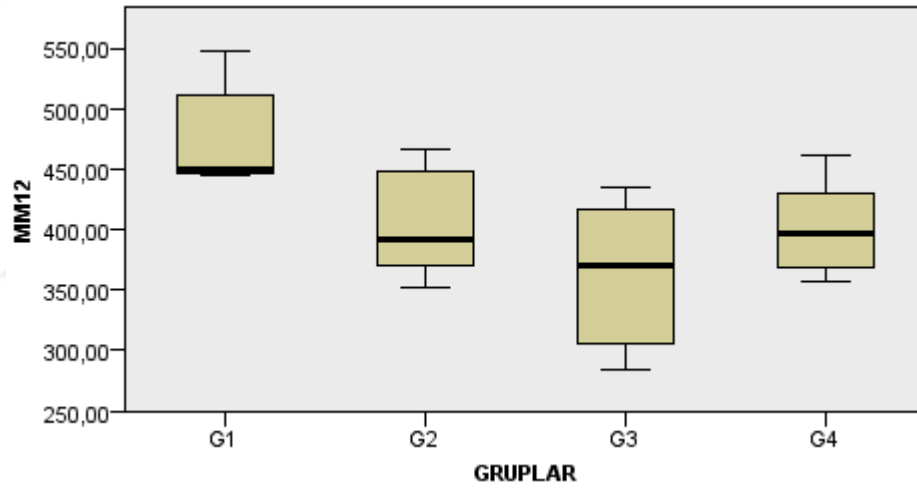
Şekil 73. Kontrol ve 3 delik boyutunda defekt içeren çalışma grupları için 6 mm deplasmanda oluşan kuvvet değerlerinin ortalama etrafında dağılımları



Şekil 74. Kontrol ve 3 delik boyutunda defekt içeren çalışma grupları için 8 mm deplasmanda oluşan kuvvet değerlerinin ortalama etrafında dağılımları



Şekil 75. Kontrol ve 3 delik boyutunda defekt içeren çalışma grupları için 10 mm deplasmanda oluşan kuvvet değerlerinin ortalama etrafında dağılımları



Şekil 76. Kontrol ve 3 delik boyutunda defekt içeren çalışma grupları için 12 mm deplasmanda oluşan kuvvet değerlerinin ortalama etrafında dağılımları

Defekt boyutu 6 delik mesafede sabit tutulduğunda dizayn açısından değerlendirmede G1, G5, G6, G7 için veriler normal dağılım göstermediğinden Kruskal Wallis testi uygulanmıştır. 6 mm, 8 mm uzama miktarında uygulanan kuvvet ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. 2 mm için uygulanan kuvvet açısından anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,003$; $p<0,05$). Farkın hangi gruptan kaynaklandığını bulmak için nonparametrik bağımsız örnek testi kullanılmıştır. G1 ile G5 ve G1 ile G6 arasında uygulanan kuvvet açısından anlamlı bir fark olduğu belirlenmiştir ($p:0,045$ - $p:0,008$; $p<0,05$). 4 mm için uygulanan kuvvet

açısından anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,042$; $p<0,05$). Farkın hangi gruptan kaynaklandığını bulmak için nonparametrik bağımsız örnek testi kullanılmıştır. İkili karşılaştırmada gruplar arasında anlamlı bir farklılık ortaya çıkmamıştır. 10 mm için uygulanan kuvvet açısından anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,008$; $p<0,05$). Farkın hangi gruptan kaynaklandığını bulmak için nonparemetrik bağımsız örnek testi kullanılmıştır. G1 ile G7 ve G5 ile G7 arasında uygulanan kuvvet açısından anlamlı bir fark olduğu belirlenmiştir ($p:0,014$ - $p:0,033$; $p<0,05$). 12 mm için uygulanan kuvvet açısından anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,002$; $p<0,05$). Farkın hangi gruptan kaynaklandığını bulmak için nonparemetrik bağımsız örnek testi kullanılmıştır. G1 ile G6 ve G1 ile G7 arasında uygulanan kuvvet açısından anlamlı bir fark olduğu belirlenmiştir ($p:0,033$ - $p:0,003$; $p<0,05$) (Tablo 6-9). Kontrol ve 6 delik boyutunda defekt içeren çalışma grupları için deplasman miktarlarında oluşan kuvvet değerlerinin ortalama etrafında dağılımları gösterilmiştir (Şekil 77-82).

Tablo 6. Kontrol ve 6 delik mesafe rezeksiyon uygulanan çalışma gruplarının değişkenleri için tanımlayıcı istatistiksel değerler ve p değeri (Kruskal Wallis testi ; $p < 0,05$)

		Ortalama	Standart Sapma	Medyan	Minimum	Maksimum	p
2 mm	G1	45,16	28,06	40,83	11,95	83,26	0,003*
	G5	92,18	9,15	93,83	78,06	102,08	
	G6	97,54	4,43	95,50	93,75	102,87	
	G7	70,63	17,74	77,63	41,82	86,33	
4 mm	G1	92,97	27,24	93,77	64,10	132,90	0,042*
	G5	134,31	13,49	141,42	117,33	145,72	
	G6	137,25	13,41	141,63	114,30	146,86	
	G7	141,28	23,42	133,23	115,86	177,09	
6 mm	G1	147,33	29,14	140,13	121,21	195,51	0,172
	G5	170,45	12,71	174,77	154,87	184,13	
	G6	181,16	22,51	189,77	141,72	197,43	
	G7	186,28	35,86	173,34	143,42	224,32	
8 mm	G1	217,35	28,65	210,98	188,29	264,45	0,088
	G5	234,80	26,99	242,37	186,72	254,08	
	G6	212,76	10,59	241,43	195,55	222,96	
	G7	180,51	35,76	197,93	124,62	207,89	
10 mm	G1	324,20	41,14	315,65	293,81	395,23	0,008*
	G5	308,48	32,91	310,09	257,35	348,32	
	G6	274,87	20,29	272,60	245,64	298,75	
	G7	230,81	43,36	242,22	166,67	268,85	
12 mm	G1	472,69	43,42	450,22	445,49	574,58	0,002*
	G5	392,58	38,02	384,95	341,53	446,38	
	G6	348,72	22,62	343,22	318,84	372,31	
	G7	296,73	60,34	315,03	218,87	351,51	

Tablo 7. 2 mm için nonparametrik bağımsız örnek testinde ikili karşılaştırmada p değerleri

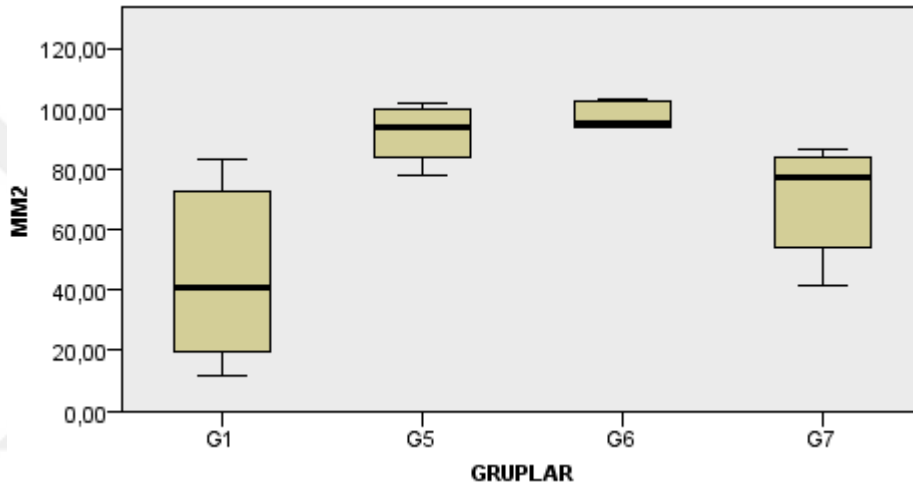
	G1-G5	G1-G6	G1-G7	G5-G6	G5-G7	G6-G7
p	0,045*	0,008*	1,000	1,000	0,415	0,112

Tablo 8. 10 mm için nonparametrik bağımsız örnek testinde ikili karşılaştırmada p değerleri

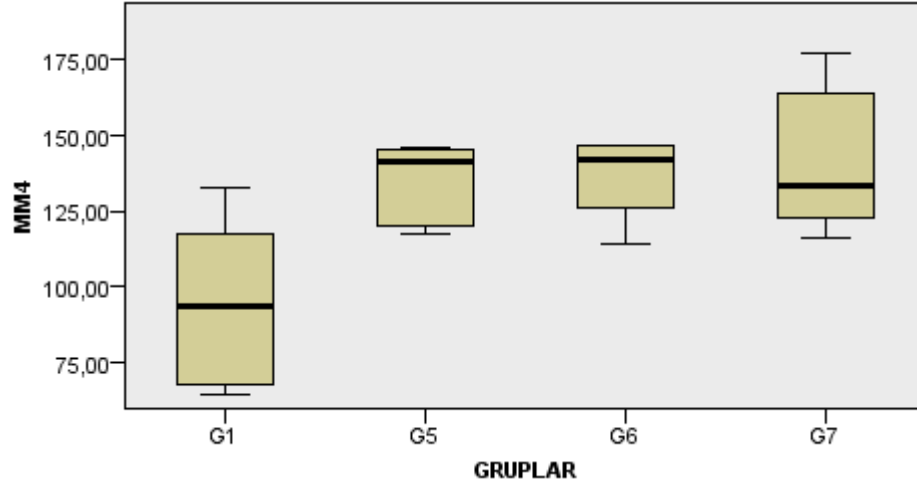
	G1-G5	G1-G6	G1-G7	G5-G6	G5-G7	G6-G7
p	1,000	0,523	0,014*	0,894	0,033*	1,000

Tablo 9. 12 mm için nonparametrik bağımsız örnek testinde ikili karşılaştırmada p değerleri

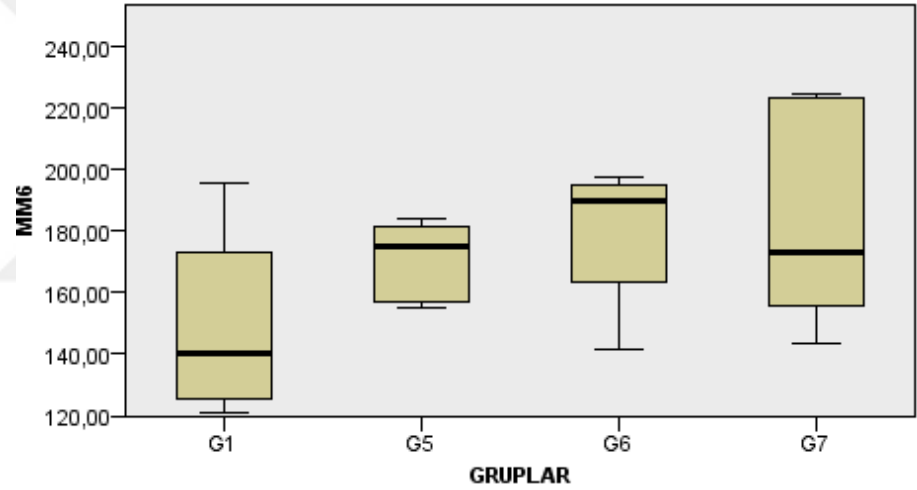
	G1-G5	G1-G6	G1-G7	G5-G6	G5-G7	G6-G7
p	0,807	0,033*	0,003*	1,000	0,253	1,000



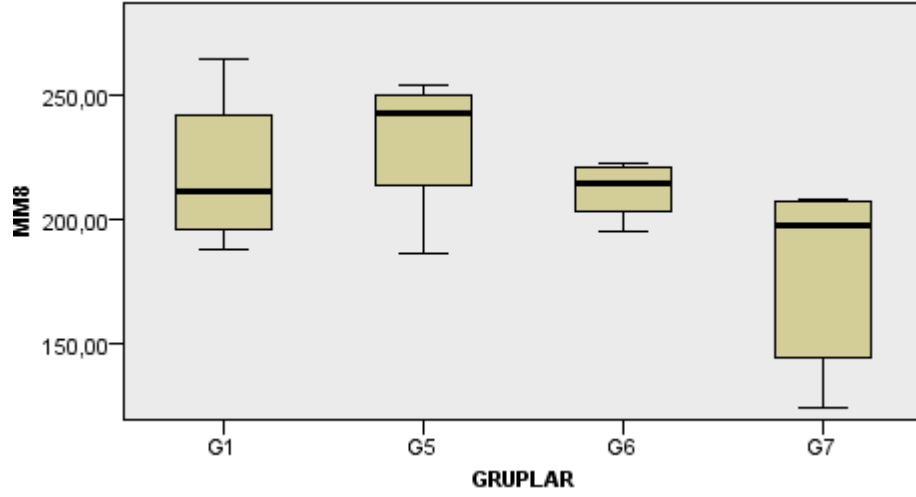
Şekil 77. Kontrol ve 6 delik boyutunda defekt içeren çalışma grupları için 2 mm deplasmanda oluşan kuvvet değerlerinin ortalama etrafında dağılımları



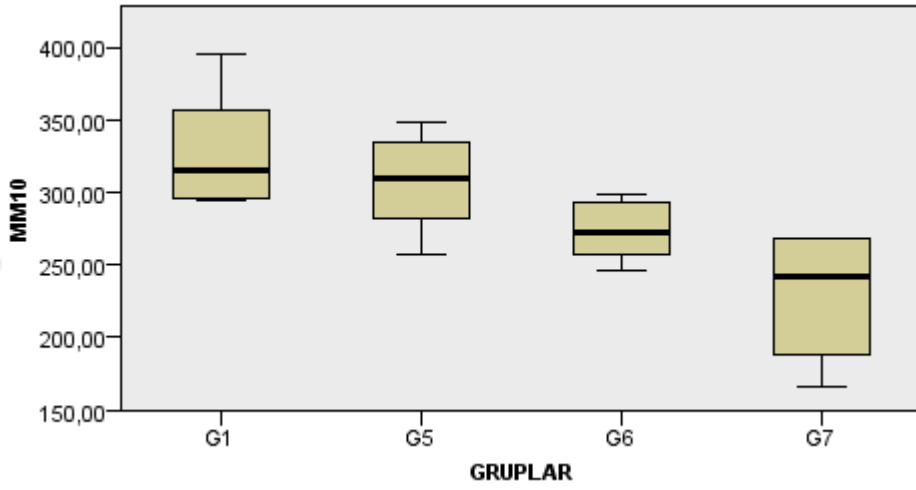
Şekil 78. Kontrol ve 6 delik boyutunda defekt içeren çalışma grupları için 4 mm deplasmanda oluşan kuvvet değerlerinin ortalama etrafında dağılımları



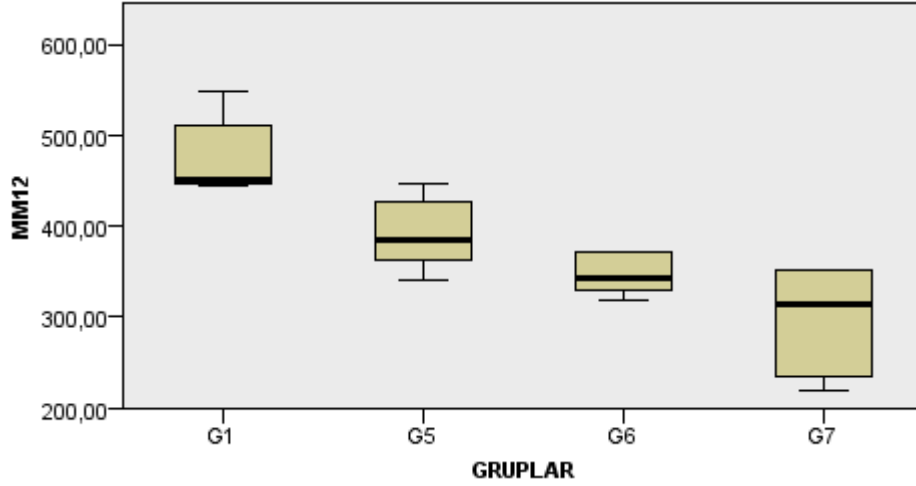
Şekil 79. Kontrol ve 6 delik boyutunda defekt içeren çalışma grupları için 6 mm deplasmanda oluşan kuvvet değerlerinin ortalama etrafında dağılımları



Şekil 80. Kontrol ve 6 delik boyutunda defekt içeren çalışma grupları için 8 mm deplasmanda oluşan kuvvet değerlerinin ortalama etrafında dağılımları



Şekil 81. Kontrol ve 6 delik boyutunda defekt içeren çalışma grupları için 10 mm deplasmanda oluşan kuvvet değerlerinin ortalama etrafında dağılımları



Şekil 82. Kontrol ve 6 delik boyutunda defekt içeren çalışma grupları için 12 mm deplasmanda oluşan kuvvet değerlerinin ortalama etrafında dağılımları

Dizayn açısından benzer olup defekt mesafesi arttırıldığında G2 ile G5 arasında Mann Whitney U testi G5 deki veriler normal dağılım göstermediğinden kullanıldı. Gruplar arasında istatistiksel fark olmadığı belirlendi (Tablo 10).

Tablo 10. G2 ile G5 arasında deplasman değerlerinde uygulanan kuvvetlerin istatistiksel analiz sonucu p değerleri (Mann Whitney U testi $p < 0,05$)

Deplasman	2 mm	4 mm	6 mm	8 mm	10 mm	12 mm
p	0,117	0,251	0,602	0,754	0,754	0,465

Dizayn açısından benzer olup defekt mesafesi arttırıldığında G3 ile G6 arasında Mann Whitney U testi G5 deki veriler normal dağılım göstermediğinden kullanıldı. Gruplar arasında istatistiksel fark olmadığı belirlendi (Tablo 11).

Tablo 11. G3 ile G6 arasında deplasman değerlerinde uygulanan kuvvetlerin istatistiksel analiz sonucu p değerleri (Mann Whitney U testi $p < 0,05$)

Deplasman	2 mm	4 mm	6 mm	8 mm	10 mm	12 mm
p	0,251	0,175	0,465	0,602	0,917	0,754

Dizayn açısından benzer olup defekt mesafesi arttırıldığında G4 ile G7 arasında bağımsız iki örnek T testi her iki gruptaki veriler normal dağılım gösterdiğinden kullanıldı. Gruplar arasında istatistiksel fark olduğu belirlendi (Tablo 12).

Tablo 12. G4 ile G7 arasında deplasman değerlerinde uygulanan kuvvetlerin istatistiksel analiz sonucu p değerleri (Bağımsız İki ÖrnekT testi $p < 0,05$)

Deplasman	2 mm	4 mm	6 mm	8 mm	10 mm	12 mm
p	0,036*	0,022*	0,054	0,044*	0,008*	0,013



5. TARTIŞMA

Maksillofasiyal cerrahlar, mandibular defektleri bir asırdan uzun bir süredir rekonstrükte etmeye çalışmaktadırlar. Özellikle son 40 yılda meydana gelen ilerlemelere rağmen, ideal fonksiyon ile anatomik rekonstrüksiyon henüz sağlanmamıştır. Oklüzyon ve artikülasyonun rehabilitasyonuna izin vermek için implant yerleştirme olasılığı olmalı ve inferior alveolar sinirin fonksiyonu restore edilmelidir. Şu anda mevcut olan tekniklerin hiçbiri tüm bu ihtiyaçları tamamen karşılayamaz ve bu nedenle daha iyi bir rekonstrüksiyon arayışına devam edilmektedir (Goh ve ark., 2008).

Yeni cerrahi tekniklerin ve cihazların geliştirilmesine yardımcı olmak ve fiksasyon sistemlerinin mekanik davranışını anlamak için in vitro çalışmalar önemlidir (Haug ve ark., 2002). İn vitro mekanik testler, osteosentez yapı dayanımının değerlendirilmesinde en etkili yöntemlerden biridir ve klinik uygulama için yöntemler önerebilecek sonuçları ortaya çıkarır. Bu çalışma yöntemi yeterli bir materyal gerektirmektedir (Erkmen ve ark., 2005; Özden ve ark., 2006).

Literatüre göre biomekanik yükleme testleri için ideal malzeme insan mandibulasıdır. Bu materyalin hukuki ve etik nedenlerden ötürü elde edilme zorluğundan başka bir dezavantaj da, standardizasyonun pratikte imkansız olmasıdır. Bu sebepten ötürü, kemik miktarı ve kalitesindeki morfolojik özellikler ve varyasyonlar sonuçları etkileyebilir (Bouwman ve ark., 1994; Tharanon, 1998).

Bir alternatif olarak yazarlar, maymun, koyun, köpek mandibulası, taze domuz kaburgası, sığır kaburgası gibi çeşitli hayvan kemikleri ya da kırmızı meşe gibi bitkisel kökenli organik bir materyal kullanmışlardır. Sentetik materyaller normal olarak poliüretandır ve insan mandibulasının şekline sahiptir (Pereira Filha ve ark., 2013).

Bredbenner ve Haug (2000), yedi farklı materyalde internal fiksasyonda kullanılan titanyum vidaların yerleştirilmesi ve çıkarılması için gerekli torku analiz etmiştir. Poliüretan mandibula replikalarının kadavra kemiğine benzer sonuçlar gösterdiğini rapor etmiştir. Yazarlar tarafından in vitro çalışmalarda tercih edilen bir materyal olduğu bildirilmiştir. Bu replikalar insan mandibulasının anatomik ve mekanik özelliklerini eşleştirmek için dizayn edilmiştir.

Yapılan çalışmalar poliüretan mandibula modellerinin dış katmanında kortikal, iç katmanında ise gözenekli yapıda spongiyoz kısma sahip olmasından ötürü kemiğe benzer elastiklik modülüne sahip olduğunu göstermiştir (Shetty ve ark., 1995; Haug ve

ark., 2001). Yukarıdaki özellikler göz önünde bulundurularak yapılan bu in vitro çalışmada poliüretan mandibula modelleri kullanılmıştır.

Brasilero ve ark.(2009), mandibular ilerletmede sagittal split ramus osteotomileri için 3 farklı rijit internal fiksasyon yönteminin biomekanik özelliklerini karşılaştırmak amacıyla in vitro çalışma yapmışlardır. Çalışmada 60 adet poliüretan mandibula (Nacional, Jaú, SP, Brezilya) 6 alt gruba ayrılmıştır. Her grupta 5 mm lik ilerletme yapıldıktan sonra rijit fiksasyon yapılmıştır. Fiksasyon için 2.0 mm titanyum vidalar ve miniplaklar (MDT, Rio Claro, SP, Brezilya) kullanılmıştır. Gruplar 4 delikli mini plak ve monokortikal vida, 4 delikli mini plak ve monokortikal vidaya ek olarak bir adet bikortikal vida, 3 adet ters L şeklinde yerleştirilmiş bikortikal vida ile fikse edilmiş ve bu gruplara vertikal ve horizontal kuvvet uygulanmıştır. Modeller test ünitesine kondiler ve koronoid bölgeden adapte edilmiş ve servohidrolik test ünitesinde (Instron, Norwood, MA) 1 mm'de pik yükü kaydetmek için distal bölgede bukkal yüzeyden birinci molar diş hizasında lateral torsiyonel kuvvetler ve insizal bölgede ise santral ve lateral diş hizasında vertikal kuvvetler uygulanmıştır. Kuvvetin dislokasyon hızı 1 mm/sn olarak belirlenmiştir. 3 mm, 5 mm ve 10 mm deplasman değerlerindeki kuvvetler kaydedilmiştir (Brasilero ve ark., 2009).

Ribeiro-Junior ve ark.(2010), sagittal split ramus osteotomisinden sonra 9 farklı osteosentez yönteminin biomekanik stabilitesini, çiğneme kuvvetlerini simüle ederek 3 nokta biomekanik test yöntemiyle değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada 45 adet poliüretan hemimandibula (model CHF 43.75; Synbone, Malans, İsviçre), randomize olarak 9 gruba ayrılmış ve bu hemimandibulalara sagittal split ramus osteotomisi uygulanmıştır. Distal segmentin 4 mm ilerletilmesinden sonra, kemik segmentleri 2.0 mm miniplak / vida sistemleri kullanılarak farklı osteosentez yöntemleriyle sabitlenmiştir: grup A, bir adet 4 delikli geleneksel düz miniplak; grup B, bir adet 4 delikli düz kilitli miniplak; grup C, bir adet 4 delikli geleneksel miniplak ve bir adet bikortikal vida; grup D, bir adet 4 delikli kilitli miniplak ve 1 adet bikortikal vida; grup E, bir adet 6 delikli geleneksel düz miniplak; grup F, bir adet 6 delikli kilitli düz miniplak; grup G, 2 adet 4 delikli geleneksel düz miniplak; Grup H, 2 adet 4 delikli düz kilitli miniplak; ve grup I, ters-L modelinde 3 adet bikortikal vida. Tüm modellerin test cihazına adaptasyonu için bir aparat hazırlanmıştır. 3-nokta biomekanik test modeli kullanılarak, hemimandibulalara bir servohidrolik test ünitesinde (model 4202; Instron,

Norwood, MA), dikey ya da yatay bölümler arasında 3 mm'lik bir yer değiştirme gerçekleşene kadar kuvvet uygulanmıştır (Ribeiro-Junior ve ark., 2010).

Oh ve Kim (2015), yaptıkları in vitro çalışmada mandibular setback için sagittal split ramus osteotomisinde (SSRO) kullanılan rezorbe (BioSorbTMFX, Linvatec Biomaterials Ltd, Tampere, Finlandiya) ve titanyum (LeForte; Jeil Medical Corp., Seul, Kore) fiksasyon sistemleri ile farklı internal fiksasyon tekniklerini karşılaştırmayı amaçlamışlardır. Bu çalışmada sentetik poliüretan hemimandibula (model No. 8332; Synbone®, Malans, İsviçre) modelleri kullanılmıştır. Distal segment 5 mm'lik bir geri pozisyonda yeniden konumlandırılmıştır. Hemimandibulalar, sekiz gruba ayrılmıştır: rezorbe miniplak (A), titanyum miniplak (B), rezorbe hibrid; rezorbe olabilir miniplak ve bikortikal vida (C), titanyum hibrit; titanyum miniplak ve bikortikal vida (D), rezorbe hibrit; rezorbe bikortikal vida ve titanyum miniplak (E), titanyum hibrit; titanyum bikortikal vida ve rezorbe miniplak (F), üç rezorbe bikortikal vida (G) ve üç titanyum bikortikal vida (H). Farklı yöntemlerle fikse edilmiş hemimandibulalar, destek aparatında stabilize edilmiştir. Bu özel imalat destek parçasında, distal segment serbestçe hareketini sağlarken, proksimal segmentin kondil ve ramus hareketini önleyecek şekilde dizayn edilmiştir. Yükleme testleri için universal test ünitesi (AG-IS, Shimadzu, Kyoto, Japonya) kullanılmıştır. Distal segmentin alt kesici dişler bölgesine, dakikada 5 mm'lik bir hızda dikey bir kompresyon uygulanmıştır. Kompresyon kuvveti, 5 ve 10 mm'lik yer değiştirmelerde incelenmiştir (Oh ve Kim, 2015).

Pereira Filho ve ark. (2013), biomekanik testler yoluyla, özel olarak tasarlanmış bir plağın, SSRO'de yaygın olarak kullanılan diğer iki yonteme göre fiksasyonunun stabilitesini değerlendirmişlerdir. Otuz adet poliüretan hemimandibula (Nacional, Jau', SP, Brezilya) üç eşit gruba ayrılmıştır. Tüm örneklere SSRO ile mandibular ilerletme uygulamıştır. Grup I'de modeller ters-L şeklinde üç adet 15 mm'lik bikortikal pozisyonel vida (Modus1 2.0, Medartis AG, code M-5140.15, Basel, İsviçre) ile fikse edilmiştir. Grup II'de, fiksasyon dört delikli düz bir plak ve dört adet 6 mm'lik monokortikal vida (Modus1 2.0, Medartis AG, code M- 4320, Basel, İsviçre) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Grup III'de fiksasyon ayarlanabilir bir sagittal plak ve sekiz adet 6 mm'lik monokortikal vida (Modus1 OSS 2.0, Medartis AG, code M-4774, Basel, İsviçre) ile gerçekleştirilmiştir. Hemimandibulalara, servohidrolik test ünitesinde (MTS System Inc., Minneapolis, MN, ABD) vertikal kompresyon kuvvetleri birinci ve

ikinci premolar diş hizasında, dislokasyon hızı 1 mm/dk olacak şekilde uygulanmıştır (Pereira Filho ve ark., 2013).

De Medeiros ve ark. (2016), mandibular angulus ve korpusu içeren bilateral kırıklarda uygulanan 5 farklı internal fiksasyon tekniğinin in vitro direncini değerlendirmeyi amaçlamışlardır. 25 adet poliüretan mandibula (Franceschi & Costa e Silva Ltda, Jau, SP, Brezilya) kullanılmıştır, 2.0 mm fiksasyon sistemi (Engenharia de Implantes e Comercio Ltda, Rio Claro, SP, Brezilya) ile sabitlenmiştir ve 5 gruba ayrılmıştır. Mandibulalar, 3, 5 ve 7 mm deplasmanları için pik kuvveti ve kuvveti kaydetmek için bir üniversal test cihazı (Instron 4411, Instron Corp, Norwood, MA) tarafından 1 mm/dk hızla santral kesici dişler bölgesinden vertikal doğrusal kuvvet testlerine tabi tutulmuştur.

Alkan ve ark. (2007), yaptıkları çalışmada mandibula angulus kırıklarının tedavisi için farklı miniplak fiksasyon tekniklerinin biomekanik özelliklerini değerlendirmeyi amaçlamışlardır. 4 farklı fiksasyon tekniğini değerlendirmek için 20 koyun hemimandibulası kullanılmıştır. Gruplar Champy tekniği, biplanar plak yerleştirme, monoplanar plak yerleştirme ve 3 boyutlu (3D) vertikal barlı plak ile fikse edilmiştir. Numuneler için dizayn edilen 3 nokta biomekanik test modeli kullanılmıştır. Her grup bir Instron Lloyd LRX makinesi tarafından kompresyon kuvvetleri ile test edilmiştir. Gruplarda 1.75 mm'lik deplasmana neden olan kuvvetler (N) için biomekanik değerler Instron yazılım programı ve deplasman grafikleri kullanılarak karşılaştırılmıştır (Alkan ve ark., 2007).

Yamaji ve ark. (2015), 63 adet poliüretan mandibula modelinde (Nacional, Jaú, Brezilya) mandibular angulus kırığının fiksasyonu için uygulanan sistemleri test etmişlerdir. Bu çalışmada aynı dizaynda olan birer adet 4, 5 ve uzun 4 delikli plak sistemleri kendi aralarında mekanik in vitro test ile karşılaştırılmıştır. Çalışma tasarımında 2.0 mm titanyum plaklar pasif olarak uygulanmış, her grupta da 6 mm uzunluğunda dört vida (NeoOrtho, Rio Claro, Brezilya) kullanılarak fikse edilmiştir. Yük direnci testi sırasında kuvvet, üç farklı noktada oklüzal düzleme dik olarak uygulanmıştır: plak uygulanan bölge birinci molar diş hizasında, kontralateral tarafta birinci molar diş hizasında ve santral dişlerin orta noktası hizasında. Kuvvet uygulanması servohidrolik test ünitesinde (EMIC, São Jose dos Pinhais, Brezilya) 2

mm/dk hızında gerçekleştirilmiş ve 1 mm, 2 mm ve fiksasyon sisteminin deformasyona uğradığı andaki kuvvetler kaydedilmiştir (Yamaji ve ark., 2015).

Vieira e Oliveira ve Passeri (2011), mandibular simfizis kırıkları için 4 farklı internal fiksasyon sisteminin mekanik özelliklerini karşılaştırmalı olarak değerlendirmişlerdir. 40 adet poliüretan mandibula modelleri (Nacional, Jaú, SP, Brezilya) kullanılmıştır. Bunlar 4 farklı fiksasyon yöntemi grubuna ayrılmıştır: grup 1, bir adet 2.0 mm miniplak; grup 2, 2 adet 2,0 mm birbirine paralel miniplak; grup 3, 2 adet 2.0-mm birbirine dik miniplak; ve grup 4, 2 adet 2,0 mm lag vida (MDT, Rio Claro, SP, Brazil). Her grup, bir Instron 4411 servohidrolik mekanik test ünitesinde (Instron Corporation, Norwood, MA) molar bölgede doğrusal vertikal yüklemeye tabi tutulmuştur. Test ünitesinin dislokasyon hızı 10 mm/ dk olacak şekilde ayarlanmıştır. Yük direnci değerleri, 1, 3, 5 ve 10 mm'lik dislokasyon miktarında ölçülmüştür (Vieira e Oliveira ve Passeri, 2011).

Doty ve ark. (2004), segmental mandibular defektlerin rekonstrüksiyonunda kullanılan günümüzde mevcut kaplama sistemlerinin biomekanik özelliklerini in vitro biomekanik bir çalışma ile karşılaştırmışlardır. Otuz iki adet poliüretan mandibula (Synbone AG, Malans, Switzerland), 4 grup arasında eşit olarak bölünmüştür: 4 mm'lik bir lateral segmental defektli mandibulalar, grup 1'de 3.0 mm kilitli rekonstrüksiyon plağı ile (Stryker-Leibinger) , grup 2'de 2.4 mm düşük profilli rekonstrüksiyon plağı ile (Stryker Corp, Kalamazoo, Mich), grup 3'de 2,4 mm'lik kilitli rekonstrüksiyon plağı (Synthes Maxillofacial, Paoli, Pa) ile fikse edilmiştir ve grup 4'de rezeke edilmemiş (kontrol grubu) mandibula modelleri bulunmaktadır. Tüm plaklar kalan mandibula ile maksimum temas sağlayacak şekilde bükülmüş ve defektin her iki tarafında 4 adet bikortikal vida ile sentetik mandibulalara fikse edilmiştir. Sentetik mandibulanın rekonstrükte edilmiş tarafının kondiler bölgesi koronoidden paslanmaz çelik bir çubuk ile sağlamlaştırılmış ve kondilin normal şekilde çalışması sağlanmıştır. Her bir uçta delikli bir vida kullanılarak mandibulaya bir kablo bağlanmıştır ve bu kablo bir servohidrolik test makinesinin (Model 1331; Instron Corp, Canton, Mass) aktüatörüne sabitlenmiştir. Modellerdeki kontralateral molar bölgelere 1 mm / dk hız ile maksimum 500 N olacak şekilde yük uygulanmıştır. Veriler, istatistiksel yazılım (FastTrack 8800, Instron Corp) kullanılarak elde edilip ve analiz edilmiştir (Doty ve ark., 2004).

Çalışmamızda mandibula modelleri destek aparatında stabilize edilmiştir. Bu özel imalat destek parçası Oh ve Kim'in (2015) çalışmasında kullanılan fiksasyon aparatına benzer şekilde yapılmış olup, distal segment serbestçe hareket edebilirken, ancak proksimal segmentin kondil ve ramus hareketini önlemek için sabitlenmiştir. Distal segmentin alt kesici dişler bölgesine, dakikada 5 mm'lik bir hızda vertikal bir kompresyon kuvveti uygulanmıştır. Literatürde in vitro değerlendirmede lateral yüklemmeden insizal yüklemeyi değerlendirmek daha önemli olduğu vurgulanmıştır (Van Sickels ve ark., 2005; Brasileiro ve ark., 2012).

Mandibula kırıkları fasiyal travmalarda sık görülür ve görülme oranı tüm yüz kırıklarının % 35,54'ü ile % 44,2'si arasındadır. Bu yüksek insidans, mandibula anatomisinin ve özelliklerinin bir sonucudur. Mandibular kemik, mandibular angulusta üçüncü molarların varlığı ve subkondiler bölgede kemik daralması nedeniyle kırılma bölgeleri içerir. Yüzün alt üçte birini oluşturur ve temporomandibular eklemlerin varlığı nedeniyle belirli bir hareketliliğe sahiptir. Bu kırıklar, fonksiyonel problemlere (konuşma, çiğneme ve yutma) ve estetik uyumsuzluklardan kaynaklanan sosyal sorunlara neden olur. Mandibula kırıkları için ideal tedavi mükemmel bir anatomik redüksiyon, stabil fiksasyon ve mandibulada eklemler için mümkün olan en az yansıma ile tatmin edici fonksiyonu hedeflemelidir (Brasilerio ve ark., 2006; Vineeth ve ark., 2013; Cabalag ve ark., 2014; Sehgal ve ark., 2014).

Angulus, mandibula ile ilişkili travmatik olaylardan sonra en sık kırılan bölgelerden biridir. Angulus kırıklarının optimal tedavisi tartışmalıdır. Konservatif önlemlerin yanı sıra, mandibula kırıklarını tedavi etmek için çeşitli cerrahi yöntemler uygulanabilir (Ellis, 1999; Chacon ve ark., 2005; Gear ve ark., 2005). Son on yılda, transoral olarak yerleştirilmiş miniplak ve monokortikal vidaların çeşitliliği ve kombinasyonu kullanılarak mandibula angulus kırıklarının fiksasyonuna büyük önem verilmiştir. Bu tür plakalar kullanılarak yapılan fiksasyonun, cerrahi basitleştirdiği ve cerrahi morbiditeyi azalttığı, ancak 2.4 mm ve rekonstrüksiyon plakaları ile rijit fiksasyonun tahmin edilebilirliğini geçemediği rapor edilmiştir (Guimond ve ark., 2005).

Fiksasyon sistemleri ve teknikleri arasında, mandibular kırıkların tedavisi için 3 boyutlu plakların kullanımı nispeten yenidir, 1992'de Farmand tarafından tanıtılmıştır (Farmand ve Dupoirieux, 1992; Farmand, 1996; Singh ve ark., 2012; Sehgal ve ark.,

2014). 3 boyutlu plak sisteminin temel konsepti, üç boyutta stabilite sağlamak için vidalarla sabitlenmiş, geometrik olarak kapalı dörtgen veya dikdörtgen bir plağın kullanılmasıdır. Bu fiksasyonun ilkesi, plakların, sıkıştırma ve gerilim kuvvetlerinin yörünge çizgilerinde değil, daha zayıf yapı çizgilerinde konumlandırıldığı düşüncesiyle desteklenir (Jain ve ark., 2010; Malhotra ve ark., 2012; Xue ve ark.,2013).

3 boyutlu plaklar, üst sınır bölgesine tek bir lineer plağın uygulandığı durumun aksine, manuel burulma ve eğilme kuvvetleri ile üst ve alt sınırlarda neredeyse hiç hareket etmemeyi sağlar. Üst sınırda sadece bir lineer miniplak yerleştirildiğinde, burulma ve eğilme kuvvetleri, genellikle, mandibula alt sınır ekseninde, bukkal-lingual harekete ve alt sınırda boşluk oluşumuna neden olur. Vidaların, tek bir hattan ziyade kırığın her iki tarafında bir kutu konfigürasyonu şeklinde yerleştirilmesi, plağın eksen boyunca burulma kuvvetlerine direncini artıracak geniş platformlar oluşturmaktadır. Üst sınırda uygulanan tek bir plak ile karşılaştırıldığında 2 tabakalı yapının mandibula alt sınırının yayılmasına karşı daha büyük direnç yapılan çalışmalarda açıkça gösterilmiştir (Kroon ve ark., 1991; Choi ve ark., 1995; Guimond ve ark., 2005).

3 boyutlu plak tasarımı kavramsal olarak vertikal dikmeler ile birbirine bağlanan 2 doğrusal plağın birleşmesi ile oluşur. Bundan dolayı, 3 boyutlu plakların, dış kenardaki tek bir plağın uygulandığı durumla kıyaslandığında, ısırma kuvvetlerine maruz kaldığında alt sınırda veya süperolateral sınırda boşluk açıklığına karşı daha fazla direnç sağlayabildiği rapor edilmiştir (Guimond ve ark., 2005). Wittenberg (1997), koyun mandibulası ve bir III. sınıf konsol eğme modelini kullanarak, 3 boyutlu plak için açı ve yer değiştirme değerlerinin, rekonstrüksiyon plağınıninkiyle karşılaştırılabilir olduğunu bildirmiştir.

Bu çalışmada literatürde bildirilen bilgiler ışığında kendi dizaynımız olan rekonstrüksiyon plakları 3 boyutlu plak dizaynına benzer şekilde oluşturulmuştur. Vertikal barlarla desteklenen iki adet doğrusal plak şeklinde dizayna sahip olan bu rekonstrüksiyon plağına insizal bölgeden kuvvet uygulandığında daha stabil sonuçlar vereceği düşünülmüştür. Yaptığımız biomekanik çalışmalarda kendi dizaynımız olan plağın daha stabil sonuç verdiği fakat diğer gruplarla kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. Bu da kullandığımız plakların 316 L paslanmaz çelikten yapılmasıyla ilgilidir. Aynı zamanda kendi dizaynımız olan plakta greft fiksasyonu için daha stabil fiksasyon sağlanacağı düşünülmektedir.

Rekonstrüksiyon plak tasarımı bir takım özellikleri içermelidir. Bunlar; segmental mandibular defektler için başlangıç yük taşıma gereksinimi, transplante edilen kemik greftini protez ihtiyacına göre daha iyi uyan alveolar kısımda sabitlemesi, rekonstrüksiyon plağı ve mandibula ara yüzündeki uyumu arttırmak için hastaya göre bükme tekniğinin uygulanması ve fasiyal konturun korunmasıdır (Wu ve ark., 2017).

Mandibular rekonstrüksiyonun başarısında greftin rijid fiksasyonu önemli rol oynamaktadır. Bu hem vaskülerize hem de vaskülerize olmayan greftler için geçerlidir. Eğer ki greft ile kemik arasında hareketlilik olursa bu iki yüzey arasındaki iyileşme olumsuz etkilenebilmektedir. Sonuç olarak neoartroz ve non vaskülerize greftlerde greft kaybı ortaya çıkabilir (Merckx ve ark., 2004).

Düşük profilli titanyum rekonstrüksiyon plağı ile defektin kapatılması ve bölgesel veya pediküllü yumuşak doku ile ilgili bölgenin rekonstrüksiyonu, ileri evre hastalıkları olan ve dental restorasyon gerektirmeyen hastalarda cazip bir seçenektir (Shnayder ve ark., 2015). Mandibular segmentlerin titanyum plaklar kullanılarak araya giren bir kemik grefti ile sabitlenmesi, 1980'lerden beri mandibular rekonstrüksiyonda iyi tanımlanmış bir seçenek olmuştur. Bu yöntem, alt yüzün çökmesini önlemek ve mandibula tarafından desteklenen yumuşak dokulara çerçeve sağlamak için basit bir yol sağlar (Fernandes ve Yetzer, 2013).

316 L paslanmaz çelik kemiklerde plaklar, vidalar, pimler ve stentlerde kullanılmaktadır (Güven, 2014). Rekonstrüksiyon plakları orijinal olarak paslanmaz çelikten yapılmıştır, ancak şu anda titanyum plaklar biouyumluluklarından dolayı daha popülerdir (Dimitroulis, 2000). 316 L paslanmaz çelik için elastisite modülü 200 GPa iken titanyum için 106 GPa'dır (Savignev ve Girovd, 2002). Çalışmamızda proje desteği dahilinde rekonstrüksiyon plakları 316 L paslanmaz çelikten üretilmiştir. 316 L paslanmaz çelik elastisite modülünün yüksek olmasından ötürü rijit bir malzemedir. Biomekanik testlerin uygulanması sonucu deplasman değerlerinin belirlenmesinde uygulanan kuvvetler maksimum miktara çıktığında bu plak sisteminde herhangi bir kırılma gözlenmemesi de bundan kaynaklanmaktadır.

Konvansiyonel plak sistemleri ile ilişkili bir problem, çiğneme fonksiyonu geri kazanıldığında vida gevşemesi, plak ekspozu ve plak kırıkları gibi sık görülen komplikasyon sıklığıdır (Irish ve ark., 1995). Bazı retrospektif klinik çalışmalarda, modifiye bir plak sisteminin kullanılması önerilmiştir (Stoll ve ark., 1992; Schneider ve

ark., 1998; Gellrich ve ark.,2004). Plağa bağı komplikasyonların oranı hala yüksektir (Freitag ve ark., 1991; Stoll ve ark., 1992; van Minnen ve ark., 2002; Wei ve ark., 2003; Lopez ve ark., 2004). Komplasyonların en büyük nedenleri defektlerin büyüklüğü ve yeridir (Goldstein, 1987; Irish ve ark., 1995).

Vida gevşemesi, rekonstrüksiyon sonrası komplikasyonlardan biridir. Vida sayısı azaldığında, plak üzerindeki stres olumsuz etkilenir. Vidaların sayısı ile ilgili olarak, her iki taraftaki 2 vida sıklıkla tavsiye edilmez. Global olarak farklı plakları kullanan araştırmalar, her iki tarafta da 3-4 vida kullanıldığını ortaya koymuştur (Stoll ve Wächter,1992; Blackwell ve Lacombe, 1999; Lopez ve ark., 2004; Kimura ve ark., 2006; Şanal ve ark., 2017). Kimura ve ark (2006), farklı gerilme vektörlerini yaymak için her iki rezeksiyon kenarında 3 vida kullanılmasını önermiştir. Mandibular lateral segmental defektli 27 hastadan oluşan prospektif bir olgu serisinde, Blackwell ve Lacombe (1999), her iki tarafta en az 3 fiksasyon vidası kullanmayı önermişlerdir. Lopez ve ark (2004), 34 hastanın içerdiği retrospektif bir çalışmada, her iki rezeksiyon kenarında 4 vida kullanmıştır. Bu çalışmada, literatürde önerildiği gibi, açılı ve düz plak uygulanan gruplarda defektin her iki tarafında 3 vida; kendi dizayn ettiğimiz plak gruplarında ise defektin her iki tarafında 4 vida kullanılmıştır.

Piyasada rekonstrüksiyon plaklarının birkaç çeşidi vardır, ancak en önemli ilke, parçaları yerinde tutmak için yeterli bir kalınlık ve genişliğe sahip tek bir plağa sahip olmaktır. Bu, yaklaşık 3 mm kalınlığında ve 5 mm genişliğinde plaklar anlamına gelir. Modern tiplerin özel bir özelliği kilitleme vidasıdır. Bu, plak ile alttaki kemik arasındaki sıkışmayı en aza indirecek, böylece grefti çevreleyen vaskülariteyi optimize edecektir (Dimitroulis,2000). Bu nedenle çalışmamızda rekonstrüksiyon plağı için kalınlık 2,5 mm olarak belirlenmiştir. Kim ve ark.(2007), tarafından yapılan bir çalışmada, kilitli plakların, sempatik bölgede kullanıldığında kilitli olmayan plaklardan anlamlı derecede daha az komplikasyonla ilişkili olduğu gösterilmiştir.

Rapor edilen bir çalışma, plak ekspozu ile birlikte yara dehisensi, vidaların gevşemesi ve kırılması, plak kırığı ve tatmin edici olmayan fasiyal kontur gibi rekonstrüksiyon plaklarının kullanımı ile ilgili çeşitli komplikasyonlar hakkında bilgiler vermiştir. Kemik greftleri ile birlikte rekonstrüksiyon plaklarının kombine kullanıldığı immedat veya gecikmiş rekonstrüksiyonda, radyoterapi ve rezeksiyonun yeri gibi değişkenler, sonuçları ve komplikasyon sıklığını etkileyip etkilemediklerini belirlemek

için değerlendirilmiştir. Radyasyonun ve orta hattan geçen anterior mandibula rekonstrüksiyonunun, komplikasyonların insidansını ve revizyon veya plak çıkarma ihtiyacını önemli ölçüde artırdığı gösterilmiştir (Kim ve Donoff, 1992).

Shibahara ve ark.(2002), plak kırıkları için % 2.9 - % 10.7 oranında bir insidans bildirmiştir. Rekonstrüksiyon plaklarının mümkün olduğu kadar preoperatif şekillendirilmesini önlemek için plaklar mandibulanın üç boyutlu şekliyle yakından eşleştirmelidir. Yükselen ramusun bir kısmı rezeksiyon sınırlarında yer aldığına, bu anatomik yapıyı takip eden bir kontura sahip bir plak uygulanmalıdır. Genel olarak, plakların özel bükme forsepsleri kullanılarak yapılan bükümlerinin rezeksiyon sonrası kalan kemiğe uyumlu olması gerekmektedir. Bu, plak yüklendiğinde kırılmaya eğilimli zayıf noktalara neden olur. Bu da koyunları kullanarak bir hayvan çalışmasında gösterilmiştir (Martola ve ark., 2007). Stresin yoğunlaştığı plağın kenarındaki yüzey kalitesi ve çentikler, kırılma eğilimine katkıda bulunur. Bu nedenle, kırılmanın mümkün olduğu alanların, mandibulanın kavıştığı alanlar, diğer bir deyişle simfizis ve mandibular angulus olacağı açıktır (Goh ve ark., 2008).

Plağın ekspoz olması, hastaların % 20-48'inde, özellikle de hastanın yara dehiscensi üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğu gösterilmiş olan radyasyon tedavisi gördüğü zaman ortaya çıkan özel bir sorundur (Fiala, 1994). Mandibular rekonstrüksiyon plaklarının kullanımı ile ilişkili bir problem, görüntüleme ve postoperatif radyasyon tedavisi ile ilgilidir. Özellikle radyografi ve bilgisayarlı tomografi taramaları, tanı sorunlarına neden olan geriye dönük yansımaları göstermektedir. Radyoterapi eşit olarak plaklar tarafından engellenir. Titanyumun manyetik rezonans görüntüleme en az miktarda artefakta neden olduğu paslanmaz çelik ve vitallium ile karşılaştırıldığında bildirilmiştir (Kim ve Donoff,1992).

Doğal dezavantajlara ve muhtemel komplikasyonlara rağmen, bu plakların, kemik segmentlerinin üç boyutlu stabilitesini korumak için tek bir araç olarak kullanılmasına yönelik hala mevcut durumlar vardır. Bu duruma tıbbi durumu mikrocerrahi anastomozlu bir flep yapmak için uzun bir çalışma süresinin önüne geçmeyen veya vasküler sistemin bir mikrovasküler anastomoz için izin vermediği bir hasta örnek olabilir. Bazı cerrahlar mandibulayı stabilize etmek için ilk olarak plak fiksasyonunu tercih ederler ve bir yıl sonra ikincil rekonstrüksiyon gerçekleştirirler (Gellrich ve ark., 2004).

Bu tez çalışmasında hem greft fiksasyonunun sağlanması hem de mikrovasküler anastomozun izin vermediği hastalar için hazırlanan özel dizayn ettiğimiz plakların uygulanan kuvvet altındaki deplasman değerleri incelenmiştir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Standartize edilmiş iki farklı boyutta rezeksiyon uygulanan poliüretan mandibula modellerinde farklı rekonstrüksiyon sistemlerinin incelendiği bu biomekanik çalışmada;

1. Bu çalışmada kullanılan poliüretan mandibula modelleri insan mandibulasının yapısal özelliklerini yakından taklit etmektedir. Aynı ebatlarda olması biomekanik çalışmalarda standartizasyonu sağlar ve diğer materyallere göre daha güvenilir sonuçlar verir.
2. Literatürde vertikal barlar ile destekli üç boyutlu bir rekonstrüksiyon plak dizaynı bulunmamaktadır. Çalışmamızda ilk defa bu dizayn sunulmuştur.
3. Vertikal barlar ile destekli rekonstrüksiyon plağı, mandibula rekonstrüksiyonu sağlarken aynı zamanda verici sahadan alınan kemik greftlerinin fiksasyonuna da izin verecek şekilde dizayn edilmiştir. Bu avantajları gözönüne alınarak çalışmamızda biomekanik stabilitesinin değerlendirilmesi uygun bulunmuştur.
4. Var olan açılı ve düz plaklarla ilgili farklı defekt boyutlarını inceleyen sonlu elemanlar analizi ile ilgili çalışma bulunmasına rağmen ilk defa biomekanik çalışma yapılmıştır.
5. Çalışmamızda dizayn açısından uygulanan kuvvet sonucu oluşan deplasman değerlerinde plaklar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.
6. Plakların fiksasyonunda defektin her iki yanında kullanılan vida sayısının yeterli olduğu anlaşılmıştır.
7. Çalışmamızda kullanılan plakların biomekanik özelliklerinin karşılaştırılması geometrik dizaynları gözönüne alınarak, 316 L paslanmaz çelik kullanılarak yapılmıştır. Bu biomekanik çalışmanın aynı dizaynda titanyum plaklarla yapılmasına ihtiyaç vardır.
8. Bu çalışmada kullanılan üç boyutlu plağın çığneme kuvvetleri altında maruz kaldığı stres değerlerini inceleyecek sonlu elemanlar yöntemi çalışmalarına da ihtiyaç vardır.

9. Kendi dizaynımız olan üç boyutlu plağın diğer plaklarla arasında biomekanik açıdan fark bulunmamasından ötürü bu plak dizaynı endike vakalarda alternatif olarak kullanılabilir.



KAYNAKLAR

- Alkan A, Celebi N, Ozden B, Baş B, Inal S. Biomechanical comparison of different plating techniques in repair of mandibular angle fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;104(6):752-756.
- Arias-Gallo J, Maremonti P, González-Otero T, Gómez-García E, Burgueño-García M, Chamorro Pons M, Martorell-Martínez V. Long term results of reconstruction plates in lateral mandibular defects. Revision of nine cases. *Auris Nasus Larynx.* 2004;31(1):57-63.
- Aviv JE, Urken ML, Vickery C, Weinberg H, Buchbinder D, Biller HF. The combined latissimus dorsi-scapular free flap in head and neck reconstruction. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 1991;117(11):1242-1250.
- Bak M, Jacobson AS, Buchbinder D, Urken ML. Contemporary reconstruction of the mandible. *Oral Oncol.* 2010;46(2):71-76.
- Bilgili, H. Kedi ve köpeklerin ekleme yakın ekstremite kemikleri kırıklarında osteosentez amacıyla mini-titanyum plakların kullanımı. *Turkish Journal Of Veterinary And Animal Sciences.* 2002;26:1289-1295
- Blackwell KE, Lacombe V. The bridging lateral mandibular reconstruction plate revisited. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 1999;125(9):988-993.
- Bouwman JP, Tuinzing DB, Kostense PJ. A comparative in vitro study on fixation of sagittal split osteotomies with Würzburg screws, Champy miniplates, and Biofix (biodegradable) rods. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1994;23(1):46-48.
- Boyd JB, Mulholland RS, Davidson J, Gullane PJ, Rotstein LE, Brown DH, Freeman JE, Irish JC. The free flap and plate in oromandibular reconstruction: long-term review and indications. *Plast Reconstr Surg.* 1995;95(6):1018-1028.
- Brasileiro BF, Grepel RG, Ambrosano GM, Passeri LA. An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: advancement surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(4):809-817.
- Brasileiro BF, Grotta-Grepel R, Ambrosano GM, Passeri LA. An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: setback surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2012;70(4):941-951.
- Brasileiro BF, Passeri LA. Epidemiological analysis of maxillofacial fractures in Brazil: a 5-year prospective study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006;102(1):28– 34.
- Bredbenner TL, Haug RH. Substitutes for human cadaveric bone in maxillofacial rigid fixation research. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000;90(5):574-580.

- Cabalag MS, Wasiak J, Andrew NE, Tang J, Kirby JC, Morgan DJ. Epidemiology and management of maxillofacial fractures in an Australian trauma centre. *J Plast Reconstr Aesthet Surg* 2014;67(2):183–9.
- Callaghan JJ, Albright JC, Goetz DD, Olejniczak JP, Johnston RC. Charnley total hip arthroplasty with cement. Minimum twenty-five-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* 2000;82(4):487-497.
- Chacon GU, Dillard F, Clelland N, Rashid R. Comparison of strains produced by titanium and poly D,L-lactide acid plating systems to in vitro forces. *J Oral Maxillofac Surg* 2005;63(7):968-972.
- Chanchareonsook N, Junker R, Jongpaiboonkit L, Jansen JA. Tissue-engineered mandibular bone reconstruction for continuity defects: a systematic approach to the literature. *Tissue Eng Part B Rev.* 2014;20(2):147-162.
- Charnley J. The reaction of bone to self-curing acrylic cement. A long-term histological study in man. *J Bone Joint Surg Br.* 1970;52(2):340-353.
- Choi AH, Ben-Nissan B, Conway RC. Three-dimensional modeling and finite element analysis of the human mandible during clenching. *Aust Dent J* 2005;5:42–48.
- Choi BH, Kyoung NK, Ho SK. Clinical and in vitro evaluation of mandibular angle fracture fixation with the two-miniplates system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1995;79(6):692-695.
- Chow JM, Hill JH. Primary mandibular reconstruction using the AO reconstruction plate. *Laryngoscope.* 1986;96(7):768-773.
- Codivilla A. On the means of lengthening, in the lower limbs, the muscles and tissues which are shortened through deformity. 1904. *Clin Orthop Relat Res.* 1994;301:4-9.
- Converse JM. Restoration of facial contour by bone grafts introduced through the oral cavity. *Plast Reconstr Surg.* 1950;6(4):295-300.
- Costantino PD, Friedman CD, Shindo ML, Houston G, Sisson GA Sr. Experimental mandibular regrowth by distraction osteogenesis. Long-term results. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 1993;119(5):511-516.
- Costantino PD, Shybut G, Friedman CD, Pelzer HJ, Masini M, Shindo ML, Sisson GA Sr. Segmental mandibular regeneration by distraction osteogenesis. An experimental study. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 1990;116(5):535-545.
- Daegling DJ, Hylander WL. Experimental observation, theoretical models and biomechanical inference in the study of mandibular form. *Am J Phy Anthropol* 2000;112(4):541–551.

- de Medeiros RC, Sigua EA, Navarro P, Olate S, Albergaria Barbosa JR. In Vitro Mechanical Analysis of Different Techniques of Internal Fixation of Combined Mandibular Angle and Body Fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2016;74(4):778-785.
- Dechow PC, Hylander WL. Elastic properties and masticatory bone stress in the macaque mandible. *Am J Phys Anthropol* 2000;112(4):553–574.
- Demirel BŞ. İyon demeti destekli manyetik alanda sıçratma yöntemiyle (Ti,Mg) ince filmlerin üretilmesi, yapısal ve biyoaktivite özelliklerinin belirlenmesi. İTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, 2006; 5-6
- Dimitroulis G. Mandibular reconstruction following ablative tumour surgery: an overview of treatment planning. *Aust N Z J Surg.* 2000;70(2):120-126.
- Doty JM, Pienkowski D, Goltz M, Haug RH, Valentino J, Arosarena OA. Biomechanical evaluation of fixation techniques for bridging segmental mandibular defects. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 2004;130(12):1388-1392.
- Draper E., *Basic Biomechanics.* Wb Saunders Company Limited. Sciences Basic To Orthopaedics. Editors Hughes Spf, Mccarthy Id, 1998. Chapter 14: 201–212.
- Ellis E. Treatment methods for fractures of the mandibular angle. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999;28(4):243-252.
- Erkmen E, Simşek B, Yücel E, Kurt A. Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis. Part 1: advancement surgery-posterior loading. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2005;34(5):551-558.
- Farmand M, Dupoirieux L. The value of 3-dimensional plates in maxillofacial surgery. *Rev Stomatol Chir Maxillofac.* 1992;93(6):353-735.
- Farmand M. Experiences with the 3-D miniplate osteosynthesis in mandibular fractures. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* 1996;41:85–87.
- Fennis JP, Stoelinga PJ, Jansen JA. Mandibular reconstruction: a histological and histomorphometric study on the use of autogenous scaffolds, particulate cortico-cancellous bone grafts and platelet rich plasma in goats. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2004;33(1):48-55.
- Fernandes RP, Yetzer JG. Reconstruction of acquired oromandibular defects. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 2013;25(2):241-249.
- Ferreira JJ, Zagalo CM, Oliveira ML, Correia AM, Reis AR. Mandible reconstruction: History, state of the art and persistent problems. *Prosthet Orthot Int.* 2015;39(3):182-189.

- Fiala TG, Paige KT, Davis TL, Campbell TA, Rosen BR, Yaremchuk MJ. Comparison of artifact from craniomaxillofacial internal fixation devices: magnetic resonance imaging. *Plast Reconstr Surg.* 1994;93(4):725-731.
- Freitag V, Hell B, Fischer H. Experience with AO reconstruction plates after partial mandibular resection involving its continuity. *J Craniomaxillofac Surg.* 1991;19(5):191-198.
- Futran ND, Urken ML, Buchbinder D, Moscoso F, and Biller HF. Rigid Fixation of Vascularized Bone Grafts in Mandibular Reconstruction. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1995;121(1):70-76.
- Gabbay JS, Heller JB, Song YY, Wasson KL, Harrington H, Bradley JP. Temporomandibular joint bony ankylosis: comparison of treatment with transport distraction osteogenesis or the matthews device arthroplasty. *J Craniofac Surg.* 2006;17(3):516-522.
- Gear AJL, Apasova E, Schmitz JP, Schubert W. Treatment modalities for mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 2005;63:655-663.
- Gellrich NC, Suarez-Cunqueiro MM, Otero-Cepeda XL, Schön R, Schmelzeisen R, Gutwald R. Comparative study of locking plates in mandibular reconstruction after ablative tumor surgery: THORP versus UniLOCK system. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004;62(2):186-193.
- Goh BT, Lee S, Tideman H, Jansen JA, Stoelinga PJ. Replacement of the condyle and ascending ramus by a modular endoprosthesis in *Macaca fascicularis*-part 2: microcomputed tomographic and histologic evaluation of the ramus and stem. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(12):2617-2626.b.
- Goh BT, Lee S, Tideman H, Stoelinga PJ. Mandibular reconstruction in adults: a review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2008;37(7):597-605.
- Goh BT, Lee S, Tideman H, Stoelinga PJ. Replacement of the condyle and ascending ramus by a modular endoprosthesis in *Macaca fascicularis*--part 1: a clinical and radiographic study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(7):1392-1400.a.
- Goldstein SA. The mechanical properties of trabecular bone: dependence on anatomic location and function. *J Biomech.* 1987;20(11-12):1055-1061.
- Guerrier G, Alaqeeli A, Al Jawadi A, Foote N, Baron E, Albustanji A. Reconstruction of residual mandibular defects by iliac crest bone graft in war-wounded Iraqi civilians, 2006-2011. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2015;53(6):27-31.
- Guimond C, Johnson JV, Marchena JM. Fixation of mandibular angle fractures with a 2.0-mm 3-dimensional curved angle strut plate. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005;63(2):209-214.

- Gullane PJ, Holmes H. Mandibular reconstruction. New concepts. Arch Otolaryngol Head Neck Surg. 1986;112(7):714-719.
- Gurushanthaiah D, Haller JR. Mandibular Reconstruction. Day TA, Girod DA, Editors, Oral Cavity Reconstruction, 1st Ed, New York, Taylor & Francis Group, 2006; 327-347.
- Gür AK, Taşkın M. Metalik biyomalzemeler ve biyouyum. Doğu Anadolu Bölgesi Araştırmaları Dergisi 2004;2:106-113.
- Güven ŞY. Biyouyumluluk ve biyomalzemelerin seçimi. Süleyman Demirel Üniversitesi Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi 2014;2(3);303-311
- Haug RH, Fattahi TT, Goltz M. A biomechanical evaluation of mandibular angle fracture plating techniques. J Oral Maxillofac Surg. 2001;59(10):1199-1210.
- Haug RH, Street CC, Goltz M. Does plate adaptation affect stability? A biomechanical comparison of locking and nonlocking plates. J Oral Maxillofac Surg. 2002;60(11):1319-1326.
- Hayden RE, Mullin DP, Patel AK. Reconstruction of the segmental mandibular defect: current state of the art. Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg. 2012;20(4):231-236.
- Hayes WC. Biomechanics of cortical and trabecular bone: Implications for assessment of fracture risk. Raven Press. Basic Orthopaedic Biomechanics, 1991. Chapter 3: 110–111.
- Helmen JI, Blanchaert RH. Microvascular Free Tissue Transfer. Miloro, M editör, Peterson's Oral and Maxillofacial Surgery, Second Edition, London, BC Decker, 2004; 803-813.
- Henshaw R, Malawer M. Review of endoprosthetic reconstruction in limb-sparing surgery, Malawer M, Sugarbaker PH editors. Musculoskeletal cancer surgery. 1st edition. Dordrecht, Kluwer Academic Publishers, 2001:381-401.
- Hidalgo DA. Fibula free flap: a new method of mandible reconstruction. Plast Reconstr Surg. 1989;84(1):71-79.
- Hjörting-Hansen E. Bone grafting to the jaws with special reference to reconstructive preprosthetic surgery. A historical review. Mund Kiefer Gesichtschir. 2002;6(1):6
- Huiskes R: Biomechanics of artificial-joint fixation. In: Mowe Van C, Hayes Wilson (eds), Basic Orthopaedic Biomechanics. New York: Raven Press Ltd., 375-437, 1991

- Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(238):249-281.a
- Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues: Part II. The influence of the rate and frequency of distraction. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;(239):263-285.b
- Irish JC, Gullane PJ, Gilbert RW, Brown DH, Birt BD, Boyd JB. Primary mandibular reconstruction with the titanium hollow screw reconstruction plate: evaluation of 51 cases. *Plast Reconstr Surg.* 1995;96(1):93-99.
- Jain MK, Manjunath KS, Bhagwan BK, Shah DK. Comparison of 3-dimensional and standard miniplate fixation in the management of mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010;68(7):1568-1572.
- Jewer DD, Boyd JB, Manktelow RT, Zuker RM, Rosen IB, Gullane PJ, Rotstein LE, Freeman JE. Orofacial and mandibular reconstruction with the iliac crest free flap: a review of 60 cases and a new method of classification. *Plast Reconstr Surg.* 1989;84(3):391-403.
- Kim MR, Donoff RB. Critical analysis of mandibular reconstruction using AO reconstruction plates. *J Oral Maxillofac Surg* 1992; 50(11):1152–1157.
- Kim Y, Smith J, Sercarz JA, Head C, Abemayor E, Blackwell KE. Fixation of mandibular osteotomies: comparison of locking and nonlocking hardware. *Head Neck.* 2007;29(5):453-457
- Kimura A, Nagasao T, Kaneko T, Tamaki T, Miyamoto J, Nakajima T. Adequate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction. *J Craniomaxillofac Surg.* 2006;34(4):193-200
- Krespi YP, Oppenheimer RW, Flanzer JM. The rhombotrapezius myocutaneous and osteomyocutaneous flaps. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 1988;114(7):734-738.
- Kroon FH, Mathisson M, Cordey JR, Rahn BA. The use of miniplates in mandibular fractures. An in vitro study. *J Craniomaxillofac Surg.* 1991;19(5):199-204.
- Kumar BP, Venkatesh V, Kumar KA, Yadav BY, Mohan SR. Mandibular Reconstruction: Overview. *J Maxillofac Oral Surg.* 2016;15(4):425-441.
- Lee S, Goh BT, Tideman H, Stoelinga PJ. Modular endoprosthesis for mandibular reconstruction: a preliminary animal study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2008;37(10):935-942.

- Lee S, Goh BT, Tideman H, Stoelinga PJW, Jansen J: Modular endoprosthesis for mandibular reconstruction: a clinical, microcomputed, tomographic and histologic evaluation in 8 *Macaca fascicularis*. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009;38(1):40-47.
- Lopez R, Dekeister C, Sleiman Z, Paoli JR. Mandibular reconstruction using the titanium functionally dynamic bridging plate system: A retrospective study of 34 cases. *J Oral Maxillofac Surg*. 2004;62(4):421-426.
- Luhr HG. The development of modern osteosynthesis. *Mund Kiefer Gesichtschir*. 2000;4(1):84-90.
- Lydiatt DD. Mandibular resection. *Head Neck*. 1995;17(3):247-251.
- MacLeod AM, Robinson DW. Reconstruction of defects involving the mandible and floor of mouth by free osteo-cutaneous flaps derived from the foot. *Br J Plast Surg*. 1982;35(3):239-246.
- Malawer MM, Chou LB. Prosthetic survival and clinical results with use of large segment replacements in the treatment of high-grade bone sarcomas. *J Bone Joint Surg Am*. 1995;77(8):1154-1165.
- Malhotra K, Sharma A, Giraddi G, Shahi AK. Versatility of Titanium 3D Plate in Comparison with Conventional Titanium Miniplate Fixation for the Management of Mandibular Fracture. *J Maxillofac Oral Surg*. 2012;11(3):284-290.
- Marinescu R, Daegling DJ, Rapoff AJ. Finite-element modeling of the anthropoid mandible: the effects of altered boundary conditions. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2005;283(2):300–309.
- Martola M, Lindqvist C, Hänninen H, Al-Sukhun J. Fracture of titanium plates used for mandibular reconstruction following ablative tumor surgery. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2007;80(2):345-352.
- Maruyama Y, Urita Y, Ohnishi K. Rib-latissimus dorsi osteomyocutaneous flap in reconstruction of a mandibular defect. *Br J Plast Surg*. 1985;38(2):234-237.
- McKee DM. Microvascular bone transplatation. *Clin Plast Surg*. 1978;5(2):283-292.
- Mehta RP, Deschler DG. Mandibular reconstruction in 2004: an analysis of different techniques. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg*. 2004;12(4):288-293.
- Merkx MA, Fennis JP, Verhagen CM, Stoelinga PJ. Reconstruction of the mandible using preshaped 2.3 mm titanium plates, autogenous particulate cortico-cancellous bone grafts and platelet rich plasma: a report on eight patients. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2004;33(8):733-739.

- Miles BA, Goldstein DP, Gilbert RW, Gullane PJ. Mandible reconstruction. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg.* 2010;18(4):317-322.
- Misch CE, Qu ZM, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: Implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57(6):700–706.
- Moura LB, Carvalho PH, Xavier CB, Post LK, Torriani MA, Santagata M, Chagas Júnior OL. Autogenous non-vascularized bone graft in segmental mandibular reconstruction: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2016;45(11):1388-1394.
- Mutlu B, Kurt M. Kırık kemik tedavilerinde kullanılan fiksatorlerin mekanik özellikleri ve üç değişik malzemeden yapılmış halka tipi fiksatorlerin mekanik testleri. *Mühendis ve Makine* 2005;543(46):29-38.
- Nerem RM, Sambanis A. Tissue engineering: from biology to biological substitutes. *Tissue Eng.* 1995;1(1):3-13.
- Netscher D, Alford EL, Wigoda P, Cohen V. Free composite myo-osseous flap with serratus anterior and rib: indications in head and neck reconstruction. *Head Neck.* 1998;20(2):106-112.
- Oh JS, Kim SG. In vitro biomechanical evaluation of fixation methods of sagittal split ramus osteotomy in mandibular setback. *J Craniomaxillofac Surg.* 2015;43(2):186-191.
- Ozden B, Alkan A, Arici S, Erdem E. In vitro comparison of biomechanical characteristics of sagittal split osteotomy fixation techniques. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2006;35(9):837-841.
- Panjabi MM, White AA. *Biomechanics In The Musculoskeletal System.* 1st edition. London, Churchill Livingstone, 2001;65–101.
- Pasinli A. Biyomedikal uygulamalarda kullanılan biyomalzemeler. *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi* 2004;(4):25-34.
- Pereira Filho VA, Iamashita HY, Monnazzi MS, Gabrielli MF, Vaz LG, Passeri LA. In vitro biomechanical evaluation of sagittal split osteotomy fixation with a specifically designed miniplate. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2013;42(3):316-320.
- Pogrel MA, Podlesh S, Anthony JP, Alexander J. A comparison of vascularized and nonvascularized bone grafts for reconstruction of mandibular continuity defects. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997;55(11):1200-1206.
- Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri KA, Papageorge MB. In vitro biomechanical evaluation of the use of conventional and locking miniplate/screw

- systems for sagittal split ramus osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010;68(4):724-730.
- Riede U, Lüem M, Ilchmann T, Eucker M, Ochsner PE. The M.E Müller straight stem prosthesis: 15 year follow-up. Survivorship and clinical results. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2007;127(7):587-592.
- Ross CF, Patel BA, Slice DE, Strait DS, Dechow PC, Richmond BG, Spencer MA. Modeling masticatory muscle force in finite element analysis: sensitivity analysis using principal coordinates analysis. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2005;283(2):288–299.
- Sacco AG, Chepeha DB. Current status of transport-disc-distraction osteogenesis for mandibular reconstruction. *Lancet Oncol.* 2007;8(4):323-330.
- Sanders R, Mayou BJ. A new vascularized bone graft transferred by microvascular anastomosis as a free flap. *Br J Surg.* 1979;66(11):787-788.
- Saving, P., Girovd, E., *Metallic Biomaterials, Kungl Tekniska Högskolan.* 2002;3:11-15.
- Schmidt D, Robson M. One stage composite reconstruction using latissimus myocutaneous free flap. *Am J Surg* 1982;144:470–472.
- Schneider, D. Vergleichende Materialprüfung von menschlichem Knochen und Kallocryl. *Zahn-Mund-Kieferheilk.* 1988;76:608–609.
- Schwartz-Dabney CL, Dechow PC. Variations in cortical material properties from throughout the human dentate mandible. *Am J Phy Anthropol* 2003;120:252–277.
- Sehgal S, Ramanujam L, Prasad K, Krishnappa R. Three-dimensional v/s standard titanium miniplate fixation in the management of mandibular fractures—a randomized clinical study. *J Craniomaxillofac Surg* 2014;42(7):1292–1299.
- Serafin D, Riefkohl R, Thomas I, Georgiade NG. Vascularized rib-periosteal and osteocutaneous reconstruction of the maxilla and mandible: an assessment. *Plast Reconstr Surg.* 1980;66(5):718-727.
- Shetty V, McBrearty D, Fournery M, Caputo AA. Fracture line stability as a function of the internal fixation system: an in vitro comparison using a mandibular angle fracture model. *J Oral Maxillofac Surg.* 1995;53(7):791-801.
- Shibahara T, Noma H, Furuya Y, Takaki R. Fracture of mandibular reconstruction plates used after tumor resection. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002;60(2):182-185.
- Shnayder Y, Lin D, Desai SC, Nussenbaum B, Sand JP, Wax MK. Reconstruction of the Lateral Mandibular Defect: A Review and Treatment Algorithm. *JAMA Facial Plast Surg.* 2015;17(5):367-373.

- Singh V, Puri P, Arya S, Malik S, Bhagol A. Conventional versus 3-dimensional miniplate in management of mandibular fracture: a prospective randomized study. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2012;147(3):450-455.
- Snyder CC, Levine GA, Swanson HM, Browne EZ Jr. Mandibular lengthening by gradual distraction. Preliminary report. *Plast Reconstr Surg.* 1973;51(5):506-508.
- Spiessl B., New concept in maxillofacial bone surgery . 1st Edition., Berlin: Springer Verlag, 1976:156-166.
- Stoll P, Wächter R, Bähr W. Bridging lower jaw defects with AO plates: comparison of THORP and 3-DBRP systems. *J Craniomaxillofac Surg.* 1992;20(2):87-90.
- Stoll P, Wächter R. AO reconstruction plate systems for the repair of mandibular defects 3-DBRP versus Thorp-system. *J Craniomaxillofac Surg.* 1992;20(1):40-45.
- Swartz WM, Banis JC, Newton ED, Ramasastry SS, Jones NF, Acland R. The osteocutaneous scapular flap for mandibular and maxillary reconstruction. *Plast Reconstr Surg.* 1986;77(4):530-45.
- Şanal KO, Özden B, Baş B. Finite Element Evaluation of Different Osteosynthesis Variations That Used After Segmental Mandibular Resection. *J Craniofac Surg.* 2017;28(1):61-65.
- Taylor GI, Miller GD, Ham FJ. The free vascularized bone graft. A clinical extension of microvascular techniques. *Plast Reconstr Surg.* 1975;55(5):533-544.
- Taylor GI, Townsend P, Corlett R. Superiority of the deep circumflex iliac vessels as the supply for free groin flaps. Clinical work. *Plast Reconstr Surg.* 1979;64(6):745-759.
- Tharanon W. Comparison between the rigidity of bicortical screws and a miniplate for fixation of a mandibular setback after a simulated bilateral sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 1998;56(9):1055-1058.
- Thoma A, Khadaroo R, Grigenas O, Archibald S, Jackson S, Young JE, Veltri K. Oromandibular reconstruction with the radial-forearm osteocutaneous flap: experience with 60 consecutive cases. *Plast Reconstr Surg.* 1999;104(2):368-378.
- Tideman H, Lee S: The TL modular endoprosthesis for mandibular reconstruction: a metallic yet biological approach. *Asian J Oral Maxillofac Surg.* 2006;18(1):5-6
- Urken ML, Buchbinder D, Costantino PD, Sinha U, Okay D, Lawson W, Biller HF. Oromandibular reconstruction using microvascular composite flaps: report of 210 cases. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 1998;124(1):46-55.

- Urken ML, Vickery C, Weinberg H, Buchbinder D, Biller HF. The internal oblique-iliac crest osseomyocutaneous microvascular free flap in head and neck reconstruction. *J Reconstr Microsurg*. 1989;5(3):203-214.a
- Urken ML, Vickery C, Weinberg H, Buchbinder D, Lawson W, Biller HF. The internal oblique-iliac crest osseomyocutaneous free flap in oromandibular reconstruction. Report of 20 cases. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 1989;115(3):339-349.b
- Urken ML. Composite free flaps in oromandibular reconstruction. Review of the literature. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 1991;117(7):724-732.
- Vaccaro AR. The role of the osteoconductive scaffold in synthetic bone graft. *Orthopedics*. 2002;25(5):571-578
- van Eijden TM. Biomechanics of the mandible. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2000;11(1):123-136.
- van Gemert JT, van Es RJ, Van Cann EM, Koole R. Nonvascularized bone grafts for segmental reconstruction of the mandible--a reappraisal. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67(7):1446-1452.
- van Minnen B, Nauta JM, Vermey A, Bos RR, Roodenburg JL. Long-term functional outcome of mandibular reconstruction with stainless steel AO reconstruction plates. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2002;40(2):144-148.
- Van Sickels JE, Peterson GP, Holms S, Haug RH. An in vitro comparison of an adjustable bone fixation system. *J Oral Maxillofac Surg*. 2005;63(11):1620-1625.
- Vieira e Oliveira TR, Passeri LA. Mechanical evaluation of different techniques for symphysis fracture fixation--an in vitro polyurethane mandible study. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011;69(6):141-146.
- Vineeth K, Lalitha RM, Prasad K, Ranganath K, Shwetha V, Singh J. A comparative evaluation between single noncompression titanium miniplate and three dimensional titanium miniplate in treatment of mandibular angle fracture—a randomized prospective study. *J Craniomaxillofac Surg* 2013;41(2):103–109.
- Vollmer D, Meyer U, Joos U, Vegh A, Piffko J. Experimental and finite element study of a human mandible. *J Craniomaxillofac Surg* 2000;28(2):91–96.
- Warnke PH, Springer IN, Wiltfang J, Acil Y, Eufinger H, Wehmöller M, Russo PA, Bolte H, Sherry E, Behrens E, Terheyden H. Growth and transplantation of a custom vascularised bone graft in a man. *Lancet*. 2004;364(9436):766-770.
- Warnke PH, Wiltfang J, Springer I, Acil Y, Bolte H, Kosmahl M, Russo PA, Sherry E, Lützen U, Wolfart S, Terheyden H. Man as living bioreactor: fate of an exogenously prepared customized tissue-engineered mandible. *Biomaterials*. 2006;27(17):3163-3167.

- Wei FC, Celik N, Yang WG, Chen IH, Chang YM, Chen HC. Complications after reconstruction by plate and soft-tissue free flap in composite mandibular defects and secondary salvage reconstruction with osteocutaneous flap. *Plast Reconstr Surg.* 2003;112(1):37-42.
- Wittenberg JM, Mukherjee DP, Smith BR, Kruse RN. Biomechanical evaluation of new fixation devices for mandibular angle fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1997;26(1):68-73.
- Wong RC, Lee S, Tideman H, Merckx MA, Jansen J, Liao K. Effect of replacement of mandibular defects with a modular endoprosthesis on bone mineral density in a monkey model. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2011;40(6):633-639.b.
- Wong RC, Tideman H, Kin L, Merckx MA. Biomechanics of mandibular reconstruction: a review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010;39(4):313-319.
- Wong RC, Tideman H, Merckx MA, Jansen J, Goh SM. Review of biomechanical models used in studying the biomechanics of reconstructed mandibles. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2011;40(4):393-400.a
- Wong RC, Tideman H, Merckx MA, Jansen J, Goh SM. The modular endoprosthesis for mandibular body replacement. Part 1: mechanical testing of the reconstruction. *J Craniomaxillofac Surg.* 2012;40(8):479-486.
- Wright TM, Li S. Biomaterials. In: Buckwalter JA, Einhorn TA, Simon SR, editors. *Orthopaedic Basic Science*. 2nd ed. American Academy of Orthopaedic Surgeons, Rosemont; 2000: 40-54.
- Wu CH, Lin YS, Liu YS, Lin CL. Biomechanical evaluation of a novel hybrid reconstruction plate for mandible segmental defects: A finite element analysis and fatigue testing. *J Craniomaxillofac Surg.* 2017;45(10):1671-1680.
- Xue AS, Koshy JC, Wolfswinkel EM, Weathers WM, Marsack KP, Hollier LH Jr. A Prospective Study of Strut versus Miniplate for Fractures of Mandibular Angle. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr.* 2013;6(3):191-196.
- Yamaji MA, Oliveira Neto PJ, Ribeiro Mde C, Pereira LC, Morais Md, Sverzut CE, Trivellato AE. Evaluation of in vitro resistance of different 2.0-mm titanium plates on the mandibular angle sectioning. *Oral Maxillofac Surg.* 2015;19(1):65-70.
- Yıldırım M, İnsan Anatomisi, 6. Baskı, İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri, 2004; 48
- Yılmaz Y. Metalik biyomalzemeler. Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Semineri, 2011:3-14.

- Yi WJ, Heo MS, Lee SS, Choi SC, Huh KH, Lee SP. Direct measurement of trabecular bone anisotropy using directional fractal dimension and principal axes of inertia. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;104(1):110-116.
- Younger EM, Chapman MW. Morbidity at bone graft donor sites. *J Orthop Trauma.* 1989;3(3):192-195.
- Yuan J, Cui L, Zhang WJ, Liu W, Cao Y. Repair of canine mandibular bone defects with bone marrow stromal cells and porous beta-tricalcium phosphate. *Biomaterials.* 2007;28(6):1005-1013.
- Zhu S, Hu J, Li J, Ying B. Reconstruction of mandibular condyle by transport distraction osteogenesis: Experimental study in rhesus monkey. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006;64(10):1487-1492.



ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Cihan BAYLAN

Doğum Yeri: Kadıköy

Doğum Tarihi: 11.03.1991

Medeni Hali: Evli

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl):

- Toptepe Canik İlköğretim Okulu (1998-2005)
- Samsun Anadolu Lisesi (2005-2009)
- Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2009-2014)
- Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi (2014-2019)

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl:

- Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi(2014-2019)
- Özel Muayenehane (2016-)

E-posta: cihanbaylan.omu@gmail.com