



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MANDİBULAR SİMFİZ FRAKTÜRLERİNDE KULLANILAN
İKİ FARKLI TİP KOMPRESYON VİDASININ BİYOMEKANİK
ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI VE SONLU
ELEMENLAR ANALİZİYLE KOYUN ÇENE MODELLERİNİN
İNCELENMESİ**

ALANUR ÇİFTÇİ
DOKTORA TEZİ

AĞIZ DIŞ ÇENE HASTALIKLARI VE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Doç. Dr. Altan VAROL

İSTANBUL-2015

TEZ ONAYI

Kurum : Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Programın seviyesi : Doktora
Anabilim Dalı : Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi
Tez Sahibi : Alanur ÇİFTÇİ
Tez Başlığı : Mandibular Simfiz Fraktürlerinde Kullanılan İki Farklı Tip
Kompresyon Vidasının Biyomekanik Özelliklerinin Karşılaştırılması ve Sonlu
Elemanlar Analiziyle Koyun Çene Modellerinin İncelenmesi
Sınav Yeri : Marmara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi
Sınav Tarihi : 04.11.2015

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman (Unvan, Adı, Soyadı)

Doç.Dr.Altan VAROL

Kurumu

Marmara Üniversitesi

İmza

Sınav Jüri Üyeleri (Unvan, Adı, Soyadı)

Doç.Dr.Altan VAROL (Danışman)

Prof.Dr. Kamil GÖKER

Prof.Dr. Selçuk BASA

Prof.Dr.Hakkı TANYERİ

Prof. Dr. Şebnem ERÇALIK YALÇINKAYA

Marmara Üniversitesi

Marmara Üniversitesi

Marmara Üniversitesi

İstanbul Üniversitesi

Marmara Üniversitesi

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü Yönetim Kurulu'nun 19.11.2015 tarih ve 10 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Göksel ŞENER
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

-Sınav evrakları 3 iş günü içinde ıslak imzalı tek kopya halinde Enstitüye teslim edilmelidir.

-Bu form bilgisayar ortamında doldurulacaktır.

BEYAN

Bu tezin kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

... / ... / 2015

ALANUR ÇİFTÇİ

İmza

TEŞEKKÜR

Sevgili aileme en içten teşekkürlerimle.

İÇİNDEKİLER

1.ÖZET	1
2.SUMMARY	2
3.GİRİŞ VE AMAÇ	3
4.GENEL BİLGİLER	4
4.1.Tarihçe.....	4
4.2.Osteosentezin Gelişimi.....	9
4.3.Mandibulanın Anatomisi.....	11
4.4. Mandibular Kemiğin Embriyolojisi.....	13
4.5.Mandibulanın Beslenmesi ve İnervasyonu.....	14
4.6. Kemik	15
4.6.1. Kemik hücreleri.....	16
4.6.2. Matriks.....	18
4.6.3. Kemik metabolizması.....	18
4.6.4. Histogeneze.....	19
4.6.5. Makroskopik yapı.....	20
4.6.6. Mikroskopik yapı.....	21
4.6.7. Kemik büyümesi, rejenerasyon ve yeniden modellenme.....	22
4.7.Mandibular Travma	22
4.7.1. Kırık iyileşmesi.....	23
4.8. Fiksasyon	23
4.8.1.Osteosentezde kullanılan fiksasyon sistemleri.....	23
4.8.1.1.Paslanmaz çelik.....	24
4.8.1.2.Vitalyum	25
4.8.1.3.Titanyum.....	26
4.8.1.4. Rezorbe olabilen sistemler.....	27
4.8.2. İdeal vida sistemlerinde olması gereken özellikler.....	28
4.8.3.Kırık onarımında kas kuvvetlerinin rolü.....	28
4.8.4. Fiksasyonda stabilitenin sağlanmasının önemi.....	30
4.9.Stabilizasyon Yöntemleri	31
4.9.1.Splintleme.....	31
4.9.2.Kompresyon.....	32

4.10. Kompresyon Vidalarının Tasarımı ve Biyomekanik Özellikleri.....	33
4.11.Kompresyon Vidalarının Avantajları ve Dezavantajları.....	35
4.12. Vidanın Uygulama Tekniği ve Kompresyon Osteosenezinin Sağlanması.....	36
4.13.Sonlu Elemanlar Analizi (SEA).....	39
4.13.1. SEA'da kullanılan temel mekanik kavramlar.....	39
4.13.1.1.Kuvvet.....	39
4.13.1.2.Gerilim (stres).....	40
4.13.1.3.Gerilim tipleri.....	40
4.13.1.4. Bileşik gerilme durumu.....	41
4.13.1.5. Gerilim/deformasyon/ (strain).....	41
4.13.1.6. Hooke kanunu.....	42
4.13.1.7. Esneklik katsayısı (Young's modulus- E).....	42
4.13.1.8. Poisson Oranı (ν).....	43
4.13.1.9. Elastiklik modülü.....	43
4.13.1.10. Asal gerilim değeri.....	43
4.13.1.11. Von Mises stresi.....	44
4.13.2. SEA yönteminin maksillofasiyal cerrahide kullanımı.....	45
4.13.3.Sonlu elemanlar modelinin (SEM) oluşturulması.....	47
4.13.4. Sonlu elemanlar ile stres analizi.....	49
4.13.5. Sonlu elemanlar ile stres analizi aşamaları.....	50
4.13.6. SEA'nın avantajları.....	51
4.13.7. SEA'nın dezavantajları.....	52

5.GEREÇ VE YÖNTEM

5.1. Çalışmanın Planı.....	53
5.2. Herbert Vidası ve HCCS Vidası.....	55
5.3. Cerrahi Prosedür.....	56
5.4. Bilgisayarlı Tomografilerin Çekilmesi.....	58
5.5. Biyomekanik Testler.....	59
5.6. Modellere SEA Tatbiki.....	60
5.6.1. Katı modelleme.....	61
5.6.2.Ağ yapısının oluşturulması.....	62

5.6.3. Sınır koşulları tayini.....	63
5.6.4. Eleman ve düğüm noktalarının belirlenmesi.....	63
5.7. İstatistiksel Değerlendirme.....	64
6.BULGULAR	
6.1.STU Bulguları.....	65
6.1.1. Çalışma grubu 1' in STU bulguları.....	65
6.1.2. Çalışma grubu 2' nin STU bulguları.....	65
6.2.SEA Bulguları.....	68
6.2.1.Çalışma grubu-1'in SEA bulguları.....	69
6.2.2.Çalışma grubu-2'nin SEA bulguları.....	71
6.3. İstatistiksel Bulgular.....	72
6.3.1.STU değerlerinin istatistiksel analizi.....	72
6.3.2. SEA değerlerinin istatistiksel analizi.....	73
7.TARTIŞMA VE SONUÇ.....	75
8.KAYNAKLAR	89

TABLolar LİSTESİ

Tablo-1: Kemik modelleri için ve titanyum plak modelleri için kullanılan malzeme özellikleri(Ghahramanzadeh ve ark., 2012; Korkmaz, 2007). 69

Tablo-2: Çalışma gruplarına göre maksimum kuvvet değerlerinin karşılaştırılması.....72

Tablo-3: Çalışma gruplarına göre yer değiştirme değerlerinin karşılaştırılması.....73

Tablo-4: Çalışma gruplarına göre maksimum gerilme değerlerinin karşılaştırılması.....73

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil-1:Chopart ve Desault tarafından tasarlanan fiksasyon aygıtı (Chopart, 1969; Siegert ve Weerda,1990).....	6
Şekil-2:Kingsley aparatı ve Gunning splinti (Siegert ve Weerda, 1990; Hausamen, 2001; Mukerji ve ark., 2006; Stimson, 1893).....	7
Şekil-3:Angle aparatı (Mukerji ve ark, 2006).....	8
Şekil-4:Amex kaskı (Mukerji ve ark., 2006).....	9
Şekil-5:Luhr ve Perren, Champi ve Lodde tarafından geliştirilen plaklar (Hausamen, 2001).....	10
Şekil-6 :Mandibulanın kortikal ve spongioz kalınlığı (Pullock, 2012).....	12
Şekil-7:Mandibuladan alınan kesitlerde simfiz ve posterior bölgede kortikal ve spongioz kemik yoğunluğu(Pullock, 2012).....	12
Şekil-8:BT ile vitalyum (solda) ve titanyumun (sağda) oluşturduğu saçılma ve artefakt(Papel, 2009).....	26
Şekil-9:Bir vidanın temel elemanları (Papel, 2009).....	33
Şekil 10:Çeşitli vida örnekleri (Erdoğan ve ark.,2011).....	34
Şekil-11:Vidalarla kompresyon osteosentezinin tekniği. (Erdoğan ve ark.,2011).....	37
Şekil-12:Kompresyon vidasının yalnızca distal kortekse tutunması(Papel, 2009).....	38
Şekil-13:Kompresyon vidası ile kırık fragmanların birbirine yaklaştırılması(Baran ve ark., 2009).....	38
Şekil-14:Soldan sağa sırasıyla cisimde meydana gelen gerilim tipleri.....	41
Şekil-15:İnsan mandibulasının 3 boyutlu sonlu elemanlar meş modeli(Ardary,1989).....	49
Şekil-16:Çalışma grubu-1'in STU kuvvet- yer değiştirme analizi grafikleri.....	66
Şekil-17:Çalışma grubu-2'nin STU kuvvet- yer değiştirme analizi grafikleri.....	67
Şekil-18:Çalışma grubu 1'in SEA ölçümü için oluşturulan 3D modele vidanın yerleştirilmesi ve yapının sonlu elemanlara ayrılması.....	70
Şekil-19:Çalışma grubu 1 için kırık hattının mesial ve distal tarafında ve Herbert vidası üzerinde oluşan gerilmenin dağılımı.....	70
Şekil-20 : Çalışma grubu 2'nin SEA ölçümü için oluşturulan 3D modele vidanın yerleştirilmesi ve yapının sonlu elemanlara ayrılması.....	71
Şekil-21: Çalışma grubu 2 için kırık hattının her iki tarafında ve HCCS vidası üzerinde oluşan gerilmenin dağılımı.....	71

RESİMLER LİSTESİ

Resim-1: Üç boyutlu tomografiden elde edilen DICOM verileri ile model konstruksiyonu.....	54
Resim-2: Üç boyutlu yazıcı ile (Flashforge creator 3D printer, ABD) elde edilen örnek model.....	54
Resim-3: Herbert Vidası ve HCCS Vidası.....	56
Resim-4: Tüm kas atışmanları ve yumuşak dokular diseke edilerek elde edilen koyun mandibulası.....	56
Resim-5: Cerrahi prosedürün aşamaları.....	58
Resim-6: Testometric M500 30 kn gerilim cihazı ve mandibula modellerinin servohidrolik test ünitesine tespiti.....	59
Resim-7: Uygulanan gerilim kuvvetleri ile vidalarla sağlanan fiksasyonun bozulması ve kırık fragmanların birbirinden ayrılması.....	60
Resim-8: Katı modelleme için kullanılan üç boyutlu optik tarayıcı.....	61
Resim-9: Modellerin farklı açılardan çekilen optik fotoğrafları.....	61
Resim-10: Rapidform XOR (Geomagic Design-X, 3DS Systems, USA) bilgisayar yazılımı ve oluşturulan 3D tarama dataları ve CAD modeller.....	62

EKLER LİSTESİ

Ek-1: Etik Kurul Onayı

Ek-2: Özgeçmiş

KISALTMALAR

HCCS: Headless Canulated Compression Screw, Başsız Kanüllü Kompresyon Vidası

FEA: Finite Element Analysis

SEA: Sonlu Elemanlar Analizi

SEM: Sonlu Elemanlar Modeli

BT: Bilgisayarlı Tomografi

CAD: Computer Aided Design

STU: Servohidrolik Test Ünitesi

MRI: Manyetik Rezonans İmajlama

EKA: Eksternal Karotid Arter

İKA: İnternal Karotid Arter

PLA: Polilaktik asit

PDS: Polidioksanon

IMF: İntermaksiller Fiksasyon

DICOM: Digital Imaging and Communications In Medicine

.stl: Stereolitografi

3D: Üç boyutlu

Öğrencinin Adı: Alanur Çiftçi

Danışmanı: Doç. Dr. Altan Varol

Anabilim Dalı: Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

1. ÖZET

Amaç: Günümüzde kırık fragmanların orijinal pozisyonunda redükte edilip stabilizasyonunun sağlanması amacıyla çeşitli fiksasyon sistemleri kullanılmaktadır. Çalışmamızda kadavra koyun mandibulalarında, simfiz bölgesinde oluşturulan kırıkların fiksasyonunda kullanılan Herbert ve HCCS vidalarının biyomekanik özelliklerinin karşılaştırılması ve sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi amaçlanmıştır.

Gereç ve Yöntem: Prospektif, kontrollü, deneysel planlanan çalışmamızda kadavra koyun modelleri, kullanılan vida tipine göre rastgele iki gruba ayrılmıştır. Her mandibulada madde kayıpsız olacak şekilde standardize edilmiş olan kırık hatları, iki çalışma grubundan ilkinde Herbert vidası ile, ikincisinde başsız kanüllü kompresyon vidası (HCCS) ile fiks edilmiştir.

Bulgular: Maksimum yer değiştirme değerleri Herbert vidası kullanılan grupta istatistiksel açıdan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Maksimum kuvvet ve maksimum gerilim değerleri HCCS vidası kullanılan grupta istatistiksel açıdan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur($p<0,05$).

Sonuçlar: Fiksasyon stabilitesini bozmaya yönelik kuvvetlere karşı STU ve SEA yöntemleri ile yapılan analizlerde HCCS vidalarının Herbert vidalarına nazaran üstün bulunmuştur. Bu durumun HCCS vidalarının tamamı yivli dizaynından kaynaklandığı düşünülmektedir. Son yıllarda kompresyon vidalarının dizaynlarındaki değişiklikler ve vida kullanılarak yapılan çalışmalarda görülen üstünlükler sebebiyle simfis kırıklarında kompresyon vidaları ile osteosentezin, tercih edilen bir yöntem haline gelebileceği düşünülmektedir.

Anahtar sözcükler: Biyomekanik, mandibula, sonlu elemanlar analizi, kompresyon, vida.

2.SUMMARY

Purpose: Several types of fixation systems are being used to reduct and stabilize the fracture segments in their original position nowadays. The aim of this study is to compare HCCS and Herbert screws both biomechanically and by using finite element analysis, that were used for fixation of fractures in mandibular symphysis area.

Material and Method: Animal cadaver models are separated into two groups. Each group's biomechanical stability were evaluated at servohydraulic test unites (STU) by applying force on fracture sites and also finite element analysis(FEA).

Result: Both STU and FEA analysis showed that the implementary forces to destroy the fixation obtained by HCCS screws are bigger than Herbert screws. We think that this is because of the design of the screw.

Conclusion: The improvements in the screw designs and the studies that show the benefits of the screws, may make the surgeons to prefer compression screws for osteosynthesis.

Key Words: Biomechanics, mandible,finite element analysis,compression, screw.

3.GİRİŞ VE AMAÇ

Ortopedi ve ağız-diş-çene cerrahisi gibi kemik dokusunu ilgilendiren cerrahi disiplinlerde sıklıkla gerek kırık (fraktür) tedavisi gibi kaçınılmaz durumlarda gerekse ortognatik cerrahi gibi elektif cerrahi işlemlerde kemik segmentlerinin birbirlerine tespiti (fiksasyon) gerekmektedir. Bu amaç için bugüne kadar birçok farklı ham madde veya tasarıma sahip teller, plaklar, pinler, zimbalar ve vidalar tasarlanmıştır(Franz ve ark., 2009).

Günümüz ağız-diş-çene cerrahisi klinik uygulamalarında fiksasyon amaçlı vidalar vazgeçilmez bir öneme sahiptirler ve farklı endikasyonlar için değişik tipte vidalar tasarlanmıştır. Kompresyon vidaları tüm vida tipleri arasında kendisine özgü tasarımı ve tekniği ile bu alanda önemli bir yere sahiptir. Kompresyon tekniğinin temel özelliği kırık parçalarını birbirine doğru çekerek yaklaştırmaktır. Bu tekniği kullanabilmek için her iki taraftaki kırık fragmanların kalın kortikal yapıda olması gerekmektedir. Mandibular simfiz kırıkları da bu bölgedeki kemiğin buna uygun fenotipi sebebiyle kompresyon vidası kullanımına uygun bir anatomik bölgedir. Kompresyon osteosenteziyle kırık parçalar, birbirlerine olabildiğince yakın ve stabil şekilde sabitlenir. Böylelikle primer yani direkt kemik iyileşmesini sağlamaları amaçlanır(Miloro ve ark., 2004).

Bu çalışmanın amacı, kadavra koyun modellerinde mandibular simfiz bölgesinde madde kayıpsız olacak şekilde standardize edilmiş kırık hatlarında iki çalışma grubundan ilkinde Herbert vidası, ikincisinde başsız kanüllü kompresyon vidası (HCCS) kullanımıyla kırık fragmanlarda meydana gelen kompresyonun karşılaştırılması, her iki vida grubunun biyomekanik stabilitesinin, servohidrolik test ünitesinde kuvvet verilerek ve sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırmalı olarak incelenmesidir.

4.GENEL BİLGİLER

4.1.Tarihçe

Fasiyal travmaların tedavisi, maksillofasiyal cerrahları en çok zorlayan alanlardan biridir. Maksillofasiyal bölgedeki yaralanmalar, trafik kazaları, spor yaralanmaları, bireysel şiddet ya da ateşli silah yaralanmaları sonucu meydana gelebilir(Agnihotri ve ark.,2013; Brown JS ve ark.,1991).

Yüz iskeletinin en belirgin ve tek hareketli kemiği mandibula olduğundan, travmaya bağlı kırıklar sıklıkla bu kemikte meydana gelir. Mandibula kırıkları maksillofasiyal bölgede en sık rastlanan ikinci kırıktır. Simfiz bölgesi kırıkları da mandibula kırıklarının %17 sini oluşturur. Fasiyal travma geçirmiş hastalarda simfiz kırığı mevcutsa, bu kırığın tedavisi gereklidir(Agnihotri ve ark.,2013; Brown ve ark.,1991; Cawood, 1985). Vücudun herhangi bir yerinde veya çenelerde meydana gelen kırıkların başarılı bir şekilde tedavi edilmesi, iyileşmenin meydana gelmesini sağlayacak şekilde kırık fragmanların redükte edilip orijinal pozisyonunda hareketsizleştirilerek (immobilizasyon) tespit edilmesi ile mümkündür(Korkmaz, 2007).

Mandibula kırıklarının tedavisinde tarih boyunca cerrahi pratikte birçok teknik geliştirilmiştir. Bu tekniklerin tümünün ortak özelliği, kırık fragmanların pozisyonda konumlandırılması (redüksiyon) ve bu konumda immobilizasyonunun (stabilite) sağlanmasıdır. Son 50 yılda anesteziğin yaygın kullanımı ve farklı grup antibiyotiklerin üretilmesi, radyografik metodların iyileştirilmesi, cerrahi enstrümanların ve biyomateryallerin geliştirilmesi ile maksillofasiyal kırıkların tedavisinde görülen morbidite azalmış ve post-operatif olarak başarılı sonuçlar elde edilmeye başlanmıştır(Mukerji ve ark., 2006).

Mandibular kırıklar ilk kez M.Ö 17.yüzyılda Edwin Smith papirüsünde tanımlanmıştır. Edwin Smith papirüsü dünyanın en eski cerrahi dökümanı olup, hiyeroglif sistemi ile yazılmıştır. Bu belge her birinin fizik muayene, tedavi ve prognozunun açıklandığı travmatik yaralanma vakalarını içermektedir(Breasted, 1944).

Geçmiş dönemlerde de günümüz tedavilerine benzer olarak özellikle baş ve boyun bölgesindeki travmalarda hareketsizleştirmeye (immobilizasyon) önem verilmiştir. Antik Mısır döneminde mandibula kırıklarının prognozu konusunda genel kanı kötümser olsa da, enfekte bölgeye bal ve yumurta akı tatbiki, cilt üzerindeki yaralarda kanamayı durdurmak için üzerine taze et yerleştirmesi suretiyle, doku enzimleri ve tromboplastinin yanında bol miktarda bakteri de yara üzerine yerleştirilerek tedavisi yapılmıştır(Mukerji ve ark., 2006).

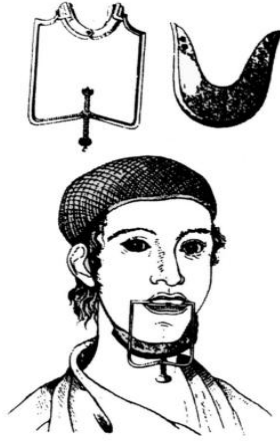
Helenistik dönemde tedavi amacıyla kurulan Asklepios adı verilen tapınaklarda rahiplere yardımcı olan, Asklepiadae adı verilen seküler asistanlar görev yapmaktaydı. Bu asistanlardan biri olan Hipokrat, yalnızca ismini taşıyan, disloke olmuş mandibulalardaki tedavi yöntemini tanımlamakla kalmamış, aynı zamanda mandibula kırıklarında immobilizasyon ile ilgili teknikler de geliştirmiştir. Genel prensip olarak, kırık uçlar redükte edilip kırık fragmanların komşu dişlere altın tel veya keten kumaşlar ile bağlanmasıyla intra-oral immobilizasyon; Kartaca derisi şeritlerinin cilde yapıştırılması ile ekstra-oral fiksasyon yapılmakta idi. Hipokrat'a göre bu yöntemle kırık 20 gün içinde enfeksiyon meydana gelmeden iyileşmekte idi(Mukerji ve ark., 2006; Breasted, 1944; Siegert ve Weerda. 1990).

Zaman içinde Hipokrat'ın tekniği, kullanılan fiksasyon materyalleri (at yelesi, bambu gibi) ve fiksasyonun rijiditesini artırmak için destek alınan diş sayısının artırılması gibi modifikasyonlarla geliştirilmiştir(Aziz, 1993).

12.yüzyıldan 18.yüzyıla kadar mandibula kırıklarının tedavisi, orijinal okluzyonu yeniden sağlayacak şekilde kırık fragmanların elle redükte edilip dişlere ligatürlenmesi ve ekstra-oral bandaj uygulanması şeklinde bilinen klasik yöntemlerle yapılmakta idi(Geshwind, 1996). Kırık hattına komşu dişlere yapılan ligatürleme kırık fragmanları orijinal konumlarında tutma konusunda yetersiz kaldığından, iyileşme süresince kırık parçaları stabil tutulamamaktaydı(Stimson, 1893).

18.yüzyılda anatomik yapıların ve fizyolojik süreçlerin daha iyi anlaşılmasıyla bilimsel yaklaşımlar benimsenmeye başlanmıştır. 1728'de modern dişhekimliğinin babası sayılan Pierre Fauchard kırık tedavilerinde basit ligatürleme ve bandajlama yerine kullanılan, fiksasyonun rijiditesini artıran aygıtların geliştirilmesine yardımcı olmuştur(Fauchard, 1728; Rowe, 1971).

1743'te Bunon stabiliteyi artırmak amacıyla ilk kez tüm dişlere bağlanan fildişinden yapılma blokları dental splint olarak kullanmıştır(Bunon, 1743; Siegert ve Weerda. 1990). 1779'da Chopart ve Desault okluzal tabla üzerine yayılan demir bir parça ve eksternal vida ile mandibulanın alt kenarına tutturulan bir bölümden oluşan bir dental splint tasarlamıştır(Şekil-1)(Chopart, 1969; ; Siegert ve Weerda. 1990).



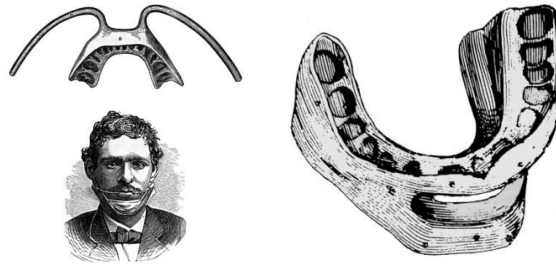
Şekil-1: 1779'da Chopart ve Desault tarafından tasarlanan fiksasyon aygıtı (Chopart, 1969; ; Siegert ve Weerda,1990).

1800'lü yılların ortalarına kadar tüm çene kırıkları, anestezi kullanılmadan kırık fragmanların manuel olarak redükte edilmesi ile tedavi edilmiştir. 1844'te Horace Wells tarafından anestezinin keşfedilmesi cerrahi pratiğinde devrim yaratmıştır. Böylelikle cerrahi işlemlerde hızlı olmak en önemli kriter olmaktan çıkmıştır. Daha uzun süren cerrahi işlemlerle el becerisinin gelişmesiyle postoperatif sonuçlar iyileştirilmiştir(Archer, 1969).

Bauden 1840'ta mandibular kırıklarda sirkummandibular tel fiksasyonu kullanımına başlayan önde gelen araştırmacılardandır. Stabiliteyi artırmak amacıyla Röse iki kat tel, Raas ise sekiz ligatür ile bu tekniğin modifikasyonlarını kullanmışlardır(Siegert ve Weerda. 1990). 1847'de Buck kırığın iki tarafında, kırık uçlara yakın bölgede delik açarak bu deliklerden direkt tel fiksasyonu yapmıştır(Rowe, 1971).

1858'de Kingsley ve Hayward'ın ileri derecede disloke olmuş kırıklarda çenelere uyarlanan plastik modeller üzerinde hazırlanan metal splintleri tasarlaması tel fiksasyonlarına alternatif olan önemli bir gelişme olarak kabul edilmektedir(Stimson, 1893; Kingsley, 1880). Bu yöntemde mandibulanın bir döküm modeli hazırlandıktan

sonra model, kırığın şekline göre parçalara ayrılmakta ve orijinal oklüzyon tekrar model üzerinde tahsis edilip bu oklüzyona göre, diş yüzeylerini kaplayan bir splint hazırlanmakta idi. Kırık fragmanlar splintin içine yerleşecek şekilde kuvvet uygulanarak redükte edilmekteydi. 1871'de Gurnell Hammond mandibula immobilizasyonu için tel ligatürlü splinti geliştirmiştir. Dişlerin ölçüsü alınarak hazırlanan taş model üzerindeki kalın demir tellerin, modeldeki dişlere adapte edilip, demir barın sonradan hastanın doğal dişlerine bağlanmasıyla kırıkların aynı düzleme getirildiği bu teknik, günümüzde kullanılan arch barların genel çalışma prensibidir(Hausamen, 2001). 1886'da Thomas Gunning, yemek boşluğu içeren tek parça vulkanitten Gunning splintini tasarlamıştır(Şekil-2). Vidalarla sert damağa ve mandibulaya fikse edilen bu splintin modifikasyonları günümüzde de kullanılmaktadır(Devlin, 1996).

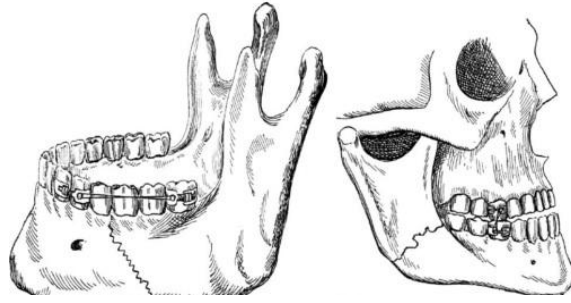


Şekil-2: Solda Kingsley aparatı ve sağda Gunning splinti (Siegert ve Weerda, 1990; Hausamen, 2001; Mukerji ve ark., 2006; Stimson, 1893).

1887'de Thomas L.Gilmer intermaksiller fiksasyonu yeniden gündeme getirmiştir. Gilmer'ın fiksasyon tekniği halen parçalı kırıklar ve atrofik mandibuladaki kırıklar gibi belli durumlarda diğer tekniklere göre üstündür. Fakat bu teknikteki problem hasta için rahatsız edici ve ağırlı olması, katı diyetle beslenememesi sebebiyle malnutrisyon ve kilo kaybına sebep olabilmesidir(Rowe, 1971).

1890'da Dr.Angle kemik segmentlerinin telle bağlanmasına alternatif olarak farklı bir teknik kullanmıştır. Kırık fragmanların immobilizasyonu için, bu teknikte, kırığın her iki yanındaki dişler, üzerlerine yerleştirilen metal bantlarla birbirine ve sonra tellerle bu bantlara bağlanmaktaydı(Stimson, 1893; Kingsley, 1880). Angle'in fiksasyon yöntemi; basitçe, kırık çeneyi sağlam olana bağlama yoluyla

kırığı fikse etme prensibine dayanmaktadır(Şekil-3). Bu teknikte alt ve üst dişlerin üzerine bant yerleştirilip bu bantların üzerindeki kısa kollara sarılan teller yardımıyla dişlerin birbirine bağlanması sağlanır ve üst çene splint olarak kullanılır(Rowe, 1971).



Şekil-3: Angle aparatı (Mukerji ve ark, 2006).

Esasen fasiyal yüz kırıklarının tedavisinde de en önemli gelişmeler 1.Dünya Savaşı sırasında meydana gelmiştir. Bu döneme kadar antibiyotik kullanımı söz konusu olmadığından, ancak vakaların birkaçı enfeksiyon meydana gelmeden iyileşmiştir(Siegert ve Weerda. 1990).

Amex kaskı, başın etrafında ayarlanabilen çelik bir bant, dikey rodlar ve yatay bir yüz arkından oluşan 19.yüzyılda kullanılan bu aygıtlardan biridir(Şekil-4)(Perren ve ark., 1969).

Çene kırıklarının tedavileri, dentisyon manipasyonu ve okluzyon bilgisi gerektirdiğinden, 19.yüzyılın başlarından itibaren bu işlem genel cerrahlardan çene cerrahlarına devredilmeye başlanmıştır. Modern dental materyallerdeki ve splint tasarımıındaki gelişmeler cerrahlara bu aygıtların transmandibular veya sirkummandibular tel fiksasyonu ile birlikte ya da tek başına, direkt veya indirekt olarak kullanılabilmesi gibi seçenekler sunmuştur(Mukerji ve ark., 2006). Dr.Varatzad H.Kazanjian da Birinci Dünya Savaşı sırasında daha önceleri tedavi edilemeyen, rekonstruksiyon gerektiren maksillofasiyal yaralanmalar için bir tedavi planı geliştirmiştir. Savaş yaralanması sonucu oluşan parçalı kırıklarda kemik segmentler tellerle bağlanarak hastaya özel splintler yerleştirilmekte ve cilt üzerine kontraksiyonu engelleyen kükürtlü kauçuk yapıştırılmaktaydı. Böylelikle kemik greftlemesi ve cilt onarımı için gereken şartlar sağlanana kadar hastanın idame

tedavisini sağlanmaktaydı. Bu ilerleme rekonstruktif tedavide ıgır açar nitelikte bir gelişme olmuştur(Strother, 2003).

Takip eden yıllarda splintleme ve intermaksiller fiksasyon yöntemlerinde çeşitli varyasyonlar kullanılmaya devam edilmiştir. Bu yeniliklerden en dikkat çeken 1922'de Robert H.Ivy tarafından icat edilmiştir. Fiksasyon teli üzerinde oluşturulan kuşgözü (loop) sebebiyle bu modifikasyon, ivy loop olarak adlandırılmaktadır(Rowe, 1971). Kırık fiksasyonu amacıyla kullanılan bir diğ er teknik de perkütanöz çivi yerleştirilmesi işlemidir. Bu işlemin ilk kez Parkhill tarafından uzun kemiklerde 1897 gibi erken bir tarihte uygulanmasına rağmen, dökümante edilen ilk perkütanöz Kirschner tellerinin mandibulada kullanımı 1932'dedir. Bu teknikte, okluzyon restore edildikten sonra, kırık fragmanlar transkutanöz olarak yerleştirilen pinlerle fikse edilmiştir(Parkhill, 1897).



Şekil-4: Amex kaskı (Mukerji ve ark., 2006)

4.2. Osteosentezin gelişimi

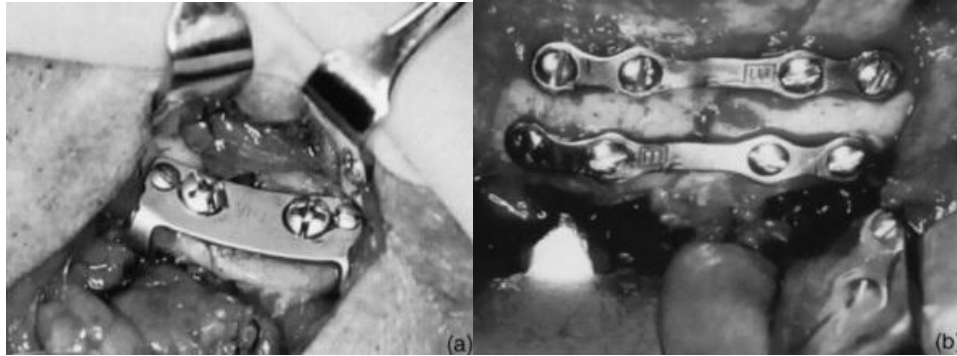
Kraniyomaksillofasiyal cerrahide modern travmatoloji osteosentezin gelişimiyle birlikte başlamıştır. Bu gelişmeye kadar mandibular kırıklar tam olarak fikse edilememekteydi. Fiksasyon amacıyla internal olarak paslanmaz çelik teller, eksternal olarak rijit metal pinler veya arktaki dişlerin tümünü kaplayan gümüş custom-made cap splintler kullanılmaktaydı(Mukerji ve ark., 2006).

İlk osteosentez plağı 100 yıl kadar önce İngiliz cerrah Sir William Lane tarafından kullanılmıştır. Bu dönemde materyalin biyouyumluluğundan ziyade sepsis gelişmesini engellemek birincil amaç idi(Lane, 1895; Siegert ve Weerden, 1990).

1943'te Bigelow tarafından krom-kobalt-molibdenum-vitalyum karışımı olan vida ve barlar üretildiğinde ise biyouyumluluk da ön plana çıkmıştır(Bigelow, 1943).

1960'ta Luhr ve Perren konik veya küresel başlı vidaları ve buna uyumlu kompresyon delikleri olan plakları üretmişlerdir(Şekil-5). Her ne kadar ilk üretilen plaklar kalın olsa da bu gelişmeler fasiyal kırıkların tedavisinde osteosentez mecburiyetinin kabul görmesini sağlamıştır(Luhr, 1968; Perren ve ark., 1969; Michelet ve ark., 1973).

Pauwels kırık kemikte en uygun internal fiksasyon alanının kasların gerilim kuvvetinin en fazla olduğu bölge olduğunu rapor etmiştir. 1970'lerde Champy ve Lodde, mandibulayı matematiksel, biyomekanik ve klinik çalışmalara tabi tutarak, Champy prensibi olarak bilinen gerilim bandı prensibini ortaya koymuştur. Miniplak osteosentezi ilk kez 1973'te Michelet tarafından ortaya konulmuş ve 1975 te Champy ve Lodde tarafından geliştirilmiştir(Champy ve Lodde, 1976; Michelet, 1973) (Pauwells, 1976).



Şekil-5: (a) Luhr ve Perren tarafından geliştirilen osteosentez plağı (b) Champy ve Lodde tarafından geliştirilen mini plaklar (Hausamen, 2001).

Spiessl 1974'te lag-screw tekniğini ilk kez kullanmıştır. Bu vidalar distal uça yivli, proksimal uça ise pürüzsüz olan, kırık segmentlerin iç ve dış bileşenleri arasında kompresyon meydana getiren vidalardır. Son 20 yılda vida dizaynında birçok modifikasyon yapılmıştır(Spiessl, 1976; Niederdellmann ve ark., 1976; Beal, 1955; Robinson ve Yoon 1963; Hoffer 1961).

Geçmişten yakın tarihe ve yakın tarihten günümüze kadar kırık tedavisinde ve kullanılan materyaller arasındaki farklılık, bu dönemlerde meydana gelen kırık tiplerindeki farklılıktan kaynaklanır. Dr.F.Weisse 1899'da Odontological Society'de sunduğu çalışmada tedavi ettiği travma hastalarında kırık bölge dışında vücutta ikincil bir yaralanmaya rastlamadığını bildirmiştir. Günümüzde ise çoklu yaralanmalar oldukça sık görülmektedir. Bunun en önemli sebepleri yüksek hızdaki trafik kazaları ve bireysel şiddettir(Weisse, 1898).

4.3.Mandibulanın anatomisi

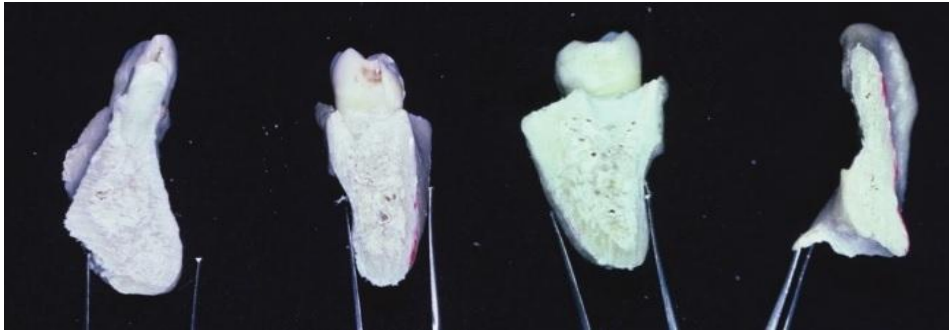
Mandibula kırıklarının tedavisinde fonksiyonel ve estetik açıdan kabul edilebilir sonuçların ortaya konulabilmesi için mandibulanın anatomisinin tam olarak bilinmesi önemlidir. Mandibula, tübüler yapıda, at nalı şeklinde, yüzün en büyük ve hareketli tek uzun kemiğidir. Korpus, alveolar proçes, ramus, simfiz, angulus ve kondiler bölge olmak üzere altı bölümden oluşur. Gövde kısmını oluşturan alveolar proçes, korpus ve angulus, arka kısmında dikey olarak temporomandibular ekleme uzanan ramus ve çift taraflı kondiler proçes kısımları ile birleşerek L şeklindeki mandibulayı oluşturur. Dişli olan ön kısmın devamında tübüler kemik arkaya doğru açılıp yükselerek ve dışarıya doğru genişleyerek angulusu ve temporal kemiğin glenoid fossasıyla yaptığı temas ile lateral kafa tabanı seviyesindeki kondilleri oluşturur. Mandibula tempromandibular ekleme kafa kaidesine bağlanır(Haskell, 1985).

Mandibulada dişlerin kökleriyle tutunduğu alveolar kemik üst çenedekinden daha serttir. Kemiğin yüzey özellikleri, fizyolojik ve mekanik özelliklere bağlı olarak değişir. Zeiss Videoplan Digital Analyzer (Carl Zeiss, Oberkochen, Germany) kullanılarak mandibuladan alınan kesitlerle yapılan çalışmalar mandibulanın tübüler yapısının, bölgesel özelliklere ve yük paylaşma durumuna göre modifiye olduğunu göstermektedir. Örneğin kortikal yapı, angulus bölgesi dış korteksinde massater ve iç korteksinde medial pterigoid kasının yapışmasına, koronoid proçes temporal kasın hareketine bağlı olarak daha pürüzlü, alveolar kemik ise gelişen dişler ve köklerin sürmesine bağlı olarak daha kalındır. Kortikal kemik, simfiz ve parasimfiz bölgesinde mandibulanın alt sınırı boyunca kalındır(Şekil-6). Mandibulanın posterior kısmında kortikal kemiğin üst sınırı molar dişlere ev sahipliği yapmak için kalınlaşır.

Distal köşede kortikal kalınlık tersine döner, alt sınırdan son molar dişin distaline kadar kortikal kısım ince seyrederek. İç ve dış korteks arasındaki kansellöz kemik (spongioz kemik) trabeküllerle bölünmüştür. Kansellöz doku da kortikal tabaka gibi kompaktlık ve kalınlık bakımından bölgelere göre değişiklik gösterir(Şekil-7). Bu boşluklar anterior bölgede daha sıktır(Pullock, 2012).



Şekil-6 : Mandibulanın kortikal ve spongioz kalınlığı (Pullock, 2012).



Şekil-7: Mandibuladan alınan kesitlerde simfiz ve posterior bölgede kortikal ve spongioz kemik yoğunluğu(Pullock, 2012).

Doğumda mandibula gövdesinin her iki yarısı orta hatta simfizte sert, fibröz doku ile birbirine tutturulmuş haldedir. Kemiklerin füzyonu iki yaş civarında olur ve birleşme hattı aşağı doğru mental tüberküller olarak genişleyen zayıf bir çatı ile kendini belli eder. Gövdenin her iki yarımında ikinci premolar dişlerin apeksi civarında mental foramenler bulunur ve bunların içinden trigeminal sinirin mandibular bölümünün bir uzantısı olan inferior alveolar sinirin mental dalı geçer. Gövdenin dış yüzüne buksinatör, mentalis, depresör labii inferioris, depresör anguli oris ve platisma kası tutunur. Mandibula gövdesinin iç yüzündeki mylohyoid kasın insersiyonu olan mylohyoid çizgi sublingual bezin yerleştiği sublingual fossa ile

digastrik kasın anterior karnının yerleştiği digastrik fossayı birbirinden ayırır. Mylohyoid çizginin anterior ucunun hemen üstünde genioglossus ve geniohyoid kasların tutunması için genial tüberküller yer alır. Alveolar kısım ise mandibula gövdesinin üst yüzü boyunca uzanır, orta hattın her iki tarafında dişler için sekizer adet kavite içerir(Norton ve Netter, 2012). Dişlerin fonksiyona girip yeteri kadar yüke maruz kalmasıyla alveolar kemikte mikro kemikleşmeler meydana gelir. Çiğneme kuvvetleri tarafından oluşturulan stres periodontal ligamanlara ve her diş soketinin iç yüzeyini oluşturan alveolar kemiğine (lamina dura) ulaşır(Sicher, 1952).

Angulus mandibula hizasında gövde keskin bir açıyla yukarı döner ve arkada üstte boyun ve kondiler proses ile sonlanırken, ön tarafta üstte koronoid proses bulunur ve aşağı doğru oblik çizgi ile devam eder. Kondiler proses temporal kemikle artikülasyon için yukarıya doğru uzanarak kondil başını oluşturur. Kondiler proses ile koronoid proses arasında sigmoid çıkıntı bulunur. Lateral pterigoid kas ramus boynuna tutunurken, ramusun ön kenarından yukarıya doğru uzanan koronoid processa da temporalis kası tutunur. Ramus üzerindeki çok küçük sayıdaki küçük kemik çıkıntıları massater kasının tutunması içindir. İnternal yüzde bulunan mandibular foramen, mandibular kanala açılır, bu kanalda trigeminal sinirin inferior alveolar dalı yer alır. Lingula adı verilen üçgen şekilli çıkıntı mandibular foramenin ön yüzünde bulunur ve sfenomandibular ligaman için tutunma yeridir. Mylohyoid oluk lingulanın hemen altından başlar ve mylohyoid çizginin altına doğru uzanır. Bu yapı içinde inferior alveolar sinirin mylohyoid dalı yer alır. Medial pterigoid kas ise angulus mandibula hizasında ramusun iç yüzüne yapışır(Schubert ve ark., 1992).

4.4.Mandibular kemiğin embriyolojisi

Mandibula Meckel kıkırdaklarının dış yüzünü çevreleyen mezenşimal dokunun membranöz ossifikasyonu sonucu oluşur. Meckel kıkırdakları sağda ve solda birer tane olmak üzere iki adettir ve birinci farengeal arkın (mandibular ark) kıkırdak parçasını oluşturur. Proksimal veya kraniyal parçası kulak kapsülüyle bağlantılıdır, distal parçaları simfizte mezodermal doku ile birbirine tutturulmuştur. Ossifikasyon fetal hayatın altıncı haftasında Meckel kıkırdağının ventral ucunun dış yüzeyini kaplayan membrandan başlar ve onuncu hafta civarında kesici dişlerin alt ve

arkasında yer alan Meckel kıkırdağı membranöz kemikle dolar. doğumda kemik fibröz simfiz ile birleştirilmiş iki parça halindedir ve burada kemikleşme hayatın ilk bir yılı boyunca da devam eder. Doğumda mandibular kanal büyüktür ve kemiğin alt sınırına yakın seyrederek ve mental foramen birinci büyük azı dişi hizasındadır. Angulus mandibula 175 derecedir ve kondiloid çıkıntı neredeyse gövdeyle aynı hizadadır. Koronoid çıkıntı göreceli olarak büyüktür ve kondil seviyesi üzerinde yer alır. Doğumdan sonraki ilk iki yıl içinde kemiğin iki segmenti simfizte aşağıdan yukarıya doğru birleşir. Gelişimle birlikte korpus her yönde ancak en çok yeni üç dişe yer açmak üzere mental foramenin arkasında büyüme gösterir; çıkacak dişlerin köklerini destekleyebilmek için derinliği artar. Mandibular kanal mylohyoid çizgi seviyesine çıkar ve mental foramen erişkindeki yeri olan ikinci küçük azı hizasına gelir. Angulus mandibula açısı giderek küçülür, postnatal dördüncü yaş civarında 140 derece, erişkinlikte ise 110-120 derecedir. Yaşın ilerlemesi ve diş kaybına bağlı olarak meydana gelen kemik rezorpsiyonu ile angulus mandibulanın tekrar genişlemesi ve kondilin posteriora eğimlenmesi ile açı tekrar 140 dereceye kadar yükselir(Goss, 1959).

4.5.Mandibulanın beslenmesi ve innervasyonu

Mandibula ve ağız tabanının ön bölgesi eksternal karotid arterin (EKA) terminal dalları tarafından sağlanan zengin bir kanlanmaya sahiptir. Dağılım iç ve dış periosteal sistemler ve endosteal yolla meydana gelir. EKA kraniyomandibular bölgeye digastrik kasın arka karnının ön kısmından girer. Üst boyundaki akışı sırasında kraniyomandibular bölgeye lingual ve fasiyal arter olmak üzere iki önemli anterior kol eşlik eder. EKA, superior ve posterior olarak parotis bezinin içine gömülüdür. Kondil boynu seviyesinde superfisiyal temporal arter ve internal maksiller arter olmak üzere ikiye ayrılır. Bu iki arter çiğneme kasları ve temporomandibular eklemin beslenmesine ana desteği sağlar. Lingual arter eksternal karotid arterden ayrılıp hyoglossus kasının derin yüzeyine anterior olarak uzanır. Dilin içine girmeden önce ağıztabanındaki mylohyoid kasını destekleyen sublingual arteri oluşturmak üzere dallanır. Daha sonra lingual arter intrinsik kaslarını desteklediği dilin paransimine uzanır. Fasiyal arter lingual arter ile paralel seyrederek

veya EKA'nın ön yüzünde lingual arterden daha yukarı seviyede yer alır. Fasiyal arter, boyunda dal vererek palatal arteri, daha sonra submandibular bezin içinden angulus mandibulaya uzanır. Bu noktada nabız kolayca palpe edilebilir. Mandibulanın arka tarafında, koronoid seviyesinde, internal maksiller arter(İKA) EKA' dan ayrılır. İKA'nın başladığı yerde EKA sonlanır. İKA'nın yüzün derin dokularını besleyen dalları bulunur. Bunlar tüm çiğneme kaslarını, fasiyal kemikleri ve dişleri besler. Inferior alveolar arter, İKA'nın daha inferior ve lateralinden dik bir şekilde mandibulaya girmek için uzanır. Bu yol, EKA'dan 180 derecelik bir dönüşle tamamlanır. Inferior alveolar arterin ön dalı mental forameninden çıkan mental arteri ve mandibular simfizi besleyen insiziv arteri içerir(Miloro ve ark. 2004).

Mandibulanın innervasyonu, esasen trigeminal sinir ile sağlanır. Beşinci kafa çiftçi olan trigeminal sinir kraniyomandibular bölgenin innervasyonu için genel somatik efferent motor ve afferent sensörlerin iletimini sağlar. Trigeminal sinir, foramen ovaleden çıktıktan sonra üçüncü kısmı infratemporal fossaya girer. Bu sinir tüm çiğneme kasları için motor aktiviteyi destekler. Mandibular sinirin dalı olan inferior alveolar sinir, mandibula içinde mandibular kanal içinde ilerleyerek alt dişlerin duysal innervasyonunu, anteriorda mental siniri oluşturarak simfiz ve alt dudak bölgesinin innervasyonunu sağlar. Kesici dişler bölgesini ise insiziv dal ile innerve eder(Castelli, 1963).

4.6. Kemik

Kemik, yetişkin iskeletin ana yapısını oluşturan canlı ve dinamik bir bağ dokusudur. Kemik dokusu, yumuşak yapıları destekler, kafatasının üst kısmı ve göğüs kafesi boşluklarında olduğu gibi hayati önem taşıyan organları korur. Hareketi sağlar. Vücut bütünlüğünü korur. Barındırdığı kemik iliği sayesinde hematopoetik sistemin ve bağışıklık sisteminin önemli bir elemanı olarak görev y.apar. Kemik ayrıca kalsiyum, fosfat ve diğer iyonlara ait bir depo olarak iş görür ve bu önemli iyonların vücut sıvılarındaki derişimlerini sabit tutmak için, kontrollü olarak olarak salıverilmesi ya da tutulması şeklinde mineral hemostazının sağlanmasında rol oynar(Roberts, 1987; Kutsal, 2004; Marcus, 1996).

Kemik; kemik matriksi ve osteosit denilen hücrelerden oluşur. Metabolitler kemiğin kireçlenmiş matriksinden sızarak geçemediğinden, osteosit ve kan

kapillerleri arasındaki değişim ince silindirik boşluklar halinde matriksi delen kanalikuli adı verilen kanalcıklardan sağlanır. Bütün kemiklerin iç ve dış yüzeyleri, iç yüzeylerde endosteum, dış yüzeylerde periostun oluşturduğu, doku tabakaları ile örtülüdür. Kemiğin kalıtsal ve yapısal özellikleri, normal fonksiyonlar sırasında oluşan mekanik streslerle şekillenir. Bu fonksiyon-yapısal özellik ilişkisi ilk olarak Wolff tarafından ortaya konulduğundan, bu teoriye de Wolff kanunu denmektedir. Wolff kanunu, trabeküler yapı dizilimi ve normal iskeletsel fonksiyonlarda oluşan kuvvet vektörlerinin yönleri arasında korelasyon olması temeline dayanır. Bu kanuna göre, kemiğin formu, fonksiyonu takip eden bir kazanımdır. Kemikte yapı-fonksiyon ilişkisinin sağlanması için kemiğin organik ve inorganik alt birimlerine kadar yıkılıp yediden yapılanması sürecine yeniden şekillenme denilir. Bu, çok sayıda metabolik olaydan oluşan bir prosestir(Kutsal, 2004; Marcus, 1996).

4.6.1. Kemik hücreleri

İskelet dokusu basic multicellular unit (BMU) denilen hücrelerden oluşur. BMU kemiğin yapım ve yıkımından sorumlu hücreler bütünüdür. İki tip hücre grubunu içerir: Hematopoietik hücreler ve mezenkimal hücreler. Mezenkimal hücreler pre-osteoblast, osteoblast, osteositleri içerir. Hematopoietik hücreler monositler, pre-osteoklastlar ve osteoklastları içerir(Bayraktar ve ark., 1995; Ross ve ark., 1989).

Osteoblastlar kemik matriksinin organik kısımlarının üretilmesinden sorumludurlar. Morfolojik olarak dört çeşit osteoblastik hücre tanımlanmıştır. Bunlar; pre-osteoblastlar, osteoblastlar, osteositler, ve kemik döşeyici hücreler (Bone Lining Cells) dir. Bu hücrelerle aynı mezenkimal kökenden gelen osteoblastlar, mineralize olmamış matriks boyunca dizilmiş kübik hücrelerdir(Kutsal, 2004).

Kemik inorganik kısımlarının çökebilmesi, yaşayabilecek durumda olan osteoblastların varlığına bağlıdır. Osteoblastlar özellikle kemik yüzeylerinde, yan yana, tek katlı epiteli andıracak şekilde bulunurlar. Bazı osteoblastlar yeni meydana gelmiş matriks ile kuşatılarak osteosit haline gelirler. Matriksin sentezi esnasında osteoblastlar, aktif protein sentezi yapıp salgılayan hücrelerin ince yapısına sahiptir. Daha eski kemik matriksi ile temasta olan hücre yüzeylerinden salgılanan matriks elemanları, osteoblastlar ile daha önce meydana gelmiş kemik arasında osteoid adı

verilen yeni ancak henüz kalsifiye olmamış matriks tabakasını oluşturur. Kemik apozisyonu, henüz meydana gelmiş matriks üzerine kalsiyum tuzlarının tortulanmasının ardından tamamlanır. Kemik oluşumu (osteogenez) sırasında, kemik matriksinde depolanan büyüme faktörleri ortama salınır. Son çalışmalar osteoblastların, normal kemik rezorpsiyonu sırasında osteoklastlara yardım ettiklerini de göstermektedir(Mundy, 1999).

Osteositler, osteoblast oluşum zincirinde ileri derecede farklılaşmış ve olgunlaşmış hücre formlarıdır. Bu hücreler aktif olarak kemik matriksinin bakımından sorumludurlar ve ölümlerini takiben matriks erimesi görülür. Osteoblastlardan türeyen osteositler, mineralize olmuş kemik matriksinde gömülü kalarak, lakün denilen boşlukları oluştururlar. Her boşluk içinde bir osteosit bulunur. İnce silindirik matriks kanalcıkları osteosit uzantılarını barındırır. Komşu hücre uzantıları hücreler arası bağlantılarla, birbirleri ile ilişkiyi sağlar ve bu yapılar aracılığı ile moleküller hücreden hücreye geçer. Osteositler ile kan damarları arasındaki alışverişin bir kısmı, osteositler ile kemik matriksi arasında bulunan az miktardaki hücreler arası madde aracılığı ile de yapılır(Barnard, 1990; Marcus, 1996; Ross ve ark., 1989; Kutsal, 2004).

Osteoklastlar, pluripotent hematopoietik hücrelerden farklılaşan çok çekirdekli, büyük, dallanmış, hareket edebilen hücrelerdir. Genişlemiş hücre gövdesinde 5 ila 50 çekirdeği vardır. Osteoklastlar, kemiğin eritilerek emildiği yerlerinden Howship lakünası adı verilen, enzimler ile oyulmuş, çukurlara yayılırlar(Bonucci, 1981; Bayraktar ve ark., 1995; Ilvesaro, 2001). Yetişkin bireylerde, kemik yüzeyindeki osteoklastların %1'inden daha azı aktiftir(Guyton, 1996). Osteoklastlar kemik iliği ana hücrelerinden köken almakla beraber immünolojik, histokimyasal ve fonksiyonel özellikleri bakımından ileri derecede farklılaşmıştır. Bu farklılaşmanın en önemli göstergesi, tiroitten salgılanan bir hormon olan kalsitonin için reseptör bulundurmalarıdır. Ancak paratiroid bezlerden sentezlenen parathormon için reseptör bulundurmazlar. Paratiroid hormon reseptörü osteoblastlarda mevcuttur ve osteoblastlar bu hormon ile uyarıldıklarında osteoklast uyarıcı faktör denilen sitokini üretirler. Bu hücrelerin işlevi sitokinler ve hormonlar ile kontrol edilir. Osteoklastlar, uyarıldıklarında kollejenaz enzimini salgılayarak, bölgesel kollajen sindirimini ve kalsiyum tuz kristallerinin eritilerek emilmesi işlemini başlatır(Mundy, 1999).

4.6.2. Matriks

Kemik hücrelerinin arasında bulunan, %90 ı kollajen fibrillerden %10 u nonkollajen proteinlerden oluşan hücreler arası ortamdır. Görevi hücrelerin kemik dokusu içinde tutunmasını ve hücrelerin beslenmesini sağlamaktır(Kutsal, 2004,Marcus, 1996). Kemik matriksinin büyük çoğunluğunu kalsiyum hidroksiapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) kristalleri oluşturur. Matriksin organik maddesi tip I kollajen ve proteoglikan agregasyonları ile birkaç özel yapısal glikoproteini içeren temel maddedir. Kemik kollajeni diğer kollajen tiplerinden farklı olarak, daha fazla hidroksilizin içerir ve kalsifiye olma özelliğine sahiptir(Tolgay ve ark.,1982). Tip I kollajen içeren diğer dokular normal olarak kalsifiye olmazlar ve bu glikoproteinleri de içermezler. Kemik glikoproteinleri, matriks kalsifikasyonunun başlatılmasından sorumlu olabilir. Minerallerin kollajen liflerle ilişkisi, kemik dokusunun sertliği ve direncinden sorumludur. Kemiğin kalsiyumu ortamdan uzaklaştırıldığında, kemik şeklini korur ancak tendon kadar esnek bir hale gelir. Büyük oranda kollajenden oluşan matriksin organik kısımları çıkarıldığında ise kemik yine orjinal şeklini korur, ama kırılğan hale gelir(Dalen ve Olsson 1974).

4.6.3 Kemik metabolizması

Kemik vücuttaki kalsiyumun primer depolandığı yerdir. Hücre dışı sıvıda kalsiyum konsantrasyonu yaklaşık 9,4 mg/dl'dir ve çok hassas bir şekilde düzenlendiğinden, normal değerden çok küçük oranda sapma gösterir. Bu hassas kontrol çok önem taşır; zira kalsiyum iskelet kası, kalp kası ve düz kas kasılması, pıhtılaşma ve sinir uyarılarının iletimi gibi pek çok fizyolojik olayda önemli rol oynar. Hücre dışı kalsiyumunun düzenlenmesinin önemli bir özelliği, vücudun toplam kalsiyumunun sadece %0,1'inin hücre dışı sıvıda, yaklaşık olarak %1'inin hücrelerde ve geri kalanının da kemiklerde bulunmasıdır. Bu nedenle kemikler, hücre dışı kalsiyum düzeyi düştüğünde kalsiyum salıveren, kalsiyum düzeyi arttığında da fazla kalsiyumu depolayan geniş bir depo görevi yapar(Roberts, 1987; Carrington, 1988; Vincent, 1963; Mundy, 1999; Barnard, 1990, Bonucci, 1981).

Vücuttaki fosfatın yaklaşık %85'i kemiklerde, %14'ü hücrelerde ve yüzde 1'den azı da hücre dışı sıvıda bulunur. Hücre dışı fosfat düzeyinin kontrolü kalsiyumun kontrolü kadar hassas olmamakla birlikte, fosfat iyonu çeşitli önemli işlevlere sahiptir ve kalsiyumun düzenlenmesini sağlayan faktörlerin bir çoğu tarafından kontrol edilir(Bayraktar ve ark., 1995; Marcus, 1996, Göksoy, 2000). Metabolik ve hormonal dengeler kemiğin yapısının korunmasında önemli rol oynar(Marx, 1996).

Kemik dokusu bireyin bütün yaşamı boyunca sürekli olarak yenilenen ve reorganize olan bir dokudur. İnsan vücudu 30'lu yaşlarında maksimum mineral yoğunluğuna ulaşır(Carrington, 1988; Vincent, 1963). Sağlıklı bir bireyde, insan iskeletinin %7'si her gün rezorbe olur ve yerine yeniden kemik oluşur. Çene kemikleri de dahil olmak üzere, tüm kemiklerdeki bu yapım-yıkım prosesi, yaş ve vücudun metabolik durumu ve hastalıklardan etkilenebilir(Marx, 1996; August, 2001). Yaş ile kadınlarda kortikal kemiğin %35'i ve kansellöz kemiğin %50'si kaybedilir. Erkeklerde ise bu oran, kadınlardakinin 2/3'ü kadardır(Carrington, 1988; Vincent, 1963). Kalsiyum metabolizmasını etkileyen hastalıklar veya hormonal değişiklikler de kemikte yapıca ve kütlece değişikliklere neden olabilir. Örnek olarak kadınlarda postmenapozal dönemde, azalan östrojen hormonuna bağlı olarak kemik kütlelerinde azalma ve kemik trabekülleri arasında kaybolma başlar. Kaybolan bu bağlantılar, kemiğin direncini düşürüp kırılabilirliğini artırır, aynı zamanda kırık iyileşmesini olumsuz etkileyebilir(Carrington, 1988; Vincent, 1963).

4.6.4. Histogenez

Tüm kemikler iki farklı yolla mezenkimden gelişir. Bunlar, mezenkimden direkt olarak intramembranöz kemikleşme ve mezenkimden gelişen kıkırdak ile endokondral kemikleşmedir(Cormack ve Cormack, 1993; Gartner, 2001; Moore ve ark., 1998). İntramembranöz kemikleşmede, kemiğin temel mezenkimal modelleri embriyonik dönemde oluşur ve kemikleşme fetal dönemde başlar. Frontal kemik, parietal kemik, oksipital kemik, temporal kemik ve mandibulanın bir kısmı intramembranöz kemikleşmeyle büyür. İntramembranöz kemikleşmenin kısa kemiklerin büyümesinde ve uzun kemiklerin kalınlaşmasında da rolü vardır. Endokondral kemikleşme temelde iki aşamadan ibarettir. İlk aşama kemik

modelindeki kondrositlerin hipertrofisi ve harabiyetidir. Kondrositlerin harabiyeti sonucu geriye kalsifiye kıkırdak matriksinin septalarının birbirinden ayrıldığı genişlemiş lakünalar kalır. İkinci aşamada osteoprogenitör hücreler ve kılcal kan damarları, dejenere olmuş kıkırdak hücrelerinden geriye kalan alanlara girer. Osteoprogenitör hücreler kıkırdağımsı septumun üstünü kemik matriksi ile kaplayan osteoblastlara dönüşür. Böylece kalsifiye kıkırdak dokusu septumları, kemikleşmenin başlamasına destek olur. Kıkırdağı saran perikondriumun iç kısmında kemik manşeti adı verilen silindirik bir kemik tabakası meydana gelir. Yeni oluşan kemik tarafından sarıldığı için perikondriuma periosteum adı verilir. Yeni meydana gelen kemik manşetinin içinde kalan kondrositler dejenere olur ve kıkırdak matriksinin devamlılığını sağlama yetenekleri ortandan kalkar. Ortama kalsiyum çökmeye başlar ve kıkırdak matriksi kalsifiye olur(Junqueira, 2003).

4.6.5. Makroskobik yapı

Tüm kemiklerin, kansellöz kemiğin oluşturduğu bir merkezi kitlesi ve bunun etrafını saran yüzeyel, ince bir kortikal tabakası vardır. Çıplak gözle kemik kesitlerine bakıldığında, kortikal kemik, boşluk içermeyen yoğun alanlar şeklinde, kansellöz kemik ise çok sayıda birbirine açılan boşluklar şeklinde görülür. Kortikal kemik ve kansellöz kemik arasındaki fark, içerdikleri değişken miktardaki katı madde ile kemik boşluklarının miktarı ve boyutlarıdır(Ross, 1994; Mundy, 1999).

Vücuttaki toplam kemiğin %85'ini oluşturan kortikal kemik, uzun kemiklerin gövdesinde bulunur ve vertebralar ile diğer süngerimsi kemiklerin etrafında bir kabuk şeklindedir. Bu doku havers sistemi denilen bir santral kan damarı etrafında güçlenen kemik silindirinde organize olur. Kılcal damarları ve sinirleri içeren Havers kanalları, birbirlerine ve kemiğin dış yüzeyine, transvers olarak uzanan kısa Volkmann kanalları aracılığı ile bağlanır. Vücuttaki toplam kemiğin %15'ini oluşturan kansellöz kemik, küboidal ve düz kemikler ile uzun kemiklerin sonlarında bulunur(Mundy, 1999). Erişkin kemiklerdeki kansellöz kemiğin içerdiği boşluklarda kan hücreleri ve trombositler oluşturulur, bu nedenle kansellöz kemik, ilik halini almıştır. Kansellöz ve kortikal kemiğin yapısı fonksiyonuna göre değişir. Kortikal kemiğin ağırlığı, iskelet sistemi için taşıyıcı gücü sağlar. Sert ve kaslarla

ligamentlerin bağlanacağı şekilde tasarlanmış olan uzun kemiklerdeki kortikal kemik miktarı, gövdenin kırılmaya hassas orta kısmının yanlarında en fazladır(Ross, 1994).

Eklem yüzeyleri dışında, kemiğin dış yüzeyi tümüyle periost denilen kemik zarı ile kaplıdır. Periost kollajen lif ve fibroblastlardan oluşan dış tabakaya sahiptir. Periostun kollajen lif demetlerinden oluşan sharpey lifleri, kemik matriksi içine girerek periostu kemiğe bağlar. Periostun içteki, hücre bakımından daha zengin olan tabakası, fibroblastlara benzeyen, bölünüp farklılaşarak osteoblastları meydana getirme potansiyeline sahip, osteoprogenitör hücrelerden oluşmaktadır. Osteoprogenitör hücreler kemik büyümesinde ve onarımında önemli rol oynar. Kemik içindeki bütün boşlukları kaplayan iç tabakaya endosteum denir. Endosteum, tek tabaka halinde yassılaşmış osteoprogenitör hücreler ile çok az miktardaki bağ dokusundan oluşur. Periost ve endosteum, kemik dokunun beslenmesi ve devamlı olarak yeni osteoblast sağlayıp, kemik büyümesi ve kırık iyileşmesinde rol oynar(Dalen ve Olsson, 1974).

4.6.6. Mikroskobik yapı

Mikroskobik olarak iki tür kemik vardır. Primer kemik, embriyonun gelişiminde ve kırık iyileşmesi ve diğer onarım aşamalarında beliren ilk kemik dokusudur. Sekonder kemiğin düzgün lameller halinde düzenlenmiş kollajenin aksine rastgele dağılmış ince kollajen lifleri vardır. Genellikle primer kemik dokusu geçicidir ve yetişkinlerde vücutta birkaç yer (kafatasındaki düz kemiklerin civarı, diş soketleri ve bazı tendonların kemiğe girdiği kısımlar) dışında, yerini sekonder kemik dokusuna bırakır. Primer kemik, sekonder kemiğe kıyasla daha fazla osteosit ve daha az mineral içerir. Primer kemikte kollajen lifleri de düzensiz sıralanmıştır. Sekonder kemik genellikle yetişkinlerde bulunur. Tipik olarak sekonder kemik dokusu, kanalcıklar içindeki kollajen liflerin, birbirlerine paralel olarak veya bir damar kanalı etrafında dairesel olarak sıralandıklarını gösterir(Cormack ve Cormack, 1993; Gartner, 2001; Moore ve ark., 1998; Junqueira, 2003).

4.6.7. Kemik büyümesi, yeniden modellenme ve rejenerasyonu

Kemik büyümesi genel olarak önceden meydana getirilmiş kemik dokusunun osteoklastlar tarafından rezorbe edilmesi ve eş zamanlı olarak osteoblastlar tarafından yeni kemiğin oluşturulması şeklindedir. Bu yöntem, kemik büyürken şeklinin de korunmasına yardımcı olur. Yeniden modellenme oranı, çocuklarda, yetişkinlerde görüldenden 200 kat daha hızlı olabilir. Yetişkinlerdeki yeniden modellenme, iskeletin birçok yerinde eş zamanlı olarak gerçekleşen fizyolojik bir olaydır. Kemik büyümesi ile benzerliği yoktur. Kafatasının üst kısmını oluşturan kemikler, aralarındaki anastomozlarda bulunan ve dış yüzeylerindeki periost tarafından meydana getirilen kemik dokusu ile büyürler. Aynı zamanda iç yüzeylerinde de rezorpsiyon olur. Kemik son derece biçimlenebilen bir doku olduğundan, beynin büyümesine de cevap verir ve kafatasının yeterli büyüklükte şekillenmesini sağlar(Junqueira, 2003).

Kemik rejenerasyonu mekanizmasında üç farklı proses görülür: Osteogenez, osteoindüksiyon, osteokondüksiyon(Frame, 1987; Lane, 1995; Misch, 1993; Pinholt ve ark., 1991; Tuskan, 2002). Osteogenez kemik oluşumu ve gelişimidir. Osteoindüksiyon, doku içerisindeki farklılaşmamış mezenkimal hücrelerinin osteoblast ve kondroblastlara dönüşmesi ile meydana gelir(Tuskan, 2002). Osteokondüksiyon ise iskelet şeklinde görev yapan matrikse, çevre dokudan gelen hücrelerin penetre olmasıyla yeni kemik oluşumunu sağlayan fiziksel bir etkidir. Osteokondüksiyon ile kemik dokusunun büyümesi, apozisyonel kemik oluşumu ile karakterizedir. Bu yüzden osteokondüksiyon, kemik veya farklılaşmamış mezenkimal hücre varlığında meydana gelir(Newman, 2012).

4.7.Mandibular Travma

Mandibula kırıkları en sık görülen kemik yaralanmalarındandır ve maksillofasiyal bölge kırıklarının %72.8'ini oluşturur. Bunların %27.6'sı ise mandibular angulus bölgesinde görülür. Etiyolojik faktörleri arasında, %67.1 oranıyla en sık görülen trafik kazalarını, %19.4 oranıyla bireysel şiddete bağlı kırıklar takip etmektedir(Şenen ve ark., 2006; Özkaya ve ark., 2011).

4.7.1. Kırık iyileşmesi

Kemik kırıldığında, kemik matriksi yıkılır ve kırık hattına bitişik kemik hücreleri ölür. Hasara uğrayan kan damarları bölgesel kanamaya yol açar ve bölgede hematoma meydana gelir. Kırık etrafındaki periost ve endosteum hızlı ve yoğun hücre çoğalması ile yanıt vererek kırığı sarar ve bu hücreler kırık uçları arasına göç eder. İyileşme sürecinde, hematoma ve hasar görmüş kemik matriksi makrofajlar tarafından ortadan kaldırılır. Başlangıç hematomunun yerini granülasyon dokusu alır. İyileşme devam ettikçe granülasyon dokusu yerini önce interfragmenter bağ dokusuna, sonra interfragmenter fibrokartilaja bırakır. Kalsifiye olan fibrokartilaj, osteoblastlar osteoid oluşturmaya başlamadan önce kısmen rezorbe olur. Daha sonra endokondral ve intramembranöz kemikleşme yolu ile primer kemik meydana gelir. Primer kemikten oluşmuş düzensiz şeritler, geçici olarak kırık uçlarını birleştirerek hızlı bir biçimde kemik kallusunu oluşturur. Havers kanalları kemik lamelleri boyunca uzanır. Osteoid oluşumu ile kırık iyileşmesi tamamlanır(Newman, 2012).

Kemik onarımı sürecinde kemik üzerine uygulanan kuvvetler, kemik kallusunun yeniden modellenmesine yarar. Eğer bu kuvvetler kemik büyümesi sırasında gerçekleşenler ile aynı veya onlara yakın büyüklükte ise kemiğin yapısını etkilerler. Kallusun primer kemik dokusu kademeli biçimde ortadan kaldırılarak sekonder doku ile yenilenir. Kemik, yeniden modellenme ile ilk yapısına yeniden kavuşur. Kemik dokusu diğer bağ dokularından farklı olarak, skar dokusu meydana getirmeden iyileşir(Junqueira, 2003; Haerle ve Champy, 2009).

4.8. Fiksasyon

4.8.1.Osteosentezde kullanılan fiksasyon sistemleri

Klinik pratikte, mandibula kırıkları bulunduğu bölgeye göre tedavisi değişkenlik gösteren kırık tiplerindendir. Mandibulanın normal fonksiyonu sırasında oluşan biyomekanik değişimler, son 20 yıldır yapılan çeşitli çalışmalarla daha da açıklık kazanmıştır. Artan biyomekanik bilgi ve daha iyi algılanmaya başlayan prensiplere bağlı olarak, kemik stabilizasyonu, tel osteosentezi ve maksillomandibular

fiksasyondan; rijit fiksasyon olarak adlandırılan metal plaklar, vidalar ve bunların çeşitli kombinasyonlarının uygulanmasına doğru gelişim göstermiştir(Erkmen ve ark., 2005).

Rijit fiksasyon, günümüzde kırık fragmanların kas çekimine, yumuşak doku kontraksiyonuna ve yerçekimsel yer değiştirmeye karşı orijinal anatomik pozisyonunda kalmasını sağlayan standart bir yöntem haline gelmiştir. Kompresyon vidası ve miniplak gibi birçok rijit fiksasyon yöntemi, hızlı kemik iyileşmesini sağlamak, postoperatif intermaksiller fiksasyondan kaçınmak, erken postoperatif mandibular fonksiyonu ve oral hijyen uygulamalarını başlatmak amacıyla kırık segmentlere uygulanmaktadır. İnternal fiksasyon, günümüzde en sık kullanılan, mandibula kırıklarının cerrahi tedavisinde kemik segmetleri arasındaki stabiliteyi sağlayıp relapsı önleyen rutin bir yöntem olarak kabul edilir(Dolanmaz ve ark., 2004).

Kırık tedavisinde, kemiklerin orijinal anatomik pozisyonuna getirilerek üç boyutlu olarak onarılması kadar kırık fragmanların stabilizasyonunu garantilemek de gereklidir. Materyalin sertlik derecesi (strenght) ve bükülmeye karşı direnci (flexural resistance) stabilizasyonu etkileyen faktörlerdendir. Günümüze kadar fiksasyon aygıtlarının hammaddesi olarak birçok materyal element kullanılmış olmasına rağmen, modern tedavi yöntemlerinde belli alaşımlar yoğun olarak kullanılmaktadır(Papel, 2009).

Fiksasyon için kullanılan vidalar; rezorbe olmayan paslanmaz çelik, krom-molibdenyum alaşımları, titanyum, vitalyum gibi elementlerle elde edilen sistemler veya rezorbe olabilen PLA gibi polimer sistemlerdir(Atalı ve ark., 2014; Prein ve Rahn, 1998).

4.8.1.1.Paslanmaz çelik

Paslanmaz çelik, ilk kez 1926'da ortopedi alanında kullanılmıştır(Spiessl, 1976; Altobelli, 1992). Paslanmaz çelik esas olarak demir ve daha az miktarlarda krom, nikel, molibdenum, manganez gibi elementleri içerebilir. Bu elementlerin kullanım oranlarına göre oluşan çelik de farklı fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olur. Günümüzde fiksasyon aygıtlarında, paslanmaz çeliğin, demir-karbon diyagramında

912 C- 1394 C arasındaki yüzey merkezli kübik yapıdaki formu olan, östenitik çelik adı verilen tipi kullanılmaktadır. Östenitik paslanmaz çelik; demir (%62,5), daha az miktarlarda krom (%17.6) nikel (%14.5) molibdenyum (%2.8) ve eser miktarda (%2.6) diğer komponentlerden oluşur(Papel, 2009).

Diğer paslanmaz çelik alaşımlarına kıyasla daha az korozyon oluşturması ve bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRI) gibi teşhis ve tedaviye yardımcı yöntemlerde daha az saçılma ve görüntü artefaktı oluşturması bakımından, çeliğin rijit fiksasyon aygıtlarında başlıca kullanılan formudur(Papel 2009). Bu alaşım, American Society of Testing and Materials (ASTM) ve International Organization for Standardization (ISO) tarafından belirlenen metalurjik özelliklere haizdir(Prein ve Rahn, 1998). Paslanmaz çeliğin yeterli düzeydeki gücü ve sertliğine rağmen kolaylıkla bükülerek kemiğe uyumlanabilirliği de en önemli avantajıdır. en dışında bulunan çözülmez pasif tabaka sayesinde korozyona dirençlidir ancak yine de dokuda korozyona uğraması önemli bir dezavantajdır(Atalı ve ark., 2014). 1986'ya kadar fiksasyon için en çok kullanılan alaşım olan paslanmaz çelik, günümüzde sınırlı bir kullanım alanına sahiptir ve yerini komşu kemikle osteoentegre olması gibi daha iyi mekanik ve fiziksel özelliklere sahip olan titanyum ve vitalyuma bırakmıştır(Bothe ve ark., 1980).

4.8.1.2.Vitalyum

Vitalyum, Luhr isimli araştırmacı tarafından, mandibular aygıtlarının üretiminde kullanmak amacıyla geliştirilen bir krom-kobalt alaşımıdır(Luhr, 1987; Luhr, 1969). Bu alaşım, krom-kobalta ek olarak molibdenum, nikel, tungsten ve eser miktarda tercihe göre katılan elementlerden oluşur(Papel, 2009). Yüksek elastisite modülü ile birlikte bükülmesi zor, sert bir materyaldir(Agarwal ve ark., 2009). Sertlik bakımından paslanmaz çeliğe yakındır ve titanyuma kıyasla 1,5 kat daha güçlüdür. Dolayısıyla vitalyumdan üretilen plaklar daha ince üretilir ve yumuşak dokunun altından daha az görünür. Biyo-uyumluluğu ve korozyona direnci bakımından titanyuma yakındır. Ancak BT ve MRI gibi görüntüleme yöntemlerinde fazlaca artefakt oluşturur(Fiala ve ark., 1994, Shellock, 1988).



Şekil-8: BT ile vitalyum (solda) ve titanyumun (sağda) oluşturduğu saçılma ve artefakt(Papel, 2009).

4.8.1.3.Titanyum

Titanyum, sahip olduğu bazı avantajlar sayesinde, günümüzde kraniyomaksillofasiyal iskeletteki kırıkların internal fiksasyonu için üretilen aygıtların hammaddesi olarak sıklıkla kullanılan materyallerdendir(Atalı ve ark., 2014). Bu durum özellikle 1950'li yıllardan sonra, titanyumun eldesi ve artırılması işlemlerindeki gelişmelere paralel olarak meydana gelmiştir(Papel, 2009).

Kraniyomaksillofasiyal fiksasyonda geniş kullanım alanına sahip olan titanyum alaşımı, az miktarda aliminyum ve vanadyum içerir. Bu alaşım, en çok vida-plak sistemlerinde kullanılmaktadır. Titanyumun biyomateriyal olarak başarısı, esasen, yüksek biyo-uyumluluğu, korozyona ve enfeksiyona olan yüksek direnci sebebiyledir(Papel, 2009). Ticari olarak üretilen titantum, titanyum ve oksijen elementlerinden oluşur. Yüzeyinde spontan olarak oluşan en dıştaki ince oksit tabakası sayesinde çözülmelere ve korozyona karşı oldukça dayanıklı inert bir materyaldir(Atalı ve ark., 2014). Titanyumun enfeksiyona karşı direnci, Stafilokokus aureus inkübasyonu ile oluşturulan biyofilme maruz bırakıldığı çalışmalarla gösterilmiştir(Emery ve ark., 1977).

Toksik ve alerjik olmayışı, düşük molekül ağırlığı sebebiyle hafif oluşu, yüksek gerilim direnci ve BT, MRI gibi görüntüleme yöntemlerinde minimum artefakt oluşturması da diğer avantajlarındandır. Bu avantajlarının yanında, yüksek maliyeti, düşük elastisite modülü sebebiyle kalın olarak üretilmesi zorunluluğu da dezavantajları olarak sayılabilir(Papel, 2009).

Diğer sistemler gibi titanyum sistemler de orijinal pozisyonlarından başka yerlere göç edebilir, nadir de olsa enfekte olabilir, operasyondan belli bir süre sonra palpe edilebilir hale gelebilir ya da ekspozite olabilirler. Titanyum plakların operasyon sonrasında çıkartılması oranı %12 ye kadar çıkabilmektedir. Spesifik olarak titanyum partiküllerinin bölgesel lenf nodları ve çevre dokuların içine yerleştiği de rapor edilmiştir. Buna ek olarak radyasyon tedavisi gören hastaların titanyum plak ve vidalarının çevresinde dengesiz doz dağılımı olabildiği de rapor edilmiştir(Agarwal ve ark., 2009; Carlsson ve ark., 1986; Cheung ve ark., 2004; Francel ve ark., 1992; Iizuka ve Lindqvist, 1992; Linder ve ark., 1983; Lindqvist ve ark., 1992; Postlethwaite ve ark., 1989; Schliephake ve ark., 1993; Schmidt ve ark., 1998; Bronzino ve Raton, 2000).

4.8.1.4. Rezorbe olabilen sistemler

Vücutta yabancı madde bırakılmaması amacıyla, zaman içinde biyolojik olarak yıkılabilen rezorbe olabilen sistemler de geliştirilmiştir. Kırık ya da osteotomilerin fiksasyonunda rezorbe olabilen polilaktik asit (PLA) kullanımı ile ilgili ilk raporlar 1971'de Cutright ve Hunsuck tarafından yayınlanmıştır. Bu çalışmada maymunlarda periorbital fraktürlerde polilaktik asitten (PLA) üretilmiş fiksasyon aygıtlarını kullanılmıştır(Cutright ve Hunsuck, 1972).

Daha sonra maksillofasiyal cerrahide materyallerdeki gelişmelerle birlikte PGA ve polidioksanon (PDS) dan yapılan aygıtlar kırık fiksasyonunda kullanılmaya başlanmıştır(Papel, 2009; Suuroren ve Lindqvist, 2002).

Fakat bu polimerik materyallerin rezorbe olmayan rijit sistemlere göre zayıf olan mekanik özellikleri ve yıkılarak vücuttan belli bir süre sonra uzaklaştırılması sebebiyle fazla kuvvet alan kırık bölgelerinde ve defekt rekonstruksiyonunda kullanılması kontraendikedir. Bu yüzden rezorbe olabilen sistemler orta yüz kırıklarında orbital duvar gibi fonksiyonel yük almayan bölgelerde veya çocuklarda yapılan kırık onarımlarında büyüme-gelişimin devam etmesiyle titanyum plaklarda meydana gelebilecek yer değiştirme riskine karşılık kullanılmaktadır(Prein ve Rahn, 1998).

4.8.2. İdeal vida sistemlerinde olması gereken özellikler

Fasiyal kırıkların tedavisinde ve osteotomilerde kullanılan ideal vida sistemleri mutlaka biyo-uyumlu ve immünolojik olarak non-reaktif ve non-alerjenik olan materyallerden üretilmelidir. Lokal doku reaksiyonuna veya sistemik toksisiteye sebep olmamalıdır. Korozyona ve enfeksiyona dirençli olmalıdır. İskeletsel yüzeyin anatomik konturunu takip edecek şekilde intra-operatif olarak uyumlanabilir olmalarının yanında, stabilite için gereken sertliğe de sahip olmalıdır. Fonksiyonel yüklemeye dayanabilmeli, kemik iyileşmesi boyunca fonksiyonda olmalıdır. Kırık iyileşmesinin kontrol edilebilmesi, yerleştirilen fiksasyon materyalinin konumunun incelenmesi gibi amaçlarla alınan BT ve MRI'larda oluşturduğu sıçrama ve artefakt minimum olmalıdır. Rezorbe olabilenler için degradasyon oranı ve güç kayıpları tahmin edilebilir olmalıdır(Papel, 2009; Carlsson ve ark., 1986; Bos ve ark., 1989).

Günümüzde pek çok oral ve maksillofasiyal cerrah kemik fragmanlarının fiksasyonunda rekonstruksiyon plağı, kompresyon vidaları ve plağı, miniplak ve mikroplakları içeren rijit sistemleri kullanmaktadır(Alpert ve Seligson, 1996).

4.8.3.Kırık onarımında kas kuvvetlerinin rolü

Mandibulaya etki eden kas kuvvetleri kompleks sistemlerdir ve kırık onarımı amacıyla yapılan fiksasyonun başarılı olması için göz önünde bulundurulması gereken önemli bir etkidir. Fiksasyonun stabilitesi, gerek fonksiyon halinde gerekse rest durumunda kırık fragmanların ve fiksasyon aygıtının immobilizasyonu sağlayacak şekilde olmalıdır. Kas aktiviteleri karşısında immobilizasyon sağlanamaması halinde, kırık hattında non-union iyileşmeye ek olarak, enfeksiyona yatkınlık, osteomyelit ve aygıtın eksplantasyonuna zemin hazırlanabilir. Bu sebeple, rasyonel bir kırık tedavisinde tüm biyomekanik etkenler göz önünde bulundurulmalıdır(Pauwells, 1976).

Kas kuvvetleri kırık segmentlerin pozisyonunu etkileyebilir. Mandibulaya yapışan mimik kaslarının kırık fragmanları üzerinde belirgin bir etkisi yoktur çünkü mandibula esasen iki grup kasın etkisi altındadır. Genel olarak çiğneme kasları olarak adlandırılan bu kaslar, mandibulayı eleve eden massater, temporalis ve medial

pterygoid kas, deprese ve retrakte eden digastrik, mylohyoid, stylohyoid, geniohyoid kaslar ile protruzyonu sağlayan lateral pterigoid kastır. Mandibula hareketlerini oluşturan depressor-retraktor grubu kaslar zayıf etki gösterir iken; elevatör kaslar daha güçlü kaslardır(Dingman ve Natvig, 1964; Huelke ve ark., 1961; Pollock ve ark., 2002).

Her kas, belirli bir fonksiyonu yaparken, kendi maksimum aktivitesini, mandibulanın pozisyonuna, kasın kendi uzanım şekline, kütlesine, harekete ne kadar dahil olduğuna ve hareketin yönüne göre farklı oranlarda sergiler. Çiğneme kuvvetinin miktarı kişiden kişiye değişebilmekle birlikte, sağlıklı bireylerde bu kuvvet, anterior bölgede 185- 290 N aralığında iken molar diş bölgesinde 660 N'a kadar çıkabilir. Lateral pterigoid kas mandibulanın protruzyonunu sağlayan major kastır, mylohyoid kas ise bu harekette minör etkiye sahiptir. Çünkü bu kasın liflerinin çoğu orta hatta mylohyoid rafeye katılırlar. Yine de mylohyoid, büyük oranda anterior segmente yapışması sebebiyle, mandibular simfiz bölgesi kırıklarında içe (linguale doğru) rotasyona sebep olabilir. Çiğneme ve yutma sırasında fizyolojik olarak koordine edilen kas güçleri, mandibula korpusunun üst yüzünde merkezden periferik doğru gerilim alanı oluştururken alt yüzünde periferden merkeze doğru kompresyon oluştururlar. Bu kuvvetlerin total vektörü olarak simfiz bölgesinde torsiyon ve rotasyon meydana gelir. Anterior bölgede meydana gelen simfiz-parasimfiz kırıklarının hareket yönü ve meyili bölgede mevcut olan diş köklerine, mental foramen ve mandibular kanalın lokasyonuna, çiğneme kaslarının yapışma yerlerine göre değişir. Mandibular simfizin kalın kortikal kemikten oluşan alt sınırında kırık meydana gelmesi durumu nadirdir. Simfiz bölgesinde oluşan kırıklar genellikle obliktir. Kendisinden genial kasların yükseldiği bölgede oluşan kırıklar, linguale doğru hareket etmeye meyillidir. Bilateral simfiz kırıklarında ise kırık parça mylohyoid kasın çekmesine bağlı olarak mediale rotasyona uğrar. Klinik olarak da bu rotasyon görünür durumdadır çünkü kırık hattına komşu alt kesici dişler de linguale devrilmiştir. Kırık hattının oblik oluşu kırık parçanın düzeltilmesini zorlaştırır. Forsepsle redükte edilse dahi lingual tarafta her iki kırık köşesinden basınç uygulanmasına ihtiyaç vardır. Bu şekilde iki ya da daha fazla vida ile veya alt kenara yakın yerleştirilen bikortikal kilitli plakla ve alt kenara yakın yerleştirilen

monokortikal plakla stabilize edilebilir(Dingman ve Natvig, 1964; Huelke ve ark., 1961; Pollock ve ark., 2002).

Optimum kırık iyileşmesi, fonksiyonel kuvvetlerin fiksasyon aygıtı tarafından karşılanması ve aygıt yoluyla kemiğe iletilmesi halinde meydana gelir. Fizyolojik olarak birbirine uyumlu çalışan kaslar, mandibulanın üst sınırında gerilme kuvveti oluştururken alt sınırdaki sıkıştırma kuvvetleri oluşturmaktadır. Mandibula üzerine etki eden kas kuvvetleri göz önünde bulundurularak seçilen fiksasyon aygıtı, gerilim bölgesindeki distraktör kuvvetlere yeterli direnci gösterecek şekilde ve sıkışma bölgesindeki kasların kuvvet vektörleri ile oluşan doğal kompresyondan faydalanılacak şekilde yerleştirilebilir(Pauwells, 1976).

4.8.4. Fiksasyonda stabilitenin sağlanmasının önemi

İskelet sisteminin yeniden düzgün işler hale gelebilmesi için travma sonrası meydana gelen kırığın doğru tedavisi elzemdir. Kırık tedavisinin amacı, kırık fragmanları orijinal anatomik pozisyonuna getirmek (redüksiyon), fragmanların fiksasyon ile redükte edildiği orijinal konumunda kalmasını sağlamak (stabilite) ve istenilen konumda tek parça halinde iyileşmeyi sağlamaktır. Kırık parçaların orijinal pozisyonunda konumlandırılması ile kemiğin yeniden anatomik formuna uygun, sağlam ve tek parça bir ünite olması sağlanır. Uygun anatomik form, kırığın tipine ve bulunduğu bölgeye göre değişir. Örneğin eklem içi bir kırıkta artiküler yüzeylerin devamlılığı esastır. Bu yüzeylerdeki herhangi bir devamsızlık, belli bölgelere gelen stresi artırıp bu bölgelerde hasara ve post-travmatik artroza neden olur. Aynı şekilde dişli bölgelerdeki kırıklar da dikkatli bir onarım gerektirir çünkü okluzyonun devamlılığı ancak bu şekilde sağlanır. Yüz estetiği, alttaki iskeletsel yapıların rehberliğinde şekillendiğinden, kırık tedavisi sadece fonksiyonel değil kozmetik bakımdan da ciddi özen ister. Genel olarak kırıkların erken rekonstruksiyonu, normal anatomisinin geri kazandırılmasında, fonksiyon ve estetiğin de en iyi sonucu verir. Geç düzeltmeler ise genellikle belli bir zaman sonra ikinci cerrahi ihtiyacı doğurur(Prein ve Rahn, 1998).

Bu amaçla kullanılan fiksasyon sisteminin major fonksiyonu iyileşme süresince kırık hattını mekanik olarak korumaktır. Fiksasyon aygıtları, günlük kas fonksiyonları esnasında oluşan yükü nötralize etmelidir ve kemiğin tek parça halinde iyileşebilmesini sağlamak için kırık fragmanların hareketsizliğini (stabilite) tesis etmelidir. Maksimum stabiliteyi elde etmek hastanın kendisine, kırığın bölgesi ve tipine, yumuşak dokunun durumu gibi birçok etkene bağlıdır. Her vakada en uygun fiksasyon aygıtını seçmek stabilitenin sağlanması için şarttır(Prein ve Rahn, 1998).

Aşırı mekanik yükleme sonucu deformasyona direnç gösteremeyen kemiğin yapısal bütünlüğü bozulacağından ve kırık iyileşmesi meydana gelmeyeceğinden, kuvvet ve moment hesaplamaları, fiksasyon aygıtlarının dizaynı, seçimi ve yerleştirilmesinde önem taşır(Papel, 2009).

4.9.Stabilizasyon yöntemleri

4.9.1.Splintleme

Internal veya eksternal olarak yapılabilen splintleme işlemi kırık fragmanların mobilitesini azaltır fakat tümüyle ortadan kaldırmayı amaçlamaz. Dişlere bağlanarak veya cilt ve mukoza üzerinden eksternal olarak veya stabilize edici aygıtların direkt olarak kırık fragmanlar üzerine fikse edilmesiyle internal olarak splintleme işlemi yapılabilir. Eksternal fiksasyonda, daima fiksasyon aygıtı ile kırık fragmanları arasında, periodonsiyum, mukoza,cilt gibi bir yumuşak doku katmanı bulunmaktadır. İnternal fiksasyonda ise splint fiziksel olarak yetersiz olduğundan, kırık fragmanlara gelen kuvvetler splintten kemiğe direkt iletilemez. Her ne kadar internal fiksasyonla meydana getirilen kırık stabilizasyonu eksternal fiksasyondakinden fazla olsa da her iki splintleme yönteminde de kırık hattında mobilite meydana gelmesi engellenemez. Bu durumda kırık tedavisinde başlangıçta sağlanan redüksiyonun iyileşme sürecinin sonuna, yani kırık kemiğin tek bir sağlam ünite haline gelmesine kadar aynı şekilde kalacağı garanti edilemez(Prein ve Rahn, 1998).

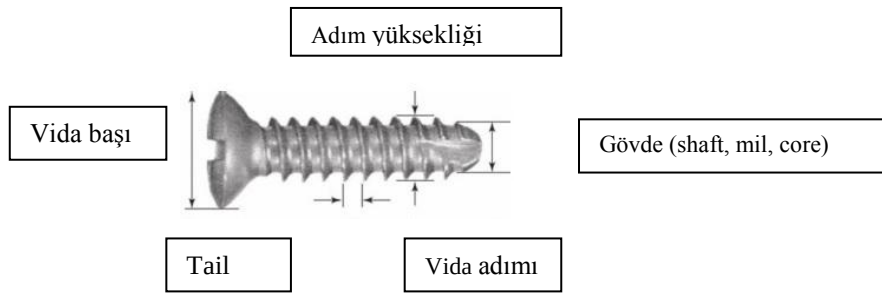
4.9.2.Kompresyon

Kompresyon, kırık fragmanlar arası (interfragmanter) hareketi engellemede önemli bir etkidir. Kompresyon osteosentezinde kemikten fiksasyon aygıtına ve aygıttan kemiğe aynı anda basınç uygulanması söz konusudur. Kompresyonun etkisi iki yönlüdür: Kırık hattında oluşturduğu basınç ile, ön yükleme (pre-load) meydana getirerek interfragmenter friksiyonu yani fragmanlar arası sürtünmeyi artırır. Fonksiyon sırasında meydana gelen gerilim kuvvetleri (tensile forces) bu ön yüklemekten küçük olduğu müddetçe, interfragmenter friksiyon ile kırık parçalarda meydana gelen yer değiştirme engellenir ve kırık parçaları hareketsiz kalır. Kompresyon vidalarının kemikte oluşturduğu sıkıştırma kuvveti birkaç hafta sürer. Bu süre, iyileşme için kırık uçlarında gerekli olan kemik temasının meydana gelmesi için yeterlidir. Kompresyon kırık iyileşmesi için elzem değildir fakat spesifik uygulamalarda daha güvenilirdir ve hem biyolojik hem de mekanik olarak avantaj sağlar. Biyolojik olarak kompresyon, bozulmamış iyileşme anlamına gelir çünkü fonksiyon esnasında bile garantili bir stabilite sağlar. Mekanik olarak da kemik ve fiksasyon aygıtı arasında yük paylaşımını (load sharing) sağlar. Bu şartlar altında osteosentez aygıtı, yük taşıyan (load bearing) sistemlerdekinden daha küçük ebatlarda ve çapta kullanılabilir. Kompresyon, minimum fiksasyon materyali ile maksimum güç (strenght) sağlar(Zachariades ve Mezitis, 1996).

Kompresyon osteosentezi, orta yüz bölgesinde, bu bölgedeki ince kemik fenotipi ve fonksiyonel yük tipinin statik olması sebebiyle kompresyona ihtiyaç duyulmadığından, nadiren kullanılır. Üst çenede zigomatikofrontal sutur, zigomatik ark, palatinal kemiğin sagittal kırıklarında kompresyon vidaları az sayıda ve küçük ebatlarda fiksasyon aygıtı kullanarak kırığın orijinal konumunda kalmasını sağlar. Kompresyon osteosentezi mandibulada sagittal split osteotomisinde, parçalı olmayan korpus kırıklarında, angulus kırıklarında, oblik ve vertikal simfiz kırıklarında tercih edilen bir tekniktir. Ancak kırık uçlarda geç cerrahi müdahale veya enfeksiyon gibi sebeplerden ötürü rezorpsiyon meydana gelmişse, interfragmenter friksiyon söz konusu olmayacağından, kompresyon osteosentezi kontra endikedir(Prein ve Rahn, 1998).

4.10. Kompresyon Vidalarının Tasarımı ve Biyomekanik Özellikleri

Vida, rotasyonu lineer harekete çeviren güçlü bir mekanik ayardır. Maksillofasiyal cerrahide kullanılan vidaları oluşturan belli temel elemanlar vardır. Bunlar; tümüyle veya kısmen yivli şaft veya mil denebilen gövde (core) kısmı, kemiğe tutunarak, rotasyonu lineer harekete çeviren yivler, keskin veya künt olabilen apeks denilen uç kısım, başsız vidalarda tail denen, başlı vidalarda ise kemiğe veya plağa yerleşen baş kısmıdır(Şekil-9).

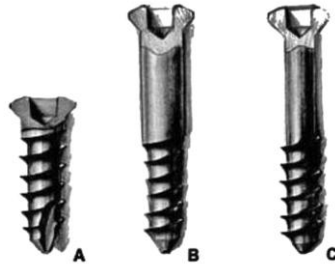


Şekil-9: Bir vidanın temel elemanları (Papel, 2009)

Fiksasyon amacıyla kullanılan ilk jenerasyon vidalar için İngilizce terminolojideki 'lag screw' tanımı kullanılmaktadır. Bu vidaların temel özelliği, kırık parçaları birbirine doğru çekerek yaklaştırmak olduğundan İngilizce'deki "lag screw" terimi birçok yayında Türkçe'ye 'çekme vidası' olarak tercüme edilmiştir. Çekme vidaları tıp alanında kullanımından da önce uzun yıllardır sanayide, özellikle ahşap işçiliğinde kullanılmıştır. Tıpta ortopedi ve ağız-diş-çene cerrahisi gibi kemik dokusunu ilgilendiren cerrahi disiplinlerde sıklıkla kemik segmentlerinin birbirlerine tespiti (fiksasyon) gerekmektedir. Çekme vidası (lag screw) tekniğinde kırık parçaları, plak kullanılmadan birbirlerine yaklaştırılarak rijit şekilde tespit edilir. Çekme vidalarının zaman içinde geliştirilmesiyle ortaya çıkan kompresyon vidalarında ise özel dizaynlarından ötürü bu yaklaştırma özelliği daha yüksektir(Erdoğan ve ark.,2011). Bu sebeple fiksasyon için bugüne kadar tasarlanan birçok farklı ham madde veya dizayna sahip teller, plaklar, pinler, zimbalar ve vidalar arasında kompresyon tipi vidalar kendilerine özgü tekniği ile bu alanda önemli bir yere sahip olmuştur.

Brons ve Boering tarafından maksillofasiyal cerrahide ilk kez 1970'te kullanılan vida tekniği ilerleyen yıllarda modifiye edilmiştir(Cawood, 1985; Champy ve ark. 1978).Kompresyon vidaları, 1990'da Dawson tarafından ilk kez orofarenks tümörlerinin cerrahisinde oluşturulan mandibulotomilerin fiksasyonunda kullanılmıştır(Dawson ve ark., 1990). Niederdellmann ve ark. tarafından mandibulada simfiz fraktürlerinin mobilizasyonunu engellemek için en az iki vida gerektiği ortaya atıldıktan sonra ikili vida kullanımı Ellis ve Ghali'nin çalışmalarıyla daha da popüler hale gelmiştir(Brons ve Boering, 1970; Niederdellmann ve ark., 1981).

Maksillofasiyal travmalartın tedavisinde vidalar geçmişte kondil fraktürlerinde kullanılmakta iken günümüzde sıklıkla angulus ve simfis fraktürlerinin fiksasyonunda kullanılmaktadır(Eckelt ve Rasse, 1995).



Şekil 10: Çeşitli vida örnekleri

- A) Vida milinin tüm uzunluğu boyunca yivler bulunduran klasik kortikal vida
- B) Sadece apeksinde yivler bulunduran ve apeks ile tail çapı eşit kortikal vida
- C) Milin yivsiz kısmı, milin internal çapına eşit modifiye kompresyon vidası (Erdoğan ve ark.,2011)

Klasik çekme vidaları tek tip, başlı ve tümüyle yivli üretilmekte iken kompresyon vidaları tasarımına göre başlı veya başsız olarak üretilmektedir(Şekil-10). Mil ya da shaft denilen gövde kısmı (core), da dizaynına bağlı olarak tümüyle yivli veya belli bölgelerde yivsiz olabilir. Yivsiz gövde kısmının çapı iç çap (internal çap) ve vida yivlerinin dış çapını içeren çap ise dış çap (eksternal çap) olarak adlandırılır. Konik yapıda başsız vidaların çap olarak geniş kısmına tail, daha dar olan uç kısmına ise apeks veya tip denmektedir(Franz ve ark., 2009).

Endikasyonları özel klinik koşullar ile sınırlı olsa da kompresyon vidaları yaklaşık 40 yıldır ağız-diş-çene cerrahisi pratiğinde kullanılmaktadır(Franz ve ark., 2009; Miloro ve ark., 2004).

Günümüzde vidalar dizaynlarına göre (kanüllü, kilitli vb.), boyutlarına göre (örn; 4,5 mm), karakteristik özelliklerine göre (self-tapping, self-drilling vb.), uygulama alanına göre (kansellöz, monokortikal, bikortikal), fonksiyonu veya mekanizmasına göre (plak vidası, çekme vidası) isimlendirilebilirler(Haerle and Champy, 2009).

4.11.Kompresyon Vidalarının Avantajları ve Dezavantajları

Doğru şekilde uygulandığında, kompresyon vidası tekniği miniplak tekniğinden daha basittir ve mini plaklardaki bükme ve adaptasyon gibi prosesleri içermediğinden, işlem daha kısa sürede tamamlanır. Vidalar ile osteosentez, daha az ekipman gerektirir, ağız içinden çalışmaya olanak sağlar ve maliyeti göreceli olarak düşüktür. Üstelik son derece rijit bir fiksasyon sağlarlar. Kemik iyileşmesi primer iyileşme şeklinde gerçekleştiğinden, kırık fragmanlar arası osteosentez çok daha kısa sürede tamamlanır. Herhangi bir nedenle çıkartılması gerekirse kolayca eksplante edilirler. Az miktarda diseksiyon ve periostun minimal oranda sıyrılması ile kemik iyileşmesi en az oranda etkilenir(Erdoğan ve ark.,2011).

Bu avantajlarının yanında bazı dezavantajları da vardır. Aşırı miktarda kompresyon oluşturulması ile kırık uçlarda rezorpsiyon meydana gelebilir. Özellikle küçük çaptaki driller işlem sırasında kırılabilir. Literatürde, vidaların kemiğe yerleştirilmesi esnasında uygulanması gereken maksimum tork miktarının 30-40 N olması gerektiği belirtilmiştir. Daha fazla miktarda tork uygulaması halinde vida başı çevresinde oluşan kama etkisi ile yakın kortekste mikrofarktörler veya proksimal segmentte vida yivlerinde gevşeme söz konusu olabilir(Ehlers, 2010).

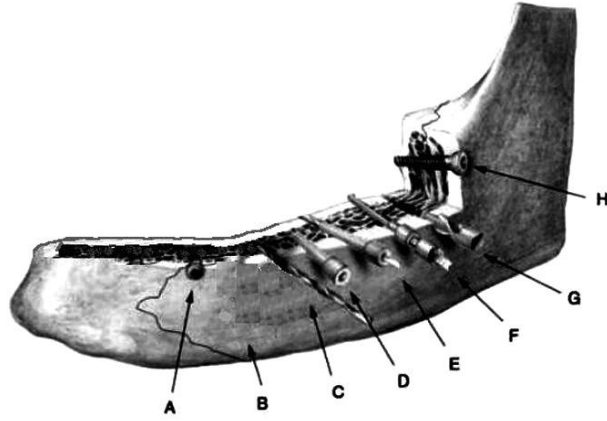
Maksimum stabilite için vida başı kortikal kemikte kalacak şekilde ve vida yivleri lingual korteksi yakalayacak şekilde yerleştirilmelidir. Bu yüzden yeterli uzunluktaki vida seçimi dikkatle yapılmalıdır. Ayrıca vida başı ile kırık hattı arasında kalan bölgede yeterli miktarda kortikal kemik olmaması, fiksasyonun rijiditesini azaltan faktörlerdendir. Vida, kırık hattına dik yerleştirilmelidir. Hatalı lokasyon,

komplikasyon oluşmasına sebep olabilir. Bu yüzden vida yerleştirilecek bölge de doğru seçilmelidir(Ellis ve Ghali, 1991; Booth ve ark., 2003; Booth ve ark., 2007).

Kırık fragmanlar arasında kemik kaybı varsa veya çok parçalı birleşik kırık söz konusu ise, kompresyon ile fragmanlarda deplasman meydana geleceğinden, bu durumlarda kompresyon vidası kullanımı kontra-endikedir. Bu etkenler göz önünde bulundurulduğunda kompresyon vidası kullanımını sınırlayan faktörler kırığın lokasyonu, fraktür paterni, bölgesel anatomi ve cerrahın deneyimi olarak sıralanabilir(Ehlers, 2010).

4.12. Vidanın Uygulama Tekniği ve Kompresyon Osteosentezinin Sağlanması

Farklı kompresyon vidası tasarımları ile uygulama tekniklerinde bir takım modifikasyonlar olabilmesine rağmen, kompresyon osteosentezinin sağlanması için temel prensipler esas olarak aynıdır. İdeal olarak kompresyon vidalarını kullanabilmek için her iki kırık parçanın da kalın kortikal yapıda olması gerekmektedir. Vidalar, her durumda kırık hattına dik olacak şekilde yönlendirilmelidir. Vida yuvasının hazırlanış biçimi, kompresyon osteosentezini meydana getiren ana faktördür. Uygulama, öncelikle proksimal korteks üzerinde en az vidanın dış çapı kadar ya da daha büyük çapta drill ile rehber giriş (gliding hole) hazırlanması ile başlar. Başsız vidalarda, vida yerleştirilmeden önce kemikte vida başı için havşa (countersink) hazırlanmasına gerek yoktur. İlk giriş yolu hazırlandıktan sonra, özel bir drill rehberi yardımıyla distal kortekste ikinci yuvanın (threaded hole) yeri belirlenir. Drill doğrultusunun değişmemesi için ilk giriş yuvası içerisine paralellik sağlayıcı yönlendirici yerleştirilebilir. Distal kortekste kullanılacak drillin çapını vidanın koru yani internal çapı belirler. Yönlendirici rehberliğinde, vida i  çapı ile uyumlu drill ile distal korteks üzerinde yuva hazırlanır(şekil-11).

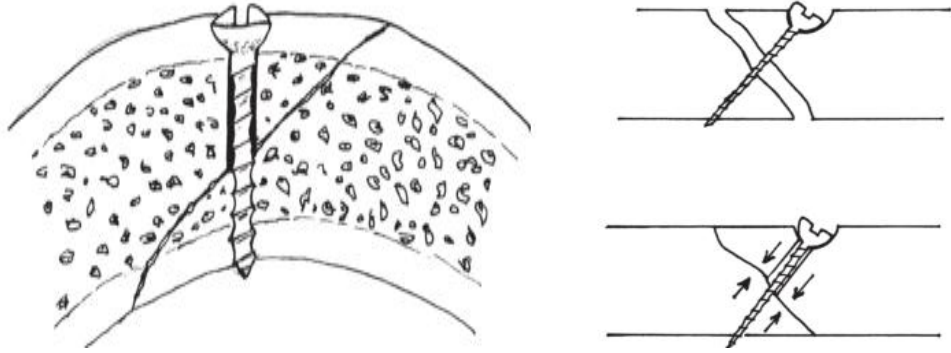


Şekil-11: Vidalarla kompresyon osteosentezinin tekniği.

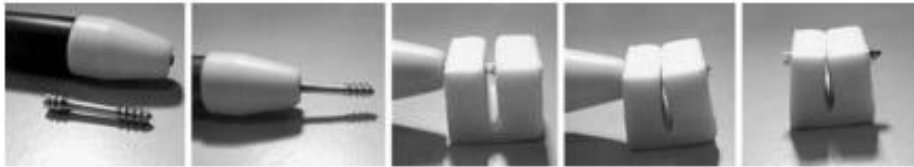
- A) Mandibula dış korteksinin lameller kırığında çekme vidası kullanımı
- B) Kırık parçaların birbirlerine kemik tutucu kıskaç ile redükte edilmesi
- C) Proksimal kortekste giriş oluğu hazırlanması
- D) Giriş yuvasına uzak parça oluğu için paralellik sağlama yönlendiricinin yerleştirilmesi
- E) Yönlendirici rehberliğinde vida iç çapındaki drill ile distal kortekste yuva hazırlanması
- F) Vida oluğunun derinliğinin, derinlik ölçer ile ölçülmesi
- G) Vida başının denk geleceği kısımda countersink işlemi
- H) Vidanın bikortikal şekilde uygulanması ve bu şekilde segmentlerin birbirlerine tamamen yaklaşması. (Erdoğan ve ark.,2011)

Vidanın yerleştirilmesi sırasında, yivler, proksimal kortekste hazırlanan geniş yuva sebebiyle bu bölgeyi bypass ederek vidanın iç çapına uygun hazırlanan distal korteksteki yuvaya tutunurlar. Böylelikle kemik ile vida teması sadece distal kortekste meydana gelir(Şekil-12). Vida, hekim tarafından sıkıldıkça, proksimal korteks içerisindeki yuvada belli bir noktaya kadar pasif şekilde ilerler. İlk aşamada distal segmenti hafifçe iterek uzaklaştıran vidanın apeksi, yivlerin yuvayı yakalaması ile aktif şekilde, her turda distal korteksi proksimal korteks yönünde çekerek ilerler. Vidanın sıkılması işlemi, vida başının proksimal kortekse yerleşmesi ile sonlandırılır. Proksimal korteks, vida başı ile distal korteks arasında komprese olur. Meydana gelen interfragmanter kompresyon ile kırık parçalar birbirine yaklaşır, kırık fragmanlar sıkışır ve kırık hattı kapanır(Şekil-13). Böylelikle kırık fragmanlar, oluşan basınç ile birbirlerine olabildiğince yakın ve stabil şekilde birarada tutulur. Bu şekilde, direkt primer kemik iyileşmesi sağlanır(Papel, 2009; Schilli, 1977; Terheyden ve ark., 1999).

Proksimal ve distal kortekslerde hazırlanan yuvaların çapı arasındaki fark, kompresyon osteosentezini meydana getiren ana faktördür. Her iki kemik korteksindeki yuva çapının birbirleriyle ve vida çapıyla aynı olması halinde, vida adımları hem proksimal hem de distal segmente tutunur. Bu durumda kompresyon meydana gelmez ve kırık fragmanlar birbirine yaklaştırılamaz. Kompresyon osteosentezinin aksine, fragmanlar arası mesafenin istenilen konumda tutulabildiği bu tekniğe ise pozisyonlandırma (positioning) adı verilmiştir(Leonard, 1987).



Şekil-12: Şekil-12:Kompresyon vidasının yalnızca distal kortekse tutunması ile vida yerleştirildikçe fragmanların birbirine yaklaşması(Papel, 2009).



Şekil-13: Kompresyon vidası ile kırık fragmanların birbirine yaklaştırılması (Baran ve ark., 2009).

Kompresyon vidası tarafından oluşturulan kuvvet, statik interfragmenter basınçtır. Statiktir çünkü üzerine kuvvet uygulanması ile kompresyon miktarında belirgin bir değişiklik meydana gelmez. Kompresyon vidası interfragmenter basınç ile stabilite elde etmede en etkili yoldur(Prein ve Rahn, 1998; Baran ve ark., 2009).

4.13.Sonlu Elemanlar Analizi (SEA)

Sonlu elemanlar analizi (SEA), evrendeki kompleks problemleri çözmek için kullanılan saf bir matematiksel yöntemdir(Shyam Sundar ve ark., 2012).

SEA ilk defa 1965 yılında uçak endüstrisinde kullanılmaya başlanmış olup günümüzde inşaat, mekanik gibi mühendislik bilimlerine ek olarak tıpta da sık olarak başvurulanan analiz yöntemlerinden biri haline gelmiştir. Bu yöntem, yapıların fiziksel özelliklerini de içeren modeller oluşturularak, bu modellere uygulanan kuvvetlerin meydana getirdiği değişikliklerin (Von Misses stresi, gerilme stresi, sıkışma stresi, gerilme ve yer değiştirme gibi) hesaplanabilmesini, incelenen yapıların çeşitli durumlardaki davranışlarının öngörülmesini sağlar. Böylelikle biyolojik problemlere, biyomedikal araştırma ve geliştirmelere kolay matematiksel çözümler sunarak yardımcı olur(Choi ve ark., 2010; Daegling ve Hylander, 2000; Dumont ve ark., 2009).

4.13.1. SEA'da kullanılan temel mekanik kavramlar

4.13.1.1.Kuvvet

Cisimlerin hareket durumlarını ve şekillerini değiştirebilen etkiye kuvvet denir. İncelenen cisme, diğer cisimlerin tarafından yapılan etki dış kuvvet, cismin çeşitli parçaları arasındaki etki ve tepki kuvveti ise iç kuvvet olarak tanımlanabilir. Bir cismin tümü üzerine etki eden kuvvetler incelenirken, cisim parçalara ayrılır ve her parça bağımsız ayrı bir cisim gibi düşünülür. Kuvvet, skaler bir büyüklük olup, doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özelliklere sahiptir. Kemik ve fiksasyon materyali ara yüzünde oluşabilecek 3 tip kuvvet çeşidi vardır: Sıkışma, gerilme ve makaslama tipi kuvvetler. Kemik en çok sıkışma tipi kuvvetlere dayanıklı iken gerilme tipi kuvvetlere %30 daha az ve makaslama tipi kuvvetlere %65 daha az dayanıklıdır(Ulm ve ark., 1992).

4.13.1.2.Gerilim (stres)

Gerilim, uygulanan kuvvete bir cismin karşı birim alanda oluşturduğu tepkidir. Gerilim ile cismin iç yapısında moleküler yapıdan daha büyük etkiler oluşur. Bir yapının içindeki gerilim, birim yüzeye düşen kuvvet demektir. Birimi paskal, kg/cm² veya N/m² dir(Jafari ve ark., 2003; Maurer ve ark., 1999).

4.13.1.3.Gerilim tipleri

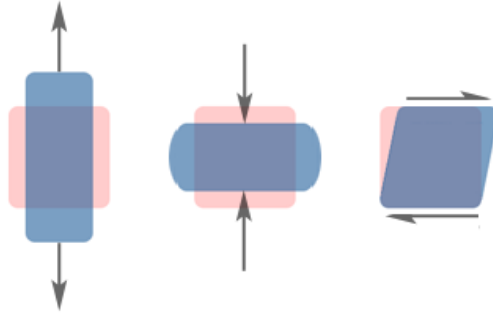
Kuvvet, bir cismi her yönden ve açıdan etkileyebilir ve bu etkiler çoğunlukla cisimde karmaşık gerilimlerin oluşmasına yol açmaktadır. Esas olarak bunlar çekme, baskı (sıkışma) ve kesme (makaslama) stresleridir(Şekil-14). Cisimde üç tipin de birarada bulunduğu bileşik stres meydana gelir. Gerilim, vektörel bir nicelik olduğundan yönü ve büyüklüğü ile tanımlanır(Jafari ve ark., 2003; Maurer ve ark., 1999).

Gerilim, yönü bakımından üç tiptir:

1.Çekme gerilimi: Tensile stress. Cismin yüzeyine dik, moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yöndeki iki kuvvetin oluşturduğu gerilimdir. Çekme gerilimi cisimleri uzatmak veya germek isteyen kuvvetin yarattığı bozulmaya karşı ortaya çıkan kuvvettir.

2. Baskı gerilimi: Sıkışma gerilimi (Compressive stress) Bir cisim kendisini sıkıştırmaya veya kısaltmaya çalışan bir kuvvete maruz bırakıldığında bu kuvvet sonucu oluşan strese sıkışma gerilimi denir.

3.Kesme gerilimi: Makaslama gerilimi (Shear stress) : Farklı seviyelerde ve zıt yönlü iki kuvvetin, cismin moleküllerini tabakalar gibi birbiri üzerinde, yüzeye paralel ve zıt yönde kaymaya zorlaması ile oluşan gerilim tipidir. Kesme (makaslama) tipi streslerin fiksasyon materyalleri için en yıkıcı tipte stresler olduğu bilinmektedir. Baskı (sıkışma, kompresyon) tipi stresler kemik-fiksasyon materyali ara yüzünde sıkı bir ilişki sağlamaya yararken, gerilme ve makaslama tipi stresler aynı ara yüzde nesneleri birbirinden uzaklaştırmaya sebep olan yıkıcı streslerdir(Cox ve ark., 2003).



Şekil-14: Soldan sağa sırasıyla cisimde meydana gelen gerilim tipleri: Çekme gerilimi, baskı gerilimi, kesme gerilimi.

4.13.2.4. Bileşik gerilme durumu

Yaşamda cisimlere uygulanan kuvvetlerle oluşan gerilmelerin tek bir tipte olması güçtür. Genel olarak kuvvet uygulanan yapılarda üç temel gerilmenin bir arada bulunduğu bileşik gerilme durumu meydana gelmektedir(Jafari ve ark., 2003).

4.13.1.5. Gerinim/deformasyon/ (strain)

Bütün cisimler, üzerlerine etki eden kuvvetlerin etkisiyle şekil değişikliğine yani deformasyona uğrar. Gerinim, bir cisme belli bir kuvvet uygulandığında birim boyutta oluşan boyutsal şekil değişimidir. Cisimde gerilim oluşturan kuvvet, aynı zamanda gerinim de meydana getirir. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir vektör iken, gerinim sadece kuvvet bir cismin, yük uygulanmadan önceki duruma kıyasla şeklini ne oranda değiştirdiğini matematiksel olarak ifade eden skaler bir büyüklüktür ve genel olarak yüzde ile ifade edilir. Gerinim, kuvvet etkisiyle meydana gelen boyutsal değişimin başlangıç boyutuna oranı denklemi ile tanımlanmaktadır. 1 strain %100 uzamayı gösterirken 1 microstrain %0.1 uzamayı gösterir. Gerinim, elastik veya plastik ya da her iki halde birden olabilir. Elastik gerinimde, kuvvet ortadan kalkınca cismin şekli eski haline döner. Eğer cisme uygulanan kuvvet cismin dayanabileceği kuvvetten büyükse cismin yapıtaşlarını birarada tutan kuvveti aşmış olacağı için cisimde kopma veya kırılma meydana gelebilir(Baran, 1988; Meyer ve ark., 2001).

Kemik yüzeyine uygulanan fiksasyon materyallerine gelen kuvvetler sonucu hem aygıtta hem çevre dokularda deformasyon görülmektedir. Bu şekil değişikliği direkt olarak gerinimle alakalıdır(Maurer ve ark., 1999).

4.13.1.6. Hooke kanunu

Hooke kanunu, birim şekil değiştirmeler ile gerinim arasında doğrusal bir ilişki olduğunu kabul eden bir kanundur. ($F=-kx$). Belirli gerilme sınırlarını aşmamak kaydı ile küçük yer değiştirmeler için cisimlerin davranışını yaklaşık olarak ifade eder. Gerilim ve gerilme arasındaki ilişkiyi gösteren eğri, kuvvet uygulandığında cisimde ne kadar şekil değişikliği olacağını tahmin etmeye yarar. Bu eğrideki düz eğim kuvvet katsayısını (k) verir ve cismin sertlik derecesini gösterir. Yüksek esneklik katsayısı rijit, düşük esneklik katsayısı ise esnek materyalleri tanımlar(Rho ve ark., 1993).

4.13.1.7. Esneklik katsayısı (Young's modulus- E)

Gerilim-birim deformasyon doğrusunun eğimidir. Malzemelerin türüne göre farklı değerler alır. Esneklik katsayısı, cismin moleküllerinin, çekim kuvveti karşısında birim uzamaya gösterdiği iç dirençtir. Tek yönde etki eden gerilme durumunda, moleküllerin birim şekil değiştirmeye gösterdiği direncin ölçüsü olarak ifade edilir. Sert materyallerin deformasyona karşı iç direncinin yüksek olması sebebiyle esneklik katsayısı büyüktür. Kompakt kemiğin esneklik katsayısının yumuşak dokunununkinin 6700 katı olması buna bir örnektir. Bu terim, esneklik katsayısını ilk kez hesaplayan İngiliz fizikçi Thomas Young'ın ismi ile de (Young's modulus) adlandırılmaktadır(Choi ve ark., 2010; Uckan ve ark., 2009).

Esneklik katsayısı = Gerilme \ Birim uzama

4.13.1.8. Poisson Oranı (v)

Çekme veya basma geriliminde hem aksiyel (boyca) ve hem de lateral (kesitsel) gerinim mevcuttur. Elastik sınırlar içerisinde lateral gerinimin aksiyel gerinime olan oranı Poisson oranı olarak tanımlanır. Diğer bir deyişle bir cisime uygulanan belirli bir kuvvet sonucu cisimde boyca meydana gelen deformasyonun, kesitsel deformasyona olan oranını ifade etmektedir. Örneğin bir cisme çekme kuvveti etki ettiğinde yükün geldiği yönde bir boyca uzama, yüke dik olan diğer boyutlarda ise bir kısalma görülmektedir. Sıkışma kuvvetleri altında ise cismin boyu kısalırken eni kalınlaşmaktadır. Yumuşak cisimlerin Poisson oranı daha yüksek olur(Farah ve ark.,1988; Daegling ve Hylander, 2000).

4.13.1.9. Elastiklik modülü

Cisimlerin şekil değiştirmeye karşı dirençlerinin bir ölçüsüdür. Sert materyallerin deformasyona karşı iç direncinin yüksek olması sebebi ile elastiklik modülü yüksek değerlerde bulunmaktadır. Aynı miktarda kuvvet uygulanan iki ayrı cisimden elastiklik modülü yüksek olan düşük olana oranla daha az deforme olmaktadır. Elastiklik modülü, elastiklik sınırları içinde gerilim-gerinim eğrisinin eğim yani stresin gerinme oranıyla hesaplanmaktadır. Doğrusal elastik materyallerde sabit bir elastiklik modülü söz konusu iken; doğrusal olmayan elastik materyallerde uygulanan yüke bağlı değişkenlik göstermektedir(Daegling ve Hylander, 2000).

$$E = \text{Stres} \setminus \text{Gerinim}$$

4.13.1.10. Asal gerilim değeri

Bir cisime kuvvet uygulanması ile oluşan asal stresler normal stres (σ ile sembolize edilir) ve kesme stresi (τ ile sembolize edilir.) olarak iki ana grupta toplanır. Bir üç boyutlu stres elemanın x,y,z düzlemlerine, bir normal iki kesme tipi stres etki eder. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu, tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti ile tanımlanır(Jafari ve ark., 2003). Kortikal

kemik sıkışma tipi kuvvetlere, gerilme tipi kuvvetlerden yüzde 30, kesme mtipi kuvvetlerden yüzde 65 daha fazla dayanır(Calis, 2006).

Asal gerilim değerleri kemik gibi kırılğan materyallerin değerlendirilmesinde önemlidir. Kesme gerilimlerinin '0' olduğu durumda üç boyutlu elemanların asal gerilim değerleri elde edilir. Maksimum asal gerilim, oluşan çekme gerilimini; minimum gerilimler ise sıkışma gerilimini gösterir(Jafari ve ark., 2003; Wagner ve ark., 2002).

Üç boyutlu bir elemanda en büyük gerilim değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşmaktadır. Bir eleman bu konumda olduğunda, normal streslere 'Asal Stres' (asal gerilim) denilmektedir. Maksimum asal stres, pozitif bir değer olup en yüksek gerilme stresini ifade etmektedir. Minimum asal stres, negatif bir değerdir ve en yüksek sıkışma stresini ifade etmektedir. Analiz sonuçlarında elde edilen verilerde pozitif değerler gerilme tipi stresleri, negatif değerler ise sıkışma tipi stresleri ifade etmektedir. Bu stres tiplerinden hangisi daha büyük mutlak değere sahip ise cisim o stres tipinin etkisi altındadır. Örneğin bir düğüm noktasında gerilme stres değeri 70 Mpa, sıkışma değeri -30 Mpa ise, o düğüm noktasında gerilme stresi daha etkindir ve değerlendirilmesi gereken ana stres değeridir(Calis, 2006).

4.13.1.11. Von Mises stresi

Von mises stresi, belirli bir kuvvet uygulanan cisimde oluşan stres dayanıklılığını belirlemek için kullanılan, şekil değiştirme enerjisi prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir. İki veya üç boyutta oluşan streslerin kombinasyonlarının bileşkesinin, cismin bir boyutta gösterdiği gerilme dayanıklılığı ile karşılaştırılmasıdır. Asal stres ve kayma streslerinden hareketle, stresin şiddetinin genel bir şekilde ifade edilmesidir. Renk skalası ile gösterilebilmektedir(Maurer ve ark.,1999; Murakami ve ark., 2011).

4.13.2. SEA yönteminin maksillofasiyal cerrahide kullanımı

Tıpta üzerinde çalışılan materyaller; vücut sıvıları, bunların içerikleri, kan damarları, kaslar, tendonlar, ligamanlar, kıkırdak ve kemik doku vb. dokulardır. Bu biyolojik materyallerin her biri daha alt başlıklara da ayrılabilir. Örneğin, kemik doku; kortikal-kansellöz, kas doku; iskelet-düz-çizgili gibi. Öte yandan her sıvının vizkozitesi, her katının elastikiyeti de farklılık gösterir. Ve vücuttaki her bir doku kendini çevreleyen, komşulukta olduğu yapılarla ilişkili ve bağlantılı haldedir(Shyam Sundar ve ark., 2012).

SEA yöntemi ile elde edilecek sonuçların kesinliği, objenin modellemesinin, orijinaline olan benzerliği ile doğru orantılıdır. Bu yüzden de kraniyofasiyal iskeletin kesin modellemesi son derece önem taşır. Ölçüm yapılacak obje basitleştikçe problemin de hem analizi hem çözümü basitleşir. Örneğin, kesme mukavemeti (makaslama kuvveti/ shear), kompresif kuvvetler (baskı gerilimi), gerilim kuvvetleri (stres-zorlanma analizleri, deplasman, deformasyon) gibi ölçümler, üçgen ya da dörtgen gibi basit şekle sahip objelerin üzerinde kolay ölçülebilir. Fakat maksillofasiyal yapılarda, bu yapıların hem makro hem de mikro düzeydeki karmaşıklığına, her dokunun kendi içinde dahi, her bölgesinde aynı biyolojik özelliklere ve muhteviyata sahip olmayışına bağlı olarak problemin analizi güçleşir, sonucun eldesi zorlaşır(Wong ve ark., 2011).

SEA yönteminde, insanlardan, kadavralardan ya da hayvan dokularından BT taraması ile elde edilen modeller, bir ağ yapıya dönüştürülmekte ve bu yapılar üzerinde çeşitli biyomekanik çalışmalar yapılabilmektedir(Daegling ve Hylander, 2000). Bu bakımdan sonlu elemanlar analizi bu tip karmaşık problemlerin çözümünde büyük kolaylık sağlar(Wong ve ark., 2011). Kompleks bir yapı ne kadar küçük parçalara ayrılırsa parçalar o kadar basitleşir, aynı şekilde kompleks bir problem ne kadar çok bölünürse analizi o kadar kolaylaşır. Yani küçük yapıların sayısı arttıkça problem basitleşir. Aynı şekilde parça sayısı arttıkça hesaplama sayısı artar ve hesaplamaların sayısı ne kadar artarsa sonuç da o kadar kesine yaklaşır. Sonuçların kesinliği problemin daha iyi anlaşılmasını sağlayarak neyi niçin ve nasıl yaptığımızı savunmada önemli bir araç görevi görür. Maksillofasiyal yapılardaki karmaşıklık SEA dışındaki metodlar ve çalışmalarla (fotoelastik madde kullanılarak

yapılan kuvvet analiz yöntemi, kırılma vernik kaplama tekniği kullanılarak yapılan kuvvet analiz yöntemi, gerilim-ölçer kullanılarak yapılan stres analizi, lazer ışınları ilçe yapılan stres analiz yöntemi, termografik stres analiz yöntemi) analiz edilemez (Shyam Sundar ve ark., 2012; Daegling ve Hylander, 2000).

Mandibula, etrafı çiğneme kaslarıyla sarılı solid bir maddedir. Fizik kurallarına göre, her etkiye karşı kendiyle eşit büyüklükte ve zıt yönlü bir tepki oluşur. Çiğneme sistemindeki kasılma ve gevşemelerle meydana gelen stres de bu fizik kuralına bağlı olarak, mandibulada bir zorlanma meydana getirir. Mandibulanın doğal özellikleri (elastisitesi, yoğunluğu vs.ve çiğneme kuvvetlerinin vektörü gibi) yalnızca okluzal yüklerin dağılım paternini ya da kırık paternini etkilemekle kalmaz, aynı zamanda in vivo çalışmalarla tümüyle anlaşılamayacak birçok biyomekanik etkiye neden olur(Shyam Sundar ve ark., 2012; Hart ve ark., 1992; Vollmer ve ark., 2000).

SEA, statik durumda uygulanabilir bir yöntem olmakla birlikte, gelen kuvvetler karşısında, mandibulada oluşan stres dağılımı ve yer değiştirmeler konusunda güvenilir bilgi sağlamaktadır. Bu teknik, aynı zamanda, materyalin yapısal modülü, kompresyon direnci gibi mekanik özelliklerini inceleme fırsatı vererek, farklı laboratuvar deneylerine ihtiyaç duyulmadan, uygulanacak sistemlerle ilgili klinik gereksinimler hakkında ön bilgi sağlamaktadır(Wong ve ark., 2011).

SEA, maksillofasiyal travmalarda; darbe analizi için, çeşitli osteosentez cihazlarının optimal lokasyonunu belirlemede, kırık bölgesine gelen yüklerin analizinde ve osteosentezin öngörülüp değerlendirilebilmesinde kullanılır. Ortognatik cerrahide farklı osteotomi hatlarının biyomekanik analizinde, yüzün estetik ve rekonstruktif cerrahileri sonucu yumuşak dokuda meydana gelecek değişikliklerin öngörülmesinde kullanılır. Maksillofasiyal patolojide geniş rezeksiyonlar için osteotominin planlanmasında, rezeksiyonu takiben rekonstruksiyonun planlanması ve elde edilen mandibulanın biyomekaniğinin incelenmesinde kullanılır. Dental implantolojide implant dizaynı, implant yuvasının hazırlanması ve yerleştirilmesi esnasında kendisini çevreleyen kemikte oluşan distorsiyon ve stresin incelenmesinde kullanılır. Distraksiyon osteogenezinde kuvvet dizaynı , vektör hesaplamaları, aygıtın tasarımı ve adaptasyonunda kullanılmaktadır(Wong ve ark., 2011).

4.13.3.Sonlu elemanlar modelinin (SEM) oluşturulması

İncelenecek cismin, boyutuna ve geometrisine uygun olarak seçilen elemanlara bölünmüş haline, sonlu eleman modeli (SEM) denmektedir(Şekil-15). Sonlu elemanlar modeli (SEM) orijinal materyalin dijital reprezantasyonudur. SEM ile yapıların eğimleri, dönüşleri, kıvrımları detaylıca görüntülenebilmektedir. Sonlu eleman modellemelerinde kompleks yapılar öncelikle üçgen, dörtgen, altıgen gibi daha küçük ve basit yapılara dönüştürülür. Böylelikle kompleks obje basitleşir, kompleks sorun analitik metodlarla incelenip matematiğe aktararak basitleştirilmiş olur(Shyam Sundar ve ark., 2012; Daegling ve Hylander, 2000).

SEM oluşturulması için, öncelikle yapı küçük elemanlara bölünür. Sonlu eleman, iki veya üç boyutlu yapıların bir parçası ya da bölgesidir(Daegling ve Hylander, 2000). Elemanların birbirine temas ettiği yüzeylere düğüm noktaları (node) denir. Düğüm noktaları ile birarada tutulan elemanlardan oluşan bu yapıya ağ (mesh) denir. Gerçek geometrik cismin elemanlara bölünmesi için bir ağ yapısına ihtiyaç duyulmaktadır(Atalı ve ark., 2014).

SEA kullanılarak yapılan bir analiz işleminde ağ oluşturma işlemi metodun temelini oluşturur. Ağ oluşturma işlemiyle düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları oluşturulur. Aynı zamanda kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık optimum sürede otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanların sıralanmasını ve numaralanmasını sağlar(Maurer ve ark., 1999; Freitas ve ark., 2010).

SEM oluşturulmasında dikkat edilmesi gereken bazı hususlar vardır. Bunlar:

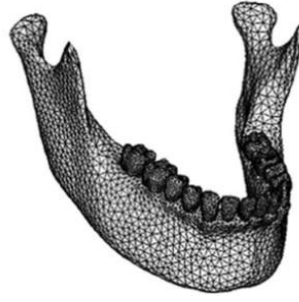
1.Materyal özellikleri: Bilgisayara orijinal modeli olduğu gibi aktarmak için materyalin kendine has özellikleri de bilinmelidir. Bu materyal kemik ise, modelin solid özelliklerine ek olarak kendine has özellikleri de göz önünde bulundurulmalıdır.

2.Dizayn: Üç boyutlu model orijinal cismin ne kadar taklit ederse, elde edilen sonuç da o kadar doğru olur. Biyolojik dokularda modelleme, çalışılan dokunun BTsi alınırken aynı zamanda mesh SEA modelini de oluşturan DICOM programı ile hassas bir teknik kullanılarak elde edilir(Ardary, 1989).

3. Eleman sayısı ve boyutu : Bir sonlu elemanlar modeli sınırlı sayıda elemandan oluşur. Bir yapının eleman sayısı o yapının ne ölçüde komplike olduğu ile yakından alakalıdır. Eleman sayısının belirlenmesinde, bu konuda uzman mühendislerin tecrübesi, yapının yapısal karakteri ve bu işlemleri analiz edecek bilgisayarın kapasitesi gibi faktörler belirleyicidir(Freitas ve ark.,2010; Kimura ve ark., 2006; Calis, 2006). Ayrıca, eleman boyutu seçilirken, doğru sonuçlar elde edebilmek için olabildiğince küçük ancak hesaplamaların bilgisayar tarafından yapılabilmesi için de optimum büyüklükte seçilmesidir. Artan eleman sayısı, çözülmesi gereken denklem sayısının artmasına sebep olmaktadır. Elemanların küçük ve çok sayıda olması, özellikle sonuçların bir bölgeden diğerine hızlı bir değişim gösterebileceği modellerde avantaj sağlar. Ağ yapıyı oluşturan bu elemanların, modele uygun büyüklükte ve geometride olup düzgün sıralanması analiz sonucunun gerçeğe yakınlığında önemli rol oynamaktadır(Daegling ve Hylander, 2000; Hohlweg-Majert ve ark., 2011).

4.Eleman tipi: SEM oluşturulması için seçilecek olan eleman tipi de önemlidir. Bunun için kullanılan temel eleman çeşitleri; çizgisel elemanlar, iki boyutlu katı elemanlar, üç boyutlu katı elemanlar olarak sıralanabilir(Maurer ve ark., 1999; Rubin ve ark., 1983; Rudolph ve ark., 2001).

Çizgisel elemanlar, düğüm noktasından oluşan elemanlardır. Bu tip elemanlar uca eklenerek daha fazla düğüm noktasından da oluşabilirler. İki boyutlu katı elemanlar, yassı geometriye sahip, sabit kalınlıkta yüzey elemanlarıdır. Genelde üçgen veya eşkenar yamuk şeklinde üç veya dört düğüm noktasından oluşurlar. Üç boyutlu katı elemanlar ise tetrahedral (4 yüzeyli) veya hegzahedral (6 yüzeyli) şekillerdedir. İncelenecek yapı tek boyutlu ise çizgisel, iki boyutlu ise üçgen veya paralelkenar, üç boyutlu ise dört veya daha fazla yüzlü elemanlar tercih edilir(Calis, 2006). SEM oluşturulurken ne kadar basit elemanlar kullanılırsa, oluşan denklemlerin çözümleri de o kadar kolay olacaktır. Her bir eleman, ana yapının geometrisi ile özdeşleşip ana yapıyı mekanik özellik ve karakter açısından taklit ettiğinden, tüm problemin çözümü, birkaç eleman için yazılacak birkaç denklemle sınırlı kalacaktır(Rubin ve ark., 1983, Rudolph ve ark., 2001).



Şekil-15: İnsan mandibulasının 3 boyutlu sonlu elemanlar meş modeli(Ardary, 1989).

Problemlerin sonlu elemanlar stres gerilme analizi metoduyla çözülmesi için bilgisayara verilmesi gerekli olan bilgiler; cismin geometrisini oluşturacak koordinatlar, cismin geometrisine ve boyutuna uygun eleman tipi, elemanların Poisson oranı ve elastisite modülü değerleri, modele uygulanan kuvvetler, geometrinin sınır şartları ve yapılacak olan analizin tipi olarak sıralanabilir(Choi ve ark., 2010).

4.13.4. Sonlu elemanlar ile stres analizi

Maksillofasiyal cerrahi ve ortopedide kullanılan materyallerin biyomekanik özelliklerini, uygun yükleme koşulları altında test etmek amacıyla kullanılan metodlardan birisi de stres analiz yöntemleridir. Mandibulada kırık fiksasyonunda yapılan uygulama hatalarına ve kullanılan materyallerin özelliklerine bağlı olarak, çevre dokuların ve çiğneme kuvvetlerinin de etkisiyle, fiksasyon sistemi deformasyona uğrayabilmekte ve de kırık fragmanların stabilitelerinin güvenilirliği tehlikeye girebilmektedir. Sonlu elemanlar ile stres analizi, sanal ortamda gerek sistem üzerine gelen kuvvetlerin taklit edilebilmesi gerekse kullanılan materyalin özelliklerinin kolayca değiştirilmesi ve deneylerin istenilen sayıda tekrarlanabilmesi bakımından, fiksasyon güvenilirliliğinin test edilmesinde sıkça başvurulan bir yöntemdir(Chao ve ark., 2006; Maurer ve ark., 1999).

Analizlerin yapılabilmesi için ticari olarak yazılan SEA programları mevcuttur. Bu programları kullanan bireyin sadece yapının geometrisini ve sınır koşullarını bilmesi yeterlidir(Choi ve ark., 2010). Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, ‘parçadan bütüne gitme’ genel prensibine dayanır(Daegling ve Hylander, 2000).

4.13.5. Sonlu elemanlar ile stres analizi aşamaları

Karmaşık yapıya sahip cisimlerin incelenebilmesi için kurulan denklemleri analitik yollarla çözmek oldukça güç olduğundan, bu tip problemlerde SEA gibi numerik yöntemlerle ara değerler elde edilebilmektedir. SEA ile cismin bütünü fonksiyonel çözümünün yerine, çözümü her bir sonlu eleman için formülize eder ve bunları uygun bir biçimde birbirine bağlayarak cismin tamamına uygular(Rubin ve ark., 1983; Rudolph ve ark., 2001).

Sonlu elemanlar analizi hazırlık safhası, analiz ve sonuçların değerlendirilmesi olmak üzere üç aşamada gerçekleştirilir. Hazırlık safhasında, incelenecek yapının modellenmesi ve bilgisayara aktarılması gerçekleştirilir. Bu amaçla bir CAD programı kullanılabilir. Analiz aşamasında bilgisayarda oluşturulan yapının her elemanının mekanik özellikleri ve yükleme koşulları tanımlanır ve sınır koşulları (basınç,ısı vs.) denkleme dahil edilir. Ayrıca analiz aşamasında geometrik şekli oluşturan tüm elemanların materyal özelliklerini belirleyen Poisson oranı ve elastisite modülü (young's modulus) değerleri bilgisayar programına tanıtılmaktadır. Oluşturulan matematik modelde düğüm noktalarına dış etken ve sınır şartlarının uygulanmasıyla meydana gelen yükleme durumları için oluşan denklemler bu aşamada bilgisayar yoluyla çözülmektedir(Korkmaz, 2007; Ming- Yih L. ve ark., 2010).

Modeldeki her eleman ana yapının tüm özelliklerini taşıdığı için bu elemanların yüklemeler altında göstermiş olduğu tepkilerin bütünü, incelenen yapıyı taklit eder. Bu yolla her bir elemandaki ve dolayısıyla elemanların oluşturdukları cismin tamamındaki gerilme stresi ve şekil değiştirmeler elde edilmiş olur çözümlemelerle elde edilen veriler ve sapmalar depolanıp son aşamada grafik ve tablolar oluşturmak için kullanılır(Hohlweg-Majert ve ark., 2011; Rubin ve ark., 1983).

Analizlerle elde edilen veriler grafik halindeki sayısal ve teorik değerler şeklindedir. Dolayısıyla verilerin bu şekliyle yorumlanması oldukça güçtür. Son aşama sonuçların değerlendirilmesidir. Bu aşamada bilgisayar ortamında, farklı veriler ile yapı hakkında çeşitli animasyonlar elde edilebilir(Rudolph ve ark., 2001; Freitas ve ark.,2010). Elde edilen veriler renk kodları olarak istenen açılarda alınan görüntülerin üzerine işlenebilir. Bu görüntülerde her renk bir değer aralığını

göstermekte olup renklerin hangi değer aralığına denk geldiği görüntülerde yer alan bir ölçek ile gösterilmektedir(Kimura ve ark., 2006; Uckan ve ark.,2009).

Özetle SEA, maksillofasiyal cerrahide; SEA modellerinin oluşturulması, biyomekanik analizlerin yapılarak simülasyon sonuçlarının yorumlanması proseslerinden oluşur.

4.13.6. SEA'nın avantajları

1. Karmaşık geometriye sahip katılar modellenenebilir. Böylelikle düzgün geometri göstermeyen katılar ve farklı malzeme özelliklerine sahip yapılara uygulanıp gerçek yapıya çok yakın bir model hazırlanabilir.

2. Stres dağılımları ayrıntılı bir şekilde elde edilebilir.

3. Pek çok malzemeden oluşan yapıların analizlerine imkan verir. Bilgisayar ortamına aktarılabilen her nesnenin veya sistemin analizi yapılabilir.

4. Verilen değerlerle gerçeğe yakın modeller elde edilebilir. Böylelikle çeşitli katmanlardan oluşan objelerin, katmanların fiziksel özellikleri ve katmanlar arası birleşim özelliklerini yansıtacak şekilde modellenebilmesi sağlanabilmektedir.

5. Kraniyofasiyal ve dental yapılar simüle edilebilir. Pre-operatif /intra-operatif/ post operatif olarak her obje gerçeğinde olduğu gibi simüle edilebilir. Böylelikle sonuç da kesine en yakın olur.

6. Stres analizi, ısı transferi,manyetik alan gibi birçok konuda kullanılabilmektedir.

7. Modeller ve uygulanan kuvvetler üzerinde istenilen değişiklikler yapılarak analiz pek çok kez tekrarlanabilmektedir.

8. Elde edilen çok sayıdaki verinin anlaşılıp yorumlanabilmesi için görselleştirme işleminin kullanılması sağlanmaktadır.

9. Cerrahi işlem öncesi planlama için stereolitografik modelleme gerektiren vakaladaki yüksek maliyeti ortadan kaldırır.

10. Zamandan kazanç sağlar(Daegling ve Hylander, 2000; Farah ve ark., 1988).

4.13.7. SEA'nın dezavantajları

SEA yönteminin avantajlarının yanı sıra, bu yöntemle yapılan araştırmanın doğruluğunu etkileyen bazı faktörler vardır. Malzeme özellikleri, uygulanan kuvvet değerleri ve bunun gibi bazı kilit noktaların sisteme doğru yüklenmesi tümüyle araştırmacının sorumluluğundadır. Bu sebeple ciddi bir bilgi birikimi ve detaylı bilgi aktarımı gerektirir. Ayrıca programın kullanılabilmesi için teknolojiye ihtiyaç duyulması, incelemelerin zaman alması da SEA'nın dezavantajlarından. Gerçekteki ile birebir aynı şartların katı model üzerine uygulanması işleminin, bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar paket programlarının kapasitesi ile sınırlı olması gibi dezavantajları da mevcuttur. Yetersiz veriler ve orijinali birebir taklit edemeyen model söz konusu ise, elde edilen tüm sonuçların hatalı çıkabilmektedir. Ayrıca insan vücuduna ait yapıların modelini oluşturmak karmaşık yaradılışlarından ve dokuların mekanik davranışlarına dair bilgi eksikliğinden dolayı oldukça zordur. Dezavantajlarına rağmen sonlu elemanlar yöntemi deneysel analizin gerçekleştirilmesinin çok güç veya olanaksız olduğu birçok yapının bilinmeyen davranışlarının belirlenmesi için çok önemli bir yöntemdir ve zamanla yazılım ve donanım olanakları ile önemi daha da artmaktadır(Daegling ve Hylander, 2000; Farah ve ark.,1988).

Maksillofasiyal cerrahinin gelişimi süresince aynı probleme uygulanan tedavi yaklaşımları ciddi farklılıklar göstermiştir. Zamanla birçok teori çürütülmüş, birçok hipotez ise teori haline gelmiştir(Alkan ve ark., 2007;. Arbag ve ark., 2010; Pintar ve ark. 2001; Sauerbier ve ark., 2008).

Maksillofasiyal cerrahi geçmişte olduğu gibi günümüzde de kanıta dayalı olarak gelişecektir. Modern teknolojinin de zamanla meydana gelen bu değişikliklerdeki yeri yadsınamaktadır. Bu yüzden teknoloji ile cerrahi, kanıta dayalı maksillofasiyal cerrahinin gelişimini el ele vererek sağlayacaktır(Shyam Sundar ve ark., 2012).

Yukarıda bahsettiğimiz avantajları sebebiyle çalışmamızda servohidrolik test ünitesinde hayvan kadavra modelinde yapılan biyomekanik testler, bilgisayarda elde edilen simülasyon modeline de (SEM) uygulanacaktır. Bu şekilde sonlu elemanlar analizi ve kadavra modelinden elde edilen veriler karşılaştırılarak tekniklerin de karşılaştırılması olanağı elde edilmiştir.

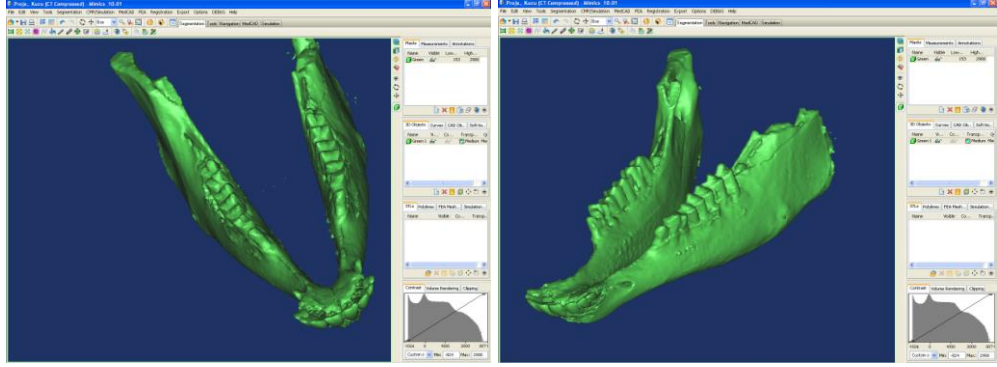
5.GEREÇ VE YÖNTEM

5.1. Çalışmanın Planı

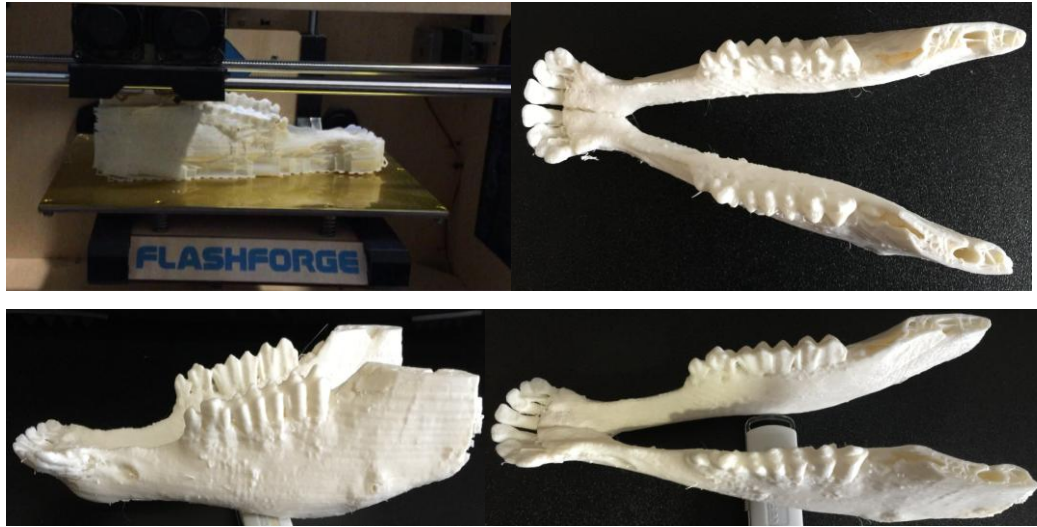
Doktora çalışmamızın deneysel kısmı Marmara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Ağız-Diş-Çene Cerrahisi A.B.D'de Tıp Fakültesi Deney Hayvanları Araştırma Etik Kurulu'nun 20.02.2014 tarihli 07.2017.mar protokol kodlu onayıyla gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda 14 adet, yaşları 2-3 arasında değişen dişi koyunlardan elde edilen taze kadavra mandibulaları kullanılmıştır. Kullanılan kadavra kemiklerde daha önce herhangi bir çalışma yapılmamıştır. Temin edilen mandibulalar, üzerlerindeki kas atışmanları ve yumuşak dokular uzaklaştırıldıktan sonra, çalışma süresi boyunca serum fizyolojik ile seyreltilmiş %10'luk formaldehit çözeltisi içinde -15C sıcaklıkta muhafaza edilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan mandibulalar randomize olarak iki gruba ayrılmıştır. Her iki grupta da 7 adet mandibula üzerinde çalışılmıştır. Çalışma grubu 1'de 3,0 mm çapında 20 mm uzunluğunda kanüllü Herbert vidaları (TST Tıbbi Aletler San. Ve Tic. Ltd. Şti, İstanbul, Türkiye) çalışma grubu 2'de 2,8 mm çapında 20 mm uzunluğunda başsız kanüllü kompreson vidaları (HCCS) (TST Tıbbi Aletler San. Ve Tic. Ltd. Şti, İstanbul, Türkiye) kullanılmıştır. Kompresyon vidalarının ideal lokasyonda yerleştirilebilmesi için pre-operatif BT alınarak kesitler incelenmiştir. Her bir mandibulanın simfiz bölgesinde orta hat üzerinde osteotomi ile vertikal bir kırık oluşturulmuş ve kırık hattına birbirine göre süperio-inferior komunda, paralel doğrultuda ancak zıt yönlerde ikişer adet kompresyon vidası, diş köklerinden 2-3 mm daha apikalde olacak şekilde BT üzerinde belirlenen güvenli alana yerleştirilmiştir. Vidalar yerleştirildikten sonra sonlu elemanlar analizinde kullanılmak üzere post-operatif BT alınmıştır. Mandibulaların üç boyutlu sanal modelleri ve uygulanan kompresyon vidaları MIMICS 10.01 (Materialise,Ann Arbor,MI) programıyla 0.5 mm kalınlığında 3 boyutlu tomografiden elde edilen DICOM verileri ile konstrakte edilmiştir(Resim-1). Mandibulaların servohidrolik test ünitesine (STU) yerleştirilebilmesi için düzenek hazırlamak amacıyla DICOM datası .stl uzantılı hale çevrilerek üç boyutlu yazıcı ile (Flashforge creator 3D printer, ABD) örnek model oluşturulmuştur(Resim-2). Örnek model kullanılarak, biyomekanik testler

aşamasında mandibulaların servohidrolik test ünitesine adaptasyonu için düzenek hazırlanmıştır. Oluşturulan çalışma gruplarına göre yerleştirilen vida sistemlerinin biyomekanik stabiliteleri ve kompresyon dereceleri hem SEA hem STU ile incelenmiştir.



Resim-1: Üç boyutlu tomografiden elde edilen DICOM verileri ile model konstruksiyonu.



Resim-2: Üç boyutlu yazıcı ile (Flashforge creator 3D printer, ABD) elde edilen örnek model.

5.2. Herbert Vidası ve HCCS Vidası

Trafik kazaları, spor yaralanmaları, bireysel şiddet ya da ateşli silah yaralanmaları sonucu meydana gelen maksillofasiyal kırıkların tedavisinde kullanılan fiksasyon materyallerinin orijinal anatomiye uygun olarak yerleştirilmesi gerekmektedir. Bu amaçla zaman içinde fonksiyonel, yapısal, estetik nedenlerden ötürü birçok tipte başsız kompresyon vidası üretilmiştir.

Vidaların kompresyon etkisi, kemiğe yerleştirilmelerinden itibaren başlar. Kompresyon etkisi ile artiküler yüzeyler arasındaki mesafeyi azaltarak eklem bölgelerinde hareket serbestliği sağlaması bakımından özellikle ortopedide el bilek kırıklarında (skafoïd, karpal, metakarpal, tarsal ve metatarsal kemik kırıklarında, radiusun baş kısmında meydana gelen kırıklarda) fiksasyon amacı ile kullanılan bu vidalar, son yıllarda mandibula kırıklarında da tercih edilmeye başlanmıştır(Faran ve ark., 1999; Kryger ve Sisco, 2007).

Çapları genel olarak 3, 3.3, 4 ve 5 mm olan, uzunlukları 12.5 mm'den 50 mm'e kadar değişen bu vidaların, küçük fragmanlarda kompresyon amaçlanan durumlarda 2.5 ve 2.8 mm çapında ve 8-18 mm uzunluğuna kadar üretilen mikro seçeneklerinin yanında custom-made üretilen tipleri de mevcuttur.

Çalışmamızda, mandibular simfiz bölgesinde oluşturulan kırıkların fiksasyonu amacı ile, her ikisi de başsız ve kanüllü, apektik doğru daralan Herbert vidası ve HCCS vidaları kullanılmıştır. Yalnızca orta 1/3'lük kısmı yivsiz olan Herbert vidası başsız vidalar içinde en sık kullanılan kompresyon vidalarındandır(Herbert ve Fisher, 1984). HCCS vidaları ise konik yapıda ve tamamen yivlidir(Resim-3). Bu vidalar, dizaynları ve yiv sistemleri sayesinde kırık alanında kompresyon meydana getirir ve yerleştirildiği alandan geri sıyrılmama özelliğine sahiptir. Ancak kırık fragmanlar birbirinden çok uzaksa ya da kırık fragmanların kortikal tabakası çok inceyse yeterli kompresyon meydana gelmeyebileceği de göz önünde bulundurulmalıdır. Başsız vidaların minimal hacimleri sayesinde, yerleştirilebilmeleri için küçük bir insizyon hattı yeterlidir. Doku içinde minimal irritasyon oluşturması ve vida yerleştirilmeden önce kemikte vida başı için havşa hazırlanmasına gerek kalmaması bu vidaların avantajları olarak sayılabilmektedir(Huebner, 2000).



Resim-3: Herbert Vidası ve HCCS Vidası. (Üstte, orta 1/3'lük şaft kısmında yiv içermeyen Herbert vidası (3,0 mm tail, 2.0 mm şaft, 2.5 mm apeks çapı, 20 mm uzunluk) ve altta konik yapıllı tümüyle yivli HCCS vidası (2,8 mm tail, 2.5 mm şaft, 2,5 mm apeks çapı, 20 mm uzunluk).

5.3. Cerrahi Prosedür

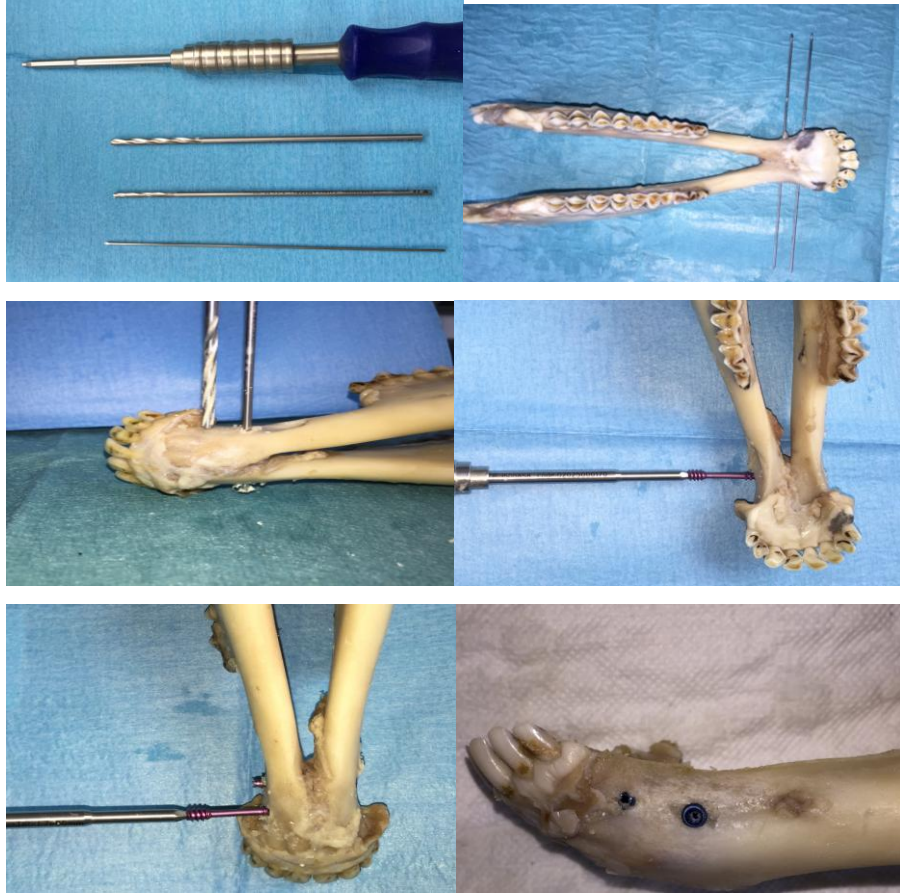
Öncelikle koyun mandibulasının anatomik özelliklerini inceleyebilmek için mandibula üzerinde çalışılmıştır. Tüm kas ataşmanları ve yumuşak dokular diseke edilerek kemik doku üzerinden uzaklaştırılmıştır. Mandibular simfiz bölgesinde orta hatta sağ ve sol mandibular korpusun birleşimi ve mental foramen net olarak görülecek şekilde kemik doku ekspozе edilmiştir(Resim 4).



Resim-4: Tüm kas ataşmanları ve yumuşak dokular diseke edilerek elde edilen koyun mandibulası.

Her bir çalışma grubunda 7 adet olacak şekilde, toplam 14 adet mandibuladan rastgele seçilen modellere sırayla işlem yapılmıştır. Kompresyon vidalarının lokasyonunu belirlemek için işlem öncesinde BT alınmıştır. Vidaların diş kökleri ve mental sinir gibi anatomik yapılara zarar vermeyecek şekilde, kök apekslerinden 2-3 mm uzaklıktaki güvenli alana yerleştirilmesi planlanmıştır.

Tüm örneklerde, mandibular simfizte anatomik olarak mevcut olan sağ ve sol korpusun birleşim hattı steril serum fizyolojik soğutması altında yapılan osteotomi ile derinleştirilerek, orta hat üzerinde vertikal bir kırık oluşturulmuştur. Her iki çalışma grubunda da kırık fragmanlar, kırık hattına dik, birbirlerine paralel doğrultuda fakat zıt yönde ve birbirine göre superio-inferior konumda ikişer adet kompresyon vidası yerleştirilerek fiks edilmiştir. İlk superior konumdaki vidanın yuvası hazırlanmıştır. Drilleme ile oluşturulan yuvaya hem vidanın doğrultusunu belirlemek hem de inferior yönde yerleştirilecek ikinci vidanın ilkinde paralel yerleştirilmesini sağlamak amacı ile Kischner pinleri yerleştirilmiştir. Inferior yöndeki ikinci vidanın ilk vida ile zıt yönde yerleştirilebilmesini sağlamak için drilleme işlemi zıt yönden yapılmıştır. Drilleme işlemi firmanın talimatları doğrultusunda, her iki vida grubu için proksimal kortekste 3,2 mm çapında, distal kortekste vida apeksleriyle eşit kalınlıkta (2,5 mm) driller ile yapılmıştır. Bu işlemden sonra vidalar oluşturulan yuvalara sistemin özel tornavidası ile zıt giriş yönlerinde yerleştirilmiştir. Driller ile yerleştirilecek olan vidalar arasındaki çap farkına ek olarak yakın ve uzak kortekslerdeki yuvaların çapları arasındaki fark kompresyonun sağlanmasına yardımcı olmaktadır(Resim-5).



Resim-5: Cerrahi prosedürün aşamaları. (Soldan sağa ve yukarıdan aşağıya; vidaların yerleştirilmesi için kullanılan driller ve tornavida, drillleme ile oluşturulan yuvaya Kirschner pinlerinin yerleştirilmesi, ikinci vidanın yerleştirilebilmesi için zıt yönden yapılan drillleme işlemi, çalışma gruplarına uygun vidaların yerleştirilmesi, birbirine zıt yönde yerleştirilen iki vidanın post-operatif görünümü).

5.4. Bilgisayarlı Tomografilerin Çekilmesi

Fiksasyonu takiben mandibulaların üç boyutlu BT'leri DICOM formatında (Iluma Imtec Imaging, 3M company) 0.5 mm'lik kesitler halinde aşağıdaki parametreler ile çekilmiştir:

Fokal spot: 0,3mm x 0,3 mm, Güç: 120 kV , 1-4 mA, Dedektör boyutu: 19,5 cm x 24,5 cm

Tarama süresi: 7,8 saniye-40 saniye, Voksel boyutu: 0,0936 mm, Gray skala: 14 bit, FOV alanı boyutu: 14,2 cm x 21,1 cm

5.5. Biyomekanik Testler

Kırık fragmanların çalışma gruplarına uygun vidalarla fiksasyonları sağlandıktan sonra, mandibulaların biyomekanik teste tabi tutulması için çalışmamızda Testometric M500 30 kn (Testometric Company Ltd. İngiltere) isimli gerilim ölçen cihaz kullanılmıştır. Tüm örneklerde, mental foramenlerin distalinde, fiksasyon vidalarına en yakın bölgeye özel matkapla yuvalar hazırlanmıştır. Hazırlanan bu yuvalara yerleştirilen, birbiriyle aynı eksen üzerinde ve zıt yönlü 6 mm çapındaki özel vidalar ile mandibulalar sisteme adapte edilmiştir. İlk olarak 0,1 N'luk ön yük (pre-load) kuvveti örneklerle uygulanıp cihaz kalibre edilmiştir. Ölçümün hassasiyetini artırmak amacıyla çizgisel yer değiştirme 0,1 mm/dk olacak şekilde cihaz ayarlanmıştır. Deney sırasında bütün örneklerle, kırık fragmanlar birbirinden ayrılıp fiksasyonun stabilitesi bozulana kadar, fragmanlar arasında 1 dakikada 0,1 mm çizgisel yer değiştirme sağlayan kuvvet, kesintisiz tatbik edilmiştir (Resim-6 ve Resim7). Deney boyunca, cihazdan alınan veriler, eş zamanlı olarak bilgisayara aktarılmış ve Testometric Software (Testometric Company Ltd. İngiltere) isimli cihaza özel yazılım programı ile modellerin kuvvet-yer değiştirme grafikleri oluşturulmuştur. Vidalarla sağlanan fiksasyonun stabilitesinin bozulmadan dayanabileceği maksimum kuvvet (Newton) ve kırık fragmanların yer değiştirme miktarı (mm) kaydedilip istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır.



Resim-6: Testometric M500 30 kn gerilim cihazı ve mandibula modellerinin servohidrolik test ünitesine tespiti.



Resim-7: Uygulanan gerilim kuvvetleri ile vidalarla sağlanan fiksasyonun bozulması ve kırık fragmanların birbirinden ayrılması.

5.6. Modellere SEA Tatbiki

Çalışmamızda biyomekanik testler ile elde edilen sonuçların kuvvet dağılımlarının daha detaylı görülmesi amacıyla SEA ile de pekiştirilmesi amaçlanmıştır.

Gerilme-deformasyon analizleri, BT taramalarının, nokta bulutundan katı modele dönüştürülerek bilgisayar destekli mühendislik uygulamaları için kullanılabilir hale getirilmesi ile yapılmıştır.

Tersine mühendislik (Reverse Engineering) uygulamalarında nokta bulutundan katı modele geçiş ve elde edilen katı modelin gerilme ve deformasyon analizinin gerçekleştirilebilmesi için izlenen adımlar şunlardır: BT çekilerek elde edilen nokta bulutu datası MIMICS 10.01 (Materialise, Ann Arbor, MI) paket programı yardımıyla .stl uzantılı olarak kaydedilerek nokta bulutu düzenleme, temizleme ve nokta bulutundan yüzey model elde etme, devamında ise katı model elde etmek için CATIA V5 R17 (Computer Aided Three-dimensional Interactive Application, Dassault Systèmes, Fransa) paket programına aktarılması işlemleri gerçekleştirilmiştir. Daha sonra vidaların katı modellerinin tasarlanması ve elde edilen katı modelle montajlarının gerçekleştirilmesi ile model analiz için hazır hale getirilip kaydedilmiştir ve Ansys Workbench 14.5 (ANSYS Inc, Canonsburg, PA) paket programına aktarımı sağlanmıştır. Ansys Workbench 14.5 günümüzde bütün disiplinlere uygulanabilen ve daha doğru sonuçların elde edilebildiği sayısal yöntemlerden en önemlisi olan, sonlu elemanlar metodu tabanlı bir analiz

modülüdür. Bu analiz modülü kullanılarak, modelin sonlu elemanlara bölünmesi (mesh) sağlanır ve incelenecek yüklerin, malzeme özelliklerinin, temas tiplerinin, sınır şartlarının programa tanıtılması ile, sistemin emniyetli gerilme sınırları içerisinde taşıyabileceği maksimum yük belirlenmiştir. Analiz çözümleri ve değerlendirmeler için ise i7 işlemcili 4.6 Ghz 16 GB RAM 64 bit işletim sistemli Windows 7 özelliklerine sahip bir bilgisayar kullanılmıştır.

5.6.1. Katı modelleme

Bu çalışma için kullanılan mandibulalar üç boyutlu optik tarama sistemleri ile (Breuckemann, AICON 3D Scanner) taranıp bilgisayar ortamında üç boyutlu datası elde edilerek modellenmiştir(Resim-8). Kullanılan optik tarama sistemleri ile, modellerin üzerine birkaç farklı açıdan ışık ve gölge düşürülerek modellerin fotoğrafları çekilmiştir(Resim-9).



Resim-8: Katı modelleme için kullanılan üç boyutlu optik tarayıcı.



Resim-9: Modellerin farklı açılardan çekilen optik fotoğrafları

Farklı açılardan çekilen fotoğrafların, bilgisayar ortamında birleştirilmesi ile elde edilen üç boyutlu datalar, ilgili bilgisayar yazılımı ile (Geomagic Design-X, Rapidform XOR, 3DS Systems, ABD) Computer Aided Design (CAD) modeller şeklinde düzenlenerek, son şeklini almış katı modeller haline getirilir(Resim-10).



kama (wedge) tip elemanlar kullanılabilir. Serbest yöntem (free meshing) tipi ağ yapıda ise elemanlar istenilen hacimde oluşturulabilir(Hegtvedt ve ark., 1994). Çalışmamızda katı modelleme için serbest yöntem kullanılmıştır.

5.6.3. Sınır koşulları tayini

Analizin bu bölümünde uygulanacak kuvvetlerin miktarı, yönü, uygulama zamanı ve tipi ile düğüm noktalarının serbestlik dereceleri belirlenmiştir. Modeller, çalışmanın deneysel kısmında servohidrolik test ünitesine nasıl yerleştirildi ise, sanal ortamda da aynı şekilde yerleştirilmiştir. Biyomekanik testlerde olduğu gibi 0 N'dan başlayarak kırık fragmanlar birbirinden ayrılana kadar, 1 dakikada 0,1 mm yer değiştirme için gereken kuvvet kesintisiz biçimde uygulanmıştır. Uygulanan kuvvet ile oluşan gerilim ve gerinimler her iki kompresyon vidası için ayrı ayrı değerlendirilmiştir.

5.6.4. Eleman ve düğüm noktalarının belirlenmesi

Hazırlanan modellerde her bir eleman aşağıdaki özellikleri aracılığı ile tanımlanır:

1) Türü: Eleman türü, elemanların fiziksel geometrilerini gösterir.

2) Sırası: Düğüm noktalarının sayısı temel alınarak eleman, elemanların sınırları içindeki ortalama interpolasyon fonksiyonunu belirler. Elemanın bir kenarı boyunca uzanan düğüm noktalarının sayısı, elemanın sırasını gösterir. Eleman sırası türe bağlıdır.

3)Topolojisi: Eleman topolojisi elemanın genel şeklini gösterir.

4)Materyal özellikleri: Bu özellikler modelin karakterlerini tanımlar. materyallerin mekanik özellikleri literatürlerden alınmıştır(Atalı ve ark., 2014; Erkmen ve ark., 2005).

5.7. İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmada istatistiksel analizler SPSS 21.0 paket programı ile yapılmıştır. Karşılaştırılacak parametreler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olup olmadığını ortaya koymak için yapılacak istatistiksel analize normallik varsayımına göre karar verilmiştir. Bu amaçla veriler Shapiro-Wilk testine tabi tutulmuştur. Verilerin değerlendirilmesinde Mann-Whitney U testleri kullanılmıştır. Sonuçlar anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde, %95 lik güven aralığında değerlendirilmiştir.

6.BULGULAR

6.1.STU Bulguları

STU'da bütün modeller iki farklı açıdan değerlendirilerek incelenmiştir:

1-Fiksasyonun stabilitesi bozulana dek uygulanabilecek maksimum kuvvet miktarı (elastik deformasyona uğradığı kuvvet) (N).

2-Testin başlangıcından bitimine kadar kırık fragmanlar arasında meydana gelen yer değiştirme miktarı (mm).

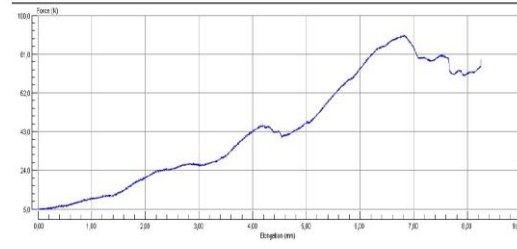
6.1.1. Çalışma grubu 1' in STU bulguları

Herbert vidaları kullanılarak simfiz kırığının fıkse edildiği mandibulalar 1,2,3,4,5,6,7 şeklinde isimlendirilmiştir. Bu modellerin kuvvet-yer değiştirme grafiklerine bakıldığında, fiksasyon sisteminin kırık fragmanların stabilitesi bozulmadan dayanabileceği maksimum kuvvet 238 N, testin başlangıcından bitimine kadar oluşan maksimum yer değiştirme miktarı 12 mm olarak kaydedilmiştir. Fiksasyonun stabilitesini bozan kuvvetlerin 238 N ile 100 N aralığında, yer değiştirme miktarının ise 2-12 mm aralığında olduğu gözlemlenmiştir(Şekil-16).

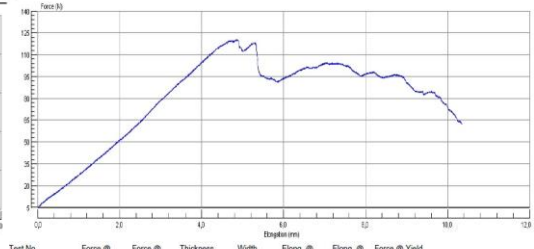
6.1.2. Çalışma grubu 2' nin STU bulguları

HCCS vidaları kullanılarak simfiz kırığının fıkse edildiği mandibulalar a,b,c,d,e,f,g şeklinde isimlendirilmiştir. Bu modellerin kuvvet-yer değiştirme grafiklerine bakıldığında, fiksasyon sisteminin, kırık fragmanların stabilitesi bozulmadan dayanabileceği maksimum kuvvet 250 N, testin başlangıcından bitimine kadar oluşan maksimum yer değiştirme miktarı 12 mm olarak kaydedilmiştir. Fiksasyonun stabilitesini bozan kuvvetlerin 250 N ile 90 N aralığında, yer değiştirme miktarının ise 5-12 mm aralığında olduğu gözlemlenmiştir(Şekil-17).

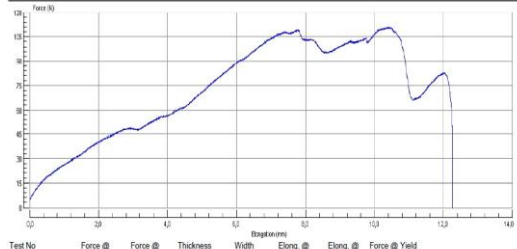
Test No	Force @ Break (N)	Force @ Peak (N)	Thickness (mm)	Width (mm)	Elong @ Break (mm)	Elong @ Yield (mm)	Force @ Yield (N)
1	78,159	90,221	1,000	1,000	8,255	1,858	18,731



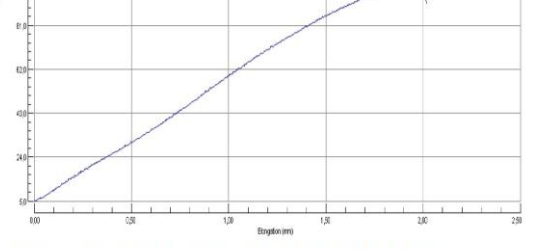
Test No	Force @ Break (N)	Force @ Peak (N)	Thickness (mm)	Width (mm)	Elong @ Break (mm)	Elong @ Yield (mm)	Force @ Yield (N)
1	62,272	120,426	1,000	1,000	10,349	0,917	25,595



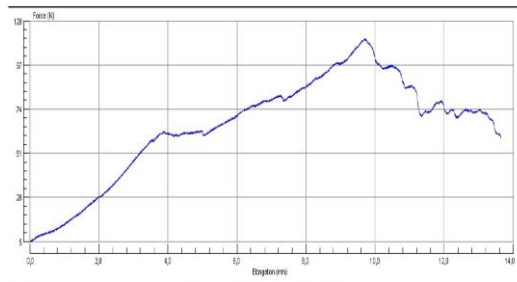
Test No	Force @ Break (N)	Force @ Peak (N)	Thickness (mm)	Width (mm)	Elong @ Break (mm)	Elong @ Yield (mm)	Force @ Yield (N)
1	49,524	111,109	1,000	1,000	12,265	0,758	22,849



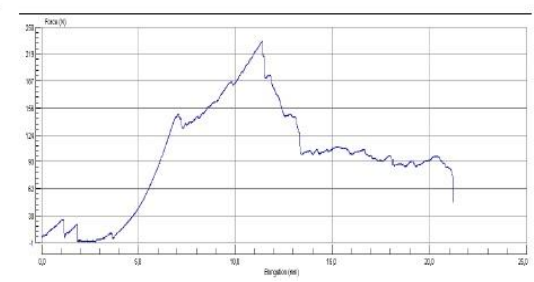
Test No	Force @ Break (N)	Force @ Peak (N)	Thickness (mm)	Width (mm)	Elong @ Break (mm)	Elong @ Yield (mm)	Force @ Yield (N)
1	90,515	99,832	1,000	1,000	2,016	0,916	54,427



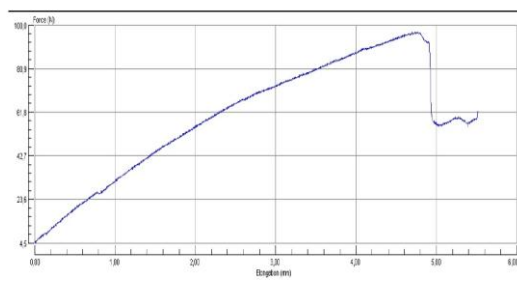
Test No	Force @ Break (N)	Force @ Peak (N)	Thickness (mm)	Width (mm)	Elong @ Break (mm)	Elong @ Yield (mm)	Force @ Yield (N)
1	58,938	110,521	1,000	1,000	13,643	1,674	23,436



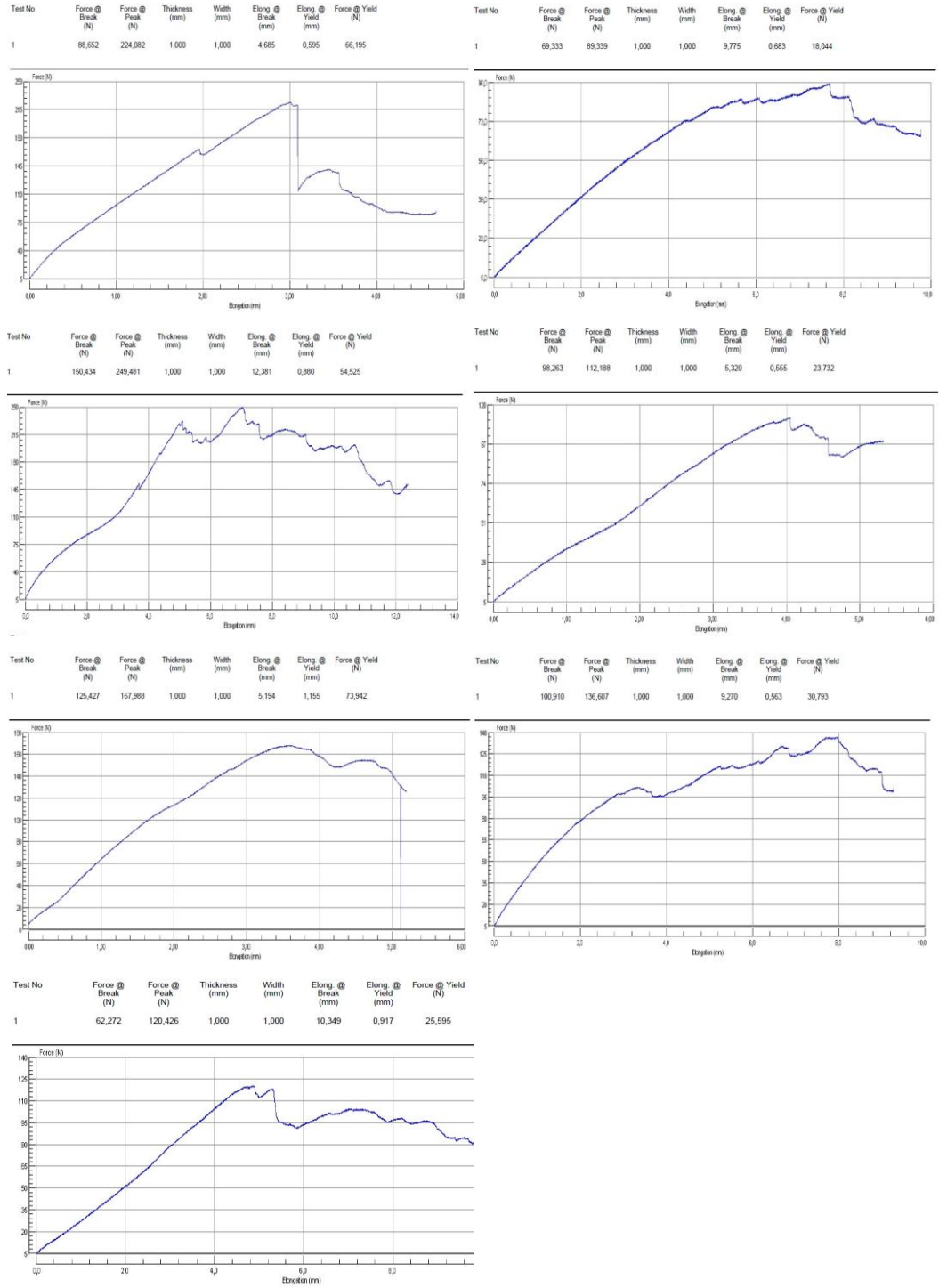
Test No	Force @ Break (N)	Force @ Peak (N)	Thickness (mm)	Width (mm)	Elong @ Break (mm)	Elong @ Yield (mm)	Force @ Yield (N)
1	45,993	234,183	1,000	1,000	21,219	5,649	68,058



Test No	Force @ Break (N)	Force @ Peak (N)	Thickness (mm)	Width (mm)	Elong @ Break (mm)	Elong @ Yield (mm)	Force @ Yield (N)
1	62,076	96,890	1,000	1,000	5,513	0,704	25,105



Şekil-16: Çalışma grubu-1'in STU kuvvet- yer değiştirme analizi grafikleri (soldan sağa ve yukarıdan aşağıya, model 1,2,3,4,5,6 ve 7).



Şekil-17: Çalışma grubu-2'nin STU kuvvet- yer değiştirme analizi grafikleri (soldan sağa ve yukarıdan aşağıya, model a,b,c,d,e,f,g).

6.2.SEA Bulguları

SolidWorks(Dassault Systemes, Fransa) paket programı kullanılarak elde edilen mandibula modeli üzerine, çalışma gruplarına uygun vidalar, çalışmanın deneysel kısmındakine uygun olarak hazırlanan osteotomi hattına, deneylerdeki taklit edecek şekilde yerleştirilmiştir. Daha sonra model parasolid_x.t formatında kaydedilerek bir sonlu elemanlar analizi yazılımı olan Ansys Workbench 14.5 e aktarılmıştır ve bu programda modellerin yapısal gerilme analizleri gerçekleştirilmiştir. Aktarılan modeller, tetrahedron (4 yüzlü) ve 10 düğüm noktalı (kenar çizgilerinin orta noktasından düğüm noktalı) olacak şekilde 132053 adet sonlu elemana (element) ve 213500 adet düğüm noktasına (node) bölünmüştür. Sonlu eleman ve düğüm noktası sayısı yüksek tutularak analizin hassasiyetinin artırılması amaçlanmıştır. Ağ yapı (mesh) üzerinde osteotomi hattının mesial ve distal tarafı ile vida arasındaki temas (contact) durumları dikkate alınarak bu bölgelere özel mesh ölçüsü uygulanmıştır. Osteotomi hattının mesial ve distalinde kalan kemik bölgeleri arasında 0,5 mm, vida ile kemik arasındaki temas bölgelerinde 0,3 mm mesh ölçüsü kullanılmıştır. Analizlerin gerçeğe en yakın olacak şekilde sonuç vermesi amacıyla temas tipi olarak sürtünmeli (frictional) kontak tipi kullanılmıştır.

Analizlerde, oluşturulan her model için aynı malzeme özellikleri kullanılmıştır. Materyal özellikleri olarak, üretici firma tarafından belirtilen titanyum (Ti6A14V) vidaların mekanik özellikleri, kemik için ise literatür bilgileri dikkate alınmıştır(Tablo-1). Buna göre vidaların Elastikiyet Modülü 113800MPa, Poisson Oranı (ν) 0,342 ve akma dayanımı ise 880MPa olarak alınmıştır. Kemik kısım için Elastikiyet Modülü (Young's Modulus) 13700 MPa, Poisson Oranı 0,3 akma dayanımı ise 100MPa olarak alınmıştır(Ghahramanzadeh ve ark., 2012; Korkmaz, 2007).

Sanal ortamda model üzerine uygulanacak yükler ve modellerin üniteye tespiti, deneysel çalışma dikkate alınarak düzenlenmiştir. Her iki çalışma grubunda da, çalışmanın deneysel kısmına uygun olarak, vidalar birbirine paralel ve zıt yönlü olarak superio-inferior yönde yerleştirilmiştir. Tüm modellerde superior pozisyonadaki vidanın baş kısmı, osteotomi hattının mesial tarafında, inferior

pozisyonundaki vidanın baş kısmı osteotomi hattının distal tarafında olacak şekilde kabul edilerek yerleştirilmiştir.

Çözüm aşamasında problem 1 saniyelik çözüm şeklinde ve ilk adım 100, maksimum 200 ve minimum 20 adım şeklinde ayarlanmıştır. Non-lineer bir çözüm olması dolayısıyla adım sayısı küçük tutulmuştur. Gerçekleştirilen çözümler 0.5% yakınsama kriterine göre, çalışma grubu-1 için toplam 27 iterasyon, çalışma grubu-2 için toplam 12 iterasyon sürmüştür.

İncelenecek sistem üzerinde kemiğin akma dayanımı olan 100 Mpa 'lık ortalama gerilmeyi oluşturan kuvvet miktarı ölçülmüştür ve bu kuvvet 100 N olarak belirlenmiştir. Ortalama gerilmenin, kemiğin akma dayanımına ulaşması halinde kemikte hasar meydana geleceğinden, bütün modellere 100 N kuvvet uygulanarak, osteotomi hattının mesial ve distalinde ve vida üzerinde meydana gelen gerilimin dağılımı ve büyüklüğü ölçülmüştür.

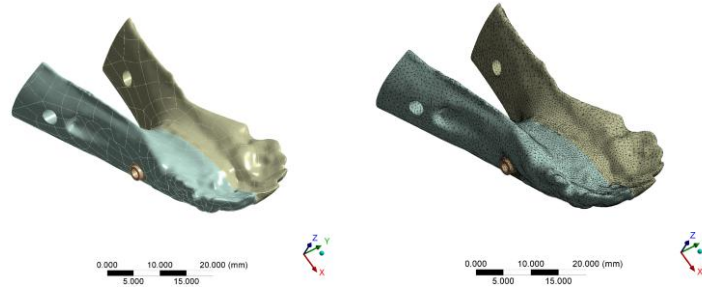
Tablo-1: Kemik modelleri için ve titanyum plak modelleri için kullanılan malzeme özellikleri(Ghahramanzadeh ve ark., 2012; Korkmaz, 2007).

	Kemik	Titanyum (Ti6A14V)
Elastikiyet Modülü	13700 MPa	113800 MPa
Poisson Oranı (v)	0,3	0.342
Akma Dayanımı	100 MPa	880 MPa

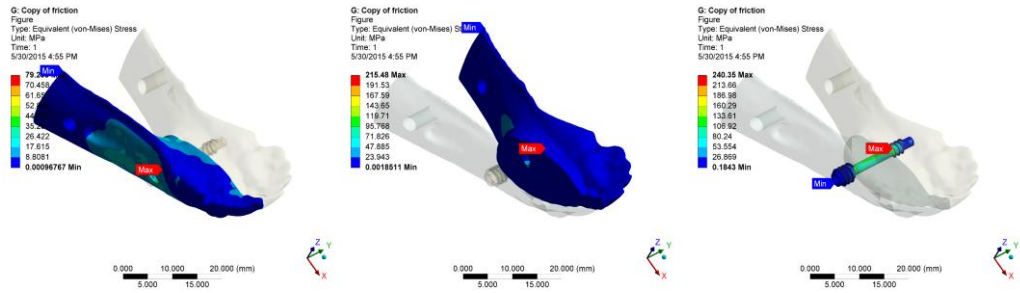
6.2.1.Çalışma grubu-1'in SEA bulguları

Herbert vidası yerleştirilerek kırığın fikse edildiği Çalışma grubu-1'in simülasyonunda 100 N'luk kuvvet uygulandığında, maksimum gerilim alanının, kırık hattının distal tarafında vidaya yakın bölgede meydana geldiği gözlemlenmiştir. Sonlu elemanlar analizi ile, bu bölgede meydana gelen ortalama gerilme değeri 107,25MPa olarak bulunmuştur. Bu ortalama değer kemiğin akma dayanımından büyük olması (107,250MPa > 100MPa) dikkate alındığında vidanın kırık hattının

distalindeki kemik içerisinde sınırlarak ayrılacağı, yani fiksasyonun stabilitesinin bozulacağı gözlemlenmiştir. Kırık hattının mesial tarafında simfiz bölgesinde meydana gelen ortalama gerilme değeri ise 39MPa olarak ölçülmüştür. Bu değerin kemiğin akma dayanımından küçük olması ($39\text{MPa} < 100\text{MPa}$) sebebiyle bu bölgede fiksasyonun stabilitesinde herhangi bir değişiklik olmayacağı gözlemlenmiştir. Aynı miktardaki kuvvet ile Herbert vidası üzerinde meydana gelen ortalama gerilme 120MPa olarak ölçülmüştür. Bu ortalama değerin titanyum vidanın akma dayanımından ($120\text{MPa} < 880\text{MPa}$) çok daha küçük olması sebebiyle, titanyum vidada herhangi bir hasarın meydana gelmeyeceği gözlemlenmiştir(Şekil-18 ve 19).



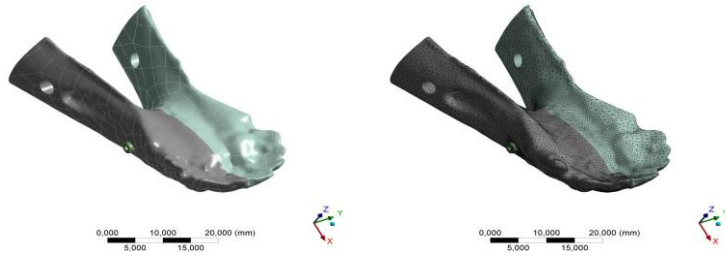
Şekil-18 : Çalışma grubu 1'in SEA ölçümü için oluşturulan 3D modele vidanın yerleştirilmesi ve yapının sonlu elemanlara ayrılması.



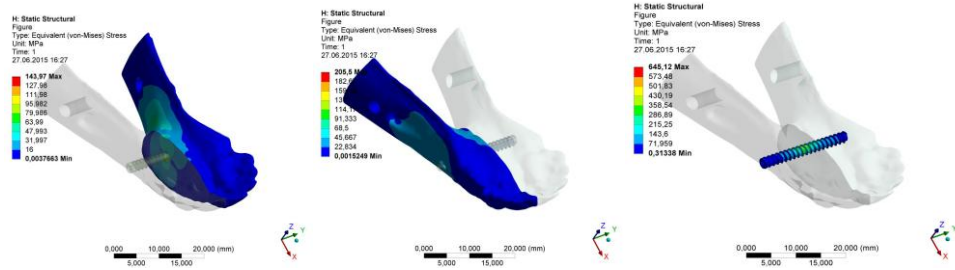
Şekil-19: Çalışma grubu 1 için kırık hattının mesial ve distal tarafında ve Herbert vidası üzerinde oluşan gerilmenin dağılımı.

6.2.2.Çalışma grubu-2'nin SEA bulguları

HCCS vidası yerleştirilerek kırığın fikse edildiği Çalışma grubu-2'nin simülasyonunda 100 N'luk kuvvet uygulandığında, maksimum gerilimin kırık hattının mesial tarafında vidaya yakın bölgede meydana geldiği gözlemlenmiştir. Bu bölgede meydana gelen ortalama gerilme değeri 102,75MPa olarak ölçülmüştür. Bu değer kemiğin akma dayanımından büyük olması ($102.75 > 100$) dikkate alındığında vidanın kırık hattının mesialindeki kemik içerisinden sıyrarak ayrılacağı, yani fiksasyonun stabilitesinin bozulacağı gözlemlenmiştir. Sonlu elemanlar analizi ile, osteotomi hattının distal tarafında meydana gelen ortalama gerilme değeri 71,98MPa olarak bulunmuştur. Bu ortalama değer kemiğin akma dayanımından küçük olması dikkate alındığında, distal bölgede herhangi bir hasarın meydana gelmeyeceği söylenebilir. Aynı miktarda kuvvet ile HCCS vidası üzerinde meydana gelen ortalama gerilme 322,56MPa olarak ölçülmüştür. Bu ortalama değerin, titanyumun akma dayanımından ($322,56\text{MPa} < 880\text{MPa}$) küçük olması sebebiyle, vidada herhangi bir hasarın meydana gelmeyeceği gözlemlenmiştir(Şekil 20 ve 21).



Şekil-20 : Çalışma grubu 2'nin SEA ölçümü için oluşturulan 3D modele vidanın yerleştirilmesi ve yapının sonlu elemanlara ayrılması.



Şekil-21: Çalışma grubu 2 için kırık hattının her iki tarafında ve HCCS vidası üzerinde oluşan gerilmenin dağılımı.

6.3. İstatistiksel Bulgular

6.3.1. STU değerlerinin istatistiksel analizi

Çalışma grubu 1 ve Çalışma grubu 2'ye ait maksimum kuvvet değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olup olmadığını ortaya koymak için yapılacak istatistiksel analize normallik varsayımına göre karar verilmiştir. Bu amaçla yapılan Shapiro-Wilk testi ile iki grupta aynı anda normallik şartı sağlanmadığı için (Çalışma grubu 1: $p=0.001$ $p<0,05$; Çalışma grubu 2: $p=0,093$ $p>0,05$) analizlere nonparametrik testler ile devam edilmiştir.

Çalışma grubu 1 ve 2'ye ait maksimum kuvvet değerleri arasında anlamlı bir fark olup olmadığını ortaya koymak için Mann-Whitney U testi uygulanmıştır. Grup 1'e ait maksimum kuvvet değerleri (median=107,00) ile Grup 2'ye ait maksimum kuvvet değerleri (median=138,00) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir ($U= 9,00$, $p<0,05$). Grup 2'ye ait maksimum kuvvet değerleri, Grup 1'inkinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur(Tablo-2).

Tablo-2: Çalışma gruplarına göre maksimum kuvvet değerlerinin karşılaştırılması.

	Sıra Ortalaması (n=7)	Sıra toplamı	U	p
Çalışma Grubu 1	5,29	37,00	9,00	0,047
Çalışma Grubu 2	9,21	68,00		

Çalışma grubu 1 ve 2'ye ait yer değiştirme değerleri arasında anlamlı bir fark olup olmadığını ortaya koymak için yapılacak analize normallik varsayımına göre karar verilmiştir. Bu amaçla yapılan Shapiro-Wilk testi ile iki grupta aynı anda normallik şartı sağlanmadığı için (çalışma grubu 1: $p=0,445$ $p>0,05$; çalışma grubu 2: $p=0,019$ $p<0,05$) analizlere Mann-Whitney U testi ile devam edilmiştir. Testin sonucuna göre, Çalışma grubu 1'e ait yer değiştirme ortalama değeri (Median=12,00)

ile Çalışma grubu 2'ye ait yer değiştirme ortalama değeri (Median=5,00) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmiştir ($U= 7,50$, $p<0,05$). Çalışma grubu 1'in yer değiştirme değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur(Tablo-3).

Tablo-3: Çalışma gruplarına göre yer değiştirme değerlerinin karşılaştırılması.

	Sıra Ortalaması (n=7)	Sıra toplamı	U	p
Çalışma Grubu 1	5,29	69,6	7,50	0,026
Çalışma Grubu 2	9,21	35,50		

6.3.2. SEA değerlerinin istatistiksel analizi

Çalışma grubu 1 ve 2'ye ait maksimum gerilme değerleri arasında anlamlı bir fark olup olmadığını ortaya koymak için yapılacak analize normallik varsayımına göre karar verilecektir. Örneklem sayısı 30'un altında olduğu için Shapiro-Wilk testi kullanılmıştır. Bu amaçla yapılan Shapiro-Wilk testi ile iki grupta aynı anda normallik şartı sağlanmadığı için (Çalışma grubu 1: $p=0,187$ $p>0,05$; Çalışma grubu 2: $p=0,024$ $p<0,05$) analizlere nonparametrik testler ile devam edilmiştir.

Tablo-4: Çalışma gruplarına göre maksimum gerilme değerlerinin karşılaştırılması.

	Sıra Ortalaması (n=7)	Sıra toplamı	U	p
Çalışma Grubu 1	11,11	155,50	50,50	0,029
Çalışma Grubu 2	17,89	250,50		

Çalışma grubu 1 ve 2'ye ait maksimum gerilme değerleri arasında anlamlı bir fark olup olmadığını ortaya koymak için yapılan Mann-Whitney U testinin sonucuna göre, Çalışma grubu 1'e ait kuvvet ortalama değeri (median=63,50) ile Çalışma grubu 2'ye ait kuvvet ortalama değeri (Median=93,00) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlenmiştir ($U= 50,50, p=0,029, p<0,05$). Çalışma grubu 2'nin maksimum gerilme ortalama değerleri Çalışma grubu 1'den daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir(Tablo-4).

7.TARTIŞMA VE SONUÇ

Son 30 yıl içinde mandibular kırıkların tedavisi, tek başına ya da eksternal teknikler ile birlikte uygulanan intermaksiller fiksasyondan (IMF), IMF kullanılmadan direkt kırık üzerine uygulanan plak ve vida fiksasyonu tekniğine kadar ciddi değişiklikler göstermiştir(Ellis E. 3rd, 2013).

Akan ve ark. yaptıkları çalışmada mandibula kırıklarının sıklıkla karşılaşılan yüz yaralanmalarından biri olduğunu ve tedavilerinin özellik arz ettiğini belirtmiştir(Akan ve ark., 2005).

Çalışmamızın amacı, hayvan kadavra modellerinde mandibular simfiz bölgesinde madde kayıpsız olacak şekilde standardize edilmiş olan kırık hatlarının, iki çalışma grubundan ilkinde Herbert vidası, ikincisinde başsız kanüllü kompresyon vidası (HCCS) kullanılarak fiks edilmesi ile kırık fargmanlarda meydana gelen kompresyon miktarının ve her iki vida grubunun biyomekanik stabilitesinin, servohidrolik test ünitesinde kuvvet uygulanarak ve sonlu elemanlar analizi ile bilgisayar ortamında karşılaştırmalı olarak incelenmesidir.

Mandibula üzerinde yapılan biyomekanik ve histolojik çalışmalarda in vitro model olarak çeşitli materyaller kullanılmıştır. Baran ve ark., Brasilero ve ark., Peterson ve ark, Eppley ve ark., Ribeiro-junior ve ark., Vieira ve ark., yaptıkları çalışmada sentetik poliüretan mandibula modellerini kullanmışlardır(Baran ve ark., 2009; Brasilero ve ark., 2009; Peterson ve ark., 2005; Eppley ve ark., 1999; Ribeiro-junior ve ark., 2010; Vieira ve ark., 2011).

Djasim ve ark, Gürler ve ark, Atalı ve ark., Siegel ve ark., yaptıkları çalışmada tavşan mandibulası kullanmışlardır(Djasim ve ark., 2008; Gürler, 2010; Siegel ve Mooney, 1990).

Kim ve ark., Kohn ve ark., Schwimmer ve ark., Shetty ve ark., Tharanon yaptıkları çalışmada insan kadvralarını kullanmışlardır(Kim ve ark., 1995; Kohn ve ark.,1995; Schwimmer ve ark., 1994; Shetty ve ark., 1996; Tharanon).

Ellis ve ark. yaptıkları klinik çalışma ile vakaların operasyon sonrası takibini yaparak kullanılan fiksasyon sistemlerinin birbirlerine olan üstünlüklerini göstermiştir(Ellis, 2012).

Klinik çalışmalar dışında insan kadavralarında çalışmak esasen en doğal sonucu verebilecek iken bu modelleri formaldehit solüsyonunda bekletme gerekliliği insan kemiğinin fiziksel özelliklerini tamamen değiştirmektedir(Atalı ve ark., 2014).

Sugiura ve ark. taze dondurulmuş hayvan mandibulalarının, biyomekanik çalışmalar için en ideal model tipi olduğunu belirtmişlerdir(Sugiura ve ark., 2009).

Haug ve ark. fiksasyon sistemlerinin biyomekanik çalışmalarında kalınlık ve boyutları bakımından insan mandibulasına olan benzerliği sebebiyle taze koyun mandibulalarının geniş kullanıma sahip olduğunu belirtmiştir. Cilasun ve ark, Gomes ve ark, Özden ve ark, Suuronen ve ark, Uckan ve ark yaptıkları çalışmada koyun mandibulası kullanmışlardır(Haug ve ark., 2002; Cilasun ve ark, 2006; Gomes ve ark., 2003; Özden ve ark., 2006; Suuroren ve Lindqvist, 2002; Uckan ve ark., 2001).

Çalışmamızda benzer şekilde, sayı olarak taze insan mandibulasına göre elde edilmesi daha rahat olan ve kraniyofasiyal dokulardaki kemik biyomekaniği ile ilgili çalışmalarda en uygun hayvan modellerinden birisi olarak kabul edilen koyun modelinin kullanılması tercih edilmiştir(Alkan ve ark., 2007; Wittenberg ve ark., 1997; Kallela ve ark., 1999).

Augat ve ark. yaptıkları çalışmada kırık fragmanların orijinal pozisyonunda konumlandırılması ve fiksasyonunun, kemik iyileşmesine yardımcı olduğunu bildirmişlerdir(Augat ve ark., 1998).

Urist ve MacLean, kırık fragmanların birbiriyle temasının, osteogenezin stimülasyonu ve indüksiyonu prosesinin başlaması için ön şart olduğunu belirtmişlerdir. Benzer şekilde Charnley, osteogenezin esasen kırık fragmanların kompresyonu ile stimüle olduğunu bildirmişlerdir(Urist ve MacLean, 1952; Charnley, 1948).

Muller ve ark. kompresyon osteosentezi ile kırık fragmanları birbirine yaklaştırılmasının ve sonuçta oluşan basıncın, kırık tamiri için gerekli olan stabiliteyi arttırdığını bildirmiştir(Muller ve ark., 1995).

Çalışmamızda iki farklı dizayna sahip kompresyon vidası kullanılarak sağlanan stabilitenin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Zachariades ve ark. kompresyon osteosentezini, kemik fragmanlarının, vidaların traksiyonu sonucu oluşan basınç ile birarada ve hareketsiz olarak tutulduğu bir metod

olarak tanımlamıştır ve kompresyon vidasının en basit internal fiksasyon aygıtı olduğunu belirtmiştir(Zachariades ve Mezitis, 1996).

Kompresyon vidaları uzun yıllardır ortopedik ve maksillofasiyal cerrahide kullanılmaktadır. Başarılı bir kırık tedavisi için kırık fragmanların kemik iyileşmesi süresi boyunca hareketsiz kalması elzemdir. Vida sistemlerinin en büyük avantajı, kırık fragmanların hareketsizliğini sağlarken, intermaksiller fiksasyonun aksine aynı anda mandibula fonksiyonlarına da izin vermesidir(Oliver, 2013).

Niederdelman, Schwimmer ve ark., Ellis ve ark. kompresyon vidalarının, fasiyal kemiklerde meydana gelen kırıklar arasında, en çok mandibula kırıklarının tedavisinde tercih edildiğini belirtmiştir(Niederdelman, 1982; Niederdelman, 1987; Ellis ve Ghali, 1991; Schwimmer, 1990).

Goyal ve ark. mandibular simfiz bölgesinin, vida ile osteosentez için ideal bir alan olduğunu ve bu durumun, diş köklerinin altında ve iki mental foramen arasında kalan bu bölgede anatomik olarak zarar verilecek bir yapının olmayışından ve bu bölgedeki kalın kortikal kemiğin varlığı ve anatomik kurvatüründen kaynaklandığını belirtmişlerdir. Ayrıca bu durumun mandibular simfiz bölgesindeki sagittal fraktürlerde vidanın simfiz boyunca bir kenardan diğer kenara, oblik fraktürlerde de anteriordan posteriora doğru, rahatlıkla kırık hattına dik olarak yerleştirilebilmesini sağlayarak işlemin basit, güvenli ve başarılı olmasını mümkün kıldığını belirtmişlerdir(Ellis ve Ghali, 1991; Goyal ve ark, 2012).

Mandibular simfiz bölgesinde vida osteosentezi; basit kırıklarda tedavinin son şekli olarak yalnız başına; parçalı kırıklarda kırığı basitleştirip mini plak uygulamasını kolaylaştırmak amacıyla ya da miniplaklarla sağlanan fiksasyonun rijiditesini artırmak için mini plakla kombine olarak kullanılabilir(Spiessl, 1988; Ellis ve Ghali, 1991; Prein ve Kellman, 1987).

Vida fiksasyonu ile sağlanan stabilite çeşitli çalışmalarda tek başına veya tel osteosentezi ya da mini plak gibi yöntemlerle karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Ellis, yaptığı klinik çalışmada, mandibular simfiz kırıklarının tedavilerinde mini plak ile vida sistemlerini klinik olarak karşılaştırmıştır. Çalışmada mini plak kullanılan hasta grubunda, intra-operatif olarak; plakların, mandibulanın anatomik formuna uygun şekilde adapte edilmesinin zorluğu, post-operatif olarak da; enfeksiyon, kırık

fragmanlarda ayrılma, materyalin ağız ortamına ekspoz olmasi gibi durumların, kompresyon vidalarına oranla daha sık görüldüğünü rapor edilmiştir(Ellis, 2012).

Mandibular simfiz kırıklarında mini plaklara alternatif olarak vida kullanımı çeşitli çalışmalarla karşılaştırılmış ve ortaya her iki materyalin de avantaj ve dezavantajlarını gösteren sonuçlar çıkmıştır. Mandibular simfiz kırıklarının tedavisinde kullanılan vidaların, mini plaklara göre üstünlüklerinin tanımlandığı çalışmalar mevcuttur.

Shetty ve Caputo; Ilg ve Ellis; Calloway ve ark. yaptıkları çalışmalarda, kompresyon vidalarının avantajlarını, uygulamasının tecrübe gerektirmesine rağmen, mini plaklardaki gibi adaptasyon gerektirmemesi sebebiyle kolay uygulanabilmesi, mini plaklardan daha kısa sürede ve daha basit bir teknikle yerleştirilebilmeleri, hastalar için daha düşük maliyet ve plaklara nazaran vücuda daha az miktarda yabancı madde girişi olarak belirtmiştir. Ayrıca kompresyon vidası ile osteosentezin, daha az maliyetle daha rijit internal fiksasyonun sağlanmasında en basit yöntem olduğu bildirilmiştir. Benzer olarak, Kallela ve ark. yaptıkları çalışmada kompresyon vidalarının mini plaklarla kombine olarak kullanılmasından ziyade yalnızca vida kullanımının daha avantajlı olduğunu belirtmişlerdir(Shetty ve Caputo 1992; Ilg ve Ellis 1992; Calloway ve ark. 1992; Kalleela ve ark., 1999).

Agnihotri ve ark. tarafından yapılan klinik çalışmada, vida fiksasyonu ile mini plak fiksasyonu, kırık fragmanların primer stabilitesi, intermaksiller fiksasyon gereksinimi, cerrahi prosedürün tamamlanması için geçen süre, okluzyonda değişiklik meydana gelip gelmemesi ve post-operatif komplikasyon insidansı (enfeksiyon, eksplantasyon, yara açılması, artikülasyonda değişiklik ve dudak hareketlerinde kısıtlılık gibi) bakımından karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, primer stabilitenin vida kullanılan grupta mini plak kullanılan gruba göre daha yüksek olduğu, post-operatif ödemin ve dudak hareketlerinde meydana gelen kısıtlılığın vida kullanılan grupta mini plak kullanılan gruba göre daha kısa sürdüğü, post-operatif enfeksiyon ve sonucunda fiksasyon materyalinin eksplantasyonu ve yara açılması riskinin mini plak grubunda vida kullanılan gruptakinden daha yüksek olduğu gösterilmiştir. Agnihotri ve ark., çalışmada operasyon boyunca geçen süre bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamakla beraber, ortalama operasyon süresinin vida grubunda mini plak grubundan daha uzun olduğu (vida

grubunda ortalama 120-180 dakika, mini plak grubunda ortalama 90-120 dakika) gözlemlenmiştir(Agnihotri ve ark.,2013).

Ellis ve Ghali yaptıkları çalışmada operasyon süresi bakımından elde edilen sonuçlar ise bu bulguyla tezat oluşturmaktadır. Bu çalışmada vidaların plaklardan daha hızlı ve çabuk uygulanabileceğini, çünkü plağın kemiğin orijinal formuna ve anatomik konturlarına uyumlanması mecburiyetinin vida kullanımında söz konusu olmadığını savunmuşlardır(Ellis ve Ghali, 1991).

Agnihotri'nin çalışmasında her iki grupta da benzer cerrahi yaklaşım kullanılması ve operasyonun aynı cerrah tarafından yapılmasına rağmen sonuçlardaki ciddi farklılık, vida fiksasyonunun plaklara olan üstünlüğünü konusunda umut verici olduğunu düşündürmekte ve araştırmacıları vida kullanımı konusunda ileri çalışmalara yöneltmektedir(Agnihotri ve ark., 2013).

Dediol, mandibula orta hat osteotomilerinin kompresyon vidası ile fiksasyonunun, en az mini plak fiksasyonu kadar güvenilir olduğunu, vidaların yeterli kompresyon ve stabiliteyi sağlamasının yanında işlem esnasında periostun kemik üzerinden minimal oranda sıyrılması ile primer kemik iyileşmesinin hızlandığını belirtmiştir(Dediol, 2014).

Serletti ve ark. göre, kompresyon vidaları ile sağlanan osteosentez, mandibula kırıkları için etkili ve güvenilir bir yöntemdir. Çalışmada, bu yöntemin özellikle mandibular simfiz kırıkları ve orta hat osteotomilerinde kullanılan tel veya mini plak fiksasyonuna iyi bir alternatif olduğu, ancak bu tekniğin mandibula yüksekliğinin ve dış korteks kalınlığının azaldığı atrofik çenelerde, vidanın yerleştirilmesi ve sıkıştırılması işlemleri esnasında kemik korteksinde veya mandibula alt sınırında meydana gelebilecek yeni kırıklar bakımından kontraendike olduğunu bildirmişlerdir(Serletti ve ark., 2000).

Spiessl yaptığı çalışmada, kompresyon vidalarını primer olarak oblik kırıklarda kullanmışlardır(Spiessl, 1988).

Zachariades ve ark. kırık fiksasyonunun vida ile yapılabilmesi için, ideal olarak kırık hattı uzunluğunun, mandibula yüksekliğine eşit veya daha büyük olması gerektiğini rapor etmişlerdir(Zachariades ve Mezitis, 1996).

Çalışmamızda Spiessl'in yaptığı çalışmadan farklı olarak, koyun mandibulalarının simfiz bölgesinde orta hat üzerinde fizyolojik olarak bulunan

anastomoz üzerinde yapılan osteotomi ile vertikal kırık oluşturulmuştur ve kırık hattı uzunluğunun mandibula yüksekliğine eşit olabilmesi için, osteotomi mandibulaların orta hattı boyunca devam ettirilmiştir.

Ardary'ye göre ideal vida fiksasyonu, kullanılan osteosentez sisteminin tipine, (kompresyon / non-kompresyon) kortikal kemiğin kalınlığına, kullanılan vidaların sayısına, vidaların dizaynına ve tutma gücüne, vidaların yerleştiriliş biçimine (monokortikal veya bikortikal) bağlıdır(Ardary, 1991).

Booth ve ark., mandibula fonksiyonları ile simfizteki kırık fragmanların makaslama kuvvetlerine ve torsiyona maruz kaldığını ve fragmanların rotasyonunu engellemek için tek bir vida yerleştirilmesinin yeterli olmadığını belirtmiştir(Booth ve ark., 2007).

Spiessl ve Niederdellman, mandibular simfiz bölgesinde vidaların birbirine zıt yönlü olarak yerleştirilmesinin bu bölgedeki rotasyonel kuvvetleri engelleyeceğini bildirmişlerdir(Spiessl, 1988; Niederdellman, 1982; Niederdellman, 1987).

Çalışmamızda Spiessl ve Niederdellman'ın yaptıkları çalışmaya benzer olarak, her bir kırık hattı, birbirine göre superio-inferior konumlu, paralel doğrultulu ve zıt yönlü yerleştirilen iki kompresyon vidası ile fiks edilmiştir.

Shetty ve ark. göre iyi bir kompresyon sağlanması için vidanın anterio-posterior yöndeki açılandırılması da kritik önem taşıyan bir faktördür ve vida yuvasının doğrultusunun sagittal değil de linguale eğimli olması, vidanın ince lingual kortikal kemiğe tutunmasına neden olur ve stabilizasyonu azaltır(Shetty ve ark., 1996).

Ellis yaptığı çalışmada kompresyon vidaları ile fiksasyonda meydana gelebilecek yetersiz stabilite riskinin düşük olduğunu rapor etmiştir. Ayrıca, çalışmada bu durumun müsebbibinin, yakın veya uzak kemik korteksindeki vida yuvaları hazırlanırken yapılan aşırı drilleme olabileceği üzerinde durulmuştur(Ellis, 2012).

Kallela ve ark. simfiz, parasimfiz ve angulus kırıklarının tedavisinde kompresyon vidası kullanarak yaptıkları çalışmanın sonucunda, vida ile fiksasyonun, simfiz kırıklarında olumlu sonuç verdiğini ve ilerisi için umut vaadedici olduğunu bildirmişlerdir(Kallela ve ark., 1999).

Fiksasyon aygıtlarının ham maddesi olarak titanyum, paslanmaz çelik, vitalyum ve PLGA, PLDLA gibi biyodegrade olabilen sistemler kullanılmaktadır(Atalı ve ark., 2014).

Wood'un yaptığı çalışmaya göre, biyodegrade olabilen sistemlerin mandibular kırıkların tedavisinde rutin kullanıma geçebilmesi için daha fazla klinik çalışma ile desteklenmeleri önerilmektedir(Wood, 2006).

Titanyum, günümüzde kraniyomaksillofasiyal iskeletteki kırıkların internal fiksasyonunda kullanılan sistemlerde, yüksek biyo-uyumluluğu ve korozyona karşı olan direnci gibi avantajlarından ötürü, standart ham madde olarak onaylanmıştır(Agarwal ve ark., 2009). Çalışmamızda güncel konseptte ve çalışmanın amacına uygun olarak kırık üzerine direkt uygulanan titanyum vida sistemlerinin kullanılması tercih edilmiştir.

Günümüzde kemiğin, kırık tedavisinde kullanılan inert materyallerle oluşturduğu yeni yapının incelenmesi amacıyla, biyolojik ve mekanik sistemlerin birlikte incelenebildiği birçok deneysel ve kuramsal yöntem vardır(Ghahramanzadeh ve ark., 2012; Chuong ve ark., 2005).

Deneysel olarak biyomekanik test ünitesinde rijit fiksasyon tekniklerinin stabilitesi test edilebilmektedir. Bu işlem esnasında taklit edilecek insan çiğneme kuvvetlerinin gerçeğe en yakın şekilde uygulanması en büyük problemdir(Anucul ve ark., 1992; Murphy ve ark., 1997).

Deneysel çalışmada kullanılacak olan modeller, kuvvet uygulanmayacak bölgelerden sabitlenerek üniteye yerleştirilebilir ya da çenelerin morfolojisine göre hazırlanmış biyomekanik test modelleri kullanılarak üniteye tespit edilebilir(Atalı ve ark., 2014; Armstrong ve ark., 2001; Cilasun ve ark., 2006; Dolanmaz ve ark., 2004; Gomes ve ark., 2003; Sikes ve ark., 1988; Uckan ve ark., 2001; Van Sickels ve ark., 2005).

Farklı kırık tipleri, farklı fiksasyon aygıtı konfigürasyonları ve farklı yükler ile meydana gelen yer değiştirme ve gerilim analizlerini inceleyen çeşitli biyomekanik çalışmalar mevcuttur.

Oğuz ve ark. yaptıkları deneysel çalışmada koyun mandibulasında farklı kırık tiplerinde mini plak üzerinde meydana gelen maksimum yer değiştirme değerini ölçmüştür(Oğuz, 2007).

Takahashi ve ark. yaptıkları çalışmada mandibula kırıklarında kullanılan farklı tür mini plaklarda gerilme analizlerini gerçekleştirmiştir(Takahashi ve ark., 2010).

Chuong ve ark. farklı yükler altında plak ve vidalarda oluşan gerilmeleri incelemiştir(Chuong ve ark., 2005).

Çalışmamızda koyun mandibula modelleri iki noktadan biyomekanik test ünitesine tespit edilerek, fiksasyon bölgesine uygulanan çekme hareketi sonucu; kırık fragmanlarda meydana gelen yer değiştirme ve sonuçta oluşan gerilim kuvvetleri ölçülmüştür.

Atalı ve ark. yaptıkları çalışmalarda ölçümün hassasiyetini artırmak amacıyla çizgisel yer değiştirme 0,1 mm/dk oranında olacak şekilde ayarlanmıştır(Atalı ve ark., 2014).

Çalışmamızda, Atalı ve ark. yaptıkları çalışmaya paralel olarak, cihazın kalibrasyonu çizgisel yer değiştirme miktarı 0,1 mm/dk olacak şekilde ayarlanarak deneyin hassasiyetinin artırılması amaçlanmıştır.

Bayram ve ark., yaptıkları çalışmada STU'da 20,60,100,120,150 ve 200 N'luk kuvvet uygulanması sonucunda titanyum plaklarda meydana gelen yer değiştirme miktarı ve kırılmadan önce modellerin dayanabildiği maksimum kuvvetler ölçülmüştür(Bayram ve ark., 2009).

Alkan ve ark., yaptıkları çalışmada çeşitli bikortikal plaklama tekniklerini, koyun mandibulalarındaki kondiler proses kırıklarının tedavisinde kullanmışlardır. Bu amaçla kullanılan 15 hemimandibulaya kompresyon kuvveti uygulanmış ve kuvvet sonucunda 1.75 mm ve 3.5 mm yer değiştirmeye neden olan dirençler karşılaştırılmıştır(Alkan ve ark., 2007).

Peterson ve ark., yaptıkları çalışmada, 0 N'dan başlayarak modellerde kalıcı deformasyon oluşana kadar meydana gelen maksimum kuvvet ve gelen yer değiştirme miktarını ölçümlenmiştir(Peterson ve ark., 2005).

Çalışmamızda STU analizleri, Bayram ve ark. yaptıkları çalışmadaki gibi belirli kuvvet değerlerinde meydana gelen yer değiştirme miktarı veya Alkan ve ark. yaptıkları çalışmadaki gibi yer değiştirme verilerine göre kuvvet miktarının ölçülmesi şeklinde değil, Peterson ve ark. yaptıkları çalışmaya benzer olarak, kuvvet vektörü, kompresyon vidası ile oluşturulan fiksasyon bozulana kadar modellere uygulanmıştır.

Doty ve ark., Kalfarentzos ve ark., Choi ve ark. yaptıkları çalışmalarda biyomekanik testler süresince uygulanan kuvvet ve oluşan yer değiştirme miktarının grafiğini oluşturmuşlardır(Doty ve ark., 2004, Kalfarentzos ve ark., 2009, Choi ve ark., 2005).

Mischkowski ve ark. yaptıkları çalışmada, uygulanan testler süresince, dijital olarak yük ve yer değiştirme bulguları kaydedilip, uygun bir yazılım ile yük- yer değiştirme grafikleri çizilmiştir(Mischkowski ve ark., 2008).

Yaptığımız çalışmada, Mischkowski ve ark. yaptıkları çalışmaya benzer olarak, test süresince bulgular dijital olarak Testometric Software (Testometric Company Ltd. İngiltere) yazılımı ile kaydedilip yük-yer değiştirme grafikleri oluşturulmuştur.

Biyomekanik kuvvetler ile yapılan karşılaştırmalı çalışmalarda kalıcı deformasyonun başladığı kuvveti ölçmek için farklı vida ve plak sistemleri 140-900 N arası kuvvete tabi tutulmuştur(Bohluli ve ark, 2010; Gomes ve ark., 2003; Özden ve ark., 2006; Peterson ve ark., 2005; Sikes ve ark., 1998; Van Sickels ve Flanary, 1985).

Oğuz. yaptıkları çalışmada, çiğneme kuvvetleri ile sonucunda vida ve plak sistemlerinin kemikte oluşturduğu gerilim ve gerinimlerle oluşan deformasyonu ölçmülmüştür. Çalışmada çiğneme kuvveti 200 N olarak belirlenmiştir(Oğuz, 2007).

Mandibuladaki kuvvet iletimi ve dağılımı (transduction), çiğneme kaslarının ataşman bölgelerinde ve okluzal düzlem üzerinde meydana gelir. Mandibula modellerinde yapılan kuvvet analizleri kas kuvvetlerinin en çok angulus ve vertikal ramus bölgesinde yoğun olduğunu göstermiştir. Yine bu analizlerle çiğneme kuvvetlerinin 700 N'a kadar çıkabileceği gösterilmiştir(Papel, 2009).

Tate ve ark. yaptıkları çalışmada insan çiğneme kuvvetlerinin ortalama olarak 216-740 N aralığında olduğunu bildirmişlerdir(Tate, 1994).

Throckmorton ve ark. yaptıkları çalışmada postoperatif dönemde mandibular simfiz bölgesindeki çiğneme kuvvetlerini, kadınlarda 30,4-51,9 N aralığında; erkeklerde 43,1-98 N aralığında ölçmülmüştür(Throckmorton ve ark., 1996).

Gere ve Timoshenko, kadavra modeller ile yapılan çalışmaların insan mandibulasına uyarlanması sırasında, dinamik kas kuvvetlerinin, mandibulanın protrusiv ve lateral hareketlerinin ve okluzal yüklerin dikkate alınması gerektiğini bildirmişlerdir(Gere ve Timoshenko, 1997).

Çalışmamızda fiksasyon sisteminin kırık fragmanların stabilitesi bozulmadan dayanabileceği maksimum kuvvet değerleri, STU'da, Herbert vidaları için 100-238 N, HCCS vidaları için 90-250 N aralığında; testin başlangıcından bitimine kadar oluşan maksimum yer değiştirme miktarı Herbert vidaları için 2-12 mm, HCCS vidaları için ise 5-12 mm aralığında ölçülmüştür.

Günümüze kadar mandibula biyomekaniği çalışmalarında kullanılan çeşitli analiz tekniklerinin içinde germe ölçümü ve fotoelastik çalışmalar gibi deneysel yaklaşımlar ile analitik ve sonlu elemanlar bazlı yaklaşımlar da bulunmaktadır.

Ghahramanzadeh ve ark. yaptıkları çalışmada koyun mandibulalarına yerleştirilen miniplaklar üzerinde sonlu elemanlar analizi yöntemini kullanarak gerilme analizi yapmışlardır(Ghahramanzadeh ve ark., 2012).

Basciftci ve ark. göre SEA'nın yapısal stresleri belirlemede ve bilgisayarların analiz edilecek olan yapıların fiziksel özelliklerine göre denklemleri çözmesinde, kompleks biyolojik yapılardaki germe kuvvetinin paternini araştırmada yüksek oranda güvenilir bir yardımcıdır(Basciftci ve ark., 2004).

Erkmen ve ark., yaptıkları çalışmada bilateral sagittal split fiksasyonunda lineer formda ve üçgen formda yerleştirilmiş 2.0 mm çapında kompresyon vidası tekniklerinin stabilitelerini sonlu eleman analizi yöntemini kullanarak karşılaştırmıştır(Erkmen ve ark., 2005).

Arbag ve ark. yaptıkları çalışmada, korpus mandibula fraktürlerinde kullanılan farklı mini plak konfigürasyonlarının fiksasyon derecelerini karşılaştırmak için sonlu elemanlar analizi yöntemini kullanmıştır(Arbag ve ark., 2008).

Fernandez ve ark., simfiz kırıklarında mandibula üzerine gelen biyomekanik kuvvetlerin ve streslerin dağılımını simüle edebilmek ve inceleyebilmek için SEA yöntemini kullanmıştır(Fernandez ve ark., 2003).

Cox ve ark., rezorbe olabilen polimer plaklar ve vidaların angulus fraktürleri için gerekli olan stabiliteyi ve rijiditeyi sağlayıp sağlamadıklarını inceleyebilmek için SEA yöntemini kullanmıştır(Cox ve ark., 2003).

Tams ve ark., yaptıkları çalışmada angulus kırığı oluşturulmuş rezin mandibula modellerini SEA yöntemi ile bilgisayar ortamında replike edip, dental arka 13 ayrı noktadan ısırma kuvveti uygulayarak kırık hattında meydana gelen mobilitayı ölçmüşlerdir(Tams ve ark., 2001).

Vollmer ve ark., SEA yöntemi ile mandibula örnekleri üzerinde yapılan in vitro çalışmalar arasında belirgin bir korelasyon bulmuştur(Vollmer ve ark., 2000).

Koolstra ve ark. yaptıkları çalışmada maksimum çiğneme kuvvetine paralel olarak ve osteotomi hattının yakınındaki anterior segmente plastik deformasyon meydana gelene kadar kuvvet uygulanmıştır(Koolstra ve ark., 1988). Çalışmamızda incelenen modeller üzerinde mandibular simfiz bölgesinde plastik deformasyon meydana gelmeden önce oluşacak maksimum gerilme miktarı SEA yöntemi ile ölçülmüştür.

Baiamonte ve ark., üç boyutlu SEA'nın vida sistemleri ve çevresindeki kemikte oluşan stres dağılımlarını daha gerçekçi şekilde ölçümlendiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda gerçeğe en yakın sonuçları elde edebilmek amacıyla üç boyutlu SEA kullanılmıştır(Baiamonte ve ark., 1996).

Choi ve ark. yaptıkları çalışmada SEA'da stres dağılımlarını ölçmek amacıyla kullanılacak üç boyutlu sanal mandibula modellerini MIMICS(Materialise, Ann Arbor, MI) programıyla 0.5 mm kesit kalınlığında üç boyutlu BT'den elde edilen DICOM verilerini konstrükte ederek elde etmiştir. Bilgisayar ortamında modellere kuvvet uygulandıktan sonra veriler ANSYS(ANSYS Inc, Canonsburg, PA) programı ile analiz edilmiştir. Çalışmamızda Herbert ve HCCS vidaları ile fikse edilen mandibulaların sanal modelleri Choi ve ark. yaptıkları çalışmaya benzer olarak, MIMICS(Materialise, Ann Arbor, MI) programıyla 0.5 mm kesit kalınlığında üç boyutlu BT'den elde edilen DICOM verilerinin, SolidWorks paket programı (Dassault Systemes, Fransa) kullanılarak konstrükte edilmesiyle elde edilmiştir. Benzer şekilde, modellerde plastik deformasyon meydana gelmeden oluşabilecek maksimum gerilme değerleri ve stres dağılımı, verilerin ANSYS(ANSYS Inc, Canonsburg, PA) programı ile analiz edilmesi ile ölçülmüştür(Choi ve ark., 2010).

SEA ile elde edilen sonuçların kesinliği, oluşturulan ağ yapının detayları ile ilgilidir. yapıdaki onlu elemanların sayısı ve dolayısıyla ağın yoğunluğu arttırıldığında, bilgisayarın hesaplama için ihtiyacı olan süre ve iterasyon sayısı da artmaktadır(Daegling ve Hylander, 2000; Maurer ve ark., 1999).

Çalışmamızda sonuçların gerçeğe en yakın olabilmesi amacıyla modeller, tetrahedron, 10 düğüm noktalı, 132053 adet sonlu elemana ve 213500 adet düğüm noktasına bölünmüştür. Sonlu eleman ve düğüm noktası sayısı yüksek tutularak

analizin hassasiyetinin artırılması amaçlanmıştır. Gerçekleştirilen çözümler 0.5% yakınsama kriterine göre, çalışma grubu-1 için toplam 27 iterasyon, çalışma grubu-2 için toplam 12 iterasyon sürmüştür.

Çalışmamızda SEA'da, hesaplamalar sonucu, kemiğin akma dayanımı olan 100 Mpa 'lık ortalama gerilmeyi oluşturan kuvvet miktarı olarak bulunan 100 N'luk kuvvet, tüm modellere tatbik edilmiştir. Herbert vidası yerleştirilerek kırığın fikse edildiği Çalışma grubu-1'in analizinde modellere 100 N'luk kuvvet uygulandığında, maksimum gerilme miktarının ortalaması, kırık hattının distal tarafında 107,25MPa; kırık hattının mesial tarafında ise 39MPa olarak ölçülmüştür. Aynı miktardaki kuvvet ile Herbert vidası üzerinde meydana gelen ortalama gerilme değeri 120MPa olarak ölçülmüştür. HCCS vidası yerleştirilerek kırığın fikse edildiği Çalışma grubu-2'nin analizinde modellere 100 N'luk kuvvet uygulandığında, maksimum gerilme ortalaması kırık hattının mesial tarafında 102,75MPa ; distal tarafında ise 71,98MPa olarak ölçülmüştür. Aynı miktarda kuvvet ile HCCS vidası üzerinde meydana gelen ortalama gerilme 322,56MPa olarak ölçülmüştür.

Vidanın çekme gerilimine karşı direncini belirleyen faktörler, vida profili ve dizaynı, çapı adım sayısı, adım büyüklüğü ve yivlerin keskinliğidir(Brown ve ark., 2000; Galuppo ve ark., 2002).

Schwimmer ve ark., yaptıkları çalışmada vida boyutlarının ve farklı vida yerleştirme tekniklerinin mandibular sagittal split osteotomisinin stabilitesi üzerine etkisini incelemiştir. 10 adet kadavra insan mandibulası ile yapılan çalışmada, 2,0 mm ve 2,7 mm çapında paslanmaz çelik vidalar, ilk grupta kompresyon tekniği ile, ikinci grupta pozisyonlandırma tekniği ile (kompresyonsuz teknik ile) yerleştirilmiştir. Çalışmanın sonucunda, vida boyutları ve yerleştirme şekilleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirilmiştir. Bu durumun, stabilizasyon derecesinin, fikse edilen kemiğin kalitesi ve yoğunluğundan etkilenmesi ile ilgili olabileceğini bildirmişlerdir(Schwimmer ve ark., 1994).

Papel, spongioz kemiğin dayanıklılığının kortikal kemiğinkinden %10 kadar daha az olduğunu ve bu nedenle kemiğin kortikal ve spongioz yoğunluğunun da fiksasyonun stabiliteyi bozmaya yönelik kuvvetlere karşı olan direncini etkilediğini bildirmiştir. Ayrıca kemiğin mikroskopik yapısını etkileyen osteoporoz gibi patolojik

durumların kemiğin kırılabilme potansiyelini artırarak fiksasyonu zayıflattığını bildirmişlerdir(Papel, 2009).

Adla ve ark. yaptıkları çalışmada kansellöz kemiği taklit eden kemik modelleri üzerinde 3,0 mm çapında Herbert vidası ile 2,0 mm çapındaki HCCS vidasını karşılaştırmıştır. Kompresyon kuvvetleri bakımından Herbert vidaları (mean 46 N) ve HCCS (mean 50.37 N) vidaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını belirtmiştir(Adla ve ark., 2005).

Faran ve ark. taze insan kadavrası femur kemiğinden elde edilen 47 adet silindirik kansellöz kemik diski üzerinde yaptıkları karşılaştırmalı çalışmada, kemik kalitesinin bir sonucu olarak Herbert ve HCCS vidaları ile meydana getirilen kompresyonun derecesini ölçmüşlerdir. Çalışmanın sonucuna göre HCCS vidaları ile oluşan kompresif kuvvetlerin, Herbert vidasındakinden %42 daha fazla olduğu bildirilmiştir. Çalışmanın sonucunda, verilerin düzensiz dağılımı sebebiyle istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmamasına rağmen, çekme kuvvetlerine karşı direnç bakımından HCCS vidalarının değerlerinin matematiksel olarak Herbert vidalarından büyük olduğu belirtilmiştir. Ayrıca, HCCS vidalarının kullanıldığı grupta, kemiğin kortikal yoğunluğu ile vida tarafından oluşturulan kuvvet bakımından bir korelasyon olması sebebiyle, HCCS vidasının genç popülasyonda daha etkili kompresyon sağlayabileceği de bildirilmiştir(Faran ve ark., 1999).

Wheeler ve McLoughlin, yaptıkları kompresyon vidalarının biyomekanik olarak değerlendirildiği çalışmada, HCCS vidalarının dayanabildiği maksimum kuvvetin ve kırık fragmanları birbirinden ayırmak için gereken tork kuvvetinin Herbert vidalarındakinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmanın sonucuna göre HCCS vidalarının mekanik özellikleri bakımından Herbert vidalarından üstün olduğu belirtilmiştir(Wheeler ve McLoughlin, 1998).

Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlarda, Wheeler ve McLoughlin'in ve Faran ve ark. yaptıkları çalışmadakine benzer olarak; 2,8 mm çapındaki HCCS vidaları kullanılan Çalışma grubu-2'nin STU ile ölçülen maksimum kuvvet değerlerinin ve SEA ile ölçülen maksimum gerilme miktarlarının istatistiksel olarak 3,0 mm çapındaki Herbert vidası kullanılan Çalışma grubu-1'inkinden anlamlı derecede yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Aynı şekilde Herbert vidası kullanılan Çalışma

grubu-1'in STU ile ölçülen yer değiştirme değerleri istatistiksel olarak HCCS vidaları kullanılan Çalışma grubu-2'ninkinden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. . Bu durumun, HCCS vidalarının daha küçük çaplı olmasına rağmen tümüyle yivli olan vida profili ve dizaynına bağlı olabileceğini düşünmekteyiz.

Sonuç olarak;

Maksillofasiyal cerrahide birçok alanda zamanla birçok teori çürütülmüş, birçok hipotez ise teori haline gelmiştir. Zamanla meydana gelen bu değişikliklerde modern teknolojinin de yeri yadsınamaz. Teknoloji ile cerrahi disiplinin birlikteliği, aynı probleme farklı tedavi yaklaşımlarının uygulanır hale gelmesini sağlamıştır. Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar sonrasında, özellikle el-bilek kırıklarında sıklıkla kullanılan kompresyon vidalarının, mandibular simfiz bölgesinin elverişli anatomisi, kompresyon osteosentezinin primer kemik iyileşmesi sağlaması ile kısa iyileşme süresi, minimal cerrahi ekspozür ihtiyacı, kısa operasyon süresi, nadir post-operatif komplikasyon riski, hastalar için düşük maliyet, uygulama tekniğinin basit ve güvenilir oluşu gibi üstünlüklerinin yanında biyomekanik olarak yetkinliklerinin gösterilmesi ile mandibular simfiz kırıklarında da rutin kullanıma geçebileceği kanaatindeyiz. Ayrıca bu çalışmanın, mandibular simfiz fraktürlerinin tedavisinde iki farklı vida fiksasyon sisteminin kullanılmasıyla, fiksasyonun stabilitesini bozmaya yönelik kuvvetlere karşı vidaların gösterdikleri direncin hem biyomekanik test üniteleri ile hem de sanal ortamda değerlendirilmesi tekniklerine ışık tutacağını, vida fiksasyonunun diğer sistemlere olan üstünlüğünü göstermek konusunda araştırmacıları vida kullanımı konusunda ileri çalışmalara yöneltmek konusunda umut verici olduğunu düşünmekteyiz.

8. KAYNAKLAR

1. Adla DN, Kitsis C, Miles AW (2005) Compression forces generated by Mini bone screws—a comparative study done on bone model. *Injury* 36(1):65–70
2. Agarwal S, Gupta A, Grevious M, Reid RR. Use of resorbable implants for mandibular fixation: a systematic review. *J Craniofac Surg*, 2009; 20(2):331-339.
3. Agnihotri A, Prabhu S, Thomas S. (2013). A comparative analysis of the efficacy of cortical screws as lag screws and miniplates for internal fixation of mandibular symphyseal region fractures: a randomized prospective study. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 1–7.
4. Akan M, Gideroğlu K, Aköz T. Anterior mandibula kırıklarının onarımında vida-tel kombinasyon tekniği; Screw-wire combination technique in the reconstruction of anterior mandible fractures. *Turkish journal of trauma & emergency surgery : TJTES*. 2005; Volume: 11, Issue: 3, Pages: 225-229.
5. Alkan A, Metin M, Muğlalı M, Özden B, Çelebi N. Biomechanical comparison of plating techniques for fractures of the mandibular condyle. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2007;45(2):145-149
6. Alpert B, Seligson D. Removal of asymptomatic bone plates used for orthognathic surgery and facial fractures. *J Oral Maxillofac Surg*. 2006; 54(5):618-621.
7. Altobelli DE. Implant materials in rigid fixation: physical, mechanical, corrosion, and biocompatibility considerations. In: Yaremchuk MJ, Gruss JS, Manson PN, eds. *Rigid Fixation of the Craniomaxillofacial Skeleton*. Boston: Butterworth-Heinemann; 1992:28.

8. Anucul B, Waite PD, Lemons JE. In vitro strenght analysis of saggital split osteotomy fixation: noncompression monocortical plates versus biocortical position screws. *J Oral Maxillofac Surg* . 1992;50(12):1295-1299.
9. Arbag H, Korkmaz HH, Ozturk K, Uyar Y. What happens between pure and buckling mechanisms of blowout fractures? *J Craniomaxillofac Surg*. 2010; 38(4):306–313.
10. Arbag H, Korkmaz HH, Ozturk K,Uyar Y. Comparative evaluation of different miniplates for internal fixation of mandible fractures using finite element analysis. *Journal of oral and maxillofacial surgery: official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2008; vol:66 issue: 6 p: 1225-32
11. Archer WH. Dr Horace Wells, dentist, who first discovered, demon- strated and proclaimed the blessings of surgical anaesthesia. *NYJ Dent*. 1969;39:458–60.
12. Ardary WC. Mandibular anatomy as it relates to rigid fixation of the sagittal ramus split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg*. 1991 ;49:227-31.
13. Ardary WC. Plate and screw fixation in the management of mandible fractures. *Clin Plast Surg*. 1989;16:61-67.
14. Armstrong JE, Lapointe HJ, Hogg NJ, Kwok AD. Preliminary investigation of the biomechanics of internal fixation of saggital split osteotomies with miniplates using a newly designed in vitro testing model. *J Oral Maxillofac Surg*, 2001;59(2):191-195.
15. Atali O, Varol A, Basa S, Ergun C, Hartomacioğlu S. Comparison and validation of finite element analysis with a servo-hydraulic testing unit for a

- biodegradable fixation system in a rabbit model. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2014;Jan; 43(1): 32-9.
16. Augat P, Margevicius K, Simon J, Wolf S, Suger G, Claes L. Local tissue properties in bone healing: influence of size and stability of the osteotomy gap. *J Orthop Res*. 1998;16:475–481
 17. August, M. Influence of estrogen status on endosseous implant osseointegration. *J Oral Maxillofac Surg*. 2001. 59(11): p. 1285-9.
 18. Aziz SR. A history of the treatment of jaw fractures. *J Mass Dent Soc*. 1993;42:200–3.
 19. Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modelling to dental implant systems. *J Oral Implantol*. 1996; 22(2):104-110.
 20. Baran NM. Finite Element Analysis on Microcomputers, McGraw Hills, Ins. 1988. p:27-60.
 21. Baran O, Sagol E, Oflaz H, Sarikanat M, Havitcioglu H. A biomechanical study on preloaded compression effect on headless screws. *Arch Orthop Trauma Surg* (2009) 129:1601–1605.
 22. Barnard, CD, Calcium metabolism and bone minerals, in bone, B. Hall, Editor. 1990, CRC: Boca Raton. p.:73-98
 23. Basciftci FA, Korkmaz HH, Iseri H, Malkoc S. Biomechanical evaluation of mandibular midline distraction osteogenesis by using the finite element method. *Am J Orthod Dento-facial Orthop*. 2004;125:706–15.

24. Bayraktar M., Sözen T., Bilir N., Osteoporoz, Saydam matbaacılık, Ankara, 1995
25. Bayram B, Araz K, Uckan S, Balcik C. Comparison of fixation stability of resorb- able versus titanium plate and screws in mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67:1644–8.
26. Bayram B, Araz K, Uckan S, Balcik C. Comparison of fixation stability of resorb- able versus titanium plate and screws in mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 2009;67:1644–8.
27. Beal GLJ. Ost´eosynth´ese mandibulaire. *Rev. Stomatol.* Paris.1955;56:424.
28. Bigelow H, Vitallium bone screws and appliances for treatment of frac- ture of mandible. *J Oral Surg* 1943;1:131.
29. Bohluli B, Motamedi MH, Bohluli P, Sarkarat F, Moharamnejad N, Tabrizi MH. 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* 2010; 68(11):2765-2769.
30. Bonucci, E., New knowledge on the origin, function and fate of osteoclasts. *Clin Orthop Relat Res*, 1981(158): p. 252-69.
31. Booth P, Eppley B, Schmelzeisen R, editors. Maxillofacial Trauma and Esthetic Facial Reconstruction. 1st ed: Churchill Livingstone; 2003.
32. Booth P, Schendel S, Hausamen J, editors. Maxillofacial Surgery. 2nd ed: Churchill Livingstone; 2007;Vol. 1.

33. Bos RMM, Rozema FR, Boering G, Nijenhuis AJ, Pennings AJ, Verwey AB. Bioabsorbable plates and screws for internal fixation of mandibular fractures. A study in six dogs. . *I J Oral Maxillofac Surg* 1989;18(6):365-369
34. Bothe RT, Beaton KE, Davenport HA. Reaction of bone to multiple metallic implants. *Surg Gynecol Obstet* 1980;71:598
35. Brasilero BF, Grempe RG, Ambrossano GM, Passeri LA. An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: advancement surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009; 67(4):809-817.
36. Breasted J. Edwin Smith surgical papyrus. Facsimile and hieroglyphic transliteration with translation and commentary. *AmJ OrthodOral Surg.* Chicago. 1944;30:399–504.
37. Brons R, Boering G. Fractures of the mandibular body treated by stable internal fixation: a preliminary report. *J Oral Maxillofac Surg.* 1970;28:407–9.
38. Bronzino J.D, Raton B. The Biomedical Engineering Handbook Vol.1, 2nd ed., Boca CRC Press LLC. 2000.
39. Brown GA, McCarthy T, Bourgeault CA, Callahan DJ. Mechanical performance of standard and cannulated 4.0-mm cancellous bone screws. *J Orthop Res.* 2000;18(2):307–312.
40. Brown JS, Grew N, Taylor C, Millar BG. Intermaxillary fixation compared to mini-plate osteosynthesis in the management of fractured mandible: an audit. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1991;29:308–11.

41. Bunon. Essay sur les maladies des dents. Paris; 1743. Quoted by Siegert and Weerda.
42. Calis AC. Maksiller posterior bölgede ileri derecede kemik atrofi görülen durumlarda farklı tasarımlarda implant kullanımının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. TC. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora tezi. 2006. (Danışman:Doç.Dr.İbrahim F.Tulunoğlu).
43. Calloway DM, Anton MA, Jacobs JS. Changing concepts and concepts and controversies in the management of mandibular fractures. *Clin Plast Surg* 1992;19:59-64.
44. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Branemark PI.. Osseointegration of titanium implants, *Acta Orthop Scand*. 1986;57(4):285-287
45. Carrington, J.L., et al., Accumulation, localization, and compartmentation of transforming growth factor beta during endochondral bone development. *J Cell*
46. Castelli WA. Vascular architecture of the human adult mandible. *J Dent Res* 1963;42:786–792
47. Cawood JJ. Small plate osteosynthesis of mandibular fractures. *Br J Oral Surg* 1985;23:77–91
48. Champy M, Lodde JP, Schmitt R, Jaeger JH, Muster D. Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. *J Oral Maxillofac Surg* 1978;6:14–21.

49. Champy M., Lodde JP. Mandibular synthesis. Placement of the synthesis as a function of mandibular stress. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 1976;77:971–6.
50. Chao CK, Hsu CC, Wang JL, Lin J. Increasing bending strength of tibial locking screws: mechanical tests and finite element analysis. *Clinical Biomechanics*. 2006; 22(1):59-66.
51. Charnley JC. Positive pressure in arthrodesis of knee joint. *J Bone Joint Surg*. 1948;30 B:478–486.
52. Choung LK, Chow LK, Chiu WK. (2004). A randomized controlled trial of resorbable versus titanium fixation for orthognathic surgery. *oral surg oral mede oral pathol oral radiol endod*, 98(4):386-397.
53. Choi JP, Baek SH, Choi JY. (2010). Evaluation of stress distribution in resorbable screw fixation system: three dimensional finite element analysis of mandibular setback surgery with bilateral sagittal split ramus osteotomy. *J Craniofac Surg*, 21(4):1104-1109.
54. Choi BH, Huh JY, Suh CH, Kim KN. An in vitro evaluation of miniplate fixation techniques for fractures of the atrophic edentulous mandible. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2005;34:174–7.
55. Chopart D. *Traité des maladies chirurgicales et des opérations, qui leur conviennent*; 1969. Quoted by Siegert and Weerda.
56. Chuong, C., Borotikar, B., Schwartz-Dabney, C., Douglas Sinn, P. Mechanical Characteristics of the Mandible After Bilateral Sagittal Split Ramus Osteotomy: Comparing 2 Different Fixation Techniques. *American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons J Oral Maxillofac Surg*. 2005; 63:68-76.

57. Churchill; 1893. p. 284–94. 6. Fauchard P. *Trait'e de Chirurgie Dentaire*. Paris: Mariette; 1728. Quoted by Rowe.
58. Cilasun U, Uckan S, Dolanmaz D, Saglam H. 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*. 2006;44(6):534-537.
59. Cormack, D.H. and Cormack D.H., *Essential histology*. 1993, Philadelphia: J.B. Lippincott Co. xvii, 430 p.
60. Cox T, Kohn MW, Impelluso T. Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for the rigid fixation of mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofacial Surg*. 2003; 61(4):481-487.
61. Cutright DE, Hunsuck EE. The repair of fractures of the orbital floor using biodegradable polylactic acid. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1972;33:28
62. Daegling DJ, Hylander WL. Experimental observation, theoretical models, and biomechanical interference in the study of mandibular form. *Am J P Anthropol*, 2000;112(4):541-551
63. Dalen, N. and K.E. Olsson, *Bone mineral content and physical activity*. Acta Orthop Scand, 1974. 45(2): p. 170-4.
64. Dediol, E, Čvrljević, I, Dobranić, M, Uglešić, V . Comparative study between lag screw and miniplate fixation for straight midline mandibular osteotomy.- *Int. J. Oral Maxillofac. Surg*. 2014; 43: 399–404.
65. Devlin DH. A historical review of dental and facial skeletal trauma. *J Calif Dent Assoc*. 1996;24:29–34.

66. Dingman RO, Natvig P. Surgery of Facial Fractures . Philadelphia: W. B. Saunders Company; Philadelphia, 1964.
67. Djasim UM, Hekking-Weijma JM, Wolvius EB, van Neck JW, van der Wal KG. Rabbits as a model for research into craniofacial distraction osteogenesis. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2008; 46(8):620-624.
68. Dolanmaz D, Uckan S, Isik K, Saglam H. Comparison of stability of absorbable and titanium plate and screw fixation for sagittal split ramus osteotomy. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2004; 42(2):127-132.
69. Doty JM, Pienkowski D, Goltz M, Haug RH, Valentino J, Arosarena OA. Biomechanical evaluation of fixation techniques for bridging segmental mandibular defects. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 2004;130(12):1388-1392.
70. Dumont ER, Grosse IR, Slater GJ. Requirements for comparing the performance of finite element models of biological structures. *J Theor Biol*. 2009; 256(1):96-103
71. Eckelt U, Rasse M. Clinical, radiographic and axiographic control after traction screw osteosynthesis of fractures of the mandibular condyle region. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 1995;37:100-07.
72. Ehlers H.P. Lag screw effect on the biomechanical torsion stability in the ISI monocortical mandible angle system. University of Pretoria. 2010. Pretoria (Danışman: Prof. F.J Jacobs).
73. Ellis E, Ghali DD. Lag screw fixation of mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg*. 1991;49:234-43.

74. Ellis EJ. Is lag screwfixation superior to plate fixation to treat fractures of the mandibular symphysis? *J Oral Maxillofac Surg.* 2012;70:875-82.
75. Ellis Iii E, Ghali GE. Lag screw fixation of anterior mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg.*1991;49:13–21.
76. Ellis Iii E. Open reduction and internal fixation of combined angle and body/symphysis fractures of the mandible: how much fixation is enough? *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery : Official Journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 2003;71(4), 726–33.
77. Emery B, Dixit R, Formby C, et al. The resistance of maxillofacial reconstruction plates to biofilm formation in vitro. *Laryngoscope*; 2003;113:1977
78. Eppley BL, Morales L, Wood R, Pensler J, Goldstein J, Havlik RJ, Habal M, Losken A, Williams JK, Burstein F, Rozzelle AA, Sadove AM. Resorbable PLLA-PGA plate and screw fixation in pediatric craniofacial surgery; clinical experience in 1883 patients. *Plast Reconstr Surg.* 2004;114(4): 850-856.
79. Erdoğan Ö, Sanrı M, Kahraman OE. Ağız-çene-yüz cerrahisinde çekme vidalarının kullanımı üzerine literatür derlemesi. *GÜ Diş Hek Fak Derg.* 2011; 28(3): 225-32.
80. Erkmen E, Simsek B, Yucel E, et al: Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: Setback surgery-posterior loading. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2005;43:97.
81. Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of a mandibular model. *J Oral Rehabil*, 1988;15(6): 615-624

82. Faran KJ, Ichioka N, Trzeciak MA, Han S, Medige J, Moy OJ. Effect of bone quality on the forces generated by compression screws. *J Biomech.* 1999;32(8):861–864
83. Fernandez JR, Gallas M, Burguera M. A three-dimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates. *J Biomech* 2003; 36:329.
84. Fiala TG, Paige KT, Cambell TA, et al. Comparison of artifact from craniomaxillofacial internal fixation devices: magnetic resonance imaging. *Plast Reconstr Surg.* 1994;93:725
85. Frame, J.W., Hydroxyapatite as a biomaterial for alveolar ridge augmentation. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 1987. 16(6): p. 642-55.
86. Franz H, Maxime C, Bill T. Atlas of Craniomaxillofacial Osteosynthesis: Microplates, Miniplates, and Screws , Thieme; 2nd edition. 2009; 60. p:35-57.
87. Freitas EP, Rahal SC, Gioso MA, Vulcano LC, Shimano AC, da Silva JV, Noritomi PY, El Warrak AO. Finite element modeling for development and optimization of a bone plate for mandibular fracture in dogs. *J Vet Dent*, 2010;27(4):212-221.
88. Galuppo LD, Stover SM, Jensen DG. A biomechanical comparison of equine third metacarpal condylar bone fragment compression and screw pushout strength between headless tapered variable pitch and AO cortical bone screws. *Vet Surg.* 2002;31(3):201– 210.
89. Gartner, L.P. and J.L. Hiatt, *Color textbook of histology*. 2nd ed. 2001, Philadelphia: W.B. Saunders. 577 p.

90. Gere JM, Timoshenko SP. Axially loaded members. In: Gomers H, ed. Mechanics of Materials. Toronto, Ontario, Canada: Cengage learning. 1997; p:91-170.
91. Geshwind M..Wig-maker, barber, bleeder and tooth-drawer. J Hist Dent 1996;44:125–7.
92. Ghahramanzadeh H, Kovacı H, Kaymaz İ, Alsaran A, Çelik A, Akaş İ. Çene kırıklarında kullanılan miniplakların yerleştirilmesinin simülasyonu ve gerilme analizi. *TMMOB MMO Mühendis ve makina dergisi*. 2012; cilt 53,sayı 628, s44-49.
93. Gomes PP, Guimaraes Filho R, Mazzonetto R. Evaluation of the bending strenght of rigid internal fixation with absorbable and metallic screws in mandibular ramus sagittal split osteotomy: in vitro study. *Pesqui Odontol Bras*. 2003; 17(3):267-272.
94. Goss CM. Gray's Anatomy of the Human Body . Philadelphia; Lea & Febiger; 1959.
95. Goyal M, Jhamb A, Chawla S, Marya K, Dua JS, and Yadav S. A Comparative Evaluation of Fixation Techniques in Anterior Mandibular Fractures Using 2.0 mm Monocortical Titanium Miniplates Versus 2.4 mm Cortical Titanium Lag Screws, *J Maxillofac Oral Surg*. 2012 Dec; 11(4): 442–450.
96. Göksoy T. Osteoporozda tanı ve tedavi. Bilmedya grup, İstanbul. 2000.
97. Guyton AC, Bone and its relations to extracellular calcium and phosphates, in Textbook of Medical Physiology. Saunders Philadelphia. 1996; p. 989-992.

98. Gürler G. (2010). Düşük enerji seviyeli lazerin distraksiyon osteogenezisinde biyostimülatif etkisinin incelenmesi. TC.Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora tezi, Danışman:Prof.Dr.Bahar Gürsoy.
99. Haerle F, Champy M. Atlas of Craniomaxillofacial Osteosynthesis, microplates, miniplates and screws, 2nd ed, Newyork, Thieme, 2009.
100. Hart RT, Hennebel VV, Thongpreda N, Van Buskirk WC, Anderson RC. Modeling the biomechanics of the mandible. A three dimensional finite element study. *J Biomech.* 1992; 25(3):261–286.
101. Haskell R. Applied surgical anatomy. In: Rowe NL, Williams JL. Maxillofacial Injuries . Edinburgh: Churchill Livingstone; 1985:1–42.
102. Haug RH, Peterson GP, Goltz M. A biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. *J Craniomaxillofac Surg.* 2002;60(1):73-80.
103. Hausamen JE. The scientific development of maxillofacial surgery in the 20th century and an outlook into the future. *J Craniomaxillofac Surg.* 2001;29:2–21.
104. Hegtvedt AK, Michaels GC, Beals DW.(1994). Comparison of the resistance of miniplates and microplates to various in vitro forces. *JOMS* 52(3):251-257
105. Herbert TJ, Fisher WE (1984) Management of the fractured scaphoid using a new bone screw. *J Bone Joint Surg.* 66(1):114– 123.
106. Hoffer OAP. Behandlung von Unterkieferbrüchen mit Metallplättchen. *Deutsch Zahnarztl Z* 1961;16:807.

107. Hohlweg-Majert B, Pautke C, Deppe H, Metzger MC, Wagner K, Schulze D. Qualitative and Quantitative Evaluation of Bony Structures Based on DICOM Dataset. *J O M Surg*, 2011, June 22.
108. Huebner RJ (2000) Axial tension screw. USA Patent Document 6, 030, 162
109. Huelke DF, Burdi A, Eyman C. Mechanics in the production of mandibular fractures: a study with the “stress-coat” technique. 1. Symphyseal impacts. *J Dent Res*. 1961;40:1042–1056
110. Iizuka T, Lindqvist C. Rigid internal fixation of mandibular fractures. An analysis of 270 fractures treated using the AO/ASIF method. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 1992;21(2):65-69 .
111. Ilg P, Ellis E. A comparison of two methods for inserting lag screws. *J Oral Maxillofac Surg*. 1992;50:119-23.
112. Ilvesaro J., Thesis, attachment, polarity and communication characteristics of bone cells. Professor Karl Akerman, Dept of anatomy and cell biology, University of Oulu, Oulu, 2001.
113. Jafari A, Shetty KS, Kumar M. Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces- a three dimensional FEM study. *Angle Orthod*, 2003;73(1):12-20
114. Junqueira, L.C.U. and J. Carneiro, *Basic histology : text & atlas*. 10th ed. 2003, New York: Lange Medical Books, McGraw-Hill, Medical Pub. Division. viii, 515 p.
115. Kallela I, Tulamo RM, Hietanen J, Pohjonen T, Suuronen R, Lindqvist C. Fixation of mandibular body osteotomies using biodegradable amorphous self

- reinforced (70 L:30 DL) polylactide or metal lag screws: an experimental study in sheep. *J Craniomaxillofac Surg.* 1999; 27(2):124-133.
116. Kim HC, Essaki S, Kameyama T. Comparison of screw placement pattern on the rigidity of the sagittal split ramus osteotomy: technical note. *J Craniofac Surg.* 1995;23(1):554-56.
117. Kimura A, Nagasao T, Kaneko T, Tamaki T, Miyamoto J, Nakajima T. Adequate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction. *J Craniofac Surg.* 2006; 34(4):193-200.
118. Kingsley N. A treatise on oral deformities. Appleton; 1880. Quoted by Siegert.
119. Kohn DH, Richmond EM, Dootz ER, F SE, P WS. In vitro comparison of parameters affecting the fixation strength of sagittal split osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg.* 1995;53(12):1374-1383.
120. Koolstra JH, van Eijden TM, Wejis WA, Naeije M. A three dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *J Biomech.* 1988;21(7):563-576.
121. Korkmaz HH. Evaluation of different miniplates in fixation of fractured human mandible with the finite element method. *Oral Sug-Oral Med-Oral Pathol-Oral Radiol Endod.* 2007; 103: e1–e13.
122. Kryger Z.B., Sisco M., Vademecum Practical Plastic Surgery, Texas, Landes Bioscience, 2007
123. Kutsal Y.G, Osteoporozda kemik kalitesi. Güneş kitapevi, Ankara, 2004

124. Lane W. Some remarks on the treatment of fractures. *Br Med J*. 1895;1:861. Quoted by Siegert and Weerda.
125. Lane, J.M, Bone graft substitutes. *West J Med*, 1995. 163(6): p. 565-6.
126. Leonard MS. The use of lag screws in mandibular fractures. *Otolaryngol Clin North America*. 1987;20:479.
127. Linder L, Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Ivarsson B, Jönsson U, Lundström I. Electron microscopic analysis of the bone-titanium interface. *Acta Orthop Scand*, 1983; 54(1):45-52.
128. Lindqvist C, Soderholm A, Laine P, Paatsama J. Rigid reconstruction plates for immediate reconstruction following mandibular resection for malignant tumors. *J Oral Maxillofac Surg*. 1992;50(11):1158-1163
129. Luhr H. Zur stabilen Osteosynthese bei Unterkieferfrakturen. *Dtsch Zahnärztl Z*. 1968;23:754.
130. Luhr HG. The compression osteosynthesis of mandibular fractures in dogs: a histologic contribution to "primary bone healing. *Eur Surg Res*. 1969;1:3.
131. Luhr HG. Vitallium Luhr systems for reconstructive surgery of the facial skeleton. *Otolaryngol Clin North Am*. 1987;20:573
132. Marcus R., Feldman D., Kelsey J., Osteoporosis, Academic press, California, 1996.
133. Marx, R.E., W.J. Ehler, and M. Peleg. Mandibular and facial reconstruction rehabilitation of the head and neck cancer patient. *Bone*, 1996. 19(1 Suppl): p. 59S-82S.

134. Maurer P, Holweg S, Schubert J. Finite element analysis of different screw diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. *J Craniomaxillofac Surg*, 1999; 27(6):365-372.
135. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite element analysis. *J Craniomaxillofac Surg*, 2001; 29(2):100-105.
136. Michelet FX, Dessus B, Benoit JP, Moll A. Mandibular osteosynthesis without blocking by screwed miniature stellite plates. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 1973;74:239-45.
137. Miloro M., Ghali GE, Larsen PE, Waite PD. Peterson's Principles Of Oral And Maxillofacial Surgery Second Edition. Hamilton, London, BC Decker Inc, 2004, 379-381. p: 401-435
138. Ming- Yih L, Chun- Li L, Wen-Da T, Lun- Jou L. Biomechanical stability analysis of rigid intraoral fixation for bilateral sagittal split osteotomy. *J Plast Reconstr Aesthet Surg*. 2010;63(3):451-455.
139. Misch, C.E. and F. Dietsh, Bone-grafting materials in implant dentistry. *Implant Dent*, 1993. 2(3): p. 158-67.
140. Mischkowski RA, Kneuert P, Florvaag B, Lazar F, Koebke J, Zoller JE. Biomechanical comparison of four different miniscrew types for skeletal anchorage in the mandibulo- maxillary area. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2008;37:948-54.
141. Moore, K.L. and T.V.N. Persaud, The developing human : Clinically oriented embryology. 6th ed. 1998, Philadelphia: Saunders. xii, 563 p.

142. Mukerji, R Mukerji, G McGurk, M Mandibular fractures: Historical perspective. *The British journal of oral & maxillofacial surgery*. 2006;vol:44 pages:222-228.
143. Muller ME, Allgover M, Schneider R, Willenegger H. Manual of internal fixation. 3rd ed. Berlin: Springer-Verlag, 1995.
144. Mundy G. Bone remodeling, in Bone Remodeling and Its Disorders. M. GR. Editor. 1999, Martin Dunitz: London. p. 1-11.
145. Murakami K, Sugiura T, Yamamoto K, Kawakami M, Kang YB, Tsutsumi S, Kirita T. Biomechanical analysis of the strenght of the mandible after marginal resection. *J Oral Maxillofacial Surg*. 2011;69(6):1798-1806.
146. Murphy MT, Haug RH, Barber JE. An in vitro comparison of the mechanical characteristics of three saggital ramus osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg*. 1997; 55(5):489-494.
147. Newman, M.G., Carranza's clinical periodontology. Elsevier Saunders. 2012. St. Louis, Mo. p. 110
148. Niederdellman H, Akuamoa-Boateng E, Uhlig G. Lag-screw osteosynthesis: a new procedure for treating fractures of the mandibular angle. *J Oral Surg* 1981;39:938-44.
149. Niederdellman H. Rigid internal fixation by means of lag screws. In: Kruger E, Schilli W, eds. *Oral and maxillofacial traumatology*. Chicago: Quintessence, 1982:371-85.
150. Niederdellman H. Solitary lag screw osteosynthesis in the treatment of fractures of the angle of the mandible: a retro- spective study. *Plast Reconstr Surg*. 1987;80:68-742.

151. Niederdellmann H, Schilli W, Duker J, Akuamoa-Boateng E. Osteosynthesis of mandibular fractures using lag screws. *Int J Oral Surg.* 1976;5:117–21.
152. Norton NS, Netter FH. Netter's Head and Neck Anatomy for Dentistry. Philadelphia, PA: Elsevier/Saunders; 2012.
153. Oğuz Y. Kilitli vida ve plak sisteminin sagittal split ramus osteotomisinde kullanılmasının üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analiziyle incelenmesi. TC. Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora tezi. 2007.(Danışman: Prof.Dr.İ.Sina Uçkan).
154. Oliver R. Lag screw fixation of mandibular symphysis fractures is associated with fewer post-operative complications compared to plates and screws. *J Evid Base Dent Pract.* 2013;13:20-21.
155. Özden B, Alkan A, Arıcı S, Erdem E. In vitro comparison of biomechanical characteristics of sagittal split osteotomy fixation techniques. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2006;35(9):837-841.
156. Özkaya Ö, Karşıdağ S, Karasoy Yeşilada A, Kayalı M.U, Uğurlu K, Baş L. Mandibula kırıklı 112 olguda klinik deneyimlerimiz. *Şişli Etfal.Eğitim Araştırma Hastanesi Tıp Bülteni.* 2011;45(1):19-23
157. Papel I.D., Facial plastic and reconstructive surgery. 3rd ed. New York: Thieme; 2009, p: 924-1015.
158. Parkhill C. New apparatus for fixation of bones after resection and in fractures with tendency to displacement. *Trans Am Surg Assoc.* 1897;15:251–6.
159. Pauwels F. Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. New York: Springer-Verlag In: Spiessl B, ed. New Concepts in Maxillofacial Bone Surgery.; 1976, p:960-1000

160. Perren, Steinemann S, Mueller ME, Allgower M. A dynamic compression plate. *Acta Orthop Scand*. 1969;125(Suppl. I):29.
161. Peterson GP, Haug RH, Van Sickels JE. A biomechanical evaluation of bilateral sagittal ramus osteotomy fixation techniques. *J Oral Maxillofac Surg*. 2005; 63(9):1317-1324.
162. Pinholt, E.M., G. Bang, and H.R. Haanaes, Alveolar ridge augmentation in rats by combined hydroxylapatite and osteoinductive material. *Scand J Dent Res*. 1991; 99(1): p. 64-74.
163. Pinter FA, Kumaresan S, Yoganandan N, Yang A, Stemper B, Gennarelli TA. Biomechanical modeling of penetrating traumatic head injuries: a finite element approach. *Biomed Sci Instrum*. 2001; 37:429–434.
164. Pollock RA, Huber, KM, Van Sickels, JE. Degloving injuries of the oral cavity change the approach to fractures of the anterior segment of the mandible. *J Cranomaxillofac Trauma*, 2012.
165. Pollock RA. Craniomaxillofacial buttresses: Anatomy and operative repair. The mandible, Chapter 5. 1st ed. New York. Thieme. 2012; p: 70-100.
166. Postlethwaite KR, Philips JG, Booth S, Shaw J, Slater A. The effects of small plate osteosynthesis on postoperative radiotherapy. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 1989; 27(5):375-378.
167. Prein J, Kellman RM. Rigid internal fixation of mandibular fractures: basics of AO technique. *Orl Clin North America*. 1987;20:441-56.
168. Prein J, Rahn B. Design and Function of Implants and Instruments In: J.Prein, Manual of Internal Fixation in the Cranio Facial Skeleton Techniques, Berlin: Springer; 1998, p:12-42.

169. Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech*, 1993;26(2): 111-119.
170. Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri KA, Papageorge MB. In vitro biomechanical evaluation of the use of conventional and locking miniplate/screw systems for sagittal split ramus osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg*. 68(4):724-730.
171. Roberts, W.E. Implants: Bone physiology and metabolism. *CDA J*, 1987. 15(10): p. 54-61.
172. Ross M., L. Romrell, *Histology: A Text and Atlas*. 3 ed. Baltimore, Williams&Wilkins, 1994.
173. Ross M.H., Reith E.J., Romrell L.J: *Histology a text and atlas*, 2nd international edition, Maryland,USA,Williams & Wilkins, 1989, Chapter 8.
174. Rowe NL. The history of the treatment of maxillo-facial trauma. *Ann R Coll Surg Engl* 1971;49:329–49.
175. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three dimensional finite element model. *J Dent Res*. 1983; 62(2):82-86.
176. Rudolph DJ, Wiles MG, Sameshima TG. A finite element model of apical force distribution from orthodontic movement. *Angle Orthod*. 2001;71(2):127-131.
177. Rutenick. *Dis: de fractura mandibulae*. Berol; 1823. Quoted by Rowe.

178. Sauerbier S, Schan R, Otten JE, Schmelzeisen R, Gutwald R. The development of plate osteosynthesis for treatment of fractures mandibular body—a literature review. *J Craniomaxillo-fac Surg*. 2008;36(5):251–259.
179. Schilli W. Compression osteosynthesis. *J Oral Surg*. 35: 802-808, 1977.
180. Schmidt B, Perrott D, Mahan D, Kearns G. The removal of plates and screws after Le Fort 1 osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg*. 1998; 56(2):184-188.
181. Schliephake H, Lehmann H, Kunz U, Schmelzeisen R. (1993). Ultrastructural findings in soft tissues adjacent to titanium plates used in jaw fracture treatment. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 22(1):20-25.
182. Schubert W, Kobienia BJ, Pollock RA. Cross-sectional area of the mandible. *J Oral Maxillofac Surg*. 1997;55(7):689–692.
183. Schwimmer A, Greenberg AM, Kummer F, Kaynar A. (1994). The effect of screw size and insertion technique on the stability of the mandibular sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg*. 52(1):45-48.
184. Schwimmer AM. Lag screw fixation in maxillofacial trauma. *Oral Maxillofac Clin North Am*. 1990;2:195-202.
185. Serletti JM, Pacella SJ, Coniglio JU, Nor- ante JD. Transverse lag screw fixation in midline mandibulotomy. A case series. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 2000;109: 334–9.
186. Shellock FG. MR imaging of metallic implants and materials: a compilation of the literature. *AJR Am J Roentgenol*. 1988;151:389.

187. Shetty V, Caputo. Biomechanical validation of the solitary lag screw technique for reducing mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg.*1992;50:603-7.
188. Shetty V, Freymiller E, McBrearty D, Caputo AA. Functional stability of sagittal split ramus osteotomies: effects of positional screw size and placement configuration. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996; 54(5):601-609.
189. Shyam Sundar, S., Nandlal, B., Saikrishna, D., & Mallesh, G. (2012). Finite Element Analysis: A Maxillofacial Surgeon's Perspective. *Journal of maxillofacial and oral surgery*, 11(2), 206–11.
190. Sicher H. Oral Anatomy . St. Louis: C.V. Mosby; 1952.
191. Siegel MI, Mooney MP.(1990). Appropriate animal models for craniofacial biology. *Cleft Palate J*, 27(1):18-25.
192. Siegert R, Weerda H. Immobilization of fractures of the facial skeleton: past and present. *Facial Plast Surg.* 1990;7:137–51.
193. Sikes JW Jr, Smith BR, Mukherjee DP, Coward KA. Comparison of fixation strengths of locking head and conventional screws, in fracture and reconstruction models. *J Oral Maxillofac Surg.* 1998; 56(4):468-473.
194. Spiessl B. Internal Fixation of the Mandible: A Manual of AO/ASIF Principles. Berlin: Springer-Verlag; 1976.
195. Spiessl B. Osteosynthese bei sagittaler osteotomie nach Obwegeser/Dal Pont. *Fortschr Kiefer Gesichtschir.* 18: 145- 148, 1974..
196. Spiessl B. Osteosynthese des Unterkiefers . Berlin: Springer; 1988.

197. Stimson L. Fractures of the inferior maxilla. In: Treatise of fractures. London.
198. Strother EA. Maxillofacial surgery in World War I: the role of the dentists and surgeons. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003;61:943–50.
199. Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Kawakami M, Kang YB, Tsutsumi S, Kirita T. Biomechanical analysis of miniplate osteosynthesis for fractures of the atrophic mandible. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009 Nov;67(11):2397-403.
200. Suuroren R, Lindqvist C. Bioresorbable Materials for Bone Fixation: Review of Biological Concepts and Mechanical Aspects. *Craniomaxillofacial Reconstructive and Corrective Bone Surgery: Principles of Internal Fixation Using the AO/ASIF Technique Chapter 13.* 2002.
201. Şenen D, Erol S, Orhan E, Sevin A, Erdoğan B. Mandibula kırıklarına klinik yaklaşımlarımız. *Türk Plast Rekonstr Est Cer Derg.* 2006;14(2):102-104.
202. Takahashi, H., Moriyama, S., Furuta, H., Matsunaga, H., Sakamoto, Y., Kikuta, T. Split Ramus Osteotomy Fixed with Resorbable Compared with Titanium Bicortical Screws in Mandibles of Sheep Head & Face Medicine, 6:4, 2010.
203. Tams J, Van Loon JP, Otten B. A computer study of biodegradable plates for internal fixation of mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 59:404.
204. Tate GS, Ellis E 3rd, Throckmorton G. Bite forces in patients treated for mandibular angle fractures: implications for fixation recommendations. *J Oral Maxillofac Surg.* 1994. 52(7):734-736.

205. Terheyden H, Mühendyck C, Sprengel M, Ludwig K, Härle F. Self-adapting washer system for lag screw fixation of mandibular fractures. Part II: In vitro mechanical characterization of 2.3 and 2.7 mm lag screw prototypes and in vivo removal torque after healing. *J Craniomaxillofac Surg.* 1999;27: 243-251.
206. Tharanon W. Comparison between the rigidity of biocortical screws and a miniplate for fixation of a mandibular setback after a simulated bilateral sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 1998;56(9):1055-1058.
207. Throckmorton GS, Ellis 3rd E, Winkler AJ, Dechow PC. Bone strain following application of a rigid bone plate: an in vitro study in human mandibles. *J Oral Maxillofac Surg.* 1992;50:1066–73.
208. Tolgay Atik Ş.O, Şatana T, Sarban S, Hersekli M.A. Osteoporoz, Ankara,1982
209. Tuskan, C. and M. Yaltırık, *Oral ve Maksillofasiyal Cerrahide Kullanılan Biyomateriyaller.* 2002, İstanbul: İstanbul Üniv. Yayınları. 1-60.
210. Uckan S, Schwimmer A, Kummer F, Greenberg AM.(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 Maxillofacial Surg.* 39(4):266-268.
211. Uckan S, Veziroglu F, Soydan SS, Uckan E. Comparison of stability of resorbable and titanium fixation systems by finite element analysis after maxillary advancement surgery. . *J Oral Craniomaxillofac Surg.*2009; 20(3):775-779.
212. Ulm C, Solar P, Blahout R, Matejka M, Gruber H. Reduction of the compact and cancellous bone substances of the edentulous mandible caused by resorption. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1992; 74(2): 131-136.

213. Urist MR, MacLean FC. Osteogenic potency and new bone formation by induction in transplants to anterior chamber of eye. *J Bone Joint Surg.* 1952;34 A:443–476.
214. Van Sickels JE, Flanary CM. Stability associated with mandibular advancement treated by rigid osseous fixation. *J Oral Maxillofac Surg.* 1985; 43(5):338-341.
215. Van Sickels JE, Peterson GP, Holms S, Haug RH. An in vitro comparison of an adjustable bone fixation system. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005; 63(11):1620-1625.
216. Vieira E, Oliveira TR, Passeri LA. Mechanical evaluation of different techniques for symphysis fracture fixation-an in vitropolyurethane mandible study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011; 69(6):e141-146.
217. Vincent J. Microscopic aspects of mineral metabolism in bone tissue with special reference to calcium, lead and zinc. *Clin Orthop Relat Res.* 1963. **26**: p. 161-75.
218. Vollmer D, Meyer U, Joos U, et al: Experimental and finite element study of a human mandible. *J Craniomaxillofac Surg.* 2001; 28:91.
219. Wagner A, Krach W, Scicho K, Undt G, Ploder O, Ewers R. A 3-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical behavior of the mandible and plate osteosynthesis in cases of fractures of the condylar process, *J Craniomaxillofac Surg.* 2002.
220. Weisse FD. Fractures of the maxillae. *Dental Cosmo.* 1898;188–96.
221. Wheeler DL, McLoughlin SW. Biomechanical assessment of compression screws. *Clin Orthop Relat Res* 1998; 350:237–245.

222. Wittenberg JM, Mukherjee DP, Smith BR, Kruse RN. Biomechanical evaluation of new fixation devices for mandibular angle fractures. *J Int O ral Maxillofac Surg*. 1997; 26(1):68-73.
223. Wong HC, Tang WC. Finite element analysis of the effects of focal adhesion mechanical properties and substrate stiffness on cell migration. *J Biomech*. Apr 2011; 7;44(6):1046-50.
224. Wood GD. Inion biodegradable plates: the first century. *Br J Oral Maxillofacial Surgery*. 2006;44(1):38-41.
225. Zachariades N, Meztis M, Papademetriou I. Use of lag screws for the management of mandibular trauma. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*. 1996; 81(2), 164–7.

Ek-1: Etik Kurul Onayı



MARMARA ÜNİVERSİTESİ HAYVAN DENEYLERİ YEREL ETİK KURULU PROJE ONAY FORMU

BAŞVURU BİLGİLERİ	PROTOKOL KODU	07.2014 mar	Çalışma: Doktora tezi
	PROJE ADI	Mandibular Simfiz Fraktürlerinde Kullanılan İki Farklı Tip Kompresyon Vidasının Biyomekanik Özelliklerinin Karşılaştırılması Ve Sonlu Elemanlar Analiziyle Koyun Çene Modellerinin İncelenmesi.	
	SORUMLU ARAŞTIRICI ÜNVANI/ADI	Doç.Dr. Altan VAROL	
	ARAŞTIRMA MERKEZİ	Marmara Üniversitesi Deney Hayvanları Araştırma ve Uygulama Merkezi- Marmara Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Ar-Ge laboratuvarı- Marmara Üniversitesi Makine Fakültesi	
	DESTEKLEYİCİ	BAPKO	

KARAR BİLGİLERİ	Tarih <u>20.02.2014</u> Yukarıda başvuru bilgileri verilen araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve gerçekleştirilmesinde sakınca bulunmadığı için Kurulumuzca onaylanmasına oy birliği ile karar verilmiştir. Onay sonrasında yapılacak her türlü proje değişiklikleri (katılımcılar, başlık vb.) veya protokol değişikliklerinin Etik Kurula bildirilerek proje onayının yenilenmesi gerekmektedir.
-----------------	--

ETİK KURUL BİLGİLERİ	
ÇALIŞMA ESASI	Deney hayvanları ile yapılacak olan bilimsel araştırma, test, sağlık hizmetleri uygulamaları ve eğitim-öğretim gibi temel etkinliklerde kullanılan yöntem ve materyaller ile ilgili etik standartları gözetmek, etik ilkeler doğrultusunda görüş bildirmek, araştırma önerilerini incelemek ve sertifikası olmayanların deney hayvanı kullanmalarını engellemektir.

Unvanı / Adı / Soyadı	Uzmanlık Dalı	Kurumu / EK Üyeliği	Onaylanan Proje ile İlişkisi	Toplantıya katılım	İmza
Prof. Dr. Göksel ŞENER	Farmakoloji	M.Ü Tıp Fakültesi ve Deney Hayvanları Uygulama ve Araştırma Merkezi Müdürü	Var Yok	Evet Hayır	<i>[Signature]</i>
Prof.Dr. İnci ALICAN	Fizyoloji	Yürütücü Sekreteri	Var Yok	Evet Hayır	<i>[Signature]</i>
Prof. Dr. Ayşen YARAT	Biyokimya	M.Ü Dış Hekimliği Fakültesi	Var Yok	Evet Hayır	<i>[Signature]</i>
Doç.Dr. Serap ŞİRVANCI	Histoloji Embriyoloji ABD	M.Ü Tıp Fakültesi	Var Yok	Evet Hayır	<i>[Signature]</i>
Doç.Dr. Hasan Raci YANANLI	Farmakoloji	M.Ü Tıp Fakültesi	Var Yok	EVET HAYIR	<i>[Signature]</i>
Vet. Hek. Dilek ÖZBEYLİ	Veteriner Hekim	M.Ü Tıp Fakültesi ve Deney Hayvanları Uygulama ve Araştırma Merkezi Sorumlu Veterineri	Var Yok	Evet Hayır	<i>[Signature]</i>
Öğr. Gör.Dr. Gürkan SERT	Tıp Tarihi ve Etik	M.Ü Tıp Fakültesi	Var Yok	Evet Hayır	
Bio. Arif GÜMÜŞ	Biyoloji	İstanbul Hıfzıssıhha Enstitüsü Müdürlüğü, Kurumla ilişkisi olmayan TC vatandaşı üye	Var Yok	Evet Hayır	
Billur AYGÖR	Emekli Memur	Kurumla ilişkisi olmayan TC vatandaşı üye	Var Yok	Evet Hayır	

Ek-2: ÖZGEÇMİŞ

Adı	ALANUR	Soyadı	ÇİFTÇİ
Doğum Yeri	İSTANBUL	Doğum Tarihi	01.01.1989
Uyruğu	T.C.	Tel	05388541949
E-mail	alanurciftci@gmail.com		

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık		
Yüksek Lisans		
Lisans	Marmara Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi	2010
Lise	Göztepe İhsan Kurşunoğlu Anadolu Lisesi	2004

İş deneyimleri

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1			
2			
3			

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*
İngilizce	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi

Yabancı Dil Sınav Notu #								
YDS	ÜDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
	81.250							

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	87.398	88.280	88.495
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Office	İyi

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendiriniz.