T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

LATERAL SEGMENTAL MANDİBULA DEFEKTLERİNİN REKONSTRÜKSİYONUNDA KİŞİYE ÖZEL REKONSTRÜKSİYON PLAKLARININ BİYOMEKANİK DEĞERLENDİRMESİ

Esin ERSEÇGİN

DOKTORA TEZİ

AĞIZ, DİŞ ve ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Abdullah KALAYCI

Konya, 2021

T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

LATERAL SEGMENTAL MANDİBULA DEFEKTLERİNİN REKONSTRÜKSİYONUNDA KİŞİYE ÖZEL REKONSTRÜKSİYON PLAKLARININ BİYOMEKANİK DEĞERLENDİRMESİ

Esin ERSEÇGİN

DOKTORA TEZİ

AĞIZ, DİŞ ve ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Abdullah KALAYCI

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi bilimsel araştırma projeleri koordinatörlüğü tarafından 20212020 proje numarası ile desteklenmiştir.

Konya, 2021

ÖNSÖZ

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi uzmanlık eğitimim boyunca değerli tecrübelerini, zamanını ve desteğini hiçbir zaman benden esirgemeyen, tez danışmanım Prof. Dr. Abdullah KALAYCI'ya, değerli hocam Prof. Dr. Hanife ATAOĞLU'na, teknik destekleri için Prof. Dr. Hacı SAĞLAM'a ve Dr. Öğretim Üyesi Gökhan YALÇIN'a;

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi doktora eğitimim süresince pratik ve teorik olarak katkıda bulunan tecrübe ve deneyimlerini benimle paylaşan bölümümüzde görev yapan öğretim üyelerine, doktora eğitimim boyunca birlikte çalıştığım meslektaşlarıma, hemşire ve personelimize;

Hayatım boyunca hep yanımda olan, sonsuz sabır ve sevgileri ile bana destek olan tüm aileme;

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Lateral Segmental Mandibula Defektlerinin Rekonstrüksiyonunda Kişiye Özel Rekonstrüksiyon Plaklarının Biyomekanik Değerlendirmesi

Esin ERSEÇGİN

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ /KONYA-2021

Travma, tümör ve osteoradyonekroz maksillofasiyal bölgede geniş mandibular defektlere neden olabilir. Defekti fikse etmek amacıyla kemik grefti kullanarak veya kullanmadan osteosentez yapılması gereklidir. Rekonstrüksiyon plakları mandibula devamlılık defektlerinin hemen restorasyonunu sağlar. Bu çalışmanın amacı segmental defektlerde rekonstrüksiyon plağı ile kaudobukkal uygulanan kişiye özel rekonstrüksiyon plağının biyomekanik dayanıklılığını karşılaştırmaktır.

İn vitro randomize labaratuvar çalışmasında 13 standart poliüretan mandibula iki gruba ayrılarak 7 modelden oluşan 1. grupta 1. premoların distalinden angulusa uzanan segmental defekt oluşturularak kilitli rekonstrüksiyon plakları offset olmaksızın (mandibulaya tam temas hali) uyumlandırılmıştır. (Grup I) İkinci grupta ise 6 modele angulusu da içine alan aynı standart defekt oluşturularak, lazer sinterleme ile mandibulaya uyumlu üretilmiş kaudal ve bukkalden vidalanarak tespit edilen rekonstrüksiyon plakları ile fiksasyon uygulanmıştır. (Grup II)

Plaklar her iki grupta da defektin her iki tarafına 4 er vida ile sabitlenmiştir. Örnekler kontralateral molara kuvvet uygulanarak torsiyonel bending test (statik teste) tabi tutulmuştur. Ortalama maksimum kuvvet, maksimum yer değişikliği, 1 mm, 3 mm, 5 mm, 7 mm yer değişikliğine neden olan kuvvetler ve 80N, 100 N, 200 N, 300 N, 400 N, 500 N kuvvet altındaki yer değişiklikleri ölçülerek iki grup arasında karşılaştırma yapılmıştır.

Ortalama yer değişikliği Grup I de 11,27 (±3,6) mm, Grup II de 21,08 (±2,5) mm olarak bulunmuştur. Grup II istatistiksel olarak grup I ile karşılaştırıldığında anlamlı oranda daha fazla displasman göstermiştir ($P<0.05$). Ortalama maksimum kuvvet Grup I de 638,4 N (±127,2), Grup II de 1398,3 N (±162,7) olarak bulunmuştur. Grup II, grup I ile karşılaştırıldığında daha fazla displasman gösterse de anlamlı olarak daha fazla kuvvet dayanımı göstermiştir ($P<0.05$).

Segmental defektlerin tedavisinde rekonstrüksiyon plağı ile fikse edilen vaskularize kemik greftleri sıkça kullanılmaktadır. Rekonstrüksiyon plaklarının biyomekanik özellikleri yapısal dayanıklılık açısından önemlidir. Bu çalışma ile kaudobukkalden uygulanan kişiye özel rekonstrüksiyon plaklarının yüzün preoperatif şeklini koruduğu ve maksimum kuvvet dayanımını artırdığı görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Rekonstrüksiyon plağı, segmental defekt, mandibula rekonstrüksiyonu

SUMMARY

REPUBLIC OF TURKEY

UNIVERSITY OF SELÇUK

FACULTY OF DENTISTRY

Biomechanical Evaluation of Customized Reconstruction Plates for Lateral Segmental Defects of Mandible

Esin ERSEÇGİN

Department of Oral and Maxillofacial Surgery

DOCTORATE THESİS /KONYA-2021

Surgical treatments of tumours, osteoradionecrosis may result with segmental loss of mandible. Reconstruction with or without bone graft is suggested for mandibular discontinuity defects. Reconstruction plates are widely used option for bridging segmental defects. The aim of this study is to compare locking reconstruction plates with caudo-buccally screwed custom mandibular reconstruction plates in bridging lateral mandibular segmental defects.

In vitro randomized study was conducted on thirteen polyurethane mandibles. 7 mandibles with segmental defect between 1. premolar and angulus were bridged with locking reconstruction plate in group I, 6 mandibles with the same standart segmental defect were bridged with caudobuccally screwed customized reconstruction plates that were produced laser sintering tecnique in group II.

All plates were contoured and secured to the synthetic mandibles with 4 bicortical screws on either side of the defect. Constructs were subjected to unilateral load to failure testing. Mean yield displacement, yield load, load for displacement of 1 mm, 3 mm, 5 mm and 7 mm and displacement at 80 N, 100 N, 200 N, 300 N, 400 N, 500 N loading were quantified and compared among the 2 groups.

The mean displacement for Group I was 11, 27 (±3,6) mm, Group II was 21, 08 (±2,5) mm. Group II had significantly greater ($P<0.05$) displacement when compared with Group I. The mean force before failure for Group I was 638, 4 N (±127,2), Group II was 1398, 3 N (±162,7) . Group II withstood significantly greater force than Group I, as group II showed higher displacement values($P<0.05$).

Vascularized bone-containing free flaps fixed with reconstruction plates are being preferred for reconstruction of most segmental mandibulectomy defects. The biomechanic properties of reconstruction plates are important for structural durability. The study reveals that the caudobuccally screwed custom reconstruction plates can significantly enhance yield load as preserving preoperative shape of face and mandible.

Keywords: Reconstruction plates, segmental defect, reconstruction of mandible

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ ..... **i**
ÖZET ..... **ii**
SUMMARY ..... **iii**
SİMGELER VE KISALTMALAR ..... **vi**
1.GİRİŞ **1**
1.1. Kemik 1
1.1.1. Kemiğin Kompozisyonu 1
1.1.2. Periosteumun Yapısı ve İşlevi 3
1.2. Cerrahi Patoloji 3
1.2.1. Radyoterapi 5
1.2.2. Kemoterapi 5
1.2.3. Oral Skuamoz Hücreli Karsinomun İnvazyon Paterni ve Rezeksiyon 6
1.2.4. Solid Multikistik Ameloblastomlarda Rezeksiyon 11
1.2.5. Odontojen Miksomda Rezeksiyon 12
1.2.6. Kalsifiye Epitelyal Odontojen Tümörde Rezeksiyon 12
1.2.7. Ameloblastik Fibrosarkomda Rezeksiyon 12
1.2.8. Desmoplastik Fibromda Rezeksiyon 13
1.2.9. Osteomyelitis 13
1.2.10. Osteoradyonekroz 14
1.2.11. İlaca Bağlı Osteonekroz 14
1.2.12. Osteosarkom 16
1.2.13. Ewing Sarkom 17
1.3. Rekonstrüktif Cerrahi 17
1.3.1. Rekonstrüksiyon Plakları 18
1.3.2. Nonvasküler Kemik Greftleri 19
1.3.3. Mikrovasküler Cerrahi 23
1.3.4. Greft Ve Fleplerin Fiksasyon Metodları 28
1.3.5. Moduler Endoprotezler 30
1.3.6. Kişiye Özel (Custom) Plaklar 32
1.3.7. Biyomekanik Çalışmalar 34
2. GEREÇ ve YÖNTEM **43**
2.1. Rekonstrüksiyon ve Fiksasyon Metodları 44

2.2. Deney Grupları 46
2.3.Deney Düzeneği 52
3.BULGULAR 57
3.1. Deplasman Verileri 57
3.2. Kuvvet Verileri 59
3.3. İstatistiksel Analiz 61
3.3.1.Maksimum Kuvvet ve Maksimum Yer Değişikliği Değerlendirmesi 65
3.3.2. Belirlenmiş Yer Değişikliğine Neden Olan Kuvvetlerin Değerlendirilmesi 66
3.3.3.Belirlenmiş Kuvvetlerde Meydana Gelen Yer Değişikliklerinin Değerlendirilmesi 68
3.4. Başarısızlık nedenleri 71
4.TARTIŞMA 74
5.SONUÇ VE ÖNERİLER 93
6. KAYNAKÇA 94
7. EKLER 107
7.1. Ek-A: Etik Kurul Onayı 107
8.ÖZGEÇMİŞ 110

SİMGELER VE KISALTMALAR

L: Lateral mandibula defekti

C: Santral mandibula defekti

LC: Simfize uzanan sağ lateral defekt

CL: Simfize uzanan sol lateral defekt

LCL: Tek taraflı tüm mandibulayı etkileyen defekti

H: Hemimandibular defekt

OPG: Ortopantomogram

MRI: Manyetik rezonans imaging

SPECT: Single Photon Emission Computed Tomography

HPV: Human Papilloma Virus

EGFR: Epidermal growth factor receptor

SCM: Sternokelidomastoid

IJV: İnternal jugular ven

CN: Craniyal nerve

ATP: Adenozin Tri Fosfat

5FU: 5-Florurasil

GTPaz: Guanin trifosfataz

THORP: Titanium hollow screw reconstruction plate

AO:Albeitgemeinshaft fur osteosynthenfragen

Cm: Santimetre

Mm: Milimetre

DCIA: Deep circumflex iliac arter

ALT: Anterolateral thigh

CAD-CAM: Computer assisted design- computer assisted manifacturing

CNC: Computer numerical control

LENS: Laser engineered shaping

AAOMS: American Associations of Maxillofacial Surgery

N: Newton

Max: Maksimum

Min: Minimum

Std: Standart

1.GİRİŞ

Oral kavitede meydana gelen skuamoz hücreli karsinomlar malign tükrük bezi tümörleri çene kemiklerine invazyon yapabilirler. Malignite cerrahileri sırasında kanser hücreleri tarafından invaze olan kemiğin de rezeke edilerek çıkarılması gerekir. Odontojenik tümörlerin özellikle rekurrens gösteren tiplerinin de tedavisi çene kemiği rezeksiyonu ile yapılmaktadır. Osteoradyonekroz, osteonekroz ve osteomyelitis gibi vakalarda da kemikte debridman ile birlikte vital kemik sınırına kadar rezeksiyon işlemleri uygulanabilmektedir. Osteosarkom ya da primer intraosseos karsinom gibi doğrudan kemiği tutan malignitelerde geniş kemik rezeksiyonları yapılmaktadır (Brown, 2011 s.317). Mandibulada kemik kaybı sonucunda 2 cm veya daha fazla boşluk açılması devamlılık defekti olarak nitelendirilir. Mandibulada rezeksiyonların sebep olduğu devamlılık defektlerinde rekonstrüksiyon için çeşitli yöntemler uygulanmaktadır.

1.1. Kemik

İskeleti oluşturan kemik, yüksek dayanıklılığa ve minimal ağırlığa sahip canlı bir bağ doku tipidir. Kemik, koruma, destek ve hareket sağlama işlevlerinin yanı sıra hemopoietik dokuları barındırması yönüyle de önem taşımaktadır. Bunun dışında vücudun kalsiyum ve fosfor deposudur. Olgun kemik, sürekli remodelasyon yapan, dinamik, canlı bir dokudur (Ovalle ve Nahirney, 2008, s.132).

1.1.1. Kemiğin Kompozisyonu

Kemiğin spongioz ve kortikal olmak üzere iki temel alt tipi vardır. Vücuttaki tüm kemik yapısının %85'i kortikal kemikten oluşmaktadır (Garg 2004). Kemiğin korteks diye nitelendirilen dış kabuk kısmı kortikal kemikten oluşmaktadır. Kortikal kemik genellikle kemiğin uzun eksenine paralel uzanan birbirine komşu Havers sistemleri yani osteonlardan meydana gelmiştir. Enine kesitte oval ya da yuvarlak görünen Havers sistemleri kan damarlarını, sinirleri ve gevşek bağ dokusunu içeren bir kanalın etrafını saran dairesel kemik kanalcıklarıdır (Pazzaglia ve ark 2008). Her bir osteon, yaklaşık 250 μm çaplı silindirik birimledir. Osteonun merkezinde, etrafında 4-20 kadar konsentrik lamel bulunan, içinden küçük kan damarları ve sinirlerin geçtiği Havers kanalları vardır. Osteositler lakünalar içinde konumlanırlar ve merkezdeki kanalın etrafında dairesel olarak sıralanmışlardır. Lakünalar, lamellere paralel olarak

düzenlenmişlerdir ve osteositlerin silindirik uzantılarını ince kanaliküller içinden birbirlerine bağlanırlar. Kemiğin uzun eksenine dik yerleşmiş Volkmann kanalları, Havers kanallarını birleştirirler ve kan damarlarını bir osteondan diğerine taşımak için periosteal yüzeyden kemiğe girerler (Appleford ve ark 2009). Osteonların arasında bulunan düzensiz alanlar halindeki lamellere intersitisyel lameller adı verilir. Bu yapılar, remodelasyon sırasında yıkılan osteonların kalıntılarıdır. Sement çizgileri, osteonlar ile intersitisyel lameller arasındaki sınırı belirler. Kemiğin daha iç kısımlarında yer alan spongioz kemik göreceli olarak daha basit bir yapıya sahiptir (Shefelbine ve ark 2005). Birbiriyle bağlantı halindeki trabeküller, uygulanan kuvvetlerin yönüne göre şekil almış lamellar kemikten yapılmıştır. Bu trabeküller, metabolik aktiviteler için geniş bir yüzey alanı oluştururlar ve ağırlığı aşırı arttırmadan mekanik dayanıklık sağlar. Yassılaşmış hücrelerin oluşturduğu incelmiş bir tabaka, endosteum, trabeküllerin yüzeyini döşer (Allen ve ark 2004).

Kemiklerin çoğunda hem kortikal, hem de spongioz kemik bulunur. Kortikal ve spongioz kemik kompozisyonu görülen işleve ve yaşa bağlı olarak değişir. Kemik gelen fiziksel kuvvetlere göre vaskülarizasyon oluşturur ve şekillenir. Kemik dokusunu pek çok hayati fonksiyonu vardır. Vücut ve ekstremiteler için iskelet desteği sağlar ve yaşamsal organları korur, hareket kabiliyeti için kasları bağlar ve kemik iliğinin hematopoetik dokusunu barındırır. Kalsiyum, fosfat mineralleri de depoladığı için metebolik faaliyetleri de bulunur (Bonjour 2011). Bu mineraller, homeostazisi sağlamak için, eksikliğinde kana salınır. Kemikte sürekli remodelasyon döngüsü devam eder. Böylece, zayıflayan yerler onarılır ve kemiğin dayanıklılığı, gelen kuvvete yanıt olarak düzenlenir (Ovalle ve Nahirney, 2008, s. 146). Vücudun total kemik yapısının %15'ini spongioz kemik oluşturur. (Garg, 2004). Spongioz kemik, farklı yönlerden uygulanan baskı ve gerilime direnç gösterir ve içinde oluşan stres doğrultusunda remodele olur. Remodelasyon, apozisyon yapan osteoblastlar ve diğer tarafta rezorpsiyon yapan osteoklastlar ile gerçekleşir. Trabeküllerin yüzeylerinde devam eden remodelasyon sonucunda, kemik iliği hücrelerinin de devamlılığı sağlanır. Kortikal kemik, periosteumun altında veya endosteumun üzerinde remodele olur. Kortikal kemik, bükülme kuvvetlerine direnmek amacıyla paralel uzanan osteonların yapımı ile de yeniden şekillenir. Dıştaki periosteum, kan damarları ve sinirler için rota belirleyici rol oynar ve ayrıca kemik büyümesi ve kemik iyileşmesinde aktif olarak rol alır (Ovalle ve Nahirney, 2008, s. 147).

1.1.2. Periosteumun Yapısı ve İşlevi

Kemiğin dış yüzeyini kaplayan periosteum osteojenik ve fibroblastik hücrelerden oluşan, ileri derecede özelleşmiş damar ve sinir ağı içeren ince bir katmandır. Periosteum kemğin dış yüzey şeklini regüle eden osteojenik hücrelerden oluşur. Periosteum ve endosteum kortikal kalınlık, kemiğin büyüklüğü ve pozisyonunu belirlemede birlikte görev alırlar (Allen ve ark 2004). Periosteum sesmoid kemiklerde, tendon birleşim yerlerinde ve artiküler yüzeylerde bulunmaz (Jee 2001). Periosteum iki alt tabakadan oluşur. Dış tabaka, tip I kollajen lifler içinde dağılmış fibroblastlar ve az miktarda elastik lifler içeren sıkı düzensiz bağ dokusundan oluşmaktadır. Bu tabakada kan damarları, sinirler ve lenfatik damarlar bulunur. Endosteal osteoblastlara göre periosteal osteoblastlar gerinime daha yüksek mekanosesitivite gösterir. Ayrıca periosteal hücreler paratiroid hormona duyarlılığı fazladır, periostin protein gen ekspresyonu daha fazladır, östrojen alfa reseptör oranı daha fazladır. İç tabaka (kambiyum tabakası) ise, kemik hemen üzerinde, osteojenik hücreler ve osteoblastlar içeren, damarlardan zengin sempatik sinirler içeren gevşek bağ dokusundan oluşur. İç tabakada kan damarları daha küçük çaplıdır ve Volkmann ve Havers kanallarına girerler. Periosteumun dış tabakasından alttaki kemiğe giren kollajen lif demetleri (Sharpey lifleri), periosteumun kemiğe sıkıca tutunmasını sağlar. Kemik gelişimi ve büyümesi esnasında iç tabakada artmış bir hücresel aktivite gözlenir. Ayrıca, kemik hasarı veya kırığından sonra, iç tabakada yeni kemik yapım potansiyeli gösteren osteoblastların sayıca arttığı da gösterilmiştir (Allen ve ark 2004). Kemik iliği boşluğu, spongioz kemikteki trabeküllerin yüzeyleri ve Havers kanalları, yassılaşmış tek katlı osteojenik hücrelerin oluşturduğu endosteum adı verilen ince bir tabakayla döşelidir. (Augustin ve ark 2007, Ovalle ve Nahirney, 2008, s.148).

1.2. Cerrahi Patoloji

Benign tümörlerde uygulanan enükleasyon ve/veya küretaj; cerrahi enstrümanın, patolojik dokuyla direk teması sonrası lokal olarak çıkarılmasını tanımlar. Tümörün, etrafındaki etkilenmeyen doku sınırı ile çıkarılmasına ise rezeksiyon (En blok rezeksiyon) denir. Tümör cerrahilerinde cerrahi enstrümanın tümör dokusuna direk olarak temas etmesi tercih edilmez. Bu nedenle benign agresif ve malign tümörlerde rezeksiyon uygulanır (Ellis 2003, s. 491). Ayrıca stage III osteoradyonekroz ve bifosfonat nekrozu vakalarında da rezeksiyon planlanır. Benign invasif odontojen tümör

invazyonu ve travma nedeniyle avülsiyon subsahara, Afrika ve Asya da devamlılık defektlerinin yaygın sebebiyken, Avrupa, Amerika ve Asya nın bir kısmında maligniteler, osteoradyonekroz, bifosfonat nekrozu yaygın olarak mandibular defektlere neden olur (Hong ve ark 1990, Taher 1990, Robey ve ark 2008, Guerrier ve ark 2015, Hayden ve ark 2012, Kumar ve ark 2016).

Mandibula dişleri taşıyan ve inferior alveolar sinirin mandibular foramenden girerek mental foramenden kemiği terkettiği ve yumuşak dokunun içinde seyrederek dudak ve çene ucuna inervasyon sağlayan bir kemiktir. Bu sinir benign lezyonların cerrahi tedavisinde korunmaya çalışılsa da, çene ucu ve dudakta hissizlik hastalarca kabul edilebilen bir morbiditedir. Kafa tabanı ile artikülasyon yapan temporomandibular eklemde kondil de zaman zaman rezeke edilebilen bölgelerdendir. Kemik rezeksiyonu ile birlikte inferior alveolar sinir etkilenirken bir taraftan da ağız tabanı kaslarının insersiyonları da değişim gösterir (Brown 2011, s.317). Maksilla ve mandibulada tümör invazyon paterni farklılık gösterir. Maksilla da nazofarenks sinüs gibi boşluklardan ötürü tümör semptom vermeden yayılır. Bu nedenle prognoz maksillada daha kötüdür (Ellis 2003, s. 492). Nazofarenks karsinomu bulunan 208 hastanın retrospektif olarak incelendiği çalışmada tümörün maksiller sinüsü, klivusu, pterigoid prosesleri, sfenoid sinüsleri, temporal kemiğin petroz kısmını veya bunların kombine hallerini invaze ettiği rapor edilmiştir (Chan ve ark 2019).

Ameloblastik fibrom, ameloblastik fibroodontom, adenomatoid odontojen tümör, kalsifiye odontojen kist, sementoblastom gibi tümörler enükleasyon ve küretaj ile tedavi edilirken, ameloblastom, pindborg tümör, miksoma, skuamoz odontojen tümör vakaları marjinal veya parsiyel rezeksiyonlar ile tedavi edilir. Malign ameloblastom, ameloblastik fibrosarkom, primer intraosseoz karsinom, fibrosarkom, osteosarkom, kondrosarkom, Ewing sarkom, nörofibrosarkom vakaları kompozit rezeksiyon ile tedavi edilir (Ellis 2003, s. 492, Montoro ve ark 2008, Singh ve ark 2011, Quereshi ve ark 2014).

Oral kavite malignitelerinin tedavi protokolü cerrahi, kemoterapi, radyoterapi ya da bunların kombinasyonudur. Tedavi protokolü histopatolojik diyagnoza, lokalizasyona, metastaz varlığına, radyo/kemoterapiye hassasiyetine, yaş, genel sağlık durumu gibi faktörlere bağlıdır. Lenf nodlarına metastaz yapan lezyonlarda cerrahi öncesi veya sonrasında radyoterapi uygulanır. Lenfoma gibi sistemik metastaz yapan bir

tümör vakası varsa ve tömör kemosensitifse kemoterapi tercih edilir (Ellis, 2003, s. 491, Thiele ve ark 2008).

1.2.1. Radyoterapi

İyonizan radyasyona aktif bölünme fazındaki hücreler daha duyarlıdır. Yani undiferansiye hücreler ve hızlı bölünen tümörler radyoterapiye daha duyarlıdır. Radyoterapi sırasında normal hücrelerin etkilenmesi olabildiğince azaltılmalıdır (Ellis, 2003, s. 497).

Radyoterapi tümöre çeşitli yollarla uygulanabilir. Tümörün içine radyoaktif bir materyal yerleştirilerek internal yoldan ya da x-ray jeneratörleri ile external yoldan uygulanabilir. Komşu dokular da koruyucular ile korunur. İnternal yoldan uygulanan tekniğe brakiterapi adı verilmektedir (O'Sullivan ve ark 2012).

Radyoterapi iki metodla uygulanabilir. Birincisi hastanın dayanabileceği maksimum dozu bir kerede vermek yerine haftalar içerisine yayarak küçük dozlar halinde verip sağlıklı dokuların iyileşmesine imkan sağlayan fraksiyonizasyon metodudur. İkinci metod da da tüm dozu tek bir kondan vermek yerine çok sayıda kondan farklı açılardan tümöre radyasyon verilen multiple ports tekniğidir. Böylece konun doğrultusundaki sağlıklı dokular multiple ports tekniği ile daha az dozda radyasyona maruz kalır (Ellis, 2003, s. 497, O'Sullivan ve ark 2012). Skuamoz hücreli karsinom vakalarında operasyon sonrası 6. Haftada radyoterapinin genellikle başlandığı rapor edilmektedir. İstenmeyen patolojik özelliklerin bulunduğu skuamoz hücreli karsinom vakaların postoperatif radyoterapi planlanır. Cerrahi sınırları 5 mm den daha az negatif olan T3 ve T4 tümörler, lenfovasküler ya da perinöral invazyon yapan, pozitif lenf nodu bulunan vakalar radyoterapinin genel endikasyonlarıdır (O'Sullivan ve ark 2012). Hiperfraksiyonize dozlarda uygulanmış ya da artan dozlarda uygulanmış radyoterapinin baş boyun kanserlerinde uygulandığı görülmektedir (Bourhis ve ark 2006).

1.2.2. Kemoterapi

Radyasyondan farklı olarak kemoterapinin selektivitesi azdır. Normal hücreler de belli oranlarda etkilenir. Yaygın olarak intravenoz uygulanmasıyla birlikte son zamanlarda tümörü besleyen arterlerin içine intraarteriyal olarak da uygulanır. Sistemik uygulanan kemoterapatik ajanlar sıklıkla hematopoetik sistemi de etkiler.

Kemoterapatik ajanların dozu tümörü geriletmek ile anemi, nötropeni ve trombositopeni arasındaki dengeyi sağlamalıdır. Tek kemoterapatik ajan yerine çok sayıda ajan kullanılır. Böylece sağlıklı dokunun daha az etkilenmesi hedeflenir (Ellis, 2003, s. 498). Kemoterapi ve radyoterapi neoadjuvan ve adjuvan tedavi olarak oral kanserlerde cerrahi tedaviye ek olarak kullanılırlar. Leucovorin, methotrexate, adriamycin, cisplastin, cyclophosphomide kullanılan kemoterapatik ilaçlardır (Thiele ve ark 2008).

1.2.3. Oral Skuamoz Hücreli Karsinomun İnvazyon Paterni ve Rezeksiyon

Skuamoz hücreli karsinomda sigara alkol, HPV virüsü risk faktörleridir. Aynı zamanda p53 gen mutasyonu, epidermal growth factor receptor (EGFR) overekspresyonu, Nuclear faktör kappa B aktivasyonu ya da cyclin D1 gen overekspresyonu tümör oluşumunda etkili genetik faktörlerdir. Boyun lenf nodları oral kavitenin lenfatik drenajını sağlar. Bu nedenle oral kavite karsinomlarında lenf nodu tutulumu da görülür. Anterior mandibula, alt dudak submental lenf nodlara (IA) drene olur. Anterior oral kavite, nazal kavite, submandibular tükrük bezi submandibular lenf nodlarına (IB) drene olur. Retromolar bölge, yumuşak damak, tonsiller, tiroid ve parotid bezler üst jugular (IIA), oral kavite, nazal kavite, retromolar bölge, yumuşak damak, tonsillerden oluşan orofarenks, hipofarenks, larenks ve parotid üst jugular (IIB) ye drene olur. Oral kavite, hipofarenks, orofarenks, nazofarenks, larenks, tiroid orta jugular (III) a drene olur. Hipofarenks, özofagus, larenks alt jugular (IV) a drene olur. Nazofarenks, orofarenks, scalp derisi posterior üçgen (VA) e drene olur. Tiroid posterior üçgen (VB) e drene olur. Tiroid, larenks ve servikal özofagus anterior kompartman (VI) a drene olur. Skuamoz hücreli karsinom vakalarında cerrahi rezeksiyon temel tedavidir. Cerrahi rezeksiyona boyunda tutulmuş lenf nodları da dahil edilir.

Radikal boyun diseksiyonu: I-V seviye lenf nodları, SCM (Sternokleidomastoid) kası, IJV (internal jugular ven), CN11 (11. Kraniyal sinir)

Modifiye radikal boyun diseksiyonu: I-V seviye lenf nodları (SCM kası, IJV, CN11 den biri de korunarak uygulanır)

Selektif boyun diseksiyonu: SCM, IJV, CN 11 korunarak uygulanır. Altı lenf nodu seviyesi ya da alt seviyelerinden en az bir korunarak uygulanır. (örneğin I-III seviye boyun diseksiyonu (Ward ve Helman 2018, s 683).

Skuamoz hücreli karsinomun mandibulaya erken dönemde sığ invazyonunda tümör ile kemik doku arasında bağ dokusu bulunmaktadır ve kemikte erozyon şeklinde

yıkım görülmektedir. Daha infiltratif durumlarda ise aradaki bağ doku kaybolur ve kemikte tümör adaları gözlenir. İnvazyon şeklini tahmin etmek mümkün olmadığından ne kadar kemik rezeksiyonu yapılacağına klinik tablo ve görüntülemelerle karar verilir (Brown ve ark 2002, Brown 2011, s:318).

Tümörün mandibulaya giriş biçimiyle ilgili çeşitli teoriler bulunmakla birlikte tümörün temas ettiği noktadan kemiği invaze ettiği en kabul gören teoridir. Dişli çenelerde yapışık ve hareketli mukozanın birleşim yeri tümörün kemiği çoğunlukla invaze ettiği alanken, dişsiz mandibulalarda atrofiyle birlikte alveol kretin ağız tabanına yaklaşmasıyla kret tepesi daha çok tutulmaktadır. Bu tutulum çeşitleri cerrahi rezeksiyonun konservatif ya da marjinal olarak planlanmasına etki etmektedir (Brown ve ark 2002, Brown 2011, s:318).

Mandibulanın tümör invazyonunun değerlendirilmesi amacıyla preoperatif görüntüleme tekniklerinden faydalanılır. Yaygın kabul gören görüntüleme tekniği manyetik rezonans imaging (MRI) dir. T1, T2 ve yağ baskılanmış 5 mm lik kesitler olarak değerlendirilmektedir. Yağ baskılanmış sekans mandibula invazyonunu belirlemede en başarılı olan çeşididir. Ortopantomogram ileri invazyon vakalarını gösterebilir. Mandibula invazyonu çok belirgin olmayan vakalarda daha hassas sonuç elde etmek için SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) tercih edilir. En doğru rezeksiyon biçimine karar vermek için bir duyarlılığı yüksek, bir de özgüllüğü yüksek iki görüntüleme ile karar vermek gerekir. Marjinal rezeksiyon ile daha konservatif bir rezeksiyon tercih edilebilir. Ancak rezeksiyonun sınırlarını kanserin invazyon derinliği belirler (Tablo1.1) (Brown, 2011, s.319)

Tablo 1.1. Kemik invazyonunun mandibulaya göre değerlendirilmesi (Brown, 2011, s.319).

Mandibula sınıflandırması	**Invazyon yok/periost invazyonu (MRI veya Kemik tarama)**	**5 mm' den küçük erken invazyon (OPG, MRI, Kemik tarama)**	**5 mm' den fazla geç invazyon**
Dişli mandibula	Rim rezeksiyon	Rim rezeksyon	Rim/ segmental rezeksiyon
20 mm' den fazla dişsiz mandibula	Rim rezeksiyon	Rim/ segmental rezeksiyon	Segmental rezeksiyon
20 mm' den az dişsiz mandibula	Rim/ segmental rezeksiyon	Segmental rezeksiyon	Segmental rezeksiyon

Mandibula rezeksiyon metodları:

Tarihsel süreçte komando operasyonu olarak da bilinen tümör içermesi potansiyeli olan lenfatikleri uzaklaştırmak ve de yumuşak doku rekonstrüksiyonunu kolaylaştırmak için mandibulanın korpusu büyük oranda feda edilirdi. Ancak çalışmalarda rezeke edilen mandibulaların sadece %29 unun tümör ile invaze olduğu görülmüştür. Bu nedenle artık morbiditeyi azaltmak olabilecek en iyi foksiyonu sağlamak amacıyla rezeksiyon sınırları daha daraltıldı (Rogers ve ark 2004, Brown, 2011, s.319).

İki temel rezeksiyon yöntemi bulunmaktadır: 1) Rim ya da marjinal rezeksiyon 2) Segmental rezeksiyon. Rim rezeksiyonda alt ya da üst sınır intak tutulurken segmental rezeksiyonda mandibulanın devamlılığı bozulur. En iyi estetik sonuç için segmental defektlerde serbest doku transferleri gerekmektedir. Ancak bu operasyon donor saha morbiditeleri ve başarısızlık riskini beraberinde getirmektedir (Brown 2011, s.319-21). Ayrıca 123 oral kanser vakasının hayat kalitesinin anket ile değerlendirildiği çalışmada rim rezeksiyon ve segmental rezeksiyon karşılaştırılmıştır. Segmental rezeksiyonun tüm zamanlarda daha düşük skorlar ile sonuçlandığı görülmüştür. Yutkunma estetik ve çiğnemenin daha güç olduğu görülmüştür (Rogers ve ark 2004).

Rim rezeksiyon infektif ve osteonekroz olgularında alt sınırı intak bırakmak kaydıyla debridman amaçlı uygulanabilir. Marjinal rezeksiyon koronal veya sagital planda uygulanabilir. Vakaların büyük çoğunluğunda koronal tip uygulanır. Alt sınıra infiltre olmamış odontojen tümörlerde de uygulanabilmektedir. Sagital marjinal rezeksiyon ise kemik patolojilerinden ziyade ağız tabanı skuamoz hücreli karsinom için uygulanır. Malignite hastalarında bu yöntem korteksde invaze olabileceğinden yüksek risk taşır. Özellikle angulus bölgesinde ayırt etmek daha zordur. Bu durumda daha güvenli olan onkolojik yaklaşım segmantal rezeksiyondur (Goodson ve ark 2016). Ramusta sagital planda rim rezeksiyon uygulamak zor olduğundan koronal şekilde rezeksiyon planlanır. Hatta koronoidde rezeksiyona dahil edilerek postoperatif trismustan kaçınılabilir. Rim rezeksiyonda alt sınırın korunması planlanıyorsa minimum 10 mm kemik bulunması gereklidir (Brown ve ark 2002, Brown 2011, s.319).

Osteosarkom ve primer intraosseoz karsinom hariç diğer malignitelerde çevre yumuşak dokulardan marjinal rezeksiyonun sınırları tahmin edilebilir. Periosteal stripleme kemik invazyonunda karar verdiricidir. İnferior alveolar sinirin kanserden etkilenme durumunu değerlendiren 27 dondurulmuş kesit örneğinin değerlendirildiği vakalarda civar kemikte mikrometastazlar görünse de inferior alveolar sinirde kanser hücreleri gözlenmemiştir. Bu nedenle skuamoz hücreli karsinom vakalarında inferior alveolar sinir intraoperatif kemik sınırların değerlendirilmesinde değerli bir marker olarak görülmemiştir (Brown 2011, s.321, Weitz ve ark 2016).

Etkilenen mandibulanın tamamen çıkarıldığı malignitelerde daha çok uygulanan prosedür segmental rezeksiyondur. Kemik osteotomilerinin sınırları kemik invazyonuna ve inferior alveolar sinirin seyrine bağlıdır. Benign vakalarda sinir intak bırakılabilir. Ayrıca periost stripleme malignite cerrahilerinde önemli bir faktördür. Hem spesimenden hem de kemik osteotomilerden önce periost striplenerek sağlıklı kemik gözlenir. Ancak periost stripleme primer intraosseoz karsinom ve osteosarkom da rehber olarak kullanılmaz. Çünkü kemikten orjin alan tümörlerde periost ve korteks intaktır. Tümör spongioz kemikte ilerler. Bu tip malignitelerde daha agresif cerrahinin yanısıra dondurulmuş kesit biyopsisi ile de teyit sağlanmalıdır (Brown 2011 s.321).

Skuamoz hücreli karsinomlarda genellikle kondili korumak mümkündür. Kondil ramus rezeksiyonlarında maksiller arter korunmalı ya da direk bağlanmalı ve fasiyal sinir korunmalıdır. Rezeksiyon sonrası rekonstrüksiyonda yeterli miktarda diş varsa intermaksiller fiksasyon yapılabilir. Çene kemiğini ilgilendiren malignitelerde lateral

segmental rezeksiyon uygulanırken genellikle koronoid prosesi de içine alan ramus ve korpus bölgesinde rezeksiyon uygulanır. Benign tümörlerde farklı varyasyonlar kullanılsa malignitelerde rezeksiyon uygulanırken ramus büyük oranda kaybedilir (Brown 2011, s.322, Goodson ve ark 2016).

Jewer ve arkadaşları, (1989) tek taraflı parasimfis ramus arası defektleri L (Lateral), anterior defektleri C (Central), simfize uzanan sağ ya da sol lateral defektleri LC veya CL, her iki gövde, angulus ve ramusu içeren defektleri LCL, tek taraflı tüm mandibulayı etkileyen defekti H (Hemimandibular) olarak sınıflandırmışlardır. Bu harfler ile 8 permütasyon oluşturulabilir: C, L, H, LC, HC, LCL, HCL ve HH. Bu sınıflamaya göre lateral segmental defektler düz bir kemik ile rekonstrükte edilirken, anterior defektlerde osteotomiler yapmak gereklidir. Ayrıca sınıflandırma yumuşak doku defektlerini de sınıflandırmıştır. t dilde kayıp, m, mukozal defekt, s external cilt dokuda defekt olarak nitelendirilmiştir (Jewer ve ark 1989). Boyd ve arkadaşları (1995) bu sınıflandırmaya o (osseoz defekt), m(mukozayı da içeren defekt), s (cildi de içeren defekt) olarak detaylandırmıştır. Urken ve arkadaşlarının (1991) sınıflaması ise çeşitli kas gruplarının kaldırılması ile oluşan fonksiyonel bozukluğu dikkate almıştır. C: kondil, R: ramus, B: body, S: simfiz, SH: hemisimfiz.

Maksilla rezeksiyon metodları:

Tümörün maksillaya temas ettiği noktadan kemiği invaze ettiği düşünülmektedir. Bu nedenle rezeksiyon yumuşak doku kitlesi ile komşu olan bölgeye uygulanır. Maksillanın invazyonu en sık tomografi ile belirlenir. Kafa tabanı invazyonu da tomografi ile teşhis edilirken, orbita, pterigoid fossa ve infratemporal fossa tutulumu MRI ile değerlendirilir. Maksilla rezeksiyonunu Hitotsumatsu ve arkadaşları aşağı seviye yukarı seviye maksillektomi ve subtotal maksillektomi şeklinde tarif etmişlerdir (Hitotsumatsu ve ark 2000). Maksilla rezeksiyonu temel olarak 4 sınıfta incelenir (Brown 2011, s.322-4).

Sınıf 1 (Alveolektomi): İnverted papilloma gibi lezyonlarda alveol proses düzeyinde yapılan rezeksiyondur.

Sınıf 2 (Low level maksillektomi): Lezyon infraorbital sinirin altında konumlandığında uygulanır. Lip split ve lateral rhinotomi veya midfasiyal degloving ile yaklaşım gerekebilir. Vertikal alveolar, pterigoid plateler üzerinden Le Fort 1 seviyesinden, palatal osteotomiler ile gerçekleştirilir (Hitotsumatsu ve ark 2000).

Sınıf 3 (High level maksillektomi): Midfasiyal degloving, lip split lateral rhinotomi veya blefaroplasti uzantılı Weber Ferguson insizyonu ile erişim sağlanır. Orbitanın ve lakrimal aparatın korunması işlemi zorlaştırır. Alveolar proses, piriform rimler, infraorbital kenara, malar bölgeye ve pterigoid plaklara uzanabilir (Hitotsumatsu ve ark 2000).

Sınıf 4 (Radikal maksillektomi): Orbitanın eksentre edildiği maksillanın geniş rezeksiyonudur. Kafa tabanı cerrahi sınırlarda ise multidisipliner yaklaşım gereklidir. Bu durumda kraniyotomi gerekebilir (Brown 2011, s.322-4).

1.2.4. Solid Multikistik Ameloblastomlarda Rezeksiyon

Solid ve multikistik ameloblastomlarda çeşitli tedavi yöntemleri literatürde tartışılmıştır. Rezeksiyon ile tedavi edilen vakalarda nüks olasılığının azaldığı görülmüştür (Lau ve Samman 2006). Mandibula bir bütün olarak, parsiyel olarak ya da bazal bölge korunarak rim rezeksiyon olarak da rezeke edilebilir. Segmentin tümü çıkarıldığında devamlılık defekti oluşacağından rekonstrüksiyon seçenekleri düşünülür. İnferior alveolar sinir de lezyonun içinde kaldığında sakrifiye edilir. Kortikal kemiğin rezorbe ve perfore olduğu lezyonlarda periost rezeksiyon sınırına dahil edilir. Mandibulanın bazalinin 1 cm' den daha az kalınlıkta kaldığı durumlarda bu kemiğin korunması pratik olmadığından rim rezeksiyon yerine segment olarak rezeke edilmelidir (Gold ve Williams 2018 s: 423).

Hemen rekonstrüksiyon planlanacağı gibi, eğer sınırların lezyondan arındığından emin olunamıyorsa rekonstrüksiyon patolojik inceleme sonrasına bırakılabilir. Yeterli yumuşak dokunun olduğu durumlarda otojen kemik grefti allojen greftler rekonstrüksiyon plağı ile uygulanabilir. Yeterli yumuşak dokunun bulunmadığı durumlarda ise damarlı greftler tercih edilebilir (Gold ve Williams 2018, s: 423). Montoro ve arkadaşları (2008) solid ameloblatoma teşhisi olan vakada rezeksiyon ve aynı seyansta iliak greft ile rekonstrüksiyon uygulamışlardır. Greft tabanda bir rekonstrüksiyon plağı, alveole yakın alanda birer miniplak ile stabilize edilmiştir. 8 ayın sonunda greftin başarılı bir şekilde iyileştiği ve dental implant tedavisi uygulandığı rapor edilmiştir.

Gecikmiş rekonstrüksiyonun planlandığı durumlarda rezeksiyon boşluğu bir rekonstrüksiyon plağı ile korunmalıdır. Yumuşak dokunun hazır olmasını takiben plak

kırılması komplikasyonundan kaçınmak için kemik greftleme yapılmalıdır (Gold ve Williams 2018, s: 423).

1.2.5. Odontojen Miksomda Rezeksiyon

Odontojen miksom (Miksofibrom) benign yavaş büyüyen infiltratif bir bağ doku tümörüdür. Mandibulada ve üçüncü dekadda yaygın olarak görüldüğü rapor edilmiştir (Simon ve ark 2003).

Uniloküler 1-2 cm boyutundaki tümörlerde enükleasyon ve küretaj yapılabilir. Kimyasal koterizasyon nüksü azaltmak için önerilir. Ekstensif lezyonlarda tıpkı ameloblastomda olduğu gibi rim ya da segmental rezeksiyon önerilir. İmmediate rekonstrüksiyon olasılığı tümörün tamamen rezeke edilmesi ve yumuşak dokunun yeterliliğine bağlıdır (Simon ve ark 2003). Gold and Williams tarafından sunulan vakada olduğu gibi lezyon rezeke edildikten sonra rekonstrüksiyon plağı uygulanmış. 10 ay beklemeden sonra sekonder operasyon yani iliak greft ile rekonstrüksiyon aşamasına geçilmiş. Greft rekonstrüksiyon plağına sabitlenerek 9 ay daha konsolidayon için beklenmiş. Sonrasında implant ile dental eksiklik onarılmış (Gold ve Williams 2018, s: 439-444)

1.2.6. Kalsifiye Epitelyal Odontojen Tümörde Rezeksiyon

Kalsifiye epitelyal odontojen tümör Pindborg tarafından tanımlanan nadir görülen bir tümördür. Benign lokal invasif karakterde olan bu tümörde 1- 1,5 cm lik kısıtlı boyutlardaki tümörlerde enükleayon ve küretaj ile tedavi mümkünken rezeksiyon daha kesin bir tedavi şeklidir. Clear hücre içeren histolojik tiplere nüks açısından ekstra önem verilmelidir. Rezeksiyonu takiben ya da sekonder rekonstrüksiyon planlanabilir (Gold ve Williams 2018, s: 398-400, Chomette ve ark 1984, Singh ve ark 2011).

1.2.7. Ameloblastik Fibrosarkomda Rezeksiyon

Ameloblastik fibrosarkom ya da diğer adıyla ameloblastik sarkom ektomezenşim kaynaklı bir sarkomdur. Ameloblastik fibromun sarkomatöz özellik gösteren varyasyonudur. Cerrahi rezeksiyon ile tedavi edilir, rekürrent ve ekstensif vakalarda kemoterapi de önerilir. Kemoterapi günlük cyclophosphamide ve haftalık intravenöz actinomycin D ve vincristine ile uygulanabilir (Gold ve Williams 2018, s:454-5).

Koboyashi ve arkadaşları (2005) ameloblastik fibromanın malign transformasyon geçirdiği bir vaka sunmuşlardır. Tümör rezeksiyonu ve vaskülarize flep ile rekonstrüksiyon yapılan vakada iki yılın sonunda nüks gerçekleşmiş. Radyoterapi ve cyclophosphamide, 5FU (5-florurasil) ve adriyamycin ile kemoterapi uygulanan vaka 5 yıllık survival gösterebilmiştir.

1.2.8. Desmoplastik Fibromda Rezeksiyon

Desmoplastik fibrom nadir görülen lokal invasif bir tümördür. Yumuşak doku fibramatozun kemik versiyonu olarak değerlendirilir.Çocuk ve genç bireylerde sıklıkla görülür. Posterior mandibula sık tutulur. Rezeksiyonla tedavi edilen vakalarda rekürrens riski azalır (Schmidt 2018, s:476-77). Said al-naief ve arkadaşları (2006) desmoplastik fibromun tedavi datalarını derlemişlerdir. Vakalarda küretaj veya rezeksiyon tercih edildiği gösterilmiştir.

1.2.9. Osteomyelitis

Osteomyelitis bakteri invazyonuna sekonder gelişen kemikte nekrozla karakterli kemik hastalıklarındandır. Osteomyelit enfeksiyoz ajan immun sistemden daha baskın geldiğinde gelişir. Devamında kemik iliğini etkiler ve kan akımını baskılayarak nekroz ve sekester oluşumuna neden olur. Akut, supuratif, non supuratif, sklerozan şeklinde çeşitli sınıflamaları vardır. Ancak sade bir sınıflandırma ile akut ve kronik olarak da değerlendirmiştir. Şişlik ateş, lenfadenopati, parestezi, diş mobilitesi ve lökositoz eşlik eder. Etkenin ortadan kaldırılması ve dekortikasyon ile tedavi edilir. Antibiyotik rezistansının artması nedeniyle daha sık görülmeye başlanmıştır. Çekim, tekrarlayan debridmanlar, intravenöz antibiyotiklere rağmen patolojik kırıklara varan tablolara yol açabilir (Alpert ve Kushner 2018, s:590). Osteomyelit nedeniyle nekroz olan kemik rezeke edilip rekonstrüksiyon plağı ve partikül greftler ile rekonstrükte edilebilir. Rezeksiyon ve rekonstrüksiyon vakalarında rekonstrüksiyon plağı sıklıkla kullanılır (Gerhards ve ark 1998, Coletti ve Ord, 2006).

Osteomyelite bağlı segmental rezeksiyon defektlerinin rekonstrüksiyonu amacıyla kostokondral ya da diğer blok greftler de uygulanabilir ancak bu greftlerin vaskülarizayonu uzun sürer. Bu süreçte greft ağız ortamına açılırsa greft kaybedilebilir. Bu nedenle partikül greft tercih edilmelidir. Dehissens durumunda partiküller kısmen kaybedilir (Alpert ve Kushner 2018, s:590)

1.2.10. Osteoradyonekroz

Radyoterapi maksillofasiyal malignitelerin tedavisinde önemli rol oynar. Ancak kısa dönemde mukozit, tat bozukluğu ve kserostomi gibi; uzun dönemde fibrozis, kaslarda trismus ve osteoradyonekroza yol açabilir. Radyasyona maruz kalmış alanda 3 aydan uzun süredir ekspoz vaziyette kemik bulunması osteoradyonekroz olarak nitelendirilir. Mandibulada daha sık gözlenir. Dental prosedürleri takiben ortaya çıkar. Universal bir tedavi şekli yoktur. Marx'ın raporuna göre radyasyonun dokularda hipovaskülarizasyon, hiposelülerite ve hipoksiye neden olması osteoradyonekroza neden olur (Marx 1983). Radyasyon tedavisindeki gelişmeler örneğin, Intensity-modulated radyasyon tedavisi radyasyonun selektif olarak daha çok tümöre etki edip çevre dokulara etkisini azaltır.

Erken evre osteoradyonekrozlarda konservatif tedaviler veya hiperbarik oksijen gibi adjuvan tedaviler uygulanabilirken, ekstraoral fistüllerin ya da patolojik kırıkların görüldüğü vakalarda tedavi daha komplikedir. Bu aşamada tedavi için rezeksiyon yapılmalıdır. Rezeksiyon sonrasında lokal myokutanöz flepler ya da serbest vaskülarize flepler tercih edilebilir. Fibula mikrovasküler rekonstrüksiyon için en yaygın donor sahadır. Non vaskülarize greftler ise radyoterapi vakalarında tercih edilmez (Alpert ve Kushner 2018, s:598).

Coletti ve arkadaşları (2008) patolojik kırığa neden olan osteoradyonekrozların cerrahi tedavisini rapor etmişlerdir. Rezeksiyon ile tedavinin yaygın olarak uygulandığı görülmüştür. Osteoradyonekrozun nüks etmemesi için kanayan sağlıklı kemiğe kadar rezeksiyon önerlmektedir. Ionnides ve arkadaşları sağlıklı görünen kemiğin 1 cm kadar daha rezeke edilmesinin güvenli olduğunu ifade etmiştir (Ionnides ve ark 1994).

1.2.11. İlaca Bağlı Osteonekroz

Pirofosfatların sentetik analogları olan bifosfonatlar gibi antirezorptif ilaçlar osteoporoz ya da malignitelerin kemik metastazlarının tedavisinde kullanılırlar. Faydalarıyla birlikte ilaca bağlı osteonekrozlar görülmektedir. Bu komplikasyonun patogenezinde osteoklastların fonksiyonu ve kemik remodelasyonunun ileri inhibisyonu vardır. Antirezorptif ilaç kullanmakta ya da daha önce kullanmış daha önce radyoterapi almamış bireylerde 8 haftadan daha uzun süre çenelerde açık kemik bulunması ilaca bağlı osteonekroz durumunu gösterir (Marx 2003).

Etidronat, tiludronat, klodronat nitrojen içermeyen bifosfonatlardır. Nitrojen içermeyen bifosfonatlar osteoklastların içine girdiğinde ATP (Adenozin Tri Fosfat) bağımlı enzimleri bloke ederek apaptoza neden olur. Aledronat, pamidronat primer amin, risedronat, ibandronat ve zoledronik asit ise tersiyer amin grubundan olup nitrojen içeren gruptadırlar. Nitrojen içeren bifosfonatlar osteoklast fonksiyonunda gerekli GTPaz (Guanin trifosfataz) ların fenilasyonunu sağlayan mevolanat yolunda farnesyl diphosphate synthase enziminin aktivitesini inhibe eder. Osteoklast bazlı kemik remodelasyon inhibisyonu normal mekanik travmalar sonucunda oluşan mikrozararların onarımını da engeller ve bunun sonucunda kemik nekrozları başlar. Diş çekimi, parenteral bifosfonat, var olan periodontal ve inflamatuvar hastalıklar, ilacın alınma süresi nekroz riskini etkileyen faktörlerdendir. İlaca bağlı osteonekroz vakaları klinik olarak derecelendirilmiştir. Açık kemik bulunmayan vakalar derece 0; asemptomatik açık kemik bulunan vakalar derece 1; enfekte açık kemik bulunan vakalar derece 2; enfekte ve açık kemiğe ekstraoral fistül, patolojik kırık, oroantral ya da oronazal fistüllerin eşlik ettiği durum ise derece 3 olarak nitelendirilmiş. İleri derece 3 vakalar, operatif olmayan tedavilere yanıt vermeyen derece 2 vakalarda rezeksiyon önerilir. Patolojik fraktür ve yaygın osteolizi bulunan vakalarda segmental rezeksiyon uygulanır. Vaskülarize veya nonvaskülarize greftler ile rekonstrüksiyonda bir takım riskler bulunmaktadır. Alıcı bölgenin marjinlerinde halen osteonekroz gelişme potansiyeli bulunmaktadır. Rezidual mandibular segmentleri bir rekonstrüksiyon plağı ile stabilize etmek de bir alternatiftir. Hardware'in yumuşak doku ile sarılması ve vidalarda başarısızlık riski gözönüne alınmalıdır (Ruggiero 2018, s:513-7, Filleul ve ark 2010).

Filleul ve arkadaşları (2010) bifosfonata bağlı gelişen çene kemiği nekrozu bulunan 2408 vakayı taramış ve vakaların genellikle malignite (çoğunlukla da multiple myeloma) zemininde geliştiği gözlenmiştir. Zoledronatın bu duruma sebep olan en baskın ilaç olduğu görülmüştür.

Carlson ve arkadaşları (2009) 82 hastada 103 osteonekrozun rezeksiyon tedavisine verdiği yanıtı değerlendirmiş. Vakaların çoğu tatmin edici bir iyileşme gösterirken 8 hastada ve mandibulada nüks gözlenmiştir. Marjinal rezeksiyon yapılan vakalarda nüks durumunda daha agresif bir rezeksiyon yani segmental rezeksiyon önermişlerdir.

Ferrari ve arkadaşları (2008) multiple myeloma vakasında bisfonat kullanımına bağlı gelişmiş bir osteonekroz ve patolojik kırığı, geniş segmental rezeksiyon (totale

yakın) ve fibula flep ile rekonstrükte etmiştir. Fibula segmentler halinde mandibula şekli verilip rekonstrüksiyon plağı ile fikse edilmiştir. Yaygın bifosfonat nekrozunda rezeksiyon ile tedavi uygulanır. Vaskülarize iliak greft ile rekostrüksiyon da tedavi alternatiflerindendir (Pautke ve ark 2011).

1.2.12. Osteosarkom

Osteosarkomlar sıklıkla diz civarındaki uzun kemiklerde görülür. Bimodal yaş dağılımı gösterir. 10-20 yaş ya da 50 yaş sonrasında görülebilir (Thiele ve ark 2008). Baş boyun radyoterapisi ya da kemoterapisine sekonder, Rothmund Thompson ya da Li Fraumeni sendromları ile birlikte, Paget, fibroz displazi ve enkondromatozis gibi kemik displazilerine sekonder görülebilir. Maksilla ve mandibulayı tutabilir. Mandibula da sıklıkla posterior korpus ya da angulus tutulabilir. Osteoblastik, kondroblastik, fibroblastik, küçük hücreli, dev hücreli, telenjiyektatik, parosteal olmak üzere yedi histolojik alt tipi vardır (Ettinger ve Arce 2018,s:647-8).

Optimum tedavi tam rezeksiyondur. Cerrahi olmayan tedaviler tercih edildiğinde hastalığın lokal kontrolünde ve sağkalımda belirgin düşüş görülmüştür. Elektif boyun diseksiyonu şart değildir. Osteosarkomların boyun lenf nodlarına rejyonel metastazı beklenmez. Primer tümörün yumuşak dokuya invaze olduğu ya da lenf tutulumu tespit edilirse ancak boyun diseksiyonu planlanır (Thiele ve ark 2008). Kemoterapi ve radyoterapi neoadjuvan ve adjuvan tedavi olarak cerrahi rezeksiyonla kombine uygulanır. Leucovorin ile yüksek doz methotrexate, adriamycin, cisplastin, cyclophosphomide kullanılan kemoterapatik ilaçlardır. Kemoterapatikler daha çok pulmuner mikrometastazları hedef alır (Ettinger ve Arce 2018, s:647-8). Mandibulada osteosarkom teşhisi bulunan 12 hastanın tedavi ve sonuçlarını rapor eden çalışmada, 7 vakanın kemoterapi ve cerrahi ile, 3 vakanın sadece cerrahi, 2 vakanın ise radyoterapi ve cerrahi ile tedavi edildiği rapor edilmiştir. 69 Gray radyoterapi alan vakalarda radyoterapiye bağlı komplikasyonlar meydana geldiği görülmüştür. Yüksek doz kemoterapi verilen vakalarda sağkalımın arttığı yönünde bulgular rapor edilmiştir (Thiele ve ark 2008). Baş boyun osteosarkomların %7-17 arasında uzak metastaz yaptığı rapor edilmiştir. Radyoterapi de yakın veya pozitif marjinleri olan vakalarda kullanılır. Bütün tedavilere rağmen 2 yıllık sağkalım %53 -%66 arasındadır (Ettinger ve Arce 2018, s:647-8). Granados-Garcia ve arkadaşları (2006) kemoterapi ile cerrahi ya da sadece cerrahi uyguladığı vakaların takibinde 5 yıllık sağkalımın sadece %20

oranında olduğunu rapor etmişlerdir. Söderholm ve arkadaşları (1988) 39 mandibula osteosarkomunda cerrahi rezeksiyonun sonuçlarını incelemiş ve ne kadar radikal cerrahi uygulanırsa o kadar mortalitenin azalacağını rapor etmişlerdir.

1.2.13. Ewing Sarkom

Ewing sarkom osteosarkomdan sonra çocuklarda ve erişkinlerde görülen en sık ikinci kemik neoplazisidir.daha çok alt ekstrenite kemiklerinde beklenirken, Ewing sarkom vakalarının %1-4 ü baş boyun bölgesinde de görülebilir. Daha çok çocuk ve gençlerde görülür. Maksilla ve mandibula baş boyun bölgesinde en sık tutulan alanlardır. Geniş rezeksiyon ve kemoterapi önerilen tedavi şeklidir. 5 yıllık sağkalımı %10 iken yeni tedavi şekilleriyle son yıllarda sağkalımın %50 lere kadar attığı gözlenmiştir (Ettinger ve Arce 2018, s:662-3). Qureshi ve arkadaşları (2014) yaş ortancası 10 olan 11 vaka sunmuştur. Vakaların çoğunluğu mandibulada gözlenmiştir. Bütün vakalarda indüksiyon kemoterapi ardından geniş cerrahi rezeksiyon uygulanmıştır. Mandibula rezeksiyonlarında fibula flep ile rekonstrüksiyon uygulanmıştır. Fibula flepler rekonstrüksiyon plakları ile fikse edilmiştir. 5 yıllık survival %87 olarak rapor edilmiştir.

1.3. Rekonstrüktif Cerrahi

Ablatif cerrahiler sırasında eklem biyomekaniğinin korunması rekonstrüksiyonu kolaylaştırır. Çünkü eklemin rekonstrüksiyonu daha güçtür. Mandibula bazalde ve ramusun anterior kısmındaki kemik stoğu çiğneme kuvvetlerine direnç sağlar. Mandibulanın konturunun sağlanması hem fasiyal simetri açısından hem de oral fonksiyonlar açısından önemlidir. Mandibular ark suprahyoid kasların, korpus kısmı milohyoid kasın bağlandığı bölgelerdir. Dilin pozisyonu bu kasların bağlantıları ile korunur. Bu nedenle mandibula devamlılığının sağlanması yutkunma sırasında larenksin kalkması, dilin pozisyonu açısından da önemlidir (Kumar ve ark 2016).

Malign vakalarda rekonstrüksiyon zamanı tartışmalıdır. Tarihsel süreçte rekürrens olmadığından emin olmak için beklenip aşamalı rekonstrüksiyon uygulaması yapılmaktaydı. Mikrovasküler teknikler bu kadar yaygınlaşmadan önce nonvasküler kemik greft uygulaması için gecikmiş rekonstrüksiyon planlaması alıcı yatağın matürasyonu açısından da önemliydi. Ancak günümüzde mikrovasküler teknikler ile hemen rekonstrüksiyon önerilmektedir (Wong ve ark 2017).

Maksillofasiyal bölgede kemik rekonstrüksiyonunda non- vaskülarize ya da vaskülarize greftler kullanılabilmektedir. Sistemik durumun elvermediği durumlarda mandibulada olduğu gibi devamlılık defekti bulunan hastalarda sadece rekonstrüksiyon plağı ile segmentlerin stabilizasyonu da yeterli bir opsiyon olarak değerlendirilebilmektedir. Bunlar dışında titanyum mesh ile uygulanan partikül kemik greftleri ve doku yönlendirmesi ile uygulanan titanyum mandibulalar uygulanan tekniklerdir (Wong ve ark 2017).

1.3.1. Rekonstrüksiyon Plakları

Sadece rekonstrüksiyon plağı ile defekti köprülemek hızlı tek aşamalı oral fonksiyon ve formu sağlayan bir opsiyondur. Titanyum, paslanmaz çelik ya da vitalium (kobalt, krom, molibden alaşımı) rekonstrüksiyon plaklarının üretiminde kullanılan metallerdir. Vitalium un bükümü uygulaması güç olduğundan titanyum çene rekonstrüksiyonu için en uygun olandır. Titanium hollow screw reconstruction plate (THORP) vidalarında perforasyonlar bulunan böylece osteointegrasyon hedefleyerek stabiliteyi arttıran bir plak türüdür (Vuillemin ve ark 1988). Tümör rezeksiyonları sonrasında AO rekonstrüksiyon plaklarını uygulayan çalışmalar mevcuttur (Chow ve Hill, 1986, Schusterman ve ark 1991). Chow ve Hill (1986) malignite sebepli mandibula rezeksiyonu uygulanmış ve postoperatif radyoterapi almış 6 vakayı greft kullanmaksızın sadece rekonstrüksiyon plağı ile fikse edip takip etmiştir. Takip sırasında plak gevşemesi, intraoral kemik ekspozu, enfeksiyon gibi komplikasyonlar rapor etmiştir. Vaskülarize otolog kemik greftleri mandibula defektlerinde daha yaygın kullanılmakta ve tek başına rekonstrüksiyon plaklarından daha başarılı bulunmaktadır. Terminal dönem kanser, genel sağlık durumu kötü hastalarda tek başına rekonstrüksiyon plağı tercih edilebilmektedir (Wei ve ark 2003).

Schusterman ve arkadaşları (1991) 32 segmental defekti bulunan vakadan 20 sine sadece rekonstrüksiyon plağı uygulanmış 11 vakaya da serbest doku transferi uygulanmış. Rekonstrüksiyon plağı uygulanan grupta 5 vakanın başarısız olduğu gözlenmiş. 5 vakanın 4 ünde rekonstrüksiyon plağının anteriora uygulandığı görülmüş. Schusterman ve arkadaşları rekonstrüksiyon plağının lateral defektlerde başarılı olduğunu rapor etmişlerdir. Arden ve arkadaşları (1999) 5 cm' den daha uzun segmental defektlerde kullanılan rekonstrüksiyon plaklarının komplikasyon oranını %81 olarak rapor etmiştir.

Shibahara ve arkadaşları (2002) retrospektif analizinde segmental defektlere uygulanan rekonstrüksiyon plaklarında 8 plak kırığı komplikasyonu olduğu görülmüş. Kırıklardan 7 si angulus bölgesinde 1 i düz plak olduğu görülmüştür. Plak kırıklarının postoperatif 6-9 ay içinde gözlendiği rapor edilmiştir (Shibahara ve ark 2002, Seol ve ark 2014). Plak kırıkları daha çok rekonstrüksiyon plağının iç kurvatüründe (Martola ve ark 2007), angulusta (Shibahara ve ark 2002, Sakakibara ve ark 2014) ve greftleme yapılmamış vakalarda (Shibahara ve ark 2002; Ettl ve ark 2010) gözlenmiştir. Greftlenmiş ancak nonunion ile sonuçlanmış vakalarda plak kırığı insidansı ile ilgili özel olarak sonuçlar verilmemiştir (Rashid ve ark 2012, Guerrier ve ark 2015).

Bazı araştırmacılar da komplikasyonları azaltmak için modifiye plaklar önermişlerdir (Lopez ve ark 2004, Gellrich ve ark 2004). Gellrich ve arkadaşları (2004) tümör rezeksiyonu yapılmış 107 hastada defektleri köprülemede THORP (57 hasta) ve kilitli rekonstrüksiyon plağı (50 hasta) nın tedavi sonuçlarını karşılaştırmışlardır. Postoperatif komplikasyonlar açısından anlamlı bir fark görülmemiştir. Enfeksiyon, gecikmiş yara iyileşmesi, plak ekspozu, plak kırığı sırasıyla görülen komplikasyonlardır. THORP' un daha hacimli olmasından ötürü 2,4 mm lik kilitli plak defektleri köprülemede yeterli osteosentezi sağladığı sonucuna varılmıştır. Lopez ve arkadaşları (2004) segmental defektlerde Titanium Functionally Dynamic Bridging Plate System kullanılan 34 hastada retrospektif analiz yapmışlar ve plağın hızlı ve güvenli çözüm sunduğunu rapor etmişlerdir. Atılgan ve arkadaşları (2010) mandibula rekonstrüksiyonunda rekonstrüksiyon plaklarının sonlu eleman analizi ile mekanik davranışlarını incelemiştir. 135 N çiğneme kuvveti altında yapılan incelemede mastikatör kuvvetlerin yorgunluk sonucunda kırık oluştuduğu gözlenmiştir (Maurer ve ark 2005).

1.3.2. Nonvasküler Kemik Greftleri

Non vaskülarize kemik greftleri transplante edildiklerinde doğrudan survive olmazlar ancak büyüme faktörü salgılar hem de sert doku iskeleti sağlarlar. Büyüme faktörleri anjiyogenezi akabinde de yeni kemik formasyonunu indüklerler. Non vaskülarize greftin başarılı bir şekilde ossifikasyon sürecini tamamlayabilmesi zaman alır. Ayrıca başarılı olabilmesi için de vaskülarizasyonu yüksek bir alıcı saha, infeksiyon olmaması, iyi vaskülarize bir mukoza tarafından da örtülmüş olması gereklidir. Genç bireylerde çocuklarda bu şartlar mümkünken, komorbiditeleri olan

sigara içen ileri yaşlı bireylerde başarı daha güçtür. Bu nedenle serbest vaskülarize doku transferi endikasyonu daha uygundur. Defekt küçük ve kolayca vaskülarize olabilecek bir bölge ise, vaka genç ise non vaskülarize greft tercih edilebilir aksi takdirde serbest vaskülarize greft endikasyonu tartışılmalıdır (Booth 2011, s:180).

Mikrovasküler cerrahi nonvaskülarize greftlere oranla yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Nonvaskülarize greftler dudak damak yarığında alveoal yarık defektlerinde, üç duvarlı defektlerde, posttravmatik orbital, nazal defektlerde, küçük devamlılık defektlerinde sekonder onarımda kullanılmaktadır (Booth 2011, s:180). Non vasküler greftler radyoterapi sonrasında, osteoradyonekrozda, immun yetmezliği olan vakalarda ya da son dönem organ yetmezliğinde kontraendikedir (Hong ve ark 1999). Non vasküler kemik greftlerinin mikrovasküler cerrahiye bir takım üstünlükleri vardır. Daha kısa cerrahi süresi, daha az kan kaybı ve hastalar tarafından daha kolay karşılanması mikrovasküler cerrahiye üstünlükleridir (Akinbami 2016).

Akinbami (2016) mandibulada devamlılık defektlerinde nonvaskülarize greft kullanan çalışmaları derlemiştir. Greft başarı ve başarısızlık sonuçlarını ve bu sonuçlara etki eden faktörleri değerlendirmiştir. 6 cm' den daha uzun defektleri uzun defekt olarak kabul etmişlerdir. Ayrıca yaranın kapanması, enfeksiyon oluşumu, kemik kaynama, ilk bir yıllık kemik rezorbsiyonu (%60'dan az olması) başarı krtiterleri olarak incelemişlerdir. Derlemede 20 makale 784 non vasküler greft kullanılmış vakayı incelemişlerdir. %50,3 vakada hemen rekonstrüksiyon, %49,7 vakada sekonder rekonstrüksiyon uygulanmış. Rekonstrüksiyon plakları miniplak veya transosseoz tellemeye göre daha çok önerilmiş. Başarı oranlarının fiksasyon şekliyle olan bağlantısı net olarak belirtilmemiştir. İncelenen makalelerde toplamda %84,7 başarı oranı gözlenmiş. Enfeksiyon, dehissens ve rezorbsiyon en sık karşılaşılan komplikasyonlar olmuş. Başarısızlığı etkileyen faktörler ise enfeksiyon, fiksasyon metod ve defektin uzunluğudur (Akınbami ve ark 2016). Rekonstrüksiyon plakları veya miniplaklar ile fiksasyon arasında belirgin fark gözlenmemiştir. Miniplaklar düşük profilli olup kolay bükülürler ve damar desteğine zarar vermezler. Rekonstrüksiyon plakları da daha rijit fiksasyon ile kemik kaynamasını hızlandırırlar. Kondil pozisyonunu korumak da rekonstrüksiyon plağı ile daha kolaydır. Rekonstrüksiyon plaklarında plak kırılması riski de daha azdır (Robey ve ark 2008).

Foster ve arkadaşları (1999) vaskülarize ve nonvaskülarize kemik greftlerini karşılaştırmışlar. Vasküler kemik greftlerinin başarı oranının %88, non vasküler kemik

greftinin başarı oranının %68 olduğu, defektin boyutuna göre bakıldığında ise 6 cm den kısa defektlerde başarının %75, 6 cm nin üzerinde olan defektlerde ise başarının %44 olduğunu rapor etmiştir. Kortikokanselloz greftlerin hemen ve gecikmiş olarak uygulandığı vakaların takip edildiği bir çalışmada sekonder rekonstrüksiyonda % 90 başarı, hemen rekonstrüksiyonsa %46 başarı gözlenmiştir (Lawson ve ark 1982).

Blok greftler yanısıra titanyum mesh traylerde uygulanan kanselloz greftler mandibula rekonstrüksiyonunda kullanılmaktadır. Kişiye özel olarak üretilen bu trayler hem mandibulayı istenen pozisyonda da tutar hem de greftlemeye de izin verir (Samman ve ark 1996, Tideman ve ark 1998).

Kraniyum

Saç köklerine zarar vermeksizin parietal kemik üzerinden angular bir insizyon uygulanır. Bu flep koronal flebin kısmi uygulanmış versiyonu olarak değerlendirilebilir. Tam kalınlık flep kaldırılarak periost da kemik üzerinden uzaklaştırılır. İnce bir testere yardımıyla dış kortekste kemikte kesi oluşturulur, kıvrık uçlu chiesel ile dış korteks kaldırılır. Çocuklarda kemik kalınlığının yeterliliğinden emin olmak için preoperatif tomografi önerilir. Beyin cerrahı ile birlikte çalışılan durumlarda kraniyumda defekt oluşumunu engellemek için tam kat kemik elde edilip iç tabaka kraniyuma plaklar ile tutturulur. Elde edilen kemik çok sert olduğundan büküm veya osteotomiler ile şekillendirme yapılabilir ya da ezilip partikül şeklinde kullanılabilir. Vakum dren yerleştirilerek tabakalı olarak sütüre edilir (Booth 2011, s:181). Kalvariyal greft alveol yarık greftlemede, implant öncesi maksiller defekt onarımındaya da sinüs lif operasyonlarında kullanılabilmektedir (Kortebein ve ark 1991, Iizuka ve ark 2004, Crespi ve ark 2007).

Kosta

5-7 kostalar hizasından submamary alandan midklavikular insizyon yapılır. Kostakondral greft alınması planlanan durumlarda daha medialden insizyon yapılır. Kemiğe temas alınarak gerçekleştirilen insizyonu takiben periost striplenir. Kartilaj eldesi planlanıyorsa periost korunarak kemik ve kartilaj birleşik tutulur. Subperiosteal düzlemde kalınarak pleura korunur. Greft alındıktan sonra boşluğa salin doldurulup, akciğere hava doldurularak hava kaçağı kontrol edilir. 24 saat vakum dren tutulur. Yarayı örten kasa uzun etkili lokal anestezik enjekte edilerek ağrı kontrol altına alınabilir (Booth 2011, s:181).

Kosta grefti split ya da bütün olarak kullanılabilir. Bütün halindeki kostanın başarı oranı daha düşüktür. Kosta greftinde açıkta kanselloz kemik bulunmadığından revaskülarizasyonu yavaştır. İki split edilmiş kostanın anteriorda birbirine bağlandığı Fry's tekniğinde posteriorda ramusa fikse edilir. Geniş kanselloz kemik alanı yaratılmış olur (Chow ve Hill 1986).

Temporomandibular eklemin rekonstrüksiyonu için büyüme aktivitesini devam ettirdiğinden çocuklarda ve adelosanlarda kostokondral greft kullanımı idealdir (Poswillo, 1987). Ancak kostokondral greftin büyüme paterni sağlıklı kondille aynı olmayabilir ya da büyüme aktivitesi göstermeyebilir (Medra 2005).

İlium

Greft elde edeilirken laterale yakın insizyon yapılarak skarın kıyafetlerden rahatsız olması engellenir. Lateral sinirin zarar görmemesi için medial ya da aşağı seviyeden insizyon yapmaktan kaçınılmalıdır. Genellikle greft iliak kretin medial kısmından elde edilir. Medialde kas ataçmanları daha azdır bu nedenle daha az ağrıya neden olur. İliak kretin bütünlüğü korunmalıdır. Orbital taban greftlemelerde çok ince katman gerektiğinde yine iliak kretin medialinden greft elde edilir. Büyük miktarda greft elde edilecekse kret tepesi periosttan ayrılmadan kapak biçiminde ayrılır, greft elde edildikten sonra yine kapak biçiminde kapatılır. Vakum dren kanamanın uzun sürmesine neden olabilir. Kemik mumu yabancı cisim reaksiyonuna sebep olabileceğinden kullanılmamalıdır. 1 cm lik insizyon aracılığıyla trephine frez ile de greft elde edilebilir ancak bu yöntem az miktar kemik gerektiğinde kullanılabilir (Booth 2011, s:181-4).

Elde edilen kemik kanselloz kemik ağırlıklıdır. Orta büyüklükteki defeklerin rekonstrüksiyonunda,ramus ve posterior korpus rekonstrüksiyonunda uygundur (Kortebein ve ark 1991, Kumar ve ark 2016).

Tibia

Tibiadan elde edilen greftlerde trephine frez ile elde edilir. Tibianın şaftından, büyüme merkezi olan epifiz plaktan ve eklemden uzak bir bölgeden greft elde edilmelidir. Alveol yarık defektlerinin doldurulmasında sıklıkla kullanılır (Booth 2011, s.184).

İntraoral greftler

Simfiz ve posterior retromolar alandan elde edilebilirler. Dren gerektirmezler. Kanser sonrası rekonstrüksiyon amacıyla kullanılmazlar. Kısıtlı defektlerde kullanılırlar (Booth 2011, s.185).

1.3.3. Mikrovasküler Cerrahi

Kompleks rekonstrüksiyonda birçok defektin rekonstrüksiyonuna olanak sağlar. Vital yapıların replasmanında (örneğin, glossektomi sonrasında), kavitelerin obstrüksiyonunda (örneğin maksillektomi sonrasında), mandibula rezeksiyonu sonrasında rekonstrüksiyonda, fasiyal reanimasyonda mikrovasküler cerrahi uygulanabilir (Kerawala 2011, s.187). Vaskülarize kemik greftlerinin hemen kan desteği sağlaması, yumuşak doku ile birlikte transfer edildiğinde ağız içi ve ekstraoral yumuşak doku kapatması sağlaması avantajlarındandır. Vaskülarize kemik greftleri hızlı yara iyileşmesi hem de radyoterapiye ve enfeksiyona daha dayanıklı ortam sağlar (Pogrel ve ark 1997, Foster ve ark 1999)

Uzun anesteziyi tolere edemeyecek hastalarda kontraendikedir. İleri yaş kontraendikasyon değilken yaşla birlikte ortaya çıkan medikal hastalıklar mikrovasküler cerrahiyi kontraendike kılabilir (Kumar ve ark 2016).

Preoperatif anjiyografi gerekli görüntülemelerdendir. Radial, anterolateral bacak, lateral kol, rektus abdominis, latissimus dorsi, fibula, vaskülarize iliak, skapula, gracilus baş boyun bölgesinde kullanılan fleplerdir. Alıcı yatağın radyoterapi görmüş olması komplikasyonlara neden olur. Operasyon öncesi santral venöz basınç iyi durumda ve hasta hidrate durumda olmalıdır. Vazospazmdan kaçınmak için hipotansif anestezi tercih edilmemelidir ya da sadece ablazyon sırasında tercih edilebilir (Kerawela 2011, s:188)

1,8 den 4 kata kadar büyüten magnifiye eden loplar, operasyon mikroskopu kullanılarak diseksiyon ve anastomoz gerçekleştirilir. Jeweller's forseps, damar genişletici, postegü, diseksiyon makasları, vessel klempleri, adventitia makasları kullanılan instrumanlardır. Alıcı yatakta kan akımının yeterli olduğundan emin olunmalıdır. İşlem boyunca heparinli solüsyon ile yıkama yapılmalıdır. Uç uca anastamozda kesikli ya da devamlı sutur kullanılabilir. İki uca stay suturlar atılarak aralara da koaptasyon suturlar atılarak anastamoz yapılır. Ven anastomozuda aynı yolla uygulanır ancak venler kollaps olmaya yatkındır. Anastomoz hattından az kan sızıntısı

normal kabul edilir ve birkaç dakika içinde durur. Yandan anastomoz yapılırken de arteriotomi venotomi en kritik aşamadır. Anastomoz olacak damarların boyutlarının birbirine uyması en önemli noktadır. Lümen çapları arasında uyumsuzluk varsa 45 derece açılı kesim veya fishtail tekniği ile çap genişletilir (Kerawela 2011, s. 188-190).

Postoperatif dönemde Doppler ultrason ile, iğne ile, pulse oksimetre ile flep kan akımı kontrol edilir. Flep kan akımında problem tespit edilirse; hipotansiyon ekarte edilmelidir. Hasta pedikülün gerilmeyeceği bir pozisyona alınır. Hematom varlığı kontrol edilir. Eğer hematom yoksa dren gevşetilir. Baskıya neden olan sutur ve bandajlar da ortadan kaldırılmalıdır. İntraoperatif ve postoperatif kanamalar parsiyel total flep kaybı, revizyon operasyonu veya enfeksiyon olası komplikasyonlardır (Kerawela 2011, s.190-192). İliak flep kullanılan vakalar fibula flep ile rekonstrükte edilen vakalar ile karşılaştırıldığında iliak flepte başarısızlık oranının daha yüksek olduğu gözlenmektedir. Ayrıca fasiyal arter ve vene anastomoz yapılan vakalarda anastomoz süresi başarısızlığı etkileyen ana faktörlerdendir (Mücke ve ark 2013).

Alıcı arterler, eksternal karotid arter ya da tiroservikal gövdenin dallarından seçilir. Transvers servikal arter boyun diseksiyonunda korunduğu için iyi bir alternatftir. Trapezius kasın altında uzun seyri vardır bu nedenle boynun yarısına kadar uzanabilir. Eksternal karotide göre ateroskleroz ihtimali daha düşüktür. Eksternal, internal jugular ven veya transvers servikal ven tercih edilirken, anterior jugular ven kullanılmamalıdır. Çünkü trakeostomi sırasında anterior jugular ven risk altındadır (Kerawela 2011, s.192).

Skapular ve paraskapular flep

Skapula veya paraskapula flep subskapular arterden beslenir. Hem mandibula hem maksillanın rekonstrüksiyonunda kullanılır. Hastanın pozisyonunun değiştirilmesi zorunluluğu, flepte his olmaması, osteointegrasyon için zayıf kemiğe sahip olması dezavantajlarıdır. Mukozal defektin de olduğu 14 cm ye kadar olan mandibula defektlerinde kullanılır. Anterior sagital, mukoza ve cilt geçişli mandibula defektlerin rekonstrüksiyonunda kullanılır. Subskapular arter circumflex arter ve throcadorsal arter olmak üzere iki dala ayrılır. Flep subskapular arterin circumflex scapular arter dalı ile beslenir. Circumflex arter descending cutaneous arter ve transverse arter dallarını verir. Skapula kemiğin laterali kemik greft için uygundur (Chim ve ark 2010). Lateral skapulanın periostuna circumflex arterin dalları dağılır. Kadınlarda 10 cm erkeklerde 14 cm kemik elde edilebilir. 4-5 cm damar pedikülü bulunur (Tablo 1.2). Subskapular arter

çapı 2- 2,5 mm çapındadır. Circumflex arter e iki ven eşlik eder (Peng ve ark 2011, s. 202-4).

Flep pron pozisyonda ya da lateral dekübit pozisyonunda elde edilir. Yumuşak doku 8-10 cm den fazla alınmazsa primer kapama mümkündür. Transverse dal ile skapular, descending dal ile paraskapular flep elde edilir (Peng ve ark 2011, s. 202-4).

Serratus anterior u innerve eden long thoracic sinir korunmalıdır aksi takdirde kanatlı skapula komplikasyonu oluşabilir (Peng ve ark 2011, s. 202-4).

Hutchinson ve arkadaşları (2009) sol mandibulada osteosarkom bulunan vakada hızlı prototipleme ile tomografik datadan model elde edip operasyon öncesi rekonstrüksiyon plağını hazır duruma getirmiştir. Kemoterapi sonrası cerrahi rezeksiyon ve skapula ile rekonstrüksiyon yapılan hastada kabul edilebilir sonuçlar rapor edilmiştir (Hutchinson ve ark 2009).

Fibular Flep

Fibula uzun üçgen bir kemiktir. Bileğin stabilitesini sağlar. Büyük oranda kortikal kemikten oluşur. 25 cm'e varan segmental defektlerde bikortekse akım sağlayan güçlü bir kan desteği vardır. Hasta aynı pozisyonda sabit dururken hem tümör ablazyonu, hem de rekonstrüksiyon yapılabilir. Dişli mandibulalarda en büyük avantajı fibulanın yüksekliğinin mandibuladan az olmasıdır. Fibulanın osteotomize edilerek katlandığı double barrel tekniği yükseklik uyuşmazlığını tolere edebilir. Vaskülarize fibula ilk defa 1989'da mandibula rekonstrüksiyonunda kullanılmıştır. Tek başına kemik flebi olarak ya da osteokutanoz flep olarak kullanılabilir. Osteokutanoz flep olarak kullanıldığında yumuşak doku flebi fibuladan bağımsız hareket etmez. Scapular flebin fibulaya üstünlüğü kemik ve yumuşak dokunun bağımsız hareket edebilmesidir (Brennan ve Eckardt 2011, s. 229-234).

Fibula peroneal arterin periost dalları ve orta ve distal fibulaya dağılan endosteal dallarından beslenir. Paroneal arter posterior tibial arterin dalıdır ve fibulaya yakın seyreder. Ven de paroneal arter ile birlikte seyreder. Hem endosteal hem periosteal beslenme fibulanın multiple osteotomilerle mandibulanın konturuna uyumlanmasını sağlar (Wolff ve ark 1996). Vasküler pedikül 6 cm kadardır (Tablo 1.2). Paroneal arterin 2-6 arasında cilde uzanan perforatör arterleri vardır. Yumuşak doku grefti ayak bileğinin 8-12 cm yukarısından elde edilir. Flep turnike altında alınabilir. Turnike 300 mm Hg ye şişirilebilir. Ancak en geç iki saatte bir indirilerek reperfüzyon hasarı

oluşması engellenmelidir. İnsizyon yukarıda fibula başına çok yaklaşırsa peroneal sinir zarar görebilir. İnferiorda da 6-7 cm fibula bırakılır. Böylece bileğin stabilitesi garantilenir (Brennan ve Eckardt 2011, s. 230-4). Fibula greftin donor saha morbiditesi diğer verici alanlara göre daha azdır. 24 vakada fibula ile kompozit mandibula rekonstrüksiyonu yapılan çalışmada özellikle de tibio-fibular syndesmosis den itibaren 7 cm kemik bırakılması bileğin güvenliği için önemli olduğu vurgulanmıştır (Wolff ve ark 1996).

Cilt insizyonu yapılır. Posterior crural septa görünür. Soleus posteriora, pareneus longus ve brevis kaslar anteriora doğru ekarte edilir. Pareneus longus, brevis ekstensor digitorum longus, ekstensor hallucis longus kesilerek fibula üzerinden diseke edilir. İnterosseoz membrana ulaşılır. Anterior tibial kas ile interosseoz membran arasında anterior tibial arter ven ve paroneal sinir bulunur. İnterosseoz membran bu arter ve sinir korunarak insize edilir. Fibula kemik osteotomileri yapılır. Tibialis posterior kaslar diseke edilerek paroneal damar paketi bulunur ve ligasyon yapılarak bölünür. Gerekli osteotomiler yapılarak alıcı yatağa nakledilir. Rekonstrüksiyon plağı ya da çoklu miniplaklar ile tutturulur. Hasta postoperatif dönemde olabildiğince hızlı mobilize edilir. Eğer mümkün değilde düşük molekül ağırlıklı heparin profilaksisi devam edilmelidir (Brennan ve Eckardt 2011, s. 230-4).

Fibula grefti uzun ve bikortikal kemik sağlamasıyla hem lateral hem de anterior segment rekonstrüksiyonuna olanak sağlar (Chim ve ark 2010).

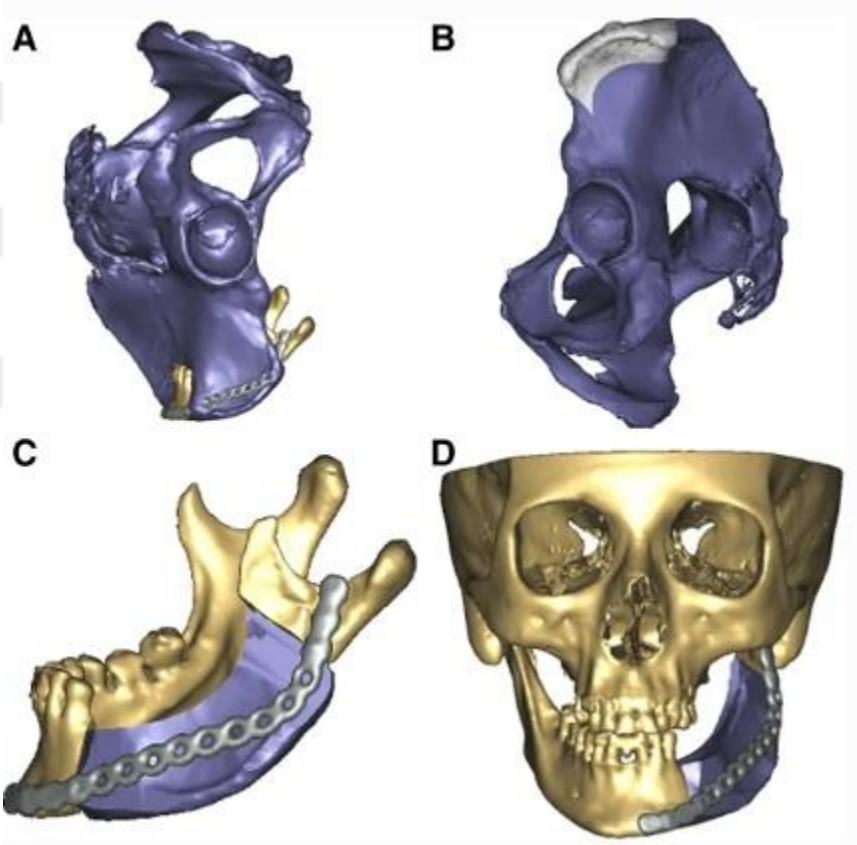
Vaskülarize iliak greft

Vaskülarize iliak krest greftler dişli mandibulalarda segmental defektlerin ve maksillar defektlerin rekonstrüksiyonunda kullanılır. Daha önce iliak greft alınan, inguinal hernisi bulunan ya da önceden geçirilmiş abdominal operasyonlarda vaskülarize iliak greft tercih edilmez (Lyons 2011, s. 235-240, Mücke ve ark 2013).

Vasküler desteği deep circumflex iliak arterden ve bunun venlerinden gelmektedir. Pedikülü kısadır. Bu pediküle subinguinal, transinguinal ya da süperior yaklaşımla erişilebilir. Simfiz pubisten sigmoid bir çizgi çekilerek iliak kret üzerinden posteriorda aksiller çizgiye uzanan sınırlar belirlenir. Scarpa ve Campa fasiya katmanları geçilerek eksternal oblik kaslar ortaya çıkarılır. İnternal oblik kasa kadar insizyona devam edilir. Deep circumflex iliak arter ascending dal ve perforatorler verir. Pedikül etrafında kas ile diseke edilir. Defekt sahası hazır olana kadar pedikül ayrılmaz.

Transfer zamanı gelince ligatürlenip alıcı sahaya götürülür. Anterior iliak krest angulus rekonstrüksiyonu için idealdir. Angulus olacak anterior iliak kret gluteus mediusa yapışık kalmalıdır. Aki takdirde avasküler nekroz olabilir (Lyons 2011, s. 235-240).

Bilgisayar destekli cerrahi gittikçe daha çok önem kazanmaktadır. 20 hastadan oluşan bir grupta 10 vakaya bilgisayar destekli vaskülarize iliak greft, diğer vakalarada konvansiyonel cerrahi uygulanmıştır. Sanal planlamanın transplantın iskemik kaldığı süreye, rekonstrüksiyon süresine etkisi araştırılmış. Sonuç olarak sanal planlama operasyon süresini de transplantın kanlanmasını da istatistiksel olarak anlamlı etkilemiştir (Ayoub ve ark 2014) (Şekil 1.1).



Şekil 1.1. İliak kret greftin sanal olarak görüntülenmesi (A, B) iliak kret ile mandibular rekonstrüksiyon (C, D) (Ayoub ve ark 2014 **Trials**)

Tablo 1.2. Vaskülarize fleplerin özellikleri (Hutchinson ve ark 2009 British Dental Journal)

	Fibula flep	**İliak kret flep**	**Scapula flep**
Kemik uzunluğu	20 cm	14 cm	10 cm
Kemik yüksekliği	17 mm	4 cm	3 cm
Kemik içeriği	Kortikal ağırlıklı	Büyük oranda kanselloz	Büyük oranda kanselloz
Kemik kalınlığı	17 mm	18 mm	10 mm
Pedikül uzunluğu	12 cm	6 cm	5 cm
Cilt kalınlığı	İnce	Kalın	En kalın
Primer kapatılabilecek cilt genişliği	3 cm	7 cm	8 cm

1.3.4. Greft Ve Fleplerin Fiksasyon Metodları

Mandibula rezeksiyonlarında ideal rekonstrüksiyon metodu arayışı devam etmektedir (Goh ve ark 2008). Mandibula yüzde hareketli ve stres taşıyan tek kemiktir. Mandibular rekonstrüksiyon alanına gelen çeşitli kuvvetler vida gevşemesi, plak kırığı, kemik kaybı ve rekostrüksiyonun başarısızlığı ile sonuçlanabilir (Wong ve ark 2011). Kompleks mandibular defektlerin mikrovasküler rekonstrüksiyonunda deep circumflex iliac arter (DCIA) flep, skapula, osteokutenoz radial flap en yaygın olarak da fibula flebi kullanılır (Disa ve Cordeiro 2000). Mikrocerrahide ya da greftlerin fiksasyonunda çeşitli yöntemler uygulanagelmiştir. Transosseoz bağlama, miniplaklar, rekonstrüksiyon plakları veya kilitli plaklar fiksasyon amacıyla kullanılan tekniklerdir (Strackee ve ark 2000). Sanal planlama ile rezeksiyon yapılan bifosfonat nekrozu, malignite veya

odontojen tümör vakalarında vaskülarize iliak kret rekonstrüksiyonu uygulandığında miniplak veya rekonstrüksiyon plağı uygulandığı gözlenmiştir (Ayoub ve ark 2014).

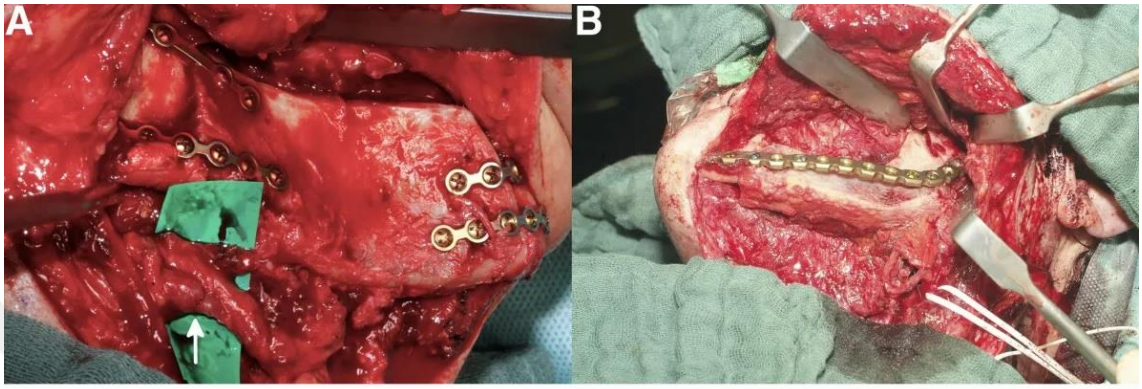
Tarsitano ve arkadaşları (2016) da fibula flep ile mandibula rekonstrüksiyonunda custom rekonstrüksiyon plakları ile klasik rekonstrüksiyon plaklarını karşılaştırmıştır. Angulus açısında sapma, bigonyal mesafe ve çene ucu protrüzyonunda custom plakların preoperatif pozisyona istatistiksel anlamlı olarak daha yakın olduğu görülmüştür. Kişiye özel rekonstrüksiyon plaklarının düz ve sinüs dalgalı olarak planlandığı bir sonlu eleman çalışmada sinüs dalgası şeklindeki rekonstrüksiyon plağının stres dağılımının daha iyi olduğu hem de greft ile yüzey alanının daha iyi olduğu için avantajlı olduğu savunulmuştur (Al- Ahmari ve ark 2015).

Knott ve arkadaşları (2007) segmental defekleri vaskülarize greftler ile rekonstrükte edildiği vakalarının retrospektif analizini yapmış. Vaskülarize greftleri rekonstrüksiyon plağı ile birleştirdiği 101 hastada vida gevşemesi ve plak ekspozunu en sık görüldüğünü rapor etmiş.

Fontana ve arkadaşları (2016) 14 poliüretan modelde 3 cm'lik lateral segmental defekt oluşturmuşlar ve 3 farklı fiksasyon tekniği ile fibula greft modelini ve segmentleri fikse etmişlerdir. Birinci grupta, 2 şer tane 2 mm lik miniplaklar ile her osteotomi bölgesi fikse edilmiştir. İkinci grupta 2,3 mm lik rekonstrüksiyon plağı, üçüncü grupta ise 2,7 mm lik rekonstrüksiyon plağı kullanılmıştır. Kilitli ve monokortikal vidalar kullanılmıştır. Modeller MTS cihazına okluzalden sabitlenip inferiordan çiğnemeyi taklit eden kuvvet uygulanmıştır. Modelin ve vidaların başarısızlığına neden olan maksimum kuvvet ve yer değiştirme not edilmiştir. Birinci grup 14,08 mm (±1,42 mm), ikinci grup 5,79 mm (±0,89 mm), üçüncü grup 6,03 mm (±1,59 mm) yer değişikliği göstermiştir. Birinci gruptaki yer değişikliği istatistiksel olarak anlamlıdır. Maksimum kuvvetler sırasıyla 616,4 N (±33,8N), 737,8N (±72,5N), 681 N (±68 N). Birinci ve ikinci grup arasında anlamlı fark olduğu görülmüştür. 2,3 mm lik rekonstrüksiyon plağının 2,7 ve 2 mm lik plaklara göre daha dayanıklı olduğu görülmüştür. Başarısızlığın vida ve modelde olduğu plakta denaturasyon olmadığı görülmüştür.

Al-Bustani ve arkadaşları (2016) segmental mandibula defektlerinde fibula ile rekonstrüksiyon yapılan 25 vakada miniplak ve rekonstrüksiyon plağı kullanımını değerlendirmişlerdir. Miniplak grubunda plak çıkarma gereksinimi ve enfeksiyon daha

fazla olduğu görülmüştür. Fibula greft rekonstrüksiyonunda miniplak ve rekonstrüksiyon plağı kullanımını kıyaslayan çalışmalar mevcuttur (Robey ve ark 2008, Zhang ve ark 2019). 5 adet retrospektif çalışmanın dahil edildiği fibula rekonstrüksiyonda miniplak ve rekonstrüksiyon plağının karşılaştırıldığı metaanaliz sonucunuda iki tekniğin de fiksasyon için uygun olduğu ancak miniplak kullanılan vakalarda komplikasyon oranının daha fazla olduğu rapor edilmiştir.



Şekil 1.2. Vaskülarize fleplerin kemik komponenti mandibulaya miniplaklar (A) veya rekonsrüksiyon plağı (B) ile fikse edilebilir. (Ayoub ve ark 2014, **Trials.**)

1.3.5. Moduler Endoprotezler

Travma ya da onkolojik rezeksiyonlar sonrasında oluşan defektlerin rekonstrüksiyonunda mikrovasküler flepler gold standart olarak görülmektedirler. Ancak uzun operasyon süresi, geç fonksiyon, uzun iyileşme süresi bu tedavinin birer handikapıdır (Wong ve ark 2012). Simante ya da presli endoprotezler ortopedide uzun yıllar kullanılmıştır (Callaghan ve ark 2000). Simanlı endoprotezlerin kullanımı da kuşkuludur çünkü siman mandibula parçalarının içine yerleşen kök (stem) kısmının aseptik bir şekilde gevşemesine neden olur. Bu nedenle vidalanan veya baskı ile uygulanan endoprotezler uygulanmaktadır (Huiskes, 1991).

Lee ve arkadaşları (2008) hayvan deneyinde simante modular endoprotezlerin başarısını araştırmışlardır. Simanın etrafında fibroz dokusu oluştuğu görülmüştür. Kondiler protezler de de bir takım problemler yaşanmakla birlikte çiğneme kuvvetlerine iyi mukavemet ettiği görülmüştür (Goh ve ark 2009).

Birinci jenerasyon endoprotezler üç parçadan oluşup simante tiptedir (Tideman ve Lee 2006). Endoprotezlerde en sık karşılaşılan problem modülleri birleştiren vidada gevşemedir (Wong ve ark 2017).

Wong ve arkadaşları (2012) erkek ve dişi paçadan oluşan mandibulaya vidalanan iki yapıdan oluşan üçüncü jenerasyon endoprotezi test etmişlerdir. Bu iki yapı da birbirine 0,1 mm harekete imkan veren dove tail denilen bir yapı ile bir vida yardımıyla bağlanır. Tüm yapı titanyumdan oluşmaktadır. Kök dediğimiz vidanın uzunluğu 18 mm çapı 4 mm dir. Protezin gövde kısmı 15 mm uzunluğunda, 8,5 mm kalınlığında 16 mm yüksekliğindedir. 8 poliüretan modele bu endoprotezler uygulanır. 3 model 500 N kadar statik teste tabi tutulmuştur. Ultimate strength belirlendikten sonra döngüsel (cyclic) yükleme ile yorgunluk testi bakılmıştır. American Society of Testing Materials (1999) e göre döngüsel yüklemede ultimate strength' in %8-80 arasında yüklemeler yapılır. Isınma oluşmaması için 2Hz frekans ile sikluslar halinde yükleme yapılmıştır. Ultimate strength yani fail e sebep olan kuvvet 185 N olarak bulunmuştur. Dinamik test 10-150 N arasında uygulanmıştır. Median 9327 siklusta fail gerçekleştiği rapor edilmiştir. Deney kök denilen stem kısmın kırılması ile sonlanmıştır. Bu çalışmada üçüncü jenerasyon modüler endoprotezin mekanik özellikleri test edilmiştir. Endoprotezin gövde kısmı ile mandibulanın uçlarının teması önemlidir. Aradaki küçük boşluklar köklerde bendinge neden olur. Wong ve arkadaşları (2012) endoprotezin sonlu eleman çalışmasını da yapmışlardır. Dişi parçanın kökle birleştiği alanda, erkek parçanın tabanında ve erkek parçanın kökle birleştiği alanda stres oluştuğu görülmektedir. Yine aynı sonlu eleman çalışmada defekt büyüklüğü arttıkça modüller arasında ayrılma artar. Simfize daha yakın defektlerde de komplikasyon olasılığı artar. Çünkü simfiz bölgesinde endoprotezi torsiyon, dorso-ventral kayma, rotasyon ve medial konverjansa da mukavemet etmesi gereklidir (Wong ve arkadaşları, 2012). Ayrıca mandibulada kuvvetler vertikal gelmemektedir. Ağız ortamındaki ısı değişimleri genleşme ve büzülmelere de sebep olmaktadır (Wong ve arkadaşları, 2007).

Lye ve arkadaşları (2011) maymunlarda simante endoprotezler kullanmış ve ısı değişikliklerinin bu protezlere etkisini test etmiştir ve ısının major etkisi olmadığını rapor etmiştir. Üç parça modülden oluşan sistem 15 mm uzunluğunda 12 mm yüksekliğinde tasarlanmıştır. Kökler ise 10 mm uzunluğunda ve 7 mm yüksekliğinde planlanmıştır ve siman ile uygulanmıştır (Lye ve ark 2011).

Chanchareonsook ve arkadaşları (2014) hidroksiapatit kaplı simansiz endoprotezleri maymunlar üzerinde test etmişlerdir. Gövde kısmı 15 mm uzunluğunda 12 mm yüksekliğinde tasarlanmıştır. Kökler ise 12 mm uzunluğunda tapered formda üretilmiştir. Histolojik incelemenin yanısıra mekanik inceleme de yapılmıştır. İpsilateral

yüklemede 110,3 N/mm, kontralateral yükleme yapıldığında 164,9 N/mm stiffnes gözlenmiştir.

Bu çalışmalar sonucunda mandibular gövdenin modüler endoprotezler ile rekonstrüksüyonunda modül birleşiminde gevşeme, enfeksiyon, kemik rezorbsiyonu gibi problemler gelişebilir. Ancak bu protezler ramus kondil replasmanında problemsiz iyileşme gösterirler (Wong ve ark 2012).

Endoprotezlerin ortopedide olduğu gibi mandibulada başarı ile kullanılıp kullanılamayacağı belirsizdir. İdeal kök uzunluğu, hangi boyuttaki defektlerin reknstrüksiyonunda kullanılabileceği hususundaki araştırmalar devam etmektedir.ayrıca ağız ortamında ısı değişiklikleri, yumuşak dokunun etkisi ya da ağız ortamındaki mikroorganizmaların etkisi belirsizdir (Chanchareonsook ve ark 2014).

1.3.6. Kişiye Özel (Custom) Plaklar

Komplike mandibula rekostrüksiyonuna kişiye özel tasarım implantlar ile yaklaşım konvansiyonel rekonstrüksiyon plaklarından bir adım öndedir. Öncelikle kişiye özel plaklar operasyon sırasında büküm gerektirmezler ve pasif uyum sağlarlar. Ayrıca klasik rekonstrüksiyon plaklarında karşılaşılan başarısızlık nedenleri gözönüne alınarak dizayn esnasında daha dayanıklı bir yapı planlanabilmektedir.(Rendenbach ve ark 2017).

Lee ve arkadaşları (2018) dilde tekrarlayan bir kanser vakasında mandibula rezeksiyonu sonrasında kişiye özel plak yerleştirerek yüz simetrisini yakalamışlardır. Dilin rekonstrüksiyonu ve plağın üzerini örtecek yumuşak doku rekonstrüksiyonu ALT flep ile sağlanırken mandibula için ayrıca kemik augmentasyonu planlanmamış sadece custom plak ile rekonstrüksiyon uygulanmıştır. Böylece kemik rekonstrüksiyon ile ameliyat süreci uzatılmamış hem de donor saha da ayrıca kemik defekti de oluşturulmamış olduğu iddia edilmiştir.

Son zamanlarda gelişen teknoloji ile CAD-CAM sistemler rekonstrüksiyon cerrahisine giriş sağlamıştır. Ameliyat öncesinde ameliyatın simülasyonu sağlanıp rekonstrüksiyon plakları önceden üretilebilinmektedir (Cohen ve ark 2009). Oh (2018) CAD-CAM in cerrahiye katkısını değerlendirmiş ve 3D printing ile CAD-CAM destekli cerrahiler ile kişiye özgü plaklar, daha planlı cerrahiler gerçekleştirilebileceğini belirtmiştir.

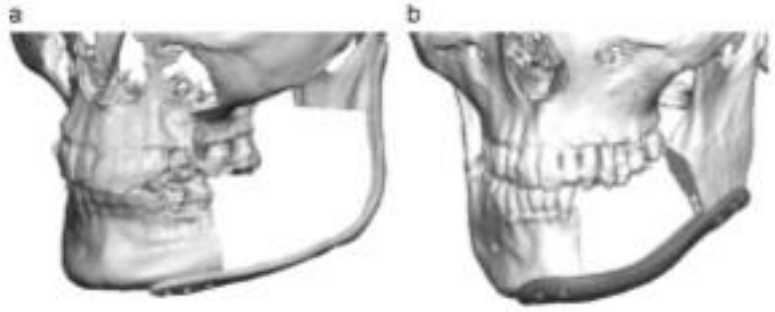
Cerrahi için üretilecek rekonstrüksiyon plağı iki şekilde üretilebilir. Substraktif ve additif yolla üretilebilir. Ayrıca bir de geleneksel yöntem olan formatif üretim sözkonusudur. Revetman yoluyla üretim buna bir örnektir. Aslında diş hekimliğinde kron, hareketli protezlerin üretiminde bu yöntem de kullanılır. Titanyum ve alaşımları (Ti-6AL-4V, Ti-15V, Ti-20 V, Ti-3Pd) mekanik olarak korozyona dayanıklılık olarak çok iyi sonuçlar sağlar ancak polimerizasyon büzülmesi ve materyalin ekspansiyonu pasif oturmayı çok güçleştirir. Substraktif yöntem formatif yönteme göre daha iyi oturma sağlar (Nasr ve ark 2014). Substraktif üretimde CNC (computer numerical control) milleme yapılarak kazıma yoluyla komplike şekilli ürünler üretilir. Ancak bu yolla üretimde çok fazla materyal boşa gider (Oh 2018). %80 kadar materyalin bu yöntemle üretimde boşa gittiği rapor edilmiştir (Nasr ve ark 2014). Additif üretimde metal lazer sinterleme, elektron beam melting, laser engineered shaping (LENS) gibi yöntemler ile sağlanır. Selektif lazer sinterlemede yüksek enerjili lazer metal tozlarını 3D CAD e göre solid forma dönüştürür. Lazer sinterlemenin fonksiyonel kullanıma hazır materyal üretmesi avantajlarındandır. Yavaş olması, pahalı olması, boyut kısıtlaması dezavantajlarındandır. Elektron beam melting de lazer sinterleme ile aynı metodla üretim sağlar. Yavaş soğutma sağlayarak çatlak oluşumunu engeller (Oh 2018). Selektif lazer sinterleme ve lazer melting medikal implantların üretiminde en çok kabul gören tekniktir (Kruth ve ark 2005).

Elektron beam melting güçlü bir elektrik akımı yardımı ile titanyum tozları daha yoğun bir kitleye çevirebilir. Elektron beam melting kraniyal implantlarda kontrollü porozite istendiğinde bunu sağlayarak daha hafif ve fonksiyonel implantlarda oluşturabilir (Nasr ve ark 2014). Elektron beam melting yüzey porozitesinde de kullanılan tekniklerden biridir. İn vivo hayvan çalışmalarında plazma sprey ile elekton beam melting yüzey pürüzlülüğü değerlendirildiğinde elektron beam melting'in kayma kuvvetlerine daha iyi direnç gösterdiği rapor edilmiştir (Oh 2018).

3D modellemede Mimics (Materialise, Leuven, Belgium), SolidWorks (Dassault Systemes, Velizy-Villacoublay, France), Amira (FEI Visualization Sciences Group, Merignac, France), Rhino (Robert McNeel & Associates, Seattle, WA, USA), ve SurgiCase CMF (Materialise, Leuven, Belgium) programları kullanılabilir. Zprinter ve Projet (3D Systems, Rock Hill, SC, USA) ve Alaris (Objet Limited, Rehovot, Israel) software i yazmak için kullanılır (Oh 2018).

Tomografilerde 2D DICOM dosyalar 3D STL formata dönüştürülür. Kafatası modeli elde edildikten sonra sanal olarak rezeksiyon yapılır. Ayna görüntüsü ile rekonstrüksiyon amacıyla kişiye özel implant sanal olarak üretilir. Bu data CAM software ile print edilir (Oh 2018).

Modabber ve arkadaşları (2012) 5 rezeksiyon ve rekonstrüksiyonu sanal olarak planlanmış mandibula ile 15 konvansiyonel tekniği karşılaştırmışlar. Sanal planlamanın transplantın iskemisini azalttığı operasyon süresini kısalttığı ve estetik sonucun daha iyi olduğu gözlenmiştir (Modabber ve ark 2012).



Şekil1.3. İki rezeksiyon vakasına göre planlanmış kişiye özel plaklar (Narra ve arkadaşları,2014 **Journal of Biomechanics**)

Markwardt ve arkadaşları (2013) 30 taze domuz mandibulasında segmental defekt rekonstrüksiyonunda iki farklı özel tasarlanmış mandibular implantı karşılaştırmıştır. 1. grupta mandibulaya defekt oluşturulmamış kontrol grubu olarak tasarlanmış. 2. gruba tek parça defekt boşluğunu dolduran lineer vidalarla tutturulan bir implant, 3. gruba ise iki parçadan oluşan implant tasarlanmış. Gruplar statik ve dinamik teste tabi tutulmuş. Her gruptan 1 model pilot olarak dinamik teste tabi tutulmuş. Gruplar arasında anlamlı fark olmazken iki parça olarak tasarlanmış implantın biraz daha üstün olduğu gözlenmiştir (Markwardt ve ark 2013).

1.3.7. Biyomekanik Çalışmalar

Çenelerde ortognatik cerrahilerde, travma vakalarında ve rezeksiyon cerrahilerinde özellikle mandibulada ideal fiksasyon ve rekonstrüksiyon metodu arayışı çeşitli biyomekanik çalışmaların yapılmasına neden olmuştur.

Wong ve arkadaşları rekonstrükte edilen mandibulaların biyomekanik çalışmalarında kullanılan biyomekanik modelleri derlemiştir. Mandibula rekonstrüksiyonunun biyomekanik değerlendirilmesinde fiziksel ve sanal modeller kullanılmaktadir. Wong ve arkadaşları 17 makaleyi tarayarak model analizlerinin eksik

ve avantajlı yönlerini rapor etmiştir. Bilgisayar modelleri sonlu eleman analizi yaparak internal stres dağılımını ve maksimum stres biriken alanı tespit ederek olası başarısızlıkları önceden tahmin eder. Fiziksel modeller ise yorulma direnci ve kırılma dayanıklılığını ölçer. Biyomekanik modelleme çalışmaları hayvan deneylerini azaltır. Bilgisayar modelleme dinamik, statik ve kinematik olmak üzere üç çeşittir. Statik modelde sonlu eleman analizi yapılarak yükler ve kas kuvvetleri sonucunda mandibulanın deformasyonu değerlendirilir. Dinamik model kas çekişi ve kuvvetini ölçmek amaçlıdır. Kinematik model ise mandibula hareketlerine odaklanır. Homojen ve basit geometriye sahip cisimlerde stress ve gerilme ölçümü basitken, kompleks geometrisi olan cisimlerde sonlu eleman metodu ile cisimler daha küçük elementlerine ayrıştırılarak incelenir (Wong ve ark 2010).

Fotoelastik analiz

Sato ve arkadaşları (2010) sagital split osteotomisinde 4 farklı fiksasyon çeşidini hem poliüretan mandibulada Instron cihazı ile lineer yükleme yaparak karşılaştırmış hem de fotoelastik analiz yöntemi ile incelemiştir. 90 derece lineer 3 vida 60 derece lineer 3 vida, ters L şeklinde 3 vida ve bir miniplak fiksasyonu karşılaştırılmış. Vida açısının önemli olduğu sonucuna varılmıştır.

Fotoelastik stres analiz yöntemi karışık yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve gerilimleri gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştüren bu yöntemde analiz edilecek yapının fotoelastik materyalden iki veya üç boyutlu bir modeli elde edilir. Modele özel şartlarda yüklemeler yapılır ve oluşan stresler Polariskop yardımıyla tespit edilir (Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 96-111).

Yı ve arkadaşları (1999) fotoelastik epoksi modeller üzerinde rekonstrüksiyon plaklarının olası başarısızlık nedenlerini incelemişlerdir. Rekonstrüksiyon plaklarını her iki uçtan 2, 3 ve 4 vida ile fikse etmişlerdir. Mandibulaları 20-40-80 N yüklemişlerdir. Vidalar eterafındaki stres çizgileri analiz edilmiştir. Fonksiyonel yükleme esnasında oluşan kayma kuvvetlerinin vida etrafında stres oluşturduğu bu nedenle de kemik rezorbsiyonu ve vida gevşemesine neden olduğu sonucuna varmışlardır.

Sonlu eleman analizleri

Bu analiz yöntemi, sanal olarak tabiatın taklit edilmesidir. Sonlu elemanlar metodu, fiziksel modelleri tarif eden matematiksel denklemlere sayısal çözüm getiren, çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniklerindendir. Bu yöntemin uygulanması

sırasında eş zamanlı aritmetik işlemler uygulandığından bilgisayar üzerinde analiz yapılır. Sonlu elemanlar yöntemi mühendislik uygulamalarında karşılaşılan zorlukları aşmak için kullanılmaktadır. Mühendislik yapılarının tamamı her koşulda denemeye uygun değildir. Bu nedenle sonlu eleman analizinde modellenen yapı sanki bir etki altındaymış gibi incelenebilmektedir (Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 113- 115).

İlk olarak mühendislerce geliştirilmiş olan bu metod öncelikle gerilim analizi analizi için kullanılmıştır. Bu uygulamalarda, bir büyüklük alanı hesaplanır. Stres analizinde bu değer deplasman alanı veya stres alanı, ısı analizinde sıcaklık alanı veya ısı akışı, akışkan problemlerinde ise akım fonksiyonu veya hız potansiyel fonksiyonu olarak belirlenir (Çankaya 2005).

Sonlu elemanlar metodu, karmaşık problemlerin basit alt problemlere ayrılarak alt birimleri kendi içinde çözüleyerek sonuca varır. Bu yöntemin temel prensibi her cismin belli sayıda küçük parçalara bölünmesi ve bunların birbirleriyle komşuluk yapan köşelerinde oluşturulan noktaları ile temasta olmalarıdır (Çankaya 2005). Yöntemde çözümü istenen geometrik cisme (ör: alt çene kemiği) ait problemin tam olarak formüle edilmesinin güçlüğü nedeniyle hesaplanması daha kolay önceden bilinen küçük geometrik birimlere (ör; çubuk, üçgen, dörtgen, dörtgenler prizması ve piramit) bölünmektedir. Tüm yapı davranışı daha önce belirlenmiş olan bu geometrik birimlere "eleman" (element), elemanlara bölünmüş geometrik cisme "matematiksel model" ve bu elemanları birleştiren köşe noktalarına "düğüm" (node) adı verilir (Brauer 1993).

Oluşturulan matematiksel modelde sisteme dışarıdan bir kuvvet uygulanarak elemanlar, kendi materyal özelliklerine ve geometrik kenar koşullarına göre deforme olurlar. Elemanlardaki bu deformasyonlar sonucu stres ve gerinim oluşur. Tüm sistemi etkileyen deformasyonların ve streslerin toplamı sistem içi ve sistem dışı kuvvetlerin denge hali olarak tanımlanır (Demirel 1992).

Sistemi oluşturan her elemandaki deplasmanlar fonksiyonların lineer kombinasyonları olarak analiz edilir ve bu kombinasyon komşu elamanlarda devam eder. Ana yapının potansiyel enerjisi, düğümlerin birleştiği elemanların potansiyel enerji toplamına eşittir. Sistemin gerçekçi bir incelemeye tabi tutulması için kullanılacak elaman sayısı yeterli olmalıdır. Eleman sayısındaki artış çözülmesi gereken denklem sayısının artmasına neden olmaktadır (Çankaya 2005, Demirel 1992).

Sonlu elemanlar metodunda temel fikir, sürekli fonksiyonları, bölgesel sürekli fonksiyonlar (genellikle polinomlar) ile temsil etmektir. Bunun anlamı, bir eleman içerisinde hesaplanması istenen büyüklük (ör: deplasmanın) değerinin, o elemanın düğümlerindeki değerler kullanılarak hesaplanmasıdır (Çankaya 2005). Bu nedenle, sonlu elemanlar metodunda bilinmeyen ve hesaplanması istenen değerler düğümlerdeki değerlerdir. Belirli bir prensip (ör: enerjinin minimum olması prensibi) kullanılarak, büyüklük alanının düğümlerdeki değerleri için bir denklem takımı elde edilir

Rekonstruktte edilmiş mandibulaların sonlu eleman analizi kısıtlıdır. Curtis ve arkadaşları (1999) sol hemimandibulektomi vakalarını bilgisayarda simule edip okluzal kuvvetleri değerlendirmiştir. Sonra gerçek hastalarda da ısırma kuvvetlerini ölçüp karşılaştırmıştır. Mandibula rezeksiyon vakalarında sağlıklı mandibulaya göre ısırma kuvveti anlamlı olarak azalırken, bilgisayar simülasyonu da buna uyumlu sonuç vermiştir (Curtis ve ark 1999). Wittkampf ve Starmans (1995) marjinal rezeksiyon sonrası stresin yoğunlaştığı alanların rezeksiyon köşeleri olduğu, mandibula kırıklarının bu köşelerden gerçekleştiğini tespit etmiş. Bu köşelerin geniş açılı olması ve ipsilateral koronoidektominin mandibula kırığını engelleyeceğini iddia etmiştir. Kimura ve arkadaşları (2006) mandibulada devamlılık defektlerinin köprülenmesinde plak ve vidalardaki stres dağılımını incelemiştir. 300 N çiğneme kuvveti uygulandığında rezeksiyon sınırına en yakın vidada ve yüklemenin yapılmadığı taraftaki plakta stresin yoğun olduğu görülmüştür. Santral defektlerde ise stresin fazla olduğu görülmüştür (Kimura ve ark 2006).

Knoll ve arkadaşları (2006) segmental mandibular defektlerde rekonstrüksiyon plakların (2,7mm) ve sanal olarak tasarlanmış mandibula genişliğindeki plakların değişik vida konfigürasyonlarını (üçgen ve kare) sonlu eleman yöntemi ile karşılaştırmış. Kontralateralden 135 N luk kuvvet uygulanarak test edilmiş. Kemik vida ve plak üzerindeki stresleri analiz etmiş. Üçgen ve kare şeklindeki vida konfigürasyonunu lineer vida konfigürasyonuna üstün bulmuşlar (Knoll ve ark 2006).

Tie ve arkadaşları (2006) serbest fibula ve serbest iliak kret ile rekonstrükte edilmiş mandibulaları sonlu eleman analizi ile değerlendirmiş. İliak kret ile rekonstrüksiyonda stres dağılımını sağlıklı mandibulaya benzer olduğu görülmüştür. Ancak fibula ile rekonstrüksiyonda mandibula ile graft arasında maksimum stres gözlenmiştir. İliak greft ile temas alanının daha iyi olması ısırma kuvvetinin iletiminin daha iyi olmasını sağlar. Bu araştırmacılar kısa defektlerde iliak grefti önermişlerdir.

Schuller ve arkadaşları (2009) anterior ve lateral defektlerde rekonstrüksyon plağını kaudal ve bukkal pozisyona yerleştirmişler. Anterior ve lateral defektlerde greftli kaudal ve bukkal rekonstrüksiyon plağı bulunan versiyonlar da değerlendirilmiş. Toplam 6 grup değerlendirilmiş. Grefti ayrıca mikroplaklarla da tutturmuşlardır. 50 N luk ısırma kuvveti uygulanmıştır. Kaudal pozisyondaki plağın vidalarında daha az stres oluştuğu gözlenmiştir (Schuller ve ark 2009). Postoperatif 2 haftalık dönemde sonlu eleman analizde ısırma kuvveti 50 N olarak tespit edilmiştir (Korkmaz 2007).

Narra ve arkadaşları (2014) kişiye özel dizayn rekonstrüksiyon plaklarını iki farklı vaka üzerinde sonlu eleman metodu ile değerlendirmişlerdir. İlk vakada angulus ve korpus defekti kaudalden vidalanan ince bir rekonstrüksiyon plağı, korpus defekti bulunan ikinci vakada kaudal ve bukkale uzanan kalın bir rekonstrüksiyon plağı uygulanmıştır. İlkine 3' er lineer vida ikinciye ise 4' er tane kaudal ve bukkale köşeli vidalar uygulanmıştır. Defekte komşu vidalarda maksimum stres gözlenmiştir. İnce olan plak stres absorbsiyonuna izin vermiştir.

Sonlu eleman analizleri internal kuvvetleri ve stresleri bilgisayar üzerindeki modellerde tanımlayarak kırılma potansiyeli olan bölgeyi tahmin eder. Her rekonstrüksiyon şeklinin gücünü ve yorulma performansını test etmek için mekanik testlere ihtiyaç vardır. Tek başına sonlu eleman analizleri yeterli olmaz (Wong ve ark 2011).

Servohidrolik testler

Fiziksel modeller ile uygulanan bu biyomekanik testler yorulma direnci ve kırılma dayanıklılığını ölçer. Kadavra ve hayvan kaynaklı fiziksel biyomodellerde boyutsal farklılıklar, standart boyda modeller olmamaları bir dezavantajdır. Kadavra kaynaklı modeller oldukça pahalıdır. Ayrıca yorgunluk testlerinde materyalin taze olmaması veya suyunu yitirmiş olması özelliklerini etkiyecektir. Kemikleri taklit eden canlı olmayan malzemeler önerilmiştir (Örneğin, meşe ağacı ya da sentetik ürünler). Poliüretan ıslak taze mandibulanın özelliklerini taklit eder. Yorgunluk ve kırılma testlerinde bu modeller kullanılabilir. Kırılma testinde uygulanan statik streste kırılma meydana gelir (Tensil güç). Döngüsel (cyclic) yükleme ise minimum ve maksimum stres arasında değişen değerlerde sürekli yükleme yapmak demektir. Döngüsel yüklemede mikroçatlaklar oluşur ve sonunda kırık oluşur. Yorgunluk testinde kırık oluşturan kuvvet tensile gücünden daha düşüktür (Wong ve ark 2010).

Döngüsel yüklemede statik yüklemeden daha çabuk fail gerçekleşir. (Bell, 1998). Flanagan ve arkadaşları (2008) insan ısırma kuvveti analizi yapmıştır. Dişli mandibulada 244 ila 1243 N arası ortalama 720 N ısırma kuvveti vardır. Genç bir erkek bireyde maksimum ısırmanın ¾ ü kadar kuvvet uygular. Günde 325 kez kuvvet uygulanmaktadır (Flanagan ve ark 2008). Bu kuvvetler rezeksiyon sonrasında molar bölgesinde %76 oranında, insisalde %59 oranında düşer (Wong ve ark 2010). Mandibula rezeksiyonu uygulanan hastalarda 28-190 N arası maksimum ısırma kuvveti olduğu rapor edilmiştir (Wedel ve ark 1994).

Özden ve arkadaşları (2006) koyun mandibulalarında sagital split uygulayarak 9 farklı fiksasyon metodununu 3 nokta biyomekanik teste tabi tutarak stabilitelerini test etmiştir. Ters L formundaki lag vidanın en iyi stabiliteyi verdiğini rapor etmiştir. Bohluli ve arkadaşları (2010) sentetik mandibula üzerinde yaptığı çalışmasında ters L lag vida fiksasyonunu destekleyen sonuçlar önermiştir. Ribeiro-Junior ve arkadaşları (2010) sagital split osteotomisinde 9 farklı fiksasyon çeşidini poliüretan model üzerinde 3 nokta biyomekanik teste tabi tutmuşlar lag vida destekli miniplağın daha iyi stabilite sunduğunu rapor etmişlerdir. Ortognatik cerrahilerde fiksasyon metodlarının karşılaştırılmasında servohidrolik testler yaygın olarak uygulanmaktadır (Özden ve ark 2006).

Cural ve arkadaşları (2018) 32 hemimandibulada angulus kırıklarına in vitro koşulda 4 farklı fiksasyon uygulamışlar ve servohidridrolik teste tabi tutumulardır. Molara 40 N kuvvet uygulayarak test edilmiştir. Titanyum miniplak, rezorbe plak ve vida, rezorbe plak ve vida ve kemik adesivleri karşılaştırılmış. 4 grupta benzer biyomekanik özellikler göstermiştir. Load displacement grafiği değerlendirilmiştir. Maksimum load ve maksimum yerdeğişikliği ve 0,1 ila 2 mm arasında belli yer değişikliklerine neden olan kuvvetler değerlendirilmiş.

Haug ve arkadaşları (2002) 100 tane sentetik mandibulada dinamik kompresyon plağını, kilitli adaptasyon plağını, adaptasyon plağını, minidinamik kompresyon plağını ve kontrol grubunu karşılaştırmış. Medialden laterale, lateralden mediale, anteriordan posteriora Instron 1331 ile servohidrolik test uygulandır. Torsiyonel kuvvet altında yer değişikliği de Instron 8521 ile uygulanmıştır. 5’ er mandibuladan oluşan gruplar şeklinde incelenmiştir. Minidinamik kompresyon plağı diğer gruplara göre en iyi performansı göstermiştir.

Medeiros ve arkadaşları (2016) 25 poliüretan mandibula modelinde angulus kontralateralde korpusta kırık oluşturmuşlar. Birinci gruba korpusa 4 delikli bir miniplak, angulus eksternal oblik sırta miniplak yerleştirilmiş. İkinci gruba korpusa 6 delikli boşluklu angulus eksternal oblik sırta miniplak yerleştirilmiş. Üçüncü gruba 4 delikli boşluklu kilitli plak ve angulus eksternal oblik sırta miniplak yerleştirilmiş. Dördüncü gruba korpusa iki adet 4 delikli boşluklu plak angulus eksternal oblik sırta miniplak yerleştirilmiş. Beşinci gruba korpusa iki adet 4 delikli plak, angulusa da iki adet plak yerleştirlimiş. Instron 4411 (Instron Corp, Norwood, MA) cihazı ile insizalden vertikal lineer kuvvet uygulanmış. Maksimum kuvvet, 3, 5, 7 mm yer değişikliğine sebep olan kuvvetler rapor edilmiştir. Dördüncü grup en yüksek mekanik dayanıklılık göstermiştir (de Medeiros ve ark 2016). Travma vakalarında da biyomekanik testler sıklıkla yapılmaktadır (Alkan ve ark 2007, Haug ve ark 2002).

Biyomekanik çalışmalarda yükleme, yer değişikliği ve bunların oranı değerlendirilir. Fiksasyon amacıyla kullanılan sistemin kalıcı deformasyona uğradığı kuvvete deforme eden kuvvet (yield load) denir. Fiksasyon sisteminde kalıcı deformasyonun meydana geldiği yer değişikliğine deforme eden yer değişikliği (yield displacement) denir. Kuvvet ile yer değişikliği arasındaki orana stiffnes denmektedir. Biyomekanik çalışmalarda bu veriler değerlendirilmektedir (Haug ve ark 2002, Peterson ve ark 2005).

Talwar ve arkadaşları (1998) bilateral kondil kırıklarında ısırma kuvvetlerini incelemişlerdir. Açık ve kapalı tedavi uygulanmış 22 hastada ve kontrol grubu olarak da sağlıklı mandibulalarda ısırma kuvvetleri değerlendirilmiştir. Postoperatif 6. haftada molarlarda ısırma kuvveti 161,7 N-169,5 N civarındadır. Kontrol grubunda ise 430- 440 N civarındadır.

Doty ve arkadaşları (2004) 32 poliüretan mandibulada 4 cm lik defektler oluşturmuş. Ve bu defektlere 3,0 kilitli rekonstrüksiyon plağı, 2,4 rekonstrüksiyon plağı ve 2,4 düşük profil rekonstrüksiyon plağı uygulamış. Bir grubada rezeksiyon uygulanmadan sağlıklı mandibula olarak kontrol grubu olarak teste tabi tutulmuş. Her gruptan 3’ er tane modele kontralateral molara plastik deformasyon olana dek yük uygulanmış ve yük/ yer değişikliği grafiği elde edilmiş. Her gruptan 5’ er modele ise fail meydana gelene dek döngüsel (cyclic) kuvvet uygulanmış. Kaç siklüste sistemin başarısız olduğu ve başarısız olma nedeni not edilmiş. Her üç plak tipi de benzer biyomekanik özellikler gösterirken düşük profil rekonstrüksiyon plağı yorgunluk

direnci de diğer gruplara göre az bulunmuş. Plak kırıkları ise defektin büyüklüğü ile ilişkilendirilmiş.

Schupp ve arkadaşları (2007) korpusta oluşturulan segmental defekte 2,4 çapında kilitli vida plak, 2,4 mm çapında kilitli olmayan vida ve kilitli plak, 2,7 mm rekonstrüksiyon plağı, 1 mm offset ile uyumlandırılmış 2,4 mm kilitli plak uygulanan gruplar servohidrolik teste tabi tutulmuşlar. Kontralateral premolara 250000 siklüse kadar 30-300 N döngüsel kuvvet uygulanarak test edildiğinde 2,7 mm rekonstrüksiyon plağının daha stabil olduğu görülmüştür. Yine aynı çalışmada plağın kemikten 1 mm uzakta olacak şekilde uyumlandırılması stabiliteye etki etmemiştir.

Strackee ve arkadaşları (2000) fibula greftin fiksasyonunda kullanılan üç farklı osteosentezin karşılaştırmasını tensometer ile uyguladıkları kompresyon ve torsiyon testleri ile ölçmüşlerdir. Sırasıyla miniplaklar, kemik stapleri, intraosseoz telleme en stabil sonuçları vermiştir.

Gutwald ve arkadaşları (2017) lateral segmental defektlerde custom barlı rekonstrüksiyon plağı ile standart rekonstrüksiyon plağının servohidrolik test ve sonlu eleman analizi ile biyomekanik testlerini yapmıştır. Yorgunluk performansı (modellerin yarısının başarısız olduğu siklüs sayısı) analizi yapılmıştır. Standart plaklar (profil yüksekliği 2,8 mm genişliği 5,5 mm köşede, 4,3 mm diğer yerlerde) ile custom plaklar (profil yüksekliği 2,8 mm genişliği 6,5 mm köşede, 5,5 mm diğer yerlerde ve defekt alanında deliksiz olacak şekilde) karşılaştırılmıştır. Plaklar her iki segmente 4 er kilitli vida (2,7 mm çapında 18 mm uzunluğunda) sabitlenmiştir. Schupp ve arkadaşlarının (2007) tarif ettiği gibi iki kondil ve insisalden desteklenip angulusların altından kuvvet uygulanmıştır. Custom plak ile plağın süperior sınırındaki maksimum stress 517 Mpa dan 393Mpa ya düşürülebilmiştir.yorgunluk performansı custom plaklarda 650 N iken standart plakta 475 N bulunmuştur. Plak kırığı her iki gruptada süperiordan rezeksiyonun posteriorundan 3 ve 4. vidalar arasından gerçekleşir (Gutwald ve ark 2017).

Bütün bu bilgiler ışığında travma, tümör ve osteoradyonekroz maksillofasiyal bölgede geniş mandibular defektlere neden olabilir. Defekti köprülemek amacıyla kemik grefti kullanarak veya kullanmadan osteosentez yapılması gereklidir. Bu çalışmanın amacı segmental defektlerde rekonstrüksiyon plağı ile kaudal ve bukkalden

uygulanan ve vidalanan kişiye özel üretilen custom rekonstrüksiyon plağının biyomekanik dayanıklılığını karşılaştırmaktır.

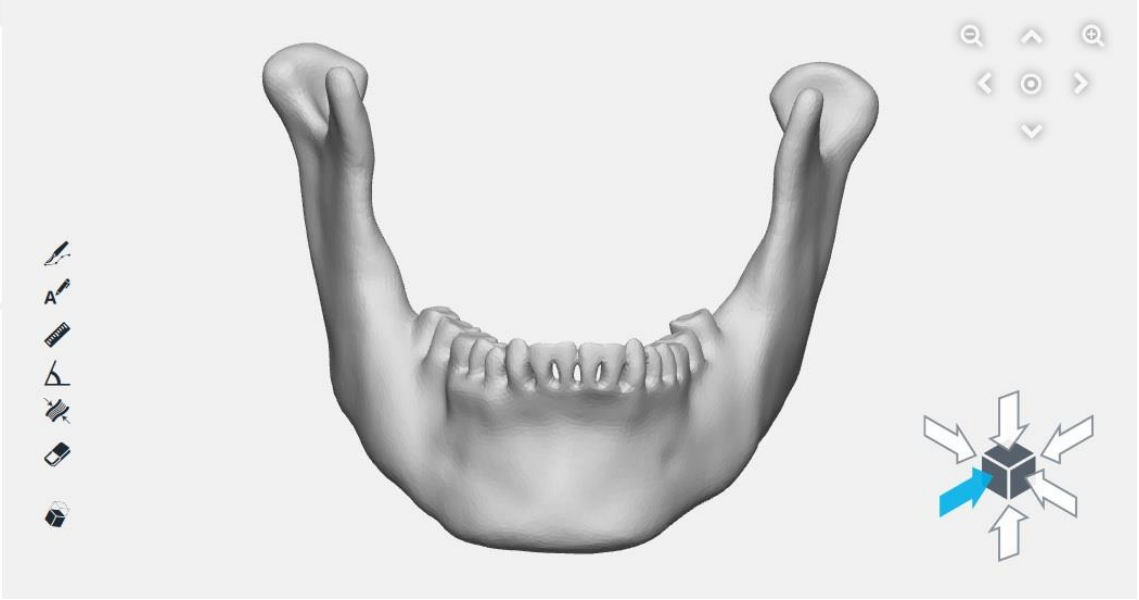
(HO: Laterant segmental mandibula defketlerininin kaudal ve bukkalden uygulanan custom rekonstrüksiyon plağı ile fiksasyonu ile kilitli konvansiyonel rekonstrüksiyon plağı ile fiksasyonunun biyomekanik dayanımı benzerdir. H1: Lateral Segmental mandibula defektlerinin kaudal ve bukkalden uygulanan custom rekonstrüksiyon plağı ile fiksasyonunun biyomekanik dayanımı aynı defektin kilitli konvansiyonel rekonstrüksiyon plağı ile fiksasyonun biyomekanik dayanımından üstündür.)

2. GEREÇ ve YÖNTEM

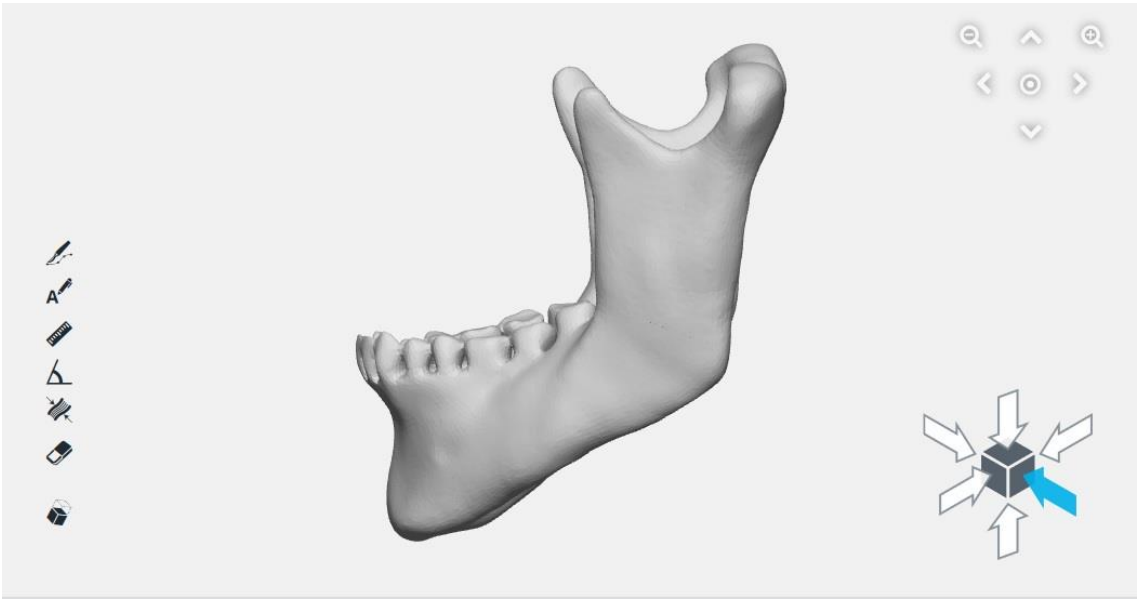
Bu çalışma için Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 11.06.2020 tarihinde 2020/20 Sayılı belge ile onay alınmıştır. (Bkz. EK-A)

Bu çalışma, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Labaratuvarı'nda uygulanmıştır. 13 poliüretan mandibulada lateral segmental defekt meydana getirilerek 7 modele konvansiyonel rekonstrüksiyon plağı uygulanmış, ikinci 6 modele ise kişiye özel üretilmiş rekonstrüksiyon plağı uygulanmıştır. Çalışmada servohidrolik test uygulanarak iki plağın biyomekanik özellikleri karşılaştırılmıştır.

Dijital ortamda (Materialize Mimics Viewer programında) sağlıklı bir vakadan alınan mandibula tomografisinden mandibular model elde edildi. (Şekil 2.1 ve şekil 2.2)



Şekil 2.1. Dijital ortamda (Materialize Mimics Viewer programında) sağlıklı mandibula tomografisinden ekstrakte edilmiş mandibula model

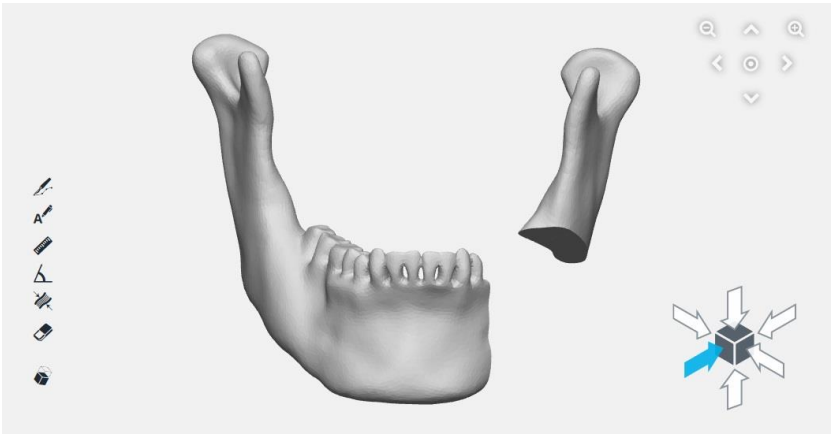


Şekil 2.2. Dijital ortamda mandibula modelinin rezeksiyon yapılacak olan sol taraftan görünümü ve cerrahi planlama

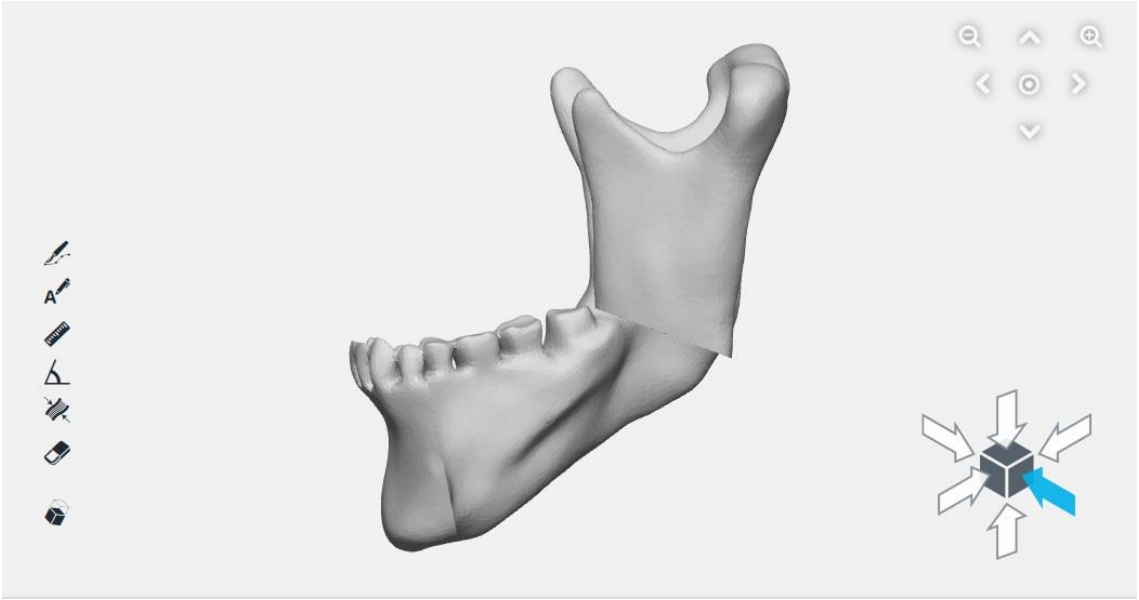
2.1. Rekonstrüksiyon ve Fiksasyon Metodları

Çalışmanın standardizasyonunun ve karşılaştırmanın objektif olabilmesi için, sentetik aynı materyalden üretilmiş aynı boyutta mandibulalar kullanılmıştır. Bilgisayar ortamında tasarlanmış ve üretilmiş klavuz kullanılarak standart bir rezeksiyonun tüm modellere uygulanması sağlanmıştır.

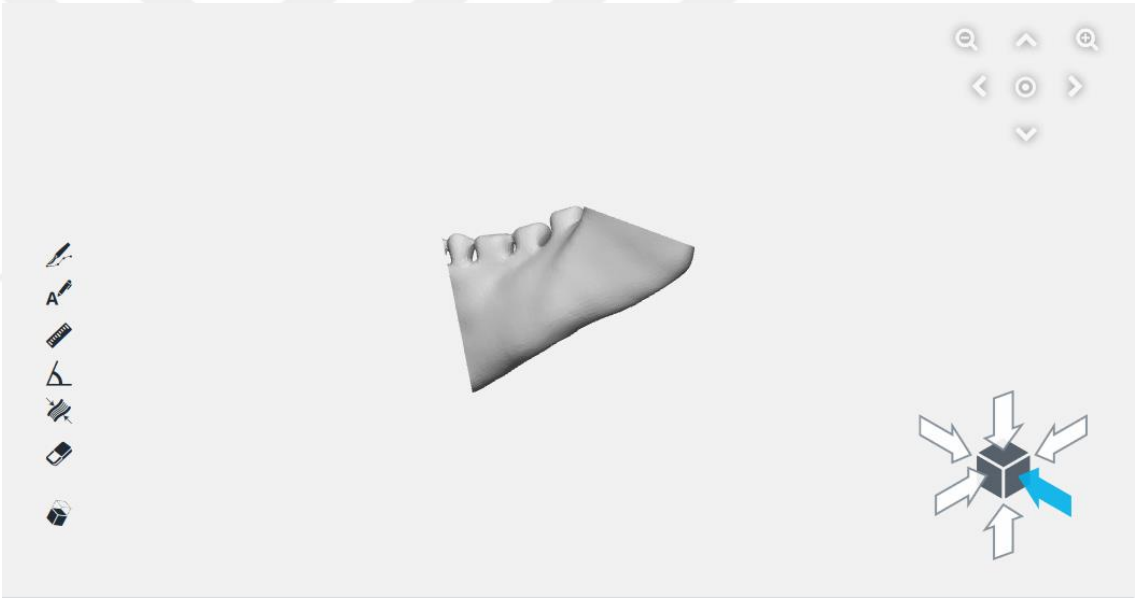
Defekt şekli neoplazi cerrahilerinde tercih edilen tipik osteotomileri takliden sol birinci premolar dişin distalinden ramusun alt sınırına kadar uygulanması planlanmıştır. (Şekil 2.3, şekil 2.4, şekil 2.5)



Şekil 2.3. Dijital ortamda (Materialize Mimics Viewer programında) mandibula modelinin rezeksiyonu (Önden görünüm)



Şekil 2.4. Dijital ortamda mandibula modelinin rezeksiyonu (sol profilden görünüm) ve plak tasarım aşamasına hazırlık



Şekil 2.5. Dijital ortamda rezeke edilen mandibula kısmı (Sol profilden görünüm)

Bilgisayarda dizayn edilmiş cerrahi rezeksiyon klavuzu üretilerek her modelde standart defekt oluşturulması hedeflenmiştir. (Şekil 2.6) Plaklar her iki segmente de rezeksiyon gerçekleştirilmeden önce dörder vida ile sabitlenmiştir.



Şekil 2.6. Standart defekt oluşumu için dijital ortamda tasarlanıp üretilen rezeksiyon klavuzu

2.2. Deney Grupları

Grup I:

İlk grup için randomize seçilmiş standart modellere (n=7) 2,4 mm kalınlığında kilitli rekonstrüksiyon plağı uygulanmıştır. Üretici firmadan elde edilen bilgilere göre plaklar grade II titanyum olup, her iki deney grubunda da da kullanılan vidalar titanyum, aliminyum and vanadyum (Ti-6Al-4V) alaşımından üretilmişlerdir. (Trimed, Ankara,Türkiye).

Konvansiyonel rekonstrüksiyon plakları aynı araştırmacı tarafından mandibula modellerine 0 offset ile uyumlandırıldı. Uyumlama sırasında en az sayıda ve standart sayıda büküm uygulanması için plak üzerinde işaretlemeler yapıldı. Uyumlama sağlandıktan sonra plak 19 delik boyutunda kısaltıldı. Standart defekt oluşturulabilmesi için özel üretilmiş olan klavuz yardımı ile mandibula modellerinde zayıflatıcı osteotomiler yapıldıktan sonra, mandibula modelinin bütünlüğü bozulmadan plaklar 12

mm uzunluğunda standart kilitli vidalar yardımı ile rekonstrüksiyon modellerine fikse edildi. (Şekil 2.8 ve şekil 2.9)

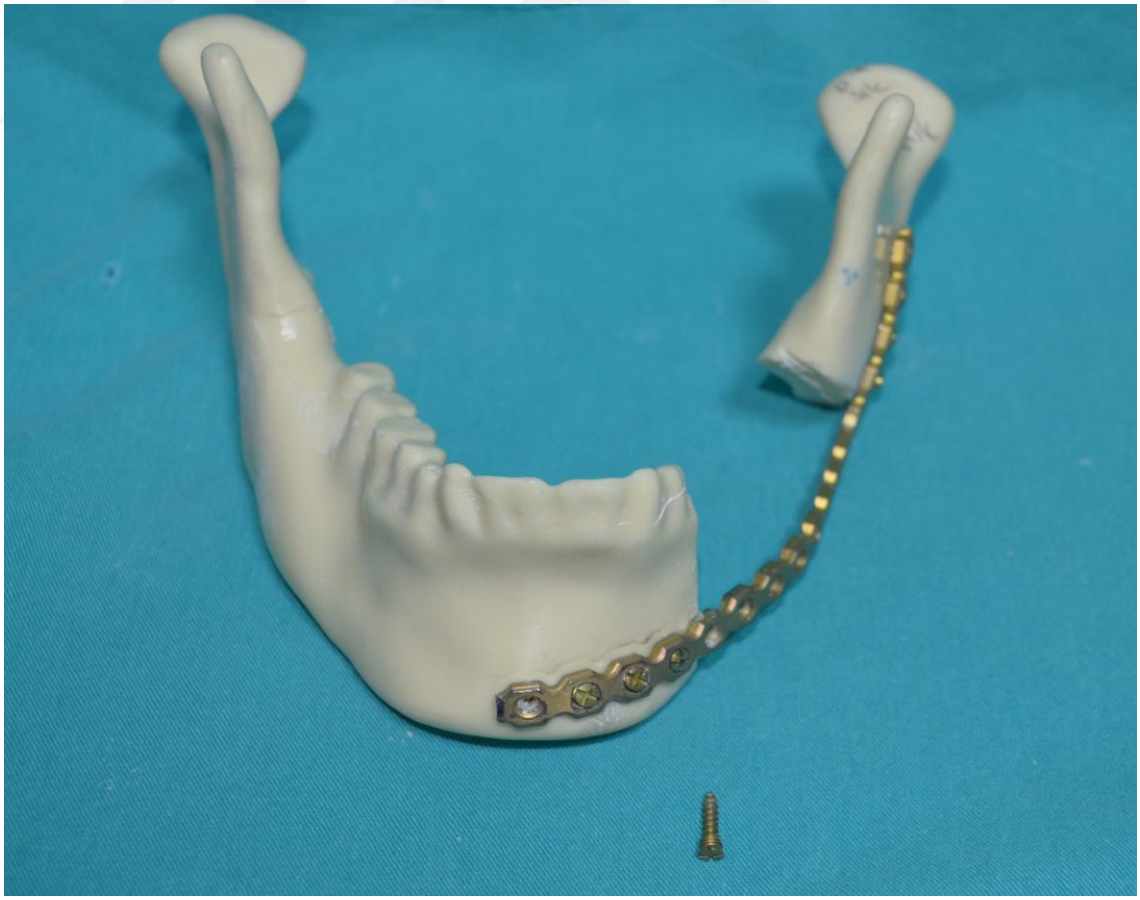
Konvansiyonel plakların uygulanması sırasında plağın segmental defekt cerrahilerinde olduğu gibi bazale yakın uygulanması tercih edildi. Konvansiyonel plağın uygulama yerindeki farklılıklar deney sonuçlarında farklılıklar yaratacağından tüm rekonstrüksiyon plakları aynı seviyeye uyumlanıp sabitlendi. Bunun sağlanması için de ilk uyumlama için ideal hat belirlenip büküm yapıldıktan sonra hem model üzerinde hem plak üzerinde landmarklar belirlendi. Angulus ile plağın köşe noktası arasındaki mesafe, 1. molar dişin kolesi ile plak üst sınırı arasındaki mesafe, 1. premolar diş ile plak üst sınırı arasındaki mesafe, lateral kesici dişin kolesi ile plak üst sınırı arasındaki mesafe her modelde aynı cetvel yardımı ile ölçülerek standardizasyon sağlandı. Ayrıca ilk büküm yapıldıktan sonra bükülmüş olan plak bu anatomik landmarklara istenen uzaklıkta olacak şekilde diğer modellere de yerleştirilerek bir kalem ile rekonstrüksiyon plağının dış sınırı çizildi. (Şekil 2.7) Böylece plakların modellere aynı seviyede uyumlandırılması ve sabitlenmesi sağlandı.



Şekil 2.7. İlk rekonstrüksiyon plak uyumlandırılması sağlandıktan sonra belli landmarklara uzaklıklar işaretlenerek diğer modellere ilk plağın dış hat çizimi yapılarak standart plak yerleşimi sağlandı



Şekil 2.8. Zayıflatıcı osteotomileri takiben rekonstrüksiyon plakları modele fikse edilip rezeksiyon tamamlandı

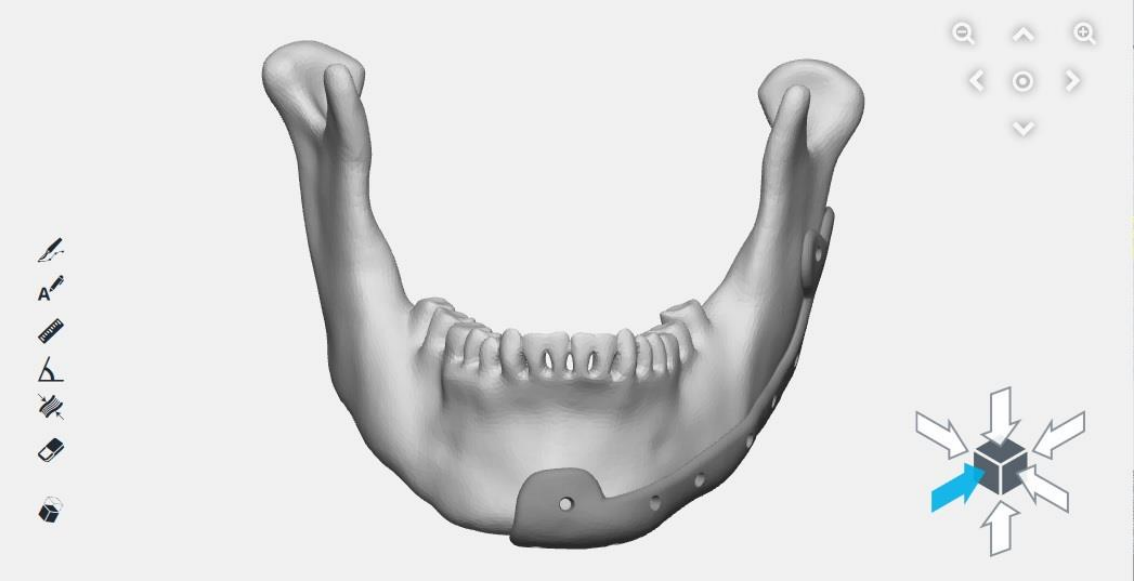


Şekil 2.9. Offsetsiz uyumlandırılmış plaklar her iki deney grubunda da standart vidalar yardımı ile tespit edildi

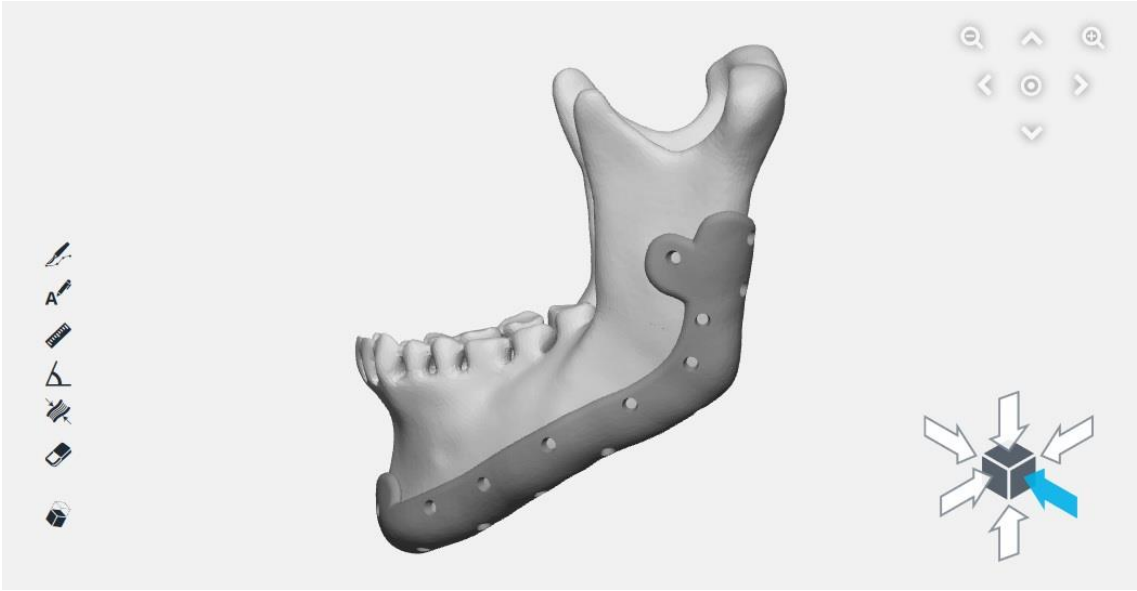
Grup II:

İkinci grup için randomize seçilmiş standart modellere (n=6) 2,4 mm kalınlığında kilitli kişiye özel üretilmiş kaudobukkal yerleşimli ve kaudobukkal vidalar ile sabitlenen rekonstrüksiyon plağı uygulanmıştır. (B-Tech, Ankara, Türkiye Üretici firmadan elde edilen bilgilere göre plaklar grade 23 titanyum olup, her iki deney grubunda da da kullanılan vidalar titanyum, aliminyum and vanadyum (Ti-6Al-4V) alaşımından üretilmişlerdir. (Trimed, Ankara,Türkiye).

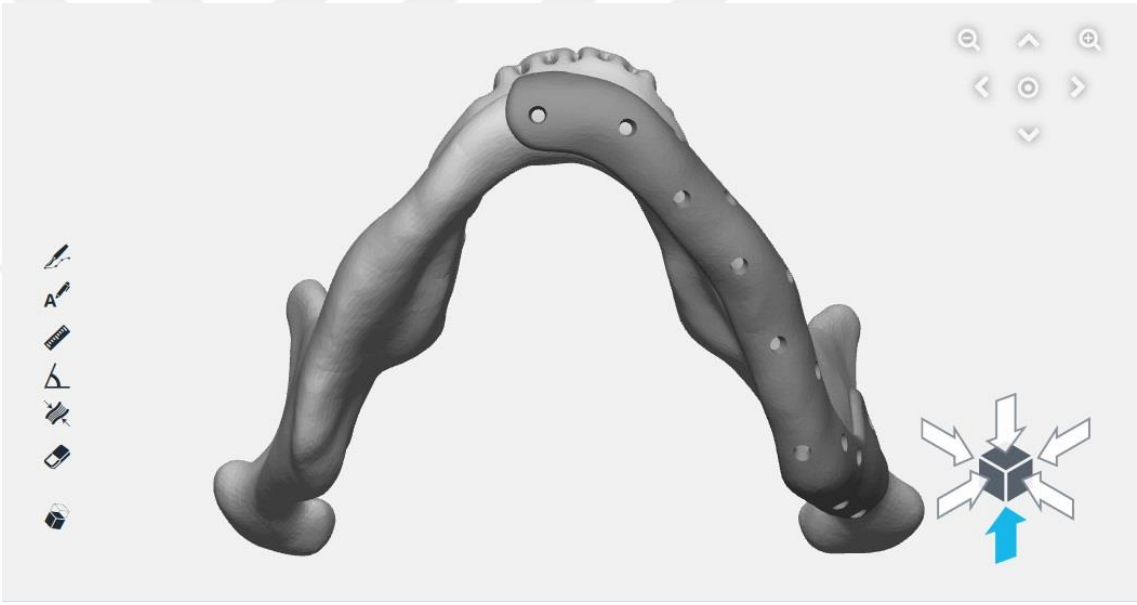
Kişiye özel üretilmiş rekonstrüksiyon plaklarının tasarımı online seyanslarda hekim ve mühendislerden oluşan ekip ile tamamlanmıştır. Mandibula rezeksiyon ve plak tasarımı Materialize Mimics Viewer isimli program üzerinden yürütülmüştür. (Şekil 2.10, şekil 2.11, şekil 2.12, şekil 2.13, şekil 2.14, şekil 2.15) Plakların konvansiyonel plaklardan farklı olarak kaudal ve bukkalden vidalanması ve ayrıca bukkaldeki vida deliklerinin klasik düzlemden daha koronale planlanarak vidalar üzerindeki stresin dağılımı hedeflenmiştir.



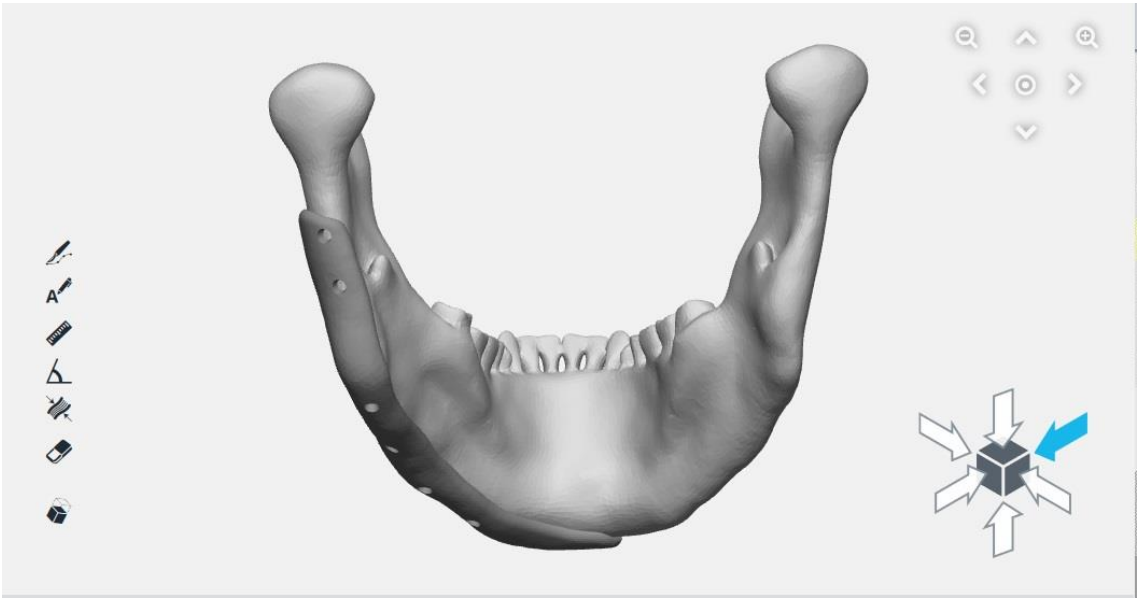
Şekil 2.10. Dijital ortamda (Materialize Mimics Viewer programında) kişiye özel tasarlanmış kaudo-bukkal vidalı rekonstrüksiyon plağı (Önden görünüm)



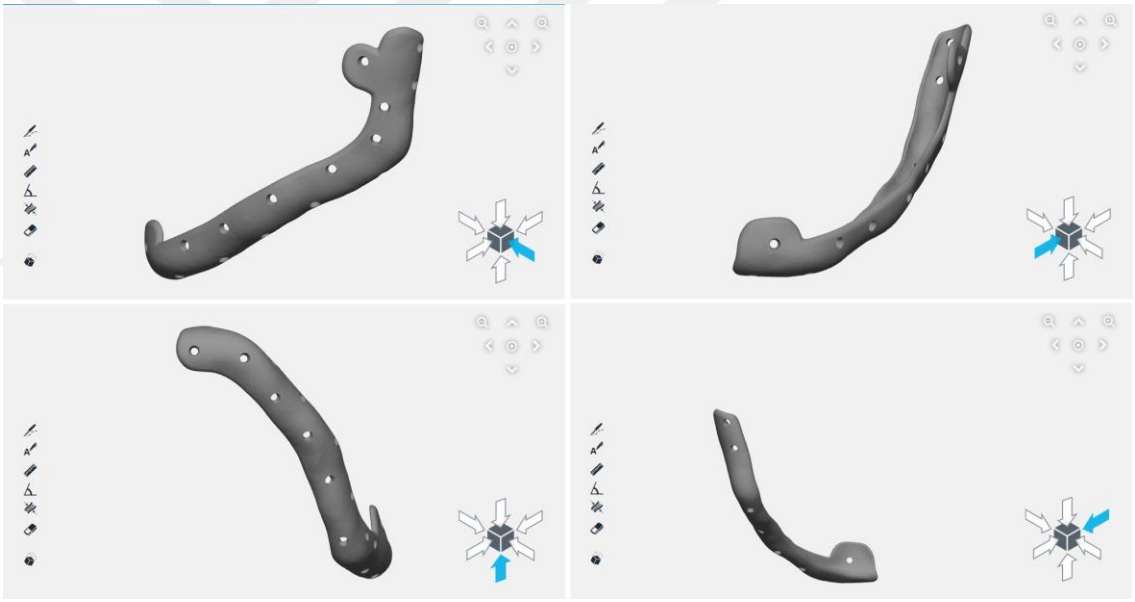
Şekil 2.11. Dijital ortamda kişiye özel tasarlanmış kaudo-bukkal vidalı rekonstrüksiyon plağı (Sol profilden görünüm)



Şekil 2.12. Dijital ortamda kişiye özel tasarlanmış kaudo-bukkal vidalı rekonstrüksiyon plağı (Bazalden görünüm)



Şekil 2.13. Dijital ortamda kişiye özel tasarlanmış kaudo-bukkal vidalı rekonstrüksiyon plağı (Posteriordan görünüm)



Şekil 2.14. Dijital ortamda kişiye özel tasarlanmış kaudo-bukkal vidalı rekonstrüksiyon plağının yan profil, ön, alt ve arkadan görünümü



Şekil 2.15. Kaudobukkal yerleşimli kişiye özel rekonstrüksiyon plaklarının yan ve üstten görünümü

Kişiye özel üretilmiş rekonstrüksiyon plaklarında modele özel üretim yapıldığından uyumlama gereksinimi yoktur. Ancak olası metal incisi, çıkıntısı gibi deney sonuçlarını etkileyecek faktörler kontrol edildi. Kişiye özel üretilmiş rekonstrüksiyon plaklarının modele 0 offset ile uyumlu olduğu kontrol edildi. Standart defekt oluşturulabilmesi için özel üretilmiş olan klavuz yardımı ile mandibula modellerinde zayıflatıcı osteotomiler yapıldıktan sonra, mandibula modelinin bütünlüğü bozulmadan plaklar 12 mm uzunluğunda standart kilitli vidalar yardımı ile modellere fikse edildi. Zayıflatıcı osteotomiler özellikle alt sınırdan uygulandı. Kişiye özel plaklar bazale ve ramusun arka sınırına uygulandığından final kesiler dişli bölgede bırakıldı. (Şekil 2. 16) Böylece segmental defekti oluşturabilmek için plakların modelden tekrar çıkarılması gereksinimi ortadan kaldırıldı.



Şekil 2.16. Kişiye özel rekonstrüksiyon plakları osteotomiler ile zayıflatılmış mandibulalara fikse edilerek rezeksiyon tamamlandı

2.3.Deney Düzeneği

Biyomekanik test için tasarlanan deney düzeneği, modelin fikse edilerek basma cihazına bağlanmasını sağlayacak bir fiksasyon aygıtı, basma testi uygulayabilen bir servohidrolik test cihazı ve cihazın bağlı olduğu bir bilgisayardan oluşmaktaydı.

Deneyde kullanılan servohidrolik test cihazı, (TST 2500 mxe, MARESTEK elektronik İnformatik Sistem Tasarım Ltd, İstanbul Türkiye) çekme, basma, yukarı ve aşağı olmak üzere iki yönde makaslama, kırma, eğme, ezme testleri yapabilme, test

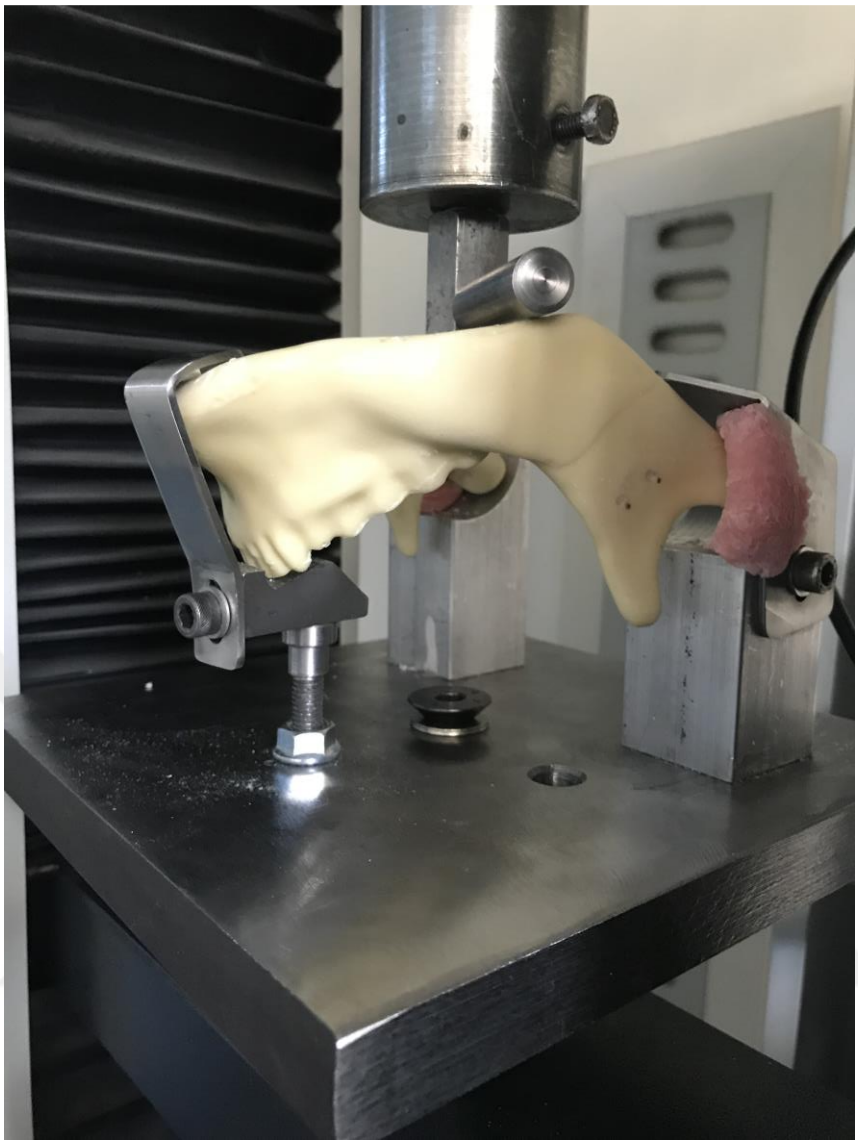
verilerini bilgisayara aktarabilme, 2500 kg yük kapasitesiyle maksimum 3000kg'a çıkabilme, 1/3000 relatif yük ve 20 mikron uzama ölçümü hassasiyeti ile transvers yönde ayarlanabilir 0.5 mm/dak-200mm/dak hız niteliklerine sahipti.

Deney düzeneğindeki fiksasyon aygıtı servohidrolik test cihazına rijit olarak bağlanabilen bir ağır düz bir metal kaidenin üzerine inşa edildi. Modelin pratik sebeplerden ötürü kaideye ters pozisyonlandırılması planlandı. (Schupp ve ark 2007, Gutwald ve ark 2017). Kaidenin üzerine standart yerleştirmeye izin veren her iki kondilin oturacağı glenoid fossayı taklit eden iki vertikal sütun kaideye vida ile monte edildi. Unilateral çiğneme simule edileceğinden modelin deney düzeneğinden kaymasını engellemek için lateral ve posterior destekler sütunlara slotlu vidalar yardımı ile eklendi. Karşılayıcı kuvvetleri temsil eden keser dişlerin altına destek yüksekliği ayarlanabilir bir sütun daha eklendi. Yine modelin dengesinin bozulmasını ve düzenekten ayrılmasını engellemek için öndeki sütuna mandibulayı simfizin bazalinden kavrayan sıkıştırılabilir bir metal bant eklendi. Kondillere destekleyen akrilik yastıklar da modelin deney düzeneğinde standart temasının sağlanmasına izin verdi. (Şekil 2. 17)

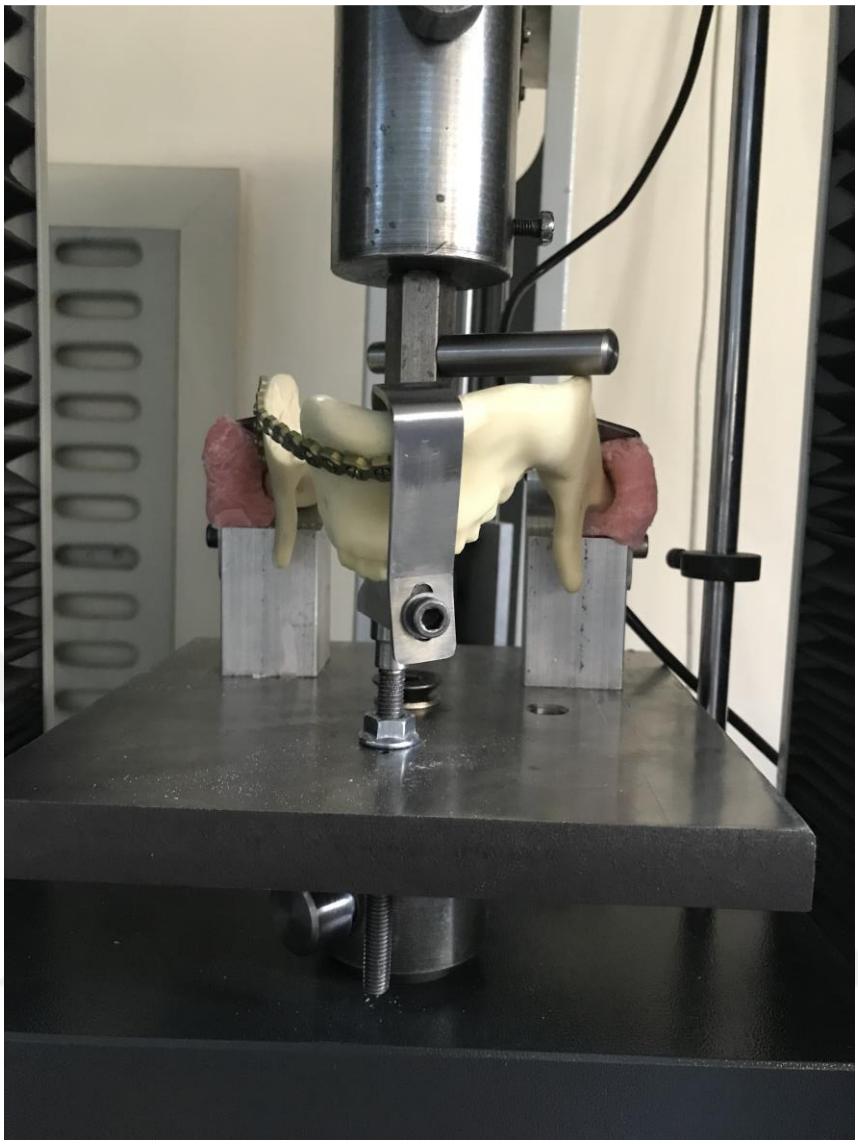
Servohidrolik test cihazının kuvvet uygulayan hareketli parçası cihaza monte edilebilen ve kuvvet uygulanacak bölgeye tek nokta teması sağlayan yukarıda orta hattan inen L şeklinde silindirik çubuktan oluşmaktaydı. L şeklinde silindirik çubuk 360 derece rotasyona izin verir şekilde ayarlanabilir olarak tasarlandı. Böylece modellerde yük sağlam mandibula tarafında çiğneme kaslarını (örn; masseter) simule edecek açıda angulus bölgesine uygulandı. (Şekil 2. 18 ve Şekil 2. 19)

2.4. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmaya ait veriler SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) 15.0 paket programı kullanılarak analiz edilmiştir. Örneklemler Kolmogorov-Smirnov testi ile normal dağılım açısından, Levene testi ile varyansların eşitliği açısından değerlendirildi. ($p>0,05$) iki rekonstrüksiyon tekniğini karşılaştırmak için de bağımsız örneklem t testi kullanıldı. İstatistiksel olarak $p<0,05$ önemli olarak kabul edilmiştir.



Şekil 2.17. Yük sağlam mandibula tarafında çiğneme kaslarını (örn; masseter) simule edecek açıda angulus bölgesine uygulandı



Şekil 2.18. Yük altında Grup I deki modelin önden görünümü



Şekil 2.19. Yük altında Grup II deki modelin defektin olduğu taraftan görünümü

3.BULGULAR

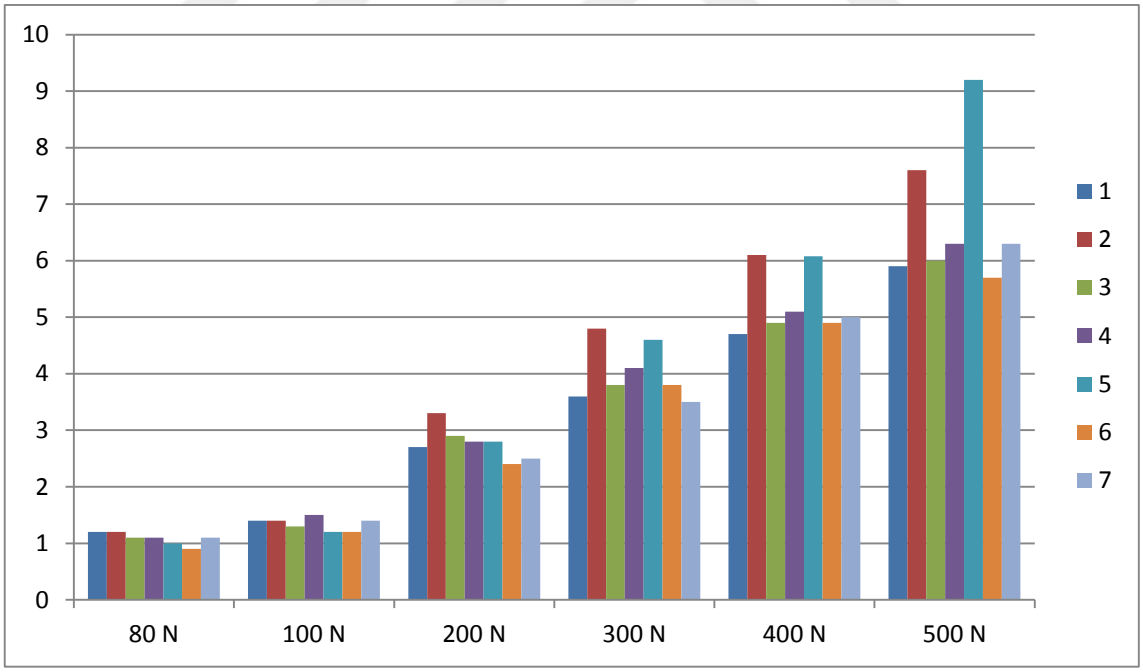
Rekonstrüksiyon plakları ve kişiye özel plaklar mandibulalara standart lokalizasyonlara makroskopik olarak stabiliteyi karşılayacak şekilde sorunsuz olarak yerleştirildi. Örneklerin deney düzeneğine ve servohidrolik test cihazına standart şekilde yerleştirilmesi ile ilgili herhangi bir problemle karşılaşılmadı.

3.1. Deplasman Verileri

Grup I

Lateral segmental defekte dörder vida ile uygulanan 2,4 mm kalınlığında konvansiyonel rekonstrüksiyon plağı ile fiksasyonun yapıldığı bu grupta kalıcı deformasyonun görüldüğü en düşük değer 523 N iken, en yüksek değer 816 N olarak kaydedilmiştir. Her örneğin 80, 100, 200, 300, 400, 500 N'da meydana gelen deplasman değerleri grafik 3.1 ve tablo 3.1'de görülmektedir.

Grafik 3.1. Grup I kuvvet (N)/deplasman (mm) grafiği



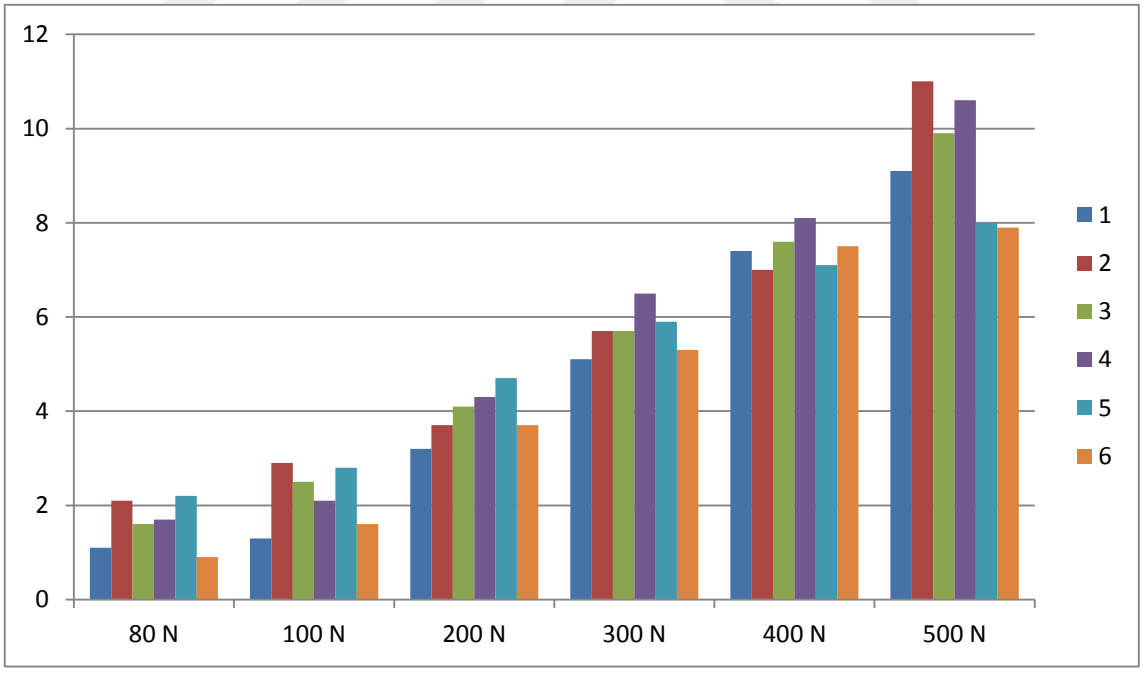
Tablo 3.1. Grup I kuvvet (N)/deplasman (mm) tablosu

Uygulanan Kuvvet	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7
80 N	1,2	1,2	1,1	1,1	1	0,9	1,1
100 N	1,4	1,4	1,3	1,5	1,2	1,2	1,4
200 N	2,7	3,3	2,9	2,8	2,8	2,4	2,5
300 N	3,6	4,8	3,8	4,1	4,6	3,8	3,5
400 N	4,7	6,1	4,9	5,1	6,08	4,9	5
500 N	5,9	7,6	6	6,3	9,2	5,7	6,3

Grup II

Lateral segmental defekte dörder vida ile uygulanan 2,4 mm kalınlığında kişiye özel üretilmiş rekonstrüksiyon plağı ile fiksasyonun yapıldığı bu grupta kalıcı deformasyonun görüldüğü en düşük değer 1200 N iken, en yüksek değer 1632 N olarak kaydedilmiştir. Her örneğin 80, 100, 200, 300, 400, 500 N'da meydana gelen deplasman değerleri grafik 3.2 ve tablo 3.2'de görülmektedir.

Grafik 3.2. Grup II kuvvet (N)/deplasman (mm) grafiği



Tablo 3.2. Grup I kuvvet (N)/deplasman (mm) tablosu

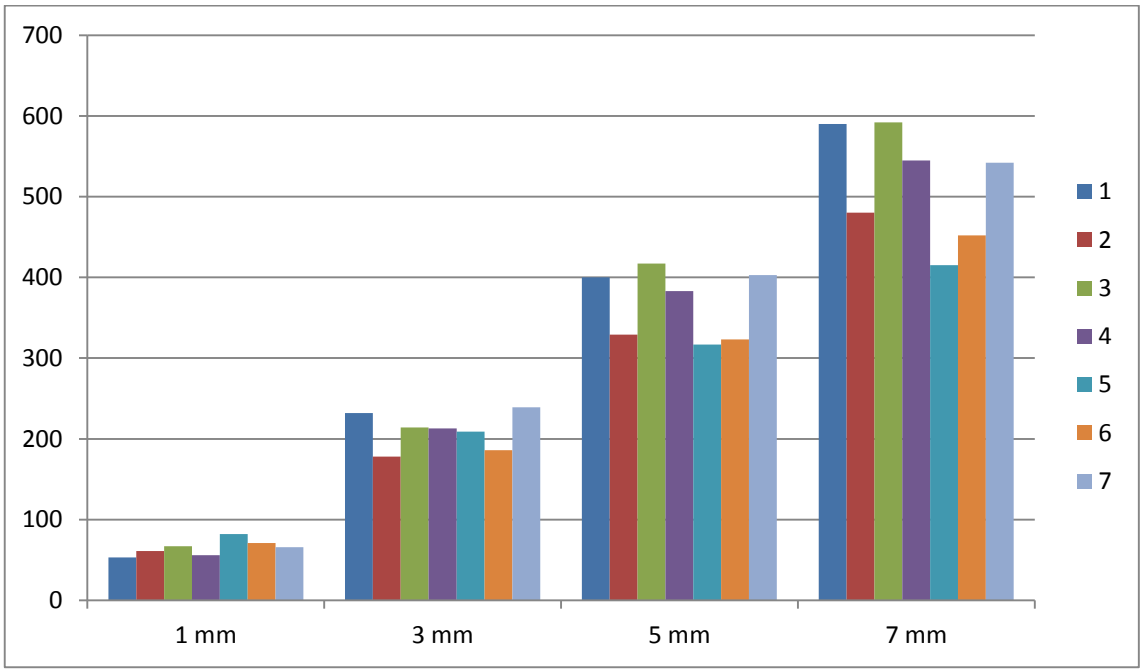
Uygulanan kuvvet	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6
80 N	1,1	2,1	1,6	1,7	2,2	0,9
100 N	1,3	2,9	2,5	2,1	2,8	1,6
200 N	3,2	3,7	4,1	4,3	4,7	3,7
300 N	5,1	5,7	5,7	6,5	5,9	5,3
400 N	7,4	7	7,6	8,1	7,1	7,5
500 N	9,1	11	9,9	10,6	8	7,9

3.2. Kuvvet Verileri

Grup I

Lateral segmental defekte dörder vida ile uygulanan 2,4 mm kalınlığında konvansiyonel rekonstrüksiyon plağı ile fiksasyonun yapıldığı bu grupta her örnekte 1, 3, 5, 7 mm yer değişikliğine sebep olan kuvvet (N) değerleri ve grafiği grafik 3.3 ve tablo 3.3 te görülmektedir.

Grafik 3.3. Grup I deplasman (mm)/kuvvet (N) grafiği



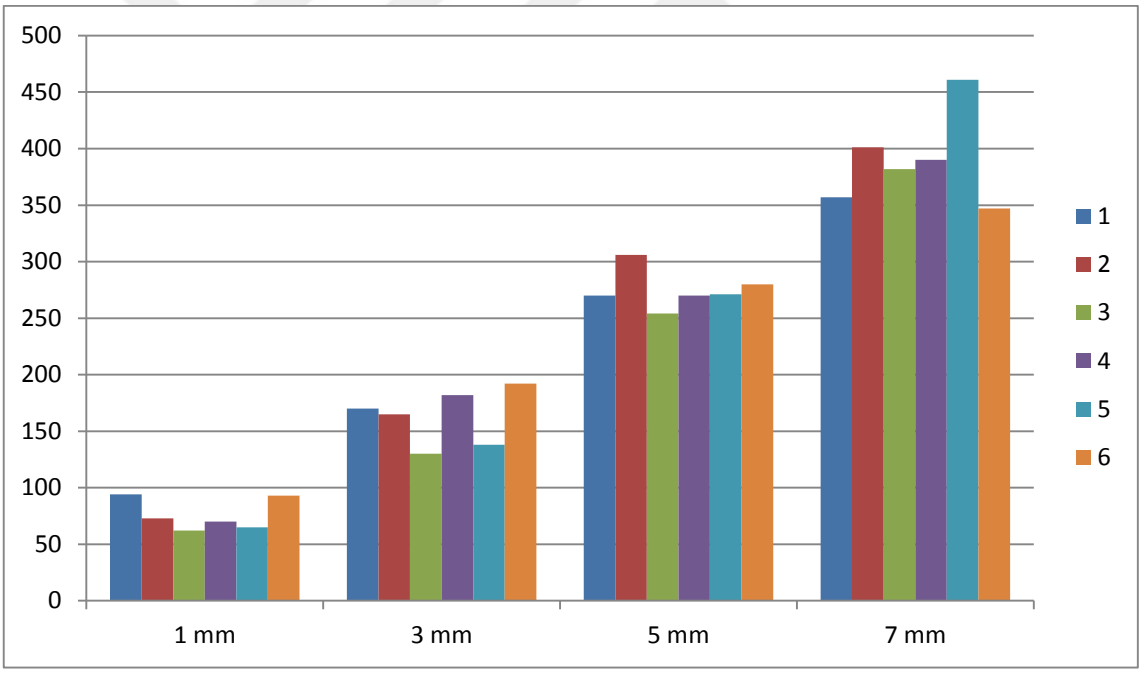
Tablo 3.3. Grup I deplasman (mm)/kuvvet (N) tablosu

Deplasman Miktarı	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7
1 mm	53	61	67	56	82	71	66
3 mm	232	178	214	213	209	186	239
5 mm	400	329	417	383	317	323	403
7 mm	590	480	592	545	415	452	542

Grup II

Lateral segmental defekte dörder vida ile uygulanan 2,4 mm kalınlığında kişiye özel üretilmiş rekonstrüksiyon plağı ile fiksasyonun yapıldığı bu grupta her örnekte 1, 3, 5, 7 mm yer değişikliğine sebep olan kuvvet (N) değerleri ve grafiği grafik 3.4 ve tablo 3.4 te görülmektedir.

Grafik 3.4. Grup II deplasman (mm)/kuvvet (N) grafiği



Tablo 3.4. Grup II deplasman (mm)/kuvvet (N) tablosu

Deplasman Miktarı	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model6
1 mm	94	73	62	70	65	93
3 mm	170	165	130	182	138	192
5 mm	270	306	254	270	271	280
7 mm	357	401	382	390	461	347

3.3. İstatistiksel Analiz

Grup I ve Grup II ye ait deplasman değerleri ve kuvvet ortalamaları ve standart sapmaları tablo 3.5, tablo 3,6 ve tablo 3,7 de verilmiştir.

Tablo 3.5. Grup I ve II maksimum kuvvet ve maksimum deplasman verilerinin tanımlayıcı istatistiği

	Gruplar	**N**	**Ortalama**	**Standart sapma**
Maximum kuvvet (N)	Grup I	7	638,4286	127,26463
	Grup II	6	1398,3333	162,71529
Maximum yer değişikliği (mm)	Grup I	7	11,2714	3,60449
	Grup II	6	21,0833	2,59647

Tablo 3.6. Grup I ve II' de 1 mm, 3mm, 5mm ve 7 mm yer değişikliğine neden olan kuvvet verilerinin tanımlayıcı istatistiği

	Gruplar	**N**	**Ortalama**	**Standart sapma**
1 mm yer değişikliğine neden olan kuvvet	Grup I	7	65,1429	9,75412
	Grup II	6	76,1667	13,96305
3 mm yer değişikliğine neden olan kuvvet	Grup I	7	210,1429	22,17678
	Grup II	6	162,8333	24,36733
5 mm yer değişikliğine neden olan kuvvet	Grup I	7	367,4286	42,85579
	Grup II	6	275,1667	17,27908
7 mm yer değişikliğine neden olan kuvvet	Grup I	7	516,5714	68,75041
	Grup II	6	389,6667	40,40627

Tablo 3.7. Grup I ve II'de 80N, 100N, 200N, 300 N, 400N ve 500N kuvvet altında meydana gelen deplasman verilerinin tanımlayıcı istatistiği

	Gruplar	**N**	**Ortalama**	**Standart sapma**
80 N kuvvet altında yer değişikliği	Grup I	7	1,1000	,11547
	Grup II	6	1,6000	,52154
100 N kuvvet altında yer değişikliği	Grup I	7	1,3429	,11339
	Grup II	6	2,2000	,65115
200 N kuvvet altında yer değişikliği	Grup I	7	2,7714	,29277
	Grup II	6	3,9500	,52820
300 N kuvvet altında yer değişikliği	Grup I	7	4,0286	,49905
	Grup II	6	5,7000	,48990
400 N kuvvet altında yer değişikliği	Grup I	7	5,2543	,58363
	Grup II	6	7,4500	,39370
500 N kuvvet altında yer değişikliği	Grup I	7	6,7143	1,25887
	Grup II	6	9,4167	1,30754

Grupların verileri arasında fark olup olmadığını değerlendirmek üzere Kolmogrov-Simirnov ve Shapiro Wilk testi kullanılarak verilerin normal dağılıma uyup uymadığı kontrol edildi. (Şekil 3.8)

Tablo 3.8. Verilerin normal dağılım testi

Parametreler	Gruplar	Kolmogorov-Smirnov[a]			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Maksimum kuvvet	1,00	,238	7	,200*	,848	7	,117
	2,00	,163	6	,200*	,959	6	,814
Maksimum yer değişikliği	1,00	,216	7	,200*	,863	7	,160
	2,00	,346	6	,024	,829	6	,106
1 mm yer değişikliğine neden olan kuvvet	1,00	,139	7	,200*	,964	7	,855
	2,00	,256	6	,200*	,845	6	,143
3 mm yer değişikliğine neden olan kuvvet	1,00	,194	7	,200*	,940	7	,635
	2,00	,202	6	,200*	,934	6	,611
5 mm yer değişikliğine neden olan kuvvet	1,00	,244	7	,200*	,846	7	,114
	2,00	,262	6	,200*	,884	6	,289
7 mm yer değişikliğine neden olan kuvvet	1,00	,216	7	,200*	,917	7	,448
	2,00	,223	6	,200*	,914	6	,460
80 N kuvvette deplasman miktarı	1,00	,235	7	,200*	,856	7	,139
	2,00	,167	6	,200*	,931	6	,590
100 N kuvvette deplasman miktarı	1,00	,264	7	,149	,887	7	,262
	2,00	,178	6	,200*	,926	6	,548
200 N kuvvette deplasman miktarı	1,00	,187	7	,200*	,942	7	,659
	2,00	,182	6	,200*	,978	6	,943
300 N kuvvette deplasman miktarı	1,00	,248	7	,200*	,893	7	,293
	2,00	,175	6	,200*	,952	6	,753
400 N kuvvette deplasman miktarı	1,00	,319	7	,031	,775	7	,023
	2,00	,185	6	,200*	,946	6	,712
500 N kuvvette deplasman miktarı	1,00	,343	7	,013	,789	7	,032
	2,00	,194	6	,200*	,913	6	,456

Kolmogrov-Simirnov ve Shapiro Wilk testi sonucunda elde edilen p-değerlerine bakıldığında sözkonusu değerin I. tip hata oranından (α=0.05) büyük olması durumunda verilerin normal dağılımdan geldiği kabul edilir. Bu çalışmada da elde edilen p değerlerine bakıldığında değerlerin büyük çoğunluğu 0,05 ten büyük olduğundan verilerin normal dağılım gösterdiği kabul edildi ve gruplar arasındaki farkın incelenmesi için parametrik teknikler kullanıldı. Burada gruplar bağımsız değişken olmak üzere bağımsız örneklem t testi uygulanmasına karar verildi.

3.3.1.Maksimum Kuvvet ve Maksimum Yer Değişikliği Değerlendirmesi

Bağımsız örneklem t testinde öncelikle her bir parametre için varyansların eşit dağılımı test edildi. Varyansların homojenliği testinde elde edilen p-değeri (sig.) 0.05'den büyük olduğu için varyansların eşitliği varsayımı sağlandı. (Şekil 3.9)

Tablo 3. 9. Grup I ve II maksimum kuvvet ve maksimum deplasman verilerinin homojenliği testi

	Levene's Test for Equality of Variances	
	F	Sig
Maksimum kuvvet	,417	,532
Maksimum yer değişikliği	1,711	,218

Kişiye özel rekonstrüksiyon plağı uygulanan deney grubundaki modellerde (Grup II), konvansiyonel 2,4 mm kalınlığında rekonstrüksiyon plağının uygulandığı kontrol grubuna (Grup I) göre dayanılabilen maksimum kuvvet istatistiksel açıdan anlamlı bir farkla daha fazla olduğu görülmüştür. ($p<0,05$) (Şekil 3.10)

Kişiye özel rekonstrüksiyon plağı uygulanan deney grubundaki modellerde (Grup II), konvansiyonel 2,4 mm kalınlığında rekonstrüksiyon plağının uygulandığı kontrol grubuna (Grup I) göre plastik deformasyona uğramadan meydana gelen

maksimum yer değşikliği istatistiksel açıdan anlamlı bir farkla daha fazla olduğu görülmüştür. (p<0,05) (Şekil 3.10)

Tablo 3. 10. Grup I ve II maksimum kuvvet ve maksimum deplasman verileri istatistiği

	t-test for Equality of Means						
	t	df	Sig. (2-tailed)	Ortalama fark	Std. Hata farkı	95% güven aralığı	
						Alt sınır	Üst sınır
Maksimum kuvvet	-9,455	11	**,000**	-759,90476	80,37073	-936,79954	-583,00998
Maksimum yer değişikliği	-5,535	11	**,000**	-9,81190	1,77257	-13,71332	-5,91049

3.3.2. Belirlenmiş Yer Değişikliğine Neden Olan Kuvvetlerin Değerlendirilmesi

Lateral segmental defekte iki farklı rekonstrüksiyon plağı ile fiksasyonun yapıldığı bu gruplarda her örnekte 1, 3, 5, 7 mm yer değişikliğine sebep olan kuvvet (N) değerlerinin gruplar bazında ortalamaları bağımsız örneklem t testiyle analiz edilmiştir. Bağımsız örneklem t testinde öncelikle her bir parametre için varyansların eşit dağılımı test edildi. Varyansların homojenliği testinde elde edilen p-değeri (sig.) 0.05'den büyük olduğunda varyansların eşitliği varsayımı sağlandı. P değerinin 0,05 'den küçük olduğu durumda da varyansların eşit olmadığı varsayımı sağlandı.

5 mm yer değişikliğine neden olan kuvvetler değerlendirildiğinde varyansların eşit olmadığı varsayımı kabul edildi. Diğer gruplarda ise varyansların eşitliği varsayımı sağlandı. (Şekil 3.11)

Tablo 3.11. Grup I ve II 1 mm, 3mm, 5mm ve 7 mm yer değişikliğine neden olan kuvvet verilerinin homojenliği testi

	Levene's Test for Equality of Variances	
	F	Sig
1 mm yer değişikliğine neden olan kuvvet	1,744	,213
3 mm yer değişikliğine neden olan kuvvet	,155	,702
5 mm yer değişikliğine neden olan kuvvet	16,115	,002
7 mm yer değişikliğine neden olan kuvvet	3,850	,076

Grup I ve Grup II deki modellerde 1 mm deplasmana neden olan kuvvet miktarında gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. ($p>0,05$)

Grup I de Grup II ye göre 3 mm deplasmana neden olan kuvvet miktarı istatistiksel açıdan anlamlı bir farkla daha fazla olduğu görülmüştür. ($p<0,05$)

Grup I de Grup II ye göre 5 mm deplasmana neden olan kuvvet miktarı istatistiksel açıdan anlamlı bir farkla daha fazla olduğu görülmüştür. ($p<0,05$)

Grup I de Grup II ye göre 7 mm deplasmana neden olan kuvvet miktarı istatistiksel açıdan anlamlı bir farkla daha fazla olduğu görülmüştür. ($p<0,05$)(Şekil 3.12)

Tablo 3.12. Grup I ve II'de 1 mm, 3mm, 5mm ve 7 mm yer değişikliğine neden olan kuvvet verileri istatistiği

	t-test for Equality of Means						
	t	df	Sig. (2-tailed)	Ortalama fark	Standart hata	95% Güven aralığı	
						Alt sınır	Üst sınır
1 mm yer değişikliğine neden olan kuvvet	-1,672	11	,123	-11,02381	6,59496	-25,53921	3,49159
3 mm yer değişikliğine neden olan kuvvet	3,666	11	**,004**	47,30952	12,90625	18,90305	75,71600
5 mm yer değişikliğine neden olan kuvvet	5,222	8,140	**,001**	92,26190	17,66735	51,64285	132,88096
7 mm yer değişikliğine neden olan kuvvet	3,959	11	**,002**	126,90476	32,05784	56,34594	197,46358

Değerlendirme aralığında oluşan 3, 5, 7 mm deplasmana neden olan kuvvet verileri karşılaştırıldığında konvansiyonel plaklarda daha fazla kuvvet gerektiği görüldü.

3.3.3.Belirlenmiş Kuvvetlerde Meydana Gelen Yer Değişikliklerinin Değerlendirilmesi

Lateral segmental defekte iki farklı rekonstrüksiyon plağı ile fiksasyonun yapıldığı bu gruplarda her örnekte 80, 100, 200, 300, 400, 500 N'da meydana gelen deplasman değerlerinin gruplar bazında ortalamaları bağımsız örneklem t testiyle analiz edildi. Bağımsız örneklem t testinde öncelikle her bir parametre için varyansların eşit dağılımı test edildi. Varyansların homojenliği testinde elde edilen p-değeri (sig.) 0.05'den büyük olduğunda varyansların eşitliği varsayımı sağlandı. P değerinin 0,05 'den küçük olduğu durumda da varyansların eşit olmadığı varsayımı sağlandı.

80 ve 100 N kuvvet altında meydana gelen yer değişikliği değerlendirildiğinde varyansların eşit olmadığı varsayımı kabul edildi. Diğer gruplarda ise varyansların eşitliği varsayımı sağlandı. (Şekil 3.13)

Tablo 3.13. Grup I ve II'de 80N, 100N, 200N, 300 N, 400N ve 500Nkuvvet altında meydana gelen deplasman verilerinin homojenliği testi

	Levene's Test for Equality of Variances	
	F	Sig
80 N kuvvet altında meydana gelen deplasman	8,191	,015
100 N kuvvet altında meydana gelen deplasman	16,006	,002
200 N kuvvet altında meydana gelen deplasman	2,788	,123
300 N kuvvet altında meydana gelen deplasman	,201	,663
400 N kuvvet altında meydana gelen deplasman	1,810	,206
500 N kuvvet altında meydana gelen deplasman	,113	,743

Grup I ve Grup II arasında 80 N kuvvet altında meydana gelen yer değişikliğinde istatistiksel açıdan anlamlı bir fark görülmemiştir. ($p>0,05$)

Grup II de Grup I e göre 100 N kuvvet altında meydana gelen yer değişikliği istatistiksel açıdan anlamlı bir farkla daha fazla olduğu görülmüştür. ($p<0,05$)

Grup II de Grup I e göre 200 N kuvvet altında meydana gelen yer değişikliği istatistiksel açıdan anlamlı bir farkla daha fazla olduğu görülmüştür. ($p<0,05$)

Grup II de Grup I e göre 300 N kuvvet altında meydana gelen yer değişikliği istatistiksel açıdan anlamlı bir farkla daha fazla olduğu görülmüştür. ($p<0,05$)

Grup II de Grup I e göre 400 N kuvvet altında meydana gelen yer değişikliği istatistiksel açıdan anlamlı bir farkla daha fazla olduğu görülmüştür. ($p<0,05$)

Grup II de Grup I e göre 500 N kuvvet altında meydana gelen yer değişikliği istatistiksel açıdan anlamlı bir farkla daha fazla olduğu görülmüştür. ($p<0,05$) (Şekil 3.14)

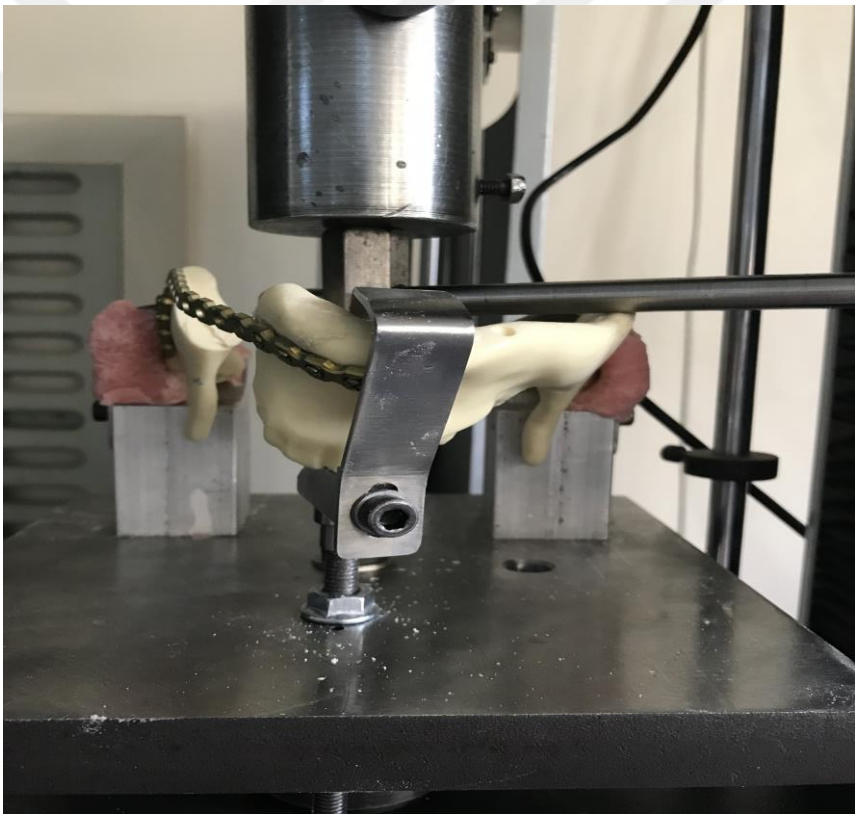
Tablo 3.14. Grup I ve II'de 80N, 100N, 200N, 300 N, 400N ve 500Nkuvvet altında meydana gelen deplasman verileri istatistiği

	t-test for Equality of Means						
	t	df	Sig. (2-tailed)	Ortalama fark	Standart hata	95% Güven aralığı	
						Alt sınır	Üst sınır
80 N kuvvet altında meydana gelen yer değişikliği	2,301	5,421	**0,066**	-,5000	,21734	-1,04590	,04590
100 N kuvvet altında meydana gelen yer değişikliği	-3,183	5,260	**,023**	-,85714	,26926	-1,53913	-,17515
200 N kuvvet altında meydana gelen yer değişikliği	-5,085	11	**,000**	-1,17857	,23179	-1,68873	-,66842
300 N kuvvet altında meydana gelen yer değişikliği	-6,070	11	**,000**	-1,67143	,27534	-2,27745	-1,06540
400 N kuvvet altında meydana gelen yer değişikliği	-7,796	11	**,000**	-2,19571	,28163	-2,81558	-1,57585
500 N kuvvet altında meydana gelen yer değişikliği	-3,791	11	**,003**	-2,70238	,71281	-4,27126	-1,13350

Değerlendirme aralığında oluşan deplasman değerleri karşılaştırıldığında kişiye özel tasarlanmış kaudobukkal olarak uygulanan plaklarda daha fazla deplasmanın meydana geldiği görüldü.

3.4. Başarısızlık nedenleri

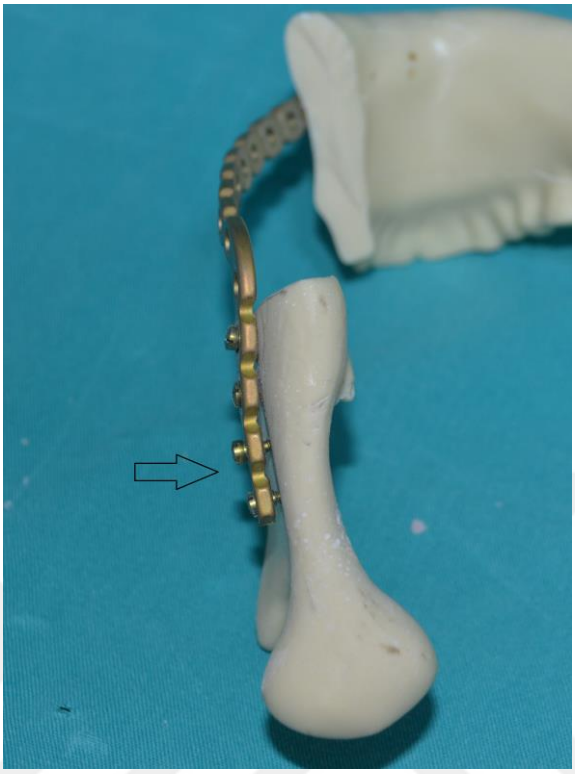
Bu çalışmada modellerde deformasyon kişiye özel plak uygulanan grupta başlıca başarısızlık nedeni iken, konvansiyonel plakların uygulandığı grupta bir modelde plak kırılması, dört modelde vidalarda deformasyon, kalanlarda ise plastik deformasyon ve modelde kırılmalar meydana gelmiştir. (Şekil 3.1) Vidalarda deformasyon deney düzeneğinde tek taraflı çiğneme taklit edildiğinden kondilin bulunduğu segmentte kondile yakın vidalarda meydana gelmektedir.



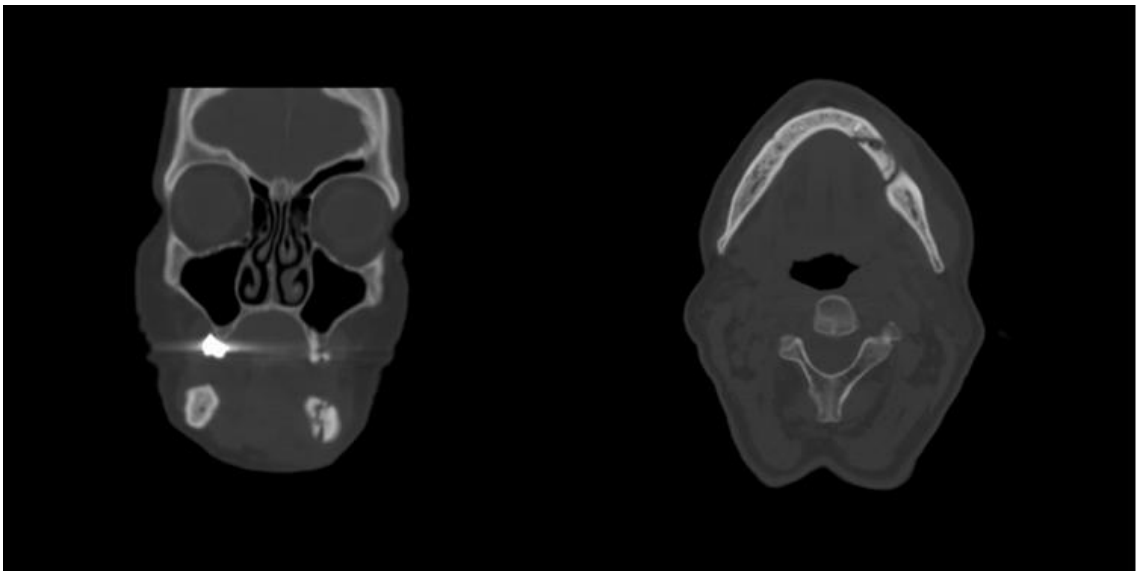
Şekil 3.1. Lineer kuvvet altında modelde meydana gelen deformasyon

Kontralateral angulus bölgesine tek taraflı uygulanan kuvvette kuvvet kolunun en uzun olmasından ötürü ramustaki kondile yakın ilk iki vidaya gelen moment miktarı en fazladır. Bu nedenle vida çıkmasının kondile en yakın vidalarda gerçekleşmesi şekilde görüldüğü gibi daha olasıdır. (Şekil 3.2) Vida gevşemesi problemi segmental defekt vakalarında rekonstrüksiyon plağı kullanıldığında karşılaşılan bir problemdir.

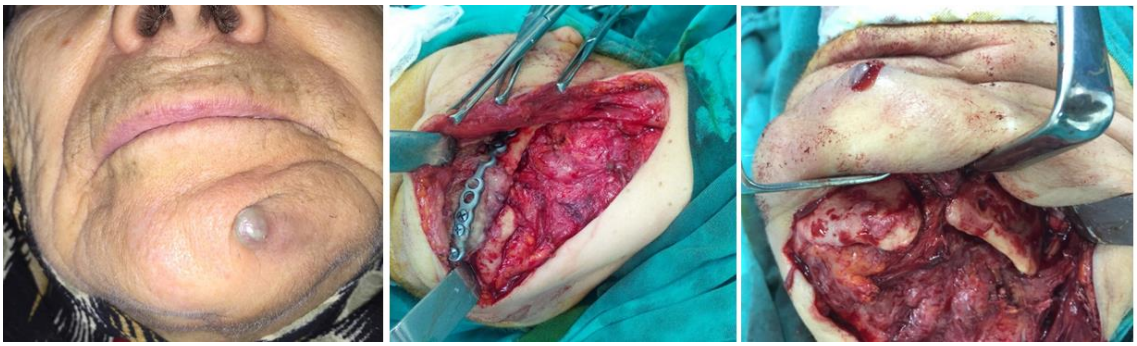
Vida gevşemesi fonksiyon sırasında ağrıya neden olması dışında yumuşak dokunun da ekspozuna neden olabilir. (Şekil 3.3 ve şekil 3.4)



Şekil 3.2. Kontralateral kuvvet (tek taraflı çiğneme) sonucunda vidaların modelden ayrışması



Şekil 3.3. Bifosfonat nekrozuna bağlı patolojik fraktür gelişen vakada rezeksiyon öncesi alınan koronal ve aksiyel tomografi kesitleri (lateral segmental rezeksiyon olgusunun radyografik örneği)



Şekil 3.4. Rezeksiyon sonrası rekonstrüksiyon plağına bağlı gelişen komplikasyonun klinik örneği (vida gevşemesi ve plak mobilitesine bağlı plak preekspozu) ve operatif görüntüler

4.TARTIŞMA

Yapılan çalışmada, 13 poliüretan mandibula üzerinde lateral segmental defekt oluşturulup farklı fiksasyon yöntemleri uygulanmıştır. Bu çalışmada fiksasyon yöntemlerinin lineer kuvvet altında yer değişikliği ve 1 mm, 3 mm, 5 mm ve 7 mm yer değişikliğine neden olan kuvvetler, maksimum kuvvet dayanımı ve modellerin başarısız olma şeklinin araştırılması amaçlanmıştır.

Biyomekanik çalışmalar vakaların sanal ortamda ya da modeller üzerinde örneğini çıkararak olası komplikasyonların ön tahminini yapmaktadır ve bunların önüne geçecek yeni tasarımların ya da metodların ortaya çıkarılmasını hedeflemektedir. Kanser, travma, osteonekroz veya tümörler nedeniyle çenede rezeksiyon uygulanan vakalarda segmentleri fikse etmek için kullanılan plak ve implantlara bağlı çeşitli komplikasyonlar rapor edilmiştir.

Arden ve arkadaşları (1999) yaptıkları retrospektif çalışmada lateral segmental rezeksiyon uygulanmış mandibulalarda oluşan komplikasyonları ve komplikasyonların oluşumuna etki eden olası faktörleri değerlendirmişlerdir. 31 vakanın ortalama 37 ay takip edildiği bu çalışmada vakaların %29 unda plağın çıkarılmasıyla sonuçlanan vida gevşemesi olduğu, vakaların %29 unda plak ekspozu oluştuğu, %14 ünde enfeksiyon, %7 sinde osteomyelit, %7 sinde ise plak kırığı meydana geldiği rapor edilmiştir. 5 cm den daha uzun defektlerde komplikasyon oranının istatistiksel olarak anlamlı oranda arttığı da aynı çalışmada rapor edilmiştir. Atılgan ve arkadaşları (2010) yaptıkları literatür incelemelerinde mandibulaya uygulanan rekonstrüksiyon plaklarında %2,8 ve %9,3 arasında plak kırılması komplikasyonu meydana geldiğini rapor etmişlerdir.

Boyd ve arkadaşları (1995) flep ve rekonstrüksiyon plağı uygulanan vakaları retrospektif ve prospektif olarak analiz ettikleri çalışmalarında plak komplikasyonlarının santral defektlerde istatistiksel olarak anlamlı oranda daha fazla meydana geldiğini rapor etmişlerdir. Plak kırıklarının klasik olarak çoğunlukla defekte komşu alanda oluştuğu görülmüştür. THORP ve paslanmaz çelik rekonstrüksiyon plaklarının uygulandığı eski tarihli bu araştırmada iki plağın komplikasyon oranları sırasıyla %15, %23 olarak rapor edilmiştir. Komplikasyon oranları güncel literatüre oranla çok daha fazladır. Yapılan çalışmalar ile biyomekanik dayanımın artmasıyla komplikasyon oranlarının düştüğü görülmektedir.

50 yaşında mandibulada fibromiksom rezeksiyonu ve fibula flep ile rekonstrüksiyon planlanan olguda kişiye özel tasarlanmış implant uygulamasının vakada, hem mandibula dış ve alt sınır konturlarının simetrisini, hem de mandibulanın yapısal bütünlüğünü güvenli bir şekilde sağladığı rapor edilmiştir. Fibula flebinin dental implant uygulamasını kolaylaştıracak şekilde daha koronale yerleştirilmesini ve fibulanın daha donör sahadan alınmadan plağa fikse edilmesini sağlayan bu tasarım ile plakların dayanımının yanısıra, estetik ve fonksiyonel açıdan da tatmin edici sonuçlar vermesi gerektiği vurgulanmaktadır. (Goodson ve ark 2016).

İnsanlar üzerinde yapılan araştırmalar değerlendirildiğinde uygulanan rekonstrüksiyon plaklarının biyomekanik dayanımları ve çene yüz estetiğini sağlamadaki başarıları hastaların hayat standartlarını etkilemektedir. Bu nedenle biyomekanik olarak daha dayanıklı, olası komplikasyonların önüne geçen, hasta fonksiyon ve estetik beklentilerini karşılayan plakların tasarlanması, test edilmesi ve literatüre sunulması oldukça önemlidir.

Bu çalışmada standardizasyon amacıyla poliüretan standart mandibulalar kullanılmıştır. Standart mandibulalarda bilgisayar ortamında hazırlanmış klavuz kullanılarak standart bir devamlılık defekti oluşturuldu. Biyomekanik çalışmalarda maymun mandibulaları (Lye ve ark 2011, Chanchareonsook ve ark 2014), koyun mandibulaları (Gursoytrak ve ark 2018; Ozden ve ark 2006) kullanılabilmektedir. Koyun mandibulası, uygulanan cerrahi yöntem ve materyallerin değerlendirilebilmesi için insan mandibulasına boyut ve yapısal yönden en çok benzeyen modellerden biridir. Ortognatik cerrahi ve kırık fiksasyonlarının değerlendirildiği birçok çalışmada koyun mandibulası kullanılmıştır (Uckan ve ark 2001, Cilasun ve ark 2006, Özden ve ark 2006, Esen ve ark 2012). Mandibular endoprotezlerin değerlendirildiği maymunlar üzerinde yapılan çalışmalarda maymunlar sakrifiye edildikten sonra mandibulalar biyomekanik teste tabi tutulmuştur (Lye ve ark 2011, Chanchareonsook ve ark 2014). Koyun mandibulaları taranan tüm çalışmalarda hemimandibula olarak kullanılmıştır (Ozden ve ark 2006, Gursoytrak ve ark 2018). Maymun mandibulaları ise tam mandibula olarak biyomekanik teste tabi tutulmuştur (Chanchareonsook ve ark 2014). Grohmann ve arkadaşları (2015) insan kadavra mandibulaları üzerinde skapula, fibula ve iliak greftlerin fiksasyon yöntemlerini biyomekanik olarak değerlendirmişlerdir. Ancak bu çalışmada da kadavralar arasındaki değişkenlerin çalışma sonuçlarında sapma oluşmasına (biasa) neden olabileceği sonucu ortaya çıkmıştır.

Son dönemde yapılan çalışmalarda insan mandibulasını taklit eden poliüretan modellere rastlanmaktadır (Van Sickels ve ark 2005, Ribeiro-Junior ve ark 2010, Sato ve ark 2010, Matsushita ve ark 2011, Pereirofilho ve ark 2013). Şekil, boyut olarak mandibulayı taklit eden bu modellerin elde edilmesinin kolay olması ve standardizasyon sağlaması gibi avantajları bulunsa da yapısal özellikleri kemikten farklılık gösterebilir. Yine de biyomekanik çalışmalarda poliüretan mandibulalar standardizasyon açısından daha çok önerilmektedir (Wong ve ark 2010). Maksillofasiyal fiksasyon yöntemlerinin in vitro testinde poliüretan modellerin kullanımı çeşitli araştırmacılar tarafından uygun bulunmuştur (Bredbenner ve ark 2000; Haug ve ark 2001; Haug ve ark 2002, Schupp ve ark 2007, Haug ve ark 2008, Fontana ve ark 2016). Sentetik mandibulaların uniform yapısı sayesinde örneklem daha az tutulabilmektedir (Doty ve ark 2004).

Bredbenner ve Haug (2000) sentetik mandibulalar ile kadavra mandibulaların biyomekanik özelliklerini karşılaştırmışlar ve 2,4 mm lik vidaların yerleşme torku ve sökülme kuvvetinin benzer olduğunu tespit etmişlerdir. Bu nedenle poliüretan mandibulaların kullanımı teşvik edilmiştir. Ayrıca Grohmann ve arkadaşları (2015) insan kadavraları üzerinde yapmış oldukları biyomekanik çalışmada da kadavralar arasındaki varyasyonların deneyi olumsuz etkilediğini savunmuşlar bu nedenle sonlu eleman analizi gibi sanal testler ile çalışmanın desteklenmesi gerektiğini savunmuşlardır.

Sagital split osteotomisi uygulanan mandibulalarda fiksasyon yöntemlerinin stabilitelerinin araştırıldığı biyomekanik çalışmaların değerlendirildiği bir derlemede çalışmalarda büyük oranda poliüretan model tercih edildiğini rapor etmiştir (Kuik ve ark 2018). Ayrıca insan çenesinde kırığa neden olan kuvvet sınırı 700 N ila 2400 N arasında rapor edilmiştir (Unnewhr ve ark 2003). Bu çalışmada model kırığı ile sonuçlanan örneklerde kırığın 900N ve üzeri değerlerde meydana geldiği görülmüştür. Bu bulgular da poliüretan modellerin doğal kemik ile uyumlu biyomekanik özellikler sağladığını göstermektedir.

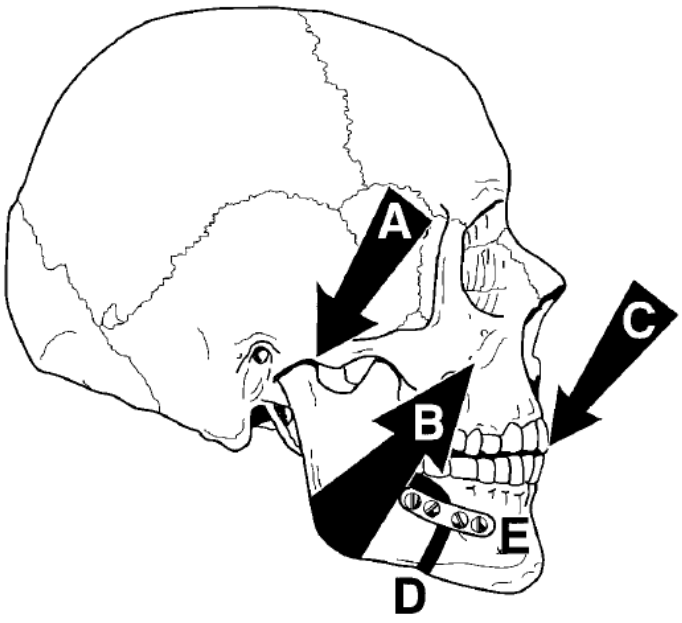
Bu çalışmada rezeksiyon sahası olarak angulusu içeren lateral segmental defekt seçilmiştir. Bunun nedeni bu tip defektler daha sık görülmekle birlikte (Shibahara ve ark 2002, Coletti ve ark 2009, Ettl ve ark 2010) plak kırığı da bu tip defektlerde daha sık rapor edilmiştir (Katakura ve ark 2004).

Segmental defektlerde yapılan biyomekanik çalışmalara bakıldığında lateral segmental defektin sıklıkla test edildiği görülmüştür. Doty ve arkadaşları (2004) kanin dişten angulusun ön sınırına uzanan 4 cm lik defekt üzerinde çeşitli kalınlıklardaki rekonstrüksiyon plaklarını karşılaştırmışlardır. Fontana ve arkadaşları (2016), 3 cm lik korpustaki lateral segmental defektte fibula flap rekonstrüksiyonunda uygulanan fiksasyon tekniklerini servohidrolik test yöntemi ile karşılaştırmışlardır (Fontana ve ark 2016). Schupp ve arkadaşları (2007) kilitli plak ve rekonstrüksiyon plaklarını kanin ve 3. molar diş arasında oluşturdukları angulusu içine almayan korpus defekti üzerinde test etmişlerdir. Rendenbach ve arkadaşları (2017) LC yani sağ korpus ve simfisi içine alan defektte fibula flap fiksasyon yöntemlerinin karşılaştırmışlardır. Literatürde angulusu içine almayan korpus rezeksiyon defektlerinde biyomekanik çalışmalar yapılmış olup, angulusun da rezeke edildiği lateral segmental defektlerin biyomekanik davranışlarının araştırılmadığı gözlenmiştir (Fontana ve ark 2016).

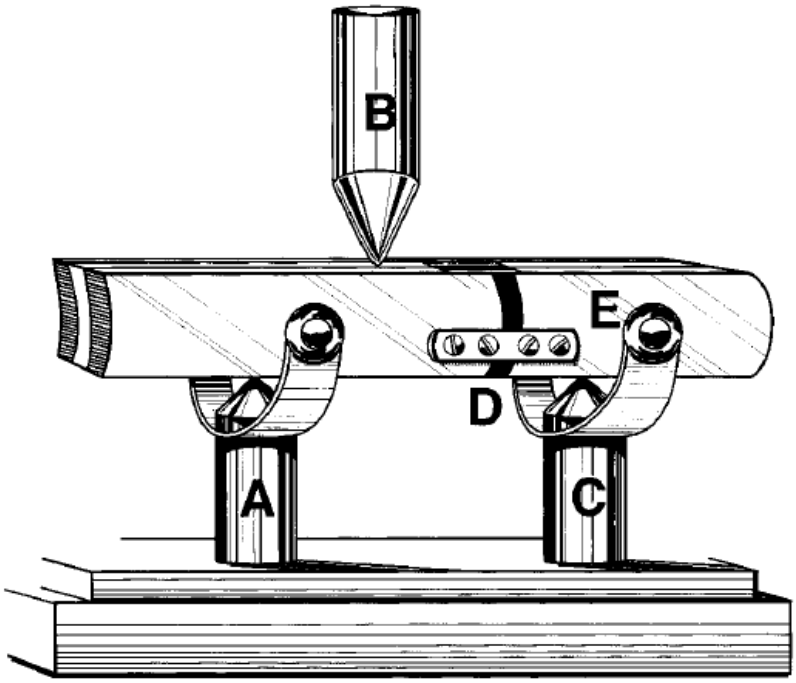
Korpusta oluşturulan segmental defektlerin biyomekanik testinde çiğneme kuvvetlerinin doğru simule edilebilmesi amacıyla uygulanan kuvvet rezeke edilen taraf ile sağlam taraf arasında çeşitli oranlarda dağıtılmıştır. Mandibula modele uygulanması planlanan çiğneme kuvvetinin %70 sağlıklı tarafa %30 rezeke edilen tarafa uygulanmasının çiğneme kuvvetlerinin dağılımını doğru simule ettiği iddia edilmiştir. Her ne kadar rezeke edilen tarafta dental yapılar da kaybedileceğinden ilgili tarafta çiğneme yapılamayacak olsa da, kaslar ve tendonların angulusa yapışıklığının devam ettiği gözönüne alınarak %30/%70 çiğneme kuvveti dağılımının uygun olduğu kanısına varılmıştır (Schupp ve ark 2007). Gutwald ve arkadaşları (2017) aynı lokalizasyonda oluşturulan segmental defektte bu oranı da yok sayarak çiğneme kuvvetinin her iki tarafa da eşit oranda uygulamışlardır. Korpustan daha geniş rezeksiyonlarda, örneğin angulusu içine alan defektlerde ipsilateral masseter ve medial ptergoid kas kuvvetlerinin uygulanamayacağı iddia edilmiştir (Narra ve ark 2014). Angulusun rezeke edildiği olgularda ilgili alana yapışan kaslarında diseke edildiği gözönüne alınırsa ilgili tarafta mandibulaya çiğneme kuvveti iletilemez. Bu durumda çiğneme kuvveti esas olarak kontralateral yani sağlam taraftaki kas ataçmanları tarafından uygulanacaktır. Bizim çalışmamızda da angulus rezeke edildiğinden, ipsilateral medial ptergoid ve masseter kasları çiğneme kuvveti oluşturamayacakları için, modeller üzerinde sadece kontralateral çiğneme kuvvetlerini uyguladık. Biyomekanik çalışmalar hakkında İngilizce literatür taramasında angulusun rezeke edildiği lateral segmental defektlerde

oluşan kas kuvvetleri ile ilgili bilgiye rastlanamamıştır. Bulabildiğimiz kadarıyla bizim çalışmamız İngilizce literatürde unilateral çiğneme kuvvetlerinin plaklar üzerindeki etkisini test eden ilk çalışma olacaktır.

Fiksasyon yöntemlerinde stabilitenin incelendiği deneysel biyomekanik çalışmalarda genellikle iki test modelinin kullanıldığı görülmektedir. Bunlar iki nokta ve üç nokta bükme modelleridir. Çalışmaların çoğu ortognatik cerrahi ya da kırık fiksasyonuna yönelik biyomekanik çalışmalardır. Cantilever bending (cantilevered beam) olarak da bilinen iki nokta modeli birçok çalışmada kullanılmıştır (Brasileiro ve ark 2009; Sato ve ark 2010; Pereirafilho ve ark 2013). Ancak iki nokta modeli insan çiğneme sistemini tam olarak taklit edememektedir. Klinik olarak anlamlı olmayan düşük kuvvetlerde yüksek deplasman değerlerinin ortaya çıkması gibi sorunları beraberinde getirmektedir. Bu durum fiksasyon materyallerinin pratik hayatta değerlendirilmesini güçleştirmektedir. Armstrong ve arkadaşları (2001) mandibula hareketlerini daha iyi taklit eden üç nokta modelini geliştirmişlerdir. Üç nokta modeli iki nokta modeline göre diğer araştırmacılar tarafından tercih edilen bir biyomekanik model olmuştur (Özden ve ark 2006, Ribeiro-junior ve ark 2010). Bu deneysel modelde eklem ve okluzal düzlem stabil varsayılarak, angulus mandibulanın kuvvet merkezi olduğu düşünülmüştür



Şekil 4.1. Armstrong ve arkadaşlarının (2001) mandibula diagramı. (**Journal of oral and maxillofacial surgery**)



Şekil 4.2. Armstrong ve arkadaşlarının (2001) geliştirdiği üç nokta modeli. (**Journal of oral and maxillofacial surgery**)

Üç nokta modeli kırık ve ortognatik cerrahi stabilitelerinin değerlendirildiği çalışmalarda genellikle hemimandibulalarda uygulanmıştır (Cural ve ark 2018, Gürsoytrak ve ark 2018). Ramus bölgesi ve simfiz bölgesi sabitlenir ve angulus hizasından kuvvet uygulanır. Ramus bölgesi kondil tarafından oluşan direnci temsil eder, simfiz bölgesi oluşan çiğneme kuvvetlerini temsil eder. Kuvvetin uygulandığı alan da okluzyondan gelen yiyeceğin meydana getirdiği direnci temsil eder (Ribero Junior ve ark 2010).

Lateral segmental defektlerde uygulanan materyallerin test edildiği çalışmalarda da üç nokta testi uygulanmıştır. Ancak bu çalışmalarda mandibula bir bütün halinde kullanılmış, hemimandibula olarak kullanılmamıştır Her iki kondil ve keser dişler desteklenerek bilateral angulus bölgesinden kuvvet uygulanmıştır (Schupp ve ark 2007, Gutwald ve ark 2017). Mandibular angulusun da rezeke edildiği geniş rezeksiyon vakalarında ipsilateral medial ptergoid ve masseter kas kuvvetlerinin uygulanamayacağından çiğneme kuvveti esas olarak kontralateral yani sağlam tarafa uygulanacaktır. Bu çalışmada angulusun da rezeke edildiği bir olgu örneğini simule edildiği için, bu deney düzeneği tek taraflı çiğnemeyi uygulayacak şekilde modifiye

edildi. Doty ve arkadaşları (2004) da tek taraftaki kondili sabitleyip, kontralateral molar bölgeden kuvvet uygulayarak rezeksiyon alanını fikse eden rekonstrüksiyon plaklarını test etmişlerdir.

Rezeksiyon uygulanmış mandibulalarda çiğneme kuvvetlerinin büyük oranda azaldığı çeşitli çalışmalarda rapor edilmiştir. Maurer ve arkadaşları (2006) mandibulada rezeksiyon uygulanmış 20 hastanın postoperatif çiğneme kuvvetlerini değerlendirmişlerdir. Çoğunluğu rekonstrüksiyon plağı ile fikse edilmiş vakaların molar bölgede maksimum 186 N ısırma kuvvetine eriştiğini rapor etmişlerdir. 5 mandibular rezeksiyon uygulanan vakanın tedavi öncesi ve sonrasında çiğneme kuvvetlerinin gnatodinamometre ile ölçüldüğü çalışmada postoperatif çiğneme kuvvetinin ortalama % 78 azalma gösterdiğini rapor etmişlerdir.

Postoperatif ısırma kuvveti kaybı ile ilgili çalışmalara ortognatik cerrahi alanında daha sık rastlanmaktadır. Sagital split ramus osteotomisi uygulanan hastalarda operasyon sonrası çiğneme yeteneğini değerlendiren çalışmalar bulunmaktadır. Harada ve arkadaşları (2000) mandibular prognatizmi olan hastaların okluzal kontak alanlarını ve ısırma kuvvetlerini sagital split osteotomisi öncesinde ve sonrasında değerlendirmişlerdir. Çiğneme kuvvetinin postoperatif 2. haftada ortalama 66.5±33.4 N; 4. haftada 128.8±53.0 N; 2. ayda 193.7±87.0 N; 3. ayda 249.1±101.8 N; 6. ayda ise 301.5±181.5N olduğunu bildirmişlerdir. Iwase ve arkadaşları (2006) ortognatik cerrahi sonrasında preoperatif ısırma kuvvetlerine, postoperatif 3. aydan sonra ulaşılabildiğini bildirmişlerdir.

Haug ve arkadaşları (2002) angulusta meydana getirdikleri kırık hattında farklı fiksasyon sistemlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, literatürdeki postoperatif ısırma kuvvetlerini değerlendirdiklerinde kontralateral molara 200 N'a kadar olan yüklemenin değerlendirilmesinin yeterli olacağı kanısına varmışlardır.

Defektlerde kişiye özel rekonstrüksiyon plağı tasarımı ve klinik kullanımı sıklıkla uygulanmaktadır. Lateral segmental defektlerde sinüs dalgası şeklinde, kaudal yerleşimli ya da anatomiye özel delik yerleşim dizaynının uygulandığı çeşitli plaklar tasarlanmış ve biyomekanik olarak teste tabi tutulmuşlardır (Knoll ve arkadaşları 2006, Al-Ahmari ve ark 2015, Goodson ve ark 2017). Biz de çalışmamızda bu dizaynları

dikkate alarak kaudal ve bukkalden vidalanan kaudobukkal yerleşimli rekonstrüksiyon plaklarının biyomekanik dayanıklılığını değerlendirdik.

Kişiye özel rekonstrüksiyon plaklarının düz ve sinüs dalgalı olarak planlandığı bir sonlu eleman çalışmada sinüs dalgası şeklindeki rekonstrüksiyon plağının stres dağılımının daha iyi olduğu hem de greft ile temas alanı daha fazla olduğu için avantajlı olduğu savunulmuştur. Ayrıca sinüs dalgası şeklinde dizayn edilmiş plaklarda oluşan stresin lineer klasik rekonstrüksiyon plaklarına göre daha az olduğu rapor edilmiştir. Vida komplikasyonları ile ilgili çıkarım yapmak için vida üzerindeki stres değerlendirilmiş ve yine sinüs dalgası yani zikzak şeklindeki rekonstrüksiyon plağında vidalarda oluşan stres lineer plaklara göre daha az bulunmuştur (Al-Ahmari ve ark 2015). Lineer olmayan vida yerleşiminin daha iyi biyomekanik dayanım göstermesi bu çalışmada kullanılan kişiye özel plakta da vida deliklerini Al ahmari ve arkadaşlarının (2015) sanal olarak tasarladıkları sadece bukkalden zikzak şeklinde vidalanan plaktan farklı kaudal ve bukkalde yerleşen zikzak şeklinde vidalar olarak tasarlamamıza neden oldu.

Schuller ve arkadaşları (2009) santral ve lateral defektlerde rekonstrüksiyon plağını kaudal ve bukkal pozisyonda yerleştirmişlerdir. Santral defekt kanin kanin arasında konumlanırken, 1. premolar diş ile mandibular angulus arasındaki defekt lateral defekt olarak teste tabi tutulmuştur. Hemimandibular defekt ise rekonstrüksiyon plağı ile onarımı imkansız olduğundan deneyden çıkarılmıştır. Sabitlemek için yerleştirilen vidalar rezeksiyon sınırına 5 mm uzaktan başlayarak monokortikal olarak yerleştirilmiştir. Anterior ve lateral defektlerde greftli ve greftsiz, kaudal ve bukkal rekonstrüksiyon plağı bulunan versiyonlar da değerlendirilmiştir. Toplam 6 grubun değerlendirildiği çalışmada greft ayrıca mikroplaklarla da fikse edilmiştir. 50 N luk ısırma kuvveti uygulanmıştır. Isırma kuvveti rezeksiyon sonrası postoperatif 2 haftalık periyod baz alınarak 50 N olarak seçilmiştir. Kaudal pozisyondaki plağın vidalarında daha az stres oluştuğu gözlenmiştir. Ayrıca kaudal plak kullanımının operasyonu ve greftin yerleştirilmesini kolaylaştırdığı savunulmuştur (Schuller ve Gotzburg 2009).

Knoll ve arkadaşları (2006) lineer deliklere sahip konvansiyonel rekonstrüksiyon plakları ile karşılaştırıldığında kare veya dikdörtgen şeklindeki 4 lü vida konfigürasyonunun hem vidada hem kortikal kemikte hem de rekonstrüksiyon plağında en az strese neden olduğunu rapor etmişlerdir. Bu çalışmada kullanılan kişiye özel plakta kaudal ve bukkal yerleşimli plak ve vida tasarımı Knoll ve arkadaşlarının

önerdiği dörtgen yerleşimli vida konfigürasyonunda olduğu gibi lineer vida yerleşimine göre daha iyi biyomekanik davranış sergilemektedir. Bu çalışmada tasarlanan kişiye özel plakta Knoll ve arkadaşlarının (2006) sanal olarak tasarladıkları plaklardan farklı olarak vidalar sadece bukkalden değil hem kaudal hem bukkalden uygulanmıştır.

Goodson ve arkadaşları tek vakada kullandıkları kişiye özel lazer sinterleme ile üretilmiş plağı teknik rapor olarak sunmuşlardır. Tümör ve vaskülarize flep ile rekonstrüksiyon planlanıp uygulanan vakada koronoid proses, angulus ve büyük oranda ramus rezeke edilmiş olup, kondiler segnente plağın tutunması için lineer delik dizaynı yerine rezidüel sağlıklı kemiğe uzantı ve bu uzantıya vida deliği yerleştirilmiştir (Goodson ve ark 2016). Narra ve arkadaşları (2014) korpus defekti bulunan bir vakada kaudal ve bukkalden uygulanan plağı, korpus ve ramusu içine alan defekti bulunan vakada kaudalden uygulanan plağı sonlu eleman analizi ile değerlendirmiştir (Narra ve ark 2014).

Kişiye özel plaklar lazer sinterleme ve CAD-CAM gibi teknikler ile üretilebilmektedir (Tarsitano ve ark 2016, Goodson ve ark 2017, Rendenbeach ve ark 2017).

Tarsitano ve arkadaşları (2016) yüz simetrisini sağlamada rezeksiyon ve vaskülarize flep ile rekonstrüksiyon uygulanan vakalarda kişiye özel plak ve konvansiyonel cerrahiyi karşılaştırmışlardır. Kişiye özel plak uygulanan 30 hasta ve konvansiyonel rekonstrüksiyon uygulanan 30 hasta orta hat sapması, mandibular açı, bigonial mesafe parametreleri açısından değerlendirilmiştir. Kişiye özel plakların simetrinin sağlanmasında konvansiyonel sisteme göre daha üstün olduğu görülmüştür.

Bu çalışmalar ve kullanılan rekonstrüksiyon plakları gözönüne alındığında kaudo-bukkal yerleşimli kişiye özel rekonstrüksiyon plaklarının biyomekanik özelliklerinin yeterince araştırılmadığı ortaya çıkmıştır. Biz de bu nedenle hem çoğu araştırmada test edilen angulusu içermeyen sadece korpusta var olan defekt tipinden farklı bir defekt üzerinde testi uyguladık, hem de diğer rekonstrüksiyon plaklarından farklı daha da geliştirilmiş bir tasarımın biyomekanik dayanımını test ettik. Bu çalışmada angulusu içine alan lateral segmental defekt üzerinde biyomekanik test uygulandı. Ayrıca bu çalışmada angulus ve korpus rezeksiyonu sonrasında mandibulanın bazalinde defekti ve mandibulayı kaudal (bazal ve dorsal) ve bukkalden saran ikişer adet kaudalden, ikişer adet bukkalden vidalanan delikler ile fikse edilen bir

plak tasarladık. Bu tasarımda vida delikleri farklı düzlemlerde zikzak şeklinde konumlanmaktadır. Ayrıca defektten uzakta konumlanan bukkal vidaların pozisyonunu biraz daha koronale taşıyarak biyomekanik dayanıklılığını artırmayı ve mandibulanın kesme dönme hareketlerine mukavemetini artırmayı hedefledik.

Segmental defektin bulunduğu vakalarda serbest vaskülarize flep ile rekonstrüksiyon oldukça yaygındır. Bunun yanı sıra vakalarda flep ya da greft uygulanarak ya da uygulanmaksızın sadece rekonstrüksiyon plağı da uygulanabilmektedir. Fleplerin fiksasyonunda ikişer ya da birer adet miniplak ya da rekonstrüksiyon plağı kullanılabilmektedir. Bazı biyomekanik çalışmalarda özellikle miniplakların test edildiği çalışmalarda deneysel modellerde oluşturulan defekt sahasına fibula greft fiksasyonu gerçekleştirilmektedir (Grohmann ve ark 2013, Fontana ve ark 2016). 18 kadavra üzerinde yapılan biyomekanik çalışmada 4,5 cm paramedian defekt oluşturulup bu defekte iliak kretten elde edilen kemik ile rekonstrüksiyon uygulamıştır. İkişer adet miniplak, ikişer adet kilitli plak ve birer adet kilitli plak ile iliak kemiğin fikse edildiği gruplar optik okuyucu bir cihaz ile interfragmanter hareket ölçümü açısından ve başarısızlık nedenleri açısından değerlendirilmişlerdir. 100 N kuvvete kadar her üç rekonstrüksiyon yönteminin de başarısız olmadığı rapor edilmiştir (Grohman ve ark 2013). Segmental defektlerde rekonstrüksiyon plakları ile miniplakların karşılaştırıldığı çalışmalarda modelde defekt sahasına greft uygulaması yapılmıştır (Fontana ve ark 2016). Lateral segmental defektler üzerinde sadece rekonstrüksiyon plaklarının test edildiği çalışmalarda defekt sahasına greft koymaksızın biyomekanik çalışmalar uygulanmıştır (Doty ve ark 2004, Schupp ve ark 2007, Gutwald ve ark 2017). Defekt alanına konulan greftin yerli kemik ile hemen kaynaması mümkün değildir. Bu nedenle erken dönemde greftin stabiliteye katkısının olmadığı düşünülür. Sadece rekonstrüksiyon plaklarının test edildiği biyomekanik çalışmalarda, greft ya da flep uygulamaksızın elde edilen sonuçların her iki duruma da hitap ettiği rapor edilmiştir (Gutwald ve ark 2017).

Tasarlamış olduğumuz bu plağı literatürde sıkça araştırılmış bir kontrol grubu ile karşılaştırdık. Bu çalışmada kontrol grubu olarak 2,4 mm lik kilitli rekonstrüksiyon plağı seçildi. Doty ve arkadaşları (2004) mandibulada oluşturdukları 4 cm'lik korpus defektlerine 3,0 kilitli rekonstrüksiyon plağı, 2,4 rekonstrüksiyon plağı ve 2,4 düşük profil rekonstrüksiyon plağı uygulamışlardır. Bir grupta da rezeksiyon uygulanmayan sağlıklı mandibulalar kontrol grubu olarak teste tabi tutulmuş. Her gruptan 3 er tane

model statik lineer kuvvet altında teste tabi tutulmuşlardır. Bunun için de kontralateral molara plastik deformasyon olana kadar yük uygulanmış ve yük/ yer değişikliği grafiği elde edilmiştir. Üç plak çeşidinin istatistiksel olarak benzer biyomekanik özellikler sergilediğini rapor edilmiştir (Doty ve ark 2004). Schupp ve arkadaşları (2007) korpusta oluşturulan segmental defekte 2,4 mm çapında kilitli vida plak, 2,4 mm çapında kilitli olmayan vida ve kilitli plak, 2,7 mm rekonstrüksiyon plağı, 1mm offset ile uyumlandırılmış 2,4 mm kilitli plak uygulanan gruplar servohidrolik teste tabi tutulmuşlar. 30-300 N döngüsel kuvvet uygulanarak dinamik kuvvetler altında uygulanan biyomekanik testin sonucunda 2,7 mm rekonstrüksiyon plağının daha stabil olduğu görülmüştür (Schupp ve ark 2007). Fontana ve arkadaşları (2016) 14 poliüretan modelde 3 cm'lik lateral segmental defekt oluşturmuşlar ve 3 farklı fiksasyon tekniği ile fibula greft modelini ve segmentleri fikse etmişlerdir. Birinci grupta, ikişer tane 2 mm'lik miniplaklar ile her osteotomi bölgesi fikse edilmiştir. İkinci grupta 2,3 mm'lik rekonstrüksiyon plağı, üçüncü grupta ise 2,7 mm'lik rekonstrüksiyon plağı kullanılmıştır. Kilitli ve monokortikal vidalar kullanılmıştır. Modeller MTS cihazına okluzalden sabitlenip inferiordan çiğnemeyi taklit eden kuvvet uygulanmıştır. Modelin ve vidaların başarısızlığına neden olan maksimum kuvvet ve yer değiştirme not edilmiştir. 2,3 mm lik rekonstrüksiyon plağının 2,7 ve 2 mm'lik plaklara göre daha dayanıklı olduğu görülmüştür (Fontana ve ark 2016). Ayrıca daha kalın plaklar uyumlandırma güçlüğü yaratarak operasyonu güçleştirirler. Yapılan çalışmalar plak kalınlığı arttıkça yara iyileşmesinin olumsuz etkilendiği ve plak açılmalarının daha fazla meydana geldiğini savunmuşmuştur (Poglio ve ark 2011). Bu çalışmalar değerlendirildiğinde 2,4 mm lik plak kontrol grubu olarak seçilmiştir.

Çalışmamızda tasarım plaklar ile konvansiyonel plakların kalınlığı ve üretildikleri materyalin aynı olması sağlandı. Ayrıca plaklarda benzer bölgelerde aynı sayıda delik olması sağlanarak iki grup arasında vida deliği sayısının sonuçlara etki edebilecek bir değişken olmasının önüne geçildi. Ayrıca plaklar standart mandibulalara ve standart defektlere uygulandı. Böylece deney grubu ile kontrol grubu arasında teste tabi tutulan değişkenin kişiye özel rekonstrüksiyon plağının kaudobukkal tasarımı olması sağlandı.

Servohidrolik test sırasında yorgunluk analizinde 30-300 N arası kuvvet uygulanmıştır. Bu kuvvet oluşturulan bir tahterevalli ile rezeksiyon tarafına %30 sağlıklı tarafa %70 oranında tahsis edilmiştir (Schupp ve ark 2007). Benzer mekanizma

ile test yapan Gutwald ve arkadaşları (2017) tahteravalli kullanmayıp kuvveti yarı yarıya bölmüştür. Mandibuladaki kuvvetleri tam anlamıyla taklit etmek güçtür; bu nedenle kuvvetleri basitleştirmek testlerin tekrar edilebilirliliğini ve diğer çalışmalar ile karşılaştırılabilmesini kolaylaştırır.

Servohidrolik test sırasında mandibulaya gelen kuvvetlerin en iyi şekilde taklit edilebilmesi için Armstrong tarafından geliştirilen 3 nokta fiksasyonu tercih edilir (Armstrong ve ark 2001, Özden ve ark 2006)

Knoll ve arkadaşları (2006) dişsiz mandibulada angulusta standart defekteler oluşturup uygulanan plakların sonlu eleman analizini yapmışlardır. Sanal olarak defekte 2,7 mm'lik rekonstrüksiyon plağı yerleştirilip anteriora 135 N çiğneme kuvveti uygulandığında oluşan stresin kemik ve titanyumun kapasitesinin üzerine çıktığını görmüşler ve bunun yorgunluğa bağlı kırıklara veya strese bağlı kemik rezorbsiyonu ve vida gevşemesine neden olacağını iddia etmişlerdir. Bu nedenle Knoll ve arkadaşları (2006) rekonstrüksiyon plağının kemik plak temas yüzeyini maksimize edecek ve üçgen ya da dörtgen konfigürasyonda vida yerleşimine izin verecek şekilde yeniden dizaynını önermişlerdir. Kare veya dikdörtgen şeklindeki 4 lü vida konfigürasyonunun hem vidada hem kortikal kemikte hem de rekonstrüksiyon plağında en az strese neden olduğunu rapor etmişlerdir.

Gutwald ve arkadaşları (2017) mandibulada oluşan stresleri greft kullanmadan hesap etmişlerdir. Ancak bu veriler primer rekonstrüksiyona uyarlanabilir. Çünkü greft ve mandibula arasındaki iyileşme ancak 2-3 ayda gerçekleşebilir (Marx, 2007). Bu süreçte yük plağa iletilir. Ayrıca greft boyutları ve şekilleri değişken olduğundan (Goh ve ark 2008) greftsiz teste tabi tutma tercih edilmiştir (Gutwald ve ark 2017).

Uygulanan bu deneyde maksimum kuvvet, maksimum yer değişikliği, 1 mm, 3 mm , 5 mm, 7 mm yer değişikliğine neden olan kuvvetler ile, 80 N, 100 N, 200 N, 300 N, 400 N, 500 N gibi çiğneme kuvvetleri altında meydana gelen yer değişiklikleri parametrelerini iki grup için değerlendirdik ve karşılaştırdık. De Medeiros ve arkadaşları (2016) mandibular korpus ve kontralateral angulusta meydana gelen bilateral kırıklarda çeşitli fiksasyon tekniklerini karşılaştırmışlar. Birinci grupta kırık hatlarına 4 delikli plak, ikinci grupta 6 delikli plak, üçüncü grupta 4 delikli boşluklu ve kilitli plak, dördüncü grupta korpusa 2 adet 4 delikli boşluklu miniplak, angulusa 1 adet 4 delikli boşluklu miniplak, beşinci grupta 2 şer adet 4 delikli boşluklu plak korpusa ve

angulusa uygulanmıştır. Gruplar arasında karşılaştırma için maksimum kuvvet, maksimum yer değiştirme, 3, 5, 7 mm yer değişikliğine neden olan kuvvetler şeklindeki parametreler değerlendirilmiştir. Pereira Filho ve arkadaşları (2013) poliüretan sagital split ramus osteotomisi yapılmış hemimandibulalarda 3 farklı fiksasyon yönteminin 10 mm dislokasyonu için gerekli kuvvet miktarını biyomekanik olarak iki nokta modeli ile karşılaştırmışlardır. Maksimum kuvvet ve maksimum yer değişikliği, segmental defektlerde rekonstrüksiyon plaklarının değerlendirildiği diğer çalışmalarda da gruplar arasında karşılaştırılan parametrelerdendir (Doty ve ark 2004, Fontana ve ark 2016). Bu çalışmada biz de maksimum kuvvet, maksimum yer değişikliği, 1 mm, 3 mm, 5 mm, 7 mm yer değişikliğine neden olan kuvvetlerin iki grup arasında karşılaştırmasını yaptık.

Maksimum kuvvet parametresi osteosentez materyallerinin karşılaştırıldığı birçok biyomekanik çalışmada kullanılan bir parametredir. Örneğin sagital split osteotomisinda fiksasyon amacıyla kullanılan materyallerin karşılaştırıldığı çalışmalarda maksimum kuvvet değerlendirilmiştir. (Özden ve ark 2006, Sato ve ark 2010). Sato ve arkadaşları (2010) sagital split ramus osteotomisi ile mandibular ilerletme sonrası kullanılan 90 derece, 60 derece lineer vida fiksasyonu, ters L konfigürasyonu vida fiksasyonu ve miniplak uygulanan grupları mekanik teste tabi tutmuşlar. Bu deney için her grupta 10 adet poliüretan hemimandibula modeli kullanılmıştır. Kalıcı deformasyonun oluştuğu pik noktası kuvvet değeri ve deplasman değerlerini kaydetmişlerdir. Lateral segmental defektlerde rekonstrüksiyon plaklarının değerlendirildiği bazı çalışmalarda da maksimum kuvvet ve maksimum deplasman verileri gruplar arası karşılaştırma amacıyla kullanılmıştır (Doty ve ark 2004, Fontana ve ark 2016).

Haug ve arkadaşları (2002) angulusta meydana getirdikleri kırıkta 2 mm, 2,4 mm'lik kilitli ve kilitsiz plakları tam uyumlu 1 mm offset ile uyumlandırılmış, 2 mm offset ile uyumlandırılmış olacak şekilde modellere uygulayıp maksimum kuvvet, maksimum displasman ve katılık (stifnes) parametreleri açısından gruplar arası karşılaştırma yapmışlardır. Bu çalışmada plak uyumunun özellikle kilitsiz plaklarda biyomekanik özellikleri etkilediği sonucuna varmışlardır. Biz de çalışmamızda benzer parametreleri inceledik ve standardizasyon amacıyla bu çalışmanın sonuçlarını dikkate alarak her ne kadar kilitli rekonstrüksiyon plağı kullanıyor olsak da 0 offset ile uyumlandırmayı tüm modellerde sağladık.

Rekonstrüksiyon modellerinde benzer materyalleri karşılaştıran çalışmalar ile bu çalışma karşılaştırıldığında bazı noktalarda farklılıklar olduğu görülmüştür. Fontana ve arkadaşları (2016) 14 poliüretan modelde 3 cm lik lateral segmental defekt oluşturmuşlar ve 3 farklı fiksasyon tekniği ile fibula greft modelini ve segmentleri fikse etmişlerdir. Birinci grupta, ikişer tane 2 mm'lik miniplaklar ile her osteotomi bölgesi fikse edilmiştir. İkinci grupta 2,3 mm'lik rekonstrüksiyon plağı, üçüncü grupta ise 2,7 mm'lik rekonstrüksiyon plağı kullanılmıştır. Kilitli ve monokortikal vidalar kullanılmıştır. Modeller MTS cihazına okluzalden sabitlenip inferiordan çiğnemeyi taklit eden kuvvet uygulanmıştır. Modelin ve vidaların başarısızlığına neden olan maksimum kuvvet ve yer değiştirme not edilmiştir. Birinci grup 14,08 mm (±1,42 mm), ikinci grup 5,79 mm (±0,89 mm), üçüncü grup 6,03 mm (±1,59 mm) yer değişikliği göstermiştir. Birinci gruptaki yer değişikliği istatistiksel olarak anlamlıdır. Başarısızlığa neden olan kuvvetler sırasıyla 616,4 N (±33,8 N), 737,8N (±72,5 N), 681 N (±68 N). Birinci ve ikinci grup arasında anlamlı fark olduğu görülmüştür. 2,3 mm'lik rekonstrüksiyon plağının 2,7 ve 2 mm'lik plaklara göre daha dayanıklı olduğu görülmüştür. Başarısızlığın vida ve modelde olduğu plakta denaturasyon olmadığı görülmüştür. Bu çalışmada kontrol grubunda 2,4 mm'lik rekonstrüksiyon plağı kullanılmıştır. Ancak Fontana ve arkadaşlarının (2016) çalışmasından farklı olarak defekt, angulusta ve daha geniş bir defekt olarak hazırlanmıştır. 2,4 mm rekonstrüksiyon plağının fail gerçekleşene kadar dayandığı maksimum kuvvet ortalaması 638,42 N (±127 N) olarak görülmüştür. Defektin daha uzun olması başarısızlığın az farkla daha az kuvvet altında olmasının olası sebebidir. 2,3 mm lik rekonstrüksiyon plağının displasman miktarı 5,79 mm (±0,89) olarak verilirken (Fontana ve ark 2016), bu çalışmada 2,4 mm lik rekonstrüksiyon plağının maksimum yer değiştirme miktarının 11,27 mm (±3,6) olduğu görülmektedir. Yine yer değişikliğinin bu çalışmada Fontana ve arkadaşlarının (2016) çalışmasında rapor edilenden fazla çıkması defektin daha uzun olması ile açıklanabilmektedir.

Doty ve arkadaşları (2004) 32 poliüretan mandibulada 4 cm lik defektler oluşturmuşlar. Ve bu defektlere 3,0 kilitli rekonstrüksiyon plağı, 2,4 rekonstrüksiyon plağı ve 2,4 düşük profil rekonstrüksiyon plağı uygulamışlar. Bir grupta da (kontrol grubu) rezeksiyon uygulanmamış sağlıklı mandibulalar teste tabi tutulmuş. Her gruptan üçer tane modele kontralateral molara plastik deformasyon olana dek yük uygulanmış ve yük/ yer değişikliği grafiği elde edilmiş. Her gruptan beşer modele ise deney

sonlanıncaya kadar döngüsel kuvvet uygulanmıştır. Dinamik test bizim çalışmamızda uygulanmadığından statik teste tabi tutulan 3 modelin verilerinin bu çalışmada kullanılan 2,4 mm rekonstrüksiyon plağı uygulanan grubun verileri ile uyumunu değerlendirdik. Kilitli rekonstrüksiyon plağının uygulandığı grupta plastik deformasyona neden olan maksimum kuvvetin 99,7±04 N; 2,4 mm lik rekonstrüksiyon plağının uygulandığı grupta 99,8±0,3 N; 2,4 mm düşük profil rekonstrüksiyon plağının uygulandığı grupta 94±15 N olduğu rapor edilmiştir. Bu çalışmada 2,4 mm'lik rekonstrüksiyon plağı uygulanan grupta maksimum kuvvet ortalaması 638,42 N (±127 N) olarak bulunmuştur. Ayrıca Doty ve arkadaşları (2004) 3 mm kilitli rekonstrüksiyon plağı, 2,4 mm rekonstrüksiyon plağı ve 2,4 mm düşük profil rekonstrüksiyon plağında maksimum displasman miktarlarını 54,6; 49,6; 42,2 mm olarak rapor etmişlerdir. Bu çalışmada 2,4 mm'lik rekonstrüksiyon plağının maksimum yer değiştirme miktarının 11,27 mm (±3,6 mm) olduğu görülmektedir. Bu çalışma ile Doty ve arkadaşlarının çalışmasındaki maksimum kuvvet ve yer değişikliği verileri arasında büyük fark olduğu görülmektedir. Bu farkın iki çalışmada kullanılan deney düzenekleri arasındaki farktan kaynaklandığı düşünülmektedir. Çünkü Doty ve arkadaşları (2004) da tek taraftaki kondili fikse edip kontralateral molar bölgeden kuvvet vererek, rezeksiyon sonrası uygulanan rekonstrüksiyon plaklarını test etmişlerdir. Bu şekildeki düzenekte displasman miktarları kontralateral kondili destekleyen bir destek noktası olmadığından, kontralateral kondil boşlukta bulunduğundan daha fazla displasman görülecektir. Bunun dışında her üç plak tipinin de benzer biyomekanik özellikler gösterdiği Doty ve arkadaşları (2004) tarafından rapor edilmiştir.

Narra ve arkadaşları (2014) ameloblastom rezeksiyonu planlanan 47 ve 49 yaşında iki vakaya kaudobukkalden vidalanan kaudobukkal yerleşimli plak tasarlamışlardır. Vakalardan birinde plak mandibular korpustan kondile uzanırken, diğerinde çene ucundan angulusa uzanan plak tasarlanmıştır. Sonlu elemanlar analizi yapılan çalışmada plaklara mekanik test uygulanmıştır. İkinci vakada ramus ve angulus korunduğu için tüm kasların kuvvetleri modellere uygulanmıştır, ancak ilk plakta ramus angulus rezeke edildiğinden ötürü ilgili taraftaki çiğneme kaslarının uyguladığı kuvvet test sırasında taklit edilmemiştir. Plaklara kırılma meydana gelene kadar kuvvet uygulanmıştır. Geniş rezeksiyonun uygulandığı birinci plakta 65 N dan daha fazla kuvvet uygulanamamıştır; çünkü yükü uygulayan yük hücresi kaymış ve modelde defleksiyon meydana gelmiştir. İkinci plakta ise kırılma 950 N üzerinde meydana

gelmiştir. Bu çalışmadaki kişiye özel kaudobukkal plak Narra ve arkadaşlarının (2014) uyguladığı kaudobukkal plak ile karşılaştırılabilmektedir. Ancak Narra ve arkadaşları (2014) biyomekanik testi uyguladıkları düzeneği çalışmalarında tarif etmemişlerdir. Bununla birlikte büyük rezeksiyon uygulanan vakada modelin stabilitesi sağlanamadığı için 65 N'un üzerinde modelde kaymalar görülmüştür (Narra ve ark 2014). Biz de bu çalışmada tek taraflı kuvvet uygulaması sırasında kaymaların engellenebilmesi için hem yük hücresini model ile sürekli temasta kalacak şekilde uzun tasarladık hem de kondillerin kaymasını engellemek için akrilik yastıklar ile destekledik. Böylece modellerde deformasyon meydana gelene kadar kuvvet uygulanabildi. İkinci modelde rekonstrüksiyon plağında kırık meydana getiren kuvvetin 950 N olduğu rapor edilmiştir. Bu çalışmada kaudobukkal plak uygulanan grupta deformasyona neden olan kuvvet ortalaması 1398 N olarak rapor edilmiştir. İki çalışmada da rekonstrüksiyon plaklarının lazer sinterleme ile titanyumdan üretildiği gözönüne alındığında iki çalışma arasındaki farkın, detaylı olarak anlatılmadığı için deney düzeneğindeki farktan ya da plak kalınlıklarındaki farktan kaynaklandığı tahmin edilmektedir.

Yine bu çalışmada 80 N- 500 N arasında 100 N aralıklarla displasman değerleri kaydedilmiştir. 300 N üzerindeki değerlerin mandibula rezeksiyonu sonrasında değerlendirilmesi anlamlı değildir (Rendenbach ve ark 2017). Mandibulektomi sonrası vakalarda ısırma kuvveti büyük oranda azalır (Maurer ve ark 2006). Ancak okluzyonun muhafaza edildiği primer kemik rekonstrüksiyonu yapılan vakalar, bruksizmli vakalar (Cosme ve ark 2005), fibula flep ile rekonstrüksiyon uygulanıp immediate yükleme planlanan vakalar (Freudlsperger ve ark 2014, Nkenke ve ark 2016), kayda değer okluzal kuvvetler oluşturabilir ve bu da vida gevşemesi ve plak kırılmasına neden olabilir.

Flep ya da greft ile rekonstrüksiyonun uygulandığı vakalarda katılık (stiffnes) kemik iyileşmede, mineralizasyon ve ossifikasyonda kilit rol oynar. Katılık değeri fragmanlar arası mobiliteyi belirlemektedir (Bartnikowski ve ark 2016). Bu çalışmada 100, 200, 300 ve 400 N kuvvetler altında displasman değerleri karşılaştırıldığında tüm kuvvetlerde kişiye özel rekonstrüksiyon plağında displasman değerlerinin konvansiyonel rekonstrüksiyon plaklarına göre anlamlı oranda daha fazla olduğu rapor edilmiştir. Yalnız 80 N kuvvet altındaki displasman miktarları arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Bizim çalışmamızda kullanılan kişiye özel plaklarda displasman değerlerinin yüksek olması kişiye özel plakların dezavantajıdır. Katılık ve displasman

miktarları plak kalınlığı ve üretim şekli ile ilişkilendirilmiştir. Kalın plaklarda ve CAD-CAM de üretilen rekonstrüksiyon plaklarında displasman daha az bulunmuştur (Rendenbach ve ark 2017). Bu çalışmada kişiye özel plakların displasman değerlerinin yüksek olması plak dizaynı ya da laser sinter üretim ile ilişkilendirilebilir. Çünkü iki plak aynı materyalden aynı kalınlıkta üretilmiştir.

Biyomekanik çalışmalarda başarısızlık nedenleri de rapor edilmiştir. Korpusta oluşturulan segmental defekte 2,4 mm çapında kilitli vida plak, 2,4 mm çapında kilitli olmayan vida ve kilitli plak, 2,7 mm rekonstrüksiyon plağı, 1mm offset ile uyumlandırılmış. 2,4 mm kilitli plak uygulanan grupların karşılaştırıldığı çalışmada modeller servohidrolik teste tabi tutulmuşlar. Anguluslara 250.000 siklusa kadar 30-300 N arası kuvvet uygulanarak test edildiğinde 2,7 mm rekonstrüksiyon plağının daha stabil olduğu görülmüştür. Başarısızlık nedenlerinin de incelendiği çalışmada 34 plaktan 7 tanesinde plak deformasyonu, 25 modelde plak kırığı meydana geldiği görülmüştür. Dinamik kuvvetler altında teste tabi tutulan modellerin sadece 2 tanesi 250.000 siklus kuvvete dayanabilmiştir (Schupp ve ark 2007).

Mandibulada sağ korpustan sol korpusa uzanan segmental defektin fibula flep ile rekonstrüksiyonunda üç fiksasyon metodunun karşılaştırıldığı bir çalışmada dinamik kuvvetler altında test uygulanmıştır. Miniplaklar, konvansiyonel kilitli plaklar ve CAD-CAM ile üretilmiş rekonstrüksiyon plaklarının karşılaştırıldığı çalışmada miniplak ve konvansiyonel kilitli plaklarda aynı bölgede üst sınırdan kırılma meydana geldiği görülmüştür. CAD-CAM ile üretilmiş plaklarda ise başarısızlığın defekte en yakın komşulukta olan vidalarda meydana geldiği görülmüştür. İlgili çalışmada modeller kondil bölgesinden akrilik içine gömülerek sabitlenip tek taraflı premolar dişe kuvvet uygulanarak test edilmişlerdir. Bu uygulamada %70 / %30 kuvvet dağılımı uygulanmıştır. Deney düzeneği iki nokta fiksasyonu yani kantilever bending yöntemi ile kurulmuştur (Rendenbach ve ark 2017).

Kişiye özel tasarlanan bir plak ile konvansiyonel plağı karşılaştıran bir çalışmada sonlu eleman analizi uygulanarak vida ve plaklar üzerindeki gerinim dağılımı değerlendirilerek plakların muhtemel başarısızlık nedenleri araştırılmıştır. İlgili çalışmada sinüs dalgası şeklindeki kişiye özel plak ile düz konvansiyonel plak karşılaştırılmıştır. Sinüs dalgası şeklindeki plakta düz plağa göre vida deliklerinde daha az stres olduğu rapor edilmiştir. Konvansiyonel plakta vidalara gelen stresin daha fazla

olması zaman içinde kemikte rezorbsiyona ve vidalarda gevşemeye neden olmaktadır (Al-Ahmari ve ark 2015).

Lee ve arkadaşları (2018), 10 tavşan üzerinde yaptıkları deneysel çalışmada mandibulada segmental defektte kişiye özel rekonstrüksiyon plağı ile miniplak fiksasyonunu karşılaştırmışlardır. Vida gevşemesi komplikasyonu ve iyileşme sürecinin değerlendirildiği bu çalışmada, kişiye özel plaklarda vida gevşemesinin anlamlı oranda daha az olduğu, iyileşmenin de daha hızlı olduğu rapor edilmiştir. Ayrıca poröz yapıdaki implantta kemik iyileşmesinin de daha hızlı olduğu görülmüştür (Lee ve ark 2018). Hong ve arkadaşları (2019) 15 tavşan üzerinde yaptıkları deneyde segmental defektlere uygulanan kişiye özel implantlarda vida gevşemesinin daha az olduğunu rapor etmişlerdir.

Lateral segmental defektlerin fibula flep ile rekonstrüksiyonunda ikişer miniplak ile fiksasyon, 2,3 mm ve 2,7 mm rekonstrüksiyon plaklarının karşılaştırıldığı çalışmada başarısızlık nedenleri araştırıldığında plak denatürasyonu olmadığı vida ve modele bağlı denatürasyonların başarısızlığa neden olduğu rapor edilmiştir. Kilitli sistem ve mono kortikal vida tercih edilen çalışmada vida ve modellerde kırıklar oluşmuştur (Fontana ve ark 2016).

Bu çalışmada modellerde deformasyon kişiye özel plak uygulanan grupta başlıca başarısızlık nedeni iken, konvansiyonel plakların uygulandığı grupta 1 modelde plak kırılması, dört modelde vidalarda deformasyon, kalanlarda ise plastik deformasyon ve modelde kırılmalar meydana gelmiştir. Vidalarda deformasyon deney düzeneğinde tek taraflı çiğneme taklit edildiğinden kondilin bulunduğu segmentte kondile yakın vidalarda meydana gelmiştir.

Kişiye özel rekonstrüksiyon plakları ve implantlar segmental defektlerde ablatif cerrahiler sonrası yüzde asimetri oluşumunu engellemektedir (Goodson ve ark 2016, Lee ve ark 2018). Bu çalışmada tasarlanan plak angulus bölgesi konturunu ve yüz simetrisini korumaya yardımcı olmaktadır. Ayrıca kaudal ve bukkalden uygulanan kişiye özel plak kalan mandibula parçalarının plağa preoperatif açılarda oturmasını sağlar. Kondil pozisyonu muhafaza edilerek simetrinin sağlanması garantilenmiş olur.

Ayrıca tüm kişiye özel üretilmiş plaklarda olduğu gibi plak uyumlama problemi ortadan kalktığından operatif süre kısalır. Kişiye özel tasarlanan kaudal ve bukkalden

uygulanan plaklar ayrıca fibula flep ya da avasküler greftlerin de uygulanmasına ve flep ya da greftin hem kaudal hem bukkalden fiksasyonuna olanak sağlar.

Kişiye özel plak anlamlı oranda yüksek kuvvetlere dayanmasına rağmen displasman miktarının fazla olması dezavantajdır.

Bu çalışma, kaudal ve bukkalden uygulanan kişiye özel plağı test edilebilmesinin yanında, geniş rezeksiyon uygulanmış olgularda tek taraflı çiğnemenin taklit edildiği deney düzeneğinin de uygulandığı örnek çalışmalardan olmuştur.

5.SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Kaudal ve bukkali saran kaudal ve bukkal vidalara sahip kişiye özel tasarlanmış rekonstrüksiyon plakları büküm gerektirmediklerinden uygulama kolaylığı ve zaman kazancı sağlarlar.
2. Kişiye özel plaklar, özellikle de çenenin preoperatif konumuna göre üretilmiş kaudal ve bukkalden destekleyen rekonstrüksiyon plakları kondil konumunun da muhafazasını sağlayarak geniş rezeksiyon olgularında çenelerin konumunda değişmişlik hissinin önüne geçer.
3. Sadece bukkal yüzden uygulanan konvansiyonel rekonstrüksiyon plakları ile karşılaştırıldığında kaudo-bukkal tasarlanan rekonstrüksiyon plakları gelen çiğneme kuvvetlerine daha iyi mukavemet göstererek plağa bağlı olası komplikasyonları engellemeye yardımcı olur
4. Kişiye özel tasarlanmış kaudobukkalden uygulanan rekonstrüksiyon plağının dinamik kuvvetler altında yorgunluk direncinin de test edilmesi önerilmektedir.
5. Aynı kalınlıkta üretilmesine rağmen kaudobukkalden vidalanan plaklarda konvansiyonel plaklara göre displasman miktarının beklenilenin aksine daha fazla olmasının nedeni lazer sinter üretim şekli, kullanılan titanyum toz ya da vida konfigürasyonuna bağlanmıştır.
6. Esnemenin fazla olmasının tam nedeninin anlaşılabilmesi için aynı plak şeklinin iki farklı teknik (lazer sinterleme ve klasik CNC kesim) ile üretiminin karşılaştırılması gerekir.
7. Sadece kaudal vidalamanın etkisinin anlaşılabilmesi için de aynı plağın bir grupta bukkalden bir grupta kaudalden vidalanmış halinin karşılaştırılması gerekir.
8. Sonuç olarak, tasarlanan kaudobukkal plak oldukça kullanışlı olup uygulaması kolaydır. Ayrıca maksimum kuvvet dayanımı yüksektir. Kaudobukkal rekonstrüksiyon plağı vaskülarize fleplerin fiksasyonu için de uygundur.
9. Kaudobukkal kişiye özel plaklar, vaskülarize fleplerin fiksasyonunda kullanım kolaylığı sağlarlar; bununla birlikte esneme miktarının fazladır. Bu da osseos flebin alıcı yatağa ossifikasyonu konusunda dezavantajlıdır.

6. KAYNAKÇA

Akinbami B, 2016. Reconstruction of continuity defects of the mandible with non-vascularized bone grafts. Systematic literature review. Craniomaxillofacial trauma & reconstruction. 9,3, 195-205.

Al-Ahmari A, Nasr EA, Moiduddin K, Anwar S, Kindi MA, Kamrani A, 2015. A comparative study on the customized design of mandibular reconstruction plates using finite element method. Advances in Mechanical Engineering. 7 ,7, 1687814015593890.

Al-Bustani S, Austin GK, Ambrose EC, Miller J, Hackman TG, Halvorson EG, 2016. Miniplates versus reconstruction bars for oncologic free fibula flap mandible reconstruction. Annals of plastic surgery. 77, 3, 314-7.

Alkan A, Çelebi N, Özden B, Baş B, İnal S, 2007. Biomechanical comparison of different plating techniques in repair of mandibular angle fractures. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 104,6,752-6.

Alkan A, Metin M, Muğlali M, Özden B, Çelebi N, 2007. Biomechanical comparison of plating techniques for fractures of the mandibular condyle. Br J Oral Maxillofac Surg. 45, 2, 145-9.

Allen MR, Hock JM, Burr DB, 2004. Periosteum: biology, regulation, and response to osteoporosis therapies. Bone. 35, 5, 1003-12.

Alpert B, Kushner G 2018. Osteomyelitis and osteoradionecrosis. In: Oral and Maxillofacial Surgery. Eds: Fonseca RJ 3rd ed St Louis, Missouri: Elsevier, p. 589-598

Appleford MR, Oh S, Oh N, Ong JL, 2009. In vivo study on hydroxyapatite scaffolds with trabecular architecture for bone repair. Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials, 89, 4,1019-27.

Arden RL, Rachel JD, Marks SC, Dang K, 1999. Volume-length impact of lateral jaw resections on complication rates. Arch Otolaryngol Head Neck Surg. 125, 1, 68-72.

Armstrong JE, Lapointe HJ, Hogg NJ, Kwok AD, 2001. Preliminary investigation of the biomechanics of internal fixation of sagittal split osteotomies with miniplates using a newly designed in vitro testing model. J Oral Maxillofac Surg, 59, 2, 191-5.

Atilgan S, Erol B, Yardimeden A, Yaman F, Ucan MC, Gunes N, Atalay Y, Kose I, 2010. A three dimensional analysis of reconstruction plates used in different mandibular defects. Biotechnology & Biotechnological Equipment. 24, 2, 1893-6.

Augustin G, Antabak A, Davila S, 2007 The periosteum: Part 1: Anatomy, histology and molecular biology. Injury, 38, 10, 1115-30.

Ayoub N, Ghassemi A, Rana M, Gerressen M, Riediger D, Hölzle F, Modabber A, 2014. Evaluation of computer-assisted mandibular reconstruction with vascularized iliac crest bone graft compared to conventional surgery: a randomized prospective clinical trial. Trials. 15, 1, 114.

Bartnikowski NJ. Modifying fixation stiffness to improve bone healing (Doctoral dissertation, Queensland University of Technology).

Bell F, 1998. Principles of mechanics and biomechanics. Nelson Thornes; 1998.

Bohluli B, Motamedi MH, Bohluli P, Sarkarat F, Moharamnejad N, Tabrizi MH, 2010. Biomechanical stress distribution on fixation screws used in bilateral sagittal split ramus osteotomy: assessment of 9 methods via finite element method. J Oral Maxillofac Surg. 68, 11, 2765-9.

Bonjour JP, Calcium and phosphate: a duet of ions playing for bone health. Journal of the American College of Nutrition. 2011 30, sup5, 438S-48S.

Booth PW 2011. Reconstructive surgery- harvesting skin, mucosa, cartilage In: Operative Oral and Maxillofacial Surgery. Eds: Langdon J, Patel M, Ord, R, Brennan P 2nd ed London, UK: Hodder Arnold, p. 179-185

Boyd JB, Mulholland RS, Davidson J, Gullane PJ, Rotstein LE, Brown DH, Freeman JE, Irish JC, 1995. The free flap and plate in oromandibular reconstruction: long-term review and indications. Plastic and reconstructive surgery. 95, 6, 1018-28.

Bourhis J, Overgaard J, Audry H, Ang KK, Saunders M, Bernier J, 2006. Hyperfractionated or accelerated radiotherapy in head and neck cancer: a meta-analysis. Lancet. 368, 843–54.

Brasileiro BF, Grempel RG, Ambrosano GMB, Passeri LA, 2009. An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: advancement surgery. J Oral Maxillofac Surg, 67, 4, 809-17.

Brauer JR, 1993. What every engineer should know about finite element analysis. Second Ed. New York: Marcel Dekker, Inc.

Bredbenner TL, Haug RH, 2000. Substitutes for human cadaveric bone in maxillofacial rigid fixation research. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 90, 5, 574-80.

Brennan PA, Eckardt A 2011. Fibular flap In: Operative Oral and Maxillofacial Surgery. Eds: Langdon J, Patel M, Ord, R, Brennan P 2nd ed London, UK: Hodder Arnold, p. 229-234

Brown JS, Lowe D, Kalavrezos N, D'Souza J, Magennis P, Woolgar J, 2002. Patterns of invasion and routes of tumor entry into the mandible by oral squamous cell carcinoma. Head & Neck: Journal for the Sciences and Specialties of the Head and Neck. 24, 4, 370-83.

Brown J 2011. Jaw resection In: Operative Oral and Maxillofacial Surgery. Eds: Langdon J, Patel M, Ord, R, Brennan P 2nd ed London, UK: Hodder Arnold, p. 317-324

Callaghan JJ, Albright JC, Goetz DD, Olejniczak JP, Johnston RC, 2000. Charnley total hip arthroplasty with cement: minimum twenty-five-year follow-up. Jbjs. 82, 4, 487.

Carlson ER, Basile JD, 2009. The role of surgical resection in the management of bisphosphonate-related osteonecrosis of the jaws. J Oral Maxillofac Surg. 67, 5, 85-95.

Chan JY, Wong ST, Wei WI, 2019. Surgical salvage of recurrent T3 nasopharyngeal carcinoma: prognostic significance of clivus, maxillary, temporal and sphenoid bone invasion. Oral oncology.91, 5, 85-91.

Chanchareonsook N, Tideman H, Feinberg SE, Jongpaiboonkit L, Lee S, Flanagan C, Krishnaswamy G, Jansen J, 2014. Segmental mandibular bone reconstruction with a carbonate- substituted hydroxyapatite- coated modular endoprosthetic poly (ε- caprolactone) scaffold in Macaca fascicularis. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials. 102, 5, 962-76

Chim H, Salgado CJ, Mardini S, Chen HC, 2010. Reconstruction of mandibular defects. In Seminars in plastic surgery, Thieme Medical Publishers. 24, 2, 188.

Chomette G, Auriol M, Guilbert F, 1984. Histoenzymological and ultrastructural study of a bifocal calcifying epithelial odontogenic tumor. Characteristics of epithelial cells and histogenesis of amyloid-like material. Virchows Archiv A. 403, 1, 67-76.

Chow JM, Hill JH. Primary mandibular reconstruction using the AO reconstruction plate. 1986. The Laryngoscope.96, 7, 768-73.

Cilasun U, Uckan S, Dolanmaz D, Saglam H, 2006. Immediate mechanical stability of sagittal split ramus osteotomy fixed with resorbable compared with titanium bicortical screws in mandibles of sheep. Br J Oral Maxillofac Surg. 44, 6, 534-7

Cohen A, Laviv A, Berman P, Nashef R, Abu-Tair J, 2009. Mandibular reconstruction using stereolithographic 3-dimensional printing modeling technology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 108, 5, 661-6.

Coletti D, Ord RA, 2008. Treatment rationale for pathological fractures of the mandible: a series of 44 fractures. Int J Oral Maxillofac Surg. 37,3, 215-22.

Coletti DP, Ord R, Liu X, 2009. Mandibular reconstruction and second generation locking reconstruction plates: outcome of 110 patients. Int J Oral Maxillofac Surg.38,9, 960-3.

Cosme DC, Baldisserotto SM, Canabarro SD, Shinkai RS, 2005. Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults. International Journal of Prosthodontics.18, 4.

Crespi R, Vinci R, Cappare P, Gherlone E, Romanos GE, 2007. Calvarial versus iliac crest for autologous bone graft material for a sinus lift procedure: a histomorphometric study. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 22, 4.

Cural Ü, Atalay B, Yildirim MS, 2018. Comparison of mechanical stabilization of the mandibular angulus fracture fixation, with titanium plates and screws, resorbable plates and screws, and bone adhesives. Journal of Craniofacial Surgery. 29, 7, 1780-7.

Curtis DA, Plesh O, Miller AJ, Curtis TA, Sharma A, Schweitzer R, Hilsinger RL, Schour L, Singer M, 1997. A comparison of masticatory function in patients with or without reconstruction of the mandible. Head & Neck: Journal for the Sciences and Specialties of the Head and Neck. 19, 4, 287-96.

Çankaya, M.Ö. (2005). Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapılarının kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu

elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. İstanbul.

de Medeiros RC, Sigua EA, Navarro P, Olate S, Barbosa JR, 2016. In vitro mechanical analysis of different techniques of internal fixation of combined mandibular angle and body fractures. J Oral Maxillofac Surg. 74, 4, 778-85.

Demirel İ,. (1992). Üç değişik metal alaşımı kullanarak hazırlanan metal seramik implant üst yapı protezlerinin statik kuvvetler altında sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. İstanbul.

Disa JJ, Cordeiro PG, 2000. Mandible reconstruction with microvascular surgery. In Seminars in surgical oncology . New York: John Wiley & Sons, Inc..19, 3, 226-234

Doty JM, Pienkowski D, Goltz M, Haug RH, Valentino J, Arosarena OA. 2004 Biomechanical evaluation of fixation techniques for bridging segmental mandibular defects. Arch Otolaryngol Head Neck Surg. 130, 12, 1388-92.

Ellis E, 2003. Surgical management of oral pathologic lesions. In: Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery. Eds: Peterson LJ, Ellis E, Hupp JR, Tucker MR, 4th ed C.V. Mosby Co, p.491-8

Esen A, Dolanmaz D, Tüz HH, 2012. Biomechanical evaluation of malleable noncompression miniplates in mandibular angle fractures: an experimental study. Br J Oral Maxillofac Surg. 50, 5, e65-e8.

Ettinger KS, Arce K 2018. Sarcomas of jaws. In: Oral and Maxillofacial Surgery. Eds: Fonseca RJ 3rd ed St Louis, Missouri: Elsevier, p. 647-663

Ettl T, Driemel O, Dresp BV, Reichert TE, Reuther J, Pistner H, 2010. Feasibility of alloplastic mandibular reconstruction in patients following removal of oral squamous cell carcinoma. J Craniomaxillofac Surg. 38, 5, 350-4.

Ferrari S, Bianchi B, Savi A, Poli T, Multinu A, Balestreri A, Ferri A, 2008. Fibula free flap with endosseous implants for reconstructing a resected mandible in bisphosphonate osteonecrosis. J Oral Maxillofac Surg. 66, 5, 999-1003.

Filleul O, Crompot E, Saussez S, 2010. Bisphosphonate-induced osteonecrosis of the jaw: a review of 2,400 patient cases. Journal of cancer research and clinical oncology. 136, 8, 1117-24.

Flanagan D, Ilies H, McCullough P, McQuoid S. 2008. Measurement of the fatigue life of mini dental implants: a pilot study. Journal of Oral Implantology. 34, 1, 7-11.

Fontana SC, Smith RB, Nazir N, Andrews BT, 2016. Biomechanical assessment of fixation methods for segmental mandible reconstruction with fibula in the polyurethane model. Microsurgery. 36, 4, 330-3.

Foster RD, Anthony JP, Sharma A, Pogrel MA, 1999. Vascularized bone flaps versus nonvascularized bone grafts for mandibular reconstruction: an outcome analysis of primary bony union and endosseous implant success. Head & Neck: Journal for the Sciences and Specialties of the Head and Neck. 21, 1, 66-71.

Foster RD, Anthony JP, Sharma A, Pogrel MA, 1999. Vascularized bone flaps versus nonvascularized bone grafts for mandibular reconstruction: an outcome analysis

of primary bony union and endosseous implant success. Head & Neck: Journal for the Sciences and Specialties of the Head and Neck. 21, 1, 66-71.

Freudlsperger C, Bodem JP, Engel E, Hoffmann J, 2014. Mandibular reconstruction with a prefabricated free vascularized fibula and implant-supported prosthesis based on fully three-dimensional virtual planning. Journal of Craniofacial Surgery. 25, 3, 980-2.

Garg AK, 2004. Bone Biology, Harvesting, Grafting for Dental Implants. Quintessence Publishing Co, Inc

Gellrich NC, Suarez-Cunqueiro MM, Otero-Cepeda XL, Schön R, Schmelzeisen R, Gutwald R, 2004. Comparative study of locking plates in mandibular reconstruction after ablative tumor surgery: THORP versus UniLOCK system. J Oral Maxillofac Surg. 62, 2, 186-93.

Gerhards F, Kuffner HD, Wagner W, 1998. Pathological fractures of the mandible: A review of the etiology and treatment. Int J Oral Maxillofac Surg. 27,3, 186-90.

Goh BT, Lee S, Tideman H, Stoelinga PJ, 2009. 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. 67, 7, 1392-400.

Gold L, Williams TP 2018. Odontogenic tumors: Surgical pathology and management. In: Oral and Maxillofacial Surgery. Eds: Fonseca RJ 3rd ed St Louis, Missouri: Elsevier, p. 391-460

Goodson A, Evans P, Goodrum H, Sugar A, Kittur M. 2017. Customised fibular cradle plate: a new concept in mandibular reconstruction; optimising bony height, lower border contour and pedicle length. Br J Oral Maxillofac Surg.55,10, e123.

Granados-Garcia M, Luna-Ortiz K, Castillo-Oliva HA, Villavicencio-Valencia V, Herrera-Gómez A, Mosqueda-Taylor A, Aguilar-Ponce JL, Poitevin-Chacón A, 2006. Free osseous and soft tissue surgical margins as prognostic factors in mandibular osteosarcoma. Oral oncology. 42, 2, 172-6.

Grohmann I, Raith S, Mücke T, Stimmer H, Rohleder N, Kesting MR, Hölzle F, Steiner T, 2015. Biomechanical loading test on reconstructed mandibles with fibular, iliac crest or scapula graft: a comparative study. Br J Oral Maxillofac Surg. 53, 8, 741-7.

Guerrier G, Alaqeeli A, Al Jawadi A, Foote N, Baron E, Albustanji A, 2015. Reconstruction of residual mandibular defects by iliac crest bone graft in war-wounded Iraqi civilians, 2006–2011. Br J Oral Maxillofac Surg. 53, 6, e27-31.

Gursoytrak B, Unsal N, Demetoglu U, Simsek HO, Saglam H, Dolanmaz D, 2018. Biomechanical evaluation of hybrid fixation method of sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. J Craniomaxillofac Surg. 46, 12, 2063-8.

Gutwald R, Jaeger R, Lambers FM, 2017. Customized mandibular reconstruction plates improve mechanical performance in a mandibular reconstruction model. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 20, 4, 426-35.

Harada K, Watanabe M, Ohkura K, Enomoto S, 2000. Measure of bite force and occlusal contact area before and after bilateral sagittal split ramus osteotomy of the mandible using a new pressure-sensitive device: a preliminary report. J Oral Maxillofac Surg. 58, 4, 370-3.

Haug RH, Fattahi TT, Goltz M, 2001. A biomechanical evaluation of mandibular angle fracture plating techniques. J Oral Maxillofac Surg. 59, 10, 1199-210.

Haug RH, Peterson GP, Goltz M, 2002. A biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. J Oral Maxillofac Surg. 60, 1, 73-80.

Haug RH, Street CC, Goltz M, 2002. Does plate adaptation affect stability? A biomechanical comparison of locking and nonlocking plates. J Oral Maxillofac Surg. 60, 11, 1319-26.

Hayden RE, Mullin DP, Patel AK, 2012. Reconstruction of the segmental mandibular defect: current state of the art. Current opinion in otolaryngology & head and neck surgery. 20, 4, 231-6.

Hitotsumatsu T, Rhoton Jr AL, 2000. Unilateral upper and lower subtotal maxillectomy approaches to the cranial base: microsurgical anatomy. Neurosurgery. 46, 6, 1416-53.

Hong KD, Kim SG, Park YW, 2019. The effect of fixation plate use on bone healing during the reconstruction of mandibular defects. Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons. 45, 5, 276-84.

Huiskes HW, Jaspers PJ, inventors; Orthopaedic Tech BV. 1991 Method of shaping an endo-prosthesis, a femoral head prosthesis, an acetabulum prosthesis and a method of fixing a femoral head prosthesis in a bone. United States patent US 5,041,141. Aug 20.

Hutchison IL, Dawood A, Tanner S, 2009. Immediate implant supported bridgework simultaneous with jaw reconstruction for a patient with mandibular osteosarcoma. British dental journal. 206, 3, 143-6.

Iizuka T, Smolka W, Hallermann W, Mericske- Stern R, 2004. Extensive augmentation of the alveolar ridge using autogenous calvarial split bone grafts for dental rehabilitation. Clinical oral implants research. 15, 5, 607-15.

Ioannides C, Fossion E, Boeckx W, Hermans B, Jacobs D, 1994. Surgical management of the osteoradionecrotic mandible with free vascularised composite flaps. J Craniomaxillofac Surg. 22, 6, 330-4.

Iwase M, Ohashi M, Tachibana H, Toyoshima T, Nagumo M, 2006. Bite force, occlusal contact area and masticatory efficiency before and after orthognathic surgical correction of mandibular prognathism. Int J Oral Maxillofac Surg. 35, 12, 1102-7.

Jee WS, 2001. Integrated bone tissue physiology: anatomy and physiology. In: Bone Mechanics Handbook. Eds: Cowin SC. 2nd ed. Boca Raton 7 CRC Press

Jewer DD, Boyd JB, Manktelow RT, Zuker RM, Rosen IB, Gullane PJ, Rotstein LE, Freeman JE, 1989. Orofacial and mandibular reconstruction with the iliac crest free flap: a review of 60 cases and a new method of classification. Plastic and reconstructive surgery. 84, 3, 391-403.

Katakura A, Shibahara T, Noma H, Yoshinari M, 2004. Material analysis of AO plate fracture cases. J Oral Maxillofac Surg. 62, 3, 348-52.

Kerawala C 2011. Microvascular surgery- principles In: Operative Oral and Maxillofacial Surgery. Eds: Langdon J, Patel M, Ord, R, Brennan P 2nd ed London, UK: Hodder Arnold, p. 187-192

Kimura A, Nagasao T, Kaneko T, Tamaki T, Miyamoto J, Nakajima T, 2006. Adaquate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction. J Craniomaxillofac Surg. 34, 4, 193-200.

Knoll WD, Gaida A, Maurer P, 2006. Analysis of mechanical stress in reconstruction plates for bridging mandibular angle defects. J Craniomaxillofac Surg. 34, 4, 201-9.

Knott PD, Suh JD, Nabili V, Sercarz JA, Head C, Abemayor E, Blackwell KE, 2007. Evaluation of hardware-related complications in vascularized bone grafts with locking mandibular reconstruction plate fixation. Arch Otolaryngol Head Neck Surg.133, 12, 1302-6.

Kobayashi K, Murakami R, Fujii T, Hirano A, 2005. Malignant transformation of ameloblastic fibroma to ameloblastic fibrosarcoma: case report and review of the literature. J Craniomaxillofac Surg. 33, 5, 352-5.

Korkmaz HH, 2007. Evaluation of different miniplates in fixation of fractured human mandible with the finite element method. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 103, 6, e1-3.

Kortebein MJ, Nelson CL, Sadove AM, 1991. Retrospective analysis of 135 secondary alveolar cleft grafts using iliac or calvarial bone. J Oral Maxillofac Surg. 49, 5, 493-8.

Kruth JP, Mercelis P, Vaerenbergh JV, Froyen L, Rombouts M, 2005. Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting. Rapid prototyping journal. 11, 1, 26-36.

Kuik K, De Ruiter MHT, De Lange J. 2019. Fixation methods in sagittal split ramus osteotomy: a systematic review on in vitro biomechanical assessments. Int J Oral Maxillofac Surg.48, 1, 56-70

Kumar BP, Venkatesh V, Kumar KJ, Yadav BY, Mohan SR, 2016. Mandibular reconstruction: overview. Journal of maxillofacial and oral surgery. 15, 4, 425-41.

Lau SL, Samman N, 2006. Recurrence related to treatment modalities of unicystic ameloblastoma: a systematic review. Int J Oral Maxillofac Surg. 35, 8, 681-90.

Lawson W, Loscalzo LJ, Baek SM, Biller HF, Krespi YP, 1982. Experience with immediate and delayed mandibular reconstruction. The Laryngoscope. 92, 1, 5-10.

Lee S, Goh BT, Tideman H, Stoelinga PJ, 2008. Modular endoprosthesis for mandibular reconstruction: a preliminary animal study. Int J Oral Maxillofac Surg. 37, 10, 935-42.

Lee SW, Kim HG, Ham MJ, Kim SG, Rotaru H, 2018. Custom implant for reconstruction of mandibular continuity defect. J Oral Maxillofac Surg. 76, 6, 1370-6.

Lee YW, You HJ, Jung JA, Kim DW, 2018. Mandibular reconstruction using customized three-dimensional titanium implant. Archives of craniofacial surgery. 19, 2, 152.

Lopez R, Dekeister C, Sleiman Z, Paoli JR, 2004. Mandibular reconstruction using the titanium functionally dynamic bridging plate system: a retrospective study of 34 cases. J Oral Maxillofac Surg. 62, 4, 421-6.

Lye KW, Lee S, Tideman H, Merkx MA, Jansen JA, 2011. Temperature changes in a cemented mandibular endoprosthesis: in vitro and in vivo studies. Int J Oral Maxillofac Surg. 40, 1, 86-93.

Lyons A 2011. Vascularized iliac crest grafts In: Operative Oral and Maxillofacial Surgery. Eds: Langdon J, Patel M, Ord, R, Brennan P 2nd ed London, UK: Hodder Arnold, p. 235-240

Markwardt J, Weber T, Modler N, Sembdner P, Lesche R, Schulz MC, Reitemeier B, 2014. One vs. two piece customized implants to reconstruct mandibular continuity defects: a preliminary study in pig cadavers. J Craniomaxillofac Surg. 42, 6, 790-5.

Martola M, Lindqvist C, Hänninen H, Al- Sukhun J. 2007. Fracture of titanium plates used for mandibular reconstruction following ablative tumor surgery. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials, 80, 2, 345-352.

Marx RE, 1983. A new concept in the treatment of osteoradionecrosis. J Oral Maxillofac Surg. 41, 6, 351-7.

Marx RE, 2003. Pamidronate (Aredia) and zoledronate (Zometa) induced avascular necrosis of the jaws: a growing epidemic. J Oral Maxillofac Surg. 61, 9, 1115-7.

Marx RE, 2007. Bone and bone graft healing. Oral and maxillofacial surgery clinics of North America. 19, 4, 455-66.

Matsushita Y, Nakakuki K, Kosugi M, Kurohara K, Harada K, 2015. Does Intraoral Miniplate Fixation Have a Good Postoperative Stability After Sagittal Splitting Ramus Osteotomy? Comparison With Intraoral Bicortical Screw Fixation. J Oral Maxillofac Surg. 74,1,181-9

Maurer P, Knoll W-D, Schubert J, 2003. Comparative evaluation of two osteosynthesis methods on stability following sagittal split ramus osteotomy. J Craniomaxillofac Surg. 31, 5, 284-9.

Medra AM, 2005. Follow up of mandibular costochondral grafts after release of ankylosis of the temporomandibular joints. Br J Oral Maxillofac Surg. 43, 2, 118-22.

Modabber A, Gerressen M, Stiller MB, Noroozi N, Füglein A, Hölzle F, Riediger D, Ghassemi A, 2012. Computer-assisted mandibular reconstruction with vascularized iliac crest bone graft. Aesthetic plastic surgery. 36, 3, 653-9.

Montoro JR, Tavares MG, Melo DH, Franco RD, Mello-Filho FV, Xavier SP, Trivellato AE, Lucas AS, 2008. Mandibular ameloblastoma treated by bone resection and imediate reconstruction. Revista Brasileira de Otorrinolaringologia. 74, 1, 155-7.

Mücke T, Loeffelbein DJ, Kolk A, Wagenpfeil S, Kanatas A, Wolff KD, Mitchell DA, Kesting MR, 2013. Comparison of outcome of microvascular bony head and neck reconstructions using the fibular free flap and the iliac crest flap. Br J Oral Maxillofac Surg. 51, 6, 514-9.

Narra N, Valášek J, Hannula M, Marcián P, Sándor GK, Hyttinen J, Wolff J, 2014. Finite element analysis of customized reconstruction plates for mandibular continuity defect therapy. Journal of biomechanics. 47, 1, 264-8.

Nasr EA, Al-Ahmari A, Kamrani A, Moiduddin K, 2014. Digital design and fabrication of customized mandible implant. In 2014 World Automation Congress (WAC) (pp. 1-6). Aug 3 2014IEEE.

Nkenke E, Agaimy A, Vairaktaris E, Lell M, von Wilmowsky C, Eitner S, 2016. Case History Report: Immediate Rehabilitation with a Prefabricated Fibula Flap Following Removal of a Locally Aggressive Maxillary Tumor. The International journal of prosthodontics. 29, 1, 53-8.

Oh JH, 2018. Recent advances in the reconstruction of cranio-maxillofacial defects using computer-aided design/computer-aided manufacturing. Maxillofacial plastic and reconstructive surgery. 40, 1, 2.

O'Sullivan B, Huang SH, Perez-Ordonez B, Massey C, Siu LL, Weinreb I, Hope A, Kim J, Bayley AJ, Cummings B, Ringash J. 2012. Outcomes of HPV-related oropharyngeal cancer patients treated by radiotherapy alone using altered fractionation. Radiotherapy and oncology. 103,1,49-56.

Ovalle WK, Nahirney PC, 2008. Netter's Essential Histology. 1st ed. Elsevier, p-138-140

Özden B, Alkan A, Arici S, Erdem E, 2006. In vitro comparison of biomechanical characteristics of sagittal split osteotomy fixation techniques. Int J Oral Maxillofac Surg. 35, 9, 837-41.

Pautke C, Otto S, Reu S, Kolk A, Ehrenfeld M, Stürzenbaum S, Wolff KD. 2011. Bisphosphonate related osteonecrosis of the jaw–manifestation in a microvascular iliac bone flap. Oral oncology.47,5, 425-9.

Pazzaglia UE, Bonaspetti G, Ranchetti F, Bettinsoli P, 2008. A model of the intracortical vascular system of long bones and of its organization: an experimental study in rabbit femur and tibia. Journal of Anatomy and Physiology, 213, 2, 183-93.

Peng X, Mao, C, Yu G 2011. Scapular and parascapular flap In: Operative Oral and Maxillofacial Surgery. Eds: Langdon J, Patel M, Ord, R, Brennan P 2nd ed London, UK: Hodder Arnold, p. 201-204

Pereira Filho V, Iamashita H, Monnazzi M, Gabrielli M, Vaz L, Passeri L, 2013. In vitro biomechanical evaluation of sagittal split osteotomy fixation with a specifically designed miniplate. Int J Oral Maxillofac Surg. 42, 3, 316-20.

Peterson GP, Haug RH, Van Sickels J, 2005. A biomechanical evaluation of bilateral sagittal ramus osteotomy fixation techniques. J Oral Maxillofac Surg. 63, 9, 1317-24.

Poglio G, Grivetto F, Nicolotti M, Arcuri F, Benech A, 2011. Management of an exposed mandibular plate after fibula free flap with vacuum-assisted closure system. Journal of Craniofacial Surgery. 22, 3, 905-8.

Pogrel MA, Podlesh S, Anthony JP, Alexander J, 1997. A comparison of vascularized and nonvascularized bone grafts for reconstruction of mandibular continuity defects. J Oral Maxillofac Surg. 55, 11, 1200-6.

Poswillo DE,1987. Biological reconstruction of the mandibular condyle. Br J Oral Maxillofac Surg. 25, 2, 100-4.

Qureshi SS, Kembhavi S, Bhagat M, Laskar S, Chinnaswamy G, Vora T, Prasad M, Ramadwar M, Desai S, Khanna N, Kurkure P, 2014. Primary non- metastatic Ewing sarcoma of the jaw in children: Results of surgical resection and primary reconstruction. Journal of surgical oncology. 110,6, 689-95.

Rashid M, Tamimy MS, Masroor S, Zia-ul-Islam M, Manzoor T, Sarwar SU, Tariq N, 2012. Mandibular reconstruction using osteocutaneous radial forearm flap. J Coll Physicians Surg Pak.22, 8, 519-23.

Rendenbach C, Sellenschloh K, Gerbig L, Morlock MM, Beck-Broichsitter B, Smeets R, Heiland M, Huber G, Hanken H, 2017. CAD–CAM plates versus conventional fixation plates for primary mandibular reconstruction: A biomechanical in vitro analysis. J Craniomaxillofac Surg. 45, 11, 1878-83.

Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri KA, Papageorge MB, 2010. In vitro biomechanical evaluation of the use of conventional and locking miniplate/screw systems for sagittal split ramus osteotomy. J Oral Maxillofac Surg. 68, 4, 724-30.

Robey AB, Spann ML, McAuliff TM, Meza JL, Hollins RR, Johnson PJ, 2008. Comparison of miniplates and reconstruction plates in fibular flap reconstruction of the mandible. Plastic and reconstructive surgery. 122,6,1733-8.

Rogers SN, Devine J, Lowe D, Shokar P, Brown JS, Vaugman ED, 2004. Longitudinal health- related quality of life after mandibular resection for oral cancer: a comparison between rim and segment. Head & Neck: Journal for the Sciences and Specialties of the Head and Neck. 26, 1, 54-62.

Ruggiero SL 2018. Diagnosis and management of medication related osteonecrosis of jaws. In: Oral and Maxillofacial Surgery. Eds: Fonseca RJ 3rd ed St Louis, Missouri: Elsevier, p. 513-7

Said-Al-Naief N, Fernandes R, Louis P, Bell W, Siegal GP, 2006. Desmoplastic fibroma of the jaw: a case report and review of literature. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 101, 1, 82-94.

Sakakibara A, Hashikawa K, Yokoo S, Sakakibara S, Komori T, Tahara S, 2014. Risk factors and surgical refinements of postresective mandibular reconstruction: a retrospective study. Plastic surgery international.2014.

Samman N, Cheung LK, Tideman H, 1996. Variations in costochondral grafting of the mandibular ramus. Annals of the Royal Australasian College of Dental Surgeons. 13, 144.

Sato FRL, Asprino L, Consani S, de Moraes M, 2010. Comparative biomechanical and photoelastic evaluation of different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. J Oral Maxillofac Surg. 68, 1, 160-6.

Schmidt BL, 2018. Benign non-odontogenic lesions of the jaws. In: Oral and Maxillofacial Surgery. Eds: Fonseca RJ 3rd ed St Louis, Missouri: Elsevier, p. 476-7

Schuller-Götzburg P, Pleschberger M, Rammerstorfer FG, Krenkel C, 2009. 3D-FEM and histomorphology of mandibular reconstruction with the titanium functionally dynamic bridging plate. Int J Oral Maxillofac Surg. 38, 12, 1298-305.

Schupp W, Arzdorf M, Linke B, Gutwald R, 2007. Biomechanical testing of different osteosynthesis systems for segmental resection of the mandible. J Oral Maxillofac Surg. 65, 5, 924-30.

Schusterman MA, Reece GP, Kroll SS, Weldon ME, 1991. Use of the AO plate for immediate mandibular reconstruction in cancer patients. Plastic and reconstructive surgery. 88,4, 588-93.

Seol GJ, Jeon EG, Lee JS, Choi SY, Kim JW, Kwon TG, Paeng JY, 2014. Reconstruction plates used in the surgery for mandibular discontinuity defect. Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons. 40, 6, 266-71.

Shefelbine SJ, Augat P, Claes L, Simon U. 2005. Trabecular bone fracture healing simulation with finite element analysis and fuzzy logic. Journal of Biomechanics, 38, 12, 2440-50.

Shibahara T, Noma H, Furuya Y, Takaki R, 2002. Fracture of mandibular reconstruction plates used after tumor resection. J Oral Maxillofac Surg. 60,2, 182-5.

Simon EN, Merkx MA, Vuhahula E, Ngassapa D, Stoelinga PJ, 2004. Odontogenic myxoma: a clinicopathological study of 33 cases. Int J Oral Maxillofac Surg. 33, 4, 333-7.

Singh N, Sahai S, Singh S, Singh S, 2011. Calcifying epithelial odontogenic tumor (Pindborg tumor). National Journal of Maxillofacial Surgery. 2, 2, 225.

Söderholm AL, Lindqvist C, Teppo L, Wolf J, Sane J, 1988. Bone resection in patients with mandibular sarcoma. J Craniomaxillofac Surg. 16, 224-9.

Strackee SD, Kroon FH, Bos KE, 2001. Fixation methods in mandibular reconstruction using fibula grafts: A comparative study into the relative strength of three different types of osteosynthesis. Head & Neck: Journal for the Sciences and Specialties of the Head and Neck. 23, 1, 1-7.

Taher AA, 1990. Reconstruction of gunshot wounds of the mandible: 128 cases treated by autogenous iliac crest bone grafts. J Craniomaxillofac Surg. 18, 7, 310-4.

Talwar RM, Ellis III E, Throckmorton GS, 1998. Adaptations of the masticatory system after bilateral fractures of the mandibular condylar process. J Oral Maxillofac Surg. 56, 4, 430-9.

Tarsitano A, Del Corso G, Ciocca L, Scotti R, Marchetti C, 2015. Mandibular reconstructions using computer-aided design/computer-aided manufacturing: A systematic review of a defect-based reconstructive algorithm. J Craniomaxillofac Surg. 43, 9, 1785-91.

Thiele OC, Freier K, Bacon C, Egerer G, Hofele CM, 2008. Interdisciplinary combined treatment of craniofacial osteosarcoma with neoadjuvant and adjuvant chemotherapy and excision of the tumour: a retrospective study. Br J Oral Maxillofac Surg.46, 7, 533-6.

Tideman H, Lee S, 2006. The TL endoprosthesis for mandibular reconstruction—A metallic yet biological approach. Asian J Oral Maxfac Surg, 18, 5.

Tideman H, Samman N, Cheung LK, 1998. Functional reconstruction of the mandible: a modified titanium mesh system. Int J Oral Maxillofac Surg. 27, 5, 339-45.

Tie Y, Wang D, Ji T, Wang C, Zhang C, 2006. Study of biomechanical effects on the reconstruction of mandible defect with autogenous bone grafts. Journal of biomedical engineering. 23, 4, 743-7.

Uckan S, Schwimmer A, Kummer F, Greenberg A, 2001. Effect of the angle of the screw on the stability of the mandibular sagittal split ramus osteotomy: a study in sheep mandibles. Br J Oral Maxillofac Surg. 39, 4, 266-8.

Ulusoy M, Aydın K, 2003, Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. (2. bs). Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.

Unnewehr M, Homann C, Schmidt PF, et al. 2003. Fracture properties of the human mandible. Int J Legal Med. 11,:326-30.

Urken ML, Weinberg H, Vickery C, Buchbinder D, Lawson W, Biller HF, 1991. Oromandibular reconstruction using microvascular composite free flaps: report of 71 cases and a new classification scheme for bony, soft-tissue, and neurologic defects. Arch Otolaryngol Head Neck Surg. 117, 7, 733-44.

Van Sickels JE, Peterson GP, Holms S, Haug RH, 2005. An in vitro comparison of an adjustable bone fixation system. J Oral Maxillofac Surg. 63, 11, 1620-5.

Vuillemin T, Raveh J, Sutter F, 1988. Mandibular reconstruction with the titanium hollow screw reconstruction plate (THORP) system: evaluation of 62 cases. Plastic and reconstructive surgery. 82, 5, 804-14.

Yi Z, Jian-Guo Z, Guang-Yan Y, Ling L, Fu-Yun Z, Guo-Cheng Z. 1999. Reconstruction plates to bridge mandibular defects: a clinical and experimental investigation in biomechanical aspects. Int J Oral Maxillofac Surg. 28, 445–450.

Ward BB, Helman JI, 2018. Squamous cell carcinoma of oral and maxillofacial region. In: Oral and Maxillofacial Surgery. Eds: Fonseca RJ 3rd ed St Louis, Missouri: Elsevier, p. 683

Wedel A, Yontchev E, Carlsson GE, Ow R, 1994. Masticatory function in patients with congenital and acquired maxillofacial defects. The Journal of Prosthetic Dentistry. 72, 3, 303-8.

Wei FC, Celik N, Yang WG, Chen IH, Chang YM, Chen HC, 2003. Complications after reconstruction by plate and soft-tissue free flap in composite mandibular defects and secondary salvage reconstruction with osteocutaneous flap. Plastic and reconstructive surgery. 112,1, 37-42.

Weitz J, Pautke C, Wolff KD, Kolk A, 2016. Can the inferior alveolar nerve be used as a marker in frozen section for free margin control after segmental mandibulectomy in tumour ablation?. Int J Oral Maxillofac Surg. 45,11,1366-71.

Wittkampf AR, Starmans FJ, 1995. Prevention of mandibular fractures by using constructional design principles: I. Computer simulation of human mandibular strength after segmental resections. Int J Oral Maxillofac Surg. 24, 4, 306-10.

Wolff KD, Ervens J, Herzog K, Hoffmeister B. 1996. Experience with the osteocutaneous fibula flap: an analysis of 24 consecutive reconstructions of composite mandibular defects. J Craniomaxillofac Surg. 24, 6, 330-8.

Wong RC, Loh JS, Islam I, 2017. Alloplastic Reconstruction of the Mandible—Where Are We Now?. In International Conference on the Development of Biomedical Engineering in Vietnam Jun 27 (pp. 437-441). Springer, Singapore.

Wong RC, Tideman H, Kin L, Merkx MA, 2010. Biomechanics of mandibular reconstruction: a review. Int J Oral Maxillofac Surg. 39, 4, 313-9.

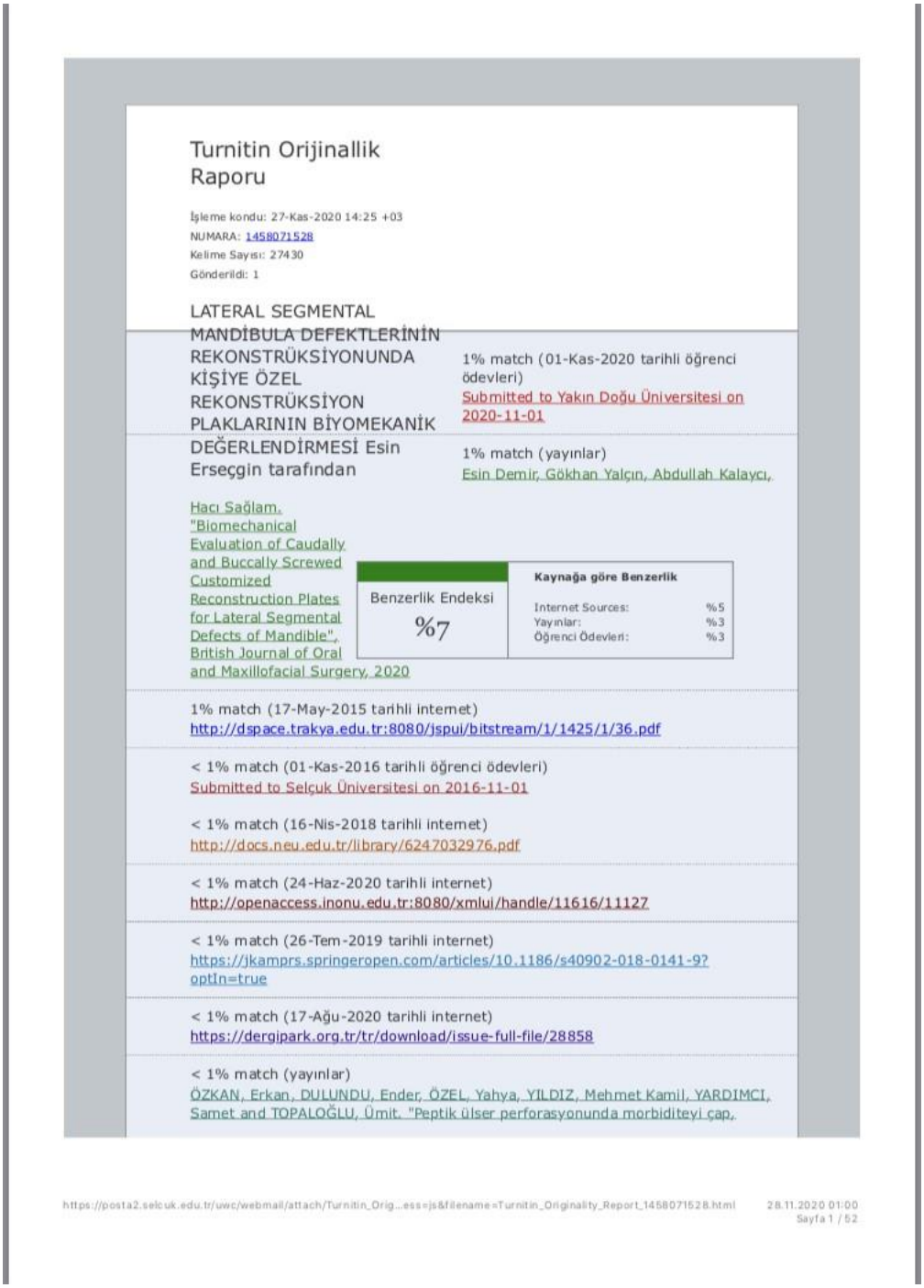
Wong RC, Tideman H, Merkx MA, Jansen J, Goh SM, 2012. The modular endoprosthesis for mandibular body replacement. Part 2: Finite element analysis of endoprosthesis reconstruction of the mandible. J Craniomaxillofac Surg. 40, 8, e487-97.

Wong RC, Tideman H, Merkx MA, Jansen J, Goh SM, 2012. The modular endoprosthesis for mandibular body replacement. Part 1: Mechanical testing of the reconstruction. J Craniomaxillofac Surg. 40, 8, e479-86.

Wong RC, Tideman H, Merkx MA, Jansen J, Goh SM, Liao K, 2011. Review of biomechanical models used in studying the biomechanics of reconstructed mandibles. Int J Oral Maxillofac Surg. 40, 4, 393-400.

Zhang Q, Wu W, Qian C, Xiao W, Zhu H, Guo J, Meng Z, Zhu J, Ge Z, Cui W. 2019 Advanced biomaterials for repairing and reconstruction of mandibular defects. Materials Science and Engineering. 103, 109858.

7.2. Ek-B: Turnitin Raporu



Turnitin Orijinallik Raporu

İşleme kondu: 27-Kas-2020 14:25 +03
NUMARA: 1458071528
Kelime Sayısı: 27430
Gönderildi: 1

LATERAL SEGMENTAL MANDİBULA DEFEKTLERİNİN REKONSTRÜKSİYONUNDA KİŞİYE ÖZEL REKONSTRÜKSİYON PLAKLARININ BİYOMEKANİK DEĞERLENDİRMESİ Esin Erseçgin tarafından

Hacı Sağlam, "Biomechanical Evaluation of Caudally and Buccally Screwed Customized Reconstruction Plates for Lateral Segmental Defects of Mandible", British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2020

Benzerlik Endeksi %7

Kaynağa göre Benzerlik
Internet Sources: %5
Yayınlar: %3
Öğrenci Ödevleri: %3

1% match (01-Kas-2020 tarihli öğrenci ödevleri)
Submitted to Yakın Doğu Üniversitesi on 2020-11-01

1% match (yayınlar)
Esin Demir, Gökhan Yalçın, Abdullah Kalaycı,

1% match (17-May-2015 tarihli internet)
http://dspace.trakya.edu.tr:8080/jspui/bitstream/1/1425/1/36.pdf

< 1% match (01-Kas-2016 tarihli öğrenci ödevleri)
Submitted to Selçuk Üniversitesi on 2016-11-01

< 1% match (16-Nis-2018 tarihli internet)
http://docs.neu.edu.tr/library/6247032976.pdf

< 1% match (24-Haz-2020 tarihli internet)
http://openaccess.inonu.edu.tr:8080/xmlui/handle/11616/11127

< 1% match (26-Tem-2019 tarihli internet)
https://jkamprs.springeropen.com/articles/10.1186/s40902-018-0141-9?optIn=true

< 1% match (17-Ağu-2020 tarihli internet)
https://dergipark.org.tr/tr/download/issue-full-file/28858

< 1% match (yayınlar)
ÖZKAN, Erkan, DULUNDU, Ender, ÖZEL, Yahya, YILDIZ, Mehmet Kamil, YARDIMCI, Samet and TOPALOĞLU, Ümit, "Peptik ülser perforasyonunda morbiditeyi çap,

https://posta2.selcuk.edu.tr/uwc/webmail/attach/Turnitin_Orig...ess=js&filename=Turnitin_Originality_Report_1458071528.html 28.11.2020 01:00
Sayfa 1 / 52