

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ
ANABİLİM DALI

**MANDİBULADA UYGULANAN MONOFOKAL, BİFOKAL VE TRİFOKAL
DİSTRAKSİYON OSTEOGENEZİSİNİN BİYOMEKANİK ETKİLERİNİN
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ YÖNTEMİ İLE ARAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ
Dt. M. Kemal TÜMER

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Derviş YILMAZ

ANKARA
Aralık 2012

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ
ANABİLİM DALI

**MANDİBULADA UYGULANAN MONOFOKAL, BİFOKAL VE TRİFOKAL
DİSTRAKSİYON OSTEOGENEZİSİNİN BİYOMEKANİK ETKİLERİNİN
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ YÖNTEMİ İLE ARAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ
Dt. M. Kemal TÜMER

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Derviş YILMAZ

Bu tez çalışması **Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Proje Birimi** tarafından desteklenmiştir (Proje no: 03/2011-22)

ANKARA
Aralık 2012

İÇİNDEKİLER

KABUL ve ONAY	i
İÇİNDEKİLER	ii-iii
TABLO ve ŞEKİL LİSTESİ.....	iv-v
SİMGELER ve KISALTMALAR.....	vi-vii
GENEL BİLGİLER.....	1
1.1. Kemik Dokusu.....	1
1.1.1. Kemik Morfolojisi.....	1
1.1.2. Kemik Histolojisi.....	3
1.1.3. Kemik Şekillenmesi.....	7
1.1.4. Kırık İyileşmesi.....	12
1.2. Distraksiyon Osteogenezi.....	16
1.2.1. Distraksiyon Osteogenezinin Tanımı.....	16
1.2.2. Distraksiyon Osteogenezinin Tarihçesi... ..	17
1.2.3. Distraksiyon Osteogenezinin Endikasyonları.....	20
1.2.4. Distraksiyon Osteogenezinin Kontrendikasyonları.....	23
1.2.5. Distraksiyon Osteogenezinin Avantajları.....	23
1.2.6. Distraksiyon Osteogenezinin Dezavantajları.....	25
1.2.7. Distraksiyon Osteogenezinin Teknikleri.....	25
1.2.8. Distraksiyon Osteogenezinin Biyomekaniği.....	26
1.2.9. Distraksiyon Osteogenezinin Tedavi Modellerinin sınıflandırılması	28
1.2.10. Distraksiyonun mekanik ve biyolojik kuvvetleri.....	28
1.2.11. Distraksiyon osteogenezinin oran ve ritmi.....	29
1.2.12. Distraksiyon osteogenezinin biyolojik temeli.....	30
1.2.13. Kraniofasial distraksiyon apareyleri.....	33
1.2.14. Mandibular distraksiyon ve kullanılan apareyler.....	33
1.2.15. Orta yüz distraksiyonu ve kullanılan apareyler.....	43
1.2.16. Apareylerde günümüzdeki gelişmeler.....	48
1.3. Sonlu Eleman Analizi Metodu.....	49

1.3.1. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile Yapılan Araştırmaların Tarihçesi.....	49
1.3.2. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Metodu İle İlgili Temel Kavramlar	53
1.3.3. Stres Analiz Yöntemleri ve Sonlu Elemanlar İle Analiz.....	56
1.3.4. Sonlu elemanlar analizinin avantajları.....	56
1.3.5. Sonlu elemanlar analizinin diğer stres analizi yöntemlerine göre tercih edilme sebepleri.....	57
1.3.6. Sonlu Elemanlar Metodunda Çözüm Tekniği.....	58
2. GEREÇ VE YÖNTEM.....	61
3. BULGULAR.....	73
3.1. Von Mises Stressler.....	73
3.2. Pmax Stresler (<i>Tensile stress</i>).....	79
3.3. Pmin (<i>Compressive stres</i>).....	81
4. TARTIŞMA.....	85
5.SONUÇLAR.....	106
6. ÖZET	107
7. SUMMARY.....	108
8. KAYNAKLAR	110
9. EKLER.....	122
9.1 TEŞEKKÜR YAZIS.....	122
10. ÖZGEÇMİŞ.....	123

TABLO ve ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1:	Model 1(Monofokal distraksiyon konsepti) genel görünüm 1	62
Şekil 2:	Model 1(Monofokal distraksiyon konsepti) genel görünüm 2.	63
Şekil 3:	Model 1(Monofokal distraksiyon konsepti) genel görünüm zoom	63
Şekil 4:	Model 2(Trifokal distraksiyon konsepti) genel görünüm 1.....	64
Şekil 5:	Model 2 (Trifokal distraksiyon konsepti) genel görünüm 2.....	64
Şekil 6:	Model 2 (Trifokal distraksiyon konsepti) genel görünüm zoom.....	65
Şekil 7:	Model 3 (Bifokal distraksiyon konsepti) genel görünüm 1.....	65
Şekil 8:	Model 3 (Bifokal distraksiyon konsepti) genel görünüm 2	66
Şekil 9:	Model 3 (Bifokal distraksiyon konsepti) genel görünüm zoom.....	66
Şekil 10:	Model 1(Monofokal distraksiyon konsepti) Von Mises Stres yayılımları genel görünüm	73
Şekil 11:	Model 2 (Trifokal distraksiyon konsepti) Von Mises Stres yayılımları genel görünüm	74
Şekil 12:	Model 3 (Bifokal distraksiyon konsepti) Von Mises Stres yayılımları genel görünüm	74
Şekil 13:	Model 1'de (Monofokal distraksiyon konsepti) plak ve vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları arka.....	75
Şekil 14:	Model 1' de (Monofokal distraksiyon konsepti) plak ve vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları ön.....	76
Şekil 15:	Model 2'de (Trifokal distraksiyon konsepti) plak ve vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları arka	76
Şekil 16:	Model 2'de (Trifokal distraksiyon konsepti) plak ve vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları ön.....	77
Şekil 17:	Model 3'de (Bifokal distraksiyon konsepti) plak ve vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları arka	77

Şekil 18 :	Model 3'de (Bifokal distraksiyon konsepti) plak ve vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları ön.....	78
Şekil 19:	Model 1' de (Monofokal distraksiyon konsepti) kortikal kemikteki Pmax stresleri.....	80
Şekil 20:	Model 2 (Trifokal distraksiyon konsepti) kortikal kemikteki Pmax stresleri... ..	80
Şekil 21:	Model 3'de (Bifokal distraksiyon konsepti) kortikal kemikteki Pmax stresleri.. ..	81
Şekil 22:	Model 1' de (Monofokal distraksiyon konsepti) kortikal kemikteki Pmin stresleri.. ..	82
Şekil 23:	Model 2' de (Trifokal distraksiyon konsepti) kortikal kemikteki Pmin stresleri.. ..	83
Şekil 24:	Model 3'de (Bifokal distraksiyon konsepti) kortikal kemikteki Pmin stresleri.. ..	83
Şekil 25:	Kortikal kemik, spongioz kemik, plaklar ve vidalar için malzeme karakterizasyonu.	67
Şekil 26:	<i>Convergence</i> analiz sonuçları.. ..	69
Şekil 27:	Ölçüm 1... ..	71
Şekil 28:	Ölçüm 2.....	71
Şekil 29:	Ölçüm 3.....	72
Şekil 30:	Ölçüm 4.....	72
Tablo 1:	Analizde kullanılan materyallerin Young Modülüsü ve <i>Poisson</i> Oranları.....	68
Tablo 2:	Modellerin Eleman ve Nod sayıları.....	70

SEMBOLLER ve KISALTMALAR

μm	Mikrometre
nm	Nanometre
mm	Milimetre
F	Kuvvet
M	Kütle
a	İvme
kgf	Kilogram <i>Force</i>
N	<i>Newton</i> (1N = 0.1kg)
Σ	Stres, Gerilim (σ , sigma okunur)
mm ²	Milimetrekaire
MPa	Megapaskal
σ	Gerilme ve Sıkıştırma Stresleri (Normal Stresler)
τ	Makaslama Stresi
σ_1	Maximum Principle Stress, Maksimum Asal Stres
σ_2	Ara Asal Stres
σ_3	Minimum Principle Stress, Minimum Asal Stres
σ_e	Von Mises Stress, Eşdeğer Stres
ϵ	<i>Strain</i> , Gerinim (ϵ , epsilon okunur)
ΔL	Deformasyon
L ₀	Orjinal Uzunluk
E	Elastisite Modülü (<i>Young's Modulus</i>)
ν	<i>Poisson Oranı</i>
PDGF	Platelet Derived Growth Factor = Trombosit Kaynaklı
Büyüme Faktörü	
TGF- β	Transforming Growth Factor= Transforme Edici Büyüme
Faktörü-Beta	
PF4	Platelet Factor 4= Trombosit Faktör 4

Faktörü	IGF	İnsulin like Growth Factor= İnsülin Benzeri Büyüme
Matriksi	DBM	Demineralized Bone Matrix= Demineralize Kemik
Proteini	BMP	Bone Morphogenetic Protein= Kemik Morfogenetik
	EGF	Epithelial Growth Factor= Epitelyal Büyüme Faktörü
	PDEGF	Platelet Derived Epidermal Growth Factor= Trombosit Kaynaklı Epidermal Büyüme Faktörü

1. GENEL BİLGİLER

1.1 Kemik Dokusu

Yetişkin iskeletin ana yapısını oluşturan kemik dokusu, yumuşak yapılara destek sağlar, kafatasının üst kısmı ve göğüs kafesi boşluklarında olduğu gibi, hayati önem taşıyan organları korur ve kan hücrelerini yapan kemik iliğini barındırır ¹

Kemik dokunun 3 önemli fonksiyonu vardır:

1. Mekanik Fonksiyon: İskelet kaslarının tendonlarına yapışma yeri sağlaması ve bu kasların kontraksiyonu ile oluşan kuvvetlerin vücut hareketlerine yönlendirilmesi.

2. Koruyucu Fonksiyon: Kranium ve toraks boşluğundaki iç organların ve diğer yumuşak dokuların korunması. Kemik iliğini barındırarak kan elemanlarının oluşumuna uygun ortam hazırlaması.

3. Metabolik Fonksiyon: Kalsiyum, fosfat ve diğer iyonların depolanması; bu iyonların vücut sıvılarındaki homeostazının sağlanması. ^{1, 2}

1.1.1 Kemik Morfolojisi:

Kemikler, anatomik (makroskopik-şekil) yapılarına göre uzun kemik ve diğer kemikler (kısa, yassı, şekilsiz), histolojik (mikroskopik) yapılarına göre ise birincil (olgunlaşmamış-örgü) kemik ve ikincil (yetişkin-lamelli kemik) kemik olarak sınıflandırılır. ^{1, 2} Çıplak gözle kemik kesitlerine bakıldığında, boşluk içermeyen yoğun alanlar kompakt kemik ve çok sayıda birbirine açılan boşluklar süngerimsi kemik olarak görülür. Ancak mikroskop altında, gerek kompakt kemik gerekse süngerimsi kemiğin boşluklarını ayıran kemik bölmelerinin histolojik yapısı baz alındığında aynıdır. ¹

Uzun kemiklerde, epifiz olarak isimlendirilen küremsi uç kısımlar, ince bir tabaka kompakt kemik ile örtülü süngerimsi kemikten oluşur. Diyafiz (Yunanca, cliaphysis, arasında büyüyen), silindirik kısımdır ve tamama yakını, kemik iliği boşluğuna bakan iç yüzeylerinde az miktarda süngerimsi kemik içeren, kompakt kemikten oluşur. Kısa kemiklerde, genel olarak etrafı kompakt kemik ile çevrelenmiş süngerimsi kemik merkezi vardır. Kafatasının üst kısımlarını oluşturan düz kemikler, plaka olarak isimlendirilen 2 tabaka kompakt kemik, diploe adı verilen süngerimsi kemik tabakası ile birbirlerinden ayrılırlar.¹

Birincil kemik, embriyonun gelişiminde, kırık iyileşmesi ve diğer tamir aşamalarında beliren ilk kemik dokusudur. Genellikle birincil kemik dokusu geçicidir ve yetişkinlerde vücutta birkaç yer (kafatası, düz kemik eklemlerinin civarı, diş sokellerinde (alveol) ve bazı tendonların kemiğe girdiği yerler, vb..) hariç ikincil kemik dokusu ile değiştirilir. Kolajen liflerinin düzensiz sıralanışına ek olarak, daha az mineral içerir (X ışınları daha kolay geçer) ve ikincil kemiğe oranla daha fazla osteosit içermesi, birincil kemik dokusunun diğer özelliği olarak gözlenebilir. İkincil kemiğin düzgün lameller halinde düzenlenmiş kolajenin aksine rastgele dağılmış ince kolajen lifleri vardır.¹

İkincil kemik genellikle yetişkinlerde gözlenir. Tipik olarak, ikincil kemik dokusu, kanalcıklar içindeki kolajen liflerin birbirlerine paralel olarak veya bir damar kanalı etrafında dairesel olarak düzenlenmelerinden oluşur. Kan damarlarını, sinirleri ve gevşek bağ dokusunu içeren, bir kanalın etrafını saran dairesel kemik kanalcıklarından oluşan kompleks, Havers sistemi veya osteon olarak isimlendirilir. Osteosit içeren lakünalar, lamellerin arasında ve nadiren içlerinde gözlenir. Her bir lamelde, kolajen lifler birbirlerine paraleldir. Her Havers sistemini çevreleyen, amorf madde çökeltisinden oluşan, içinde az sayıda kolajen lif bulunan mineralenmiş matriks, yapıştırıcı madde

(sement) olarak isimlendirilir. Kompak kemik lamelcikleri (örneğin, uzun kemiklerin diyafizleri), Havers sistemi, dış dairesel lamelcikler, iç dairesel lamelcikler ve ara (intertisyel) lamelcikleri içeren karakteristik bir yerleşim gösterir. İç dairesel lameller kemik iliği boşluğunun etrafında ve dış dairesel lamelcikler hemen periostun altında bulunurlar. Dıştaki lameller içtekilere göre daha fazladır. Çoğu Havers sisteminde, iki dairesel sistem arasında, üçgenimsi veya düzensiz şekillenmiş paralel lamelciklerden oluşan ara lameller (intertisyel) olarak isimlendirilen gruplar vardır. Ara lameller kemik büyüme ve yeniden modellenme sürecinde, yıkılmış Havers sistemlerinin lamelciklerinden geriye kalanlar yapılarıdır.^{1, 3}

1.1.2 Kemik Histolojisi

1.1.2.1 Kemik Hücreleri

1.2.1.1.Osteoprogenitör Hücreler

Bu hücreler embriyonel mezenkimden kaynaklanan stromal hücrelerin farklılaşması sonucu meydana gelir, periost ve endosteumda gözlemlenirler. Bir uyarı olduğunda, sayıca artıp osteoprogenitör (kemik yapıcı hücrelere) hücrelere dönüşürler.⁴⁻⁶ Osteoprogenitör hücreler iki tiptir. Bunlardan biri önce osteoblastlara daha sonra da osteositlere dönüşen, direkt kemik yapımı ile ilgili olan yapıcı osteoprogenitör hücrelerdir. Bağ dokusunun diğer tiplerinde görünen osteoprogenitör hücreler ise herhangi bir bağ dokusu hücresine dönüşebilirler.(fibroblast, yağ hücreleri).^{4, 6}

1.1.2.1.2.Osteoblastlar

Osteoblastlar kemik matriksinin organik kısmının senteziyle görevlidirler. Bu hücreler, fonksiyonel olarak kemik oluşum ve remodelingi için gerekli olan proteinleri (başta tip I kollajen ve diğer non-kollajenöz) ve proteoglikanları salgılayan hücrelerdir.^{1, 3, 7, 8} Osteoblastlar özellikle kemik

yüzeylerinde, yan yana, tek katlı epiteli andıracak şekilde bulunurlar^{4, 5} Osteoblastların gelişiminde dört olgunlaşma periyodu (preosteoblast, astar hücreler, osteoblastlar, osteosit) ayırt edilebilir. Preosteoblastlar, osteoblastların ve astar hücrelerinin kılavuzu olarak değerlendirilmektedir. Preosteoblastlar, osteoblastların alkalın fosfotaz aktivitesi gibi genel fenotipik özelliklerini taşırlar, ancak matür osteoblastların bütün özelliklerini taşımazlar. Osteoblastların aksine kemik astar hücreleri sentezlemede daha inaktiftirler.^{7, 9} Osteoblastlar aktivasyon durumuna göre kübik, prizmatik ya da basık durumda olabilirler. Matriks sentezi sırasında osteoblastlar yapısal olarak aktif protein sentezleyen ve salgılayan hücrelere benzerlik gösterirler. Osteoblastlar kutuplaşmış hücrelerdir. Daha önce yapılmış olan kemik matriksi ile temastaki osteoblast yüzeylerinden matriks salgılanır. Bu yeni fakat henüz kalsifiye olmamış matriks (osteoid), osteoblastlar ile daha önce meydana gelmiş kemik matriksi arasında yer alır. Bu olaya "kemik appozisyonu" denir ve zamanla kalsiyum tuzlarının çökmesi ile kalsifikasyon tamamlanır.^{1, 10} Osteoblastlar, kemik yapımının kontrolünü sağlamak üzere, farklılaşmalarının düzenlenmesinde rol oynayan parathormon, aktif vitamin D3, glukokortikoid ve östrojen reseptörleri barındırırlar. Bu farklılaşma ve osteoblastların osteoprogenitör hücrelerden gelişimi, kemik morfogenetik proteinleri (BMP) ve diğer büyüme faktörleri olan insülin benzeri büyüme faktörü (IGF), plateletten türeyen büyüme faktörü (PDGF) ve fibroblast büyüme faktörü (FGF) gibi osteoindüktif ve osteopromotif büyüme faktörlerinin salınımına bağlıdır.^{1, 5, 11, 12} Bazı osteoblastlar gittikçe yeni meydana gelmiş matriks ile kuşatılarak osteosit haline gelirler. Bu işlem sırasında lakuna adı verilen boşluklar oluşur. Lakünaların içinde osteosit ve uzantıları, bunlarla birlikte giden az miktarda kireçlenmemiş matriks vardır.^{1, 8}

1.1.2.1.3. Osteositler

Osteositler kemiğin esas hücreleri olup, osteoblastların fonksiyonlarının ve morfolojik özelliklerinin değişmesiyle oluşurlar. Osteositlerin sayısı osteoblastlara nazaran erişkin bir insanda yaklaşık on kat daha fazladır. Osteoblastların osteositlere farklılaşması esnasında, protein sentezi aktivitesi belirgin şekilde azalır ve hücrelerde çok sayıda protoplazmik uzantılar gelişir. Bu uzantılar kemik dokusundaki lakünalar boyunca osteon içindeki diğer osteositlerin uzantıları ve yüzey osteoblastların uzantıları ile bağlantılar meydana getirir.^{8, 13-15} Osteositlerin mikroflaman yapıda uzantıları vardır ve bu mikroflamanlar, kemik matriksinin oluşumu esnasında henüz kalsifikasyon meydana gelmeden önce organize olmaktadır. Kalsifikasyon sonucunda organize olan bu yapılar, ince kanalcıklardan oluşan bir ağ meydana getirmektedirler. Osteositlerin bu mikroflamanları arasında da gap junction oluşmaktadır. Gap junction yapısı Connexin-43 adlı bir proteinden oluşur ve osteositlerin arasında bağlantı kurar.²⁻⁵

1.1.2.1.4. Osteoklastlar

Osteoklastlar çok büyük, dallanmış, hareket edebilen kemikte yıkımı veya kemik rezorbsiyonunu gerçekleştiren hücrelerdir.^{1, 6, 7} Genişlemiş hücre gövdesinde (20-100 µm) ortalama 2 ila 50 çekirdeği vardır. Bu hücreler kemikte Howship lakünası adı verilen boşluklara yerleşmişlerdir. Hücrelerin çok sayıda lizozomları, mitokondriyonları ve iyi gelişmiş bir golgi kompleksleri vardır. Osteoklastlar kemik iliğinden elde edilen hücrelerin kaynaşması ile ortaya çıkarlar.^{1, 2, 8} Aktif osteoklastlarda, kemik matriksine bakan yüzey, düzensiz çoğu kez tekrar bölünen uzantılı kıvrımlar ile düzensiz katlanarak büzgülü kenarı oluşturur. Büzgülü kenarı, hücre organlarını içermeyen, aktin filamanlarından zengin bir sitoplazma kuşağı olan saydam kuşak sarar. Bu kuşak osteoklastların kemik matriksine yapıştığı yerdir ve kemik erimesinin

olduğu mikro çevreyi yaratır. Osteoklastlar bölgesel kollajen sindirimini ve kalsiyum tuz kristallerinin eritilerek emilmesini başlatan kolajenaz ve diğer enzimleri salgırlar ve protonları hücre altındaki saydam kuşağa pompalarlar.^{1, 6} Osteoklast işlevi sitokinler ve hormonlar ile kontrol edilir. Kemik yıkımı, kemiğin modellenmesinde önemli rol oynar. Bu olay osteoklast ve osteoblastların uyumlu çalışması neticesinde gerçekleşmektedir.^{6, 11}

1.1.2.2.Kemik Zarları

Kemiğin dış ve iç yüzeyleri, dışta periosteum içte endosteum olmak üzere, kemiği oluşturan hücrelerden ve bağ dokusundan oluşan zarlarla örtülüdür. Periosteumun; kemiğe desteklik yapmasında, beslenmesinde, gelişiminde ve tamir olaylarında büyük önemi vardır. Periosteumun dış tabakası kollajen lifler ve fibroblastlardan oluşmuştur. Demetler halinde periosteal kollajen liflerden oluşan Sharpey lifleri, matriks içine girerek periostu kemiğe bağlar. Hücreden daha zengin olan periosteumun iç tabakası, bölünüp farklılaşarak osteoblastları oluşturabilme potansiyeline sahip olan osteoprogenitör hücrelerden zengindir. Bu hücreler kemiğin büyümesi ve onarımında başlıca rolü oynarlar.^{1, 2, 4, 8} Endosteum, kemiğin içindeki bütün boşlukları örter ve tek katlı yassı osteoprogenitör hücreler ile çok az miktarda bağ dokusundan oluşur. Bu tabaka; kemik iliği kavitesini ve kompakt kemiğin kanal sistemlerini çevreler. Endosteum, periosteumdan oldukça incedir. Periosteum ve endosteumun temel işlevleri, kemik dokusunun beslenebilmesi, büyüebilmesi ve onarımı için gerekli olan yeni osteoblastları kesintisiz olarak sağlamaktır. Bu nedenlerle kemik cerrahisinde periosteum ve endosteumun korunmasına çok dikkat edilmelidir.^{1, 4}

1.1.2.3. Kemik Matriksi (Hücreler Arası Doku)

Kemik dokusunda hücreler arasında kalsifiye olmuş maddeye kemik matriksi denir. Matriks bileşeni kemiğin kompresif, tensil, torsiyonel kuvvetlere karşı dayanıklılığını sağlar.^{1, 16} Kemik matriksinin organik ve inorganik bileşenleri vardır. Diğer bir deyişle kemiğin biyomekanik özelliklerini sağlar. Matriks kuru ağırlığının yaklaşık %50'si inorganik madde tarafından meydana gelmiştir. İnorganik yapı içerisinde yüksek miktarda kalsiyum ve fosfat vardır. Bu moleküller kemikte hidroksiapatit kristali meydana getirirler. Bu kristal yapıların 20-40 nm uzunluğa ve 3-6 nm genişliğe sahip iğne biçimli kristaller olduğu bilinmektedir. Kalsiyum ve fosfatın yanı sıra magnezyum, bikarbonat, sodyum, hidroksil, potasyum, klor, sitrat ve flor da inorganik kemik matriksi içinde bulunmaktadır. Hidroksiapatitlerin yüzey iyonları hidrate olmuştur. Hidrasyon tabakası (kabuğu) denilen bu tabakaya kristaller ile vücut sıvıları arasındaki iyon değişimini sağlar. Kemik matriksinin organik komponentinin yaklaşık %90-95'lik kısmını tip I kollajen meydana getirmiştir. Kollajen dışında organik matriks yapı içerisinde glikozaminoglikanlar ve glikoproteinlerden oluşan amorf yapıda bir yerel madde vardır. Matrikse ait nonkollajenöz kısımda serumdan geçiş gösteren albümin ve 2-HS glikoproteinler, karboksiglutamik asit içeren kemik GLA proteini (BGP), osteokalsin ve bir matriks GLA proteini, glikoprotein yapıda olan osteonektin, bir fosfoprotein olan osteopontin, sialoproteinler, trombospondin ve özellikleri tam anlaşılamamış diğer bazı proteinler vardır^{1, 6, 7, 17}. Bunların bir kısmı kalsiyuma sıkıca bağlanırlar ve kemik matriksinin kalsifikasyonundan sorumludurlar. Kondroitin-4 sülfat, kondroitin-6 sülfat ve keratan sülfat kemik dokuya ait glikozaminoglikanlardır.¹

1.1.3. Kemik Şekillenmesi

Kemik intramembranöz ve endokondral olmak üzere iki yolla şekillenir. Bağ dokusundan osteoblastların salgıladıkları matriksin mineralizasyonu ile olan kemikleşmeye intramembranöz kemikleşme (intramembranöz ossifikasyon) denir. Endokondral kemikleşme (endokondral ossifikasyon) daha önceden bulunan kıkırdak matriksi üzerine kemik matriksinin çökmesi ile oluşmaktadır. Her iki çeşit kemikleşme şeklinde de, ilk olarak ortaya çıkan kemik dokusu birincil kemik dokusudur. Geçici olan birincil kemik dokusu belirli bir süre sonra ikincil kemik dokusuna yerini bırakır. Kemik sentezi ve yıkımı (yeniden şekillenme) sadece büyüyen kemiklerde görülmez, yetişkinlerde de hızını azaltarak hayat boyu devam eder.

1.1.3.1. İntramembranöz kemikleşme

Oksipital, frontal, parietal ve temporal kemikler gibi kafatasının bazı yassı kemikleri ile mandibula ve maksillanın bazı kısımlarının oluş mekanizması olan intramembranöz kemikleşmeye, mezankimal doku yoğunlaşmaları içinde olduğu için bu ad verilmiştir. İntramembranöz kemikleşme kısa kemiklerin büyümesinde ve uzun kemiklerin kalınlaşmasında rol oynar.

Primer kemikleşme merkezi mezankimal doku yoğunlaşmaları içinde ossifikasyonun başladığı ilk noktadır. Bir grup mezankimal hücrenin osteoblasta dönüşmesi ile başlayan süreci, yeni kemik matriksinin oluşması ve kalsifikasyon takip eder. Sonuç olarak bazı osteoblastların etrafları sarılarak osteosit haline gelmeleri sağlanır. Gelişmekte olan bu kemik adacıklarına histolojik kesitlerdeki görüntülerinden kaynaklı spikül (iğnecik) adı verilir. Spiküller, aralarında kapillerler, kemik iliği hücreleri ve

farklılaşmamış hücreler bulunduran kavitelerin uzamış duvarlarının kesitleridir. Böyle birkaç mezankimal oluşum, kemikleşme merkezinde benzer zamanlarda ortaya çıkarak, birleşip zamanla süngerimsi yapıyı meydana getirirler. Kemik spikülleri arasındaki bağ dokusuna, kan damarları ve daha fazla farklılaşmamış mezankimal hücrelerin girmesi ile kemik iliği hücreleri de meydana gelir. Mezankimal doku yoğunlaşma alanlarında hücreler bölünerek, kemikleşme merkezinin devamlı olarak büyümesinden sorumlu olan hücreleri, yani osteoblastları meydana getirirler. Çeşitli ossifikasyon merkezleri radial olarak büyüyüp birleşerek, başlangıçtaki orjinal bağ dokusunun yerini alırlar. Bebeklerdeki bağ dokusundan oluşan, kafatasının henüz kemikleşmemiş yumuşak bölgeleri olan bingıldaklar bunlara tipik bir örnektir. Özellikle doğumdan sonra, kafatasının yassı kemiklerinin iç ve dış yüzeylerindeki intramembranöz kemik yapımı, kemik yıkımına göre belirgin olarak artmıştır. Böylece iki tabaka kompakt kemik (iç ve dış tabakalar) oluşur. Bu iki tabaka arasındaki kısım (diploe mesafesi) süngerimsi yapısını korur. Bağ dokusunun kemikleşmeye katılmayan bölümleri ise, intramembranöz kemiğin periosteum ve endosteumunu oluşturur.

1.1.3.2. Enkondral Kemikleşme

Enkondral kemikleşme, meydana getirilecek kemiğin şeklinin hiyalin kıkırdaktan oluşmuş küçük bir modeli ile oluşması olarak tarif edilebilir. Bu kemikleşme türü kısa ve uzun kemiklerin şekillenmesinden sorumludur. Temel olarak enkondral kemikleşme iki aşamadan oluşur. İlk aşama kemik modelindeki kondrositlerin hipertrofisi ve harabiyetidir. Geriye kalan, kalsifiye kıkırdak matriksi septalarının birbirinden ayırdığı genişlemiş alanlar olan lakunlardır. İkinci aşamada, osteoprogenitör hücreler ve kan kapillerlerinden oluşan osteojenik tomurcuk(osteogenic bud), dejenere olmuş kıkırdak hücrelerinden geriye kalan bu alanlara girer. Osteoprogenitör hücreler,

kıkırdağımsı septumun üstünü kemik matriksi ile kaplayan osteoblastlara dönüşür. Böylece kalsifiye kıkırdak dokusu septumları, başlayan ossifikasyona destek dokusu olarak bulunmaktadır. Uzun kemikler, her iki ucu genişlemiş (epifiz) ve silindirik bir şafttan (diafiz) oluşan hiyalin kıkırdak modellerden meydana gelirler. Ortaya çıkan ilk kemik dokusu diafizleri saran perikondriumun içindeki intramembranöz kemikleşme yoluyla olur. Böylece kıkırdağı saran perikondriumun iç kısmında kemik halkası (bone collar) adı verilen silindirik bir kemik tabakası meydana gelir. Yeni oluşan kemiği sardığı için perikondriuma da artık periosteum adı verilir. Yeni meydana gelen kemiksi halka besin maddelerinin difüzyonuna engel olacağı için kemik halkanın içinde kalan kondrositler dejenere oldukça, kıkırdak matriksi kaybolduğu için, Ca^{+2} çökmeye başlar ve kıkırdak matriksi kalsifiye hale gelir. Periosteumdan kaynaklanan osteojenik tomurcuğun kan damarları, osteoklastlar tarafından kemik halkada açılan deliklerden geçerek, kalsifiye olmuş kıkırdak matriksi içine girer. Kan damarlarının yanı sıra osteoprogenitör hücreler de bu alana girerler. Bu hücreler proliferasyon olarak osteoblastları oluştururlar. Osteoblastlar kalsifiye kıkırdakmatriksi üzerinde, aralıksız bir tabaka oluşturarak kemik matriksinin sentezine başlarlar. Böylece primer kemiğin sentezi, kalsifiye olmuş kıkırdak artıkları üzerinde başlar. Ayrıca, osteojenik tomurcuk aracılığı ile kan dolaşımındaki kemik iliğinin ana hücreleri de yeni oluşan kemiğin içine getirilir. Histolojik kesitlerde, kalsifiye kıkırdak bazofilik, üzerine çökmüş kemik dokusu da asidofilik olarak birbirinden ayırt edilebilir. Kemik matriksi oluştuğunda, kalsifiye kıkırdak artıkları osteoklastlara benzeyen multinükleer dev hücreler tarafından ortadan kaldırılır. Açıklaması yapılan diafizlerdeki kemikleşme merkezine primer kemikleşme merkezi (primer ossification center) adı verilir. Primer kemikleşme merkezinin genişlemesi, periosteal kemik halkasının epifizlere doğru olan genişlemesiyle birlikte olur. Osteoklastlar kemikleşme merkezi oluşumunun başlangıcından beri aktif haldedirler ve rezorbsiyonla kemiğin

merkezindeki kemik iliği kavitesini oluştururlar. Bu kavite, modelin kemikleşmesi tamamlanıncaya kadar epifizlere doğru büyür. Embriyonal gelişimin sonraki safhalarında, epifizlerin ortasında sekonder kemikleşme merkezleri (secondary ossification center) meydana gelir. Ancak bu merkezlerin gelişimi aynı kemikte bile aynı anda olmaz. Bu merkezlerin fonksiyonları da primer merkezlerinkine benzer, fakat büyüme yönleri uzunlamasına değil, ışınsaldır. Sekonder kemikleşme merkezlerinin oluşturduğu kemik dokusu epifizleri işgal ettiği zaman, kıkırdak iki yerde sıkışıp kalır. Bunlardan biri hayat boyu kalıcı olan ve kemik yapımına iştirak etmeyen eklem kıkırdağı (articular cartilage), diğeri ise epifizleri diafizlere bağlayan, epifizyal plak veya epifizyal kıkırdaktır. Epifizyal plağın kıkırdak büyüdükçe büyük çoğunluğu diafiz merkezinde oluşan yeni kemik tarafından işgal edilir. Epifizyal plağın büyümesi sona erdiğinde kemik uzaması da durur. Epifizyal plak aynı zamanda büyüme plağı olarak da adlandırılır. Büyüme plağı ve metafiz, enfeksiyonyon, neoplazi, kırık, metabolik ve endokrin hastalıkların sık görüldüğü bir bölgedir. Çocukluk çağı kas iskelet sistemi hastalıklarının çoğunda büyüme plağında ortaya çıkan sorunlar gözlenir.

1.1.4. Kemiğin Büyümesi ve Yeniden şekillenme

Kemiğin büyümesi, daha önce oluşmuş dokunun bir bölümü yıkılırken (rezorpsiyon) aynı anda diğer bir bölümün yapımı (apozisyon) ile oluşur. Kemik yapım miktarı kemik kaybından daha fazladır. Böylece kemik büyürken aynı zamanda şekli de muhafaza edilir. Çocuklarda kemik daha hızlı şekillenir. Uzun kemiklerin büyümesi oldukça karmaşık bir olaydır. Epifizler, kıkırdak radial (ışınsal) büyümesini izleyip, enkondral kemikleşme yolunu takip ederek boyutlarını arttıırırlar. Bu yolla, epifizdeki süngerimsi kısımlar artar. Diafiz esasen bir silindir kemikten ibarettir. Epifizlerin hızla

büyümleri sebebiyle, ekstremitelerin diafizleri çabucak büyür ve diafiz şaftı tarafından ayrılan iki diafiz hunisi (diaphyseal funnels) şekillenir. Diafizyal şaftının boyu, genel olarak epifizyal plağın osteojenik aktivitesi ile , eni ise kemik kısmın dış yüzeyindeki periosteumun kemiği şekillendirmesi ile artar. Bu sırada kemik iliği kavitesinin çapındaki artma ile kemik iç yüzden uzaklaştırılır. Endosteumun osteojenik aktivitesi sebebiyle her iki diafiz hunisinin iç yüzeylerinde kemik depozisyonu oluşur. Aynı zamanda, kemik dış yüzeyi üzerindeki karşıt alanlardan rezorbe olur. Böylece diafiz hunilerinin dar kısımları zamanla silindirik hale gelir. Bu genelde epifiz plağının osteojenik aktivitesine bağlıdır. Bu işin sonunda, silindirik diafizyal şaftın uzunluğu artar ve iki diafiz hunisi kemik büyüdükçe birbirinden uzaklaşır. Daha sonra diafiz hunilerinin silindirik kısımlarındaki endosteumun, osteojenik faaliyeti sona ererek kemik iliği boşluğunun çapı korunur veya çok az rezorbe olarak bir miktar daha genişler. Merkezdeki kemik spikülleri, kemik iliğine yer açmak için erozyona uğratılırken, epifizyal kırıkda da çevresindeki kemik spikülleri ile epifizyal huniye tutunur. Sonuçta, uzun kemikler, epifizyal plaklardaki faaliyet sonucu uzarlar ve periosteal apozisyonla da genişlerler. Epifizyal kırıkda büyümesi sona erdiğinde, yerini kemiğe bırakır. Epifizlerin bu şekilde kapanmaları yaklaşık 20 yaş civarında olur. Bundan sonra artık kemik boyuna uzayamaz, ama enine olarak büyüyebilir.

1.1.4. Kırık iyileşmesi

1.1.4.1. Kırık iyileşmesinin evreleri

Kemiğin kaldırabileceği miktarın üzerindeki travma kemikte kırılmalara sebep olur.¹⁸Kırık sonrası ortaya çıkan fizyolojik reaksiyonlar, bozulan kemik bütünlüğünün yeniden sağlanmasına yöneliktir. Kemik, skar dokusu oluşturmaz ve sadece yeniden kemik yapılmasıyla iyileşir. Kırık

iyileşmesi, kırık olduğu anda başlar ve kırık uçlarının düzenli kemik dokusu ile birleşmesine kadar devam eder. Kırık onarımı fizyolojik adaptasyon ve yeniden yapılanmanın fizyolojik süreci sonunda primer kemik iyileşmesi ve sekonder kemik iyileşmesi yoluyla olabilir¹⁹⁻²².

1.1.4.1.1. Primer kırık iyileşmesi

Primer kemik iyileşmesi genellikle hareketin olmadığı mekanik stabilizasyona gerek olmadan kansellöz kemikte oluşur. Genellikle ayrılmamış ve rijit osteosentez uygulanan kırıklarda görülür.²³ Osteojenik hücreler ve kapillerler medullar kemikte fraktürün iki tarafından başlayarak fraktür hattı etrafında yeni kemik oluşturarak gelişirler. Belirli bir dış kallus oluşmadan, sadece iç kallusla devam eden temas iyileşmesi şeklinde tarif edilebilir. Radyolojik olarak kallus görülmez. Kırık uçlarında bulunan nekrozu, osteoklastlar rezorbe eder. Peşinden osteoblastlar yeni kemik yapısını oluşturur. Schenk ve Willeneger, rijit fiksasyonla tedavinin sağlandığı kortikal kemik fraktürlerinde iyileşme iki yolla meydana gelir: 1-(Gap)Boslukla iyileşme, 2-(Contact) Temasla iyileşme²⁴. Bazı yazarlar temaslı iyileşmeyi primer kemik iyileşmesi olarak ve boşluklu iyileşmeyi ise farklı bir kategoride sınıflandırır. ^{25, 26} Diğerleri de temasla ve boşlukla iyileşmeyi primer iyileşmenin şekilleri olarak tanımlarlar.²⁷ Kırıkta süreç yoktur. Bu nedenle intramembranöz kemikleşmeye benzetilir.

1.1.4.1.2. Sekonder kırık iyileşmesi

Tabii iyileşme şekli budur. Radyolojik olarak kallus görülür. Sekonder kırık iyileşmesi, daha sık rastlanan, kırığın rijit internal fiksasyon olmaksızın tedavi edilmesiyle meydana gelir. Kemik defektlerinde kullanılan tedavi yöntemlerinin çoğunda kemik iyileşmesi sekonder iyileşme şeklindedir. Sekonder iyileşmenin birbirini takip eden dört evresi vardır.¹⁸

- i. Hematom Oluşumu Fazı
- ii. Kıkırdak Kallus Oluşumu Fazı
- iii. Kemik Kallus Oluşumu Fazı
- iv. Yeniden Yapılanma Fazı

Her evre daima kendinden bir önceki veya bir sonraki evre içinde bulunur. Histolojik görünüme göre yapılan sınıflamalarda küçük farklılıklar hariç, genel olarak aynı bulgular kabul edilip benzer sıralamalar yapılmıştır.²⁷

1.1.4.1.Kırık iyileşmesi dönemleri

1.1.4.1.a Hematom Fazı:

Kemik defektleri meydana geldiğinde kan damarları ve etrafındaki yumuşak dokulardaki hasar sonucunda kan miktarında azalma olur. Buna bağlı olarak defekt yüzeyinde hipoksi ve hücre ölüm meydana gelir. Hücre ölüm sonucunda kemik uçlarında nekroz ve bu aseptik nekroz sonucunda enflamasyon ve ödem oluşur^{18, 22, 27, 28}. Damar ve dokulardaki hasar sonucu oluşan kanama ile hematom meydana gelir. Yara yüzeyinde oluşan kan pıhtısı iyileşmeye katkıda bulunan kan kaynaklı elementler içerir. Hematom içerisinde vaskularize olan kemik ve kas parçaları fibrözleşirler. Küçük kemik parçaları periosttan ilerleyen hücreler için yüzeyel depozisyona uygun ortam yaratırlarken, ölü kemik iliği yağlı dejenerasyona uğrar.^{18, 20-22, 27, 29} Enflamatuvar yanıt ve hematom oluşumu, hücresel çoğalmanın başlangıcını oluşturur. 8–12 saat içerisinde periostun kambiyum tabakasındaki hücrelerde DNA sentezi ve çoğalma başlar. Bu süreçte farklılaşan hücrelerin osteoblastlara, fibroblastlara, kondrojenik potansiyeli olan hücrelere farklılaşma kabiliyetleri vardır. Kapiller oluşum başlar ve fibroblastlar kollajen

salgılar. Kollajen oluşumu ve zengin kapiller ağ, granülasyon dokusunu meydana getirir.^{18, 19, 22, 27}

1.1.4.1.b Kıkırdak Kallus Oluşumu Fazı:

Kıkırdak kallus oluşumu iki yolla olur. Eksternal yolda; kıkırdığın kalsifiye olmasıyla kondroblastlar kondrositlere dönerler. Osteoblastların sayısı artar ve osteoklastlar görülür^{18, 22, 27, 28}. İnternal kallus endosteum kaynaklı osteoblastlar tarafından eksternal kallusla aynı zamanda, kırık uçları arasında oluşur. Bu bölgede fibrokartilaj yoktur ve kanlanma daha fazla olduğu için de nekroz azdır.^{18, 21, 30} Bu evrede kondroblastlar kıkırdak büyüme faktörü-1'i salgılar. Mezenkimal hücre farklılaşması sonucu fibrokartilaj kallus oluşur. Kıkırdak büyüme faktörü-2 hormonunun salgılanmasıyla kıkırdak için spesifik olan tip-2 kollajen ve hyolüranik asit üretilir.^{18, 28, 29}

1.1.4.1.c Kemik Kallus Oluşumu Fazı:

Kıkırdak kallus içerisinde artan damarlanma sonucu bölgeye daha fazla oksijen ve besin taşınır. Bu da ortamda osteoblastların oluşmasını sağlar. Oluşan osteoblastların osteoid madde salgılamasıyla periferden merkeze doğru kalsifikasyon sonucu kemik oluşur. Kemik kallus fazında oluşan kemik primer kemiktir.^{18, 19, 21, 22, 27, 28, 30}

1.1.4.1.d Yeniden Yapılanma Fazı:

Primer kemik yapısı düzensizdir ve lameller kemik değildir. Primer kemik uzun bir süreç olan yeniden yapılanma fazı sonunda düzgün lameller kemiğe dönüşür. Yeniden yapılanma döneminde salgılanan (BMP)

kemik morfogenetik proteinleri gibi faktörler olayları yönlendirirler. Osteoklastlar ise kemiği rezorbe ederek bu sürece katılırlar^{20, 22, 27, 28}.

1.2.DİSTRAKSİYON OSTEOGENEZİ

1.2.1. Distraksiyon Osteogenezinin Tanımı

Kraniofasiyal deformitelerin düzeltilmesinde geleneksel ortognatik cerrahi işlemler ve geleneksel rekonstrüksiyon işlemleri sık kullanılmakla birlikte osteotomize kemik fragmanlarının akut hareketlerinde ve aşırı gerilen yumuşak dokularda birçok kısıtlamalarla karşılaşmaktadır. Ayrıca geniş iskeletsel bozukluklarda ve özellikle sendromlu hastalarda genellikle birden fazla cerrahi işlem gerekmektedir. Çocuk büyüyene kadar birçok prosedürün ertelenmesi gereken bu vakalarda tedavinin ertelenmesiyle sekonder deformitelerin yanı sıra psikososyal problemlerin ortaya çıkması açısından büyük risk mevcuttur. Ciddi kraniofasiyal deformiteleri düzeltmek için yapılan geleneksel osteotomiler uzun süre hastanede kalmayı gerektirmekte olup enfeksiyon ve relaps açısından risk oluşturmaktadır^{31, 32}

Bu kısıtlamalar ve riskler araştırmacıları aşırı anteroposterior, transversal ve vertikal deformitelerin düzeltilmesinde yeni yöntemler aramaya yöneltmiştir. Endokondral kemiklerin distraksiyon osteogeneziyle elde edilen sonuçların incelenmesinin ardından kraniofasiyal kompleksin membranöz kemiklerinin de başarılı bir şekilde distrakte edilebileceği ileri sürülmüştür³¹. Bunun üzerine distraksiyon osteogenezi kraniofasiyal komplekste uygulama alanı bulmuş ve kraniofasiyal deformitelerin düzeltilmesinde geçerli bir tedavi seçeneği olarak kullanılmaya başlanmıştır^{33, 34}.

Distraksiyon osteogenezi birbirinden ayrılmış iki kemik segmenti arasındaki boşluğa dereceli germe kuvveti uygulanmasıyla boşlukta yeni

kemik oluşması işlemidir³⁵. Bu işlem ayrılmış kemik segmentleri arasındaki iyileşme kallusuna distraksiyon kuvveti uygulandığında başlar ve doku gerildiği sürece devam eder³⁶.

1.2.2 Distraksiyon Osteogenezinin Tarihçesi

Distraksiyon osteogenezinin evrimi iskeletsel uzatmanın, kemik segmenti fiksasyonunun ve osteotomi tekniklerinin gelişimini ve ilerlemesini içermektedir. Kemik fragmanlarının mekanik manipulasyonlarının prensipleri çok eski zamanlardan beri uygulanmaktadır³⁶.

Hipokrat 2000 yıldan daha önce kırık kemiklere çekme kuvveti uygulanmasını tanımlamıştır. Hipokrat kızılçık ağacından yapılmış dört tane ince kıvrık çubukla bağlanan Mısır derisinden iki halka içeren bir eksternal aparey kullanmıştır^{36, 37}.

Barton, 1826 yılında, kemikte cerrahi ayırma (veya osteotomi) işlemini yapan ilk kişi olarak bilinmektedir. 1880 yılında Macewen kemik ayrılması için osteotom adını verdiği bir enstrüman tasarlamıştır. Bu araştırmacı subkütanöz osteotomi yapan ilk kişidir. ^{34, 36}.

Eksternal iskeletsel fiksasyonun ondokuzuncu yüzyılın ortalarında John Malgaigen deplase transverse patellar kırığın eksternal fiksasyonu için bir aparey geliştirmesiyle başlamıştır. Basit eksternal yapı patellar fragmanlara cilt boyunca sokulan ve bir vidayla bağlanan iki çift kanca içermektedir. Vidayı sıkıştırmak fragmanları pozisyonlarına çekmekte, kırık hattında baskı oluşturmaktadır. Bu aparey kemiğe direkt bağlanan ve böylece mekanik kuvvetlerin kemiğe direkt olarak iletilmesini sağlayan ilk apareydir. O zamandan beri iskeletsel eksternal fiksasyonda büyük gelişmeler olmuştur.^{36, 37}

Yirminci yüzyılın başlarında Alessandro Codvilla femura oblik bir osteotomi yaptıktan sonra eksternal iskeletsel traksiyonu kullanarak ilk uzuv uzatma işlemini gerçekleştirmiştir. Apareyde bacağa uygulanan ve osteotomi seviyesinden ikiye ayrılan geleneksel bir alçı kalıp kullanılmıştır. Kalıbın proksimal parçası sabit eksternal bir yapıya bağlanmıştır ve distal kısmı topuk kemiği boyunca yerleştirilmiş bir pine tutturulmuştur. Uzatma işlemi, bu pine uygulanan iskeletsel traksiyon ile elde edilmiştir³⁶. Daha sonraları, çeşitli cerrahlar, Codivilla'nın 'devamlı gerilim' yöntemini, osteotomi tekniklerini, distraksiyon protokolünü ve fiksasyon apareyini modifiye ederek daha modernize etmişlerdir^{34, 36}

1913 yılında Paul Magnuson ilk kez Z şeklinde osteotomi kullanmıştır. 1921 yılında Vittorio Putti 'osteoton' u tanıtmıştır. Bu aparey femurların uzatılması için fiksator olarak kullanılmıştır. Aparey distal ve proksimal kemik fragmanlarına direkt olarak tutturulan iki pin ve bu parçaları birbirine bağlayan iç içe geçmiş bir tüpten oluşmuştur. Traksiyon kuvvetlerini kontrol etmek için özel bir yay mekanizması kullanılmıştır. 1927 yılında Leroy Abbott U şeklinde osteotomiyle beraber ekstremitenin her iki yanındaki yapıya tutturulmuş pinler kullanmıştır. Abbott bacak uzatılmasına osteotomiden 7-10 gün sonra şişlik indikten sonra başlanılmasını önermiştir, ayrıca ekstremitenin uzatılmasının günlük 3 mm'den fazla olmayacak şekile 5 cm ile sınırlandırılmasını önermiştir. 1932 yılında Joseph Bitner sirküler eksternal fiksatoru tanıtmıştır. Bu apareyde ince pinlerin yerine ince gergin teller bulunmaktadır. 1932'de Edward Haboush ve Harry Finkelstein yeni bir osteotomi tekniği tanıtmışlardır. Periostu cerrahi kemik ayırma bölgesinden uzakta bir bölgede kesmişler ve sağlam periost kılıfı sayesinde yeni kemik daha hızlı oluşmuştur³⁶.

Distraksiyon osteogenezinin gelişiminde Rus cerrah Gavriil İlizarov çok önemli katkılar sağlamıştır. İlizarov 1951 yılında kemik fiksasyonu

için yeni bir aperey geliştirmiştir. Bu aperey üç veya dört adet vidalı çubuk ile birbirine bağlanmış iki metal halkadan oluşmaktadır. Her bir kemik segmenti, birbirine dik açı ile olacak şekilde kemiğe yerleştirilmiş iki adet ince, gergin tel ile halkalara tutturulmuştur. İlizarov'un fiksasyon tekniğinin diğer yöntemlere göre iki majör avantajı bulunmaktadır. Bunlardan ilki stabil olması ancak kemik segmentlerinin aksiyal yönde hareketlerine olanacak verecek şekilde rijit olmayan bir fiksasyon sağlaması ve ekstremitenin fizyolojik fonksiyonu ile ağırlık taşınmasına izin vermesidir. İkincisi ise boyut, şekil veya anatomik lokalizasyonu ne olursa olsun kemik segmentlerinin manipülasyonunda tam kontrol sağlamasıdır^{34, 36, 38}.

İlizarov klinik tecrübeleri doğrultusunda distraksiyon osteogenezine ait iki biyolojik prensipten bahsetmiştir ve bunlar 'İlizarov etkileri' olarak bilinmektedir. Bunlardan birincisi tansiyon stres etkisinin dokuların büyüme ve oluşumunu etkilemesidir. İkincisi ise kanlanmanın ve yüklemenin kemiklerin ve eklemlerin şekilleri üzerindeki etkisidir. İlizarov'un ilk prensibine göre yaşayan dokuda dereceli traksiyon stress oluşturur ve rejenerasyonu ve aktif büyümeyi stimule eder ve yönlendirir. İkinci prensip ise kemiklerin ve eklemlerin şekil ve kütleleri bakımından kanlanma ve mekanik kuvvetler arasındaki etkileşime bağlı olmalıdır^{34, 36}.

Periferal iskeletteki öncü çalışmalarından sonra İlizarov'un prensiplerinin çeşitli kraniyofasiyal deformiteler için uygunluğu birkaç dekat boyunca dikkate alınmamıştır³³.

Kraniofasiyal komplekste distraksiyon osteogenezinin ilk uygulaması 1973 yılında Snyder ve arkadaşları tarafından yapılmıştır. Bir köpek mandibulasında eksternal fiksatörle 10 mm uzatma yapmışlardır. Kısa süre sonra Michieli ve Miotti iki köpek üzerinde dereceli traksiyon ile alt çene genişletilmesi işleminin sonuçlarını sunmuşlardır. Araştırmacılar dişlere

tutturulmuş bir ağız içi distraksiyon apereyi kullanmışlar ve cross-bite oluşturulmuş köpeklerin birinde 5 mm değerinde ise 15 mm kadar uzatma elde etmişlerdir^{35, 39}

1984 yılında Kutsevliak Sukçahev çalışmaları bir adım ileri götürmüş ve İlizarov tekniğini kullanarak normal köpek mandibulasında 1,2 cm'lik bir uzatma elde etmiştir.³⁷

1992 yılında McCarthy ve arkadaşları hemifasiyal mikrosomiyalı ve Nager's sendromlu hastalarda kademeli distraksiyonla mandibular uzatma konusunda batı literatürünün ilk klinik uygulamasını yayınlayınca distraksiyon osteogenezi insan kraniofasiyal iskeletinin membranöz kemiklerinin rekonstrüksiyonu için umut verici yeni bir metod olarak görülmüştür³⁹. McCarthy ve arkadaşları çalışmalarında konjenital mandibular yetersizliği olan 4 hastada ramus kortikotomisiyle beraber ekstraoral pinli bir aparey kullanmışlardır. Apareyin seri halinde günde 1 mm ekspansiyonuyla ortalama 20 mm'lik bir uzatma elde etmişlerdir. Mandibula daha sonra 9 hafta boyunca eksternal fiksasyonla korunmuş ve daha sonra pinler çıkarılmıştır. Apareyle ilgili hiçbir komplikasyonla karşılaşılmamıştır.^{38, 40}

1.2.3 Distraksiyon Osteogenezinin Endikasyonları^{32, 39, 41-43}

1-Konjenital anomaliler

2-Obstruktif sleep apne

3-Mandibular darlık:

4-Maksiller darlık

5-Orta yüz gelişim geriliği (Kraniofasiyal Mikrozomya)

6-Damak dudak yarıkları

7-Bir patolojiye bağılı oluşmuş kemik eksikliği (tümör rezeksiyonları, büyük bir kistik oluşuma bağılı kemik kaybı)

8-Maksiller ark kısalığı

9-Ankiloz:

10-Mikrognati

11-TME ankilozu

12-Travma sonucunda kötü iyileşmiş kemik

13-Atrofik alveolar kret

1.2.4. Distraksiyon Osteogenezinin Kontrendikasyonları

1-Kemik hacminin ve yoğunluğunun yetersiz olduğu vakalar

2-Bağıışıklık sistemi zayıf olan hastalar

3-Osteoporoz

4-Radyoterapi

5-Diabet^{31, 32, 34, 39, 41, 44-46}

1.2.5 Distraksiyon Osteogenezinin Avantajları

- Kemiğin doğal büyüme prosesinin kullanımını ve primer kemik oluşumunu sağlar.

- Üç boyutta düzeltme yapılabilir ve fonksiyonel matriks teorisine göre kas, kemik, ve yumuşak doku tedavi edilebilir

- Relaps olasılığı minimumdur. Planlama iyi yapılırsa yeni oluşan kemikte rezorbsiyon yatkınlığı az olmaktadır.

- İyileşme zamanı daha kısadır.
- Yüz kemikleri orijinal boyutlarının % 30 una kadar uzatılabilir.
- Operasyon sonrası; cerrahi travma, kanama ve şişlik daha az olur.
- İntermaksiller fiksasyona ihtiyaç yoktur.
- Operasyon süresi ve hastanede yatma süresi kısalmıştır. İşlemler hastahanedeki yatılmasına gerek kalmadan da yapılabilir.
- Kan kaybı ve kemik greftlerine bağlı morbidite azalmıştır.
- Başka bir alandan kemik alınmasına veya sentetik kemik greftlerine ihtiyaç duyulmamaktadır.
- Kraniofasiyal bölge için cerrahi işlem genişliği minör düzeyde kabul edilmektedir.
- Postoperatif olarak kemik boşluğu oluşmamaktadır.
- Enfeksiyon riski düşüktür.
- Overtreatment yapmak mümkündür.
- Çevre yumuşak dokularda adaptif değişiklikleri indüklemekte ve böylece ilave yumuşak doku prosedürü gereksinimlerini ortadan kaldırmaktadır.
- Çocuklar ve genç hastalar için çok uygun bir tedavi alternatifidir (2 yaşından sonra uygulanabilmektedir).
- Vaskülarizasyon ve inervasyonun devamlılığı korunmaktadır.
- Estetik ve fonksiyonel olarak başarılı sonuçlar alınmaktadır.

- Özellikle küçük hastalarda yapılacak ortognatik cerrahi sonrasında hava yolu problemlerine karşı önlem olarak planlanan trakeostomi gereksinimini ortadan kaldırmaktadır.

1.2.6 Distraksiyon Osteogenezinin Dezavantajları ^{45, 46}

- Eksternal pin esaslı apareyler kullanıldığında kütanöz skar oluşumu
- İnternal apareylerin çıkarılması için ikinci bir prosedürün gerekliliği
- İnternal apareylerde distraksiyon vektörünün kontrolünün limitli olması
- Bazı vakalarda hastanın uyumluluğunun ve apareyi kabul etmesinin zor olması
- Artmış tedavi zamanı

1.2.7. Distraksiyon Osteogenezi Teknikleri

Distraksiyon Osteogenezi, uygulanan çekme kuvvetlerinin etkilediği yere göre kallotazis ve fiziyal distraksiyon olarak ikiye ayrılır:

1.2.7.1. Kallotazis

Osteotomi sonrası oluşturulmuş kemik segmentlerinin çevresinde oluşan tamir kallusunun kademeli gerilmesiyle oluşur. Klinik olarak kallotazis latent dönem, distraksiyon dönemi ve pekiştirme dönemi olarak birbirini izleyen üç dönemden oluşur. Kallotazis distraksiyon-gerilim bölgelerinin sayısına göre de üç grupta sınıflandırılır:

1.2.7.1.1. Monofokal Distraksiyon Osteogenezi

Kemiğe yapılan tek bir kesi ile kesi hattının her iki tarafındaki kemik segmentlerinin birbirlerinden uzaklaştırıldığı tekniktir. Burada tek bölgede rejenerasyon meydana gelir.

1.2.7.1.2. Bifokal Distraksiyon Osteogenezi

Geniş kemik defektinin olduğu durumda kalan kemik segmentinden ayrılan vaskülerize bir kemik parçasının defekte doğru kademeli olarak hareket ettirildiği tekniktir. Yeni kemik transport diskin hareketi esnasında oluşur ve taşınan kemik segmenti defekt bölgesini kapatır.

1.2.7.1.3. Trifokal Distraksiyon Osteogenezi

Çok büyük kemik defekti bulunan durumlarda defekt bölgesinin iki tarafındaki segmentte yapılan osteotomiler sonrasında iki transport diskin oluşturularak eş zamanlı olarak birbirlerine yaklaştırıldığı distraksiyon osteogenezi tekniğidir⁴⁷

1.2.7.2.Fiziyal distraksiyon

Kemik büyüme plaklarının distraksiyonudur. Bu teknikte büyüme plakları arasındaki distraksiyon oranına bağlı olarak ikiye ayrılır.

Bunlar:

1.2.7.2.1.Distraksiyon epifiziyolizis

Büyüme bölgelerinde günde 1–1,5 mm'lik bir oranda yapılan hızlı bir fiziya distraksiyon tekniğidir. Hızlı ve artan derecedeki gerilim ile büyüme plaklarında kırık meydana getirilir. Bunun sonrasında epifiz metafizden ayrılır ve oluşan trabeküler kemikle büyüme plağı yer değiştirir.⁴⁸

1.2.7.2.2.Kondrodiatazis

Kırık meydana getirilmeden günlük yaklaşık olarak 0,5 mm'lik bir hızla oluşturulan gerilimle kırıkta hücresinin biyolojik aktivitelerinin artması sağlanarak osteogenezi hızlandırılır^{49 48}

1.2.8 Distraksiyon Osteogenezinin Biyomekaniği

Distraksiyon osteogenezi klinik doku mühendisliğinin mükemmel bir formudur. Klinisyen kolay kontrol edilebilen mekanik şartları kullanarak yeni kemiğin oluşumunu ve distrakte kemiğin yapısal bir formunu oluşturmak üzere boşlukla olan oryantasyonunu yönlendirilebilir.

Uygulamanın kritik faktörleri; fiksasyonun stabilitesi, günlük distraksiyon oranı, lokal yumuşak doku örtüsünün ve damarsal beslenmenin korunması olarak görülmektedir⁵⁰

1.2.8.1 Distraksiyon Osteogenezinin Klinik Uygulamasının Biyomekanik Basamakları⁵⁰

-Angular deformitelerin hassas düzeltmelerini içeren detaylı preoperatif planlama.

-Değişik yükleme koşullarında değişmez özelliklerinin bilindiği uygun distraksiyon apareyinin seçimi.

-Uygun çap ve dizayndaki pinlerin seçimi.

-En uygun alanda atravmatik kemik kesisinin (kortikotomi) yapılması.

-Kemik-pin ara yüzeyinin dikkatlice oluşturulması ve daha sonra gelişebilecek pin gevşemesinin önlenmesi.

-Stabil eksternal fiksasyon konfigürasyonunun oluşturulması.

-Distraksiyon osteogenezinin biyolojik sürecine uyan distraksiyon oran ve ritminin seçilmesi.

-Gecikmiş osteogenez durumunda aktivasyona periyodik olarak ara verilmesi ve hatta ters hareket (kompresyon) uygulanması.

-Distraksiyonun tamamlanmasından sonra koruyucu fiksasyonun idamesi.

-Gecikmiş konsolidasyon vakalarında induktif kemik greftlemesi.

-Distrakte yeni kemiğin yeterli maturasyonundan sonra distraksiyon apareyinin çıkarılması.

-Remodeling periyodunda distrakte kemiğin aşırı streslerden korunması.

1.2.9 Distraksiyon Osteogenezinin Tedavi Modellerinin sınıflandırılması

Dört tip distraksiyon tedavi yöntemi vardır:

1-Sadece uzatma prosedürleri

2-Düzeltilici distraksiyon osteotomileri (psödoartroz vakaları gibi yanlış kaynaşmanın olduğu vakalarda kullanılır.)

3-Kemik segmenti transferi

4-Çocuklardaki uygulamalarda distraksiyonla, kemikteki büyüme bölgesinin stimülasyonu⁵⁰

1.2.10 Distraksiyonun mekanik ve biyolojik kuvvetleri

Distraksiyon uygulaması birbirini etkileyen mekanik ve biyolojik faktörlerin etkileşimini içermektedir. Rejenerasyonu şekillendiren biyolojik ve mekanik kuvvetler, apareyin pozisyonunu belirlemede anahtar rol oynamaktadır.

Kemik rejenerasyonu morfolojisini etkileyen biyolojik kuvvetler, bölgeyi çevreleyen nöromüsküler kılıftan kaynaklanmaktadır. Klinisyenin kontrolü altında olan mekanik kuvvetler ise, distraksiyon apareyinin aktivasyonu ile meydana gelmektedir^{45, 50}

1.2.10.1 Distraksiyon Kuvvetlerinin Primer Hedefi

Kemik oluřum mekanizmasındaki klasik dūřünce spesifik bir basınç altında veya yūkleme durumunda deęiřik doku tiplerinin oluřabilmesi veya remodelasyonun saęlanabilmesidir. Osteojenik hūcrelerin kondrojenik ve fibroblastik ekspresyonlarının indirekt kemik formasyonuna (endokondriyal ossifikasyon) ve hatta fibröz birleřmeye neden olan elveriřsiz bir mekanik ortamın sonucu olduęu kabul edilmektedir. Distraksiyon sırasında oluřan direk intramembranöz yeni kemik formasyonunun olması uygulanan gerilme kuvvetine karřı osteojenik hūcrelerin bir cevabı olarak dūřünölmektedir.

Aslında uygulanan gerilme kuvvetinin primer hedefi osteoblastlar değil de ostojenik aktiviteden önce meydana geldiği bilinen anjiogenesisin induksiyonu olabilir.

Distraksiyon tedavisi sırasında uygulanan kuvvet sistemik ve lokal olarak osteoblast aktivitesini arttıran sistemik osteoblast stimüle edici faktörleri arttırabilir. Holbein ve arkadaşları distraksiyon osteogenezli hastaların serumlarının osteoblastik hūcreler üzerinde mitojenik etkileri olduğunu belirtmiştir. Geleneksel osteotomili kontrol grubundaki hastalardan alınan serumlarda böyle bir etki görölmemiştir. Araştırmalar ayrıca hastalar arasında transforming growth faktörün (TGF)serum konsantrasyonlarında bir farklılık olduğunu göstermişleridir. Buna karşın gruplar platellet kaynaklı bütüme faktöründe (PDGF) benzer bir artış göstermişlerdir.⁵⁰

1.2.11 Distraksiyon osteogenezinin oran ve ritmi

Oran kemik segmentlerinin hareket ettirildiği mesafe, ritim ise kemik segmentlerinin birim zamandaki hareket sayısı olarak bilinmektedir.

Birçok alışma günlük 1-2 mm'lik oranın kraniofasiyal distraksiyon osteogenezinde yeterli osteogenezle sonuçlandığını

belirtmektedir. Distraksiyonun oranı genelde günde 1 mm'dir. Bazı araştırmacılar genç hastalara günde 2 mm distraksiyon uygulayarak erken konsolidasyonu engellemeye çalışırlar. Bazıları da yaşlı hastalara günde 0.5 mm'lik distraksiyon uygulayarak fibröz birleşmemeyi engellemeye çalışırlar.

Günlük uygulanan distraksiyon tek seferde veya bölümler halinde de uygulanabilir. Bölümler halinde uygulanması dokuların oluşmasına ve gelişmesine yardımcı olduğu için daha avantajlıdır⁴¹. Bunun yanında günlük distraksiyonu küçük parçalar halinde sık sık yapmak yeni kemik formasyonunu hızlandırmaktadır, bu uygulamanın biyokimyasal analizleri sonucunda osteoblast formasyonu ve maturasyonu için salınan maddelerin arttığının gözlenmesi de bunun bir kanıtıdır.

Bölünmüş distraksiyon protokolleri artmış osteogeneze ek olarak yumuşak dokunun daha az yaralanmasını ve vaskülarizasyonun artmasını sağlamaktadır.^{34, 45, 50}

1.2.12 Distraksiyon Osteogenezinin Biyolojik Temeli

Distraksiyon osteogenezi tamir kallusu oluşması ile başlar. Kallus ise gerilme kuvvetlerinin etkisiyle yeni kemiği oluşturur³⁴.

Distraksiyon işlemi yeni kemik formasyonunun morfolojik sürecine ve remodellingine göre 5 klinik evrede incelenmektedir:

- Cerrahi dönem
- Latent dönem
- Distraksiyon dönemi
- Konsolidasyon dönemi
- Remodeling dönemi⁵⁰

1.2.12.1 Cerrahi Dönemi

Kemiğin dekortikasyonunu veya tamamen osteotomisi işlemini içerir. Bu işlemi yaparken önemli olan nokta kemiğin beslenmesini bozmayacak şekilde konvansiyonel yöntemlerle çalışılmasının gerekliliğidir. Gecikmiş konsolidasyon riskini minimuma indirmek için kortikomi endosteum ve periosteuma minimum zarar vermelidir. Bu yolla rejenerasyonun optimal düzeye çıkarılması amaçlanmaktadır^{41, 46, 50}

1.2.12.2 Latent Dönem

Osteojenik dokunun distraksiyona cevabını en uygun hale getirmek için erken kallus formasyonu için latent periyod önerilmiştir. Osteotominin yapılmasından traksiyonun başlaması ve kallus formasyonuna izin verilen süreci ifade eder. Kemik fragmanlarının sonlanma bölgelerinde endosteal ve periosteal hücrelerin proliferasyonu ile beraber iyi vaskülarize granülasyon dokusunun oluşumuyla kallus formasyonu gerçekleşmektedir. Latent dönemde izlenen olaylar, kırık iyileşmesinde gerçekleşen olaylarla aynıdır. Geleneksel olarak kırık iyileşmesi dört fazdan oluşur. Bunlar: inflamasyon, yumuşak kallus oluşumu, sert kallus oluşumu ve remodelling olarak sıralanabilir^{33, 36, 41, 50}

Bu dönemde maksimal osteojenik aktivite için ideal süreç bilinmemektedir. İlizarov'a göre 5-7 gün, Synder'e göre 7 gün, Califona'ya göre 10 gündür. Genç hastalarda bu süre kısaltılabilir ya da uygulanmadan konsolidasyon aşamasına geçilebilir^{41, 46}

1.2.12.3 Distraksiyon Dönemi

Distraksiyon işlemi kemik segmentlerinin eksternal veya internal apareylerle ayrı yönlerde çekilmesiyle başlar.⁴⁶ Bu işlem tamir kallusunu gerilim altında bırakır. Bu gerilim iskeletsel büyüme faktörlerinin aktivasyonunu ve kapiller hücrelerin osteojenik hücrelere dönüşmesini sağlayarak yeni kemik oluşumunu sağlar³².

Distraksiyon döneminde üç tane değişkenin değerlerinin belirlenmesi gerekir. Bunlar: distraksiyonun oranı, ritmi ve distraksiyon için gereken toplam süredir⁴⁶.

Oran; apareye uygulanan günlük aktivasyon miktarını, ritim ise; apareye uygulanan günlük aktivasyonun kaç bölüm halinde yapıldığını gösterir³².

Distraksiyonun oranı türler, distrakte edilen kemik segmenti ve yaş göz önüne alınmadan yaklaşık olarak günde 1 mm'dir. Distraksiyonun ritmi günde 1 tur ya da günde 4 defa 0,25 mm olarak değişmektedir⁵⁰

Distraksiyon için gereken toplam süre hastaya ve deformitenin büyüklüğüne göre ve istenen klinik hedeflerin elde edilmesine bağlı olarak değişmektedir.⁴⁶

1.2.12.4 Konsolidasyon Dönemi

Çekme kuvvetlerinin kaldırılmasından, distraksiyon aletlerinin çıkarılmasına kadar geçen süredir. Bu dönem, immatur kemiğin minerilizasyonunu içerir. Distraksiyon apareyi getirilen son aşamada bırakılır ve yeni kemik yeterli kuvvete sahip olana kadar kemiğin stabilitesi sağlanmış olur. Genelde 6-8 hafta yeterli olur. İlizarov'a göre bu süre distraksiyon dönemindeki süreden az olmamalıdır^{34, 41}

1.2.12.5 Remodelasyon Dönemi

Remodeling, yeni oluşan kemiğe tam fonksiyonel yüklemenin yapıldığı dönemdir. Bu dönemde hem kortikal kemik hem de kemik iliği restore edilmektedir. Havers kanalları da remodele edilir. Oluşan kemiğin tamamen normal kemikle aynı düzeye gelmesi bir yıl ya da biraz daha fazla bir süre alır. Maksillofasiyal uygulamalarda, 3 aylık konsolidasyon dönemini takiben, implantlar yerleştirilir. İmplantlardan 3 ay sonra da protez uygulanır^{41,}

45

1.2.13 Kraniofasiyal distraksiyon apareyleri

Distraksiyon apareylerinin sınıflandırılması^{31, 32}

Destek Alınan Bölgeye Göre Sınıflama

1.2.13.1 Ekstraoral Apareyler

- Tek yönlü apareyler
- İki yönlü apareyler
- Çok yönlü apareyler

1.2.13.2 İntraoral Apareyler

- Diş destekli apareyler
- Kemik destekli apareyler
- Hibrid apareyler

Alanımızda uygulanan distraksiyon işlemlerini ve apareylerini kullanım yerlerine göre inceleyecek olursak:

1.2.14 Mandibular Distraksiyon ve Kullanılan Apareyler

Mandibulaya yapılan klinik distraksiyon osteogenezi uygulamaları çeşitli kraniofasiyal deformitelerin tedavisinde büyük bir gelişme olduğunu kanıtlamıştır. Hayvan mandibularında yapılan deneysel uygulamalar McCarthy ve arkadaşları tarafından insan mandibulasında distraksiyon osteogenezi uygulamalarında öncü olmuştur. Kraniofasiyal iskelet için ilk deneysel distraksiyon çalışması Synder ve arkadaşları tarafından 1973 yılında gerçekleştirilmiştir. Daha sonra 1977 yılında İtalya'da Michielli ve Miotti uygulamışlardır. 1990 yılına kadar bu konuyla ilgili çalışma gözlenmemiştir. Karp ve arkadaşları köpek mandibulasında unilateral angular osteotomi uygulamışlardır^{36, 50}. Bu araştırmacılar genişlemiş bölgede kortikal kemik formasyonunu ve ekspansiyon alanının histolojik incelemesinde çok iyi organize biyolojik bir sürecin ortaya çıktığını bulmuşlardır. 1992 yılında McCarthy ve arkadaşları bikortikal osteotomi ve rijid eksternal fiksator kullanarak dört genç hastada başarılı bir şekilde yaptıkları ilk klinik mandibular uzatmanın sonuçlarını sunmuşlardır.³⁶

Mandibular distraksiyon uygulamalarında çok çeşitli detaylar bulunmakla birlikte mutlaka gözönünde bulundurulması gereken temel prensipler şunlardır:

- Osteotomi ve apareyin yerleştirilmesi için yeterli miktarda kemik bulunmalıdır.
- Apareyin yerleştirilmesi için gereken boşluğun boyutu ve mevcut ağız açıklığı miktarına bağlı olarak gerekli açıklık intraoral veya ekstraoral yaklaşımla sağlanabilir.
- İnternal ve eksternal apareyler arasında karar verirken bir takım faktörler göz önünde bulundurulmalıdır. Eksternal apareyler çok yönlü distraksiyon kontrolüne izin verirken mevcut internal apareylerle bu

yapılamamaktadır öte yandan eksternal apareyler yüzde belirgin skar oluşumuna neden olabilir ve bu yüzden bir seri internal distraksiyon apareyiyle ard arda farklı distraksiyon vektörü uygulamaları kalıcı eksternal skarlara tercih edilebilir.

- Distraksiyon vektörünü; mandibulanın osteotomisi değil apareyin yerleştirilmesi ve/veya yönü belirler.
- Osteotomi yapmadan önce apareyin geçici olarak yerine yerleştirilmesi gerekir. Osteotomi sonrası proksimal segmentin hareketli olmasından dolayı apareyi yerleştirmek zor olur. Osteotomi çizgisinin distraksiyon vektörüne dik olmasına gerek yoktur ama sinire ve gelişen dentisyona zarar vermeyecek şekilde yerleştirilmelidir.
- Özel bir testereyle bukkal kortikomi yapılır ve lingualde yeşil ağaç kırığı uygun bir osteotomla oluşturularak inferior alveoler sinir korunur.
- Bölgeyi kapatmadan önce aparey test edilmeli ve hastaya apareyi aktive etmek için kullanılan parçanın kullanım yönü vurgulanarak anlatılmalıdır.⁴⁶

1.2.14.1 Eksternal Distraksiyon Apareyler

1.2.14.1.a Eksternal Tek Yönlü Distraksiyon Apareyleri

1992 yılında McCarthy ve arkadaşları başarılı bir şekilde 3 çocukta unilateral bir çocukta da bilateral mandibular uzatma yaparak tek yönlü eksternal bir distraktörü (Howmedica Corp, Rutherford, NJ) tanıtmışlardır. Elde edilen distraksiyon miktarı 20-24 mm arasında değişmektedir. Bu hastalarda distraktör iki klempli ayarlı tek bir çubuk içermektedir. Her klemp osteotominin her iki tarafına yerleştirilen 2 mm'lik iki pini tutmaktadır. Bu aygıtı yerleştirebilmek için son diş germinin posteriorunda yaklaşık olarak 20-24 mm uzunluğunda kemik bulunması gerekmektedir. Çubuğun ucundaki civata döndürülerek klempler arasındaki

uzaklık kemik seviyesindeki ekspansiyon ya da kompresyonu sağlamak için değiştirilebilir^{31, 40, 51}

Ortiz-Monasterio ve Molina tam olmayan bir kortikomi yaparak Ilizarov'un tekniğini modifiye etmişlerdir. İnternal kortikal kemiği ve kansellöz tabakayı sağlam bırakmış ve semi-rijit bir eksternal distraktör kullanmışlardır. Aparey sadece mandibula alt sınırına yerleştirilen birbirlerinden 2-3 cm uzakta olan 1.98-3.43 mm'lik 2 pinle oluşmuştur (Wells Johnson Co, Tucson, AZ). Eksternal bir kortikomi yapıldıktan sonra her iki tarafa uzun eksenleri birbirine paralel olacak şekilde tek bir pin yerleştirilmiştir. Hemifasiyal veya bilateral mikroginatili hastalardaki yumuşak doku yetersizliğini fark ettikten sonra Molina distraktörüne ileride kullanmak üzere osteodistraksiyon ile ilişkili sekonder yumuşak doku ekspansiyonu özelliğini eklemiştir. Lingual kortikal kemiğin sağlam bırakılmasıyla apareyin başlangıç distraksiyonu pinlerin birbirinden uzaklaşmasına ve ekspansiyon çubuğunun çekilmesine neden olmaktadır. Kemik tam olarak ayrılmamış olsa bile yumuşak doku ekspansiyonu gerçekleşmektedir. Distraksiyon işlemine devam edilirken belli bir noktada içteki kortikal kemik kırılmakta ve kemik uzaması meydana gelmektedir. Mandibula gövdesindeki ve hipoplastik yanak yumuşak dokusundaki dış bükeylikteki artışa ek olarak mandibulanın alt ve arka sınırına yerleştirilmiş olan tek pin inferiordaki rotasyonun superiordan daha fazla olmasına izin vermektedir. Bu teknikle mandibulanın şeklinde olan değişikliğin mandibular büyüme eğrisini daha yakından takip ettiğine inanılmaktadır. Molina'nın distraktörleri tek yönlü olmasına rağmen üç boyutlu değişiklikler gözlenmiştir. Bu tekniğin bir kusuru içteki kortikal kemiğin ne zaman ve nasıl kırılacağına tahmin edilememesidir^{31, 51}

İlk ekstraoral apareylerle ya vertikal ya da horizontal yönlerde sadece tek yönlü mandibular uzatma yapılabilirdi. Ramus ya da korpusta mandibular yetmezliği olan hastaları tedavi ederken doğrusal kemik uyumsuzluklarının tümünün düzeltilmesini bu yöntem sağlayabilmektedir.

Mandibular mikrosomya veya mikrognatisi olan konjenital sendromlu hastaların bununla birlikte mandibulanın ramus, korpus ve köşesinde ciddi deformiteleri olabilir. Bu tip vakalarda mandibulanın restorasyonuna iki yönlü bağımsız distraksiyonunun daha uygun olduğu görülmektedir.⁵¹

1.2.14.1.b Eksternal Çift Yönlü Distraksiyon Apareyleri

Çift yönlü bir distraksiyon apareyi tek yönlü apareye göre ilave bir serbestlik derecesi sağlar. Nager's sendromu, Treacher Collins sendromu ve bilateral mikrognati gibi daha ciddi mandibular hipoplazi vakaları birden daha fazla düzlemde yetersizlik içerirler. Treacher Collins sendromlu vakalarda hem oklüzal düzlem hem de ramus yetersizliğinin düzeltilmesi için çift yönlü distraksiyon zorunludur. İki osteotomi gerçekleştirildiği zaman distraksiyon distraktorün her iki kolunda da gerçekleştirilebilir ve dolayısıyla ekspansiyon tek yönlü apareyin sağladığından iki katı daha hızlı elde edilebilir^{31, 51}

Ortiz-Monasterio ve Molina çift yönlü distraksiyon apareyini mandibulada ilk kez kullanan araştırmacılarıdır. Gonial açının her iki tarafına internal kortikal kemik ve kansellöz kemiği koruyan iki eksternal kortikomi (ramusta horizontal, korpusta vertikal) yaparak iki tane distraksiyon sahası oluşturmuşlardır. Böylece mandibulanın iki parçasını da eş zamanlı olarak uzatabilmişlerdir^{31, 51}

Çift yönlü apareylerdeki gelişmeler uzatma sırasında iki distraksiyon vektörü arasında açısal bir ilişki sağlayabilmişlerdir ve böylece gonial açının augmentasyonu sağlanabilmiştir⁵¹.

Klein ve Howaldt angulasyonda kontrollü değişiklikler yapabilme yetisine sahip bir eksternal çift yönlü aparey geliştirmişlerdir (KLS-Martin LP, Jacksonville, FL). Değişiklikler mandibular yetersizlik vakalarında sıklıkla geniş olan gonial açıda yapılabilir. Aparey ortada bulunan bir vidaya bağlanan 5 cm uzunluğunda iki tane kol içermektedir. Bu vida açığı

değiştirmek için kolların aşağı ve yukarı hareket etmesini sağlar. Yeterli kemik miktarı bulunan ciddi mandibular hipoplazi vakalarında gonial açının her iki tarafına bir osteotomi yapılır ve her bir kemik segmentine 2 mm'lik ikişer pin yerleştirilir. Çift osteotominin kontrendikasyonları; çok küçük çocuklar, son diş germinin posteriorunda yetersiz kemik bulunan ve nispeten orta derecedeki yetersizliklerdir. Bu gibi durumlarda tek bir osteotomi yapılır ve aparey yerleştirmeden önce açıldırılır böylece ortadaki pinlere gerek kalmaz. Distraksiyon günde 1 mm yapılır ve angulasyon haftada bir değiştirilir³¹.

Çift osteotomi prosedürlerinin eksikleri; müdahale edilen segmente avasküler nekroz riski ve pin yerleştirilmesi sırasında diş germine zarar verme riskidir. Tedavi öncesi planlamada bu potansiyel problemler göz önünde bulundurulmalıdır³¹.

1.2.14.1.c Eksternal Çok Yönlü Distraksiyon Apareyleri

Üç boyutlu kontrolün sağlanması için son adım transversal değişiklikler yapılabilmesidir. Üç boyutta da yetersizlik olan ciddi mandibular defektlerde ramus ve korpusun ayrı ayrı uzatılmasının dereceli açılmal düzeltmeyle birlikte olması gerekmektedir; bunun sonucunda çok yönlü distraksiyon apareyleri geliştirilmiştir^{40, 51}

McCarthy ve arkadaşları önceki çalışmalarına dayanarak, unilateral kraniofasial mikrosomiyalı bir çocuktaki asimetriyi kendi geliştirdikleri bir eksternal çok yönlü aparey (Stryker Leibinger, Dallas, TX) kullanıp düzelterek elde ettikleri sonucu sunmuşlardır. Çok yönlü aparey farklı düzlemlerde iki dişli vidası olan bir merkezi gövdeden meydana gelmektedir. Gövdeye bağlı olan iki kolun uç kısımlarında iki pin klembi bulunmaktadır. Apareye uygulanan her çeyrek tur dönüşü 0.25 mm'lik ekspansiyonla sonuçlanmaktadır. İki aktivasyon vidası transvers ve vertikal yönlerdeki değişiklikleri sağlamaktadır. Vidanın her dönüşü 3°lik rotasyonla

sonuçlanır. İlk olarak lineer distraksiyon yapılmalı (10 mm önerilmektedir) ve bu bir prematür konsolidasyon formasyonu oluşmasını engellemek için angulasyon işlemi boyunca devam ettirilmelidir. Lineer ekspansiyonun hasta veya ebeveynleri tarafından yapılması önerilirken angulasyonun cerrah tarafından yapılması önerilmektedir³¹.

KLS-Martin LP büyük çocuklar için önerdikleri bir çok yönlü distraktör sunmuşlardır. İki kol orta bölüme bir raşet ve bilyeli mafsal kombinasyonuyla bağlanır, bu durum kolların birbirinden bağımsız hareket etmesini sağlar. Her bir kol 60 mm uzunluğundadır. Cerrahi teknik çift yönlü distraktörlerdekine benzer tek veya çift osteotomi kullanılarak yapılır. Lineer distraksiyon ilk olarak yapılmalı ve angulasyondaki değişiklikler haftada bir yapılmalıdır³¹.

1.2.14.2 İnternal Distraksiyon Apareyleri

Yüzdeki skar problemleri, pin alanı enfeksiyonlarını ve görüntüsünün hoş olmaması gibi dezavantajlarını elimine etmek için, eksternal distraktörlere alternatif olarak internal distraktörler geliştirilmiştir. Ancak internal distraktörlerle sadece tek yönlü distraksiyon yapılabildiği her zaman akılda tutulmalıdır³¹.

Guerro'nun 1990 yılında 4-7 mm arasında değişen miktarda transvers yetmezliği olan 11 hastada kullandığı intraoral apareyin sonuçlarını sunarak bu konudaki ilk çalışmayı yayımlamasından sonra intraoral distraksiyon apareylerindeki gelişmeler iki yönde olmuştur: 1- Eksternal apareylerin minyatürize edilmesi 2-Uygun ortodontik apareylerin modifikasyonu³¹.

İntraoral apareyler diş destekli, kemik destekli ve hibrid apareyler olarak sınıflandırılabilirler^{32, 51}

1995 yılında McCarthy ve arkadaşları köpek model üzerinde test ettikleri kemik destekli bir intraoral distraktör apareyini sunmuşlardır. Aparey teleskopik distraksiyon çubuğuyla birbirine bağlanan bir çift pin

aracılığıyla kemiğe sabitlenen iki klempten oluşmaktadır. Osteotominin yapılmasının ardından aparey mandibulanın bukkal yüzeyine yerleştirilmiş ve uzatma çubuğu bukkal vestibule uzatılmıştır^{31, 51}

Drs Vasquez ve Dinel biri mandibula gövdesini diğeri de ramusu uzatan iki tane kemik destekli intraoral distraktör geliştirmişlerdir (Stryker Leibinger). Her bir aparey iki boyutta olup 18 ya da 28 mm'lik ekspansiyon sağlarlar ve ilgili bölgeye dört tane 1.6 mm'lik self drilling pinlerle tutturulurlar. Distraksiyon çubuğu bukkal sulkusa uzanmakta ve kolay erişebilmek için dudak lar arasında durmaktadır^{31, 51}

Synthes Maxillofacial, 30 mm distraksiyon yapabilen kısmen internal bir distraktör üretmektedir. Distraktör bölgeye dört adet 2 mm'lik self tapping vidalarla tutturulmaktadır ve ekspansiyon çubuğu rahatlık sağlamak ve yumuşak doku engellemelerini minimize etmek için tamamen kapatılmıştır. Çubuk aktivasyon vidasına kolay ulaşım sağlamak için mandibula alt sınırında perkütanöz olarak uzanmaktadır³¹.

KLS-Martin LP perkütan dokudan çıkan esnek bir kolu olan minyatür bir intraoral mandibular distraktör üretmektedir. 10 mm, 15 mm veya 20 mm'lik distraksiyona izin veren üç boyutu olan bu aparey toplam 6 adet 1.5 mm'lik vidayla bölgeye yerleştirilmektedirler³¹.

Guerro ve arkadaşları mandibular uzatma ve genişletme için diş destekli, kemik destekli ve hibrid olmak üzere farklı distraksiyon apareyleri sunmuşlardır. Apareyler modifiye edilerek ortodontik bantlarla dişlere ya da bükülebilir çatal şeklindeki metal kollarla kemiğe sabitlenebilir. Apareyin bükülebilir yapıda olması intraoperatif adaptasyona izin verir ki bu da vida yerleştirilmesi sırasında mandibular sinire zarar verme ihtimalini düşürmektedir. Guerrero ve arkadaşları daha sonra kemik desteği sağlamak için mandibula orta hat distraktörünü yeniden dizayn edip sonuçlarını sunmuşlardır (Dynaform Intraoral Distraction Device; Stryker Leibinger). Teknik dört kesiciden herhangi ikisinin arasında yapılan vertikal osteotomi ile

başlar. Eğer unilateral ekspansiyon yapılacaksa lateral dişle kanin diş arasında osteotomi yapılır. Dişler ve kökler arasında planlanmış osteotomi sahasına uyacak şekilde bir boşluk olmalıdır. Tam ostetomi yapılır yapılmaz kemik segmentlerini sabitlemek için aparey 6-8 dönüşle aktive edilir. Eğer dokular renk değiştirdiyse, dişeti dokusunun yırtılmasını engellemek için vida ters çevirilir. Latent period evresi 4-6 gündür ve distraksiyon hızı günde 1 mm'dir. Distraksiyondan sonra dişlerin immature rejenerasyona sürüklenmesini engellemek için boşluğa akrilik bir diş yerleştirilir. Konsolidasyon süresi aparey uzaklaştırıldıktan ve boşluğun kapanması başladıktan sonra 40-60 gündür. Ayrıca araştırmacılar mandibular genişletme ile beraber simultan ramus osteotomileri ve genioplasti yapılabildiğini belirtmektedirler.⁵¹

1997 yılında Razdolsky ve arkadaşlarının geliştirdiği diş destekli ve hibri apareylerde (ROD Razdolsky osteogenesis Device) distraksiyon mekanizması paslanmaz çelik kronlara veya miniplaklara bağlanabilmektedir. Buna ek olarak preoperatif kayıtlara dayanarak önceden belirlenen distraksiyon eksenine göre apareyin işlemde önce fabrikasyonunu sağlayan özel bir labarotuar aleti dizayn etmişlerdir. Aparey dişe yapıştırıldıktan sonra veya kemiğe fikse edildikten sonra distraksiyon mekanizması kaldırılır ve özel bir testere kullanılarak osteotomi yapılır ve ardından distraktör tekrar yerleştirilir. Razdolsky ve arkadaşlarının geliştirdiği ark boyunu arttırmak için dişler arasında distraksiyon yapan ROD 1'e ek olarak; ROD 2 mandibula posteriorunu sonuncu molara doğru yükseltir, ROD 3 mandibulayı genişletir, ROD 4 maksiller distraksiyon için tasarlanmıştır ve ROD 5 kret augmentasyonu için tasarlanmıştır^{31, 51}

Harper ve arkadaşları ile Bell ve arkadaşları yetişkin maymunlarda sabit Hyrax tipi ekspansiyon aygıtları kullanarak mandibular orta hat osteotomisi yapmışlardır. Eğer ekspansiyon çok küçük artışlarla yapılırsa kondilin kendi fizyolojik limiteri içinde irreversible bir hasar olmadan

adapte olabileceğini bulmuşlardır. Sonraki çalışmalar distraksiyonun dişlerin seviyesinde simfizin alt sınırından daha fazla ekspansiyon oluşacak şekilde üçgen şekilli bir boşlukla sonuçlandığını göstermiştir. Ankraj alınan dişteki devrilme de açık ortada olduğu gözlemlenmiştir. Radyolojik değerlendirmeler birçok hayvanda boşluğun bir tarafında yeni kemik formasyonu olmaksızın kök ekspozürü olduğunu göstermiştir. Bu durum periodontal ligamentin korunması ve kemik rejenerasyonunun desteklenmesi için osteominin her iki yanında aveoler kemiğin devam etmesi gerektiğini göstermektedir. Diş destekli bir ağızla yapılmış mandibular ekspansiyonu içeren başka bir çalışmada distraksiyon boşluğu destek dişte devrilme olmadan paralel bulunmuştur ve periodontal ligament problemi veya önceki yüklemeye rağmen devitalize olmamış dişlerle birlikte osteotomi sahasının her iki tarafında kemik formasyonu vardı. Periodontal problemleri engellemek için latent periyodun yardımcı olabileceği düşünülmüştür³¹.

1.2.14.3 Alveoler Distraksiyon Ağızları

Çekim veya tümör rezeksiyonu sonrası, travmatik diş avülsiyonu veya periodontal hastalık sonucu oluşan kemik kayıpları gibi durumlar augmentasyon amaçlı alveoler distraksiyon osteogenez prosedürü için endikasyon teşkil edebilir. Dişsiz bir sahanın implant yerleştirilmesi için elverişli hale getirilmesinde temel olarak yükseklik, anteroposterior uzunluk ve nadiren genişlik artırılması için distraksiyon prosedürleri tercih edilmektedir. Büyük defektlerin başarılı rehabilitasyonu için geniş kemik kütlelerine ihtiyaç duyulur. Distraksiyon osteogenez bu noktada avantajlı yöntem olarak dikkat çekmektedir. İnsan ve hayvan çalışmaları distraksiyon osteogenezin, alveol kretinin vertikal yönde augmente edilmesini ve fonksiyon görecekt implantlara destek sağladığını göstermektedir.

Eksik dişlerin restorasyonu özellikle yetersiz alveolar uzunluk ve/veya genişliğin olduğu vakalarda problemli olmaktadır. Kemik greftleri

çoğunlukla yumuşak dokunun zayıf yanıtındaki problemler nedeniyle beklenmedik sonuçlar doğurmaktadır. Dişsiz bir kretin yüksekliğini distraksiyon osteogeneziyle 9 mm yükseltme işlemi köpeklerde başarılı bir şekilde gerçekleştirilmiştir. Chin ve Toth bıçak sırtı şeklinde kreti olan 17 yaşında bir hastada vertikal alveolar distraksiyon yaparak augmentasyon olmadan implantlar için yer sağlamışlardır. Kemiğin atrofik olan üst kısmı rezeke edilmiş ve hemen altındaki sağlıklı kemiğe osteotomi uygulanmıştır. Alveoler distraksiyon için geliştirilmiş bir distraktör (LEAD System, Stryker Leibinger) yerleştirilmiş ve 5 günlük bir latent periyodun ardından distraksiyon günde 1 mm olacak şekilde 9 gün boyunca aktive edilmiştir. Apey 10 gün bekletilmiş ve 10 gün sonunda çıkartılmıştır. 6 hafta sonra osseointegre implantları kütlesi oldukça artmış olan kemik içine yerleştirilmiştir³¹.

1.2.15. Orta yüz distraksiyonu ve kullanılan apareyler

Maksiller distraksiyonun endikasyonları;

1-Büyük ilerletmeler gereken orta ve ciddi retrüzyonlu özel dudak-damak yarıklı hastalar

2-İleri ve aşağı uzatmanın gerektiği ara kemik greftine ihtiyacı olmayan hastalar

3-Büyümekte olan hastalar için erken tedavi⁵²

Maksiller distraksiyon uygulamalarında çok çeşitli detaylar bulunmakla birlikte mutlaka gözönünde bulundurulması gereken temel prensipler şunlardır:

- Eksternal apareylerin kullanımıyla beraber preoperatif hazırlık tipik olarak distraksiyon vektörüne rehberlik etmesi için palatal bir apareyin yerleştirilmesini içermektedir.
- Osteotetomi konvansiyonel yapılmalı ve orta yüzün mobilizasyonu tamamlanmalıdır.

- Süt ya da karma dişlenme dönemindeki çocuklarda infraorbital foramen seviyesinde gelişmekte olan dentisyonu korumak için tipik LeFort I osteotomisinin modifiye edilip yukarı alınması gerekir.

- Şu anda kullanılan internal apareylerle LeFort I seviyesindeki orta yüz ilerletmeleri kısıtlı alanda apareyin ayarlanmasının zorluğu nedeniyle sınırlıdır. Apareyin fiksasyonu gelişmekte olan dentisyona zarar verebilir. Distraksiyon uygulamalarında kontrolleri daha kolay olduğu için eksternal çok yönlü apareyler tercih edilmektedir.

- LeFort III seviyesindeki orta yüz ilerletmeleri ve frontofasiyal ilerletmeler şartlara bağlı olarak eksternal ya da internal apareylerle yapılabilir. Internal apareyler zigoma gövdesi ve arkı seviyesinde yerleştirilir. Eksternal apareylerin palatal apareye ve ek olarak zigoma, burun kökü ve supraorbital bölgelerden asma tellerine ihtiyacı vardır.⁴⁶

1993 yılında Rachimel ve arkadaşları eksternal distraktörlerle koyunda yaptıkları orta yüz ilerletmesinin bulgularını sunmuşlardır. Nasofrontal birleşimde 36 mm'lik ve lateral maksillada 43 mm'lik ekspansiyon için günde 2 mm'lik ekspansiyon yapılmıştır³¹.

Molina ve Ortiz-Monisterio distraksiyon osteogenezi için Le Fort I osteotomisiyle kombine bir ortodontik protraksiyon maskesi kullanımını sunmuşlardır. Bu tekniğin uygulanmasından sonra Polley ve Figueroa elastikli yüz maskesinin istenilen ileri hareketi elde edebilmek için yeteri kadar rijit olmadığını farketmişlerdir. Maksiller ilerletme için ayarlanabilir rijit eksternal fiksasyon (RED) sistemini geliştirmişlerdir. Kullanım için endikasyonları; büyük ilerletme gereken bazı vakalar ve tedavileri skarlı sonuçlanmış yarık damaklardır. Kroşeli bir oklüzal splint önceden hazırlanır ve büyük bir LeFort osteotomisi gerçekleştirilir. Kapatmanın hemen ardından distraksiyon aygıtı simetrik olarak yerleştirilir ve 2-3 kafa vidasıyla sabitlenir. Rehber tel splintten uzanan ekstraoral kancalardan distraktördeki horizontal

bara bağlanır. 3-4 günlük bir latent periyod vardır ve distraksiyon oranı günde 1 mm'dir. Apareyin horizontal barı horizontal hareketlerle birlikte vertikal hareketlerin çok yönlü kontrolüne izin vermek için aşağı veya yukarı doğru ayarlanabilir. Konsolidasyon süresi aparey çıkarıldıktan sonra 2-3 haftadır. Bu apareyle LeFort I, LeFort III osteotomisi ve monoblok osteotomiler kullanılabilir^{31, 53}

Molina Le Fort III osteotomisi ile birlikte kullanılan tek yönlü bir orbital malar distraktör dizayn etmiştir. Apareyin kendinde bulunan kol yumuşaktır ve rahatlık ve fonksiyon sağlar. Kolun aktif kısmı kulağın arkasında perkütanöz olarak uzanır ve 25 mm'lik genişleme sağlayabilir. Apareyin ön uç kısmında zigomatik kemiğin arkasındaki apareyin yereşim yerinde fleksibilite sağlayan bir dayanak noktası vardır.³¹

Chin ve Toth maksillofasiyal komplekste kullanmak üzere kendi internal apareylerini dizayn etmişlerdir. Ameliyatı planlamak ve distraktörlerini dizayn etmek için hastaların iskeletleri bilgisayarlı tomografi bilgilerini kullanmışlardır. Chin ve Toth'un distraksiyon için uyguladıkları yöntem bir kaç yönden İlizarov'un yayınladığı prensiplerden ayrıdır. İlk olarak periosteum korunmadan tam kalınlıkta bir osteotomi yapılır. İkinci olarak latent periyod beklenmez; ama operasyon sahasını kapatmadan distraksiyona direkt olarak başlanır³¹.

1997 yılında Cohen ve arkadaşları Modüler İnternal Distraksiyon Sistemi (MIDS) adını verdikleri bir sistem geliştirmişlerdir. FDA tarafından onaylanan ilk internal distraksiyon apareyidir. Birinci jenerasyon sistem 15 mm ve 30 mm distraksiyon yapabilen ekspansiyon vidalarını içerir. Esnek aktivasyon teli operasyon alanından uzakta göze çarpmayacak şekilde kulak arkasında, saçların arasında veya ağzın içinde olabilmektedir. MID orta yüz distraksiyonu için kolayca adapte olabilmektedir. Apareyler genellikle hastalar tarafından iyi tolere edilmektedir. Bütün bunlarla beraber apareyin

ıkarılması için büyük bir operasyon gerekmesi ve kaldırılan doku miktarının fazla olması apareyin dezavantajlarıdır⁵⁴⁻⁵⁶

u anda kullanılan internal apareylerle LeFort I seviyesindeki orta yüz ilerletmeleri sınırlı olarak yapılmaktadır; çünkü apareylerin kısıtlı bir alanda uyumlanması ve yönlendirilmesi alanda apareyi uygun ayarlanmasının zorluğu nedeniyle sınırlıdır. Apareyin fiksasyonu gelişmekte olan dentisyona zarar verebilir. Distraksiyon uygulamasında daha fazla kontrole müsade ettikleri için eksternal çok yönlü apareyler tercih edilmektedir.⁴⁶ Fakat eksternal apareylerin hantal, rahatsız ve hasta tarafından iyi tolere edilememesi gibi dezavantajları vardır⁵⁷. Bu da araştımacıları yeni intraoral apareyler araştırmaya yönlendirmiştir.

2004 yılında Yamaji ve arkadaşları orta yüz hipoplazilerinde kullanılmak üzere LeFort I internal distraktörü adlı yeni bir aparey geliştirmişleridir. Bu aparey LeFort I osteotomisinin altına ve üstüne yerleştirilen st ve alt plakları içermektedir. Üstteki plak U şeklindeyken, alttaki plak ters U şeklindeyken. Plakların anterior ve posterior uçları priform çıkıntı ve zigomatik desteğe vidalarla sabitlenmişlerdir. Distraksiyon vidası sagittal düzleme paralel bir şekilde maksiller sinüse yerleştirilmiştir. Aktivasyon ubuğu çok amaçlı bir bağ ile distraksiyon vidasına bağlanmış ve maksiller bukkal sulkus boyunca ağız içine uzanmıştır. Bu yeni aparey geleneksel internal apareylerle ilgili bazı problemleri göstermek için dizayn edilmiştir. Apareyin avantajları; distraksiyon vidasının maksiller sinüste yerleşmesi vidanın sagittal düzleme paralel yerleştirilmesini kolaylaştırması ve vertikal yönde yapılacak değişiklikler için geniş bir oda sağlaması ve bu lokalizasyonun bukkal dokularda gerilemeye neden olmadığı için hasta tarafından daha rahat tolere edilebilmesini sağlamasıdır. Apareyin dezavantajları; apareyi çıkarmak için ek bir uygulamanın gerekmesi, yükleme yapmak için yeterli kemik desteğinin gerekmesi ve geleneksel internal apareylerde olduğu gibi distraksiyon vektörünün kontrol edilememesidir; ama

aparey daha iyi oklüzal sonuçlar için distraksiyon vektörünün hassas kontrolüne izin verir⁵⁷.

Maksiller darlık vakaları; yavaş ortodontik ekspansiyon, rapid palatal ekspansiyon, cerrahiyle desteklenen rapid palatal ekspansiyon, ekspansiyonla birlikte iki segmentli LeFort I tip osteotomi gibi yöntemlerle düzeltilebilir. Bu tür tedavilerin sonucunda destek dişlerde istenmeyen hareketler gözlenebilir ve iskeletsel relapsı önlemek için uzun süre retansiyon ve fazla düzeltme yapmak gerekebilir.⁴⁶ Bu dezavantajları önlemek için 1999 yılında ilk kez Mommaters maksiller ekspansiyon için kemik destekli bir transpalatal distraktörü (TPD) tanıtmıştır. Bu apareyin 3 avantajı vardır. Bunlardan birincisi kuvvetlerin direkt olarak kemiğe iltılmasıdır böylece ortodontik hareketlere gerek kalmamaktadır, ikincisi dört ayrı boyda verilen teleskopik distraksiyon modülünü değiştirerek aktivasyon fazında distraksiyon miktarının kolayca değiştirilebilmesidir, üçüncü avantaj ise tedavi sonrasında retansiyon fazında dişlerin hemen braketlenip seviyelenmesine izin vermesidir. Apareyin dezavantajı ise fonksiyonel komponentlerin gevşemesi veya zarar görmesidir^{58, 59}

Tek taraflı dudak damak yarıklı hastalarda yarık tarafındaki lateral maksiller segmentin çökmesi nedeniyle asimetric transversal maksiller yetmezlik görülebilir^{58, 59}. Yetersiz transversal palatal genişliğin klasik tedavisinde üç yöntem kullanılmaktadır. Bunlar: segmentli LeFort I osteotomisi, cerrahi ile desteklenen rapid palatal ekspansiyon ve ortodontik rapid palatal ekspansiyondur. Bu vakalarda kullanılan distraktörler klasik TPD'lerden farklıdır. Klasik TPD kullanılan vakalarda maksiller subapikal osteotomi yapılırken dudak damak yarıklı vakalarda posterior segmental osteotomi yapılır. Klasik TPD'de distraksiyon vektörünün midpalatal sutura dik olması gerekirken dudak damak yarıklı vakalarda ise asimetric olması gerekir. Böylece posterioara göre daha çok çökmüş olan anterior bölgede büyük bir ekspansiyon sağlanır^{36, 58, 60}

Dudak damak yarıklı hastalarda kullanılan bir başka apareyde transantral distraktörlerdir. Bu apareyler daha iyi hasta uyumu, tam bir planlama ve daha iyi sonuçlar elde etmek için geliştirilmiştir. Bu distraktörler yerleştirilmeden önce üst çenenin üç boyutlu görüntüsü elde edilerek apareyin ve distraksiyon vektörünün yeri belirlenir.⁶¹

1.2.16 Apareylerde günümüzdeki gelişmeler

Distraksiyon apareylerinin skara neden olabilmeleri, çıkarmak için ikinci ameliyatın gerekmesi, tedavi süresinin uzaması, aparey etrafında enfeksiyon oluşma riski gibi dezavantajları vardır. Bu dezavantajlar araştırmacıları yeni buluşlar yapmaya sevk etmiştir.

Rezorbe olabilen malzemeler pediatrik kraniofasiyal uygulamalarda titanyum ve metal implantların yerini büyük ölçüde almaktadır. 1999 yılında Cohen ve arkadaşları kısmen rezorbe olabilen bir yeni bir orta yüz distraktörü tanıtmışlardır⁶². 2001 yılında ise Cohen ve arkadaşları kısmen rezorbe olabilen bir apareyle Le Fort III distraksiyonu yapmışlardır. Bu işlemde MID sistemi kullanılmıştır. Klasik MID'den farkı; titanyum meshlerin yerine rezorbe olabilen Macropore meshleri kullanılmasıdır. Apareyden sadece distraksiyon vidası ve telinin çıkartılması gerekmektedir. Rezorbe olabilen bir stabilizatör kullanıldığı için, distraksiyon teli ve vidasına konsolidasyon fazına gerek yoktur ve distraksiyon fazından sonra çıkarılabilir.⁵⁴⁻⁵⁶

2002 yılında Burstein ve arkadaşları LactoSorb rezorbe olabilen implant sistemine dayanan üç tip tek aşamalı distraksiyon apareyi geliştirmişlerdir. Geliştirdikleri ilk aparey (MOF Apareyi) orta yüz, orbita ve frontal kemik distraksiyonunda kullanılmaktadır. MOF apareyi her türlü osteotomi dizaynında kolay uygulanabilmektedir ve frontal ve orbital kemik ekspansiyonlarını birleştirebilmektedir. İkinci aparey yeterli kemik hacmi olan büyük çocuklarda ve adolesanlarda kullanılabilen Mandibular Adolesan apareyidir (MA Apareyi). Üçüncü aparey ise oldukça az kemik hacmine sahip

yenidoğanlarda, infantlarda ve küçük çocuklarda mandibular distraksiyonda kullanılmaktadır. (MI Apareyi)⁶²

Çeşitli ajanlar klinik ve deneysel olarak distraksiyon osteogenez mediatörleri olarak kullanılmaktadır. Bir çalışmada köpek modellerinde kalsiyum sülfat, hyalunarik asit ve kitosanın distraksiyon osteogenezinde erken kemik konsolidasyonlarındaki etkileri araştırılmış ve kalsiyum sülfat ve kalsiyum sülfatla kombine materyallerin erken kemik konsolidasyonunda kısmen etkili oldukları bulunmuştur.⁶³

1.3. Sonlu Eleman Analizi Metodu

1.3.1 Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile Yapılan Araştırmaların Tarihçesi

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, çeşitli mühendislik bilimlerinde (makine, inşaat, gemi, jeofizik vb.) yaygın olarak kullanılmış, biyomekanik ile uğraşan araştırmacıların ilgisini çekmiş, tıp ve dişhekimliğinde de bu analiz yöntemiyle pek çok araştırmalar yapılmıştır.⁶⁴⁻⁶⁷

1974 yılında Yang ve Baldwin ortodontide kullanılan "loop"lar ile oluşan kuvvetlerin analizinde, 1975 yılında Farah ve Craig porselen ve metal destekli jaket kronlardaki stres dağılımını sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelemişlerdir.^{69, 70} 1976 yılında Weinstein ve arkadaşları implant çevresinde oluşan gerilim lokalizasyonunu aym yöntemle araştırmışlardır.⁷¹

1977 yılında Aydınlik bölümlü protezlerde silikon ara tabakanın destek dokularda neden olduğu boyutsal farklılıkları, Dayangaç ise oniki değişik MOD kavite şeklinde yapılan amalgam dolguların kırılmasını sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanarak incelemişlerdir.⁷²

1978'de Takahashi ve Kitagami doğal diş ve blade-vent implant destekli sabit köprülerde destekleyici dokulardaki gerilimlerin analizini, Wright ve Yetram mandibuler ikinci molar dişin amalgam restorasyonu ve ısısal gerilme sırasındaki mekanik davranışlarını araştırmışlardır. Aynı yıl Craig ve

arkadaşları hareketli parsiyel protezlerin distal uzantılarındaki yükleri incelemişlerdir.⁷³⁻⁷⁵

1982 de Cook ve arkadaşları dental implantların çevresinde oluşan stres dağılımını iki boyutlu stres analiz yöntemiyle incelemişlerdir.⁷⁶

1983 yılında Irei ve arkadaşları çiğneme sırasında maksilla ve mandibulada oluşan streslerin "overbite" ve "overjet" açısından incelenmesinde kullanmışlardır.⁷⁷ Aynı yıl Rubin, Krishnamurthy ve Capilouto mandibular birinci molardeki çiğneme kuvvetleri ile oluşan stresi üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelemişlerdir.⁷⁸ Cook ve Weinstein karbon ve alüminyumoksit dental implantlarda kemik ile implant ara yüzeyindeki stresleri incelenmişlerdir. Cook ve Weinstein karbon ve alüminyumoksit dental implantlarda kemik ile implant ara yüzeyindeki stresleri incelemişlerdir.⁷⁹

1984 yılında Mohammed ve arkadaşları implant destekli köprülerde⁸⁰, Reinhart ve arkadaşları oklüzal travmanın mekanik açıdan incelenmesinde bu yöntemin uygun olduğunu belirtmişlerdir.⁸¹ Wree ve arkadaşları molar diş restorasyonlarında kullanılan farklı bir kavite tipindeki stres dağılımını incelemişlerdir.⁸² 1987 yılında Ishida ve arkadaşları mandibulada stres dağılımını incelemişler⁸³, Miyasaka ve arkadaşları kraniofasial kemiklerin üç boyutlu modelinin oluşturulmasında⁸⁴, Anusavice ve Hojjatie metal-seramik kronlar ile yüzeyel porselen marjindeki stres dağılımını incelemeye sonlu elemanlar stres analiz yönteminden yararlanmışlardır⁸⁵.

1988' de Rieger kök formundaki implantların stres dağılımını⁸⁶, Ress ve Williams restore dişlerdeki tüberkül fleksibilesini incelemeye⁸⁷, Charton ve arkadaşları ise post-core tasarımların üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanarak incelemişlerdir.⁸⁸ Rieger ve arkadaşları kemiğe adapte ve kemiğe biyoaktif kaplamalarla uygulanmış endosseus

implantları, ayrıca üç tip implantın kemikteki stres dağılımını karşılaştırmışlardır.⁸⁹

1990 yılında Rees ve arkadaşları üst total protezlerdeki labial frenilum çentiğinin stres dağılımına etkisini⁹⁰, aynı yıl Williams ve arkadaşları osteointegre implantlara uygulanmış sabit protezlerin iki boyutlu stres dağılımını sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanarak araştırmışlardır.⁹¹

Rieger ve arkadaşları altı endosseous implantın ve ikinci bir araştırmada onbir endosseous implantın stres dağılımını incelemişlerdir.^{92, 93}

1990 yılında Middleton ve arkadaşları ortodontik diş hareketlerini⁹⁴, Goel ve arkadaşları çiğneme yükleri karşısında mine ve dentindeki etkileri incelemede üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yönteminden faydalanmışlardır⁹⁵. Aynı yıl Yuasa ve arkadaşları kroşelerde uzunluk ve esneklik arasındaki ilişkiyi⁹⁶, Charkawi ve arkadaşları distal uzantılı protezler için osseointegre implant modifikasyonlarını iki boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelemişlerdir.⁹⁷

Mihalko ve arkadaşları dental implantlar etrafında kemikte oluşan stresleri iki boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelemişlerdir.⁹⁸

Akagawa ve arkadaşları osteointegre implantlarda kemik yüzeyinde oluşan gerilmeleri üç boyutlu stres analiz yöntemi kullanarak araştırmışlardır.⁹⁹

Mejer ve arkadaşları dişsiz mandibulada dental implantların etrafındaki kemikte, gerilmeleri üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile araştırmışlardır.¹⁰⁰

1994 yılında Holmes ve arkadaşları ve 1990 yılında Rossen ve arkadaşları IMZ implant sisteminde stres dağılımı ile temporomandibular ekleme olan etkisini karşılaştırmışlardır.^{101, 102}

Sertgöz üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile kemik bloğuna eğimli yerleştirilmiş implant ve çevre kemik dokusundaki oluşan stresleri incelemiştir.¹⁰³

Meijer mandibulaya yerleştirilmiş implantlar çevresindeki stresleri incelemek için iki ve üç boyutlu model oluşturmuş , üç boyutlu olarak elde ettiği model üzerindeki sonuçların daha gerçeğe yakın olduğunu bildirmiştir.¹⁰⁴

İşeri rapid maksiller ekspansiyon ile meydana gelen stres yığılmalarının olduğu bölgeleri üç boyutlu elde ettiği model üzerinde sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirmiştir.¹⁰⁵

Jeon ortodontik kuvvetler sonucu maksiller birinci molar dişin periodonsiyumunda oluşan stresleri değerlendirmek amacıyla sonlu elemanlar stres analizi kullanmış, meydana gelen stres sonucu biyolojik dokulardaki değişikliklerin analizinde iyi bir yöntem olduğunu bildirmiştir.¹⁰⁶

Toparlı farklı restoratif materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerini karşılaştırmak amacıyla yapmış olduğu çalışmada, iki ve üç boyutlu model oluşturmuş, üç boyutlu olarak elde ettiği model üzerindeki sonuçların daha gerçeğe yakın olduğunu bildirmiştir.¹⁰⁷

Maurer sagittal split ramus osteotomisinde farklı bikortikal vidaların biomekanik yükler karşısındaki klinik bulgularını sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirmiş ve bu deneysel çalışmanın klinik için rehber bir metod olduğunu vurgulamıştır.¹⁰⁸

Roychowdhury elde ettiği üç boyutlu temporomandibular eklem modelinde sonlu elemanlar stres analizinin, yüz kemikleri gibi kavisli yapılardaki kullanımın gerçeğe daha yakın ve güvenli sonuçlar verdiğini bildirmiştir.¹⁰⁹

James DeVocht fonksiyonel kuvvetler sonucu temporomandibular eklem üzerindeki streslerin değerlendirilmesi amacıyla kadavra üzerinde ve bilgisayar ortamında oluşturduğu model üzerinde

karşılaştırmalı olarak bir çalışma yapmış, elde edilen verilerin birbirleri ile uyumlu olduğunu görmüştür. Bunun sonucunda sonlu elemanlar stres analizinin kompleks sistemlerin mekaniksel ve fiziksel özelliklerini değerlendirmede çok daha hızlı, güvenilir ve daha basit bir yöntem olduğunu rapor etmiştir.¹¹⁰

Maurer bilateral sagittal split ramus osteotomisinde kullanılan dört farklı rezorbe olabilen osteosentez vidaların postoperatif dönemde çiğneme kuvvetlerine karşı dirençlerini görmek amacıyla sonlu elemanlar stres analizini kullanmış ve klinik uygulamalarda yönlendirici olması bakımından son derece güvenli bir metod olduğunu bildirmiştir.¹¹¹

Wong (2011), mandibula kırığı tedavilerinin biyomekanik özelliklerinin üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemiyle araştırmaları kapsayan literatür derlemesinde 17 yayını değerlendirmiş, bu yöntemin başarılı ve tutarlı sonuçlar verdiğini ayrıca hayvan deneylerine gereksinimi azalttığından dolayı etik açıdan da iyi bir yöntem olduğunu belirtmiştir.¹¹²

1.3.2 Sonlu Elemanlar Stres Analiz Metodu İle İlgili Temel Kavramlar

1.3.2.1 Kuvvet

İncelenen cisme, diğer cisimlerin yaptığı etki dış yük olarak tanımlanabilir. Bu etkiler örneğin, ağırlık kuvvetleri gibi bilinen, verilmiş kuvvetler, cisimler arasındaki bağdan doğan reaksiyonlar olabilir. İç kuvvet ise cismin zihnen düşünülen çeşitli parçaları arasındaki etki ve tepkidir. Mühendislikte cismin tümü incelenirken cisim parçalara ayrılır ve her parça sanki diğerinden bağımsızmış gibi ayrı bir cisim olarak düşünülür. Bu şekilde cismin parçalarından, birinden diğerine geçen etkinin hesaba katılması iç kuvvet fikrini ortaya çıkarır.¹¹³

1.3.2.2 Gerilme

Herhangi bir cisme dışardan kuvvet uygulandığında cismin iç yapısında moleküler düzeyde bir kuvvet oluşur. Yüzeye dağılmış durumdaki iç kuvvetin, birim alandaki şiddetine "gerilme" adı verilir. İncelenen alana dik yönde olan normal gerilmeler, alana teğet yönde olanlar kayma (shear) olarak adlandırılır. Dik gerilme çekme (tension) (pozitif) veya sıkışma (compression) (negatif) olarak yönüne göre sınıflandırılabilir.¹¹⁴

1.3.2.3 Şekil Değiştirme

Bir cismin çeşitli noktalarının birbirine göre göreceli durumunun değişmesi olarak tanımlanır. Gerçekte var olan bütün cisimler, üzerine etki eden kuvvetler altında şekil değiştirmeye uğrar. Şekil değiştirme cismi meydana getiren maddesel noktaların yer değiştirme vektörlerinin bir fonksiyonudur.

Şekil değiştirme, cismin geometrisi değişmeden kendisine benzer kalarak sadece kenar boylarının değişmesi dolayısıyla hacimsel şekil değiştirme veya kenarları bozulmadan sadece açılarının değişmesi ile ortaya çıkan biçimsel şekil değiştirme şeklinde de olabilir. Şekil değiştirmeyi ölçmek için bir uzunluk değişimi veya kısaca uzama, diğerleri de açı değişimi veya kısaca kayma olmak üzere iki farklı unsur kullanılır.

Yer değiştirmede ise iki ana unsur söz konusudur. Sürekli cismin bir bütün olarak yer değiştirmesi veya dönmesidir. Bu bileşenlere rijit cisim hareketi denir.¹¹⁴

1.3.2.4 Deformasyon

Deformasyon birim boyut basma uzunluk değişimidir. Deformasyon elastik veya plastik şeklinde ya da her iki halde birden olabilir. Elastik deformasyon dönüşümlüdür yani gerilim ortadan kalkınca cismin şekli eski haline döner. Deformasyon ifade ederken 2 grup tanım yapılır. 1. Grupta cismin içindeki maddesel noktaların birleştiren çizgilerin boy değiştirmesi bulunur. Bunlar dik birim deformasyon olarak adlandırılır. İkinci grupta ise

maddesel noktaları birleştiren çizgilerin arasındaki açılarda değişmesidir. Bir kayma birim deformasyonu adım taşır.¹¹⁴

1.3.2.5 Hooke Kanunu

Birim şekil değiştirmeler ile gerilmeler arasında, doğrusal bir ilişki olduğu kabul eden bir kanundur (Robert Hooke 17. yy). Belirli gerilme sınırlarını aşmamak şartı ile cisimlerin davranışını doğru olarak ifade eder.¹¹⁵

1.3.2.6 Elastisite Modülü

Sadece bir yönde etki eden gerilme durumunda birim şekil değiştirme (e) ile gerilim arasındaki (a) doğrunun eğimi (e/a) şekil değiştirmeye direncin bir ölçüsüdür ve her malzeme için farklıdır ve elastisite modülü diye adlandırılır.¹¹⁶

1.3.2.7 Poisson Oranı

Sadece bir yönde etki eden gerilme durumunda kuvvete dik doğrultudaki enine birim şekil değiştirmenin kuvvet doğrultusundaki şekil değiştirmeye oranı olarak tanımlanır. Poisson oranı 0 ile 1/2 arasında bir değerdir ve her maddenin aymıcı bir özelliğidir. $\nu=1/2$ hacmin sabit kalması haline karşılık gelir ve kauçukta bu değere yakındır. Uzarken yanal şekil değiştirmeye en az hassas cisim mantardır ($\nu=0$).¹¹⁴

1.3.2.8 Kayma (Shear) Modulus

Elastisite modülü gibi cisimlerin açısal şekil değiştirmeye karşı direncin ölçüsüdür olarak tanımlanır.¹¹⁶

$$\text{Kayma Modülü } G = \frac{E}{2(1 + \nu)}$$

1.3.3 Stres Analiz Yöntemleri ve Sonlu Elemanlar İle Analiz

Bir makine, cisim veya binanın elemanlarının maruz kalabileceği yükler altında maruz kalacağı gerilmeleri ve kuvvetleri görmek ve tasarım aşamasında dayanımında fazla zorlanan elemanları tekrar tasarım ile daha güçlü seçmek, bir cismin üzerine gelen kuvvetler altında gerilmelerin yoğunlaştığı bölgeleri görmek ve o cismin ideal şeklini saptayabilmek amacıyla stres analiz yöntemleri kullanılır.

Günümüzde diş hekimliğinde biyolojik tedavi malzemelerinde fonksiyonel malzemelerin analizini sağlayan yöntemler;

Kırılabılır vernikle kaplama tekniği

Foto elastik analiz yöntemi

Gerilim ölçer kullanılarak yapılan stres analizi yöntemi

Termografik stres analiz yöntemi

Lazer ışını ile stres analiz yöntemi

Sonlu Elemanlar Metodu ile stres analiz yöntemi olarak sıralanabilir.

1.3.4 Sonlu elemanlar analizinin avantajları

1. Karmaşık geometriye sahip katılar modellenebilir,
2. Gerçekçi malzeme değerleri ile gerçeğe yakın modeller elde edilebilir.
3. İşlenilen sayıda değişik malzeme ile model oluşturulabilir.

4. Stres dağılımı ve deplasmanlar duyarlı bir şekilde elde edilebilir.

5. Deneysel aracın kontrolü, sınır koşullarının, uygulanan kuvvetlerin, malzeme özelliklerinin, geometrinin kolayca değiştirilip analizin zahmetsizce gerçekleştirilmesi mümkündür.

6. Noninvaziv bir tekniktir.

7. Herhangi bir noktaya uygulanan kuvvetle oluşan stres teorik olarak gerçeğe yakın bir biçimde ölçülebilir.

8. Dişler, alveolar kemik, periodontal ligament, kraniofasial yapılar ve diğer metaryaller simüle edilebilir.

9. Kuvveti uygulama noktası, büyüklüğü ve yönü istenildiği gibi değiştirilebilir.

10. Çalışma operatör isterse defalarca tekrarlanabilir.

1.3.5 Sonlu elemanlar analizinin diğer stres analizi yöntemlerine göre tercih edilme sebepleri

1. Sonlu elemanlar, boyutları ve şekillerinin esnekliği nedeniyle, verilen bir cismi temsil edebilir ve hatta karmaşık şekilli bir cisimde daha da etkili olabilir.

2. Çok bağlantılı bölgeler veya köşeleri olan bölgeler zorluk çekilmeksizin incelenebilir.

3. Değişik malzeme ve/veya geometrik özellikleri bulunan problemler de ek bir zorluk göstermez.

4.Sebepe- sonuç bağıntılarına ait problemler tümel direngenlik matrisi ile birbirine bağlanan genelleştirilmiş "kuvvetler" ve "yer değiştirmeler" cinsinden formüle edilebilir. Sonlu elemanlar metodunun bu özelliği problemin anlaşılmasını hem mümkün kılar, hem de basitleştirir.

5.Sınır koşulları kolayca uygulanır.

1.3.6 Sonlu Elemanlar Metodunda zm Tekniği

Karmaşık yapıya sahip cisimlerin incelenebilmesi için kurulan denklemleri analitik yollarla çözmek oldukça güçtür. Bu nedenle bu tip problemlerde FEM gibi nümerik yöntemlerin kullanılması gerekmektedir. FEM, karmaşık mekanik problemleri daha küçük ve basit elemanlara bölerek yüzey ve şekil fonksiyonlarının kullanımıyla ara değerin bulunduğu bir yöntemdir. Yani başka bir deyişle FEM, cismin bütününün fonksiyonel çözümünün yerine her bir sonlu eleman için fonksiyonun çözümünü formüle eder ve bunları uygun bir biçimde birbirine bağlayarak cismin tamamına uygular.

Sonlu elemanlar analizi 3 aşamada gerçekleştirilir:

1- Hazırlık Safhası (Preprocessing)

Analizin yapılabilmesi için ilk aşama yapının geometrik modelinin oluşturulmasıdır. Model oluşturulduktan sonra alan elemanlara bölünür ve bir ağ modeli oluşturulur. Sonlu elemanlar metodunu kullanarak yapılan bir analiz işleminde ağ oluşturma işlemi sonlu elemanlar metodunun belkemiğini oluşturur. Termal, yapısal, mekanik, akışkan ve elektromağnetik gibi mühendisliğin temel alanlarında sayısal analiz işlemleri esnasında ağ oluşturma işlemi vazgeçilmez bir adımdır. Ağ oluşturma işlemi ile düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları oluşturulur. Aynı zamanda kullanıcı

tarafından girilen minimum bilgiye karşılık optimum sürede otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını sağlar.

Ağ modeli oluşturulurken komşu elemanlar üst üste gelmez ve aralarında boşluk yoktur. Elemanların yapısı mümkün olduğunca basit olmalıdır. Tek boyutlularda doğrular, iki boyutlularda üçgenler veya paralelkenarlar; üç boyutlularda ise dört, beş ve altı yüzlü yapılar tercih edilir. Bir boyutlu cisimler birbirine düğümlerle, iki boyutlu cisimler çizgilerle, üç boyutlu cisimler düzlemlerle sonlu elemanlara ayrılacaktır.

Bütün durumlarda cismi temsil eden elemanlar birbirine düğümlerle bağlıdır. Sonuçta cisim, sonlu elemanlar ve onları birbirine bağlayan düğümlerden oluşan bir sistemle yer değiştirmiş olacaktır. Genel olarak "cisim" terimi; yapı, sürekli ortam veya problemin bölgesi anlamında kullanılmaktadır. Düğümler ise komşu sonlu elemanları uçlarından birbirine bağlayan ve onları bir arada tutan somun civata bağlantılarına benzetilebilir. Düğümler kaldırıldığında elemanlar birbirinden ayrılacağından komşu sonlu elemanlar arasında fiziksel süreklilik yoktur.

Metodun çözümlenmesinde bundan sonraki adım. cismi temsil eden elemanların her biri için eleman matrislerini (element stiffness matrix) tanımlamaktır. Daha sonra eleman matrisleri parçalara ayrılmış cismin tamamına ait "genel matrisi" (overall= global stiffness matrix) oluşturmak üzere toplanır. Bu toplamada, cismin sonlu eleman modelindeki bütün düğümlerde kuvvetlerin dengesi ve yer değiştirmelerin sürekliliği sağlanır. Buradan şu matris denkleminde ulaşılır.

$$[K]\{u\} = \{P\}$$

$[K]$ = cismin genel matrisini.

{P} bir =Toplam kuvvet vektörünü

{5} = bütün düğümlerde meydana gelen yer değiştirmeleri göstermektedir.

Burada [] işareti kare veya dikdörtgen matrisleri, |) ise sütun vektör matrisini temsil eder.

Bu aşamada dikkat edilmesi gereken noktalardan biri, aynı tip ve geometriye sahip elemanlar için bu cebirsel denklemlerin aynı olduğudur. Böylelikle bütün elemanlar için tek tek bu denklemlerin çözümlenmesine gerek kalmaz. Eğer cismin elemanlarının hepsi birbirinin aynı ise tek bir denklemin çözümü yeterli olacaktır. Elemanların geometrilerinin farklılığı çözülmesi gereken denklem sayısını belirler. Dikkat edilmesi gereken diğer bir nokta ise eleman tipinin seçimidir. Ne kadar basit elemanlar kullanılırsa, oluşturulacak denklemler kadar çözümleri de kolay olacaktır. Kısaca tüm problem için gerekli çaba. birkaç eleman için yazılacak birkaç denklemle sınırlı kalacaktır.

2- Çözüm Safhası

Doğrusal veya doğrusal olmayan cebirsel denklemler analitik olarak çözülebildikleri gibi, nümerik analiz teknikleriyle bilgisayarda çözülür. Malzeme ile ilgili olarak değişik yer değiştirme miktarı veya ısı transferi problemleri ve klasik dalga yayılması problemleri bu denklemlerin sıkça kullanıldıkları alanlardır.

3- Sonuçların değerlendirilmesi safhası

Bu aşamada denklemlerin çözümü tablolar, resimler veya grafikler aracılığı ile sergilenmektedir.¹¹⁷

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda mandibulada değişik durumlar için dizayn edilen ve ağız içi distraktör apereyleri kullanılarak gerçekleştirilen 3 farklı distraksiyon konseptinin biyomekanik etkileri 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelenmiştir.

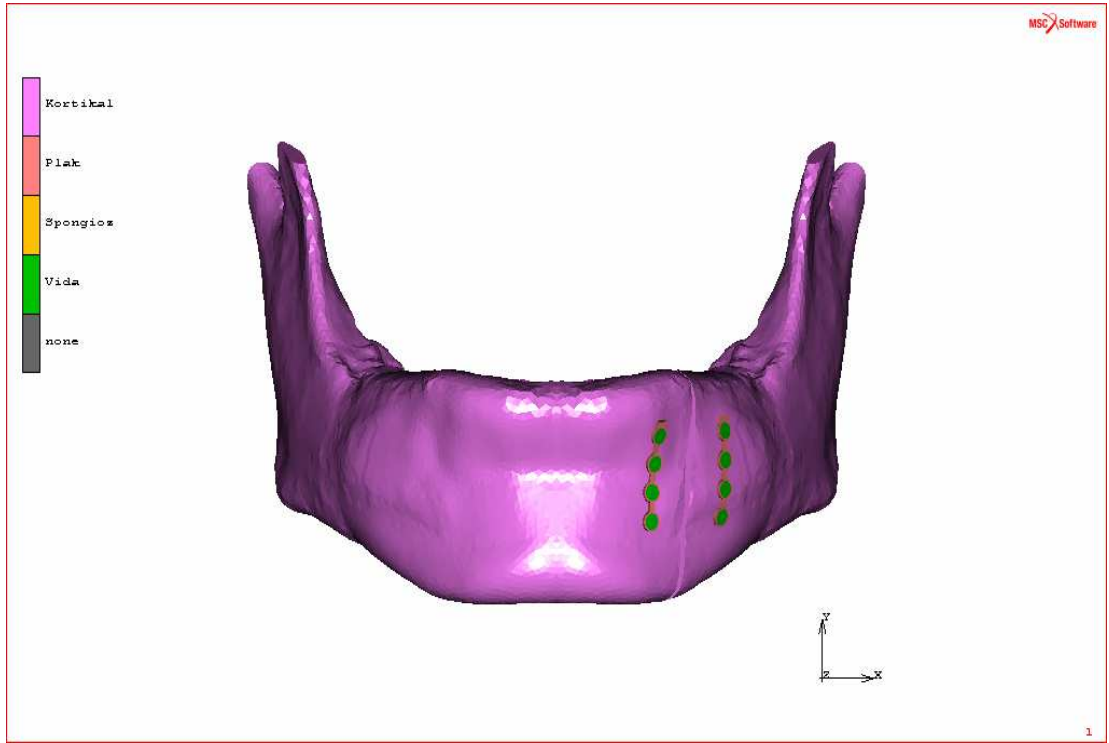
Çalışmamızda kullanılan mandibula modeli, Yakın Doğu Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı arşivlerinden elde edilen 3 boyutlu tam dişli genç erkek hastalardan alınan mandibula tomografileri arasından seçilmiştir. New-Tom 3G (Quantitive Radiology, Verona, İtalya) Cone – Beam CT (CBCT) görüntüleme sisteminden, ortalama kesit kalınlığı 0,5 mm olan ve dişli mandibuladan elde edilen seri kesitler DICOM 3.0 tıbbi görüntüleme formatı kullanılarak 3 boyutlu medikal görüntü işletim programı Maxilim (Medicim Company, Mechelen, Belçika) versiyon 2.2.2'ye aktarılmış ve mandibulanın 3 boyutlu görüntüsü elde edilerek stl formatında saklanmıştır. Elde edilen bu format MSC MENTAT (MSC Software Corporation, Santa Ana, Ca, Amerika) version 2005 programı kullanılarak ön hazırlık ve model oluşturma işlemleri tamamlanmıştır.

Oluşturulan mandibula modeli üzerinde yapılan *refinement* işlemleri sonrasında elde edilen verilerin gerçeğe en yakın olabilmesi amacıyla, dişler artifaktlar temizlenerek işlenmiş ve dişler çevresi periodontal membran 0.2 mm boyutunda her bir dişin kökleri çevresince modele dahil edilmiştir. Böylelikle mandibulanın *solid meshing* işlemi tamamlanmıştır.

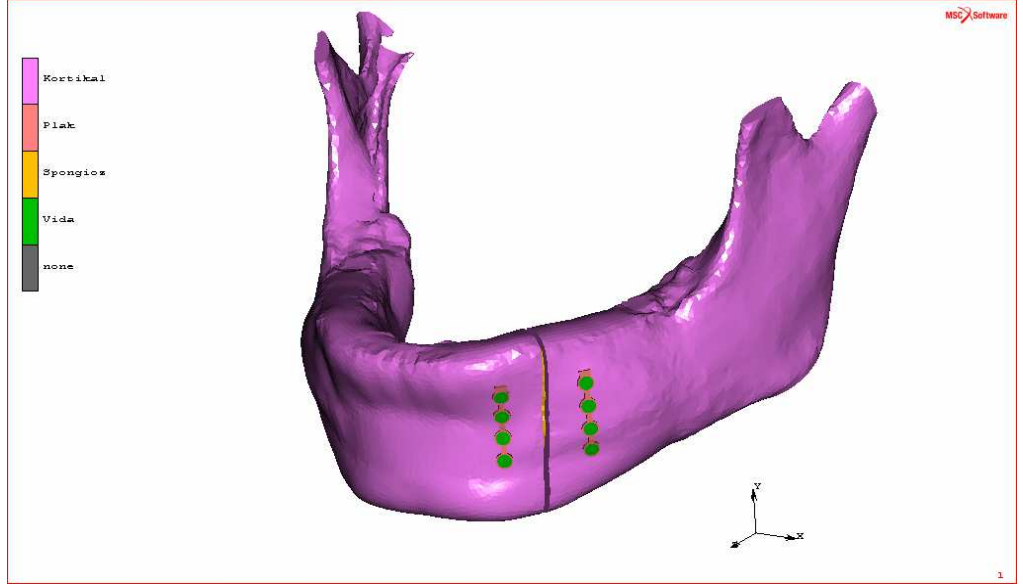
Çalışmada kullanılan fiksatif elemanlar olan titanyum plak ve vidaların modellenmesi işlemi ise Catia V5R18 (Dassault Systems – Fransa)

programı kullanılarak yapılmıştır. Çalışmamızda Titanyum miniplakların bilgisayar modelleri Medartis (Modus MDO 2.0, Basel, Switzerland) fiziksel örneklerine göre hazırlanmıştır. Buna göre; 4 delikli 2 mm düz maksillofasiyal plaklar ile plak fiksasyonları için 7 mm uzunluğunda 2 mm titanyum vidalar kullanılmıştır.

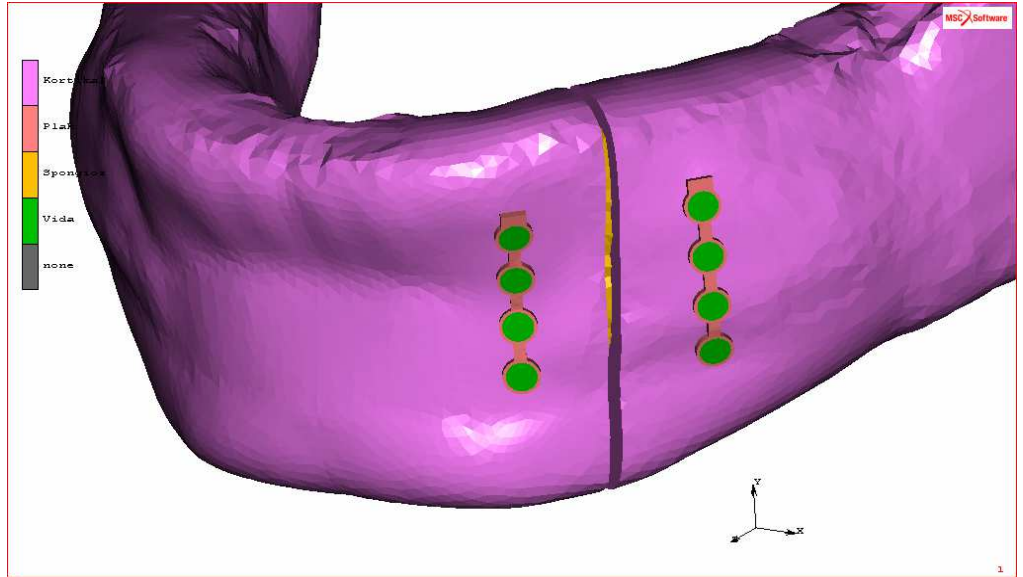
Çalışmamızda monofokal, bifokal ve trifokal distraksiyon konseptini yansıtacak şekilde üç ana model oluşturulmuş, mandibula üzerinde gerekli kesi simülasyonları yapılmıştır. Her bir distraksiyon konseptine uygun hareket vektörüne göre kesi hatlarına daha önceden modellenen plak ve vidalar applike edilmiştir.



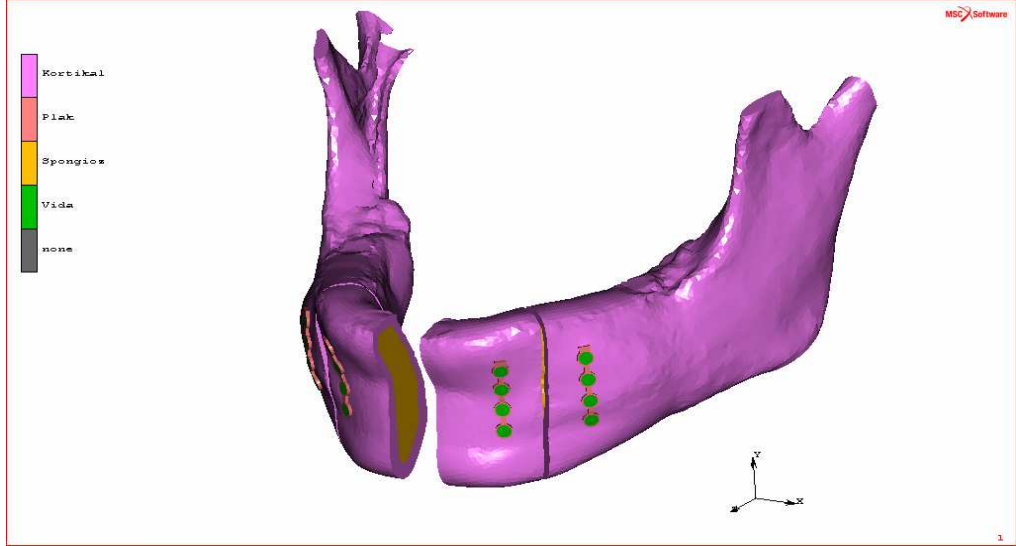
Şekil 1: Model 1(Monofokal distraksiyon konsepti) genel görünüm 1



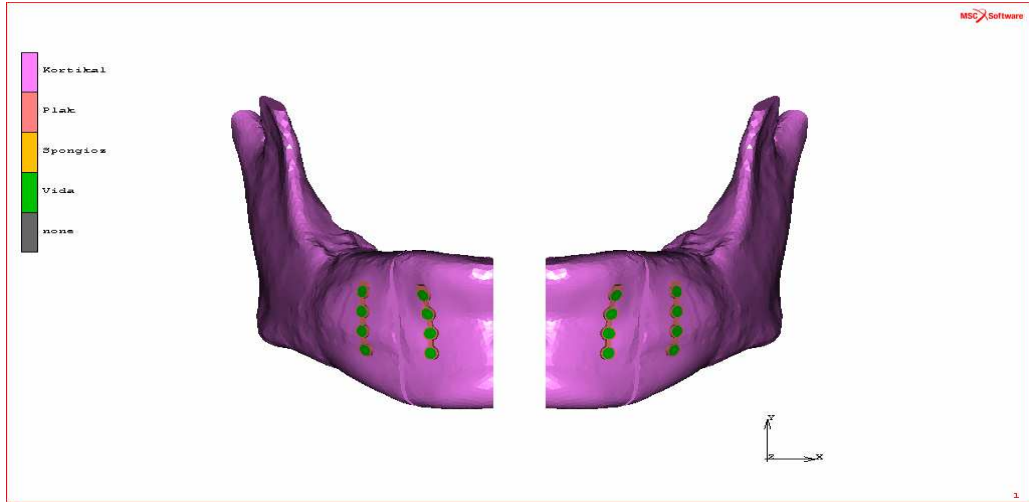
Şekil 2: Model 1(Monofokal distraksiyon konsepti) genel görünüm 2



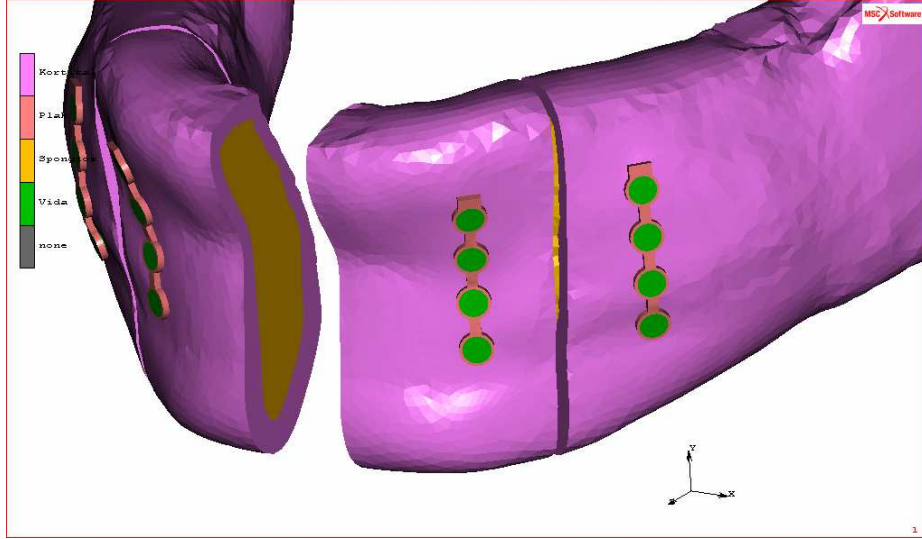
Şekil 3: Model 1(Monofokal distraksiyon konsepti) genel görünüm zoom



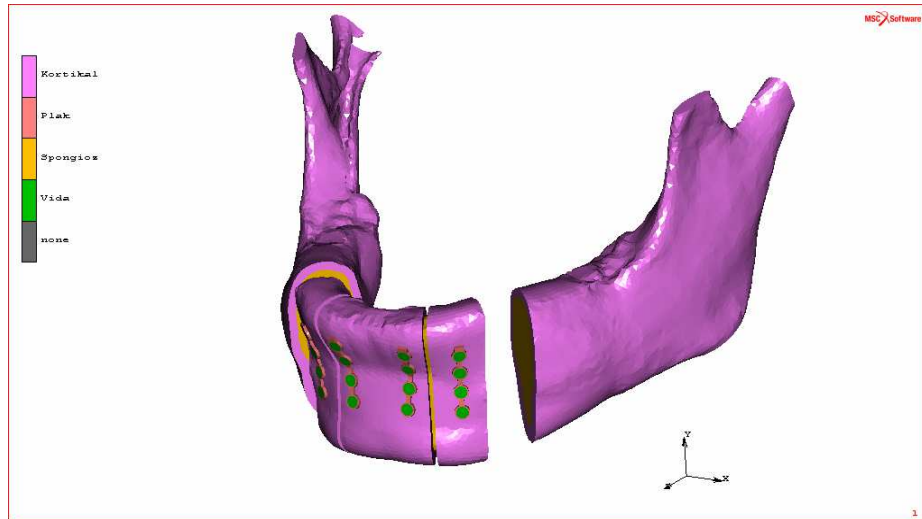
Şekil 4: Model 2 (Trifokal distraksiyon konsepti) genel görünüm 1



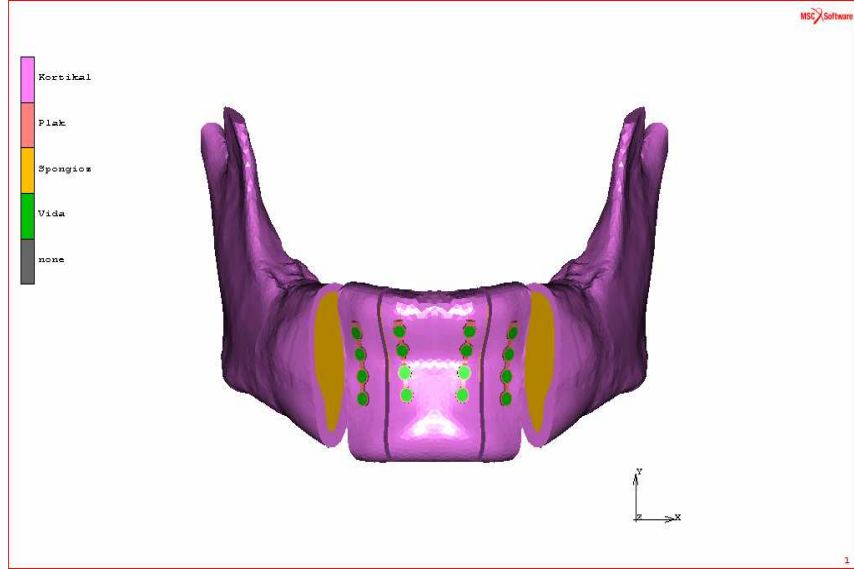
Şekil 5: Model 2 (Trifokal distraksiyon konsepti) genel görünüm 2



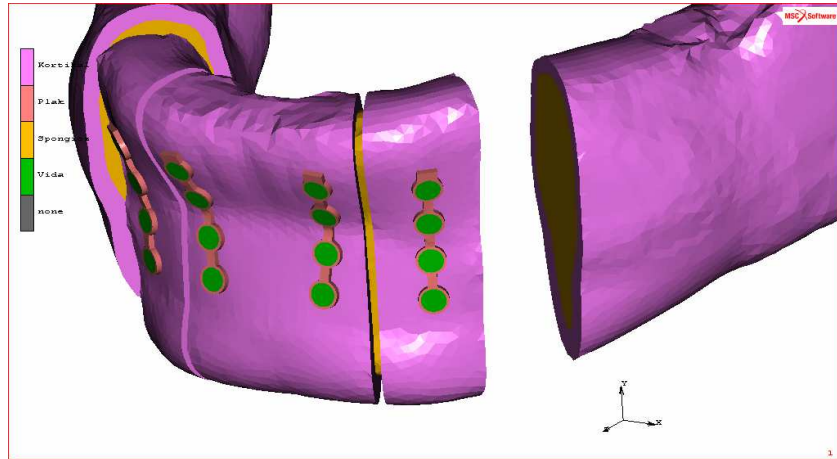
Şekil 6: Model 2 (Trifokal distraksiyon konsepti) genel görünüm zoom



Şekil 7: Model 3 (Bifokal distraksiyon konsepti) genel görünüm 1

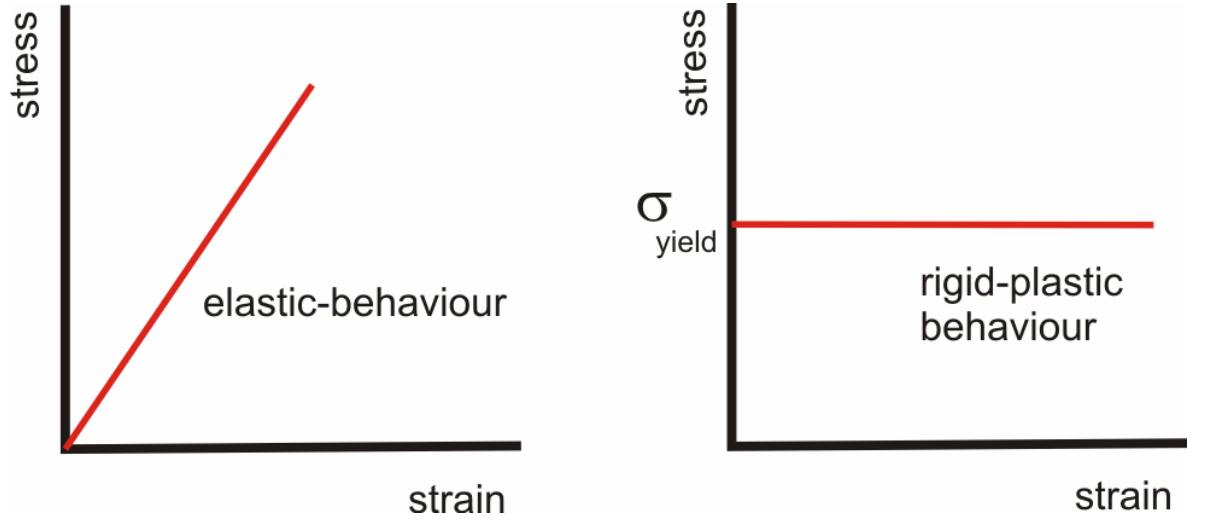


Şekil 8: Model 3 (Bifokal distraksiyon konsepti) genel görünüm 2



Şekil 9: Model 3 (Bifokal distraksiyon konsepti) genel görünüm zoom

Bu çalışmada iki farklı malzeme karakterizasyonu kullanılmıştır. Kortikal kemik, plaklar ve vidalar için elastik malzeme özelliği kullanılırken, spongios kemik için rijit-plastik malzeme tanımlanmıştır.



Şekil 25: Kortikal kemik, spongios kemik, plaklar ve vidalar için malzeme karakterizasyonu

Elastik tanımlanan malzemelerde, yükleme sonucunda oluşan strain (gerinim) yükleme kaldırılınca tekrar eski haline dönmektedir. Malzemede kırılma, kopma, kalıcı deformasyon oluşmaz. Malzeme özelliği olarak E modülü ve Poissons oranını tanımlamak yeterlidir. Kortikal, plak ve vidalarda yüklemenin kalkmasını takiben yapının tekrar yükleme öncesi haline döneceği varsayılmıştır. Bu nedenle de adı geçen materyaller plaklar,

vidalar ve kortikal kemik için homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir.

Rijit-plastik malzeme ise ilk yükleme anından itibaren, yükler eğer belirli bir seviyeye ulaşmış ise (σ_{yield}), geri dönülemez bir şekil değişikliğine uğramakta ve yükler kalkınca da bu deformasyon kalıcı olmaktadır. Spongioz yapımız için bu malzeme karakterizasyonunun uygun olacağı varsayılmıştır. Çalışmada, 1 MPa akma stressini σ_{yield} olarak tanımlanmıştır.¹¹⁸ Böylece bu stress değerine ulaşan spongioza ait elemanlar geri dönülemez şekilde deformasyona uğramakta ve çalışmamızda distrakte edilen spongioz yapıyı kolaylıkla simüle edebilmektedir ve uzayarak yapının genişlemesini sağlamaktadırlar.

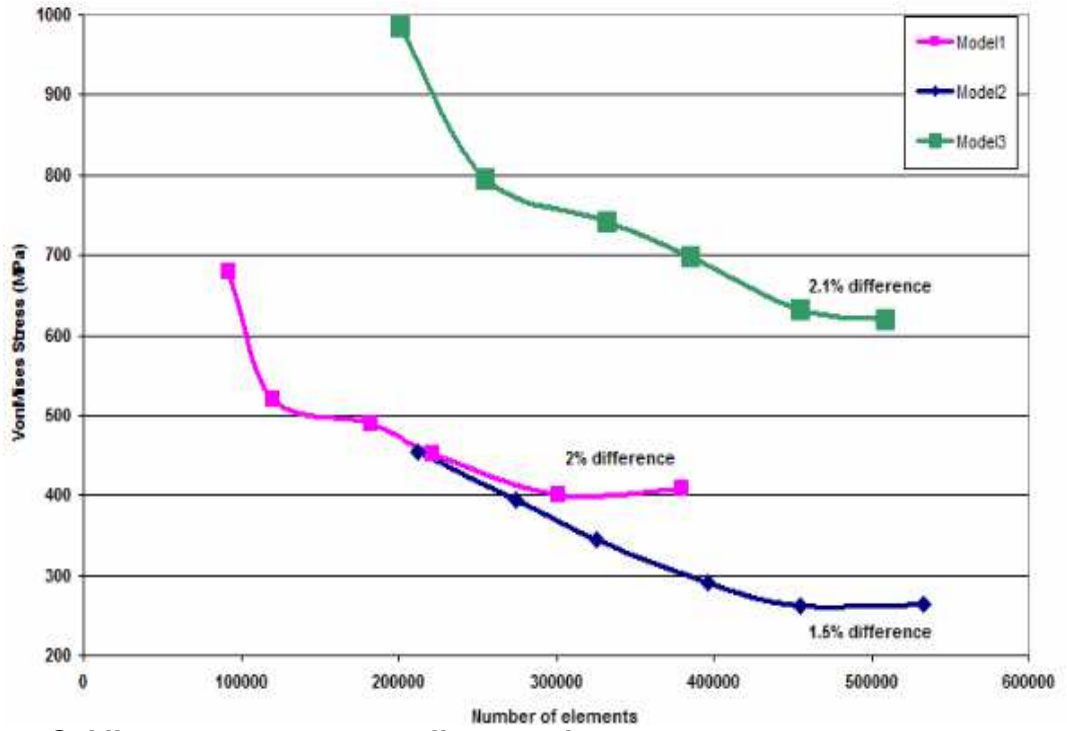
Çalışmada kullanılan lineer elastik materyallerin malzeme özellikleri *Young Modülüsü* ve *Poisson Oranları* Tablo 1' de gösterilmiştir.

	Young Modulus (ϵ)	Possion Oranı (ν)
Kortikal Kemik	14.8	0.3
Diş	20.7	0.3
Periodontal Membran	0.0689	0.145
Titanyum	105	0.33

Tablo 1: Analizde kullanılan materyallerin Young Modülüsü ve *Poisson* Oranları

Çalışmada kullanılan mandibular modellerin, olabildiğince gerçeği yansıtabilecek ve bununla birlikte komputasyonel hesaplama zamanını optimize edecek düzeyde olmasına dikkat edilerek yüksek sayıda eleman kullanılarak modellenmeleri sağlanmıştır. Kullanılan elemanlar tetrahedral element tipindedir.

Modellerdeki eleman ve nod sayılarının gerçekliğe yakınsamalarını test etmek amacıyla “convergence analizi” uygulanmıştır.(Şekil 26) Buna göre çalışmamızda kullanılan modellerin eleman ve nod sayıları Tablo 2’ de gösterilmektedir.



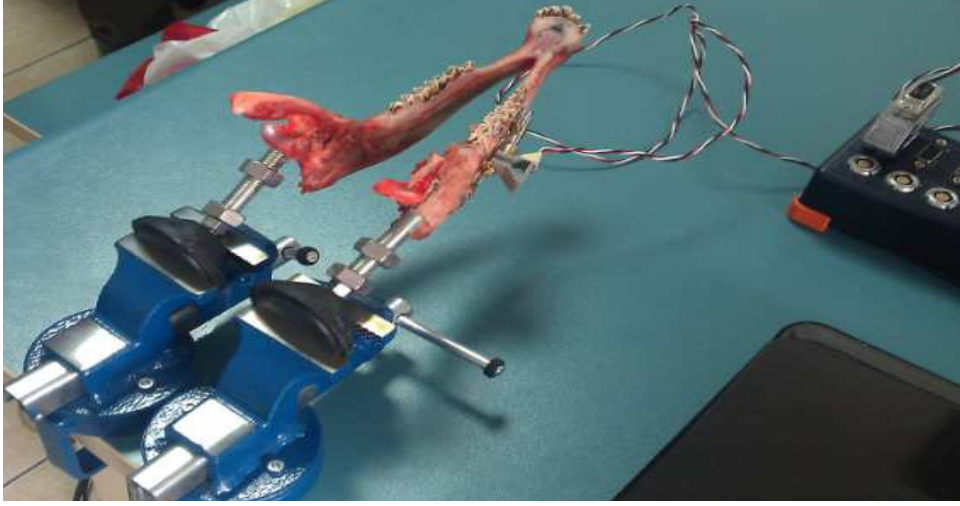
Şekil 26 Convergence analiz sonuçları

	Eleman Sayısı	Nod Sayısı
Model 1	379.388	76.268
Model 2	533.455	106.526
Model 3	506.476	102.949

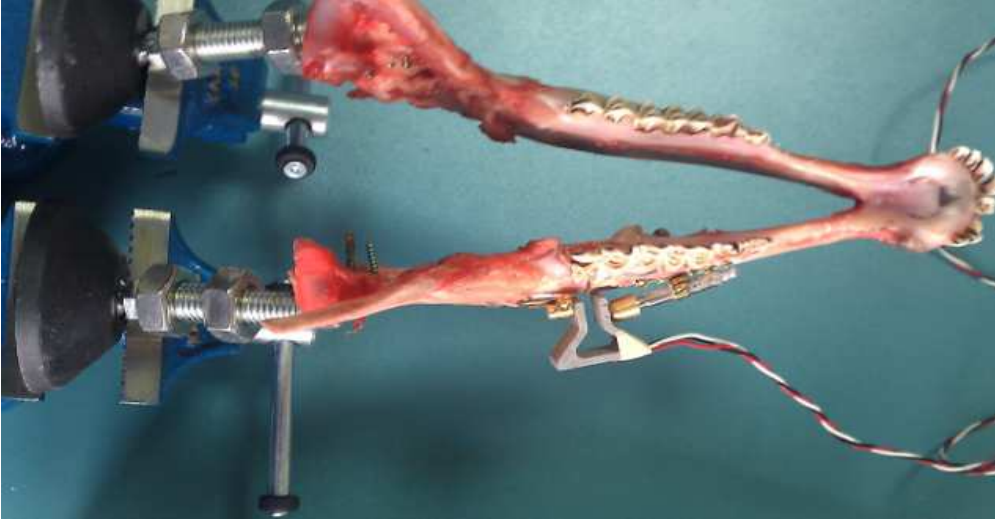
Tablo 2: Modellerin Eleman ve Nod sayıları

Çalışmamızda kullanılan modellerde, kondiller, uzaysal ilişkiler açısından konum itibari ile normal pozisyonda lokalizeyken, X-Y-Z eksenlerinde rotasyon ve deplasmana izin vermeyecek şekilde fiks edilmişlerdir.

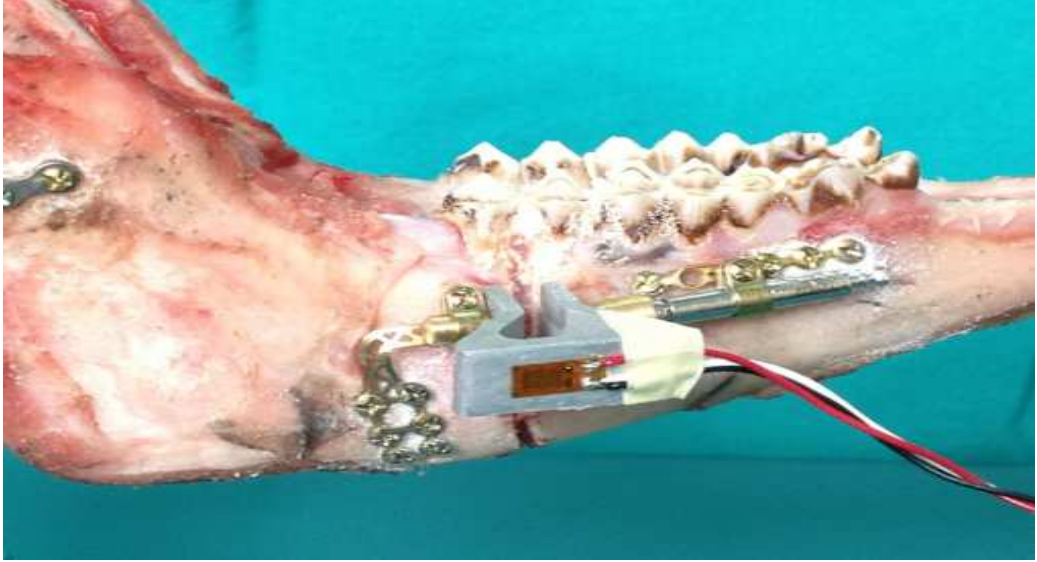
Çalışmamızda modellere uygulanan kuvvetin, gerçekçekte distraktörün uyguladığı kuvvetle aynı olması için rodun her bir turda uyguladığı kuvvet ölçümü "strain gauge" ile gerçekleştirilen deneysel bir çalışma ile bulgulanmıştır. Öncelikle "strain gauge" ' in yapıştırılacağı aliminyum bir üçgen dizayn edilerek tornada yaptırılmıştır. Bunun bir ayağının distraktör apereyinin bir plağına adapte edileceği bir aplikatörle fiske edilmiştir. Distraktörün rodunun bir ucuna adapte olabilecek prinçten imal edilmiş bir kapsül ile distraksiyonun her aşamasında kuvvetin dik iletilmesi hedeflenmiştir. Rodu ve "strain gauge" 'i taşıyan ve plağa adapte aliminyum yapı, plaklar vasıtasıyla taze dekortike koyun mandibulasına adapte edilmiştir. Mandibulanın ise kondiler harekete izin verecek şekilde küresel bir mafsala bağlanarak fiksasyonu sağlanmıştır. "Strain gauge" 'in kalibrasyonunu takiben her bir turda distraktörün uyguladığı kuvvet 7 Newton olarak ölçülmüştür.(Şekil 28-29-30-31) Elde edilen bu kuvvetler sonlu elemanlar analizi programında tanımlanarak kullanılan distraktörün gerçeği simüle etmesi sağlanmıştır.



Şekil 27: Ölçüm 1



Şekil 28: Ölçüm 2



Şekil 30: Ölçüm 3

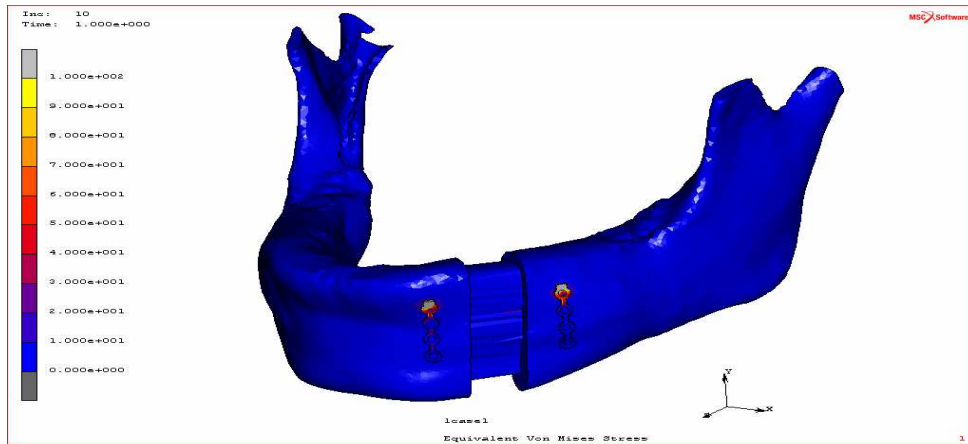


Şekil 31: Ölçüm 4

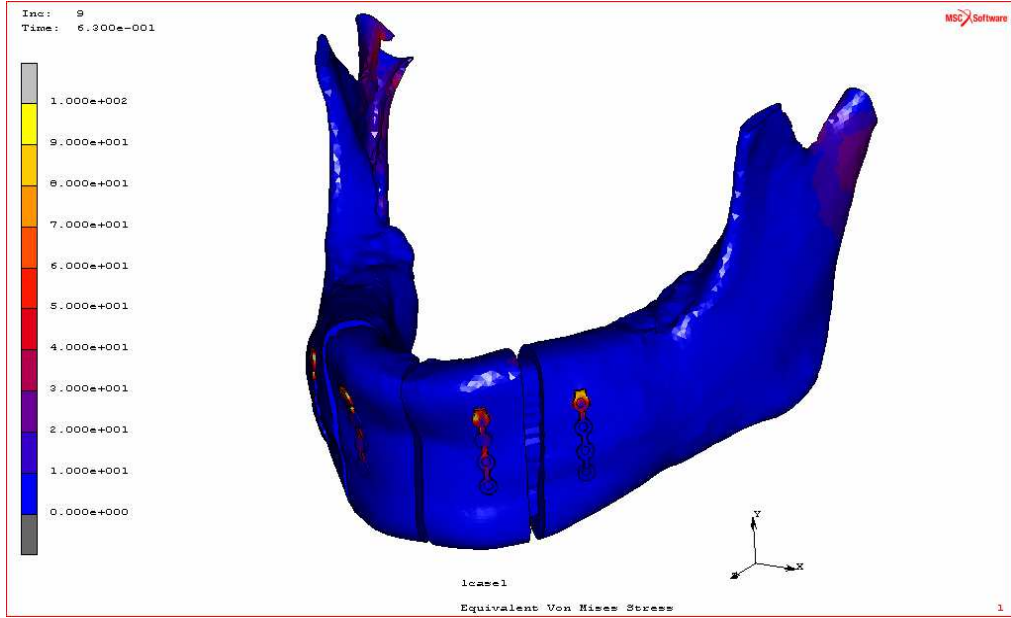
3.BULGULAR

3.1.Von Mises Stressler

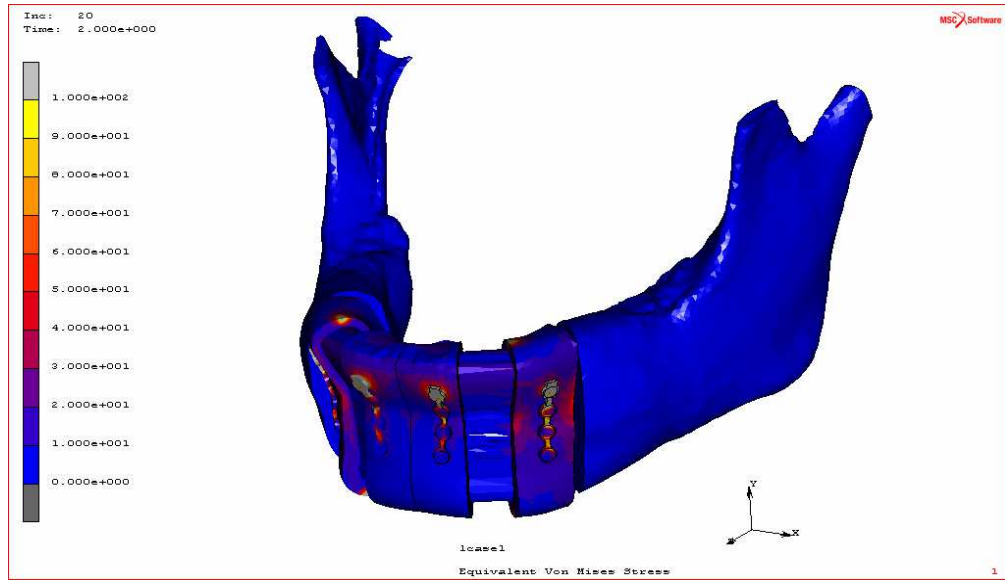
Tüm modellerdeki plaklarda, distraksiyon kuvveti altında oluşan stres değerlerine bakıldığında, en yüksek stres değerinin 632 MPa ile model 3' deki defek bölgesinin anteriorunda kalan plaklar üzerinde olduğu, bunu 419 MPa ile model 1' deki osteotomi hattının ön ve arkasına yerleştirilen plakların değerlerinin izlediği bulgulanmıştır. Model 2 'deki defek bölgesinin posterioruna yerleştirilen plakların 242 MPa ile tüm plak konfigürasyonlarından daha düşük bir stres değeri taşıdığı saptanmıştır. Tüm distraktör uygulamalarında en yüksek Von mises streslerinin plaklarda olduğu bunlar içinde de en yoğun stres değerinin model 3' de defek bölgesinin anteriorunda kalan plaklarda olduğu izlenmiştir. Distraktörü taşıyan plaklar kendi arasında değerlendirildiğinde en çok stresin model 3 'deki plaklarda biriktiği gözlemlenmektedir. Bu modelde distraktör plaklarının defektin her iki tarafında da yoğun bir şekilde yüklendiği ve bu stres dağılımının 4 vida deliğinde de izlendiği, diğer modellerde ise sadece plakların 1. Deliğinin yoğun stres dağılımı gösterdiği bulgulanmıştır.



Şekil 10: Model 1(Monofokal distraksiyon konsepti) Von Mises Stres yayılımları genel görünüm

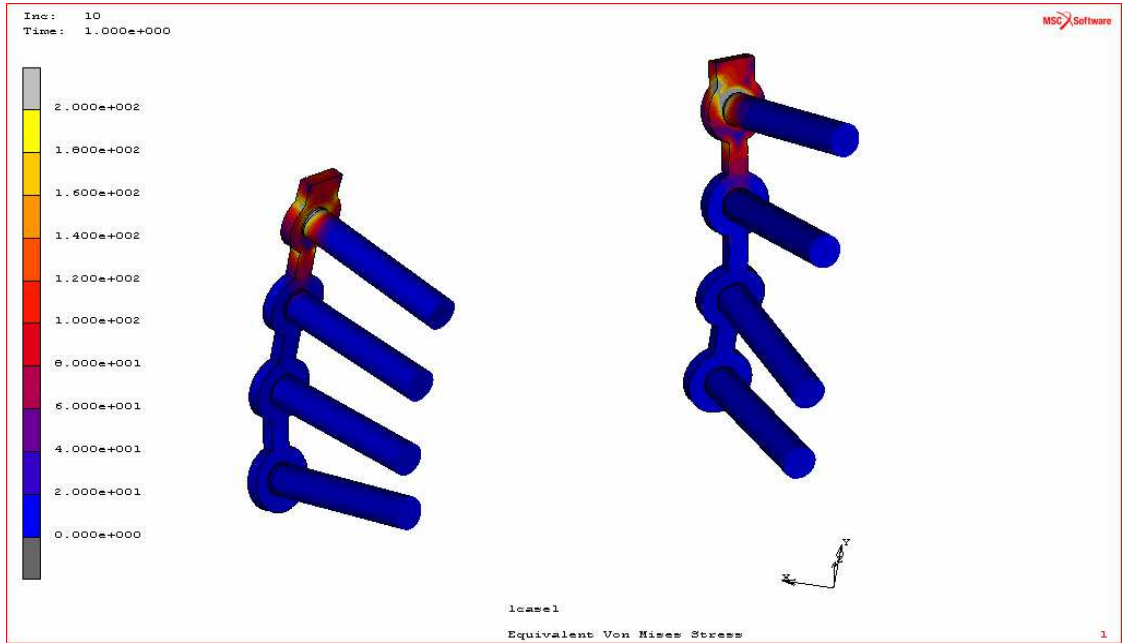


Şekil 11: Model 2 (Trifokal distraksiyon konsepti) Von Mises Stres yayılımları genel görünüm

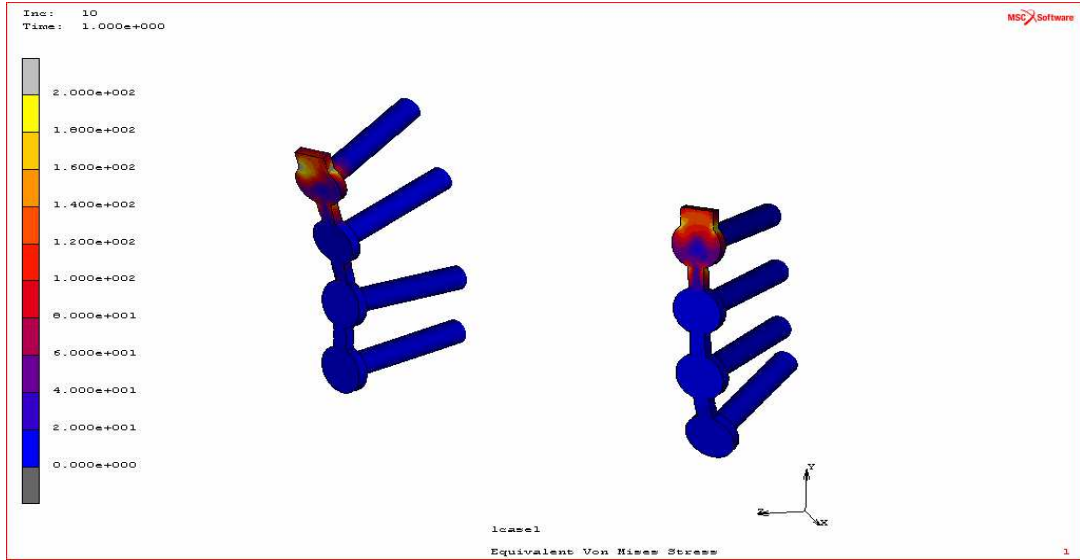


Şekil 12: Model 3 (Bifokal distraksiyon konsepti) Von Mises Stres yayılımları genel görünüm

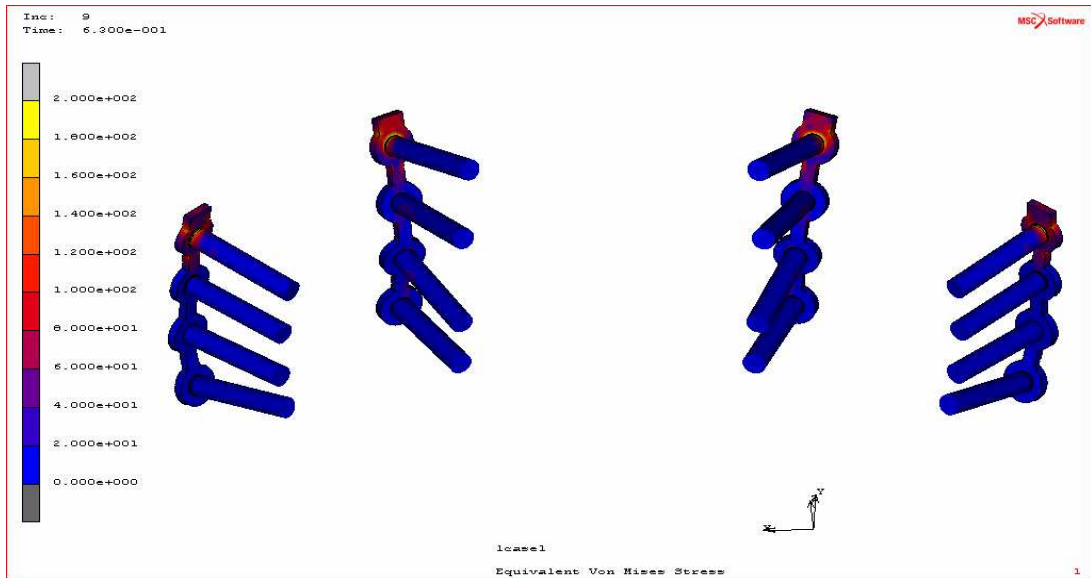
Fiksasyon vidalarında oluşan streslere bakıldığında ise; tüm modeller arasında plakların fiksasyonu için kullanılan vidalarda oluşan stresler karşılaştırılmış ve bu modeller arasında en yoğun stres değerinin model 3' de defek bölgesinin anteriorunda kalan plaklara yerleştirilen vidalarda olduğu izlenmiştir. Fiksasyon vidalarında oluşan stresler model 3' de 620 MPa olarak ölçülmüştür. Bunu 409 MPa ile model 1' deki streslerin ve 265 MPa ile Model 2'deki streslerin izlediği saptanmıştır. Streslerin lokalizasyonu itibari ile bakıldığında stresin Model 1 ile model 2 'de 1. vidalar ve bu bölgedeki plaklar etrafına toplandığı gözlemlenmiştir, ancak model model 3' de bu stres alanlarının bütün vidalar ve etrafındaki plaklarda yaygın olduğu saptanmıştır.



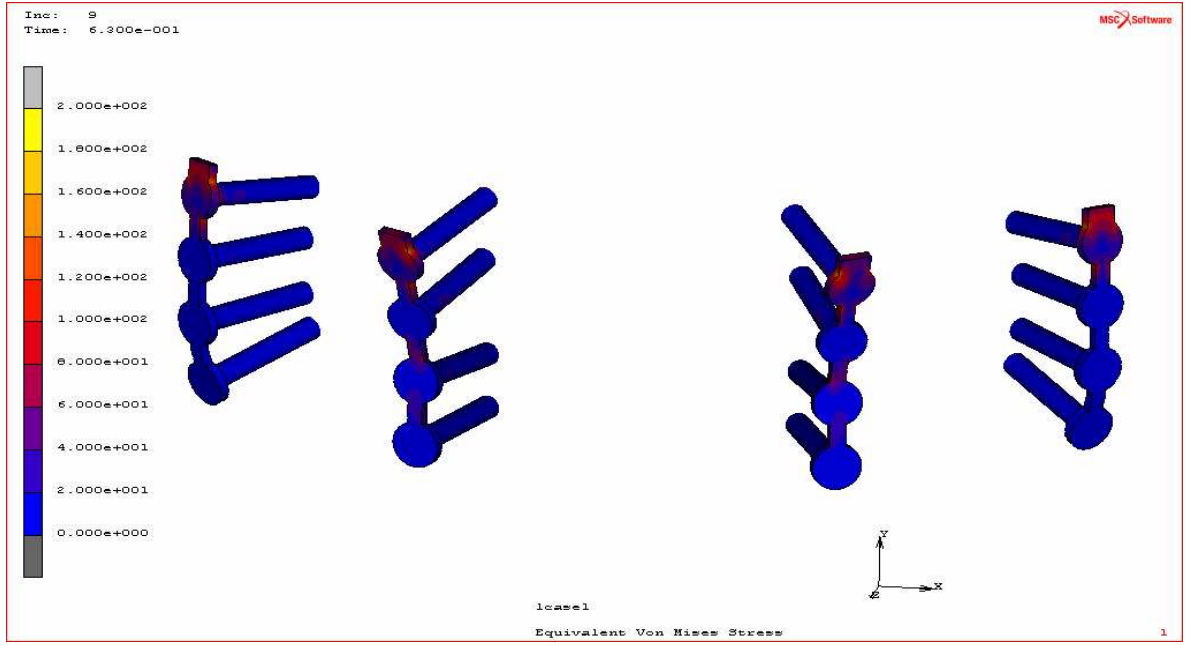
Şekil 13: Model 1' de (Monofokal distraksiyon konsepti) plak ve vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları arka



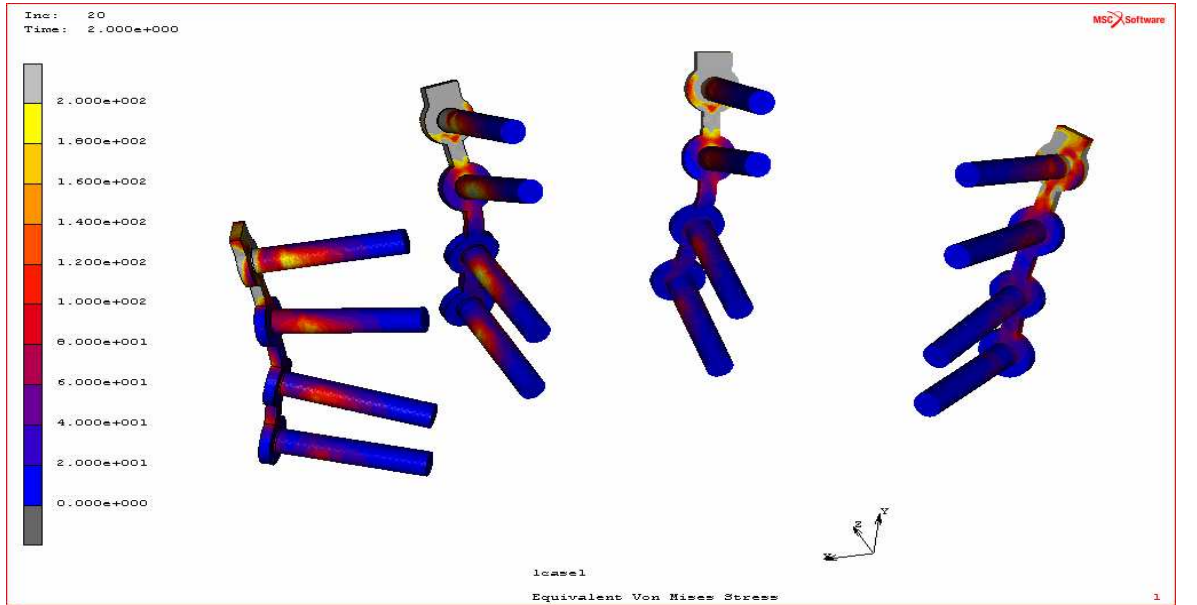
Şekil 14: Model 1' de (Monofokal distraksiyon konsepti) plak ve vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları ön



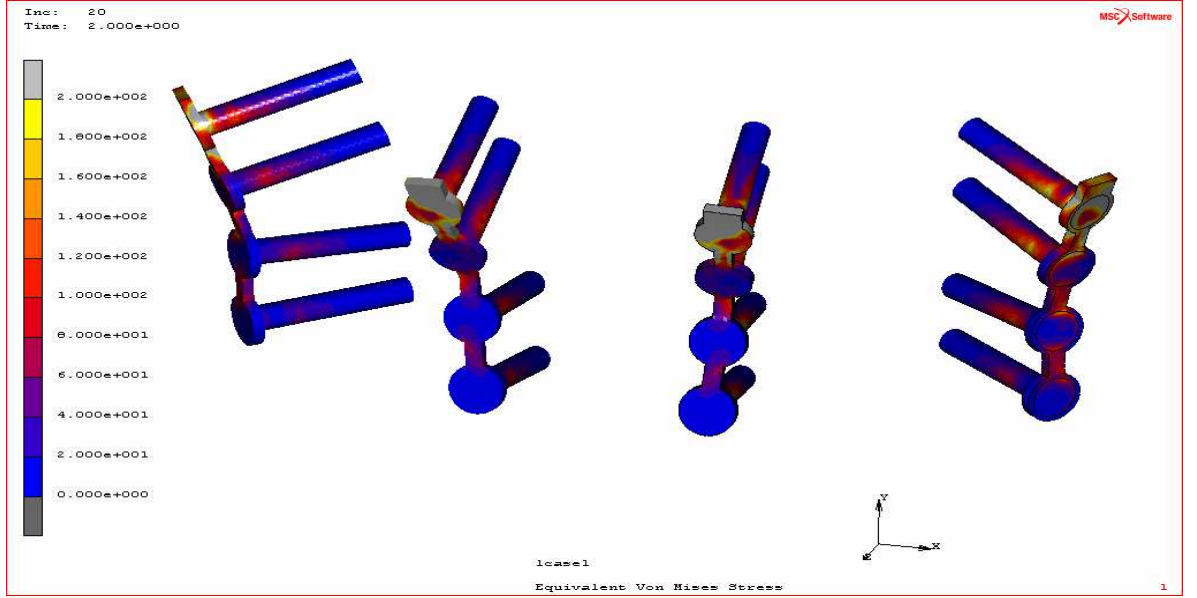
Şekil 15: Model 2'de (Trifokal distraksiyon konsepti) plak ve vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları arka



Şekil 16: Model 2’de (Trifokal distraksiyon konsepti) plak ve vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları ön



Şekil 17: Model 3’de (Bifokal distraksiyon konsepti) plak ve vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları arka



Şekil 18 : Model 3’de (Bifokal distraksiyon konsepti) plak ve vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları ön

Model 1 ve model 2’ de osteotomi hattının posteriorunda kalan segmentlerin, model 3’de osteotomi hattının anteriorundaki segment ve defekle osteotomi hattının arasında kalan segmente oranla daha büyük boyutta olması, model 1 ve model 2 de kuvvetin büyük segmentlere dağılmasını sağlamakta, bunun da 1. ve 2. modelde plak ve vidalara gelen streslerin benzer bölgelerde gözlemlenmesine (1. Vidalar etrafına), 3. Modele gelen streslerin ise daha yaygın lokalizasyonda oluşmasına neden olduğunu düşündürmektedir. Ayrıca plak ve vidalara gelen stres değerlerinin model 3’de en yüksek model 2 de ise en düşük değerde olması da bununla bağdaştırılmaktadır.

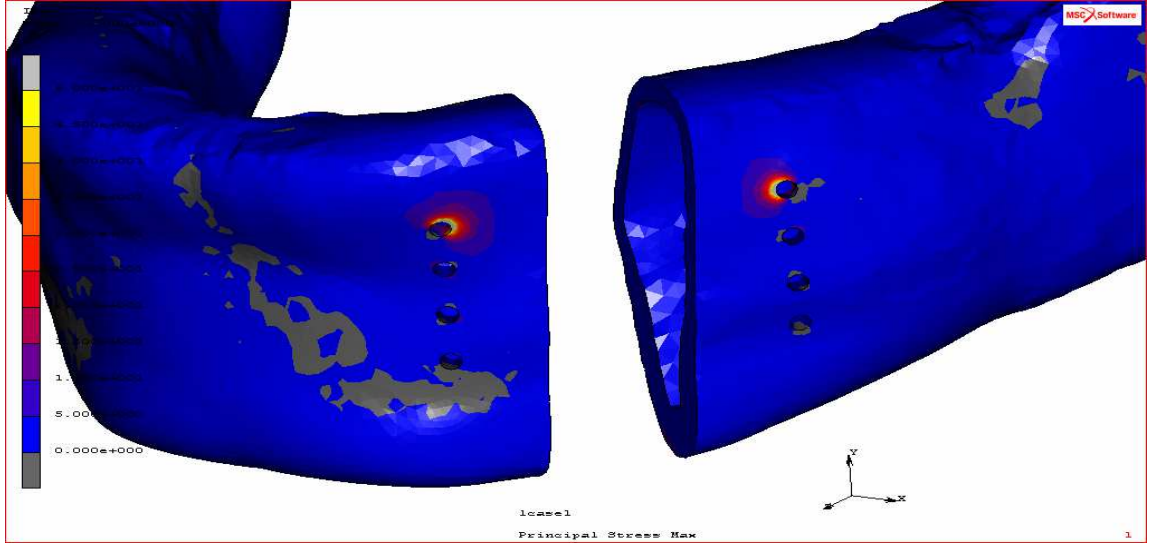
3.2. Pmax Stresler (*tensile stress*)

Kortikal kemik Maksimum Principle Stress (tensile stres) değerleri açısından incelendiğinde, her üç modelde de plakların kemiğe fiksasyonunu sağlayan 1. vidalar etrafında Pmax streslerinin yoğunlaştığı izlenmektedir. Kortikal kemikte oluşan Pmax stres dağılımı açısından modeller incelendiğinde, Pmax streslerinin model 1 'de 100 MPa, model 2' de 68 MPa, model 3' de ise 152 MPa değerlerine ulaştığı bulgulanmıştır.

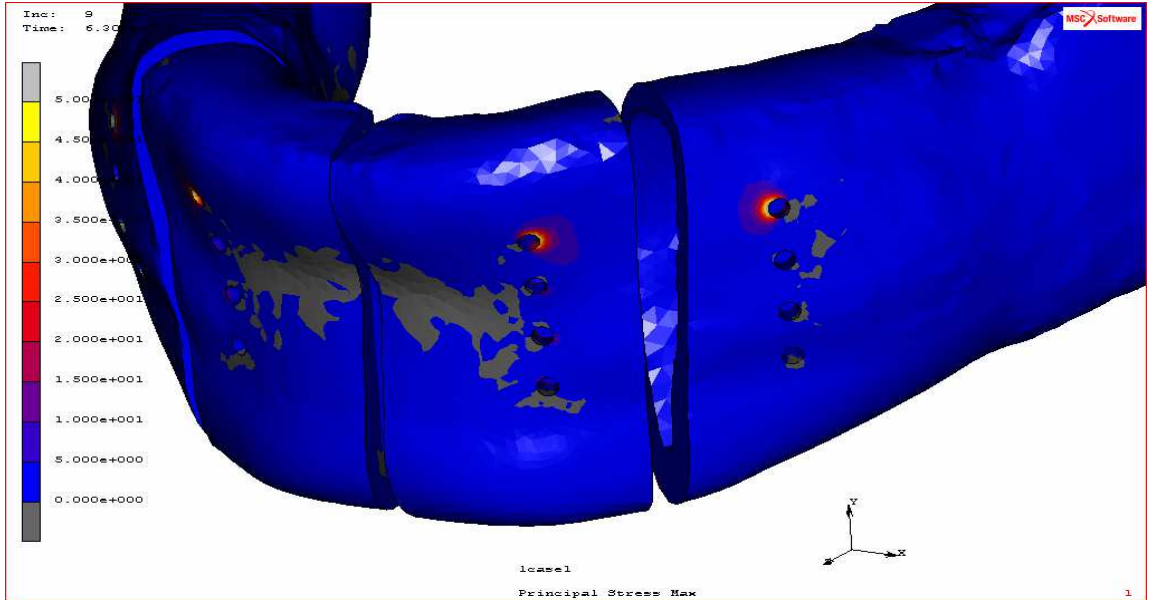
Model 1 ve model 2 kendi aralarında karşılaştırıldıklarında model 2'deki oluşan stres değerlerinin Model 1'dekinden daha düşük olması hareket ihtiyacı olan segment yapılarının büyüklüğü ile ilişkilendirilebilmektedir. Ek olarak model 2'de dizayn edilen distraksiyon tipinde distal segmentin daha küçük boyutta olması, ihtiyaç duyulan distraksiyon direncinin daha az olması gerektiği sonucu ile de ilişkilendirilebilmektedir.

Öte taraftan model 1'de ise distal ve proksimal segmentlerin Model 2'ye oranla daha büyük olmasının distraktöre karşı oluşan distraksiyon direncinin artışına sebep olabileceğini düşündürmektedir.

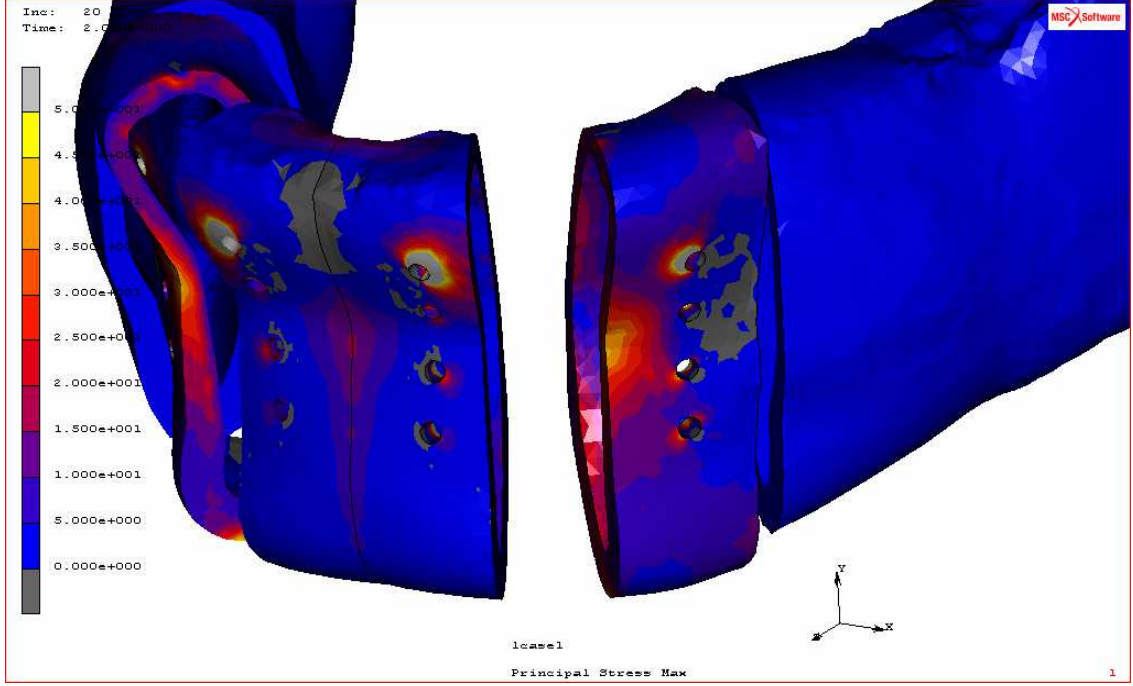
Model 3' de ise model 1 ve model 2 'den farklı olarak hemen tüm fiksasyon vidaları ve plakları tamamen yüklendiği ve distraksiyon kuvvetinin tüm segmente iletildiği izlenmektedir. Bununla birlikte kuvvet dağılımının segmentler üzerindeki yayılımı açısından incelendiğinde, distraksiyona uğrayan segmentlerden bifokal modelde kuvvetin distrakte edilen segmentin anteriorunda yoğunlaştığı gözlenmektedir.



Şekil 19: Model 1' de (Monofokal distraksiyon konsepti) kortikal kemikteki Pmax stresleri



Şekil 20: Model 2 (Trifokal distraksiyon konsepti) kortikal kemikteki Pmax stresleri



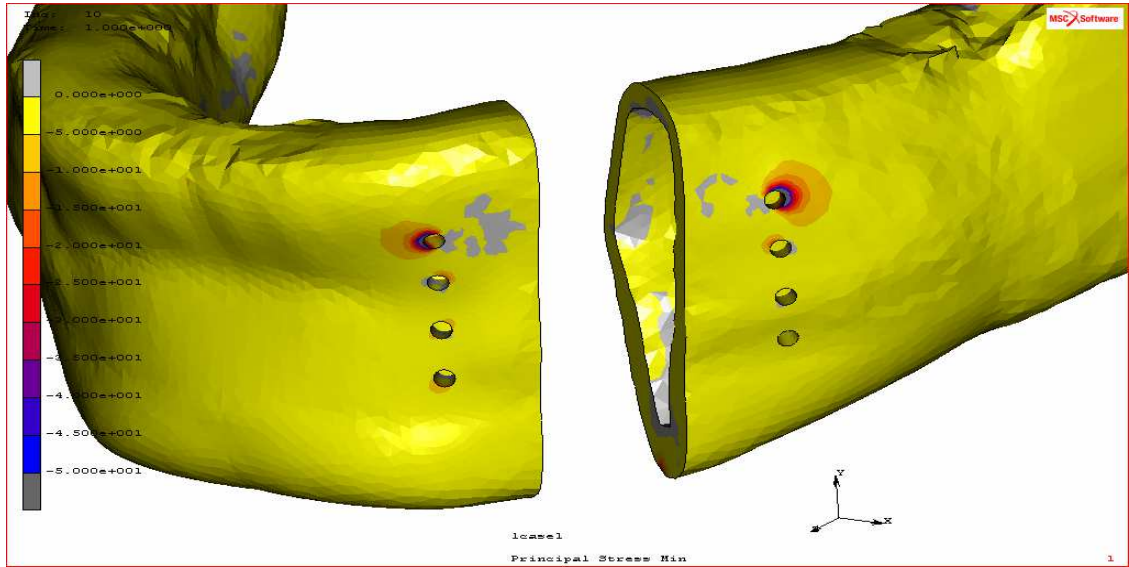
Şekil 21: Model 3'de (Bifokal distraksiyon konsepti) kortikal kemikteki Pmax stresleri

3.3. Pmin (Compressive stres)

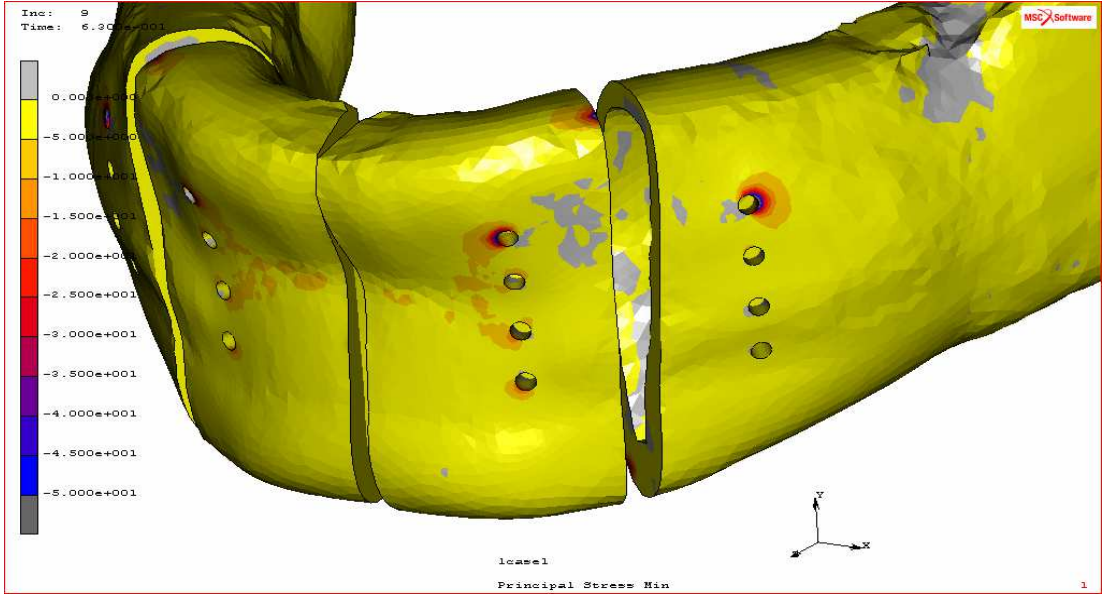
Kortikal kemik Minimum Principle Stress (compressive stres) değerleri açısından incelendiğinde, model 1'de osteotomi hattının anteriorunda kalan segmentte plakların kemiğe fiksasyonunu sağlayan vidalar etrafında streslerin yaygın bir şekilde olduğu gözlenmektedir. Bunun yanı sıra osteotomi hattının posteriorunda kalan segmentte ise plakların kemiğe fiksasyonunu sağlayan 1. Vidalar etrafında Pmin streslerinin yoğunlaştığı izlenmektedir. Model 2'de ise Pmin streslerinin defektin

posteriorunda osteotomi hattının anteriorunda kalan segmentte plakların kemiğe fiksasyonunu sağlayan vidalar etrafında yaygın bir şekilde oluştuğu, osteotomi hattının posteriorunda kalan segmentte ise plakların kemiğe fiksasyonunu sağlayan 1. vidalar etrafında yoğunlaştığı izlenmektedir. Model 3'de ise osteotomi hattının anteriorunda kalan ve defek bölgesiyle osteotomi hattının arasında kalan segmentlerde plakların kemiğe fiksasyonunu sağlayan vidalar etrafında yaygın bir şekilde oluştuğu gözlenmiştir.

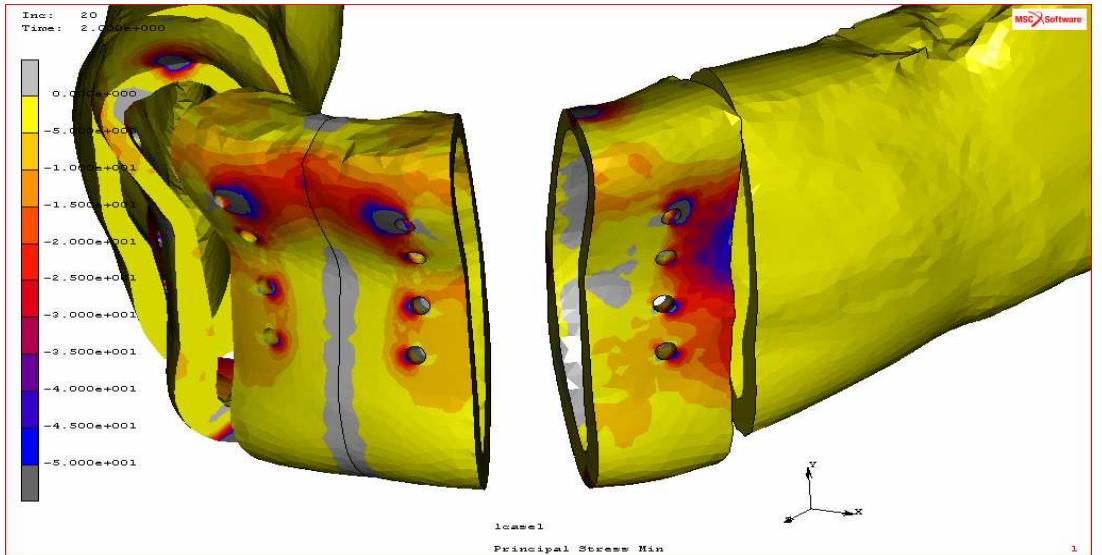
Kortikal kemikte oluşan Pmin stres dağılımı açısından modeller incelendiğinde, Pmin streslerinin model 1 'de 101 MPa, model 2' de 70 MPa, model 3' de ise 138 MPa değerlerine ulaştığı bulgulanmıştır.



Şekil 22: Model 1' de (Monofokal distraksiyon konsepti) kortikal kemikteki Pmin stresleri



Şekil 23: Model 2 (Trifokal distraksiyon konsepti) kortikal kemikteki Pmin stresleri



Şekil 24: Model 3'de (Bifokal distraksiyon konsepti) kortikal kemikteki Pmin stresleri

Tüm modellerde kortikal kemik için P_{max} ve P_{min} streslerinin lokalizasyonu karşılaştırıldığında; model 1 ve model 2' de streslerin distraksiyon için yerleştirilen 1. Vidalar ve etrafındaki plaklarda yoğunlaştığı, model 3' de ise stresin tüm vida ve plaklara dağıldığı gözlemlenmiştir. Ayrıca model 3' de osteotomi hattıyla defek bölgesi arasında kalan segmentte, P_{max} değerlerinin osteotomi hattına yakın bölgede, P_{min} değerlerinin de defekt bölgesine yakın bölgede yaygın bir şekilde lokalize olmasının uygulanan distraksiyon tipine bağlı olduğu öngörülmektedir.

TARTIŞMA

Ortopedide özellikle büyük kemik defektlerinin tamiri her zaman için sorun olmuş ve değişik biyomalzemeler ile çözüm arayışlarına gidilmiştir. Baş ve boyun cerrahisi sonucu ortaya çıkan mandibular defeklerin rekonstrüksiyonu için metal plaklar ve seramikler gibi sentetik materyaller kullanılabilmektedir.¹¹⁹⁻¹²² Ancak sentetik materyaller deri ve oral mukozada perforasyon ve bakteriyel enfeksiyon riski taşımaktadır. Kemik grefti alınan bölgede fonksiyon kaybı oluşabilmekte ve bu, hastada psikolojik travmaya neden olabilmektedir. Bunlara ilaveten ilium, fibula ya da skapuladan kemik transpalantasyonları da kullanılmaktadır. Mikrocerrahi tekniklerindeki son gelişmeler, vaskülerize osteomyokutanöz bileşik flap kullanılan maksillofasiyal rekonstrüksiyon vakalarına önemli katkılarda bulunmuştur. Transfer edilen kemiklerde de implant yerleşimini takiben estetik ve fonksiyonel rekonstrüksiyon beklenmektedir. Ayrıca, kemik defektlerinin tamirinde otogreftler etkin bir çözüm olmakla beraber otogreftin elde edilmesi ek morbidite ve komplikasyonları birlikte getirmektedir.^{119, 123-125}

Distraksiyon osteogenezi; dereceli olarak uygulanan gerilme kuvvetiyle, ayrılan kemik segmentlerinin yüzeyleri arasında yeni kemik formasyonlarının meydana geldiği biyolojik bir olaydır. Bu teknik ayrılan kemik segmentlerini bağlayan kallus dokusuna distraksiyon kuvvetlerinin uygulanmasıyla başlamakta ve dokular iyice gerilene kadar devam etmektedir. Bu çekim sonucunda oluşan gerilim, distraksiyon vektörüne paralel olarak yeni kemik formasyonunu stimule etmektedir.^{126, 127} Distraksiyon osteogenezi başlangıçta ortopedik cerrahi alanında ekstremiteler uzatılmasında geniş bir klinik kabul görmüş, 1990'larda ise kraniyofasiyal disostozis, travma ve tümör rezeksiyonları nedeniyle oluşmuş çene

defektlerinde, özellikle de mandibular yetersizliklerin tedavisinde kullanılmıştır.¹²⁸ Figueroa ve arkadaşlarının 2002 yılındaki mandibuler deformitelerin düzeltilmesi amacıyla distraksiyon osteogenezi uygulamasını konu alan çalışmaları unilateral ve bilateral mandibuler deformitelerin tedavisi için distraksiyon osteogenezi tekniğine genel bir bakış sağlamıştır. Çalışmada distraksiyon osteogenezinin temelde hemifasiyal mikrozomi (HFM), mandibulofasiyal disostozis (MFD), Pierre Robin Sekansı (PRS), yarık deformiteleri, kraniosinostozis, travma veya tümör eksizyonu gibi ciddi iskelet ve fonksiyonel deformiteleri olan hastalarda endike olduğu; bununla birlikte mandibular hipoplazi ve alveolar ark artırımları gibi daha az ciddi sorunlar için de uygulanabilirliğinden bahsedilmiştir. Ayrıca bu çalışmada distraksiyon osteogenezinin en önemli avantajları; yeni doku oluşturması (kemik ve yumuşak dokular), havayolu boyutunu arttırması, morbiditenin azaltılması, geleneksel kraniofasial ve ortognatik cerrahi ile karşılaştırıldığında nispeten basit bir teknik olması, ciddi deformitelere uygulanabilmesi ve bebeklerde, çocuklarda ya da yetişkinlerde uygulanabilmesi olarak belirtilmiştir.¹²⁹

Distraksiyon osteogenezi transversal yöndeki mandibular yetmezliklerin düzeltilmesinde de önemli bir tedavi prosedürü olarak günümüzde kullanılmaktadır. Ortodontide distraksiyon osteogenezi yöntemiyle mandibula genişletilmesi: "V" şeklindeki mandibulalarda, ciddi derecede mandibular ön bölgedeki çapraşıklık olgularında, mandibulaya bağlı tek taraflı ya da çift taraflı yan çapraz kapanış olgularında, gömülü alt ön dişlerin sürdürülmesi gereken olgularda, hem alt çenenin hem de üst çenenin transversal olarak yetersiz olduğu olgularda kullanılmaktadır.^{127, 130}

Farklı kranyofasiyal osteodistraksiyon teknikleri arasında, çene uzatma en sık uygulanan tekniklerden biridir. Bu tedavi, genellikle hemifasiyal

mikrozomisi olan hastalar için kullanılır. Bu patoloji kranium ve yüzün, hem kemik ve hem de yumuşak doku yapılarının konjenital bir anomalisidir.¹³¹

Distraksiyon osteogenezinde meydana gelen biyolojik olaylar dizisi fraktür iyileşmesiyle aynıdır. Kemik büyümesi ve tamiri, endokondral ve membranöz olmak üzere iki mekanizma ile gerçekleşir. Ancak distraksiyon osteogenezinde kemik oluşumu, hem endokondral hem de membranöz kemiklerde membranöz ossifikasyon tarzındadır.¹³²

Ekstraoral apareyler insanda ilk kez McCarthy tarafından kullanılmıştır. Ekstraoral apareylerin; yerleştirilmesinin kolay olması, distraksiyon işlemi boyunca distraksiyon vektörünün ayarlanmasına izin vermesi⁵⁷, çıkarılması için lokal anestezinin yeterli olması ve sürenin kısa olması, adolesan ve erişkin hastalar tarafından kolay kabullenilmesi⁴⁴ gibi avantajları vardır. Bununla beraber ekstraoral apareyler; kaba, rahatsızlık verici ve daha genç hastalar ve okul öncesi çocuklar için zor kabullenilmesi⁵⁷, deride veya kemikte nekroz oluşturabilmesi, yüzde skar bırakması, görüntüsünün hoş olmaması, pin yuvası enfeksiyonu görülmesi³², belirgin psikolojik etkisi olması ve günlük aktiviteleri kısıtlaması⁴⁴ gibi dezavantajları beraberinde getirmektedirler. Bu dezavantajlar araştırmacıları yeni apareyler aramaya yönlendirmiştir ve intraoral distraksiyon apareyleri geliştirilmiştir.

İntraoral apareylerin klinik kullanımlarıyla ilgili literatürdeki ilk çalışma 1990 yılında Guerro tarafından yapılmıştır⁵¹. Daha sonra 1996 yılında Chin ve Toth intraoral apareyele ilgili bir çalışma yayımlamışlardır. Bu çalışmada distraksiyon osteogenezi beş hastadaki çeşitli maksillofasiyal iskeletsel deformiteleri düzeltmek için kullanılmıştır. Bir hastada distraksiyonla desteklenen bilateral LeFort III ilerletmesi, üç hastada

mandibular ramus uzatması, bir hastada ise distraksiyonla alveoler segment rekonstrüksiyonu yapılmıştır¹³³.

İntraoral distraksiyon apereylerinin; iyi tolere edilebilmeleri, kaba olmamaları⁵⁷, yüzde skar dokusu bırakmamaları³², günlük aktiviteler üzerinde etkilerinin çok az olması, daha az koopere olan okul öncesi dönemdeki çocuklarda rahatlıkla kullanılabilmesi⁴⁴ gibi avantajları vardır. Bununla beraber distraksiyon vektörlerinin kontrol edilmesinin zorluğu, yerleştirilmesi için uzun zaman gerekmesi, bazılarının çıkarılması için genel anestezinin gerekli olması⁴⁴, gibi dezavantajları vardır. Biz de çalışmamızda intraoral distraksiyon apereylerinin etkilerini belgelemeyi hedefledik. Çalışmamızda değişik tipteki mandibular defeklerin kapatılması amacı ile üç farklı tipte intraoral distraksiyon biyomekanik etkileri ile incelenmiştir. Literatürde klinik çalışma sonuçlarını içeren çalışmalar yoğunlukta olmakla birlikte distraksiyonun biyomekanik etkilerine ilişkin çalışmaların azlığı dikkat dikkat çekmektedir.

Primrose ve ark., üç farklı merkezde ekstra-oral ya da intra-oral distraksiyon aygıtları ile tedavi edilen 54 çocukta yaşanan pratik zorlukları kıyasladıkları çalışmada, ağrı / uyku güçlüğü, konuşma ve yeme sorunları, eğlence faaliyetleri bozuklukları ve duyu değişikliği üzerinde distraksiyon osteogenezinin olası etkisini araştırmıştır. Ağız içi cihazların kullanımında daha az uyku problemi ve daha az eğlence faaliyeti bozukluğu gözlemlenmiştir. Yeme ve ağız hijyeni sağlamanın daha sorunlu olması ağız içi cihazların dezavantajları olarak belirtilmiştir. Skar ekstraoral apereylerin en büyük dezavantajlarından birisi olarak görülmüştür. Dudak hissi değişikliğinin

geçici olduğu ve her iki grupta da ağrının distraksiyon cihazının aktivasyon süresi ile sınırlı olduğu gözlemlenmiştir.¹³⁴

Nørholt ve ark., internal aygıtlarla mandibular distraksiyon osteogenezisi sonrası komplikasyonların oluşumunu ve şiddetini değerlendirmeyi amaçladıkları çalışmada, 1998 ile 2009 arasında mandibular distraksiyon osteogenezisi ile tedavi edilen 131 hastanın(ortalama yaş: 16.2 yıl) retrospektif analizini yapmışlardır. Ortalama takip süresinin 21 ay olduğu çalışmada, hastaların % 58'inde küçük, % 8'inde orta ve , %3'ünde ciddi komplikasyonlar olduğu belirtilmiştir. Minör komplikasyonlar aygıtın aktivasyonu veya geçici hipestezi ile, orta derece komplikasyonlar genellikle apareyle, ciddi komplikasyonlar duyu kaybı veya temporomandibular eklem sorunları ile ilişkilendirilmiştir. Minör komplikasyonların sık olmalarına rağmen, tedavi sonuçlarını değiştirmemesi nedeniyle mandibular distraksiyon osteogenezisi mandibuler deformitelerin düzeltilmesi için güvenli bir yöntem olarak kabul edilmiştir. Ayrıca, bazı komplikasyonların uygun önlemler ile önlenileceği belirtilmiştir.¹³⁵

Mandibuler simfiz defektlerinin tedavisi için internal distraktör kullanımı ile ilgili az sayıda klinik rapor bulunmaktadır. Zhang ve ark., hastalar için eksternal distraktöre göre daha rahat olabileceğinden, internal bir trifokal distraktör tasarlamışlar ve bu distraktörün etkinliğini hayvan modellerinde test etmişlerdir. Bu çalışmada melez köpeklerin mandibuler simfiz bölgesinden defek oluşturacak şekilde 25-30 mm genişliğinde kemik dokusu kaldırılmış ve her biri aşağı yukarı 10 mm genişliğinde iki transfer diski kırık kemiğin iki ucuna yerleştirilmiştir. Takiben iki disk desteğe, araştırmacıların hazırladıkları internal trifokal distraktör yerleştirilmiştir.

İşlemden bir hafta sonra 0,5 mm/12 saat 'lik bir hızda traksiyon başlatılmış ve İki transfer diskinin mandibula merkezinde bir araya gelinceye kadarki süreç 13-16 gün sürmüştür. Oklüzal filmler traksiyon sonrası birinci, dördüncü, sekizinci ve onikinci haftada çekilmiş, hayvanlar on ikinci haftada öldürülmüş ve mandibulaları yeni kemik oluşumunu değerlendirmek amacıyla histolojik olarak incelenmiştir. Traksiyon başladıktan sonra onikinci haftada, kırık kemiklerin fiziksel devamlılığı sağlandığı belirtilmiştir. Histolojik sonuçlar, traksiyon alanındaki oluşan yeni kemiğin tam olarak olgunlaşmış olduğunu göstermiştir. Ayrıca bu bölgede yeterli miktarda kemik doku oluşturulmuştur. Bu sonuçlar, iyi tasarlanmış bir internal trifokal distraktörün mandibula simfiz defektlerinin tedavisinde yararlı olabileceğini düşündürmüştür. ¹³⁶

Onkolojik nedenlerden dolayı mandibular rezeksiyon gerektiren hastalara, geniş yumuşak doku eksizyonu ve genellikle flepler kullanarak rekonstrüksiyon gerekir. Transpoze bir flep altında distraksiyon osteogenezi gerçekleştirilmesinin fizibilitesini belirlemek önemlidir. Oda ve ark bir hayvan deneyinde bir deri flebi altında distraksiyon osteogenezinin pratikliğini araştırmışlardır. Bu çalışmada, bifokal distraksiyon osteogenezi beş erişkin köpeğe boyundan çıkarılan bir deri flebinin altında uygulanmıştır. Mandibular molar bölgede 2,5 cm'lik segmental kemik defekti başarıyla tüm hayvanlarda rekonstrükte edilmiştir. Ancak, yumuşak doku invazyonu nedeniyle transport edilen segment kaynamamıştır. Bu sonuç fasyokutan yapı ile örtülü bir mandibuler defektin tedavi edilmesinin mümkün olduğunu göstermektedir. ¹³⁷

Distraksiyon osteogenezi, osteogenezin meydana geldiği kemik rejeneratif bölge sayısına bağlı olarak, monofokal, bifokal ve trifokal distraksiyon olarak kategorize edilmiştir.¹³⁸. Bifokal veya trifokal distraksiyon

osteogenezi segmental mandibuler defektlerin tedavi edilmesi amacıyla kullanılmaktadır.¹³⁹⁻¹⁴³ Segmental mandibuler kemik defektleri genellikle karmaşık vakalar olduğundan, yumuşak ve sert dokunun rekonstrüksiyonunu sağlayan multifokal distraksiyon osteogenezi, bu durumlarda etkili bir tedavi tekniği olabilir. Prosedürlerin ve kemik transportu için cihazların geliştirilmesi ile trifokal distraksiyon osteogenezi büyük mandibuler kemik defektlerinin tedavisinde yerleşmiş bir yöntem haline gelmektedir.^{139, 140, 142}

Trifokal distraksiyon, defektin karşıt uçlarından gelen iki kemik segmentinin distrakte edildiği ve bu segmentlerin orta konumda kontak ettiği distraksiyon tipi olarak tanımlanır.^{139, 143, 144} Başarılı olduğunda, her iki kemik segmenti arasında temas alanı çok sayıda osteoblast ile kaynama gösterir^{139, 145}

Kuriakose ve ark., distraksiyon osteogenezi ile mandibuler segmental defektlerin rekonstrüksiyonu için klinik yöntem ve ilkeleri açıklamışlardır. Genel olarak, trifokal distraksiyon osteogenezinde, kemiğin iki bölgesinde rejenerasyon ve bir bölgesinde kompresyon osteosentezi oluşturabilen iki transport diski kullanılmaktadır. Ayrıca bu çalışmada, tekniğin aynı distraksiyon oranı altında, kemik rejenerasyon süresini yarıya indirmesinden bahsedilmiştir.¹⁴⁶

Annino ve ark.¹⁴⁷ ark şekilli eksternal bir cihaz yapmış ve köpeklerde mandibuler simfiz defektlerini düzeltmek için trifokal distraksiyon tekniğini kullanmışlardır. Fakat bu çalışmada bilateral taşıma diskleri arasında kaynamama gibi bazı postoperatif komplikasyonlar gözlemlenmiştir.

Sawaki ve ark.¹⁴⁰ ağız tabanı kanseri tedavisi amacıyla mandibulanın anterior defektinin rekonstrüksiyonunda, bir distraktör cihazı kullanmışlardır. Ancak, uzatılmış bölgede yeni kemik oluşumu elde edilmesine rağmen, distraksiyon tamamlandıktan sonra kemik boşluğu kaldığı için, iki taşınan segment arasında küçük bir kemik nakli gerekmiştir. Gelecekte oluşabilecek klinik komplikasyonları önlemek amacıyla hayvan çalışmalarıyla laboratuvar tekniğini geliştirmek gerekebilir. Bizim modellerimizde de taşınan segmentler arasında küçük kemik boşlukları kaldığı gözlemlenmiştir.

1994 yılında, Anino ve arkadaşları simfiz bölgesi rekonstrüksiyonu için trifokal distraksiyon osteogenezisi ile mandibulanın rejenere edilebildiği bir hayvan çalışmasını sunmuşlardır.⁴⁷ 1997 yılında bu sonucun klinik geçerliliğini Jonsson ve Siemssen de teyit etmiştir. Eğrisel bir segmentte kemik rejenerasyonu mandibular defektlerin rekonstrüksiyonunda önem taşır. Simfiz bölgesinde kemik defektleri büyük estetik ve fonksiyonel bozulmaya yol açar. Bu aynı zamanda mandibulanın rekonstrüksiyon gerektiren en yaygın kemik kusurudur.

Segmental mandibuler kemik defektlerinde distraksiyon osteogenezisi prensiplerinin deneysel uygulaması Costantino ve ark tarafından 1990'de rapor edilmiştir. Araştırmacılar bifokal konfigürasyonda eksternal distraktör aygıtı kullanarak, altı köpek mandibula defektinin kemik rejenerasyonu sağlamışlardır. Kemik oluşumunun radyografik ve histolojik kanıtları tatmin edici olmuş, uzun süreli takip çalışmasında, reforme kemiğin yapısal stabilitesi bildirilmiştir. Bir yıllık stres testi ile kenetlenme yerinde güç % 61 çıkmıştır. Yine aynı test rejenere kemiğin normal kemik gücünün% 77' sini elde ettiğini göstermiştir.^{148, 149} Histolojik ve anjiyografik çalışmalar ile

rejenere kemiğin içinden inferior alveolar rekanalizasyonun olduğu ileri sürülmüştür.¹⁵⁰

Distraksiyon osteogenezi ile mandibuler rekonstrüksiyonun sağlandığını belgeleyen büyük bir seri yoktur. Literatürde bu prensibin klinik uygulanabilirliğini doğrulayan birkaç olgu sunumu vardır. Costantino ve arkadaşları 1995 yılında bifokal distraksiyon osteogenezi ile mandibula korpus defektini rekonstrükte ettikleri bir olgu bildirmiştir.¹⁴¹ Sawaki ve arkadaşları preoperatif kemoterapi ve mandibulasına 60 cGy radyoterapi almış hastanın, trifokal distraksiyon osteogenezi ile 6.0 cm mandibuler defektini rekonstrükte etmişlerdir.¹⁴⁰ Blok ve arkadaşları distraksiyon osteogenezi ile rekonstrükte edilen post travmatik mandibular defeklerin dört olgusunu bildirmişlerdir. Bu çalışmada mandibular defektler 1,5-3,5 cm arasındaki genişliklerde ölçülmüş ve hepsinin angulus bölgesinde lokalize olduğu bildirilmiştir.¹⁵¹ Basa ve arkadaşları bifokal distraksiyon osteogenezi ile 6.5-cm'lik posterior mandibuler defekti rekonstrükte etmişlerdir.¹⁵² Mandibuler rekonstrüksiyon için kullanılan fibula serbest flebinin vertikal ve anteroposterior eksikliklerini iyileştirmek için distraksiyon osteogenezi uygulama raporları da vardır.¹⁵³⁻¹⁵⁶

Hirota ve ark. dental implant yerleştirmek amacıyla yaptıkları sekonder mandibular kemik rekonstrüksiyonunu sundukları olguda, osteosentezle eşzamanlı uygulanan trifokal distraksiyon osteogenezini belgelemişlerdir. Tümör cerrahisi esnasında mandibula, devamlılığını kaybetmiş olduğundan, bu bölgeye rekonstrüksiyon plağı ve serbest iliak grefti eşzamanlı uygulanmış, ancak yerleştirilen büyük kemik greftinde yeterli kemik formasyonu oluşmamış ve yerleştirilen rekonstrüksiyon plağı

operasyondan bir sene sonra kırılmıştır. Çalışmada, kemik hacmi dental implantların yerleştirilmesi için yetersiz olduğundan, mandibulaya trifokal distraksiyon osteogenezi (dikey ve yatay distraksiyon osteogenezi) uygulaması anlatılmıştır. Bu prosedür sayesinde, kemik iyi derecede artırılmış, distrakte kemiğin absorpsiyonu görülmemiş ve yeterli uzunlukta implantlar yerleştirilmiştir. Osteosentez ile senkronize trifokal distraksiyon osteogenezi tedavi süresini kısaltmış ve dental implantların yerleştirilmesi için stabil kemik augmentasyonu sağlamıştır. Bu nedenle, bu prosedürün karmaşık segmental mandibuler kemik defektlerinin tedavisi için endike olabileceği sonucu ileri sürülmüştür.¹³⁹

Yapılan çalışmalarda distraksiyon oranının da yeni oluşacak kemiğin kalitesinde etkili olduğu bildirilmiştir.^{157, 158}

Ilizarov (1989a) yaptığı çalışmada günde 1,5 veya 2 mm'lik uzatma hızının osteogenezi yavaşlatacak olan lokal iskemiye sebep olduğunu, uzatma 0,5 mm/gün olarak gerçekleştirildiğinde ise distraksiyon hızının kemik oluşum hızından yavaş olduğu ve yeni oluşan kemiğin uzatmaya karşı direnç gösterdiğini bildirmiştir.¹⁵⁹

Richards ve ark (2000) rat femurları üzerinde yaptıkları çalışmada günlük 0,5 mm ve 1,5 mm'lik distraksiyon oranı uygulamışlar ve sonuçta distraksiyon oranının artırılmasının kartilaj formasyonunu artırabileceğini fakat yeterli pekiştirme zamanı uygulandığında bu durumun ne dokuda kalıcı hasara ne de yeni kemik formasyonu oluşumuna engel

olmadığını, buna dayanarak da distraksiyon oranının yüksek tutularak istenilen uzatma miktarına daha erken ulaşılabilineceğini bildirmişlerdir.¹⁶⁰

Al Ruhaimi (2001) tavşanlarda yaptığı çalışmada 2x0,5 mm/gün, 1 mm/gün, 2x1 mm/gün ve 2 mm/gün'lük farklı distraksiyon oranları uygulayarak 6 haftalık pekiştirme periyodunun ardından bu oranların distraksiyon osteogenezi üzerine etkilerini incelemişler ve en iyi iyileşmenin günde 1 mm uzatılan gruplarda olduğunu ayrıca günde iki kez 0.5 mm uzatma ile günde bir kez 1 mm uzatma arasında fark olmadığını buna karşılık günde iki kez 1 mm lik uzatma yapılan grupta osteogenezisin tamamlanmadığını yine günde bir kez 2 mm' lik uzatma yapılan grupta ise fibroz birleşme meydana geldiğini bildirmiştir.¹⁶¹

Stewart ve ark (1998) tavşanlar üzerinde yaptıkları ve iki farklı uzatma oranının mandibular distraksiyon osteogenezisi üzerine etkilerini inceledikleri çalışmada günde iki kez 0,5 mm ve günde iki kez 1,5 mm olacak şekilde 2 farklı oranla molar dişlerin anterioruna toplam 15 mm bilateral mandibular distraksiyon uygulamışlardır. Sonuçta her iki grubun da densitometrik ve mekanik açıdan kontrol grubundan daha zayıf olduğunu fakat kendi aralarında fark olmadığını, bununla birlikte histolojik incelemede hızlı distrakte edilen grupta non-unionun daha yaygın olduğunu bildirmişlerdir.¹⁶²

Ross ve ark (2000) koyunlarda yaptıkları çalışmada 4 farklı grupta günde 1, 2, 3 ve 4 mm'lik distraksiyon oranı uygulayarak toplam 24 mm'lik mandibular uzatma gerçekleştirip 5 hafta pekiştirme süresi

uygulamışlar ve distraksiyon oranının yeni oluşan kemiğin biyomekanik, mineralizasyon ve histolojik özellikleri üzerine etkilerini incelemişlerdir. Sonuçta bütün gruplarda kemik formasyonu elde edilmesine karşın 1 mm/gün oran uygulanan grupta daha matur kemik oluştuğunu, 3 nokta eğme testi ile yapılan biyomekanik analizde yine günde 1 mm distrakte edilen grubun diğer gruplara nazaran daha dirençli olduğunu bulmuşlardır. Ayrıca kemik mineral densite değerlerinin 4 mm/gün'lük oran uygulanan grupta önemli ölçüde düşük olduğunu bildirmişlerdir.¹⁶³

Troulis MJ ve ark (2000) domuz mandibulaları üzerinde yaptıkları çalışmada kemik formasyonu üzerine distraksiyon oranın etkilerini incelemişlerdir. Çalışmada segmentler günde 1 mm, 2 mm ve 4 mm olacak şekilde 12 mm aralık oluşturulana kadar distrakte edilip 24 gün pekiştirme için beklenmiştir. Yapılan klinik ve radyolojik değerlendirmede en uygun oranın 1 mm/gün olduğunu bildirmişlerdir.¹⁶⁴

Yapılan deneysel çalışmaların bir çoğunda ideal günlük distraksiyon oranının 1mm olduğu yönündeki eğilimden dolayı çalışmamızda 1mm/gün'lük oranı esas alınmıştır.

Bayram M. ve arkadaşları (2006), çalışmalarında, konik şekilli mandibula ve şiddetli mandibular anterior çapraşıklığı olan 14 yaşındaki erkek hastaya, mandibular genişliği artırmak amacıyla, simfiz bölgesine distraksiyon osteogenezi uygulamışlardır. Bizim çalışmamızda da kullandığımız kemik destekli distraktör yerleştirilip, distraksiyon işlemi günde iki kez olmak üzere 1 mm 'lik bir oranda başlatılmıştır. Mandibula yaklaşık 10

mm genişletilmiştir.¹⁶⁵ Guerrero mandibular midsimfizal distraksiyon osteogenezisi kullanımına öncülük etmiştir ve " Cerrahi hızlı mandibular genişleme" olarak adlandırmıştır.¹⁶⁶

Bununla birlikte mandibulanın özel morfolijisi ve kuvvet-dayanım alanının karmaşıklığı nedeniyle klinisyenler, distraksiyon osteogenezisi ile oluşturulan kemiğin biyomekanik özelliklerine fazlasıyla önem vermektedirler.¹²⁸

Yeni oluşan kemiğin çiğneme kuvvetlerine dayanıp dayanamayacağı, uzatılan mandibulanın normal fonksiyon görüp göremeyeceği ve kırık oluşturabilecek kuvvetlere dayanımı hakkında büyük kaygılar mevcuttur.¹²⁸ Bunların yanı sıra, distraksiyon süresince segmentlere uygulanan kuvvetler de, bunların etkileri konusu da henüz üzerinde çokça yayın bulunmayan inceleme konuları arasında yer almaktadır. Çalışmamızın amacı, insan mandibulasının 3 boyutlu sonlu elemanlar modelini oluşturarak, kemiksel yapılar ve segmentlerdeki stres dağılımının değerlendirilmesini sağlamak ve meydana gelen biyomekanik değişimleri analiz etmektir. Bu işlemde modeller üzerinde unifokal, bifokal ve trifokal distraksiyon kesilerinin simülasyonları oluşturulmuştur. Takiben distraktör modellere uygun konumda yerleşecek şekilde simüle edilmiştir. Toplam distraksiyon miktarı 10 mm olup, distraksiyon pininin her turunda ilerleme miktarı 0,5 mm'dir. Kemiksel yapılar ve segmentlerdeki stres dağılımının değerlendirilmesinde maksimum ve minimum principal stresler (Pmax ve Pmin), plak, vida ve distraktör apareyindeki stres dağılımının değerlendirilmesinde Von Mises stresleri hesaplanmıştır.

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, çeşitli mühendislik bilimlerinde (makine, inşaat, gemi, jeofizik vb.) yaygın olarak kullanılmış, biyomekanik ile uğraşan araştırmacıların ilgisini çekmiş, tıp ve dişhekimliğinde de bu analiz yöntemiyle pek çok araştırmalar yapılmıştır.⁶⁴⁻⁶⁷

Canlı doku ve organlarda gerilim analizi yapmak oldukça zor bir işlemdir. Bu nedenle, gerilim analiz çalışmaları canlı malzemenin cansız bir modeli üzerinde yapılır. Mühendislikte karmaşık analitik sistemlerin çözümünde kullanılan sonlu elemanlar metodu, diş hekimliğinde de her tür cisme ve karmaşık yapılara uygulanabilmesi, kullanılan malzeme sayısının sınırlandırılmaması, gerilim dağılımlarının ve deplasmanlarının bir arada ve duyarlı olarak elde edilmesi, deneysel modelin kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesi, malzemenin mekanik ve fiziksel özelliklerinin çok iyi yansıtılabilmesi gibi avantajları nedeniyle çalışmamızda tercih edilmiştir.¹⁶⁷⁻¹⁶⁹

Sonlu Elemanlar Analizi, çeşitli mekanik problemlere kabul edilebilir bir yaklaşımla çözüm arayan bilgisayar tabanlı sayısal bir çözüm yöntemidir. Canlı dokuların kuvvetler karşısındaki davranışlarını tespit etmek, bu dokulara gerilme analizi uygulamak yüksek maliyetli, riskli, güç ve bazen de imkansızdır.¹⁷⁰ Bu sebeple stres analiz çalışmalarının canlı malzemenin elde edilen bir modeli üzerinde uygulanması kaçınılmaz hale gelmiştir. Kuvvet analizleri, bir cismin üstüne gelen kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerin tespit edilmesi ve o cismin kuvvetler karşısında daha güçlü ve daha dayanıklı olması için yapısının nasıl olması gerektiğini görmek için yapılır.¹⁷¹

Dennis ve ark., 1998 yılında yaptıkları çalışmada fraktür iyileşmesinde ve distraksiyon osteogenezindeki differansiyasyon durumunun aynı teorik çerçevede incelenebileceğini bildirmişlerdir. Distraksiyon osteogenezinin başlangıç aşamalarında oluşan çekme gerilmeleri fraktür iyileşmesiyle benzerdir. Mekanik ve biyolojik sonuçlar, distraksiyon osteogenezinde gerilim ve gerilim durumları ve doku diferansiyasyon durumlarının fraktür iyileşmesinin aynada yansımış haliyle aynı olduğunu göstermiştir. Oluşan gerilimlerin paterni aynı ancak terstir çünkü fraktür iyileşmesinde kemiğe çekme kuvvetleri yerine kompresif kuvvetler uygulanmaktadır. Distraksiyon osteogenezinde ise kallus çekme gerilim ve gerilmelerine maruz kalmaktadır. Distraksiyon oranı uygun ise bu bölgede kemik oluşabilir. Ancak distraksiyon oranı fazla olursa fibröz doku formasyonu beklenmelidir.¹⁷²

Gerilim analizlerindeki esas amaç, modelin gerçek organ, doku ve restoratif malzemeye mümkün olduğunca benzemesini ve fonksiyonel uygulamanın da gerçekte organizmada etkili olan kuvvetleri şiddet, yön ve tip olarak taklit edebilmesini sağlamaktır. Ancak bu koşullarda analiz sonuçları gerçeği yansıtır ve bilimsel olabilir. Ayrıca bu yöntem, risk faktörleriyle ilişkili bulguların, klinik deneyimlere dayandırılmadan, önceden belirlenmesine izin verir.⁷²

Sonlu eleman analizinde modelleme iki ya da üç boyutlu olarak gerçekleştirilebilir. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler sayesinde üç boyutlu model hazırlanması zaman ve ekonomik açıdan zor olsa da, sonuçların doğruluğu açısından avantajlıdır. Üç boyutlu modelin uygulanması anatomik

yapıların aksisimetrik özellikte olması ve gerilim dağılımlarını daha iyi yansıtabilmesi açısından avantajlıdır.¹⁷³

Ancak Kamposiara ve arkadaşları üç boyutlu model analizinin, kompleks ve yüksek sayıda eleman gerektirdiğini ve bunun için yüksek konfigürasyon özelliklerine sahip bilgisayarlarda çalışılması gerekliliğini vurgulamaktadır. Bu nedenle iki boyutlu modellerin, basit olduğu ve fasiolingual kesitler modellerde simetrik yapı gösterdiği için kullanılabilir olduklarını göstermişlerdir.¹⁷⁴

Çalışmamızda, kompleks geometriye sahip yapıların varlığı nedeniyle iki boyutlu yöntemin yeterli olmayacağı düşünülmüş ve üç boyutlu modeller oluşturulmuştur. Sonuçların doğruluk derecesi modellerin doğruluk derecesiyle doğru orantılıdır. Modelin doğruluk derecesi de matematiksel modeldeki nokta ve elemanların sayısı ile orantılıdır. Modellerimizdeki nokta ve eleman sayısı da bunu doğrular niteliktedir. Ayrıca konverjans analiz sonuçları da kullandığımız modelin gerçekliğini kanıtlamaktadır.

Distraksiyon sonucu üretilen gerilim stresinin etkisi altında farklı dokularda; Deri, fasya, kas, tendon, kıkırdak, kan damarları ve periferik sinirlerde aktif histogenezis meydana gelir.^{175, 176} Distraksiyon osteogenezisi klinik pratiğinde uygulandığında, her ne kadar tüm yumuşak dokular etrafında normalden fazla lokal gerilim kuvvetleri olsa da kaslar ve sinirler primer limit faktörleridir. Morfolojik olarak farklı dokular, farklı yollarla reaksiyon gösterir. İki primer adaptasyon mekanizması vardır. Bunlar tensiyonal stres sonucu neohistogenezis ve büyüme stimülasyonu ile aşırı gerilme sonucu reversible

reaktif değişiklikler ve dejeneratif değişiklikleri takiben olası rejenerasyondur.¹⁷⁵⁻¹⁷⁷

Mandibulada sonlu elemanlar analizinde çiğneme kaslarının yarattığı kuvvetler tam olarak bilinmediğinden çalışmalara dahil edilmemişlerdir. Ayrıca spongioz kemik periodontal ligament ve dental kompleksle ilgili bölgesel varyasyonlar da tam olarak anlaşılamamıştır.¹⁷⁸

Sonlu elemanlar metodunun diğer metotlara göre pek çok avantajları vardır; karmaşık geometriye sahip katılar modellenenebilir, gerçekçi malzeme kabulleri ile gerçeğe yakın model oluşturulabilir, gerilme dağılımı ve deplasmanlar duyarlı olarak elde edilebilir, deneysel aracın kontrolü ve sınır şartlarının, uygulanan kuvvetlerin, malzeme özelliklerinin, geometrinin kolayca değiştirilip analizin zahmetsizce gerçekleştirilebilmesi mümkündür.¹⁷⁹

Baimonte ve arkadaşları 1996 yılında yaptıkları çalışmada, osteointegre titanyum implantlar yerleştirilmiş maymun mandibulasında, gerinim değerlerinin in-vitro çalışmasıyla elde ettiği sonuçlarıyla sonlu elemanlar metoduyla elde ettiği sonuçları karşılaştırmış, sonuçların mükemmel bir şekilde benzerlik göstermesiyle sonlu elemanlar yönteminin dental sistemlere uygulanabileceğini ortaya koymuştur.^{67, 180} Buna ilaveten sonlu elemanlar analizi ile yapılan çalışmaları sınırlandıran en önemli dezavantaj, canlı dokuların taklit edilebilmesi amacıyla doğal hayatta büyük değişkenlikler gösterebilen bir takım faktörlerin sabit olarak kabul edilmesi zorunluluğudur.¹⁸⁰⁻¹⁸² Bu sebeple, mandibula kortikal kemiği normalde transvers yönde izotropik ve non-homojen olmasına rağmen(Murakami),

bizim çalışmamızda taklit edilen tüm canlı dokular ve sentetik malzemeler de bu zorunluluk nedeniyle yüzde yüz izotropik, homojen ve lineer elastik olarak tanımlanmıştır.¹⁸³

Meyer ve ark. yaptığı bir çalışmada, sonlu elemanlar analizini kolaylaştırmak için materyal özelliklerinde ve model oluşturulmasında bazı farz etmeler ve basitleştirmeler yapılmıştır. Normal kemikte bu şekilde olmamasına karşın, elemanların homojen, lineer ve izotropik olduğu farz edilmiştir. Bu basitleştirmelerin yapılması sonuçlara sınırlamalar getirirse de in vivo gerilim ölçerlerle elde edilen değerlerle karşılaştırıldığında bir fark olmadığı görülmüştür.¹⁸⁴

Bazı iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar gerilim analizi çalışmalarında ise kemik dikdörtgen şeklinde modellenmiştir. Son zamanlarda bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans görüntüleme tekniklerindeki gelişmeler sayesinde anatominin doğru olarak modellenmesi mümkün hale gelmiştir. Çalışmamızda da hastalardan 1 mm aralıklarla alınan bilgisayarlı tomografi kesitleri Auto-Cad programına aktararak gerçeğe yakın üç boyutlu modeller elde edilmiştir.

Materyal özellikleri yapıda oluşacak gerilim ve gerilme dağılımını etkiler. Bu özellik sonlu elemanlar analizlerinde izotropik, transvers izotropik, ortotropik ve anizotropik olarak modellenebilir. İzotropik materyallerde özellikler tüm yönlerde aynıdır. Bu nedenle iki bağımsız materyal sabiti (young modülü ve poisson oranı) mevcuttur. Anizotropik materyaller ise değişik yönlerde ölçüldüğünde farklı özelliklere sahiptir. Anizotropinin derecesine göre birçok materyal sabiti mevcuttur.

Son yıllarda yapılan sonlu elemanlar analizi çalışmalarında ise anizotropik materyallerin kullanılması önerilmiştir.¹⁸⁵ Ancak literatürdeki mevcut çalışmaların çoğunda materyaller homojen, lineer yani izotropik olarak kabul edilmiş ve materyal davranışları Young ve poisson oranları ile belirtilmiştir^{169, 186}. Bu nedenle çalışmamızda kullanılan materyaller de homojen ve izotrop kabul edilmiştir, yani her düzlemde materyal özellikleri aynıdır. Doğada, hiçbir materyal %100 homojen ve izotrop değildir. Canlı sistem içinde organik maddelerin homojen ve izotrop olması beklenemez. Organizmaya ait dokuların içyapısı ve izotropi özelliği sayılamayacak kadar çok etkenle sürekli değişebilmektedir. Bu durumda ele aldığımız materyali ortalama değer olarak homojen ve izotropik olarak kabul etmek ideal olarak çok geniş bir popülasyon için varılan deney sonuçlarının gerçeğe yakınlığını çok da etkilemeyecektir.

Analiz sonuçları gerçek değerlere yalnızca bir yaklaşım olarak kabul edilmelidir. Gerek sonlu elemanlar, gerekse diğer analiz yöntemlerinde bulguların değerlendirilmesi nicel değil nitel olarak yapılmalıdır

Anizotropik ve lineer olmayan modellerin hazırlık, çözüm, değerlendirme aşamaları oldukça komplekstir. Uzun çalışmalar ve zaman gerektirir. Ayrıca bu tekniğin genelde daha karmaşık yapıya sahip nesnelerin modellendiği ve dinamik kuvvetlerin uygulandığı durumlarda tercih edilmesi daha uygundur.¹⁸⁵ Çalışmamızda uygulanan kuvvetler düşüktür ve farklı yönlerde tek tek uygulanmıştır. Ayrıca hazırlanan modelin eleman sayısı oldukça yüksektir. Bu da gerçeğe yakın değerlerin elde edilmesi için yeterlidir.

Sonlu elemanlar analizi çalışmalarının çoğunda, trabeküler kemik paterni tanımlanamadığı için trabeküler kemik ağı çalışma dışı bırakılmıştır. Trabeküler kemik kortikal kemik yapı içerisinde solid bir yapı

olarak modellenmiştir. Her iki kemik tipi de basit olarak izotropik materyaller olarak modellenmiştir.^{185, 187, 188}

Çalışmamızda; kallus, kortikal ve kansellöz kemik için farklı Young ve Poisson değerleri verilere modellenmiş ancak spongiyöz kemiğin, distraksiyon sonrası kortikal kemiğin içerisinde az miktarda kalması nedeniyle sonuçlar değerlendirilirken göz ardı edilmiştir.

Meyer ve arkadaşlarının üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yaptığı çalışmada 10000 eleman, Huang ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada 3996 hexahedral eleman, Chun ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada 39.000 eleman kullanılmıştır.^{169, 184}

Sonlu elemanlar analizinde, sınır koşulları oluşturulurken materyale uygulanan yükün büyüklüğü, tipi, uygulama zamanı belirlenir. Uygulanan yüklerin durumu göz önünde bulundurulduğunda, küçük miktarlarda ve tek yönlü kuvvet uygulandığında statik bir analiz tercih edilmelidir. Dinamik analiz ise daha kompleks, çok yönlü, aşırı miktarlarda kuvvet uygulandığında kullanılır.¹⁸⁹

200-700 PSi, varolan kemik yüksekliğinin korunması için gerekli optimal değerlerdir. Bu gerilim değerlerinden daha fazlası kemik dokuda dejenerasyona, bu değerlerden daha azı da kemikte atrofiye neden olur, Kemik gibi kırılğan materyallerin değerlendirilmesinde asal gerilme değerleri (oluşan çekme ve sıkışma gerilmesi) önemlidir. Maksimum çekme

kuvvetinden veya sıkıştırma kuvvetinden büyükse kemikte deformasyon, küçükse atrofi meydana gelir.¹⁸⁷

Rieger ve ark. Kemiğin devamlılığının sağlanması için gerekli minimum gerilimin 1.4 MPa ve 5.6 MPa olması gerektiğini, daha düşük gerilim değerlerinin kemikte rezorbsiyona neden olabileceğini bildirmiştir.¹⁸⁵

Gerilim analizlerinin sonuçlarının değerlendirilmesinde ve tanımlamalarda hangi tip değerlerin kullanılacağına dair kesin bir görüş mevcut değildir. Asal gerilimler, asal elastik gerilmeler ve Von Misses gerilim değerleri karşılaştırmalarda en çok kullanılan değerlerdir. Asal gerilim ve gerilme değerleri (çekme + ve sıkışma -) kemik gibi kırılğan materyallerin değerlendirilmesinde önemlidir.

5.SONUÇLAR

Distraksiyon kuvveti altında oluşan Von Mises stresleri açısından değerlendirildiğinde distraktörü taşıyan plak ve vidalar arasında en yüksek stresin plaklarda olduğu, plaklar da kendi arasında değerlendirildiğinde en yüksek stres değerinin bifokal distraksiyon uygulanan model 3'deki plaklarda olduğu görülmektedir. Bu stres değerinin distrakte edilen segmentlerin kütleli boyutunun küçüklüğünden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Von Mises stresleri açısından değerlendirildiğinde, plak ve özellikle vidalarda görülen stres Model-2 için diğer modeller ile karşılaştırıldığında en düşük seviyede oluşmaktadır. Model1 ve Model 3'te yapıların toplam 10 mm deplasmana maruz kalırken, Model 2'de 5'er mm lik deplasmanlar ile 10 mm toplam deplasman yapıyor olması, oluşan streslerin diğerleri ile karşılaştırıldığında daha az gerçekleşmesine neden olmaktadır. Yani stresler açısından düşündüğümüzde (tüm çene üzerinde 10 mm deplasman yapmak istiyorsak), deplasmanı bölmenin streslerde azalmaya sebebiyet vereceğini düşündürmektedir.

Yine vidalar Von Mises stresleri açısından değerlendirildiğinde Model 1'de son 2 vida üzerinde oluşan stresler son derece az olduğu gözlemlenmektedir. Bu deplasman altında son 2 vidayı kullanmak gereksiz gibi görünmektedir. Ancak Model 2 ve Model 3'te ise bu vidalarda da stres oluştuğunu görülmekte, bu sebeple vida azaltma isteğini Model 2 ve Model 3 için söylenememektedir.

İlk vidada Von Mises streslerinin en yüksek seviyeye çıktığını düşünürsek, distraktörü 4 lü plakta, 2 ve 3 numaralı vidaların arasına bağlayarak yük uygulamak streslerin dağılımı açısından en makul yaklaşım olacağı düşünülmektedir. Bu da ilerleyen çalışmalar için bir öneri niteliği oluşturmaktadır.

Kortikal kemikteki gerilme ve sıkışma stresleri açısından bakıldığında, bifokal distraksiyon uygulanan modelde farklı distraksiyon tekniği uygulanan diğer modellere göre daha yüksek oranda stres oluştuğu gözlemlenmiştir.

Kortikal kemikte oluşan streslerin lokalizasyonu açısından bakıldığında, streslerin osteotomi hattının ön ve arkasına yerleştirilen plak ve vidalar bölgesine yoğunlaştığı görülmektedir. Bu distraksiyon kuvvetinin iletildiği noktalar olması gerçeğini vurgulamaktadır. Monofokal ve trifokal distraksiyon uygulanan modellerdeki segmentlerin, bifokal distraksiyon uygulanan segmentlere oranla daha büyük boyutta olması, kuvvetin büyük segmentlere dağılmasını sağlamakta, bunun da monofokal ve trifokal modellerde plak ve vidalara gelen streslerin benzer bölgelerde daha sınırlı bir şekilde gözlemlenmesine, bifokal modele gelen streslerin ise daha yaygın lokalizasyonda oluşmasına neden olduğu düşünülmektedir.

Bifokal distraksiyon uygulanan modelde streslerin çok yüksek oranda gözlemlenmesi bu bölgedeki distraktör apereylerinde deformasyona yol açabileceğini düşündürmektedir.

Sonlu elemanlar metodunun distrakte kemiklerin mekanik davranışlarını incelemek için, karmaşık üç boyutlu geometrilerin biyomekanik tepkilerini gerçekçi bir biçimde analiz edebilmesi, klinik durumlarda çeşitli

simülasyonlara olanak sağlamaktadır. Bu nedenle, sonlu elemanlar analizinin, mandibular distraksiyon osteogenezine modellik etmeye ve mandibulada distraksiyon osteogenezinin farklı zamansal aşamalarında biyomekanik çalışmaya uygun bir yöntem olduğu düşünülmektedir.

Sonuç olarak distraksiyon osteogenezi ile tedavi planlandığında, distraksiyon tipine göre stres değerleri değişse de, sonuçta oluşan kemiğin kalitesi üzerinde önemli bir etkisi olmadığı, ancak distraksiyon tipine göre çevre kemikte ve distraksiyon kuvvetlerini ileten plak ve vidalardaki stres farklılıkları nedeniyle özellikle aşırı rezorbe ve/ veya yoğun tümöral eksizyonlar sonrası residüel kemiğin bu stresleri tolere edip edemeyeceğinin değerlendirilmesi önem taşımaktadır. Ayrıca defek tamiri amacıyla uygulanan monofokal, bifokal ve trifokal distraksiyon osteogenezi işlemlerinde çevre kemik kalitesinin değerlendirilmesi gereği de önemle göz önünde bulundurulmalıdır.

6. ÖZET

Mandibulada Uygulanan Monofokal, Bifokal ve Trifokal Distraksiyon Osteogenezisinin Biyomekanik Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ile Araştırılması

Distraksiyon osteogenezi; dereceli olarak uygulanan çekme kuvvetiyle, ayrılan kemik segmentlerinin yüzeyleri arasında yeni kemik formasyonlarının meydana geldiği biyolojik bir olaydır. İskelet doku ve bunu örten yumuşak doku üzerinde gerilim oluşturan çekme kuvveti, distraksiyon vektörüne paralel olarak yeni kemik oluşumunu uyarır. Çalışmamızda değişik tipteki mandibular defeklerin kapatılması amacı ile üç farklı tipte intraoral distraksiyon biyomekanik etkileri ile incelenmiştir. 3 boyutlu tam dişli genç erkek hastalardan alınan mandibula tomografileri kullanılarak MSC MENTAT (MSC Software Corporation, Santa Ana, Ca, Amerika) version 2005 programı yardımıyla model oluşturma işlemleri tamamlanmıştır. The MSC MARC 2005 (MSC Corporation, Santa Ana, CA, 92707, USA) Finite Element Solver yazılımı kullanılmış ayrıca kemik doku ve fiksasyon apareylerinde oluşan stres dağılımları da hesaplanıp şematize edilmiştir. Fiksasyon materyallerinde ve kemik dokularda tespit edilen streslerin karşılaştırılmasında Mega Pascal biriminde Von Mises Stres, Maksimum Principle Stres ve Minimum Principle Stres değerleri kullanılmıştır. Monofokal ve trifokal modellerde streslerin lokalizasyonu itibari ile bakıldığında stresin birinci vidalar ve bu bölgedeki plaklar etrafına toplandığı gözlemlenmiştir, ancak model bifokal modelde bu stres alanlarının bütün vidalar ve etrafındaki plaklarda yaygın olduğu saptanmıştır.

7. SUMMARY

Biomechanical Evaluation Of Effects Of Mandibular Monofocal, Bifocal And Trifocal Distraction Osteogenesis By Using Finite Element Analysis Method

Distraction osteogenesis is the biologic process of new bone formation between bone segments that are gradually separated by incremental traction. The traction generates tension on the skeletal and surrounding soft tissue structures, which stimulates new bone formation parallel to the vector of distraction. In our study, three different kind of intraoral mandibular distraction with biomechanical effects examined to treat different types of defects. A 3-dimensional model of a totally dentate mandibular bone of a young man was used as the basis of a mandibular finite element model in this study. The 3D image of the mandible was imported into MSC Mentat (MSC Software Corporation, CA, USA) version 2005 for pre-processing and modeling. The MSC MARC 2005 (MSC Corporation, Santa Ana, CA, 92707, USA) Finite Element Solver software used to calculate the stresses occurred on each mandibular model. Stress patterns of the bony tissues and fixation materials were calculated as well. Von Mises Stress, Maximum Principle Stress and Minimum Principle Stress values in Mega Pascal were used to compare the stresses of the bony tissues and fixation materials. It is revealed that Von Mises Stress, Maximum Tension Stress and Minimum Tension Stresses focused around first screws of plates in both segments in Monofocal and Trifocal distraction. But in Bifocal distraction Von Mises Stress, Maximum Tension Stress and Minimum Tension Stresses focused all screws of plates.

8. KAYNAKLAR

1. Junqueira LC, J. C, editors. Basic Histology. 10th ed. Sao Paolo: Mc Graw-Hill Companies; 2003. Junqueira LC, J. C, editors. Bone Tissue.
2. Baron R, editor. Anatomy and Ultrastructure of Bone: Lippincot-Raven Company; 1993. MJ. F, editor. Primer on the Metabolic Bone Disease and Disorder of Mineral Metabolism.
3. Ruddy S HE, Sledge CB,, editor. Kelley's Textbook of Rheumatology. 6 ed: W.B Saunders Company; 2001. Rubin CT. RJ, editor. Biology, physiology and morphology of bone.
4. Soydan N., editor. Genel Histoloji. İstanbul: Beta Yayıncılık; 1992.
5. Lindhe J KT, Lang NP., editor. Clinical Periodontology and Implant dentistry. 4th ed. Denmark: Blackwell Munksgaard; 2003.
6. Tuskan C. YM, editor. Oral ve Maksillofasiyal Cerrahide Kullanılan Biyomateriyaller. istanbul; 2002.
7. Gartner LP HJ, editor. Color Textbook of Histology. 2 ed. Philadelphia: W. B. Saunders; 2001. Gartner LP HJ, editor. Cartilage and Bone.
8. Erdoğan D GM, Hatiboğlu MT, Ilgaz C., , editor. Genel Histoloji. 2nd ed. Ankara,: Hatiboğlu Yayınevi,; 1999.
9. Silva RV CJ, Bertran CA, Moreira N,. The use of hydroxyapatite and autogenous cancellous bone grafts to repair bone defects in rats. Int J Oral Maxillofac Surg 2005;34(2):178-84.
10. Sağlam M, editor. Genel Histoloji. 3th ed. Ankara: Emel Matbaacılık Sanayi; 1987.
11. Becker K. L., editor. Principles and Practice of Endocrinology and Metabolism. Philadelphia: J.B. Lippincott Co; 1990.
12. Rose F. R. OR. Bone tissue engineering: Hope vs Hype. Biochemical and Biophysical Research Communications, 2002;292:1-7.
13. Meyer U WH, editor. Bone and Cartilage Engineering. New York: Springer; 2006.
14. Alpar K. , editor. Ortopedi İlkeleri ve Uygulamaları. Ankara: Yargıçoğlu Matbaası; 1980.
15. Tekelioğlu M., editor. Genel Tıp Histolojisi. 1st ed. Ankara,: Beta Basım Yayın; 1989.
16. Miller MD editor. Review of Orthopaedics. 2nd ed: W.B.Saunders Company; 1996.
17. AS F. et. al editor. Harrison's Principles of Internal Medicine Edition, . 14th ed. USA: Mc Graw- Hill Company; 1998. Holick MF KS, Potts JT, editor. Calcium, phosphorus and bone metabolism: Calcium regulating hormones.
18. Fonseca RJ WR, editor. Oral and Maxillofacial Trauma. Philadelphia: WB Saunders; 1991;Vol. 1st.

19. Simmons DJ. , editor. Fundamental and Clinical Bone Physiology. Philadelphia: JB Lippincott; 1980. MR U, editor. Fracture healing.
20. Ham AW CD, editor. Histophysiology of Cartilage, Bones and Joints. Philadelphia: JB Lippincott; 1979.
21. Paul F., editor. Calcium Metabolism of Bone. 2nd ed. Edinburgh: Blackwell Scientific, Oxford; 1968.
22. Monoli A. , editor. Maxillofacial Trauma. Baltimore: The Williams and Wilkins; 1984.
23. Sharrard WJW. Treatment of congenital and infantile pseudarthrosis of the tibia with pulsing electromagnetic fields. Orthop Clin North Am 1984;15:143-62.
24. Schenk RK, editor. Morphological findings in primary fracture healing Symp. Hung.: Willenegger H; 1967.
25. Reitzik M. Cortex to cortex healing after mandibular osteotomy. J Oral Maxillofac Surg 1983;;41:658.
26. Hutzschenreuter P , Perren SM, et al. , editor. Some effects of rigidity of internal fixation on the healing pattern of osteotomies: Injury 1969.
27. Lin OCC, Chao E., editor. Perspectives on Biomaterials. Amsterdam: Elsevier Science Publishers; 1986. RK. S, editor. Histophysiology of bone remodeling and bone repair.
28. Buser D., Dahlin C., Schenk RK. , editor. Guided Tissue Regeneration in Implant Dentistry. Chicago: Quintessence; 1994.
29. Polson AM, Heijl LC. Osseous Repair in Intrabony Periodontal Defects. J Clin Periodontol 1978;5:13.
30. Polson AM. , editor. Periodontal Regeneration. Current Status and Directions. Chicago: Quintessence; 1994.
31. Maul DJ. Review of Devices for Distraction Osteogenesis of the Craniofacial Complex. Semin. Orthod 1999;5th:64-73.
32. Özeç İ, Öztürk M. Distraksiyon Osteogenezi. Cumhuriyet Üniv. Dişhek. Fak. Dergisi. 2000;3(1):47-51.
33. Imola MJ, Hamlar DD, Thatcher G, Chowdhury K. Thatcher G, Chadburry K. The Versality of Distraction Osteogenesis of Craniofacial Surgery. Arch Facial Plast. Surg. 2002;4th:8-19.
34. Keçeli HG., Demiralp B., Muhtarogulları M., Demiralp B. Muhtarogulları M, Demiralp B. Distraksiyon Osteogenezi: Yeni Kemik Formasyonu, Tarihçe ve Biyolojik Prensipler Hacettepe Dihek. Fak. Dergisi. 2006;30 (1)(Bölüm 1.):31-41.
35. Swennen G SH, Dempf R, Schierle H, Malavez C. Craniofacial Distraction Osteogenesis: a Review of the Literature Part 1: Clinical Studies. J. Oral and Maxillo. Surg. 2001;30th:89-103.
36. McNamara JA, Trotman CA. Distraction Osteogenesis and Tissue Engineering. ; 1998.

37. McCarthy JG, Sternicki EJ, Mehrara BI, Longaker MT. Distraction Osteogenesis of the Craniofacial Skeleton. *Plast. Recon. Surg* 2001.;107th (7):1812-17.
38. Vos M. D., Baas E. M. ,Lange J., Bierenbroodspot F.. Stability of mandibular advancement procedures: Bilateral sagittal split osteotomy versus distraction osteogenesis. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg* 2009;38:7–12.
39. Keçeli HG, Demiralp B, Muhtarogulları M, Demiralp B. . Dişhekimliğinde Distraksiyon Osteogenezi: Bölüm 2. Hacettepe Dişhek. Fak. Dergisi 2006.; 30 (2):20-30.
40. McCarthy JG, Schrieber J, Korn N, Thome CH, Grayson BH. Lengthening the Human Mandible by Gradual Distraction. *The Journal of Craniofacial Surgery*. 1992;13th (2):1-8.
41. Erkmen E. Distraksiyon Osteogenezi. *G.Ü. Dişhek. Fak. Dergisi* 1999;16th (2):43-48.
42. Özeç İ ÖM. Distraksiyon Osteogenezi. *Cumhuriyet Üniv. Dişhek. Fak. Dergisi*. 2000.;3th (1):47-51.
43. Kim SG, Mitsug IM, Kim BO. Simultaneous Sinus Lifting and Alveolar Distraction of Atrophic Maxillary Alveolus for Implant Placement: A Preliminary Report. *Implant Dent* 2005;14th:344-48.
44. Pelos P, Gosporini G, Di Petrill OA, Tomburrini G, Di Rocco C. Distraction Osteogenesis in the Surgical Treatment of Craniofacial Stenosis: a comparision of external and internal craniofacial distraction devices. *Child. Nerv. System* 2007:1447-53,.
45. Grayson HB, Santiago PE. Treatment Planning and Biomechanics of Distraction Osteogenesis from an Orthodontic Perspective. 1999.;5th:9-24.
46. Pate PK. Craniofacial Distraction Osteogenesis. 2006.
47. Annino DJ, Goguen LA, Karmody CS. Distraction osteogenesis for reconstruction of mandibular symphyseal defects. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 1994;120:911-16.
48. Aldegheri R, Renzi-Brivio L, Agostini S. The callotasis method of limb lengthening. *Clin Orthop*. 1989;241:137-45.
49. Cope JB, Samchukov ML. Mineralization dynamic of regenerate bone during mandibular osteodistraction. *Int. J. Oral Maxillofac Surg*. 2001;30:234–42.
50. McCarthy JG. *Distraction of the Craniofacial Surgery*: Springer; 1999.
51. Cope BY, Samchukov ML, Cherkashain AM. Mandibular Osteogenesis: A Historic Perspective and Future Directions. *Am J Orthod. Dentofacial Orthop*. 1999.;Vol: 115th (4):448-60.
52. Rachimel A, Aizenbul P, Peled M. Distraction Osteogenesis in Maxillary Deficiency Using a Rigid External Distraction Device. *Plast. rec. Surg*. 2006.;7th (7):2399-406.

53. Gosain AK.. Distraction Osteogenesis of Craniofacial Skeleton. . Plastic and Reconstructiv Surgery 2001.;107 (1):208-10.
54. Cohen SR. Craniofacial Distraction with Modular Internal Distraction System: Evaluation of Design and Surgical Techniques. . Journal of Plast. and Recons. Surgery 1999 103th (66) ():1592-607.
55. Cohen SR, Holmes RE, Amis P, Fichtner H. Internal Craniofacial Distraction with Biodegradable Devices: early stabilization and protected bone regeneration. J. of Craniofacial Surgery 2002;11th (5):510.
56. Cohen SR, Holmes RE. Internal Le Fort III Distraction with Biodegradable Devices. J Craniofac Surg 2001;11 (3):265-72.
57. Yamaji KE, Gateno J, Xia JJ, Teichgraeber JF. New Internal Le Fort I Distractor for the treatment of Midface Hypoplasia. Journal of Craniofac. Surg. 2004;15th (1):124-27
58. Scolazzi P, Verdeja R, Herzog G. Maxillary Expansion Using Transpalatal Distraction in Patients with Unilateral Cleft Lip and Palate. Plast. Rec. Surg. 2007;119th (7):2200-05.
59. Swennen GRJ, Treutlein C, Brachvogel P, Berten JL, Polly RS, Hausamen JE. Segmental unilateral transpalatal distraction in cleft patients. Journal of Craniofacial Surgery. 2003.;14th (5) 786-90.
60. Mommaerts MV. Transpalatal Distraction as a Method of Maxillary Expansion. British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 1999.;37th:268-72.
61. Umstadt HE. Maxillary Advancement in Cleft Patients by Means of Transantral Distraction: Development of a New Typed Distraction Device and Pilot Study of its Clinical Application. . Plast. Reconst. Surg. 2005.;16th (2):591-98.
62. Burstein PD, Williams SK, Hudgins R, Graham L, Teague G, Poschal M, Simms C. Single Stage Craniofacial Distraction by Using Resorable Devices. The Journal of Craniofacial Surgery. 2002;13th (6):776-82.
63. Matsumoto K, Nakashi H, Kubo Y, Yazeki M, Mariyoma K. Advances in Distraction Techniques for Craniofacial Surgery. J. Med. Invest 2003;50th:117-25.
64. Wilson EL, Habibullah A. SAP90. A Series Computer Programs for The Finite Analysis of Structures. California, Berkeley: Computers and Structures Inc.; 1992.
65. Korkmaz H.H. Evaluation of different miniplates in fixation of fractured human mandible with the finite element method. Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology 2007;103:1-13.
66. Arbag H., Korkmaz H., Öztürk K., Uyar Y. Comparative evaluation of different miniplates for internal fixation of mandible fractures using finite element analysis. J Oral Maxillofac Surg 2008;66:1225-32.

67. Erkmén E., Şimşek B, Yücel E., Kurt A. 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;43:97-104.
68. Farah JW, Craig RG, Sikarskies DL. Photoelastic and Finite Element Stress Analysis of a Restored Axisymmetric First Molar. *J Biomechanics* 1973;6:511-20.
69. Farah JW, Craig RG. Distribution of stresses porcelain fused to jacket crowns. *J.Dent.Res.* 1975;54:255-61.
70. Yang TY., Baldwin JJ. Analysis of Space Closing Springs in Orthodontics. *J Biomechanics* 1974;7:21-28.
71. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress Analysis of Porous Rooted Dental Implants. *J Dent Res* 1976;55:772-77.
72. Aydınlik E., Şahin E. Dişhekimliğinde Stres Analizleri,. H.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Dergisi 1977;1:78-85.
73. Takahashi N, Kitagami T, Komori T. Analysis of Stress on a Fixed Partial Denture with a Blade-Ventimplant Abutment. *J Prosthet Dent* 1978;40:186-91.
74. Wright KWJ, Wettram AL. Finite Element Stress Analysis of a Class I Amalgam Restoration Subjected to Setting and Thermal Expansion. *J Dent Res* 1978;57:715-23.
75. Wright KWJ., Wettram AL. Stress from Loading Distal Extension Removable Partial Dentures. *J Prosthet Dent* 1978;39:274-77.
76. Cook SD, Weinstein AM. Parameters Affecting the Stress Distribution Around LTI Carbon and Aluminum Oxide Dental. *J Biomed Mater Res* 1982;16(875-87).
77. Irei M, Iguchi S, Nishijima K, Maykawa O. Stress Analysis of Mcuilla and Mandibula While Occluding. *Am J Orthod* 1983;83:23-28.
78. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E. Stress Analysis of Human Tooth Using a Tree-Dimensional Finite Element Model. *J Dent Res.* 1983;62:86-89.
79. Cook SD, Weinstein AM. Quantitative Histologic Evaluation of LTI Carbon Coated Aluminum Oxide and Uncoated Aluminum Oxide Dental implants. *J Biomed Mater Res.* 1983;17:519-39.
80. Mohammed H, Tsutimi S. Stress Analysis of on Implant Supported Dental Bridge. *J Dent Res.* 1984;63:94-98.
81. Reinhart RA, Pao YC, Krejci RF. Mathematical Analysis of Periodontal Ligament Stresses in Occlusal Traumatism. *J Dent Res.* 1984;63:309-311.
82. Wree JHP, Peters MC, Plasschaert AJM. The Influence of Modification of Cavity Design on Distribution of Stresses in a Restored Molar. *J Dent Res.* 1984;63:1217-20.

83. Ishida J, Soma K, Miura F . Three-Dimensional Display of Stress Distribution in Mandibule. S Dent Res. 1987;66(926-931).
84. Miyasaka J, Tanne S. Three-Dimensional Model of Craniofacial Skeleton for Finite Element Method. J Dent Res. 1987;66:929-34.
85. Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress Distribution in Metal-Ceramic Crowns with a Facial Porcelain Margin. J Dent Res. 1987;66:1493-98.
86. Rieger MR. Finite Element Stress Analysis of Root-Form Implants. J Oral Imp. 1988 14:472-87.
87. Rees JS, Jacobsen PH, Williams KR. Finite Element Stress Analysis of Cuspal Flexure. J Dent Res. 1988;67:661-67.
88. Charton G, Charlesworth SH. Three Dimensional Finite Element Methods Applied to the Design of Post Cores. J Dent Res. 1988;67:668-73.
89. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MO. Finite Element Analysis of Bone-Adapted, Bone-Bonded Endosseous Implants. J Prosthet Dent. 1989;62:636-40.
90. Rees JS, Huggett R, Harrison A. Finite Element Analysis of the Stress-Concentrating Effect of Facial Notches in Complete Dentures. Int J Prosthodont 1990;3:238-40.
91. Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobab D. Finite Element Analysis of Fixed Prostheses Attached to Osseointegrated Implants. Quintessence Int 1990;21:563-70.
92. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL. A Finite Element Survey of Eleven Endosseous Implants. J Prosthet Dent 1990;63:457-65.
93. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite Element Analysis of Six Endosseous Implants. J Prosthet Dent 1990;63:671-76.
94. Middleton J, Jones ML, Wilson AN. Three-Dimensional Analysis of Orthodontic Tooth Movement. J Biomed Eng 1990;12:319-27.
95. Goel VK, Khera SC, Sing K. Clinical Implications Response of Enamel and Dentin to Masticatory Loads. J Prosthetic Dent. 1990;554:446.
96. Yuasa Y, Sato Y, Ohkawa T, Nagasawa T, Tsuru H. Finite Element Analysis of the Relationship Between Clasp Dimension and Flexibility. J Dent Res. 1990;69:1664-68.
97. Charkawi HG, Wakad MT, Naser ME. Modification of Osseointegrated Implants for Distal Extension Prostheses. J Prosthet Dent. 1990;64:469-72.
98. Mihalko WM, Maş TC, Kay JF, Krause WR. Finite Element Analysis of the Interface Geometry Effects on the Crestal Bone Surrounding A Dental Implant. Implant Dent 1992;1:212-17.
99. Akagawa Y, Sato Y, Tsuru H. The three dimensional bone interface of an osseointegrated implant. J Prosthet Dent 1992;68:813-16.

100. Meijer HJA, Starmans FJM, Steen WHA, Bosman F. A three-dimensional finite element study on two versus four implants in mandible. *Int J Prosthodont* 1994;7:271 -79.
101. Holmes DC, Haganman CR, Aquilino SA. Deflection of Supersucructure and Stress Concantrations in the IMZ Implant System. *Int J Prosthodont* 1994;7:239-46.
102. Rossen İP, Breal HL, Putter C, Grott K. Stress-Absorbing Elements in Dental Implants. *J Prosthodont* 1990;61:198-205.
103. Sertgöz A., Bişkin T, Demirbaş B. Eğimli yerleştirilmiş bir implant ve çevre kemik dokusundaki oluşabilecek streslerin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. *Oral İmplantoloji Dergisi* 1995:19-23.
104. Meijer HSA, Stermans FJM, Bosman F, Steen WHA. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil* 1998;20:147-57.
105. İşeri H, Tekkaya E, Özden Ö, Bilgiç S.. Biomechanical effects of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton studied by the finite element method. *Eur J Orthod* 1998:347-56.
106. Jeon D, Turley K, Moon B, Ting K.. Analysis of stress in the periodontium of the maxillary first molar with a three-dimensional finite element model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;115:3.
107. Toparlı M, Gökay N, Aksoy T. Analysis of a restored maxillary second premolar tooth by using three-dimensional finite element method. *Journal Oral Rehabilitation* 1999;26:157-64.
108. Maurer P, Holweg S, Schubert J. Finite element analysis of different screw diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 1999;27:365-72.
109. Roychowdhury A, Pal S, Saha S. Stress analysis of an artificial temporomandibular joint. *Crit Rev Biomed Eng* 2000;28:411-00.
110. DeVocht J, Goel V, Zeitler D, Lew D. Experimental validation of a finite element model of the temporomandibular joint. *J Oral Maxillofacial Surg.* 2001;59:775-78.
111. Maurer P, Hohveg S, Knou WD, Schubert J. Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. *British Journal Oral and Maxillofacial Surgery* 2002;40:76-83.
112. Wong R.C.W., Tiderman H., Merckx M. A. W., Jansen J., Goth S.M., Liao K. Review of biomechanical models used in studying the biomechanics of reconstructed mandibles. *int. J. Oral Maxillofac Surg.* 2011;40:393-400.
113. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara: Üniversitesi Basımevi; 1993.

114. Eskitaşçıoğlu G. Doğal ve Protetik Restorasyonlu Dişlerde Farklı Sentrik Kontakt Tiplerinde Oluşan Fonksiyonel Gerilimlerin "Structural Analysis Program" ile İncelenmesi [Doktora Tezi]. Ankara: Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 1991.
115. Craig RG. Restorative Dental Materials. 9.th ed. Baltimore, Toronto.: The CV Mosby Co.; 1986.
116. Baran İ. İki tip silindirik endosteal implant alt yapı üzerine hazırlanmış üç değişik tüberkül eğimli kron tasarımlarına uygulanan vertikal kuvvetlerin oluşturduğu gerilimlerin FEM yöntemi ile incelenmesi [Doktora Tezi]. Ankara: Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 1995.
117. Veziroğlu F. Alveolar distraksiyon sonrası yerleştirilen üç farklı tip implantın çevre dokulara etkisinin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi [Doktora Tezi]. Ankara: Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2005.
118. Goldstein S. A. The mechanical properties of trabecular bone: dependence on anatomic location and function J.Biomechanics 1987;20.
119. Göğüş A., Şener N., Akman Ş., Bilgiç B. Kemik defektlerinin iyileştirilmesinde kalsiyum sülfat ve kalsiyum hidroksiapatitin karşılaştırılması. Hacettepe ortopedi dergisi 2001;11 (2).
120. Greenwald AS, Boden SD, Goldberg VM, Khan Y, Laurencin CT, Rosier RN. Bone-graft substitutes: facts, fictions, and applications. J Bone Joint Surg Am 2001;83-A:98-103.
121. Szpalski M., Gunzburg R. Applications of calcium phosphatebased cancellous bone void fillers in trauma surgery. Orthopedics 2002;25:601-09.
122. Marechal M, Eyckmans J, Schrooten J, Schepers E, Luyten FP, Van Steenberghe D. . Bone augmentation with autologous periosteal cells and two different calcium phosphate scaffolds under an occlusive titanium barrier: an experimental study in rabbits. J Periodontol 2008;79(5):896-904.
123. Y. Sawaki, H. Hagino, H. Yamamoto, M. Ueda. Trifocal distraction osteogenesis for segmental mandibular defect: a technical innovation. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery 1997;25:310-315.
124. Hadjipovlou AG, Simmons JW, Yang J, Nicodemus CL, Esch O, Simmons DJ. Plaster of Paris as an osteoconductive material for interbody vertebral fusion in mature sheep. Spine 2000;25(1):10-16.
125. Younger EM, Chapman MW. Morbidity at bone graft donor sites. J. orthop Trauma 1989;3(3):192-95.

126. Samchukov ML., Cope JB, Harper RB, Ross JD. Biomechanical considerations of mandibular lengthening and widening by gradual distraction using a computer model. *J. Oral and Max. Surgery* 1998;56:51-59.
127. İlğün A., Korkmaz H.H., Malkoç S., Başçiftçi F.A. İnsan Mandibulasında Sonlu Elemanlar Metodu Kullanılarak Gerilme Analizi Yapılması. *J. Fac. Eng. Arch. Selcu Univ.* 2004;19(1).
128. Li J., Wang D., Tang Z., Gao Z. Biomechanical properties of regenerated bone by mandibular distraction osteogenesis. *Chin J Traumatol* 2002;5:67-70.
129. Figueroa A., Polley JW. Mandibular distraction osteogenesis Operative Techniques in Otolaryngology. *Head Neck Surg* 2002;13(1):17-28.
130. Constanti G., Guerrero C., Rodriguez AM, Legan HL. Mandibular Widening By Distraction Osteogenesis. *Jour. Clin. Ortho.* 2001;35:165-173.
131. Gorlin RJ, Cohen MMJ, Levin LS. Syndromes of the head and neck. Oxford University Press 1990.
132. Tunalı B. Multi-Disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantolojiye Giriş. İstanbul: Bilim Sanat Yayınları; 1996.
133. Chin M, Toth BA. Distraction Osteogenesis in Maxillofacial Surgery Using Internal Devices: Review of five cases. *J. Oral and Max. Surgery* 1996.;54th (1):49-53.
134. Primrose A. C., Broadfoot E., Diner P. A., Molina F., Moos K. F., Ayoub A. F. Patients' responses to distraction osteogenesis: a multi-centre study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2005;34:238-42.
135. Nørholt S. E. , Jensen J., Schou S., Pedersen T. K. Complications after mandibular distraction osteogenesis: a retrospective study of 131 patients. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011;111:420-27.
136. Zhang R.Z., Zhang L., Deng Y., Zhang Q.L. , Zhen E.M., Yu B.. Reconstruction of mandibular symphyseal defects by an internal trifocal distractor: an experiment in dogs Original Research Article. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2009;47(3):205-09.
137. Oda T, Sawaki Y, Fukuta K, Ueda M. Segmental mandibular reconstruction by distraction osteogenesis under skin flaps. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1998;27:9-13.
138. Imola MJ, Hamlar DD, Thatcher G, Chowdhury K. The versatility of distraction osteogenesis in craniofacial surgery. *Arch Facial Plast Surg.* 2002;4:8-19.
139. Hirota M., Chikumaru H., Matsui Y, Adachi M., Aoki S., Watanuki K., Ozawa T., Iwai T., Tohnai I. Osteosynthesis and simultaneous irregular trifocal distraction osteogenesis for segmental mandibular defect after tumor ablative surgery: a case report. *Oral Surgery, Oral Medicine,*

- Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology 2008;106(5):651-655.
140. Sawaki Y, Hagino H, Yamamoto H, Ueda M. Trifocal distraction osteogenesis for segmental mandibular defect: a technical innovation. *J Cranio-Maxillofac Surg.* 1997;25:310–15.
 141. Costantino PD, Johnson CS, Friedman CD, Sisson GA. Bone regeneration within a human segmental mandible defect: a preliminary report. *Am J Otolaryngol Head Neck Surg.* 1995;16:56-65.
 142. Takenobu T, Nagano M, Taniike N, Furutani M, Tanaka Y. Mandibular reconstruction using intraoral trifocal bone transport: report of case. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodonia* 2007;103:630-35.
 143. Kuriakose MA, Shnayder Y, Delacure MD. Reconstruction of segmental mandibular defects by distraction osteogenesis for mandibular reconstruction. *Head Neck* 2003;25:816-24.
 144. Costantino PD, Shybut G, Friedman CD. Segmental mandibular regeneration by distraction osteogenesis. An experimental study. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 1990;116(535-545).
 145. Li J, Ying B, Hu J, Zhu S, Braun TW. Reconstrucion of mandibular symphyseal defects by trifocal distraction osteogenesis: an experimental study in rhesus. *Int J. Oral Maxillofac Surg.* 2006;35:159-164.
 146. Kuriakose MA SY, Delacure MD. . Reconstruction of segmental mandibular defects by distraction osteogenesis for mandibular reconstruction. *Head Neck* 2003;25:816-24.
 147. Annino DJ, Goguen LA, Karmody CS. Distraction osteogenesis for reconstruction of mandibular symphyseal defects. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1994;120:911–916.
 148. Costantino PD SG, Friedman CD. Segmental mandibular regeneration by distraction osteogenesis. An experimental study. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 1990;116 535-45.
 149. Costantino PD, Friedman CD. Distraction osteogenesis. Applications for mandibular regrowth. *Otolaryngol Clin. North Am.* 1991;24:1433-43.
 150. Costantino PD, Friedman CD, Shindo ML, Houston G, Sisson GA. Experimental mandibular regrowth by distraction osteogenesis. Long-term results. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1993;119:511–16.
 151. Block MS, Otten J, McLaurin D, Zoldos J. Bifocal distraction osteogenesis for mandibular defect healing: case reports. *J Oral Maxillofac Surg.* 1996;54:1365–70.
 152. Basa S, Uner E, Citir M, Aras K. Reconstruction of a large mandibular defect by distraction osteogenesis: a case report. *J Oral Maxillofac Surg.* 2000;58:1425–28.

153. Nocini PF, Wangerin K, Albanese M, Kretschmer W, Cortelazzi R. Vertical distraction of a free vascularized fibula flap in a reconstructed hemimandible: case report. *J Craniomaxillofac Surg.* 2000;28:20-24.
154. Chiapasco M, Brusati R, Galieto S. Distraction osteogenesis of a fibular revascularized flap for improvement of oral implant positioning in a tumor patient: a case report. *J Oral Maxillofac Surg* 2000;8:1434–1440.
155. Friedrich RE, Schmelzle R. Distraction osteogenesis of a fibula free flap used for mandibular reconstruction: preliminary report. *J Craniomaxillofac Surg* 1999;27:398.
156. Siciliano S, Lengele B, Reychler H. Distraction osteogenesis of a fibula free flap used for mandibular reconstruction: preliminary report. . *J Craniomaxillofac Surg.* 1998;26:386–390.
157. Li G, Simpson AH, Kenwright J, Triffitt JT. Assessment of cell proliferation in regenerating bone during distraction osteogenesis at different distraction rates. *J. Orthop Res.* 1997 15:765–772.
158. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues: Part II The influence of the rate and frequency of distraction. *Clin Orthop Rel Res.* 1989b;239:263-285.
159. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues : Part 1.The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. *Clin Orthop.* 1989a;238 249-81.
160. Richards M, Kozloff KM, Goulet JA, Goldstein SA. Increased Distraction Rates Influence Precursor Tissue Composition Without Affecting Bone Regeneration *J Bone Miner Res.* 2000 15:982–989.
161. Al Ruhaimi KA Comparison of differen distraction rates in the mandible: An experimental investigation. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 30:220-27.
162. Stewart KJ, Lvoff GO, White SA, Bonar SF, Walsh WR, Smart RC. Mandibular distraction osteogenesis: a comparison of distraction rates in the rabbit model. *Journal of Craniomaxillofacial Surgery* 1998;26:43-49.
163. Ross FD, Mark PG, Dickinson R, William RW. Effect of distraction rate on biomechanical mineralization, and histologic properties of an ovine mandible model *Plastic and Reconstructivce Surgery* 2000 105, :889–896.
164. Troulis MJ, Glowacki J, Perrott DH, Kaban LB. The effects of latency and rate on distraction osteogenesis of the porcine mandible. *J Oral Maxillofac Surg.* 2000;58:507–513.
165. Bayram M., Özer M., Alkan M. Mandibular Symphyseal Distraction Osteogenesis Using a Bone-Supported Distractor. *Angle Orthod* 2007;Vol 77.

166. Guerrero CA. Expansion mandibular quirurgica. Rev Venez Ortod. 1990;48:1-2.
167. De Hoff P.H., Anusavice K.J. Effect of Metal Design on Marginal Distortion of Metal Ceramic Crowns. J Dent Res. 1984;63(11):1327-1331.
168. Farah J. W., Craig R.G., Meroueh K.A. Finite Element Analysis of A Mandibular Model. J. Oral Reh. 1998;15:615-624.
169. Chun HJ., Cheong S.Y., Han J.H., Heo S.J. Evaluation Of Design Parameters Of Osseointegrated Dental İmplants Using Finite Element Analysis. J.Oral Reh. 2002;29:565-574.
170. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dentalrestorative prosedures using micro-CT data. Dent Mater 2007;23:539-48.
171. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi : derleme, bölüm 1: Dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. Dicle Dişhekimliği dergisi 2010;11(1):18-23.
172. Carter DR, Beaupré GS, Giori NJ, Helms JA. Mechanobiology of skeletal regeneration. Clin Orthop Relat Res 1998;355:41-55.
173. İsmail Y.H., Phauntis L.N., Fleming J.F. Comparision of Two-Dimensional and Three-Dimensional Finite Element Analysis of A Blade İmplant. J Oral Imp. 1987;4:25-61.
174. Kamposira P., Papavasiliou G., Bayne S.C., Feltan D.A. Finite Element Analysis Estimates of Cement Microfracture Under Complete Lineer Crowns. J. Prosthet Dent. 1994;71:435-41.
175. Cillo JE, Gassner R, Koepsel RR, Buckley MJ. Growth factor and cytokine gene expression in mechanically strained human osteoblast-like cells: Implications for distraction osteogenesis Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000;90:147-54.
176. Arık A.M., Gümgüm S. Distraksiyon osteogenezinin biyolojik temeli. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. 2005;15(2):71-79.
177. Swennen G, Schielphake H, Dempf R, Schierle H, Malavez C. Craniofacial distraction osteogenezis: a rewiev of the literature Part 1 : clinical studies. Int J Oral Maxillofac Surg 2001;30:89-103.
178. Lovald S.T., Khraishi T., Wagner J., Baack B., Kelly J., Wood J. Comparison of plate-screw systems used in mandibular fracture reduction: finite element analysis. J Biomech Eng 2006;128:654-62.
179. Eskitaşçıoğlu G. Doğal ve Protetik Restorasyonlu Dişlerde Farklı Sentrik Kontak Tiplerinde Oluşan Fonksiyonel Gerilmelerin Yapısal Analiz Programı Ankara: Ankara Üniversitesi; 1991.
180. Şimşek B. , Erkmén E., Yılmaz D., Eser A. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: A 3D finite element analysis. Med Eng Phys 2006;28:199-213.

181. Erkmen E., Meriç G., Kurt A., Tunç Y., Eser A. Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: A 3D Finite Element Analysis. *Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials* 2011;4:107-16.
182. Erkmen E., Ataç M. S., Yücel E., Kurt A. Comparison of biomechanical behaviour of maxilla following Le Fort 1 osteotomy with 2- versus 4-plate fixation using 3D Finite Element Analysis Part 3: Inferior and anterior repositioning surgery *Int J Oral Maxillofac Surg* 2009;38:173-79.
183. Lovald S., Baack B., Gaball C., Olson G., Hovard A.. Biomechanical optimization of bone plates used in rigid fixation of mandibular symphysis fractures. *J Oral Maxillofac Surg* 2010;68:1833-41.
184. Meyer U, Vollmer D., Runte C., Joos U. Bone Loading Pattern Around Implants in Average and Atrophic Edentulous Maxilla: A Finite Element Analysis. *J. Cranio Maxfac Surg.* 2001;29:100-05.
185. Geng J.P., Tan KBC, Liu GR. Application Of Finite Element Analysis in Implant Dentistry. *J. Prosthet Dent.* 2001;83(6):585-98.
186. Papavasiliou G., Kamposiora P., Bayne S.C., Felton D.A. 3D FEA Of Osseointegration Percentages and Patterns on Implant Bone Interfacial Bone Stresses. *J. Dentistry* 1997;25:485-91.
187. De Tolla D., Andreana S., Patra A., Buhite R. The Role Of Finite Element Model In Dental Implants. *J. Oral Implantol* 2000;26:77-81.
188. Geng J.P., Tan KBC, Liu GR. Finite Element Analysis Of Four Thread-Form Configurations in A Stepped Screw Implant. *J. Oral Reh.* 2004;31:233-39.
189. Wang T.M., Leu L.J., Wang J.S., Lin L.D. Effects Of Prosthesis Materials And Prosthesis Splinting On Peri-Implant Bone Stress Around Implants in Poor- Quality Bone: A Numeric Analysis. *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* 2002;17:231-37.

9.EKLER

9.1 TEŞEKKÜR YAZISI

Maddi ve manevi destekleri ile tüm yaşıntım boyunca olduğu gibi doktora eğitimim süresince benim yanımda olan, sonsuz sevgileri ile her daim güvende ve mutlu hissetmemi sağlayan en değerli varlıklarım AİLEM'e,

Cerrahi ailesine katılma ve bu alanda yetişme fırsatı veren, gerek klinik gerekse de tez çalışmalarımda desteğini her zaman hissettiğim değerli büyüğüm ve hocam Prof. Dr. Derviş YILMAZ'a,

Doktora eğitimime başladığım ilk günden itibaren, mesleki ve manevi desteğini, hoşgörüsünü ve sevgisini esirgemeyen, tez çalışmamın şekillenmesinde ve bitirilmesinde bana daima destek olan ve ışık tutan, iyi bir akademisyen ve hekim olarak yetişmemde büyük emek harcayan, çok değerli ağabeyim, hocam ve büyüğüm Prof. Dr. Erkan ERMEN'e,

İlkeli duruşu ve mesleki becerisi ile iyi bir hekim olmam için önümü açarak tüm bilgi ve birikimlerini bana aktaran, cerrahi nosyonumun ve kimliğimin gelişmesinde çok büyük emekleri olan, her daim beni kollayan ve koruyan sevgili ağabeyim ve büyüğüm Öğr. Gör. Dr. Süleyman BOZKAYA'ya,

Tez çalışmamın analiz edilmesi ve sonuçlarımın değerlendirilmesi sırasında gerek bilgilerini gerekse de teknolojik olanaklarını kullanımımıza sunan çok değerli büyüğüm Sayın Ahmet Kurt'a,

İyisi ve kötüsüyle beraber geçirdiğimiz doktora eğitimimiz süresince bana her alanda destek olan, sevgi ve kardeşliğini esirgemeyen can dostum ve yol arkadaşım Dt. Buğra YILMAZ'a

Sadece kariyerimin şekillenmesinde değil hayatımın her alanında sonsuz desteğini ve sevgisini benden esirgemeyen, yaşıntıma ışık tutarak beni mutlu eden arkadaşım, dostum ve biricik kız arkadaşım Dt. Merve DİNÇER'e en içten duygularımla,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

10. ÖZGEÇMİŞ

Adı : Mehmet Kemal

Soyadı : Tümer

Doğum Yeri : Niksar/ TOKAT

Doğum Tarihi : 18.06.1985

Niksar Büyükkata ilköğretim okulunda ilk öğrenimimi, Niksar Anadolu Lisesinde orta ve lise öğrenimimi tamamladım.

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden Ağustos 2008' de mezun olup, Şubat 2009 'da Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim dalında doktora eğitimime başladım.

Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Anestezi ve Reanimasyon, Kulak Burun Boğaz ve Acil Tıp Ana Bilim Dallarında rotasyon eğitimlerimi tamamladım.

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Anabilim dalında doktora faaliyetlerime devam etmekteyim.

Yabancı Dilleri: İngilizce

Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar: Türk Oral ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği