



T.C.

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DOKTORA TEZİ

**SAGİTTAL SPLIT RAMUS OSTEOTOMİSİNDE FARKLI
KORTİKAL KEMİK KALINLIKLARINDA FARKLI ÇAP VE
BOYDAKİ VİDALARIN FİKSASYON ETKİSİNİN SONLU
ELEMEN ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

MHD HUMAM ALGHAMIAN

(MUHAMMED HUMAM TELLOOĞLU)

AĞIZ, DİŞ, ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. SİNA UÇKAN

İSTANBUL – 2020

TEŞEKKÜR

Firstly, I would like to thank my **GOD** for letting me through all the difficulties. I have experienced your guidance day by day. You are the one who let me finish my degree. Thank you, Lord.

I would like to express my special appreciation and thanks to my advisor **PROF.DR. SINA UÇKAN**, you have been a tremendous mentor for me. I would like to thank you for allowing me to grow as a maxillofacial surgeon and for encouraging my research. Your advice on my career will be invaluable for whole my life.

I express my warmest gratitude also to my teacher **PROF.DR. BARIŞ ÇAĞRI DELİLBAŞI**. His guidance in maxillofacial surgery has a great valuable for my career.

My sincere thanks must also go to the members of my thesis advisory and exam committee: **PROF.DR. FIRDEVS SENEL, DR. ÖĞR. ÜYESİ SELİN GAŞ**. They generously gave their time to offer me valuable comments toward improving my work.

I would also like to thank my faculty members and mentors , **DOÇ.DR. GÖKHAN GÜRLER, DR.ÖĞR.ÜYESİ TUBA DEVELİ, DR.ÖĞR.ÜYESİ ABDULLAH ÖZEL, DR.ÖĞR.ÜYESİ GAMZE ŞENOL, , DR.ÖĞR.ÜYESİ MUSTAFA TEMİZ, DR.ÖĞR.ÜYESİ SERAP GÜLSEVER, DR.ÖĞR.ÜYESİ EMRAH DİLAVER, DR.ÖĞR.ÜYESİ İPEK GÜLDİKEN, DR.ÖĞR.ÜYESİ ZEYNEP ÇUKUROVA YILMAZ**. I want to thank you for letting my residency be an enjoyable moment, and for your time supervising me during my residency.

My sincere thanks also go to **DOÇ.DR. SELİM HARTOMACIOĞLU**, for his valuable guidance and for supporting me in FEA and for (MÜRGEMER) stuff for assisting me in exciting project.

Special Thanks given to **DR. EMINE ÖĞÜT**, for helping me in translation and Turkish terms of this thesis.

I cannot forget my residency and PhD friends specially **İLKER BURGAZ, EMINE ÖĞÜT, BİLAL SARI, BARAN AĞIRBAŞ, MUAZZEZ SUZEN, CEYLAN GÜZEL, MURAT AKKOYUNLU AND ÇAĞRI R. GENÇER** who went through hard times together, cheered me on, and celebrated each accomplishment together.

I would especially like to thank nurses, staff at Istanbul Medipol University specially **NISA, MERVE AND SEMRA**. All of you have been there to support me during last four years of my residency.

Also I would like to thank Medipol Health Sciences administrative staff **PROF.DR.NESLIN EMEKLİ** and **MRS. GÖKNİL ÇELİK** for their efforts.

A special thanks going to my family. Words cannot express how grateful I am to my teacher, the father of Orthodontic **DR.MAHMOUD ALGHAMIAN**, my lovely mother, brothers, sisters and my wife family for all of the sacrifices that you've made on my behalf. Your prayer for me was what sustained me thus far.

I would also like to thank to my beloved wife, **NADIA**. Thank you for supporting me for everything, and especially for encouraging me throughout this long four years PhD experience. To my beloved daughters princess **MARIA** and new baby **TALA**, I would like to express my thanks for being such good girls always cheering me up.

Thank You All...

İÇİNDEKİLER

BEYAN	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER	v
KISALTMALAR VE SİMGELER İSTESİ.....	viii
TABLOLAR LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	x
RESİMLER LİSTESİ	xiii
ŞEMALAR LİSTESİ	xiv
1. OZET	1
2. ABSTRACT	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
3.1 .Giriş.....	3
3.2 Amaç.....	4
3.3 Hedefler	4
3.4 Hipotez	4
4. GENEL BİLGİLER	5
4.1 Mandibulanın anatomisi	5
4.2 Sagittal split ramus osteotomisinin (SSRO) tarihsel gelişimi	5
4.3 Rijit fiksasyonun tarihi	15
4.4 SSRO'nun güncel cerrahi tekniği	16
4.5.Sagittal split ramus osteotomisinin osteosentezi.....	17
4.5.1 Rijit İntermaksiller Fiksasyon(RİF).....	18
4.5.2.Osteosütür (Tel ile Bağlama).....	19
4.5.3.Osteosentez.....	20
4.5.3.1.Vidalar	21
4.5.3.1.1.Vidaların işlevi.....	21
4.5.3.1.2.Vida çeşitleri	21
4.5.3.2.Plaklar.....	23
4.5.3.2.1. Kraniyofasiyal Plaklar	23
4.5.3.2.2. Mandibula ve rekonstrüksiyon plakları.....	24

4.5.4.Rezorbe olan materyallerle semirijit fiksasyon	25
4.6.SSRO sonrası fiksasyon yönteminin seçimi	26
4.7.Sonlu elemanlar analizi (SEA).....	27
4.8.Kortikal kemik kalınlığı varyasyonları.....	28
5.MATERYAL VE METOT.....	29
5.1Mandibula modelinin üretimi	29
5.1.1Mandibula Modeli	30
5.1.1.1 Yüz Kemiklerinin BT Taraması.....	30
5.1.1.2. Stereolitografi (STL) dosyası oluşturma (MIMICS).....	31
5.1.1.3 Kortikal ve süngerimsi (kansellöz) kemik tabakaları oluşturma	33
5.2.Katı model (Solidworks).....	34
5.3 SSRO ve mandibular yer değiştirme.....	36
5.4. Fiksasyon teknikleri ve modelleri.....	37
5.4.1 Fiksasyon için kullanılan mini plaklar:.....	37
5.4.2.Fiksasyon için kullanılan vidalar.....	39
5.4.3 Model Birleştirme ve Fiksasyon	40
5.5 Sonlu elemanlar analizi simülasyonu.....	42
5.5.1 Çalışma türü	42
5.5.2 Materyal özellikleri	42
5.5.3 Kontakt özellikleri.....	43
5.5.4 Sınırlamalar ve kısıtlamalar.....	43
5.5.5. Eksternal yükleme	44
5.5.6 Ağ oluşturma	44
6.BULGULAR.....	46
6.1.İstatistiksel Sonuçlar.....	74
6.2.İstatistiksel Analiz.....	76
6.2.1.Stres dağılımı ve toplam mandibular deformasyon arasındaki ilişki.....	76
6.2.2.Vida Çaplarının Etkisi.....	78
6.2.2.1.Vida çapındaki artış eşdeğer stres dağılımını azaltacak mı.....	78
6.2.2.2.Vida çapının artması mandibula deformasyonunu azaltır mı.....	79
6.2.3.Vida uzunluklarının etkisi.....	80

6.2.3.1. Vida uzunluklarının artması ve mandibuladaki eşdeğer stres dağılımı.....	80
6.2.3.2 Vida uzunluğunun artması ve mandibular deformasyon.....	80
6.2.4.Mandibulanın kortikal kemik kalınlığı değişiminin etkisi.....	82
7. TARTIŞMA	86
7.1.Model oluşturma.....	86
7.2.Materyal ve Metot.....	86
7.3.Sonuçlar.....	89
7.3.1.Stres dağılımı ve total mandibular deformasyon arasındaki ilişki.....	89
7.3.2 Vida Çaplarının etkisi.....	89
7.3.3 Vida uzunluğunun etkisi.....	91
7.3.4 Mandibulanın kortikal kemik kalınlığı varyasyonunun etkisi.....	92
7.4 Çalışmamızın limitasyonları.....	94
8.SONUÇ.....	95
9.REFERANSLAR.....	96
11.ÖZGEÇMİŞ.....	103

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

İMF: İntermaksiller Fiksasyon

RİF: Rijit İnternal Fiksasyon

SSRO: Sagittal Split Ramus Osteotomisi

TME: Temporomandibular eklem

BSSO: Bilateral Sagittal Split Osteotomi



TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 5.1 Kullanılan bilgisayarın özellikleri.....	29
Tablo 5.2 Kullanılan bilgisayar yazılımının listesi.....	30
Tablo 5.3 Farklı vida boyutları ve farklı kalınlıklarda mandibulaların kullanıldığı modeller.....	41
Tablo 5.4 Araştırmada kullanılan malzemelerin özellikleri	42
Tablo 5.5 Üretilen ağ detayları.....	45
Table 6.1 1,2,3mm Mandibula Kortikal Kemik Kalınlığında Eşdeğer Stres Dağılımı....	74
Table 6.2 1,2,3 mm Kortikal Kemik Kalınlığındaki Mandibulalar İçin Toplam Deformasyon Dağılımı.....	75
Tablo 6.3 Çalışma değişkenlerinin ölçümleri için tanımlayıcı istatistikler.....	76
Tablo 6.4 Değişkenler arasındaki Pearson'un işlevleri.....	77
Tablo 6.5 Eşdeğer Stres Dağılımı ve Toplam Mandibular Deformasyonun Ölçümlerle Karşılaştırılması.....	77
Tablo 6.6 Eşdeğer stres dağılımı ile vidanın çapı arasındaki ilişki için Ki-Kare testleri..	78
Tablo 6.7 Mandibular deformasyon ile vidanın çapı arasındaki ilişki için Ki-Kare Testleri.....	79
Tablo 6.8 Vidanın çapına bağlı olarak deformasyonun toplam varyansında farklılık göstermek için One Way Anova testi.....	79
Tablo 6.9 Eşdeğer stres dağılımı ile vidanın uzunluğu arasındaki ilişki için Ki-Kare Testleri.....	80
Tablo 6.10 Toplam mandibular deformasyon ile vidanın uzunluğu arasındaki ilişki için Ki-Kare Testleri.....	81
Tablo 6.11 Vida uzunluğunun mandibula toplam deformasyonu üzerindeki etkisini gösteren Anova testi.....	81
Tablo 6.12 Kortikal kemik kalınlığı ile mandibula deformitesi arasındaki Pearson R testi ilişkisi.....	82
Tablo 6.13 Kortikal kemik kalınlığı (1-2-3 mm) ile total mandibular deformasyon arasındaki korelasyonu kontrol etmek için One Way Anova testi.....	82
Tablo 6.14 Scheffe testi.....	83

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil.4.1. (i) Hastanın preoperatif görünümü (ii) Postoperatif 3.hafta hastanın görünümü.....	6
Şekil. 4.2. Hullihen'nin tedavi planı ve sonuç,.....	7
Şekil 4.3. Blaire'ın mandibular gövde osteotomisi 1897.....	8
Şekil 4.4 Cryer yarım daire osteotomisi.....	9
Şekil 4.5 : Harsha'nın ekstraoral mandibular rezeksiyonu (1912).....	10
Şekil 4.6 : (a) Gigli testere kullanarak Kostecka'nın kondiler boyun osteotomisi (b) osteotomi sonrası mandibula ve kondil pozisyon.....	10
Şekil 4.7 : Kavisli iğne ve Gigli testere kullanılan Kostecka tekniği.....	11
Şekil 4.8 : Limberg'in open bite kapatmak için ramus osteotomisi.....	11
Şekil 4.9 Kazanijian'ın horizontal osteotomi tekniği.....	12
Şekil 4.10 : Anton Freiherr Von Eiselsberg (Basamak Osteotomisi).....	12
Şekil 4.11 : Wassmund'un ters L osteotomisi.....	13
Şekil 4.12 : Schuchardt'ın basamak osteotomisi.....	14
Şekil 4.13 : Obwegeser'in orijinal sagittal split osteotomisi	14
Şekil 4.14 : Bilateral sagittal split osteotomisi ve inferior alveolar ve mental sinir.....	17
Şekil 4.15 : Çelik tel kullanarak yapılan osteosütür teknikleri.....	19
Şekil 4.16: Osteosentezde kullanılan vidalar.....	21
Şekil 4.17: Vida uçları.....	22
Şekil 4.18 : Kraniyofasiyal vidalar.....	22
Şekil 4.19 : Mandibula vidaları.....	23
Şekil 4.20: Farklı şekillerdeki kraniyofasiyal plaklar.....	24
Şekil 4.21 : Farklı şekillerdeki mandibula plakları.....	24
Şekil 4.22 : Rezorbe olabilen plak ve vidalar.....	26
Şekil 5.1 : Geomagic Studio kullanılarak 3D katı modele dönüştürülmüş model.....	34
Şekil 5.2 : 3D katı model görünimleri ön, yan ve üst görünüm.....	35
Şekil 5.3: (a) Mandibulanın izometrik görünümü (b) Mandibulanın şeffaf görüntüsü....	35
Şekil 5.4 : 3 mandibula için osteomi dizaynı (lingual görünüm).....	36
Şekil 5.5 : 1.5 mm mini plağın özellikleri.....	37
Şekil 5.6 : 2.0 mm mini plağın özellikleri.....	38

Şekil 5.7 : 2.3 mm mini plağın özellikleri.....	38
Şekil 5.8 : Mandibular fiksasyon için kullanılan vidaların çapı ve uzunluğu.....	39
Şekil 5.9 : Farklı bileşenleri bir araya getirmek.....	40
Şekil 5.10 : 2mm kortikal kemik kalınlığı olan mandibula.....	43
Şekil 5.11 : Modellerde uygulanan kuvvetin yeri ve yönü.....	44
Şekil 5.12 : Simülasyon için Ağ Üretimi	45
Şekil.6.1: Model 1.....	47
Şekil.6.2: Model 2.....	48
Şekil.6.3: Model 3.....	49
Şekil.6.4: Model 4.....	50
Şekil.6.5: Model 5.....	51
Şekil.6.6: Model 6.....	52
Şekil.6.7: Model 7.....	53
Şekil.6.8: Model 8.....	54
Şekil.6.9: Model 9.....	55
Şekil.6.10: Model 10.....	56
Şekil.6.11: Model 11.....	57
Şekil.6.12: Model 12;	58
Şekil.6.13: Model 13;	59
Şekil.6.14: Model 14.....	60
Şekil.6.15: Model 15.....	61
Şekil.6.16: Model 16.....	62
Şekil.6.17: Model 17.....	63
Şekil.6.18: Model 18.....	64
Şekil.6.19: Model 19.....	65
Şekil.6.20: Model 20.....	66
Şekil.6.21: Model 21.....	67
Şekil.6.22: Model 22.....	68
Şekil.6.23: Model 23.....	69
Şekil.6.24: Model 24.....	70
Şekil.6.25: Model 25.....	71

Şekil.6.26: Model 26.....	72
Şekil.6.27: Model 27.....	73



RESİMLER LİSTESİ

Resim 4.1 (a) Ballin'in gazetesi 1908 (b) hastanın dental modelleri.....	8
Resim 4.2 Ballin'in hastasının ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası görünümü.....	9
Resim 4.3 : Hunsuck modifikasyonu.....	15
Resim 4.4 : Rijit intermaksiller fiksasyonda kullanılan ark barlar	18
Resim 5.1 : Üst ve alt çene kemiklerinin tomografik kesitleri ve 3D görüntü (MIMICS programı).....	31
Resim 5.2 : Kafatasının 3 Boyutlu Modeli (Geomagic Studio).....	32
Resim 5.3 : 3 Boyutlu Düzenleme ve Onarımdan Sonra Mandibula Modeli (Geomagic Studio).....	33
Resim 5.4 : Özgün modelden süngerimsi kemik modelinin -2 mm ofset ile oluşturulması.....	34

ŞEMALAR LİSTESİ

Şema 6.1: 1mm kortikal kemik kalınlığı için toplam mandibular deformasyon dağılımı [mm].....	84
Şema 6.2: 2 mm kortikal kemik kalınlığı için toplam mandibular deformasyon dağılımı [mm]	84
Şema 6.3: 3 mm kortikal kemik kalınlığı için toplam mandibular deformasyon dağılımı [mm].	84
Şema 6.4:1mm kortikal kemik kalınlığı için mandibulaki eşdeğer stres dağılımı [MPa].	85
Şema 6.5:2mm kortikal kemik kalınlığı için mandibulaki eşdeğer stres dağılımı [MPa].	85
Şema 6.6:3mm kortikal kemik kalınlığı için mandibulaki eşdeğer stres dağılımı [MPa].	85

1.ÖZET

SAGİTTAL SPLIT RAMUS OSTEOTOMİSİNDE FARKLI KORTİKAL KEMİK KALINLIKLARINDA FARKLI ÇAP VE BOYDAKİ VİDALARIN FİKSASYON ETKİSİNİN SONLU ELEMAN ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

Çalışmamızın amacı sagittal split osteotomisinde kullanılan farklı uzunluk ve çaplardaki vidaların stabilitelerini kortikal kemik kalınlığı ile ilişkilendirerek karşılaştırmaktır. Sonlu elemanlar analizinin kullanıldığı bu çalışmada, farklı kortikal kemik kalınlığına sahip üç mandibulada sagittal split ramus osteotomisi sonrası kullanılan farklı boyutlarda vidaların stabilitesi araştırıldı. Bir hastanın kafatasısının ameliyat öncesi bilgisayarlı tomografi taraması kullanılarak, tamamen dişli yarım mandibula bilgisayar modeli oluşturuldu. Üç farklı kortikal kemik kalınlığına sahip üç mandibula kopyalandı. Kortikal kemik kalınlıkları 1, 2, 3 mm olarak simüle edildi. Tüm sanal mandibula modelleri için bilgisayarda sagittal split ramus osteotomi yapıldı ve 5 mm mandibular ilerletme uygulandı. Mandibulanın biyomekanik hattına (Champy çizgilerine) yerleştirilmiş bir adet 4 delikli titanyum plak ile farklı uzunluklarda (3mm, 5mm, 7mm) ve farklı çaplarda (1.5mm, 2mm, 2.3mm) vidalar kullanılarak fiksasyon sağlandı. Toplam 27 model oluşturuldu ve molar dişlere 250 N'ye kadar okluzal kuvvet uygulandığında kemikteki stres dağılımları (MPa) ve mandibular deplasman (mm) miktarları incelendi. Sonuç olarak, vida boyutları (uzunluk ve çap) ile kemik üzerindeki stresin azalması ve mandibuladaki toplam deformasyon arasında anlamlı bir ilişki gözlemlenmedi. Toplam mandibular deformasyon, mandibulanın kortikal kemik kalınlığı ile büyük ölçüde ilişkili bulundu. Fiksasyonun başarısızlığının fiksasyon sisteminden ziyade kemik kalitesi ile ilişki olduğu görüldü. Klinisyenler, SSRO'ı uygularken (özellikle normal ve high-angle hastalarda) ince kortikal kemik olasılığının ve fiksasyon başarısızlığı riskinin yükseldiğinin farkında olmalıdır. Küçük vidalar tarafından sağlanan stabilite, anatomik komplikasyonları önlemek için klinisyenleri vida uzunluğunu ve çapını azaltmaya teşvik edebilir.

Anahtar Kelimeler: Sagittal Split, Fiksasyon, Stabilite, Vida Boyutları, Kortikal Kemik Kalınlığı, SEA

2.İNGİLİZCE ÖZETİ

STABILITY OF SAGITTAL SPLIT RAMUS OSTEOTOMY FIXATION SYSTEM USING DIFFERENT SCREW DIMENSIONS IN CORRELATION TO CORTICAL BONE THICKNESS. A FINITE ELEMENT STUDY

Aims of the study: to compare the stability of mandibular sagittal split osteotomy fixation system using different screw lengths and diameters in correlation to cortical bone thickness. This study used Finite Element Analysis to investigate stability of sagittal split ramus osteotomy fixation system using different screw dimensions for three mandibles with different cortical bone thickness. A pre-operative CT scan of a patient's skull was used to develop a half fully dentate mandible computer model. Three mandibles with three cortical bone thickness were duplicated. The cortical bone thickness was simulated as 1, 2, 3mm. A sagittal split ramus osteotomy was performed on the computer model for all mandibles and 5 mm mandibular advancement were applied. Fixation was achieved by applying using one 4 holes titanium plate placed at biomechanical line of the mandible (Champys line) with different screw lengths (3mm, 5mm, 7mm) and different screw diameters (1.5mm, 2mm, 2.3mm). A total of 27 models were resulted. Finite element analysis was used to study the amount of bone stress distribution (MPa) and mandibular fixation displacement(mm) when occlusal forces were applied up to 250 N on the posterior molar teeth. As a result, no significant relation between screw dimensions (length and diameter) and tension reduction on the bone and total deformation of the mandible was observed. Total mandibular deformation was highly related to cortical bone thickness of the mandible. The failure of fixation was related to bone quality rather than the fixation system. Clinician should be aware of the probability of thin cortical plate mandible and high risk of fixture failure when SSRO is done (especially in normal and high angle patients). Stability provided by small screws might encourage the operator to reduce their screws length and diameter to avoid anatomical complications.

Keywords: Sagittal Split, Fixation, Stability, Screw Dimensions, Cortical Bone Thickness, FEA

3.GİRİŞ VE AMAÇ

3.1.Giriş:

Dentofasiyal deformite normal yüz oranından ve dental ilişkilerden sapma olarak tanımlanır. Bazen, bu sapma, çene fonksiyonlarını bozabilmenin yanı sıra, (toplumda bazı yiyecekleri etkili bir şekilde yiyemeyeceğini düşünerek yemekten kaçınmak gibi) hasta psikolojisini de etkileyebilir. Bu hastalarda konuşma güçlüğü ve sosyal etkileşim sorunu da görülebilir. Ayrıca yüz estetiği hayatımızı daha iyi veya daha kötü yönde etkileyebilir. Örneğin uzun yüzlü ve açık kapanışı olan hastalar daha az bilgili kabul edilirken, çıkıntılı bir çene kadınlara erkeksi bir görünüm verebilir.⁽¹⁾ Yıllar boyunca, çoğu araştırma, birçok hastanın yüz estetiğini iyileştirmek için fasiyal deformitesinin düzeltilmesini istediğini gösterirken⁽²⁾; birkaç çalışma, hastanın düzgün ısırma fonksiyonu istediğini göstermiştir.⁽³⁾ Ancak tüm çalışmalar ortognatik cerrahinin yaşam kalitesinde ve psikososyal bileşenlerde iyileşme sağladığı sonucuna varmıştır.⁽⁴⁾

Dentofasiyal deformite sıklıkla mandibula, maksilla veya midfasiyal bölgenin tedavisi ile düzeltilir. Deformiteler genellikle hem maksilla hem de mandibulada görüldüğünden, cerrahi düzeltme sıklıkla hem mandibular hem de maksiller cerrahiye ihtiyaç duyar. En iyi tedavisi ortodonti ve cerrahi kombinasyonu olan mandibular fazlalık, ilk fark edilen deformitelerden biridir.

Sagittal split ramus osteotomisinden (SSRO) sonra yeterli stabilitenin sağlanması, ortognatik cerrahinin başarısında bir kilit faktördür. Titanyum plak ve vidaların kullanılması rijit internal fiksasyon olarak kabul edilir ve kas kuvvetlerine dayanabilen ve direk kemik iyileşmesine izin veren kanıtlanmış bir tekniktir.

Ortodontik mini vidaların stabilitesi ve kortikal kemik kalınlığı arasında doğrudan bir ilişki gösterilmiş olmasına rağmen, bildiğimiz kadarıyla literatürde vida

boyutlarının (ap, uzunluk) ve kortikal kemik kalınlığının SSRO fiksasyonunun stabilitesi üzerindeki etkisini gösteren bir çalışma yoktur.

3.2.Amaç:

Sagittal split osteotomi sonrası fiksasyonda kullanılan farklı uzunluk ve çaplardaki vidaların stabilitesini kortikal kemik kalınlıkları ile ilişkilendirirerek karşılaştırmak.

3.3.Hedefler:

- I) Farklı kortikal kemik kalınlıklarında dişli bir insan mandibulasının bilgisayar modelini oluşturmak.
- II) Mandibular ilerletme yapılan, farklı kortikal kemik kalınlığına sahip mandibulalarda çeşitli yükleme koşulları sırasında kortikal kemiğe aktarılan stressleri analiz etmek.
- III) Mandibular ilerletme yapılan, farklı kortikal kemik kalınlığına sahip mandibulalarda çeşitli yükleme koşulları sırasında toplam deformasyon dağılımını analiz etmek.

3.4.Hipotez:

- 1. Vidanın çapının arttırılması kortikal kemikteki stres dağılımını azaltır mı?
- 2. Vidanın uzunluğunun arttırılması kortikal kemikteki stres dağılımını azaltır mı?
- 3. Vidanın çapının arttırılması mandibulanın toplam deformasyonunu azaltır mı?
- 4. Vidanın uzunluğunun arttırılması mandibulanın toplam deformasyonunu azaltır mı?
- 5. Kortikal kemiğin kalınlığı mandibular deformasyonla ilişkili midir?

4.GENEL BİLGİLER

4.1.Mandibulanın anatomisi

Mandibula, yüz iskeletinin alt kısmında bulunan yüzün en büyük ve en güçlü kemiğidir. Alt çeneyi oluşturur ve alt dişleri destekler. Her iki tarafta temporal kemik ile eklem yaparak temporomandibular eklemi (TME) oluşturur. Bir yatay kısım (gövde) ve iki dikey kısımdan (ramus) oluşur. Kondil, temporal kemiğin glenoid fossa adı verilen kısmına yerleşir. Çiğneme kasları mandibulanın gövdesine ve ramusa yapışarak mandibulayı diğer çevre yapılara bağlar. Bu düzen, mandibulanın fonksiyon sırasında farklı yönlerde hareket etmesini sağlar.

Trigeminal sinirin üçüncü dalı olan mandibular sinir, mandibular foramene girmeden önce birkaç dala ayrılır. Bu sinir duyuşal bir sinirdir ve mandibular kanal içinden geçerek mandibular dişleri ve dişetlerini inerve eder, mandibular gövdede mental foramenden dışarı çıkarak dudak ve çene derisini inerve eder.

4.2.Sagittal split ramus osteotomisinin (SSRO) tarihsel gelişimi

Mandibular fazlalık ilk olarak 1800'lerin ortalarında (1810-57) Pensilvanya'da doğan ve tıp derecesini Washington Tıp Fakültesi'nden alan Simon P.Hullihen⁽⁵⁾ tarafından tedavi edilmiştir. Onun ünlü bir sözü vardır: Başarılı bir cerrah yapan tek yöntem ve tek plan tıbbi ve mekanik becerinin etkili birliğidir.

Hullihen, 5 yaşında geçirdiği ciddi boyun yanığı ve skar kontraksiyonuna bağlı gelişen prognatik mandibula ve açık kapanışa sahip 20 yaşındaki bir kadınının deformitesini cerrahi olarak düzelttiğini rapor etmiştir. Hastanın belirgin kesici dişler, ön açık kapanış ve dışa dönük alt dudağa sahip olduğu bildirilmiştir.



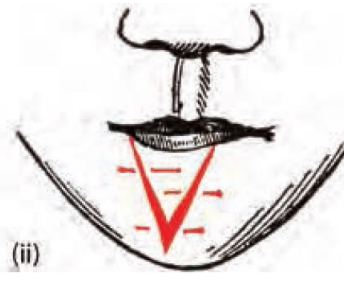
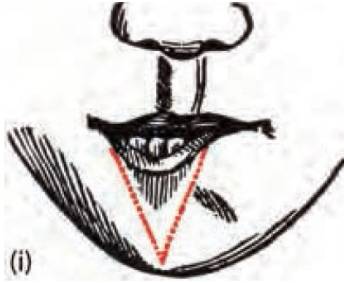
Şekil.4.1. (i) Hastanın preoperatif görünümü (ii) Postoperatif 3.hafta hastanın görünümü

Hullihen, subapikal osteotomi ile mandibula gövdesinden bilateral V şeklinde kama kemik bloğunu çıkartarak mandibular fazlalığı tedavi etmiştir ve anterior segment lingual olarak yeniden konumlandırılmış ve tel ligatür kullanılarak fiksasyon yapmıştır. Bir tarafta dişsiz boşluğu kullanırken ve diğer tarafta ise blok çıkarabilmek için bir premolar dişini çekmiştir. Kemik iyileşmesini kolaylaştırmak için simante edilebilen gümüş plakdan bir oklüzal splint yapmıştır. Daha sonra V tipi kesi ve V-Y kapanması ile alt dudağı revize etmiştir. Hullihen tarafından lokal anestezi altında, antibiyotik kullanmadan yapılan ve segmentlerin oklüzal splintlerle immobilizasyon sağlanan yapılan bu işlem öncü olmuştur. Amerikan Diş Hekimliği Dergisi'nde, “Alt çenenin uzama olgusu ve yanığın neden olduğu yüz ve boynun bozukluğu başarılı şekilde tedavi edildi” başlıklı ilk vakasını yayınlamıştır.⁽⁶⁾ (Şekil 4.2)



A Tedavi planı ve preoperatif klinik durum

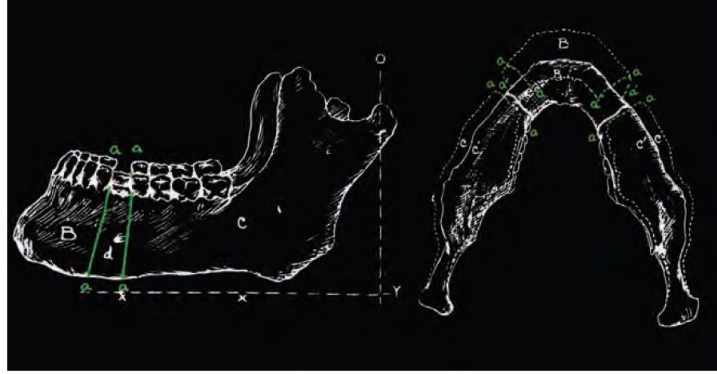
B Osteotomi sonrası sonu



C Dudak revizyonu cerrahi şeması

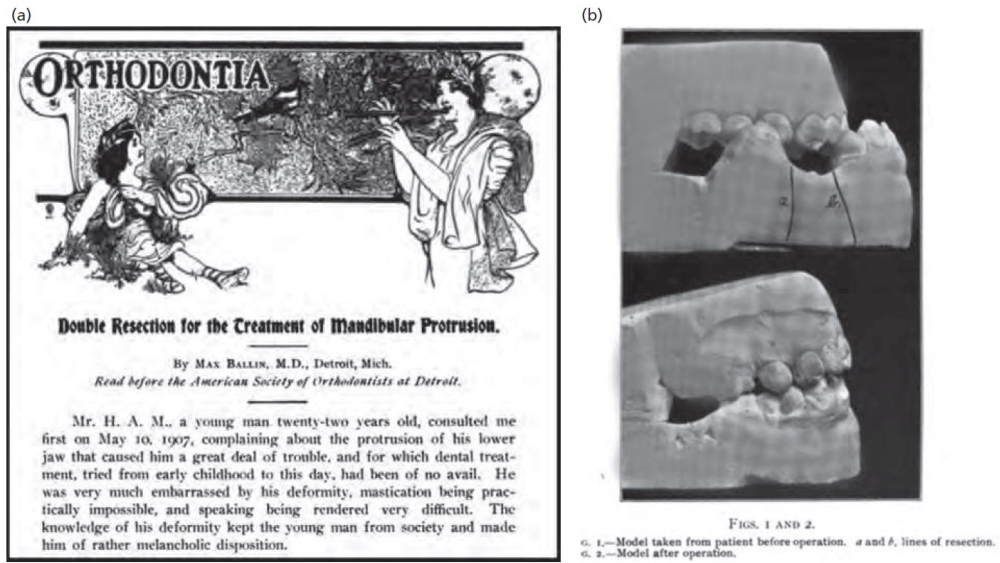
Şekil. 4.2. Hullihen'nin tedavi planı ve sonuç

50 yıl sonra, James Whipple (1898) prognatik mandibulası olan ve 1. ve 2. premolarlar arasında boşluğu bulunan bir hasta rapor etmiştir. Whipple hastayı Edward H. Angle 'a (modern ortodontinin öncüsü) danışmış ve Dr.Angle ciddi prognatizmi düzeltmek için 'çift taraflı mandibular rezeksiyonu' önermiştir.⁽⁷⁾ Ancak hasta tedaviyi reddetmiştir. Halen kabul gören teknikler 20. yüzyılın başlarında kullanılmaya başlamıştır. Mandibulanın tarif edilen ilk çift osteotomisi, mandibular prognatinin düzeltilmesi için 1897 yılında Blair tarafından St. Louis Tıp Fakültesi'nde yapılmış⁽⁸⁻⁹⁾ ve 1906 yılında yayınlanmıştır. Ekstraoral yöntemle premolar bölgede paralel kesiler yapılmış ve iki blok çıkarılmıştır. Segmentleri stabilize etmek için bakırdan yapılan intraosseöz tel kullanılmıştır. Dört ay sonra, dentisyonu iyileştirmek için kronlar yapılmıştır.



Şekil 4.3. Blaire'in mandibular gövde osteotomisi 1897

Max Ballin (1869-1934)⁽¹⁰⁾ ameliyattan birkaç ay önce mandibulada osteotomi bölgesinden diş çekmeyi önermiştir. Ballin şu şekilde yazmıştır: “İlk olarak rezeksiyon için gerekli olan dişlerin çekilmesini tavsiye ederim, sonra çekim yarası tamamen iyileşene ve çekim yerinde alveoler prosesin atrofisi gerçekleşene kadar birkaç ay bekleyin, daha sonra cerrah bizim vakamızda olduğu gibi ilerleyebilir.

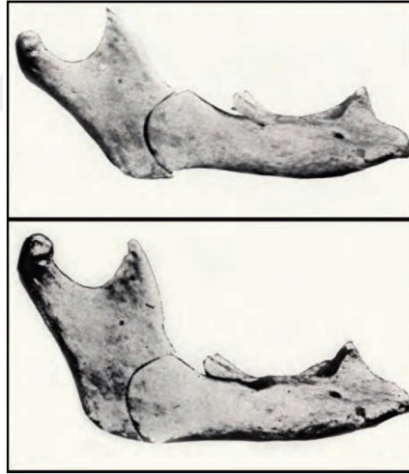


Şekil 4.1 : (a) Ballin'in gazetesi 1908 (b) hastanın dental modelleri



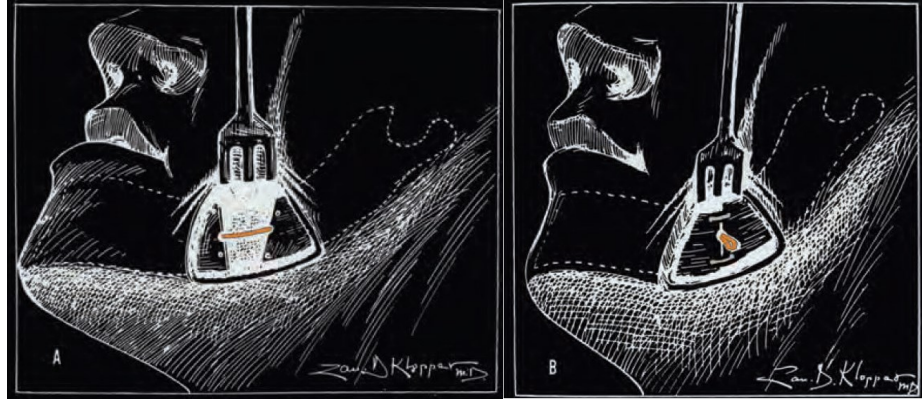
Resim 4.2 : Ballin'in hastasının ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası görünümü

Matthew Henry Cryer (1840-1921)⁽¹¹⁾ mandibulada angulusa yakın, mandibular gövdenin dikey rotasyonuna izin veren yarım dairesel bir osteotomi geliştirmiş, ancak posterior open-bite oluşması nedeniyle kabul görmemiştir.



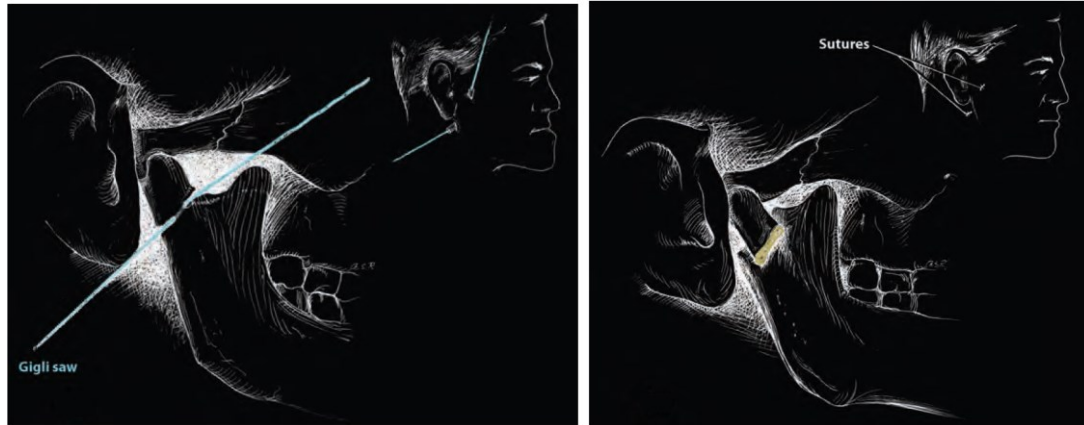
Şekil 4.4 : Cryer yarım daire osteotomisi

1912'de, William M.Harsha⁽¹²⁾ ekstraoral olarak mandibular gövdenin rezeksiyonunu gerçekleştirmiş, nörovasküler demetin bütünlüğünü korumuştur.

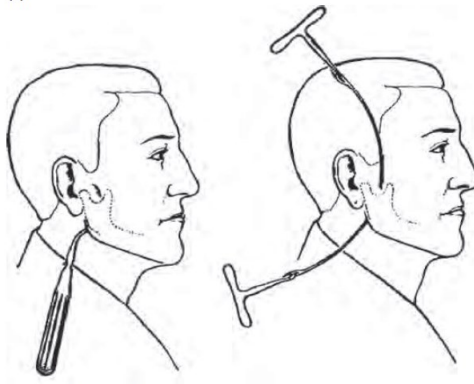


Şekil 4.5 : Harsha'nın ekstraoral mandibular rezeksiyonu (1912)

1921'de, Parisli cerrah Leon Dufourmentel⁽¹³⁾ kondiler boynu osteotomize ettiği tekniğini tarif etmiştir. Bundan sonra, 1928'de Praglı cerrah Frantisek Kostecka⁽¹⁴⁻¹⁵⁾ ekstraoral bir yaklaşım ile minimal insizyon ve Gigli testere kullandığı bir teknik açıklamıştır. Bu kolay bir tekniktir, cilt insizyonuna gerek yoktur, sadece iğne deliği ile yapılmakta ve büyük damarların, sinirlerin ve kasların yaralanmasını önlemektedir.

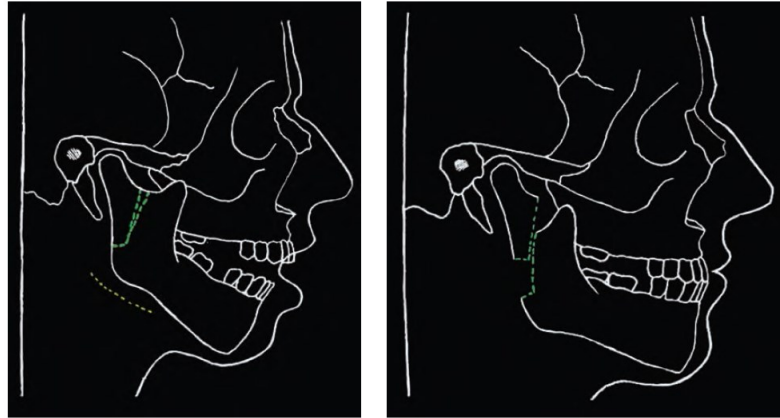


Şekil 4.6 : (a) Gigli testere kullanarak Kostecka'nın kondiler boyun osteotomisi (b) osteotomi sonrası mandibula ve kondil pozisyonu



Şekil 4.7 : Kavisli iğne ve Gigli testere kullanılan Kostecka tekniği

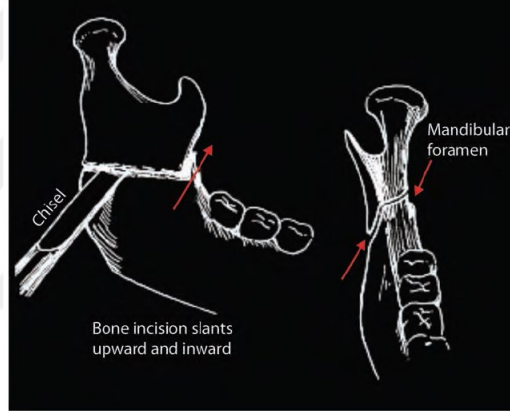
1922’de Rus cerrah Alexander Limberg⁽¹⁶⁾ yükselen ramusa extraoral yaklaşımla uygulanan oblik bir vertikal osteotomi geliştirmiş, 20 yaşında kadın bir hastanın açık kapanışını düzeltmiştir. Cerrahi öncesi ortodontik hazırlığın öneminin farkına varmıştır. Limberg 'Ortodontik tedavi, cerrahi girişimin önüne geçmelidir, çünkü amacı, üst ve alt dental arkaların uyumunu sağlamaktır' ve 'Mandibulada bir ameliyat yapılmadan önce oklüzyonun düzeltilmesi için genellikle ortodontik yöntemle hastanın tedavi edilmesi gereklidir' demiştir.



Şekil 4.8 : Limberg’in open bite kapatmak için ramus osteotomisi

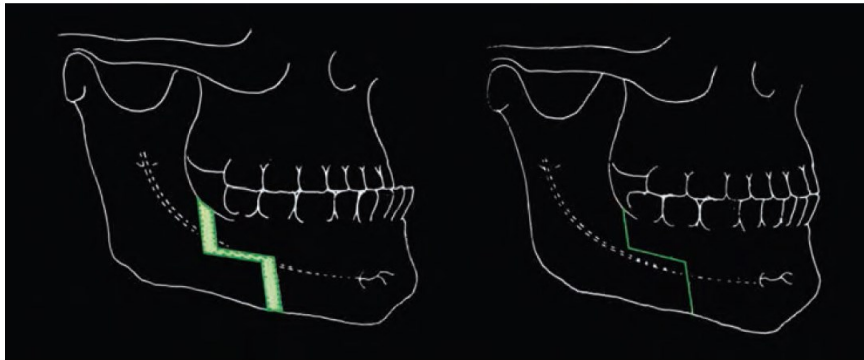
1927’de Alman diş hekimi Christian Bruhn⁽¹⁷⁾ mandibula ramusuna lateral taraftan uygulanan ekstraoral bir yaklaşım tarif etmiştir ve 1931 yılında onun direktörlüğünde Dr.Hofrath sefalometrik radyografiyi geliştirmiştir.

1931’de Kazanjian⁽¹⁸⁾ Gigli testere ve cerrahi frez kullanılarak beş mandibular prognatik olgunun ekstraoral yaklaşımla tedavisini sunmuştur. Postoperatif immobilizasyonu intraoral ortodontik aparey kullanarak yapmıştır. Ayrıca kemik segmentleri arasında daha geniş bir temas alanı elde etmek için medialden ramusun lateral yönüne eğik şekilde horizontal bir osteotomi geliştirmiştir.



Şekil 4.9 : Kazanjian’ın horizontal osteotomi tekniği

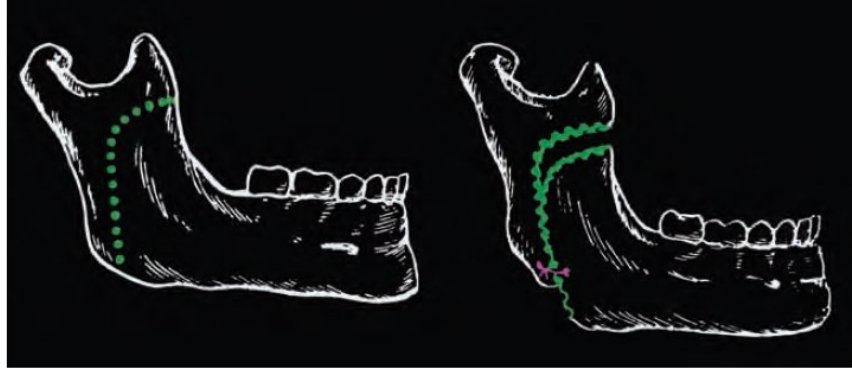
1906’da Anton Freiherr von Eiselsberg temas yüzey alanını artırmak için basamak osteotomi önermiş ve tekniği 1984’te Hans Pichler ve Richard Trauner⁽¹⁹⁾ tarafından da savunulmuştur.



Şekil 4.10 : Anton Freiherr Von Eiselsberg (Basamak Osteotomisi)

1936 yılında, Hofer⁽²⁰⁾ mandibular dentoalveolar segmenti ilerletmek için subapikal alveolar osteotomi tarif etmiştir. Daha sonra, Heinrich Kole⁽²¹⁾ (1959) mental siniri korumak için vestibüler insizyon ve horizontal osteotomiye keser dişlerin apekslerinin 10 mm altında yaparak tekniği modifiye etmiş ve segmentin 20 mm'ye kadar ilerlemesine izin verip, segmentler arasında iyi kemik teması sağlamayı amaçlamıştır.

1927'de, Alman bir cerrah olan Martin Wassmund⁽²²⁾ mandibular ramusuna ekstraoral yaklaşımla ters L osteotomisi şeklinde uygulanan, mandibular ilerletmede ve anterior açık kapanışın kapatılmasında kullanılmak için öncü bir osteotomi tanımlamıştır



Şekil 4.11 : Wassmund'un ters L osteotomisi

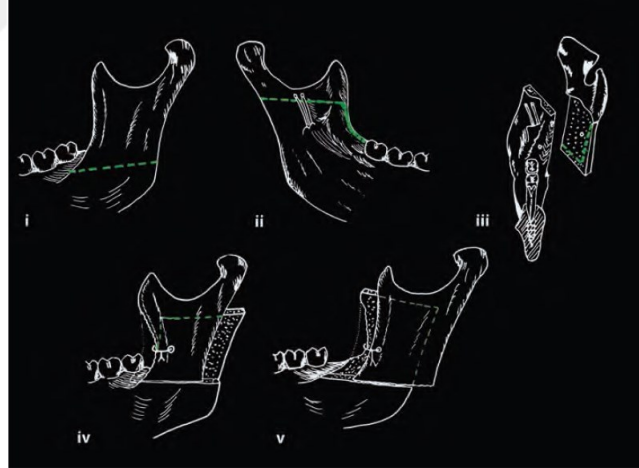
Ekstraoral yaklaşımdan intraoral yaklaşıma geçiş ilk kez 1938'de Berlin'de cerrah Franz Ernst⁽²³⁾ tarafından gerçekleştirilmiştir.

1942'de Wassmund'un öğrencisi olan Karl Schuchardt⁽²⁴⁾, mandibulanın basamak osteotomisi için intraoral bir yaklaşım geliştirmiştir.



Şekil 4.12 : Schuchardt'ın basamak osteotomisi

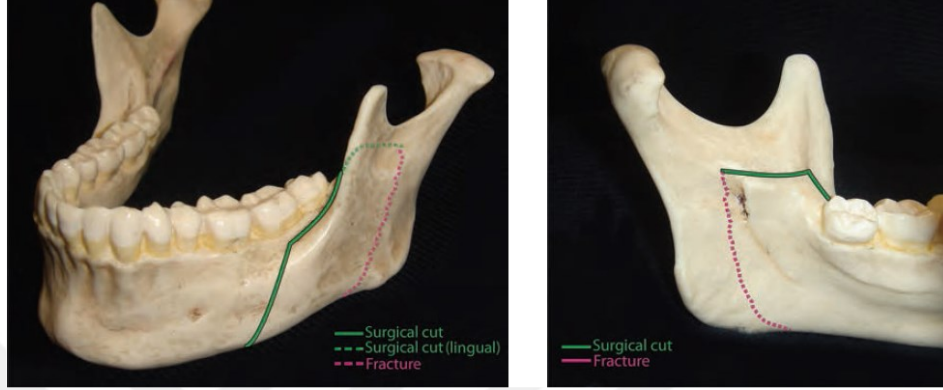
1953 yılında, mandibulanın ilk sagittal split osteotomisi Hugo Lorenz Obwegeser⁽²⁵⁾ tarafından gerçekleştirilmiştir. SSRO intraoral yaklaşımla tek taraflı olarak yapılmış, karşı tarafa ise Trauner tarafından intraoral ve ekstraoral yaklaşımla ters L osteotomisi uygulanmıştır.



Şekil 4.13 : Obwegeser'in orijinal sagittal split osteotomisi (i)bukkal görünüm (ii)lingual görünüm (iii)proksimal ve distal segmentler (iv)mandibular geriletme (v)mandibular ilerletme

1959'da, İtalyan cerrah Giorgio Dalpont⁽²⁶⁾ Obwegeser'i ameliyatlarında asiste etmiş ve lateral osteotomiyi öne doğru taşımayı ve mandibula gövdesi boyunca vertikal olarak yapmayı önermiştir. Bir sonraki modifikasyon 1968 yılında Ervin Eugene Hunsuck⁽²⁷⁾ tarafından yapılmış ve ramusun medial tarafında lingulanın hemen arkasında

sonlanan ve vertikal olarak aşağı doğru uzayan, tam olmayan horizontal osteotomiye savunmuştur. Bu prosedür, mandibula arkasındaki damarların kesilmesi olasılığını ve dolayısıyla potansiyel kanamayı azaltmaktadır.



Resim 4.3 : Hunsuck modifikasyonu

1977’de Bruce Epker⁽²⁸⁾ ramusun lateralinde periost ve maseter kasının minimal diseksiyonunu öneren bir modifikasyon daha gerçekleştirmiştir.

4.3.Rijit fiksasyonun tarihi:

Ortognatik cerrahide en ileri gelişmelerden biri, osteotomize segmentlerin rijit ve semi-rijit şekilde fiksede edildiği tel osteosentezinden plak ve vidalara geçiş ile gerçekleşmiştir. Bu uygulamaya ortopedide başlanılmış ve ilk kez 1917’de Johannes Soerensen adlı Alman cerrah tarafından çene-yüz bölgesinde uygulanmıştır⁽²⁹⁾. Ortognatik cerrahide ise ilk Bernd Spiessl (1921-2002) sagittal split ramus osteotomisi sonrası lag vidalar ile rijit fiksasyonu uygulamış ve bu yöntemin postoperatif relapsı azaltmadaki önemini açıklamıştır ⁽³⁰⁾. Hans Luhr⁽³¹⁾ (1932) maksillofasiyal travmada ve ortognatik cerrahide rijit fiksasyon tekniğinin daha iyi anlaşılmasına yardımcı olmuştur. Ayrıca kendi maksillokasiyal fiksasyon sistemini geliştirmiştir. 1970 yılında, Fransız bir cerrah olan Francois Michelet, sagittal split ramus osteotomisinde miniplak fiksasyonunun kullanımını tanımlamıştır. ⁽³²⁻³³⁾ SSRO sonrasında stabilizasyonda kondiler deplasmana

neden olması nedeniyle lag vidaların dezavantajları ilk Helmut Lindorf⁽³⁴⁾ tarafından ifade edilmiştir. Bu alanda, ilerlemeler yapılmaya devam edilmektedir.

4.4. SSRO'nun güncel cerrahi tekniği:

Cerrahi, nazal entübasyon ile genel anestezi altında yapılır. İnsizyon alanına vazokonstriktör içeren bir lokal anestezi ajanı enjekte edilir. Birinci molar bölgede alveolar mukozadan ramus bölgesine doğru oklüzal düzlemin yaklaşık 1-2 cm yukarısına uzanan bir kesi yapılır ve ameliyat sonunda iyi bir kapatma için yeterli doku bırakılır.

Mandibulanın bukkal ve lingual yönlerinde gereksiz diseksiyon yapmamaya dikkat edilerek mukoperiostal flep kaldırılır. Ardından lingula, inferior alveolar sinire zarar gelmemesi için medial doku gerilmeden belirlenir.

Osteotomi güvenli bir şekilde, oklüzal düzleme paralel olarak lingulanın hemen üstünde ve anterior kenar ile mylohyoid oluk arasında başlar. Daha sonra osteotomi, ramusun ön kenarından aşağı doğru devam eder ve ikinci moların mesialinde sona erer. Bukkal kesi bu noktadan mandibula alt sınırına kadar dikey olarak yapılır. Osteotomi testere, fissür frez veya piezoelektrik cihaz ile yapılabilir. Mandibula daha sonra iki segmente ayrılır; dişleri taşıyan distal segment ve proksimal kondiler segment. Mandibulanın her iki tarafı da ayrıldığında, dişlere bağlanan bir cerrahi splint tarafından mandibulanın yeniden konumlandırılması sağlanır. Her iki kondilin glenoid fossada konumlandırıldığı dikkatlice kontrol edilir ve mandibula uygun osteosentez yöntemiyle yeni pozisyonunda fiks edilir.



Şekil 4.14: Bilateral sagittal split osteotomisi ve inferior alveolar ve mental sinir

4.5.Sagittal split ramus osteotomisinin osteosentezi

Ortognatik cerrahiden sonra, komplikasyonları ve relapsı en aza indirmek için yeterli stabilitenin sağlanması önemlidir. Mandibular ortognatik cerrahide kullanılan fiksasyon teknikleri genellikle internal fiksasyondur ve yıllar içinde tellerden vidalara ve şimdi mini plaklara kadar değişmiştir.

SSRO sonrası fiksasyon yöntemleri:

Ortognatik cerrahide dört farklı fiksasyon tanımlanmıştır:

1. Rijit intermaksiller fiksasyon.
2. Osteosütür.
3. Osteosentez (monokortikal vidalar ile miniplak veya bikortikal vidalar)
4. Rezorbe olabilen materyaller ile semirijit fiksasyon

4.5.1.Rijit İntermaksiller Fiksasyon (RİF):

Günümüzde rijit intermaksiller fiksasyon sadece osteosütür ile birlikte kullanılmaktadır. Geçmişte SSRO sonrası fiksasyon için tek başına kullanılmıştır, ancak % 90 oranında relaps görülmüştür ⁽³⁵⁻³⁶⁾. Kemik segmenti sabit olmadığından, kemik yumuşak dokunun gerilimi altındadır. RİF'in diğer dezavantajları, RİF'e bağlı ilgili dişlerin ekstrüzyonudur. RİF'in çıkarılmasından sonra, dişler ark içindeki doğal pozisyonuna dönerek relaps artmaktadır. Ayrıca RİF, TME'nin doğal hareketini kısıtlar ve geç relapsa katkıda bulunabilir. Nitzan⁽³⁷⁾, TME hareketinin sinovyal sıvı değişimi ve eklem kıkırdaklarının beslenmesi için önemini göstermiştir.

Ortognatik cerrahi sonrası RİF hasta psikolojisini etkilemekte ve yaşam kalitesini düşürmektedir. Williams⁽³⁸⁾ and Kohno⁽³⁹⁾, özellikle kronik obstrüktif akciğer hastalığı, astım ve bronş hipersekresyonu olan hastalarda RİF'in üst yoldaki direnci arttırabileceğini kanıtlamıştır. RİF östaki borusunun ve orta kulağın işlevini bozar ve orta kulakta üretilen sekresyonların uzaklaştırılması için gereken esneme hareketi de bozulur.⁽⁴⁰⁾ Aynı zamanda iyi ağız hijyeni sağlanmasını engeller, periodontal problemlere ve ağız kokusuna ve yiyecek alımının azalmasından kaynaklanan kilo kaybına neden olur ⁽⁴¹⁾.

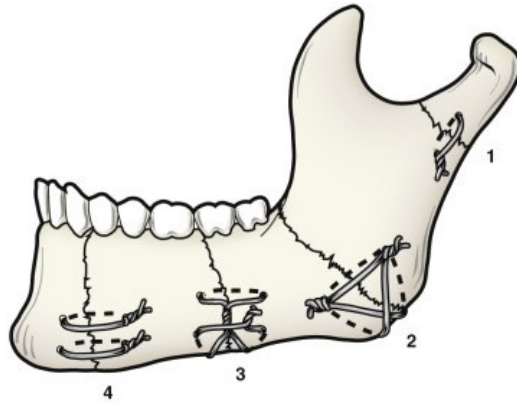


Resim 4.4 : Rijit intermaksiller fiksasyonda kullanılan ark barlar

4.5.2.Osteosütür (Tel ile Bağlama):

Osteosütür için çelik tel kullanımı geleneksel olarak mandibular setback fiksasyonunda kullanılmıştır. Tel, inferior veya süperior kenara bağlama, 8 ligatürü veya sirkümmandibular bağlanma şeklinde uygulanmıştır.⁽⁴²⁾ Osteosütürla fiksasyonu yapılmış hastalarda mandibular ilerletmeden sonra horizontal relaps oranı % 20-50 olarak gösterilmiştir⁽⁴³⁾, bu yüzden genellikle RİF ile birlikte uygulanmıştır.

Watzke⁽³⁵⁾ SSRO sonrası osteosütür kullanılması nedeniyle oluşan instabilitenin sebebinin proksimal segmente yapışık kalan ve rotasyonuna sebep olan çiğneme kaslarının (maseter, medial pterygoid ve temporal kaslar) kontraksiyonu olduğunu ve osteosütürün bu hareketleri engellemek için yeteri kadar stabil olmadığını açıklamıştır. Arnett'e göre, kondil ile artiküler eminens arasındaki temassız kondiler sarkma (sag) aynı zamanda osteosütür instabilitesinin ana nedenidir. Geçmişte bu relaps o kadar önemsenmemiş, restorasyon ya da protezlerle telafi edilmiştir. Dolce⁽⁴³⁾ mandibular ilerletmeden sonra osteosütür ile fikse edilen 34 hastanın yarısında 5 yıl sonra % 40 relaps bildirmiştir. Watzke⁽³⁵⁾ mandibular ilerletmeden sonra % 15 relaps oranı bildirmiştir. Politi⁽⁴⁴⁾ % 48 horizontal relaps rapor etmiş ve bunu dental olarak telafi etmiştir.



Şekil 4.15 : Çelik tel kullanarak yapılan osteosütür teknikleri

4.5.3.Osteosentez:

Osteosentez, kemik parçalarının mini plaklar ve vidalar veya bikortikal vidalar ile sabitlenmesi anlamına gelir. Geçmişte, bu materyaller paslanmaz çelikten yapılmış, ancak günümüzde titanyum alaşımından yapılmaktadır. Bu yöntem güvenilir ve stabildir; birçok avantaj ve bazı dezavantajlara sahiptir:

Rijit internal fiksasyonun avantajları ve dezavantajları:

Kemik segmentlerinin doğrudan fiksasyonu için küçük plak ve vidaların kullanılmasının hasta, ortodontist ve cerrah açısından bir takım avantajları vardır:

I- Hasta konforunu ve rahatlığını artırır: Ameliyattan hemen sonra ağzın açılmasını kolaylaştırarak hastanın ameliyat sonrası hava yolu kontrolünü, konuşmasını, beslenmesini ve ağız hijyenini iyileştirir. Ayrıca, maksillomandibular fiksasyon ihtiyacını azaltarak veya ortadan kaldırarak hasta psikolojisini iyileştirir.

II- Kemik iyileşme periyodunu geliştirir: Plak ve vida kullanmak, kallus oluşmadan primer kemik iyileşmesine izin verir, böylece iyileşme süresini kısaltır. Fiksasyondan 6 hafta sonra, fiksasyonun gücü tel fiksasyon osteosentezinin iki katıdır.

III- Kötü ayrılmış osteotomi veya kırık segmentleri, lingual plak kırığı ve proksimal segment kırığı gibi kontrol edilmesi zor olan kemik bölümlerini stabilize etme olanağı sunar.

IV- Stabilliteyi artırır: Rijit fiksasyon tekniğinin kullanılması kemik segmentlerinin stabilitesini artıracak, böylece ortognatik cerrahi sonrası relaps oranını azaltacaktır.

Rijit fiksasyon tekniği, kondiler yer değiştirme, vida ve mini plakların neden olduğu kompresyona bağlı geri dönüşümsüz sinir yaralanmaları, oklüzal değişiklikler ve yeniden müdahale zorluğu gibi bazı dezavantajlara sahiptir. ⁽⁴⁵⁾

İnternal fiksasyonda genellikle gücü, sertliği ve biyouyumluluğu nedeniyle titanyum mini plaklar ve vidalar kullanılır. ⁽⁴⁶⁾ Cerrahin tercihine bağlı olarak plak ve vida kullanımında farklı seçenekler uygulanabilir: Bikortikal pozisyonel veya lag vidalar,

monokortikal vidalar ile mini plaklar veya mini plak ve bikortikal vidaların kombinasyonu.

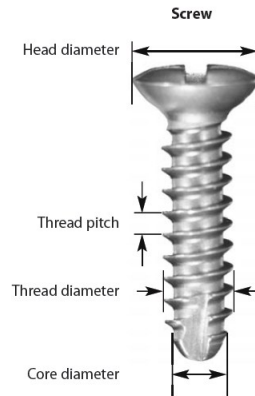
4.5.3.1.Vidalar

4.5.3.1.1.Vidaların işlevi:

Vidalar, plakların kemiğe sabitlenmesi veya kemik parçalarını bir arada tutmak için (lag vidası olarak) kullanılan temel elemanlardır. Doğru vida seçimi ve vidaların yerleştirilmesi başarılı bir fiksasyon için anahtardır. En iyi plak, doğru vidalarla sabitlenmemişse işe yaramaz. Vidalar yivinin dış çapına göre isimlendirilir.

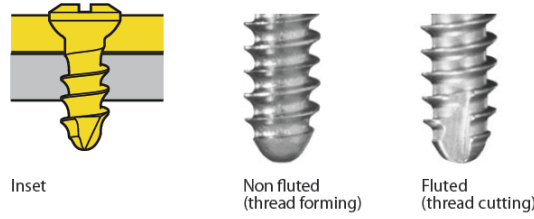
4.5.3.1.2.Vida çeşitleri:

Maksillofasiyal bölgede kullanılan tüm vidalar simetrik dış profili ile tamamen yivli şekildedir. Maksillofasiyal cerrahide kullanılan vidaların çapı 1.0 mm ile 2.7 mm arasında değişmektedir. Ayrıca rekonstrüksiyon plakları için özel vidalar kullanılır. Her vida için, normal vida fiksasyonu başarısız olduğunda kullanılan, boyutu biraz daha büyük olan acil durum vidaları vardır. Günümüzde kullanılan vida başlarının çoğu (2,7 mm vidalar hariç) haç şeklinde bir oyuğa sahiptir ve acil durum vidaları (2,3 mm) altıgen sokete sahiptir.



Şekil 4.16 Osteosentezde kullanılan vidalar

Vidalar ayrıca kemiğe yerleştirilme şekillerine göre self-drilling (kendiliğinden delik açan) ve self-tapping (kendiliğinden yiv açan) olarak sınıflandırılır. Self-drilling vidalar, vidanın içeri girmesini kolaylaştırmak için uç kısmında iki veya üç oluğa sahiptir. Oluklu vidalar keserken, oluksuz vidalar yiv oluşturur.



Şekil 4.17 : Vida uçları

Kalın yoğun kemikte, self-tapping vidaların kullanılması önerilir (vidayı yerleştirmeden önce drill kullanılması), aksi takdirde yüksek tork oluşabilir ve vida kırılabilir. Diğer yandan THORP sistemdeki 2.7 mm ve 4.0 mm vidalar künt uçludur ve öncesinde deliğe yiv açılması gerekir. 1.0 ila 3.0 mm arasındaki diğer tüm vidalar self-tapping yöntemle kullanılabilir ve oluklara sahip olması gerekir.

Screw	Thread (Ø in mm)	Core (Ø in mm)	Pitch (Ø in mm)	Head (Ø in mm)	Drive
	1.0	0.7	0.25	1.6	
Standard screw	1.0	0.7	0.25	1.6	
Emergency screw	1.2	0.9	0.25	1.6	
	1.3	0.9	0.5	2.4	
Standard screw	1.3	0.9	0.5	2.4	
Emergency screw	1.7	1.1	0.6	1.6	
	1.5	1.1	0.5	3.0	
Standard screw	1.5	1.1	0.5	3.0	
Emergency screw	2.0	1.4	0.6	3.5	
	2.0	1.4	0.6	3.5	
Standard screw	2.0	1.4	0.6	3.5	
Emergency screw	2.4	1.7	1.0	3.5	

Şekil 4.18 : Kraniyofasiyal vidalar

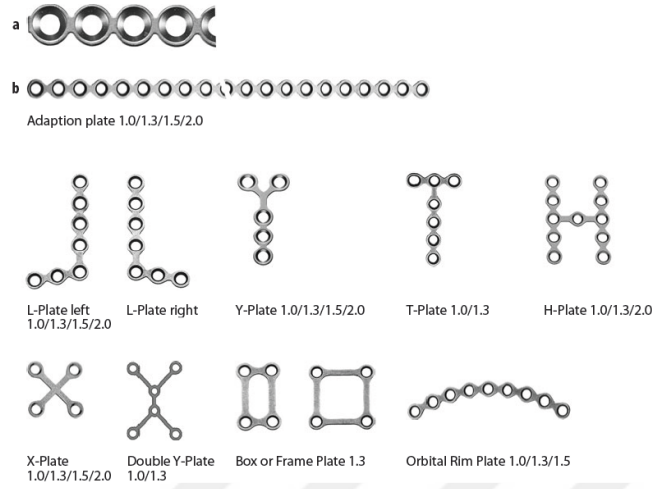
Screw	Thread (Ø in mm)	Core (Ø in mm)	Pitch (Ø in mm)	Head (Ø in mm)	Drive
					
Standard screw	2.0	1.4	1.0	3.5	
Emergency screw	2.4	1.7	1.0	3.5	
					
Standard screw	2.4	1.7	1.0	4.0	
Emergency screw	2.7	1.9	1.0	4.0	
					
					
UniLOCK screw 2.4	2.4	1.7	1.0	4.0	
UniLOCK screw 3.0	3.0	2.4	1.0	4.0	
Emergency screw	Not existing				
					
Standard screw	2.7	1.9	1.0	5.0	
Emergency screw	3.2	2.1	1.25	5.0	
					
					
THORP screw	4.0	3.0	1.25	4.5	
Emergency screw	Not existing				

Şekil 4.19 : Mandibula vidaları

4.5.3.2. Plaklar

4.5.3.2.1. Kraniyofasiyal Plaklar:

Orta yüz ve kraniyofasiyal bölgenin şekli gereği X, Y, çift Y, H, T, L (sağ ve sol) ve düz plaklar kullanılabilir. Kalınlıkları 0,5 mm (1,0 sistem için) ile 0,9 mm (2,0 sistem için) arasında değişir. Diğer bir özel plak sistemi olan 2,0 mm'lik DC plakları, lateral orbital kenarda ve pediatrik mandibula kırıklarında kullanılır.



Şekil 4.20: Farklı şekillerdeki kraniyofasiyal plaklar

4.5.3.2.2. Mandibula ve rekonstrüksiyon plakları:

Mandibular plakların kalınlığı 1 mm'den (2.0 sistem) 3 mm'ye kadar değişebilir (THORP sistemi). Mini-mandibula plakları (2.0 sistem) yuvarlak deliklere sahipken, 2.4 sistemindeki düz veya hilal plaklar çift yönlü bir dinamik sıkıştırma ünitesi (DCU) deliğine sahiptir. 2.4 sistem, kemik yüzeyine bastırıldığında vasküler beslemeyi bozmamak için kemikle sınırlı bir temas tasarımına sahiptir.



Şekil 4.21 : Farklı şekillerdeki mandibula plakları

4.5.4.Rezorbe olan materyallerle semirijit fiksasyon:

SSRO fiksasyonunda rezorbe olabilen materyaller kısa bir süredir kullanılmaktadır. Değişken oranda laktik ve poliglikolik asit kopolimerinden oluşur. Bu plak ve vidaların ameliyattan sonraki ilk 6-8 haftada segmentleri iyi stabilize edeceği, su ve karbondioksit şeklinde tamamen çözüneceği, bu nedenle ikinci ameliyat ihtiyacını ortadan kaldıracağı varsayılmaktadır.⁽⁴⁷⁻⁴⁸⁾ Edwards ⁽⁴⁹⁾ 12 hastanın 8'inde rezorbe olabilen vida ve plakların 2 yıl içinde tamamen çözüldüğünü göstermiştir. Gönüllü bir denekte, vida yerleştirme alanından alınan bir biyopside sadece trabeküler kemik gösterilmiştir. Norholt⁽⁵⁰⁾ 30 hastanın 2'sinde yabancı cisim nedeniyle inflamatuvar bir reaksiyon olduğunu bildirmiştir. Maurer⁽⁵¹⁻⁵²⁾ rezorbe olabilen plakların mekanik özelliklerini incelemek için bir mandibulada SEA yapmış ve tüm bikortikal vidaların (PLLA 2.7mm, Isosorb 3.5mm, BioSorb FZ 2.4mm, Lactosorb 2.5mm) SSRO'dan sonra yüksek çiğneme kuvvetlerine dayanabildiğini bulmuştur.

Uzun süreli klinik stabilite, Mazzonetto R⁽⁵³⁾, Edwards R⁽⁴⁷⁾ ve Shand J.⁽⁴⁸⁾ tarafından da değerlendirilmiştir ve hiçbir çalışmada rezorbe olabilen materyal kullanılması ile herhangi bir büyük hareket veya relaps görülmemiştir. Çoğunlukla bikortikal vidalar L konfigürasyonunda kullanılmaktadır. Turvey⁽⁵⁴⁾ 74 hastadan 3'ünde fiksasyon başarısızlığı göstermiştir. Bu hastaların ikisi sendromik hastadır ve sonuncusu laringospazm nedeniyle acil tekrar entübasyon gerekmiştir. Ueki⁽⁵⁵⁾ mandibular setback yapılan iki hasta grubunu karşılaştırmış; ilk grup titanium plak, diğer grup rezorbe olabilen plak ile fiks edilmiştir. Ameliyat sonrası birinci yılda her iki grupta da bir nüks bildirilmemiştir. Bilgilerimize göre rezorbe olabilen plak ve vidaların stabilitesini gösteren uzun süreli bir radyolojik çalışma bulunmamaktadır.

Aynı zamanda, rezorbe olabilen materyallerin bazı dezavantajları vardır: Kalınlığı nedeniyle elle kolay hissedilmesi, aşırı duyarlılık, BT ve MR taramalarında artefakt, yüzeysel veya uzak dokularda korozyon ürünlerinin birikimi, bakteri yapışması ve yüksek maliyet.



Şekil 4.22 : Rezorbe olabilen plak ve vidalar

4.6.SSRO sonrası fiksasyon yönteminin seçimi :

Uygun bir ankraj elde etmek için, çeşitli boyutlarda plak / vidalar kullanılabilir : 1,5 mm, 2.0 mm ve 2.3 mm vidalar ve 4 delikli veya 6 delikli mini plaklar, iki adet 4 delikli veya 6 delikli mini plaklar, bir adet çift Y mini plak veya diğer kombinasyonlar. Her biri geleneksel veya kilitli sistem olabilir.

Kilitli sistemde vida başı mini plaktaki vida yuvalarında var olan yivlere sıkışır. Böylece, bu tip mini plak, kemikteki gerilimi azalttığı için segmentin hareketini en aza indirir. Mini plağın kortikal kemiğe doğru aşırı basıncını önler, böylece kemik rezorpsiyonunu azaltır.⁽⁵⁶⁾

Bir çalışmada, hayvan çenelerinde SSRO ile 5 mm ilerleme sonrası 60N oklüzal kuvvetler uygulanmış ve geleneksel mini plak sistemlerinin stabilitesinin kilitli sisteme benzer olduğunu bulunmuştur.⁽⁵⁷⁾

Al-Moraissi ve arkadaşları⁽⁵⁸⁾ tarafından yapılan bir sistematik derlemede, SSRO ile mandibular ilerletme cerrahisi sonrası bikortikal vidalar ile monokortikal plak

fiksasyonunun postoperative iskeletsel stabilitesi karşılaştırılmış ve iki fiksasyon yöntemi arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

4.7.Sonlu elemanlar analizi (SEA)

Sonlu elemanlar analizi (SEA), sivil ve havacılıkta karşılaşılan esneklik ve yapı mühendisliği ile ilgili problemleri çözme ihtiyacından kaynaklanan sayısal bir simülasyondur.

1973 yılında Strang and Fix tarafından kurulmuş ve ilk seminer çalışmalarını yayınlamışlardır. Daha sonra SEA, günümüzde birçok mühendislikte kullanılan fiziksel sistemlerin sayısal modellemesi için uygulamalı bir matematik dalı haline gelmiştir. Bu sayısal teknik, elementten üretilen ağların oluşturulmasıyla kısmi diferansiyel ve integral denklemler için çözüm bulmak için ve nesnenin farklı durumlarda ve yükleme koşulları altında davranışını tahmin etmek için kullanılmaktadır.

SEA kullanımı genel olarak biyomühendislik araştırmalarında ortaya çıkmıştır ve bu teknikler şimdi çene-yüz bölgesine uygulanmaktadır.⁽⁵⁹⁻⁶⁴⁾ SEA, dental implantta yük dağılımını tahmin etmek ⁽⁶⁵⁻⁶⁶⁾ ve implantın mikroyapısal analizi için de kullanılmıştır.^(61, 67) Literatürde SEA kullanarak mandibular modellerin üretilmi ile ilgili tutarlılık yoktur.^{(59-62,} ⁶⁵⁾

Geometrik modellerden veya hacimlerden SE ağ üretimi için çeşitli teknikler ⁽⁶⁸⁻⁶⁹⁾ veya bazı otomatik FE model üreten protokoller vardır ⁽⁷⁰⁻⁷¹⁾. Materyallerin parametreleri genellikle, mandibulanın çeşitli alanı veya yapısı arasında değişiklik gösterilmeden atanmıştır.

Young'ın doğrusal elastikiyet modülü (E) ve BT taramalarından elde edilen kemik yoğunluğu (ρ) gibi kemiğin mekanik parametreleri arasında çeşitli korelasyonlar tespit edilmiş ⁽⁷²⁻⁷³⁾, çenenin visko-elastik özellikleri nadiren dikkate alınmıştır. Model

oluşturmada, mandibulanın iki ana bölümü (süngerimsi ve kortikal kemik) fonksiyon ve kemik yoğunluğu ile benzersiz bir ilişkiye sahip olmalıdır ⁽⁷³⁻⁷⁴⁾.

4.8.Kortikal kemik kalınlığı varyasyonları:

Mandibulada değişik kalınlıklarda kortikal kemik mevcuttur. Katranji ve arkadaşları⁽⁷⁵⁾ dişli ve dişsiz kadavralarda ortalama bukkal kortikal kemik kalınlığını ölçmüş ve molar, premolar ve anterior bölgelerde kortikal kemik kalınlığının dişsiz mandibulada 2,06 mm, 1,78 mm ve 1,36 mm olduğunu; dişli mandibulada ise 1,98 mm, 1,20 mm ve 0,99 mm olduğunu tespit etmişlerdir. Fernandes ve arkadaşları⁽⁷⁶⁾ kortikal kemiğin anatomik özelliğini mental foramen seviyesinde anterio-posterior ve süperior-inferior olarak incelemişlerdir. Mental foramenin üstünde ve altında kortikal kemik kalınlığının 3 mm kadar olduğunu bulmuşlardır. Foramen seviyesinde kortikal kemik daha kalın bulunmuştur. Rajchel ve arkadaşları⁽⁷⁷⁾ kadavralardaki bukkal kortikal kemik kalınlığını, mandibular kanalın superior-inferior seviyesinde değerlendirmiştir. En kalın yerin ikinci molar bölgede (2.3 ± 0.7 mm) olduğunu bulmuşlar ve bukkal kortikal tabakanın ortalama kalınlığını 1.92 mm olarak ölçmüşlerdir. Leong ve arkadaşları⁽⁷⁸⁾ tarafından yapılan başka bir kadavra çalışması, kortikal kalınlığın en fazla birinci molar bölgede 2.9 mm olduğunu, ortalama kortikal kemik kalınlığının dişli çeneler için 2.8 mm ve dişsiz çeneler için 2.5 mm olduğunu göstermiştir.

1978'de Champy'nin ⁽⁷⁹⁾ çalışması, dış kortikal kemiğe monokortikal vidalar ve plaklar kullanarak yapılan fiksasyon tekniğinin, çiğneme kaslarının gerilmesine dayanacak kadar sağlam olduğunu göstermektedir. Plakların yeri, fotoelastikiyetin stres dağılımının incelenmesiyle belirlendi.

5.MATERYAL VE METOT

5.1.Mandibula modelinin üretimi ⁽⁸⁰⁾ :

Bu çalışmada 3D sanal mandibula modelini oluşturmak için canlı hasta BT görüntüsü kullanılmıştır. Çalışma bileşenleri mandibula ve farklı fiksasyon plak/vidalarını içerir: 1.5mm mini plak ile 1.5mm çapında ve sırasıyla 3,5,7 mm uzunluğunda vidalar , 2 mm mini plak ile 2 mm çapında ve sırasıyla 3,5,7 mm uzunluğunda vidalar , 2.3 mm mini plak ile 2.3mm çapında ve sırasıyla 3,5,7 mm uzunluğunda vidalar. Bu çalışma için kullanılan bilgisayarın özellikleri aşağıda listelenmiştir:

Tablo 5.1 Kullanılan bilgisayarın özellikleri

Model	Dell Workstation
İşlemci (24 Core)	Intel ® Xeon Silver 4116 CPU @ 2.10 GHz
İşletim sistemi	Windows 10 Home Edition 64 bit, x64-based processor
Yüklü RAM	192 GB

Bu bilgisayar modeli, sonlu elemanlar analizi simülasyonu için kullanılan yazılımlardan biri olan Solidworks yazılımı için sertifikalı bir çözüm ortağıdır. Bu çalışmada kullanılan yazılım:

Tablo 5.2 : Kullanılan bilgisayar yazılımının listesi

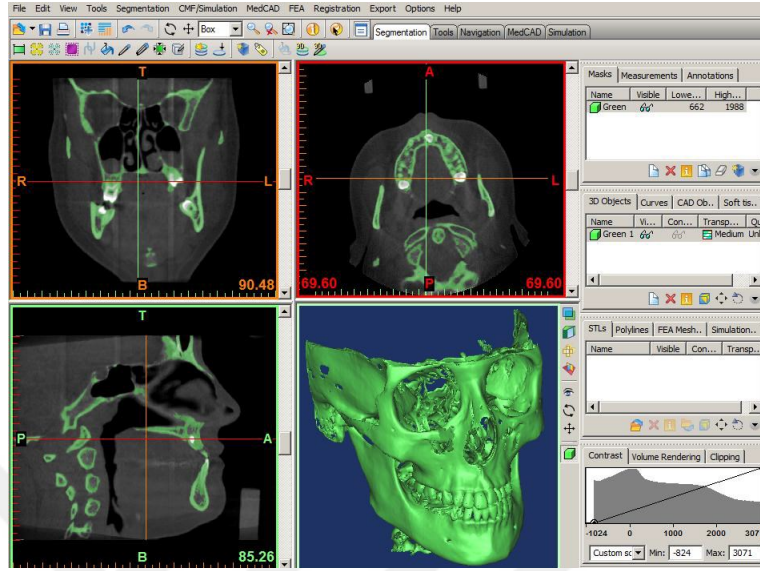
Yazılım	Özellikleri
MIMICS 10.01 (Materialise, Leuven, Belgium)	CT tarama görüntülerini okur (DICOM) ve 3D poligon modeline dönüştürür. Kullanıcının ilgilenilen alanları seçmesine izin verir.
Geomagic Studio	Poligonu düzenleme, yeniden düzenleme, onarma ve modeli katı modele dönüştürme
Solidworks 2018	Plak ve vida modellemesi, SSRO'ya göre mandibulanın kesimi ve mandibula, plak ve vidanın montajı
Ansys Meshing	Ağ oluşturma
Ansys Static Structural	Malzeme özelliklerinin atanması, sınır koşul ve yüklerinin tanımlanması, sonlu elemanlar simülasyonu çözülmesi ve raporlama

5.1.1.Mandibula Modeli

Mandibula modeli, Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) formatındaki CT tarama görüntüleri kullanılarak oluşturuldu. Mandibulanın katı bir 3-D modelini oluşturmak için, DICOM görüntüleri başlangıçta (Non-Uniform Rational Basis Spline NURBS) kapalı-yüzey çokgenlerine dönüştürülür. Daha sonra aşağıda ayrıntılı olarak açıklanan katı bir modele dönüştürüldü.

5.1.1.1. Yüz Kemiklerinin BT Taraması

Ortognatik cerrahi uygulanacak 30 yaşında gönüllü bir kadın hastanın pre-operatif BT taramasında Lightspeed VCT Tarayıcı (GE Medical Systems) kullanıldı. Tarama, üstte supraorbital rimden başlayarak orbita, zigomatik kemik, maksilla ve mandibulayı içerecek şekilde; alt kısımda hiyoid kemiğine kadar yapıldı. Ayrıca servikal omurgayı da içeriyordu.



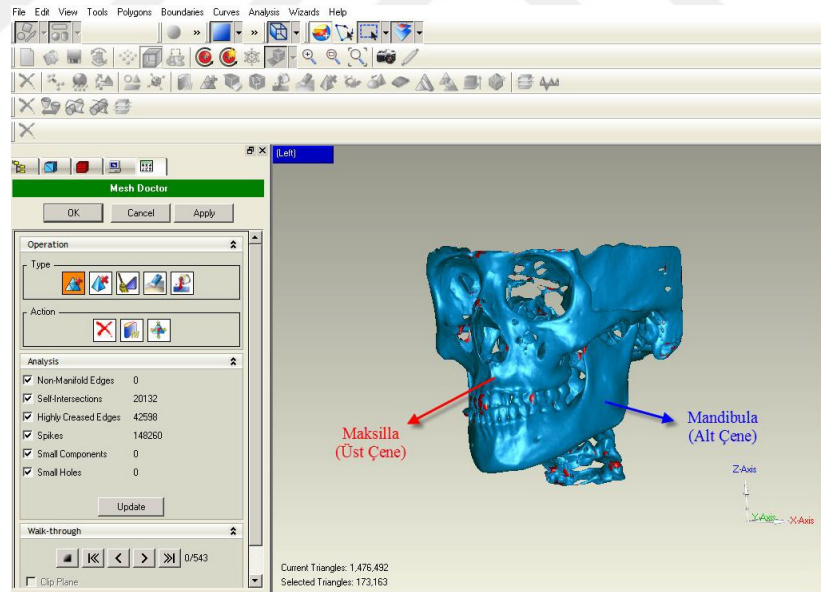
Resim 5.1 : Üst ve alt çene kemiklerinin tomografik kesitleri ve 3D görüntü (MIMICS programı)

0,3 mm'lik birleşme kalınlığı 14 bit gri tonlama ve 0,093 voksel (hacim elemanı / piksel) olacak şekilde DICOM görüntülerine biçimlendirildi. Mandibula, 23 yaşında, daha önce travma öyküsü olmayan, tam dişli ve minimal restorasyona sahip olan kadın hastaya aitti. Kortikal tabaka, süngerimsi tabaka, dişler ve inferior alveoler kanal eksiksiz olarak kaydedildi.

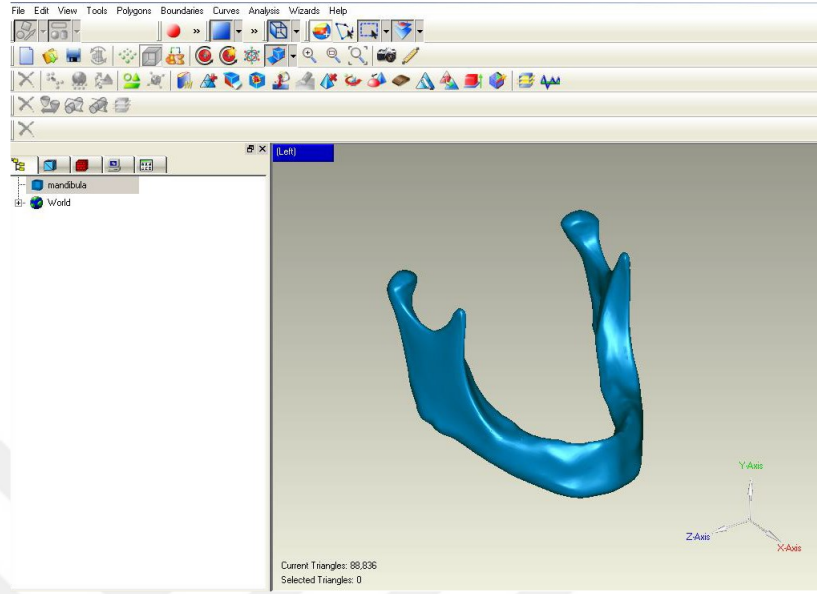
5.1.1.2. Stereolitografi (STL) dosyası oluşturma (MIMICS)

BT tarama görüntüleri Medipol Mega Üniversitesi Hastanesi Radyoloji Bölümü tarafından sağlanan bir CD'den alındı. DICOM görüntüleri MIMICS yazılımına aktarıldı. Varsayılan ayarlar tüm yumuşak ve sert dokuları içeriyordu. Eşik değeri BT taramasının 200-2000 HU olan kemiği temsil eden Hounsfield Değerlerine karşılık gelen bölgelerini seçmek için değiştirildi. Bu, tüm kafatasının ve servikal omurganın vurgulanmasıyla sonuçlandı. Karmaşıklığını önlemek için, mandibula dışındaki tüm vurgulanan alanlar silindi. Bu, mandibulanın 3D poligon modelinin oluşturulmasına ve bir STL dosyası olarak dışa aktarılmasına izin verdi. Dosyayı *.stl (stereolitografi) içine kaydetmek için MIMIC programını kullandıktan sonra, çokgenleri düzenlemek, yeniden düzenlemek,

onarmak ve modeli katı modele dönüştürmek için Geomagic Studio yazılımı kullanıldı. Bu program mandibular modelin içindeki ve dışındaki kayan üçgenleri silmek için kullanıldı. Üçgenler, Solidwork yazılımıyla uyumlu tek bir yüzey poligonunu yönetmek için silindi. Sonlu elemanlar çalışmasında iyi bir analiz oluşturmak için, fazla dış katmanlar, küçük boşluklar, kesişen yüzeyler, vb. gibi model hatalarını düzeltmek için Mesh Doctor adlı Geomagic Studio program kullanıldı. Böylece modelin kalitesini etkilemeden pürüzsüz bir yüzey elde etmek ve modeli bozmamak için nokta sayısı ayarlandı. Ayrıca bu programda (Geometric studio) kortikal kemiğin kalınlığını ofset yöntemleriyle değiştirerek poligon içinde 1mm, 2mm, 3mm olarak üç kalınlık verildi. Üç kortikal kalınlık dışında mandibula kalınlığı yine süngerimsi kemik olacak şekilde düzenlendi. Mandibulanın tüm yüzeyi boyunca kortikal ve süngerimsi kemik arasında sıkı bir bağlantı olduğu varsayıldı.



Resim 5.2 : Kafatasının 3 Boyutlu Modeli (Geomagic Studio)



Resim 5.3 : 3 Boyutlu Düzenleme ve Onarımdan Sonra Mandibula Modeli (Geomagic Studio)

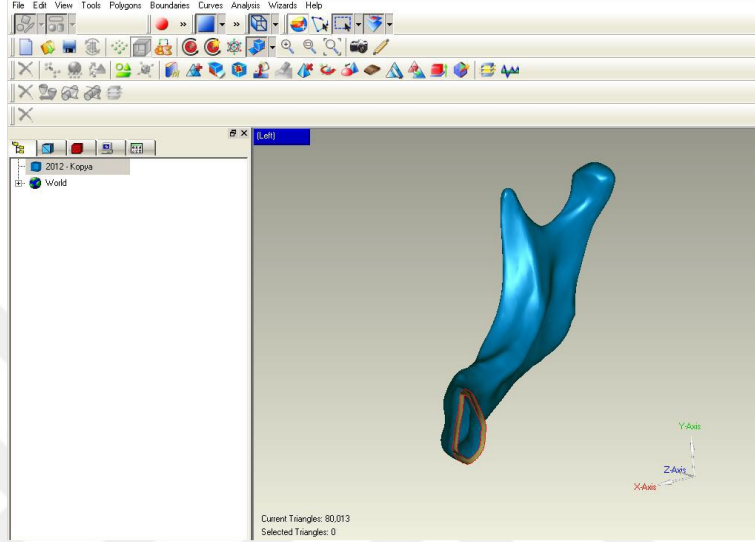
5.1.1.3.Kortikal ve süngerimsi (kansellöz) kemik tabakaları oluşturma:

STL modeli -1 mm, -2 mm ve -3 mm olan üç modele dengelendi, bu da 1 mm, 2 mm ve 3 mm içe doğru küçüldüğü anlamına gelmektedir. Pürüzlü yüzey, daha temiz bir modelle sonuçlanan komut kullanılarak pürüzsüzleştirildi. Çakışan alanlar silindi. Elde edilen sonuçlar anatomik olarak gerçek süngerimsi kemiği değildir, ancak süngerimsi kemiğin özelliklerini sağlamak için tatmin edicidir.

Bundan sonra, mandibulanın başlangıç ilk katı modeli açıldı ve üç mandibula oluşturmak için ayrı ayrı üç süngerimsi kemik ofsetine (-1mm, -2mm, -3mm) çevrildi.

Başlangıç mandibula katı modeli ve süngerimsi kemik modelleri, SolidWorks'te montaj için açıldı. Herhangi bir hareketi önlemek için mandibula modeli boşlukta sabitlendi. Üç süngerimsi model ana modele sürüklendi ve 3 (X, Y ve Z) düzlemde denetlendi. Bu, tüm süngerimsi modellerin ana modelin içine düzgün bir şekilde yerleşmesini sağlamak içindir. Ana mandibular model ve süngerimsi model makul bir şekilde yerleştirildikten sonra,

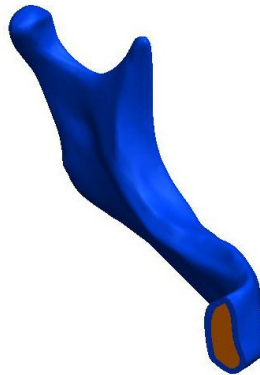
süngerimsi kemik, herhangi bir hatalı hareketi önlemek için boşlukta sabitlendi. Son katı modeller aşağıda gösterilmiştir (Şek. 5.6).



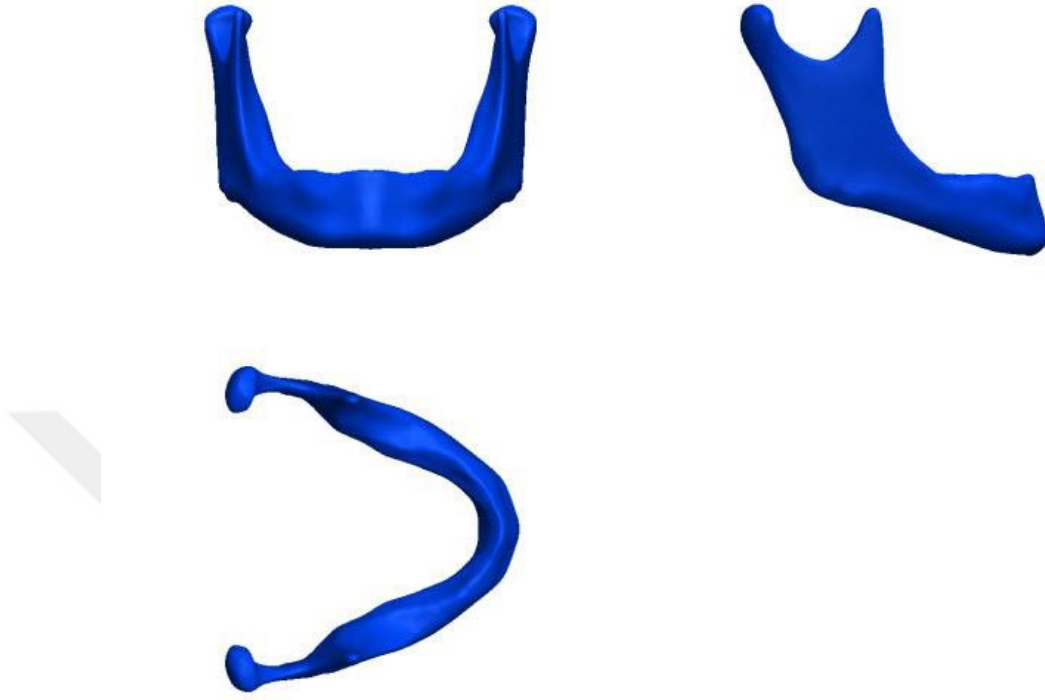
Resim 5.4 : Özgün modelden süngerimsi kemik modelinin -2 mm ofset ile oluşturulması

5.2.Katı model (Solidworks)

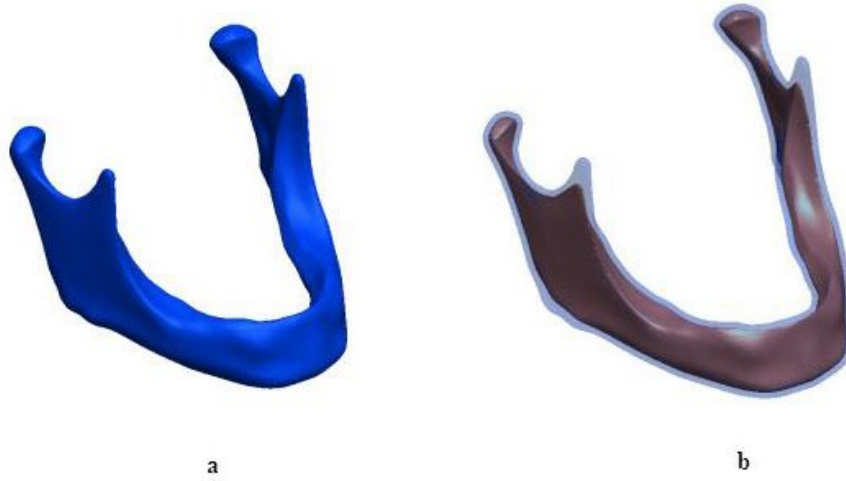
SolidWorks bu kapalı yüzey-modelini katı olarak değerlendirir. Bu model şimdi diğer bileşenlerle bir araya gelmek için hazırdır.



Şekil 5.1 : Geomagic Studio kullanılarak 3D katı modele dönüştürülmüş model



Şekil 5.2 : 3D katı model görünümleri ön, yan ve üst görünüm



Şekil 5.7 : (a) Mandibulanın izometrik görünümü (b) Mandibulanın şeffaf görüntüsü

5.3.SSRO ve mandibular yer değiştirme:

SSRO tasarımı, mandibular ilerletme cerrahisinde en sık kullanılan cerrahi teknik olduğu için Obwegeser, DalPont, Hunsuck ve Epker modifikasyonuna göre seçildi.

Osteotomi kesilerini gerçekleştirmek için SolidWorks yazılımı kullanıldı. Lingual kesi, lingulanın hemen üstünden, lingual korteksin uzunluğunca yalnızca kortekste yapıldı. Bir sonraki kesi, ikinci moların hemen önünde anterior ramusun lateral tarafında yapıldı. Bu kesim, mandibular gövdeye paralel ve doğrudan dik olarak yapıldı, böylece osteotomi, yaklaşık birinci-ikinci molar orta noktasından, sadece bukkal korteksin içinde dikey olarak aşağıya doğru uzatıldı ve mandibula tabanınında bitirildi. Bundan sonra, ramusun n kenarından aşağı doğru dikey kesiye ilerleyen birleştirici bir osteotomi yapıldı. Osteotomiden sonra proksimal ve distal segment olmak üzere iki ayrı segment elde edildi.

Dişleri içeren distal segment sagittal düzlemde 5 mm ilerletildi ve bir fiksasyon tekniği ile sabitlendi. Bu osteotomi kesisi ve ilerletme, aynı açılarda ve tasarımlarda olacak şekilde ene için (1 mm, 2 mm, 3 mm kortikal kemik kalınlığı) oğaltıldı.

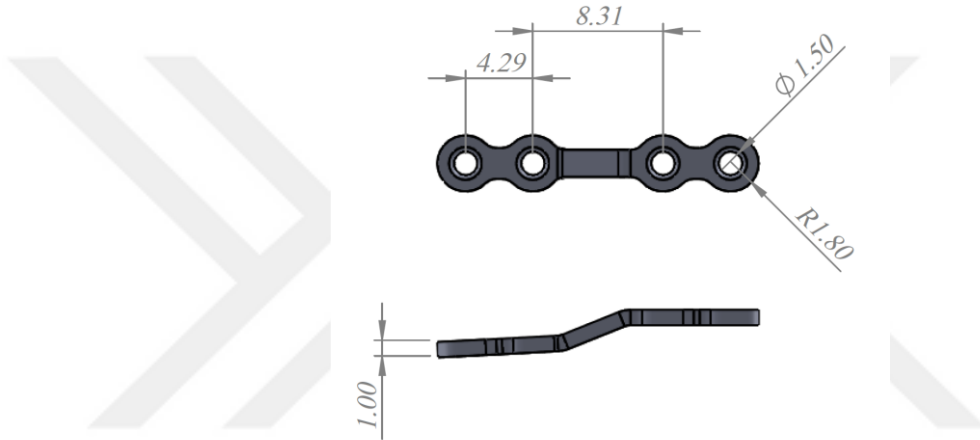


şekil 5.4 : 3 mandibula için osteomi dizaynı (lingual görünüm)

5.4. Fiksasyon teknikleri ve modelleri

5.4.1.Fiksasyon için kullanılan mini plaklar:

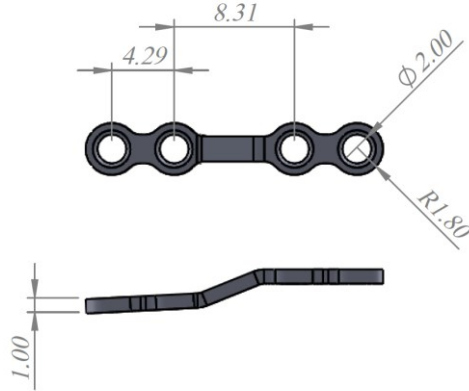
1.5 mm'lik mini plak:



Şekil 5.5 : 1.5 mm mini plağın özellikleri

Bu tip fiksasyon sistemi mikro vida olarak adlandırılır ve en sık orta yüz bölgesi ve el cerrahisinde kullanılır. Kullanılan plak, çapı 1.5 mm olan 4 deliğe sahiptir ve her deliğin diğer deliklere 4.29 mm'lik bir mesafesi vardır, kaydırma delikleri arasındaki boşluk mandibula ilerlemesine uyması için 8.31 mm'dir. Her deliğin iç çapı 1.5 mm, dış yarıçapı 1,8 mm ve plak kalınlığı 1 mm'dir.

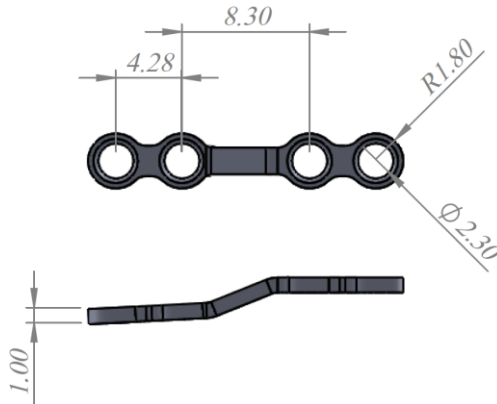
2.0 mm'lik mini plak:



Şekil 5.6 : 2.0 mm mini plağın özellikleri

2.0 mm mini plaklar, 1.5 mm miniplaklar ile aynı şekilde geliştirilmiştir. Bu plaklar ve mini vidalar ortognatik cerrahide en sık kullanılanlardır. 2.0 mm, vida yivlerinin çapına karşılık gelir. Her deliğin iç çapı 2,00 mm, dış yarıçapı 1,80 mm ve plak kalınlığı 1 mm'dir. Vida delikleri arasındaki bağlantı uzunluğu 4.29 mm'dir, mandibular ilerlemeyle uyum sağlamak için kaydırma delikleri arasında 8.31 mm bir boşluk vardır.

2.3 mm'lik mini plak:



Şekil 5.7 : 2.3 mm mini plağın özellikleri

Bu mini vidalar, sıklıkla kemiğin içine yerleştirilen 2.00 mm vida ile yeterli miktarda stabilizasyon sağlanamaması ve gevşemesi gibi acil durumlarda kullanılır. 2.3 mm, vida yivlerinin çapına karşılık gelir. Plağın deliklerinin iç çapı 2,30 mm, dış yarıçapı

1,80 mm'dir. Plak kalınlığı 1mm'dir. Vida delikleri arasındaki bağlantı uzunluğu 4.28 mm'dir, kaydırma delikleri arasındaki boşluk mandibular ilerlemeyle uyum sağlamak için 8.31 mm'dir.

5.4.2.Fiksasyon için kullanılan vidalar:



Her plak sistemi için üç farklı vida uzunluğu kullanıldı. Mikro vida sistemi için (1.5mm çapında), ortognatik cerrahide en sık uygulanan üç uzunluk (3mm, 5mm, 7mm) kullanıldı. Mini vida sistemi için (2.00mm çapında), üç uzunluk kullanıldı (3mm, 5mm, 7mm). Ayrıca acil durum vida sistemi için (2.3mm çapında), üç uzunluk kullanıldı (3mm, 5mm, 7mm).



Şekil 5.9 : Farklı bileşenleri bir araya getirmek

5.4.3.Model Birleştirme ve Fiksasyon

Montaj aşağıdaki bileşenleri içerir: Kemik bileşenleri proksimal ve distal parça olarak iki kısımdan oluşur. Proksimal kısmın kortikal ve kansellöz tabakası bir araya getirildi ve bileşenleri bir araya getirmek için 3 yüzü tesadüfen eşleştirildi. Aynı işlem, distal segmentte kortikal ve kansellöz tabaka bir araya getirilerek tekrarlandı. Daha sonra SolidWorks kullanılarak, Champys'e göre ideal osteosentez hattı olan mandibulanın external oblik sırtına yerleştirilen bir mini plak (tek plak fiksasyonu) ile internal fiksasyon uygulandı⁽⁷⁹⁾. Plak, bukkal kortikal tabakaya dikkatlice yerleştirildi. Plak, kemik yüzeyine müdahale etmeden proksimal ve distal segmentin kortikal yüzeyine adaptasyon sağlayacak şekilde büküldü. Vida uzunluğu ve çapına göre kortikal ve kansellöz kemik tabakasında bir kavite preparasyonu (self tapping) uygulandı ve vida kemiğin içine gömüldü. Böylece her mandibula (1 mm kortikal kemik, 2 mm kortikal kemik ve 3 mm kortikal kemik) için toplam 9 vida kullanıldı ve toplam 27 model şöyle sonuçlandı:

Tablo 5.3 Farklı vida boyutları ve farklı kalınlıklarda mandibulaların kullanıldığı modeller

1mm Kortikal Kemik Kalınlığı İçin

<i>Vida uzunluğu</i>	<i>Vida çapı</i>		
	1.5 mm	2 mm	2.3 mm
3 mm	Model 1	Model 2	Model 3
5 mm	Model 4	Model 5	Model 6
7 mm	Model 7	Model 8	Model 9

2mm Kortikal Kemik Kalınlığı İçin

<i>Vida uzunluğu</i>	<i>Vida çapı</i>		
	1.5 mm	2 mm	2.3 mm
3 mm	Model 10	Model 11	Model 12
5 mm	Model 13	Model 14	Model 15
7 mm	Model 16	Model 17	Model 18

3mm Kortikal Kemik Kalınlığı İçin

<i>Vida uzunluğu</i>	<i>Vida çapı</i>		
	1.5 mm	2 mm	2.3 mm
3 mm	Model 19	Model 20	Model 21
5 mm	Model 22	Model 23	Model 24
7 mm	Model 25	Model 26	Model 27

5.5.Sonlu elemanlar analizi simülasyonu:

5.5.1 Çalışma türü:

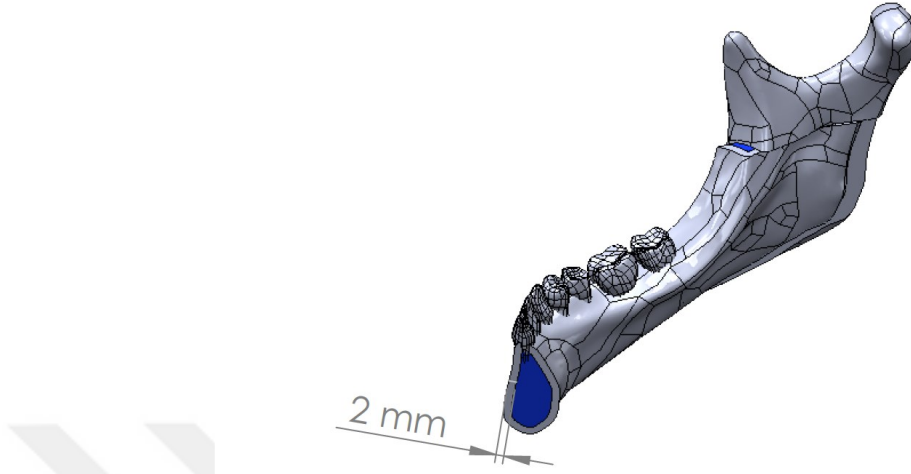
Bu analiz için çalışma türü, kortikal kemiğin doğada tek formda ve tüm mandibulada yoğunluk ve kalınlığın eşit olduğunu düşündüğümüz lineer çalışmadır. Ayrıca kansellöz kemik içinde, mandibulanın her yerinde aynı özelliklere sahip olduğunu düşünüldü.

5.5.2 Materyal özellikleri:

Solidworks yazılımı, çalışmada kullanılan her bir bileşen için malzeme özelliklerini tanımlamayı gerektirir. Kortikal ve kansellöz kemik için materyal özellikleri Giesen EB⁽⁸¹⁾, Misch CE⁽⁸²⁾ ve Schwartz-Dabney CL ⁽⁷³⁾ gibi çalışmaların ortalamasından elde edilmiştir.

Tablo 5.4 : Araştırmada kullanılan malzemelerin özellikleri

Materyal	Elastik modülü	Poisson oranı	Yoğunluk
Titanyum plak ve vidalar	104.8 Gpa	0.31	4428.8 kg/m3
Kortikal Kemik	17 Gpa	0.3	2000 kg/m3
Kansellöz Kemik	300 MPa	0.3	1500 kg/m3



Şekil 5.10 : 2mm kortikal kemik kalınlığı olan mandibula

5.5.3 Kontakt özellikleri:

Solidworks yazılımında, farklı bileşenler arasındaki temas, penetrasyon olmayan, penetrasyona izin veren veya yapışık (bağlı) şekilde olabilir. Hem distal hem de proksimal segmentler için kortikal ve kansellöz kemik yüzeyi arasındaki temas özellikleri, insanda olduğu gibi bağlı olarak tanımlanmıştır. Mandibulanın proksimal ve distal kısmı arasındaki temas özellikleri penetrasyon yok olarak kabul edildi ve sürtünmesiz kaymaya izin verir. Cerrahi sonrası proksimal ve distal kısım sanal olarak tamamen ayrıldığından (kaynaşmadığından) iki parçanın aralarında kaymasına izin verildi. Fiksasyon aleti (plak ve vidalar) ile kemik arasındaki temas özellikleri, birbirlerine rijit bir şekilde sabitlendikleri varsayıldığı için ayrılma olmadan bağlı olarak tanımlanmıştır. Temas özellikleri 27 model için aynı olarak kabul edildi.

5.5.4 Sınırlamalar ve kısıtlamalar:

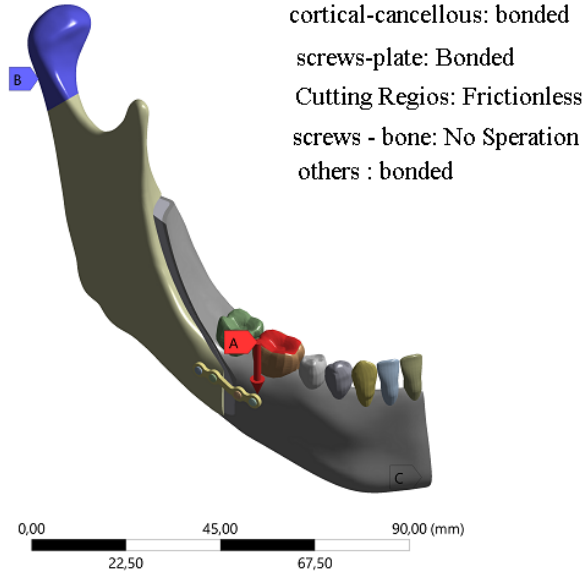
Kondil, kuvvet uygulanacağı zaman mandibulanın boşlukta hareket etmesini önlemek için her yönden sınırlandırıldı. Mandibula kesiciler bölgesi, hemimandibula analizi burada yapıldığı ve simetri olduğu varsayılarak horizontal hareket olmadan

vertikal düzlemde harekete izin vermek için bir sürgü aleti ile sınırlandırıldı. Bu simülasyon modeli in-vitro çalışmaların çoğunda ve SEA çalışmalarında kullanılmıştır.

5.5.5. Eksternal yükleme:

Fonksiyon sırasında ısırma kuvvetini simüle etmek için, modelde birinci molarla dikey yönde yük uygulandı. Kuvvetler 5 saniyede 50N / sn şeklinde kademeli olarak artmaktadır, yani 0. saniyede uygulanmaya başlanan kuvvet artırılarak 5. saniyede 250 N'a kadar ulaştı.

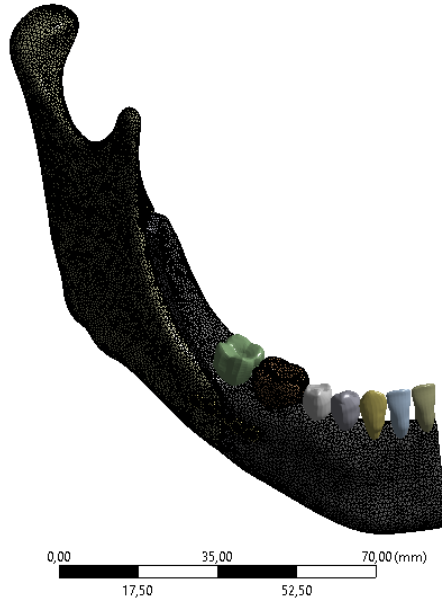
B: 1mm 1.5x3
Static Structural
Time: 1, s
16.04.2019 10:49
A Force: 250, N
B Fixed Support
C Fixed Support 2



Şekil 5.11 : Modellerde uygulanan kuvvetin yeri ve yönü

5.5.6. Ağ oluşturma

Tüm modeller simülasyon için SolidWorks yazılımı tarafından ağ yapısına dönüştürüldü. Son ağ özellikleri tabloda (5.5) gösterilmektedir.



Şekil 5.12 : Simülasyon için Ağ Üretimi

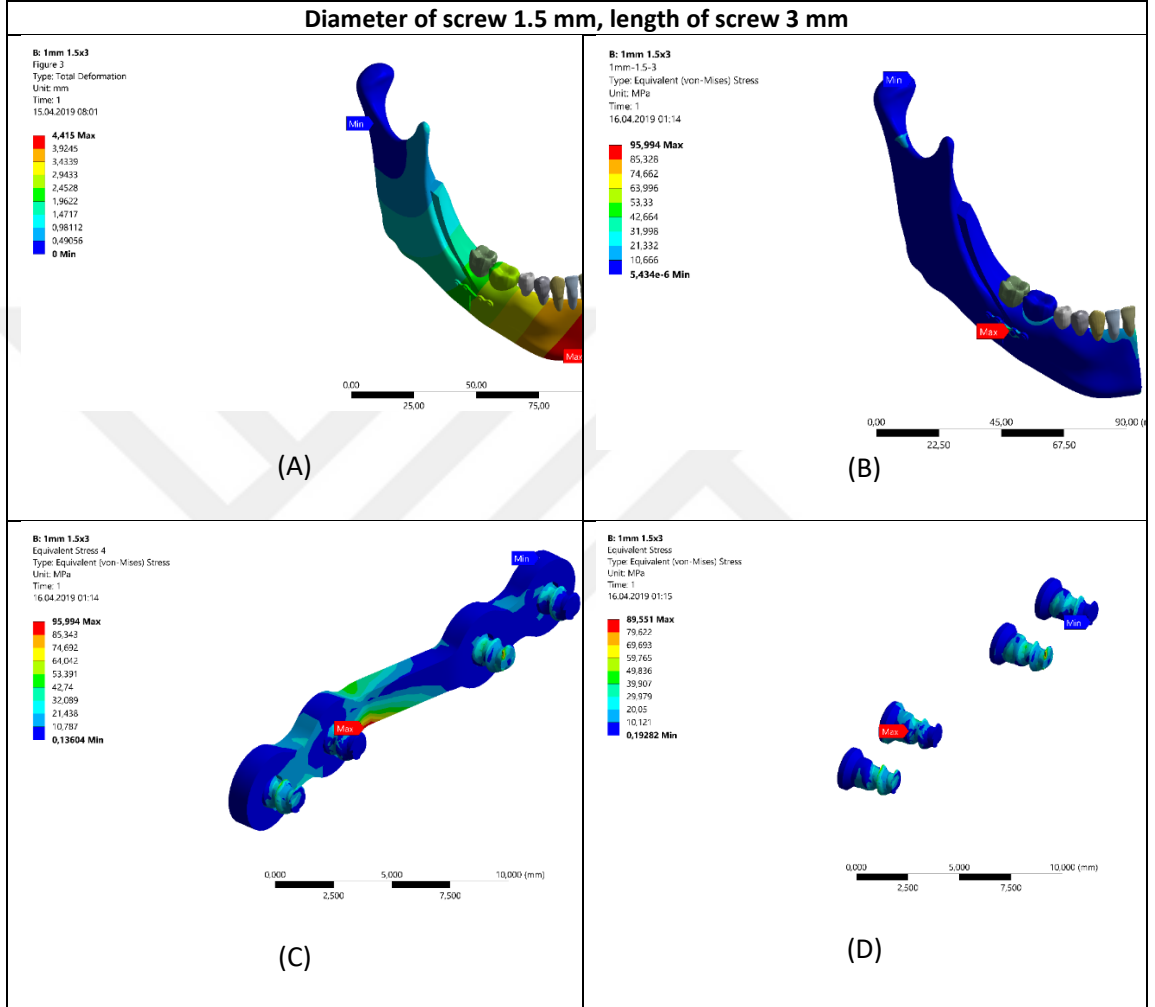
Tablo 5.5 : Üretilen ağ detayları

Details of "Mesh"	
[-] Display	
Display Style	Body Color
[-] Defaults	
Physics Preference	Mechanical
☐ Relevance	100
Element Order	Program Controlled
[-] Sizing	
Size Function	Adaptive
Relevance Center	Medium
☐ Element Size	0,90 mm
Mesh Defeaturing	Yes
☐ Defeature Size	0,1 mm
Transition	Slow
Initial Size Seed	Part
Span Angle Center	Coarse
Bounding Box Di...	154,40 mm
Average Surface ...	11,090 mm ²
Minimum Edge L...	4,5291e-004 mm
[+] Quality	
[-] Inflation	
Use Automatic In...	None
Inflation Option	Smooth Transition
☐ Transition Ratio	0,272
☐ Maximum Lay	5
☐ Growth Rate	1,2
Inflation Algorit	Pre
View Advanced ...	No
[-] Advanced	
Number of CPUs ...	24
Straight Sided El...	No
Number of Retries	0
Rigid Body Beha...	Dimensionally Reduced
Rigid Face Mesh ...	Quad/Tri
Triangle Surface ...	Program Controlled
Topology Checki	Yes
Pinch Tolerance	Please Define
Generate Pinch o...	No
[-] Statistics	
☐ Nodes	883655
☐ Elements	583041

6.BULGULAR

Her modelde kortikal ve süngerimsi kemik üzerindeki maksimum Von Mises stresi ve mandibulanın maksimum yer değiştirilmesi kaydedildi. Farklı kortikal kalınlıktaki mandibulalara yerleştirilen farklı vidalar arasındaki maksimum stres ve yer değiştirmeyi karşılaştırmak için istatistiksel analiz yapıldı.

Tüm modeller aynı kuvvet yoğunluğuna maruz bırakıldı ve her biri stres (kemik, mini plak ve vidalar üzerinde) ve yer değiştirme (kemik segmentleri arasında) açısından ayrı ayrı değerlendirildi. Stres simülasyonundaki koyu mavi renk daha az stresi ve kırmızı renk yüksek stresi temsil eder. Yer değiştirme simülasyonunda koyu mavi renk daha az yer değiştirmeyi, kırmızı renk fazla miktarda yer değiştirme miktarını temsil eder. Ancak simülasyon modelleri arasındaki renkler karşılaştırılmaz; çünkü her biri farklı bir değer aralığına sahiptir.



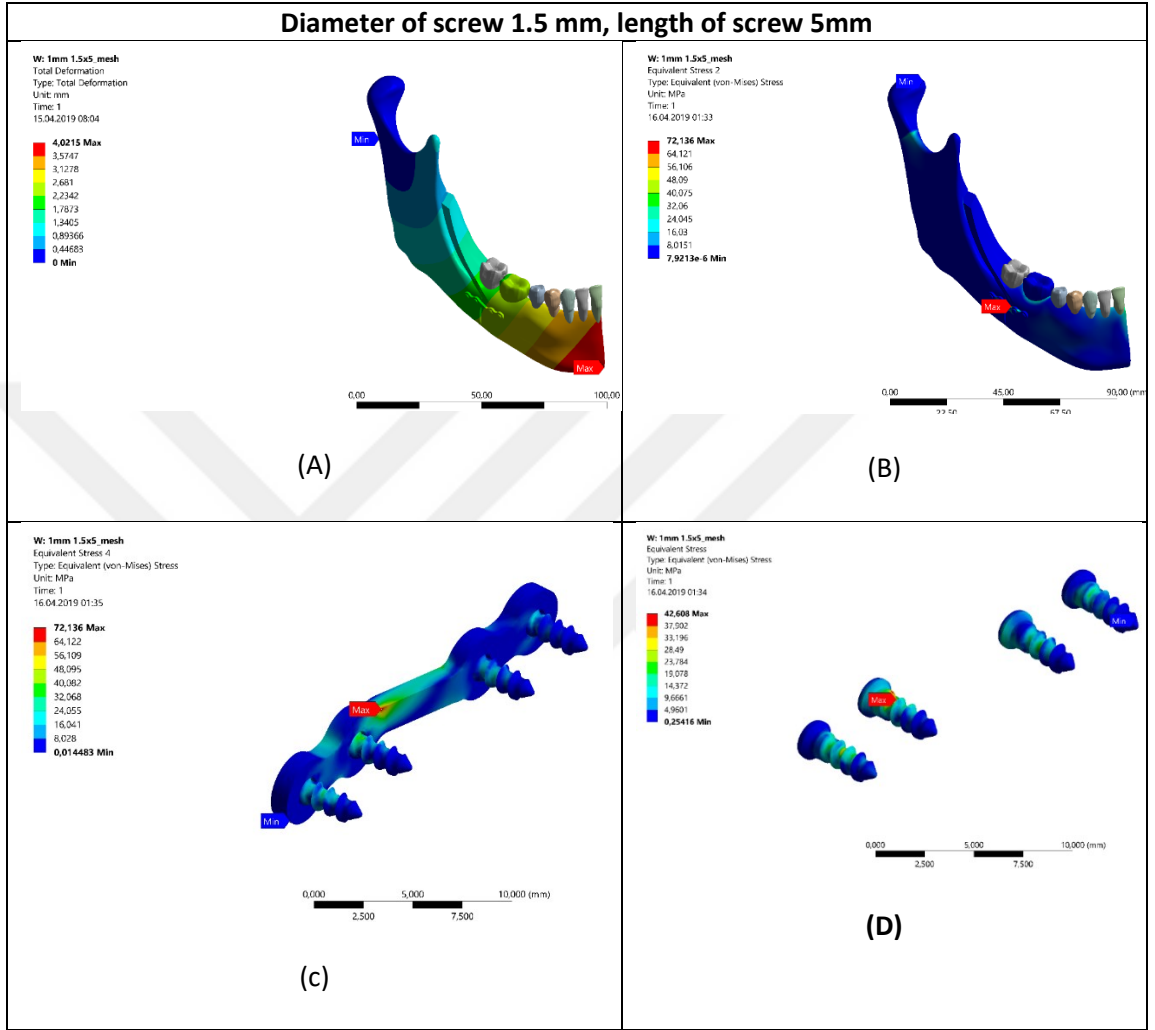
Şekil.6.1: Model 1; kortikal kemik kalınlığı 1mm, vida çapı 1.5 mm, vida uzunluğu 3mm

A: Mandibula Toplam Deformasyon Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plağın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]



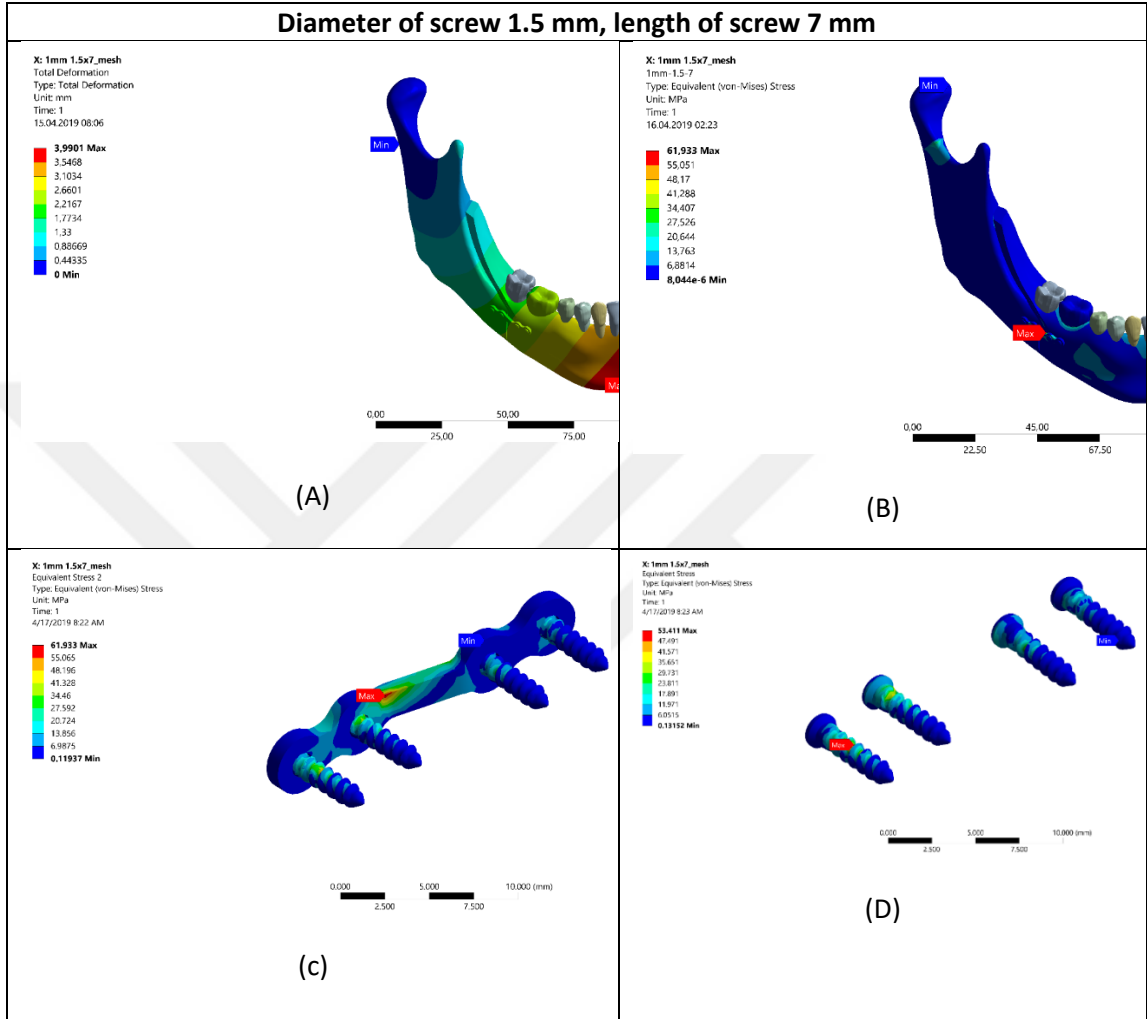
Şekil.6.2: Model 2; kortikal kemik kalınlığı 1mm, vida çapı 1.5 mm, vida uzunluğu 5 mm

A: Mandibula Toplam Deformasyon Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plağın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]



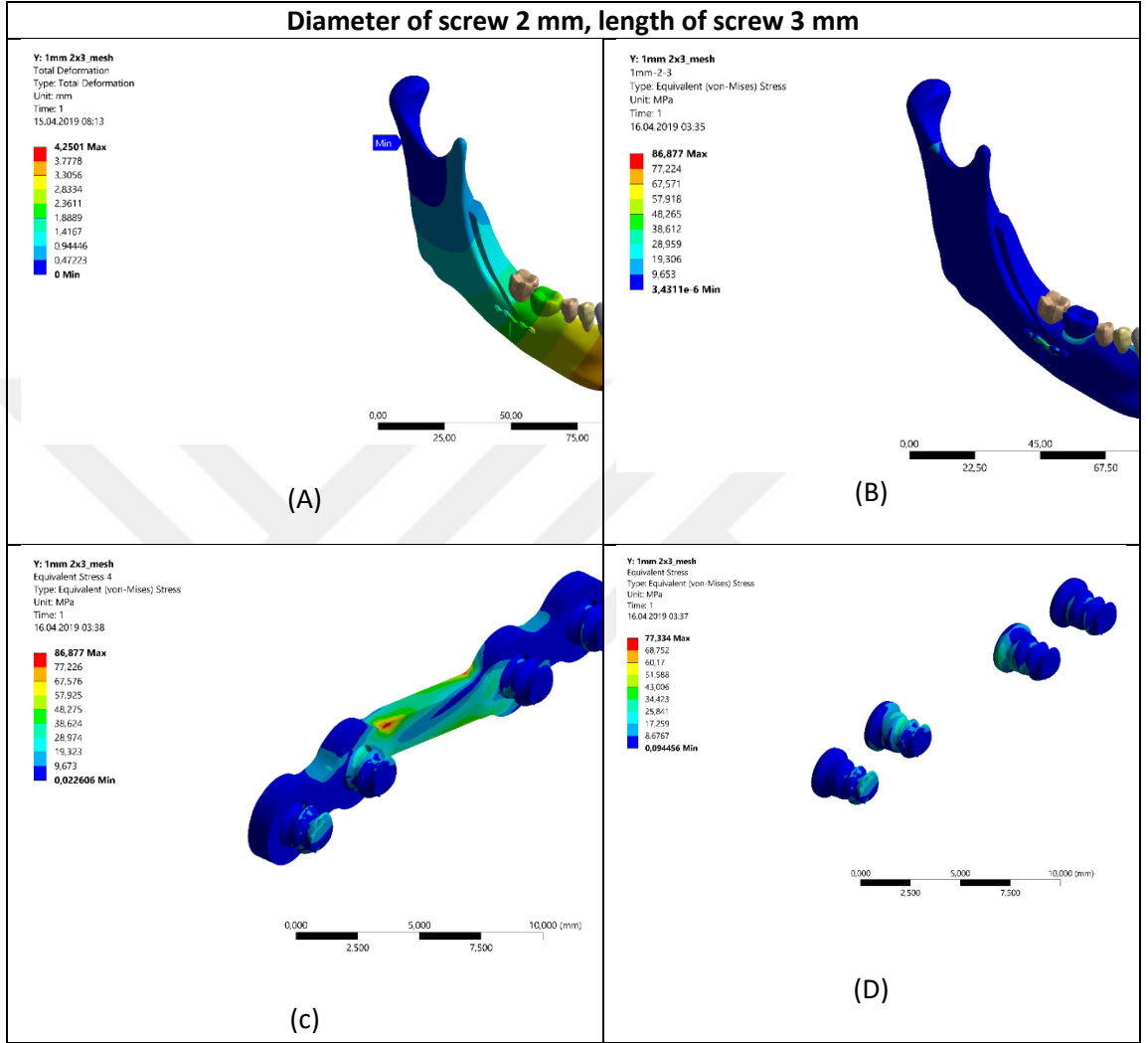
Şekil.6.3: Model 3; kortikal kemik kalınlığı 1mm, vida çapı 1.5 mm, vida uzunluğu 7 mm

A: Mandibula Toplam Deformasyon Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plağın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]



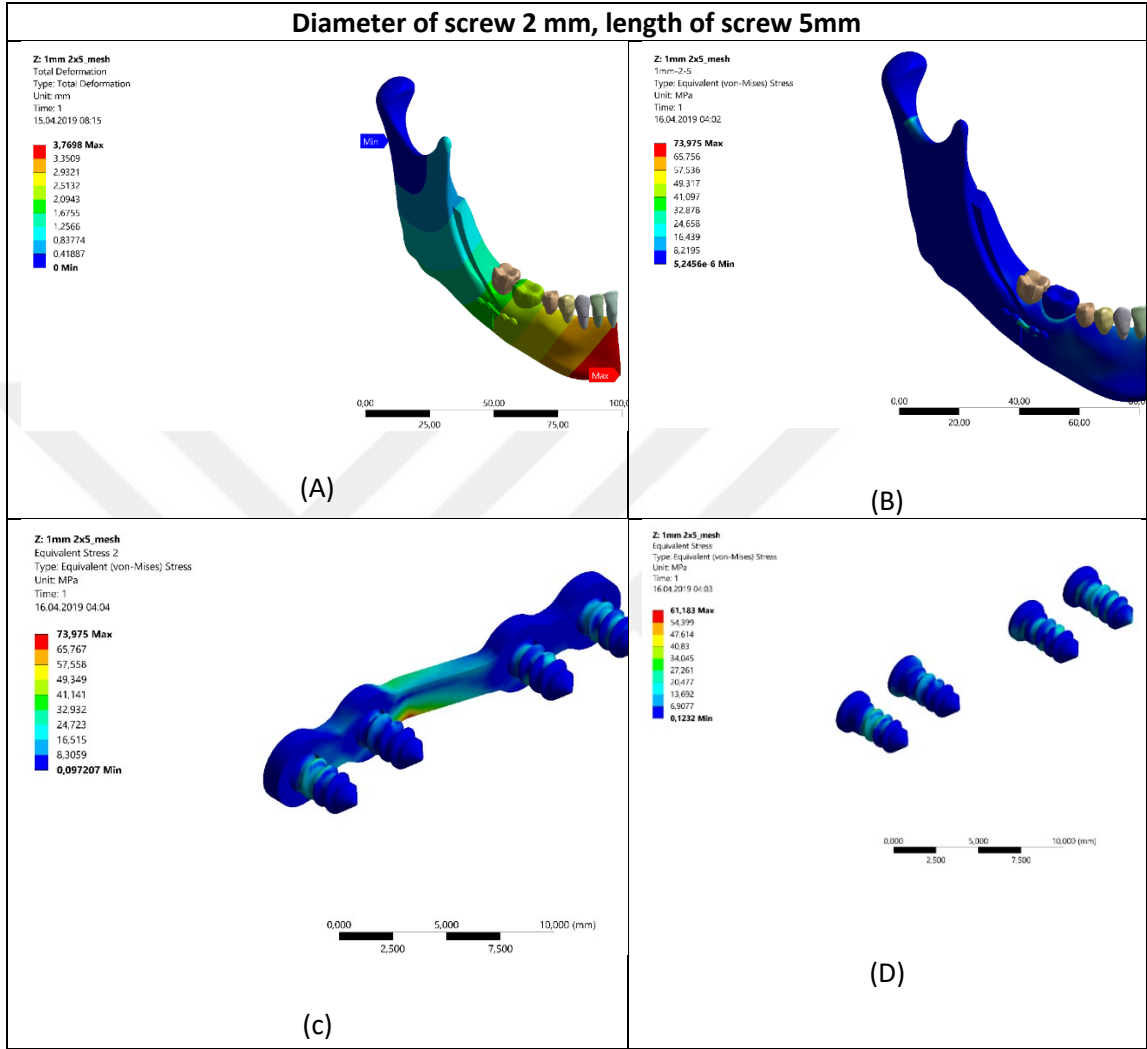
Şekil.6.4: Model 4; kortikal kemik kalınlığı 1mm, vida çapı 2 mm, vida uzunluğu 3 mm

A: Mandibula Toplam Deformasyon Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plâğın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]



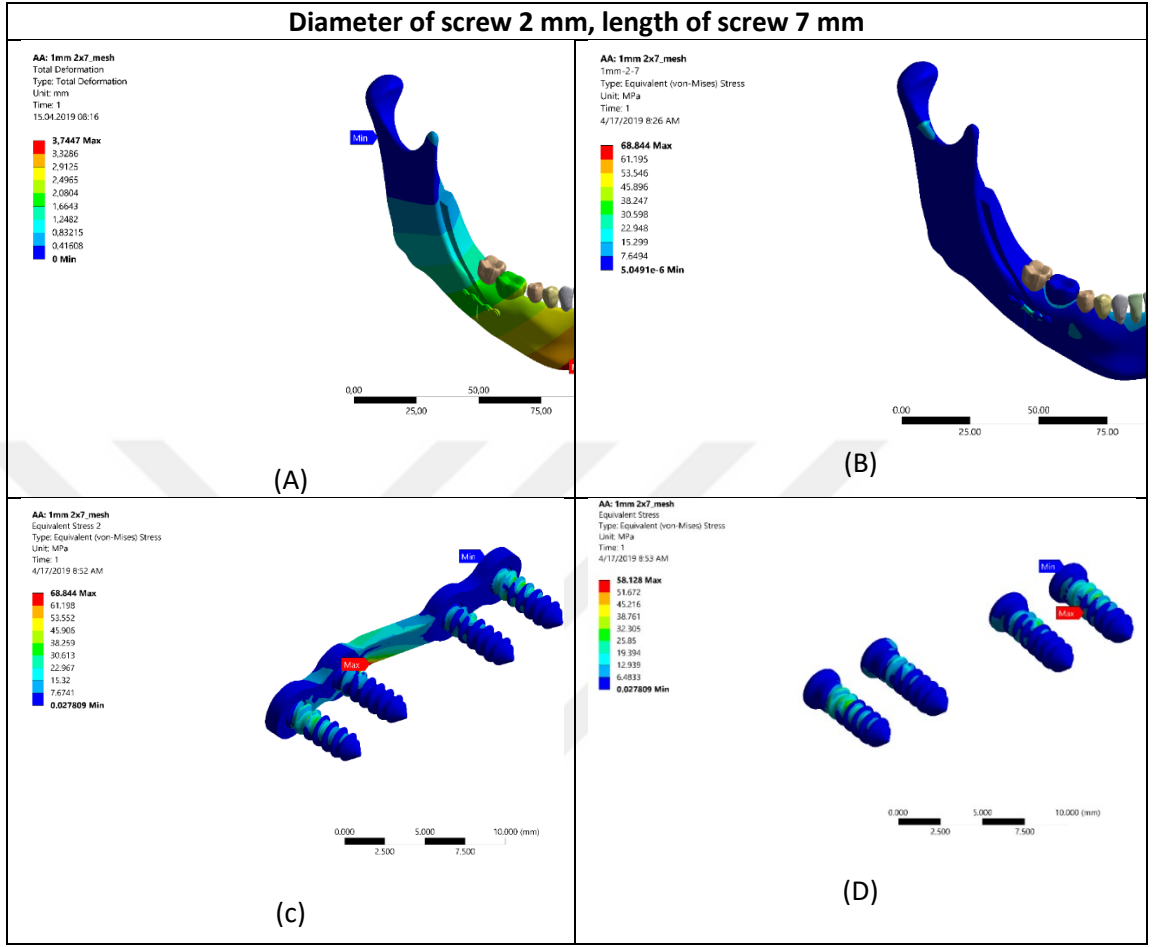
Şekil.6.5: Model 5; kortikal kemik kalınlığı 1mm, vida çapı 2 mm, vida uzunluğu 5 mm

A: Mandibula Toplam Deformasyon Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plâğın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]



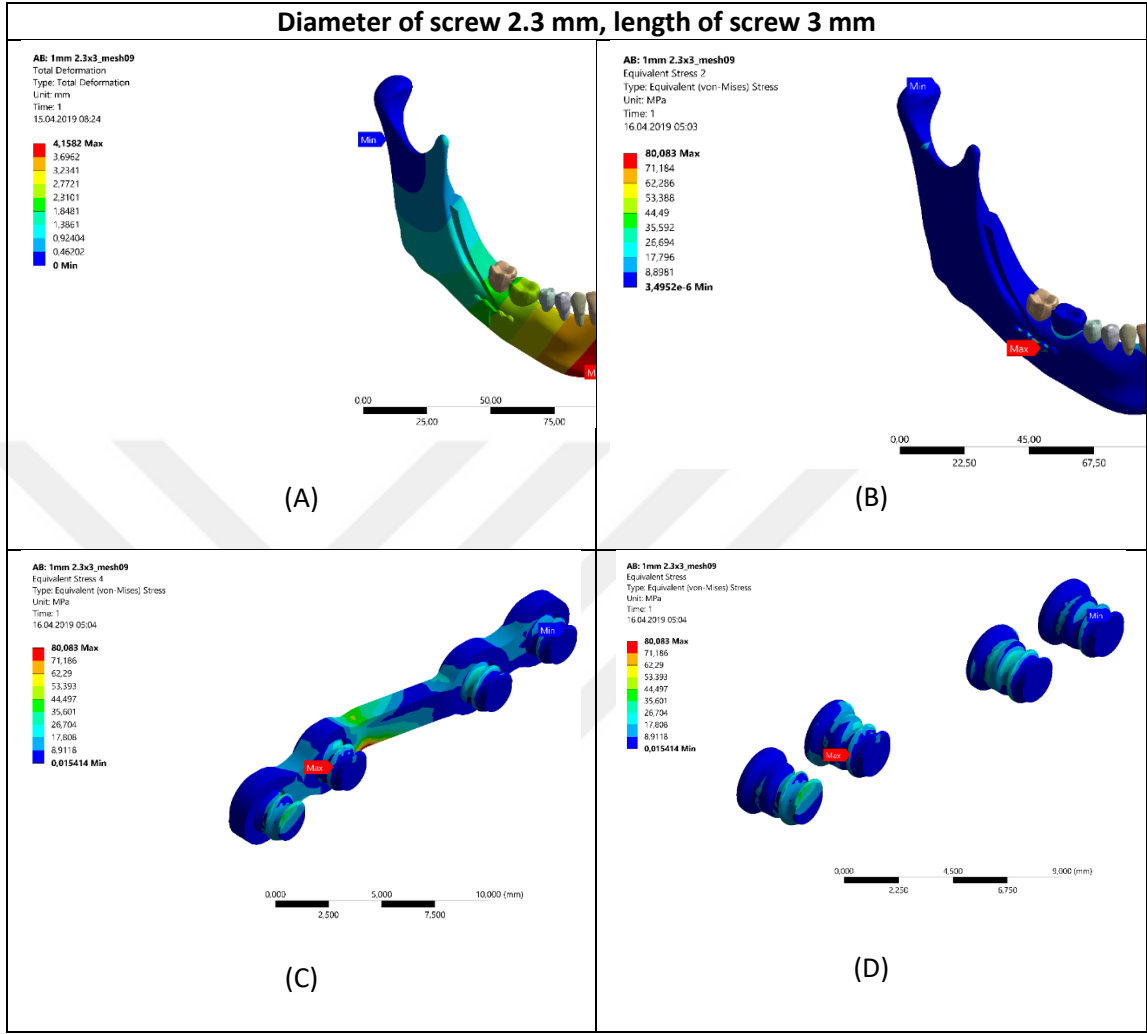
Şekil.6.6: Model 6; kortikal kemik kalınlığı 1mm, vida çapı 2 mm, vida uzunluğu 7 mm

A: Mandibula Toplam Deformasyon Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plâğın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]



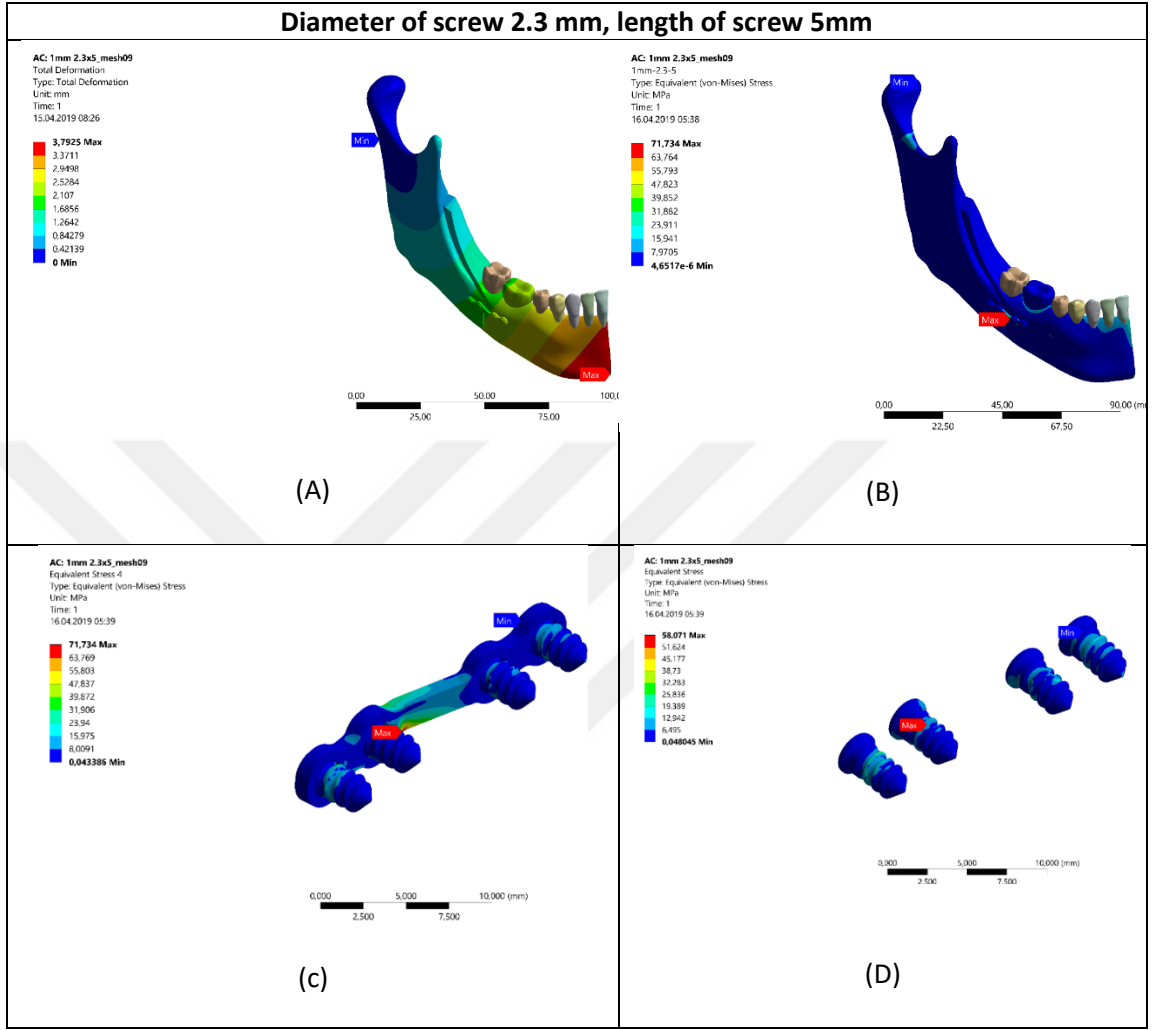
Şekil.6.7: Model 7; kortikal kemik kalınlığı 1mm, vida çapı 2.3 mm, vida uzunluğu 3 mm

A: Mandibula Toplam Deformasyon Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plâğın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]



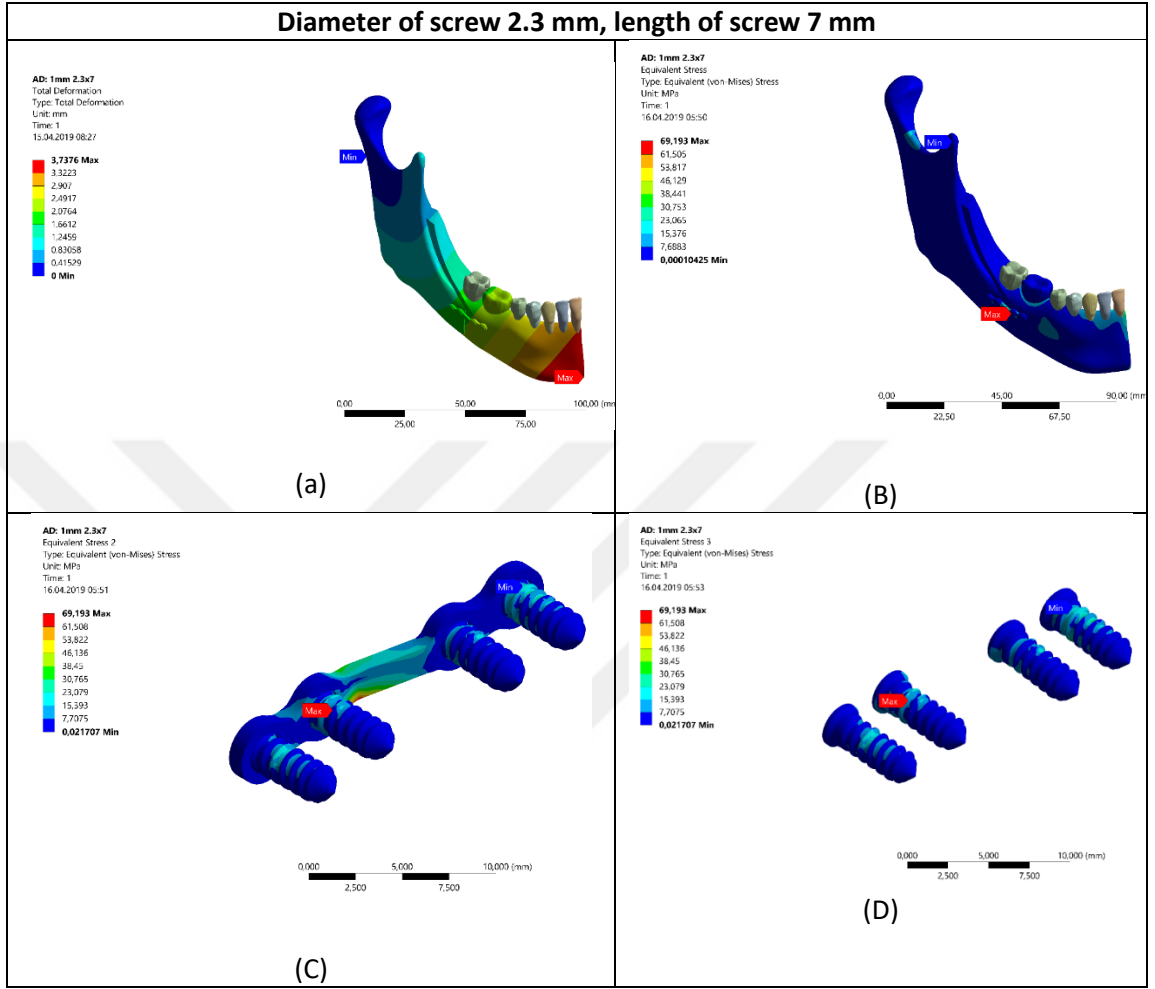
Şekil.6.8: Model 8; kortikal kemik kalınlığı 1mm, vida çapı 2.3 mm, vida uzunluğu 5 mm

A: Mandibula Toplam Deformasyon Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plağın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]



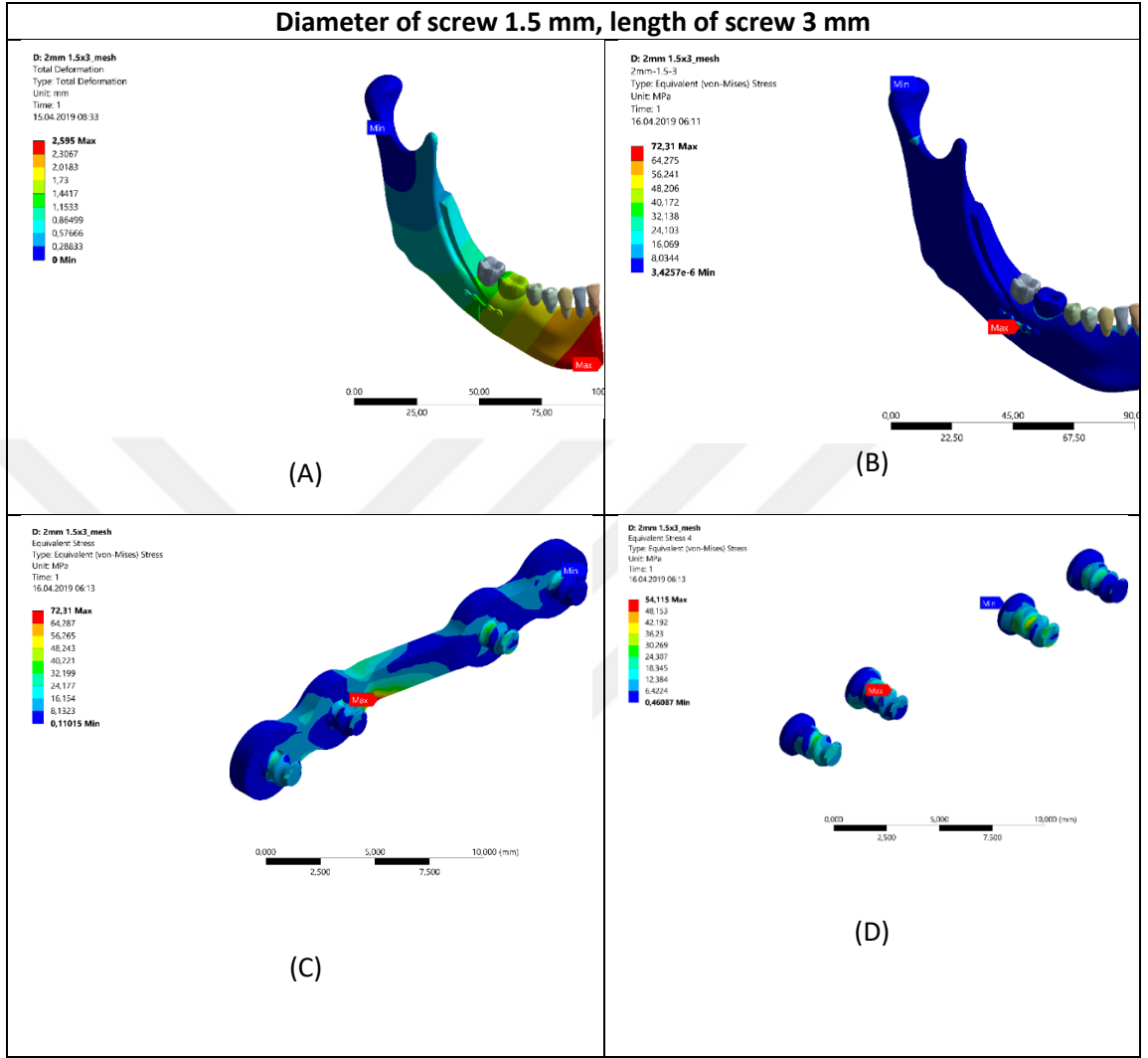
Şekil.6.9: Model 9; kortikal kemik kalınlığı 1mm, vida çapı 2.3 mm, vida uzunluğu 7 mm

A: Mandibula Toplam Deformasyon Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plağın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]



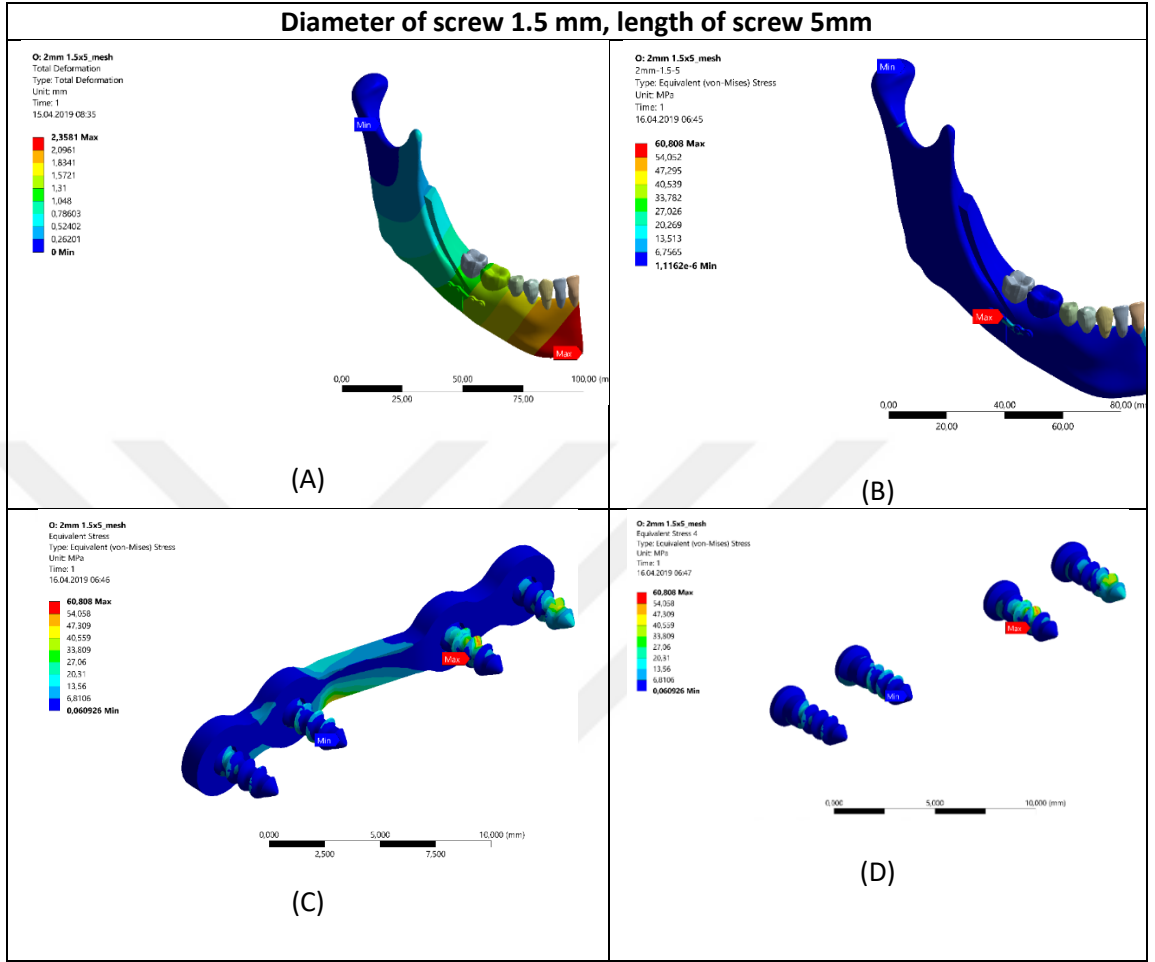
Şekil.6.10: Model 10; kortikal kemik kalınlığı 2 mm, vida çapı 1.5 mm, vida uzunluğu 3mm

A: Mandibula Toplam Deformasyonu Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plâğın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]



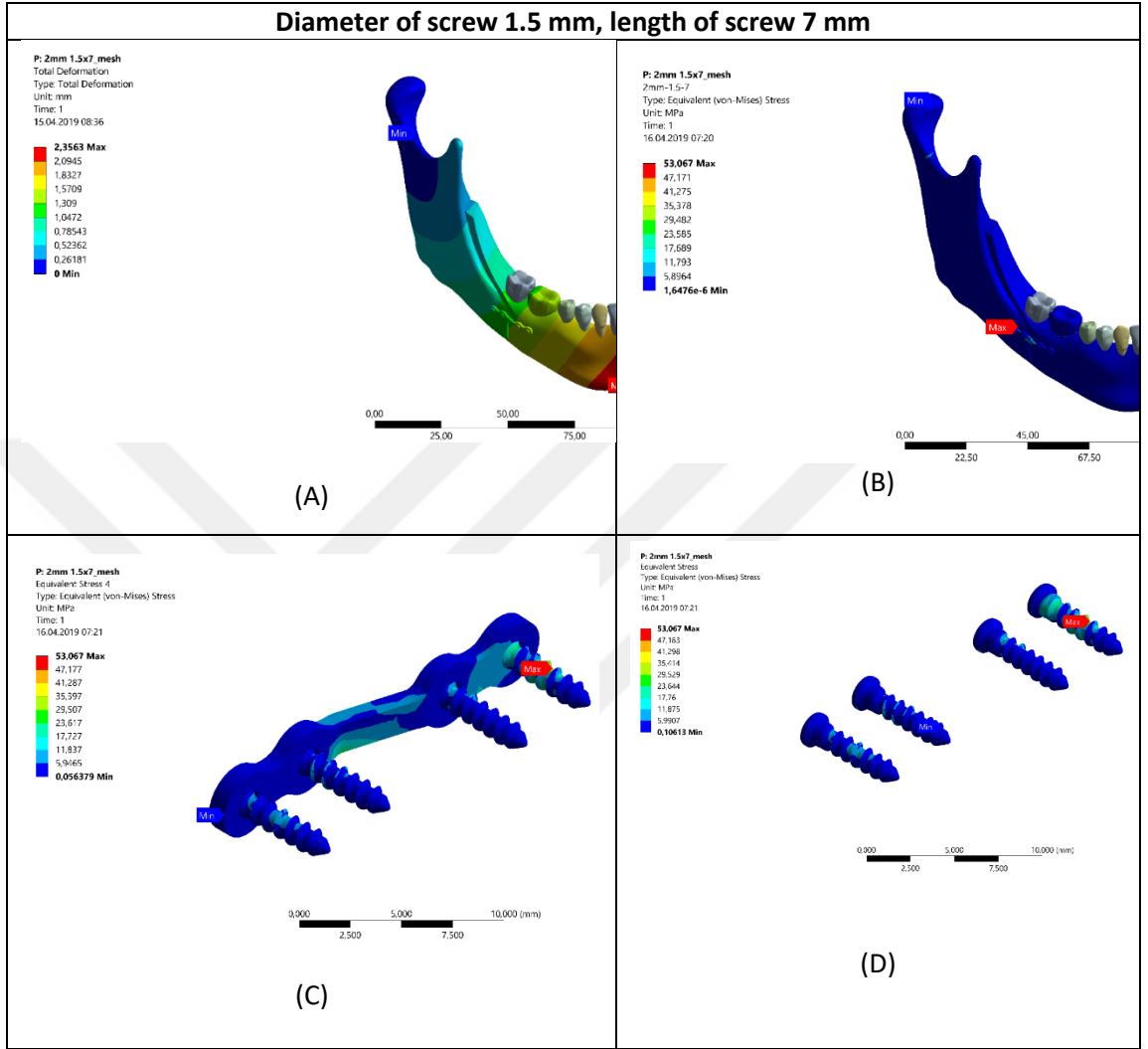
Şekil.6.11: Model 11; kortikal kemik kalınlığı 2 mm, vida çapı 1.5 mm, vida uzunluğu 5 mm

A: Mandibula Toplam Deformasyon Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plağın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]



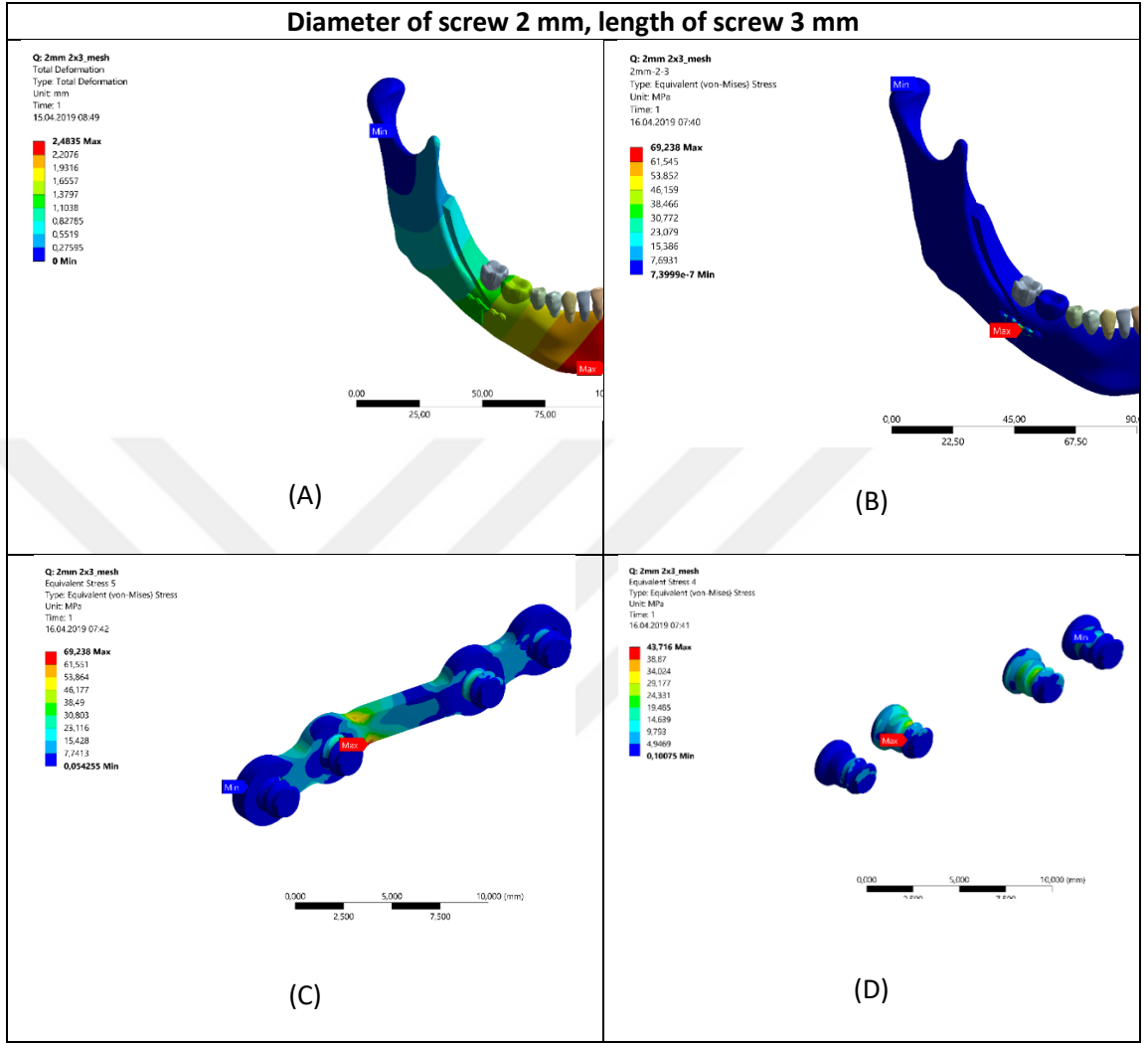
Şekil.6.12: Model 12; kortikal kemik kalınlığı 2 mm, vida çapı 1.5 mm, vida uzunluğu 7 mm

A: Mandibula Toplam Deformasyon Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plağın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]



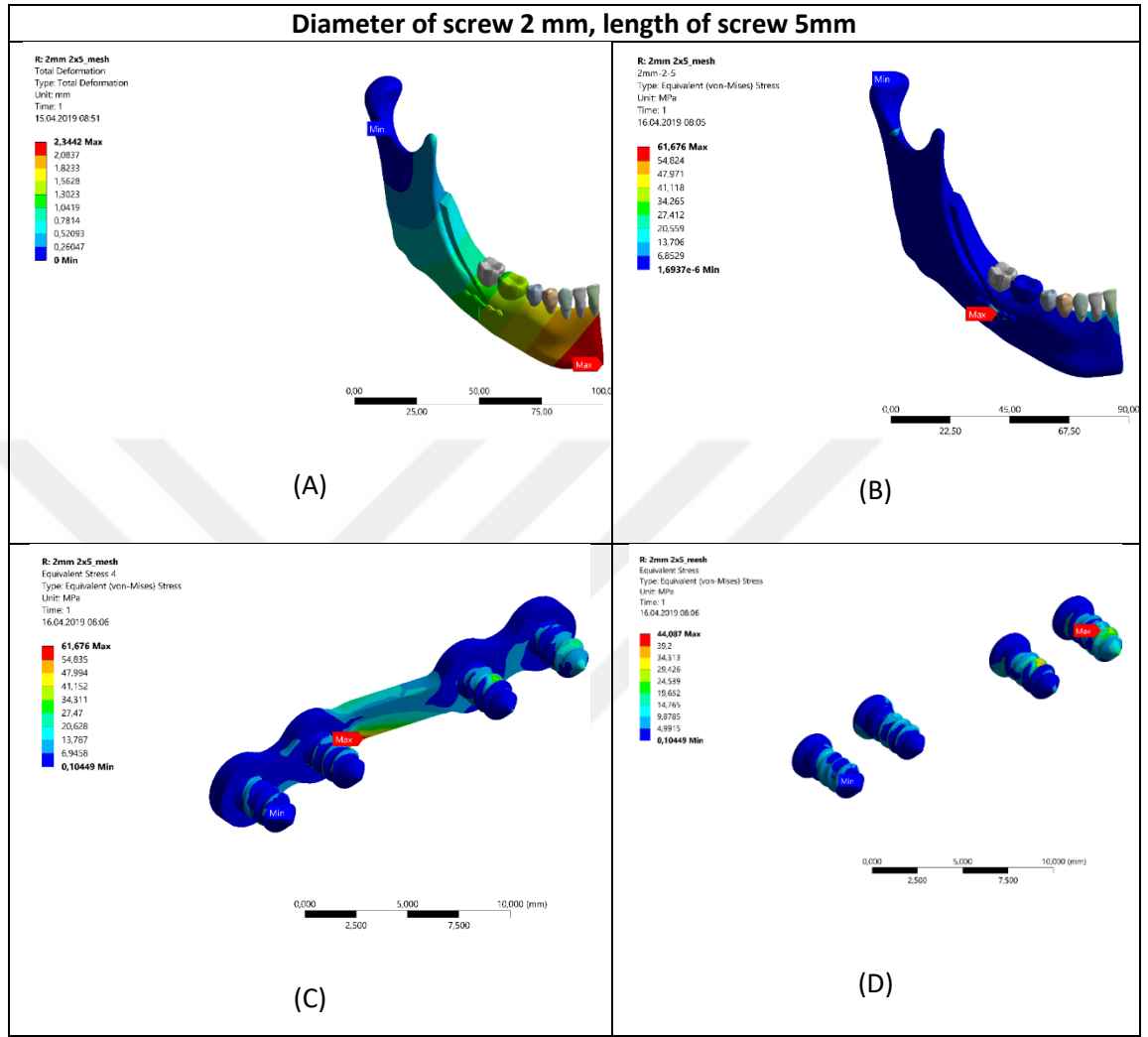
Şekil.6.13: Model 13; kortikal kemik kalınlığı 2 mm, vida çapı 2 mm, vida uzunluğu 3mm

A: Mandibula Toplam Deformasyon Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plağın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]



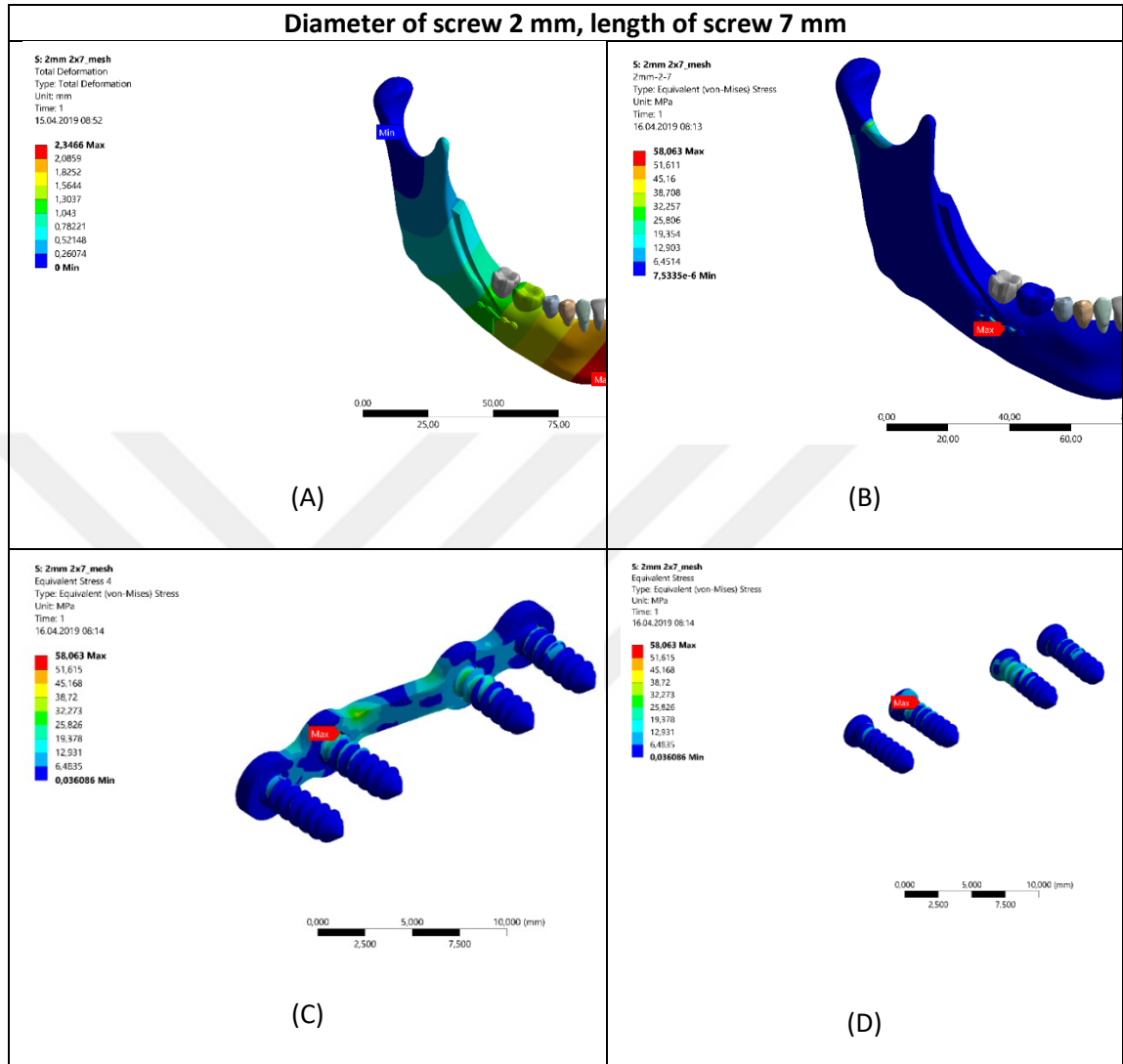
Şekil.6.14: Model 14; kortikal kemik kalınlığı 2 mm, vida çapı 2 mm, vida uzunluğu 5 mm

A: Mandibula Toplam Deformasyon Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plâğın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]



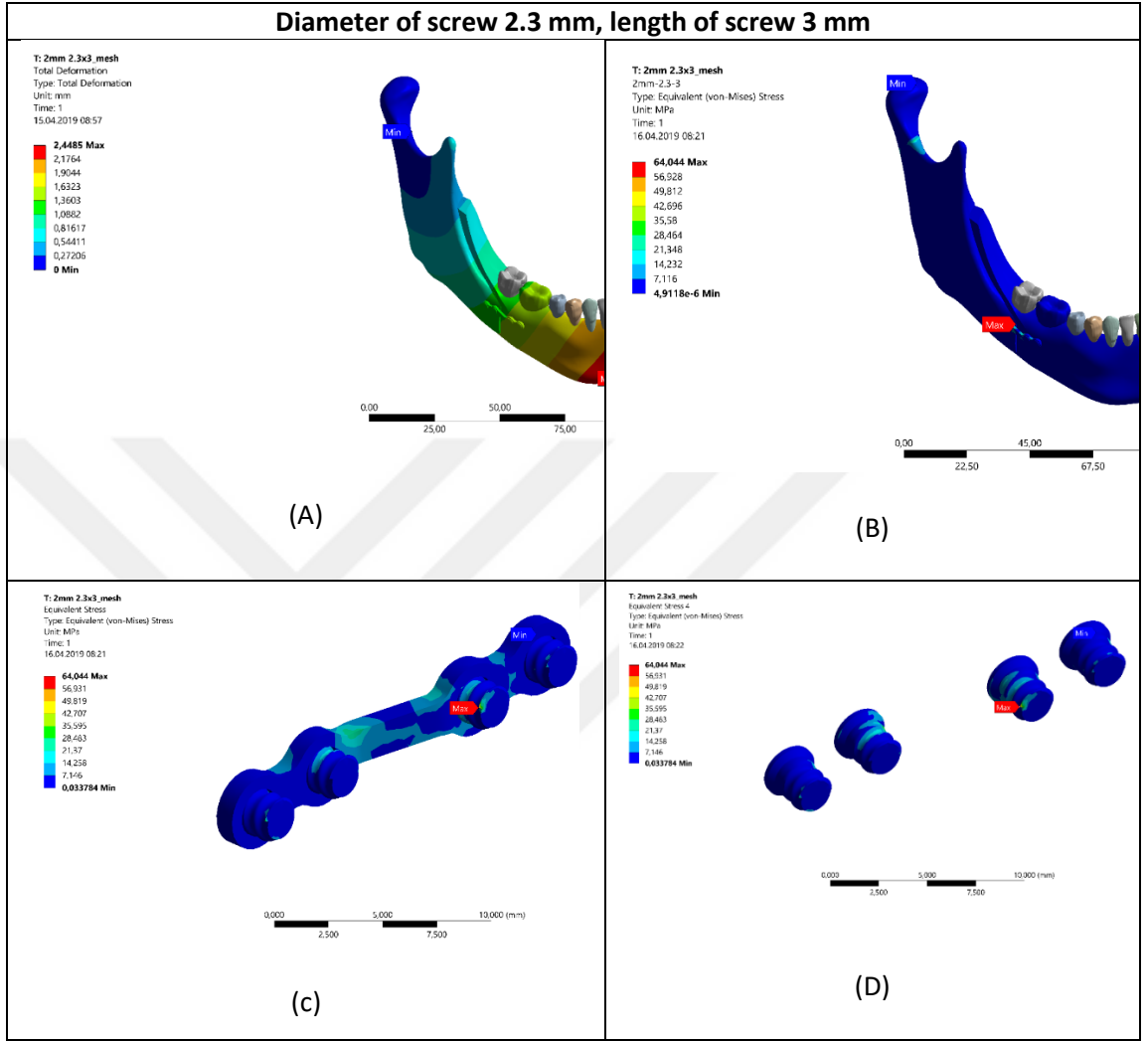
Şekil.6.15: Model 15; kortikal kemik kalınlığı 2 mm, vida çapı 2 mm, vida uzunluğu 7 mm

A: Mandibula Toplam Deformasyon Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plağın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]



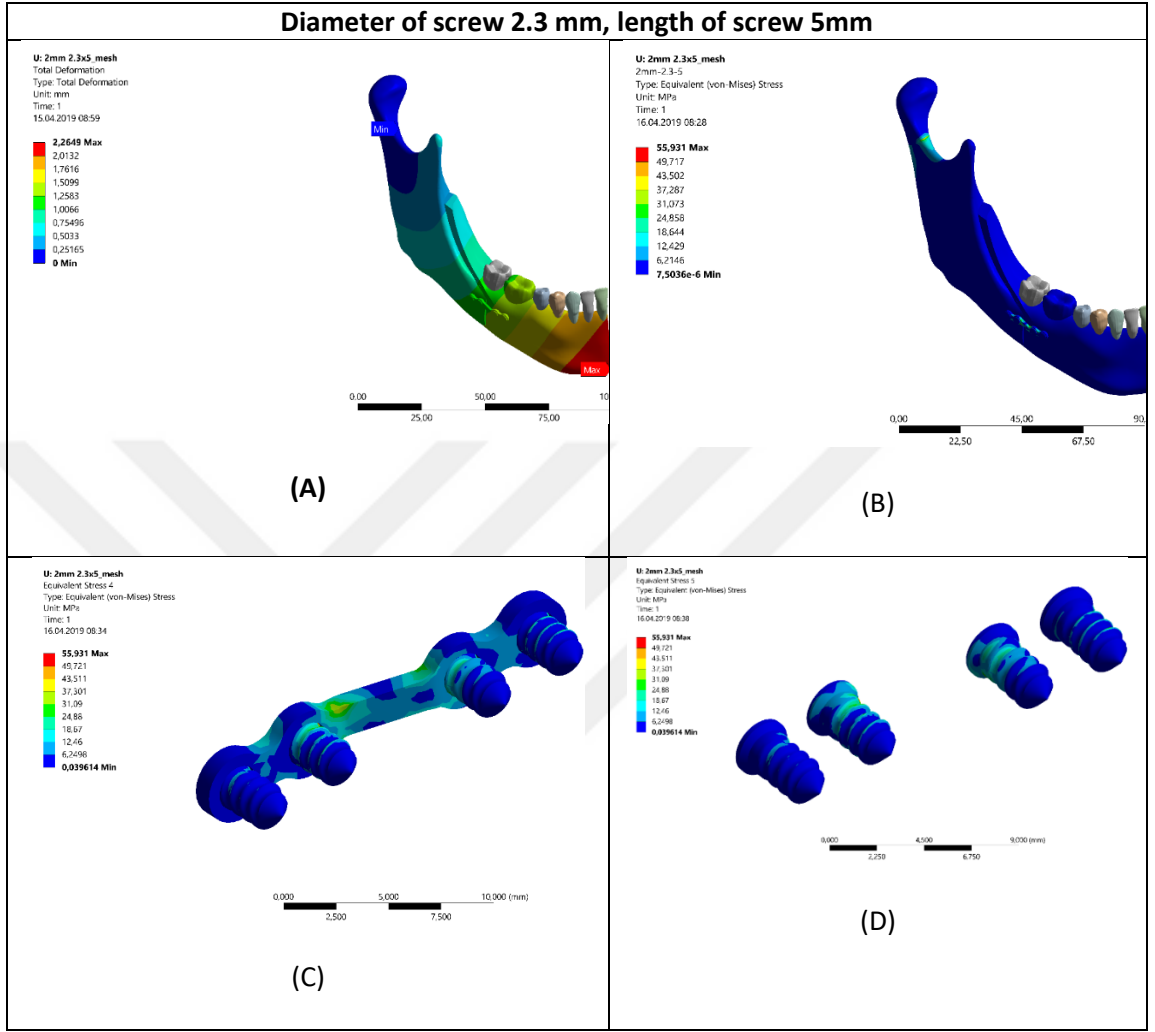
Şekil.6.16: Model 16; kortikal kemik kalınlığı 2 mm, vida çapı 2.3 mm, vida uzunluğu 3mm

A: Mandibula Toplam Deformasyon Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plağın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]



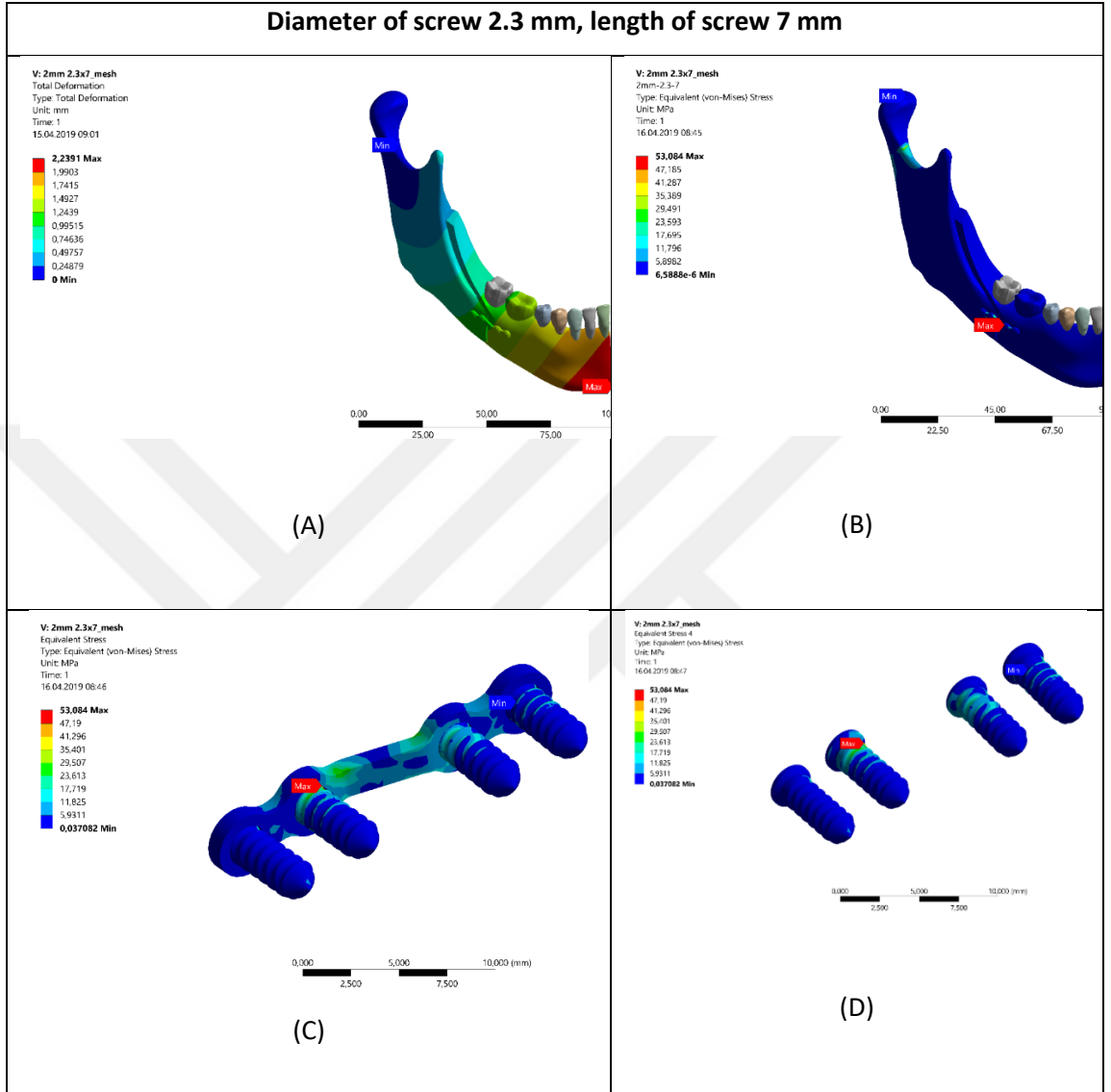
Şekil.6.17: Model 17; kortikal kemik kalınlığı 2 mm, vida çapı 2.3 mm, vida uzunluğu 5 mm

A: Mandibula Toplam Deformasyon Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plağın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]



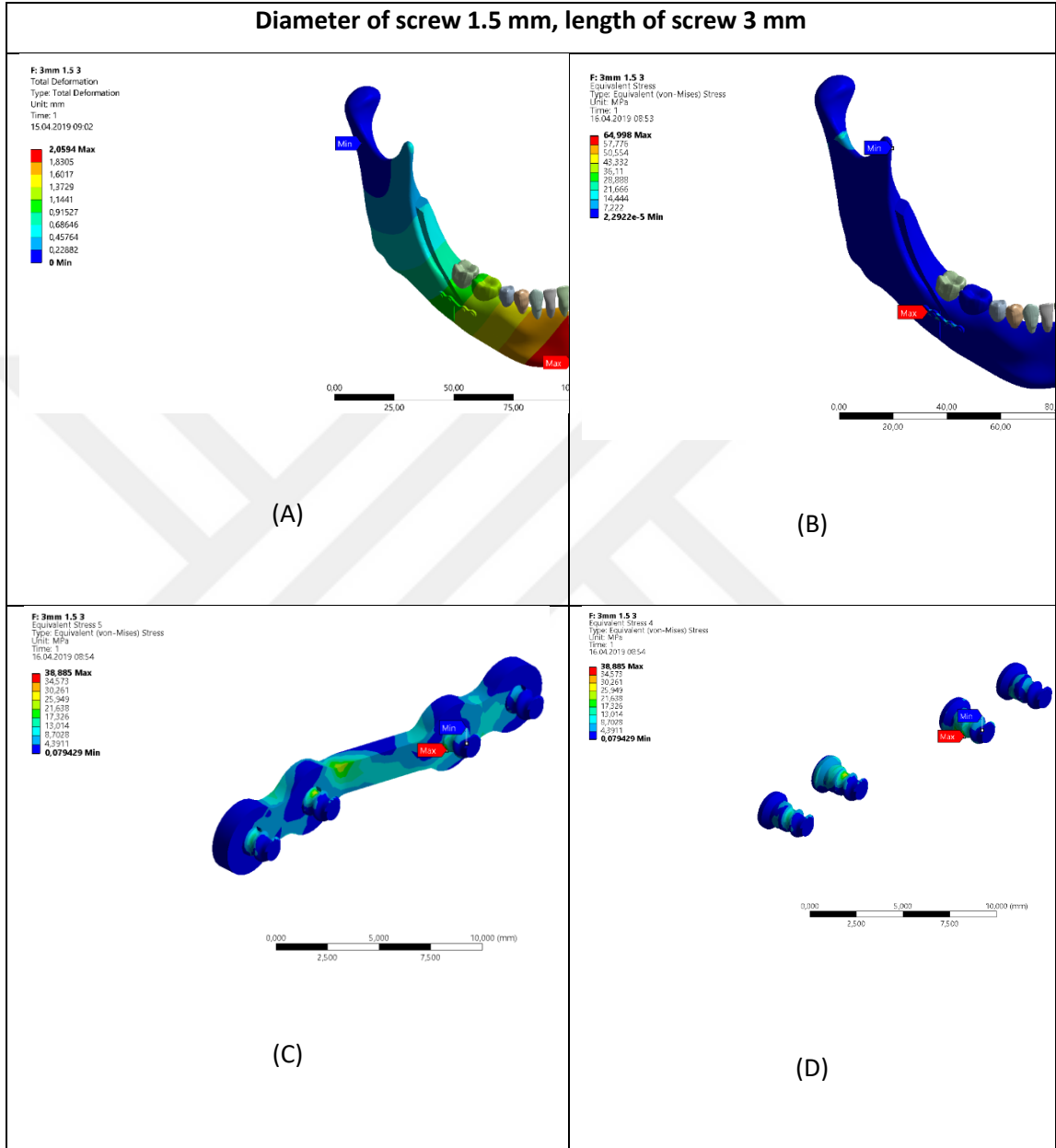
Şekil.6.18: Model 18; kortikal kemik kalınlığı 2 mm, vida çapı 2.3 mm, vida uzunluğu 7 mm

A: Mandibula Toplam Deformasyon Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plâgın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]



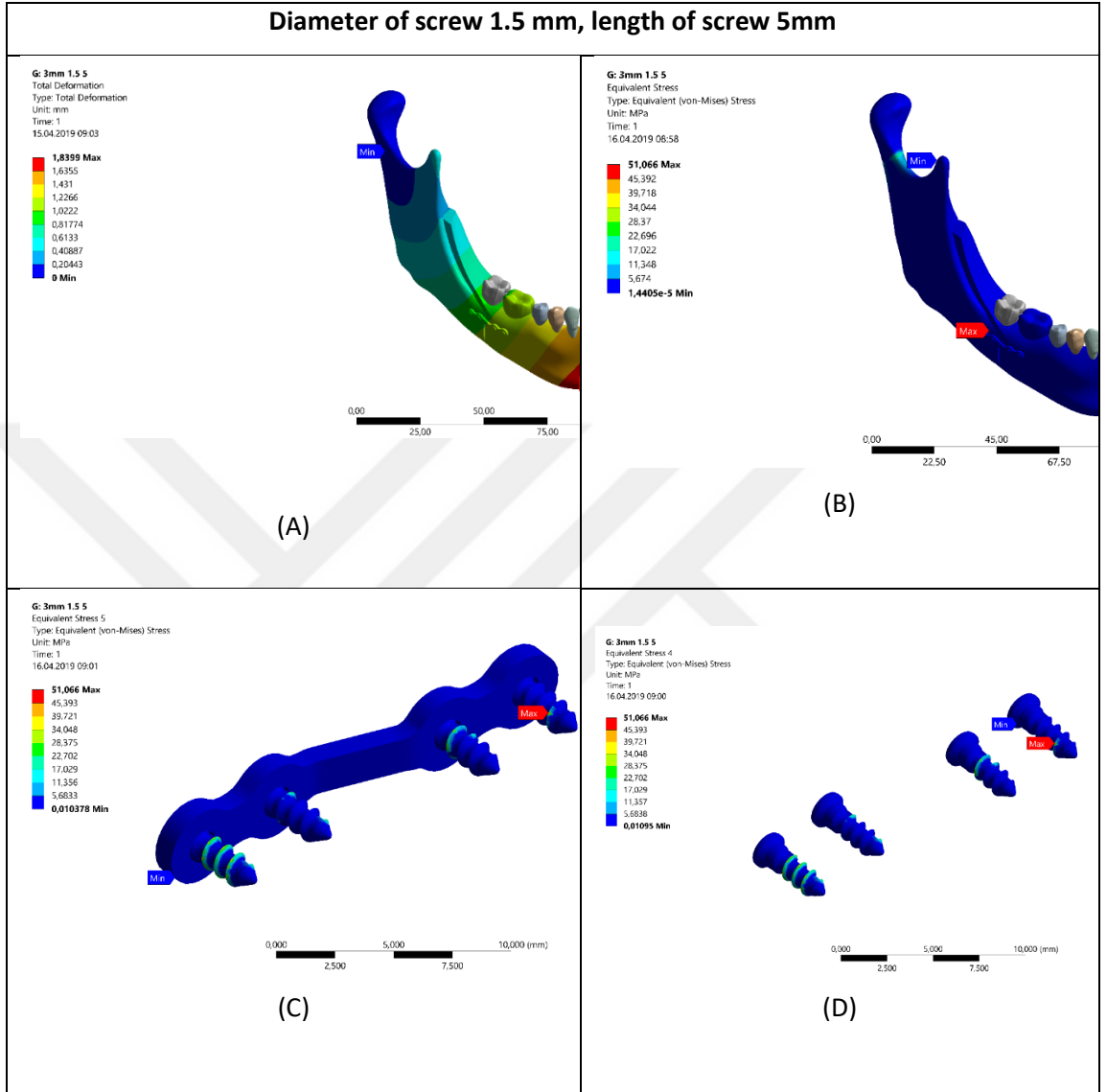
Şekil.6.19: Model 19; kortikal kemik kalınlığı 3 mm, vida çapı 1.5 mm, vida uzunluğu 3 mm

A: Mandibula Toplam Deformasyon Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plağın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]



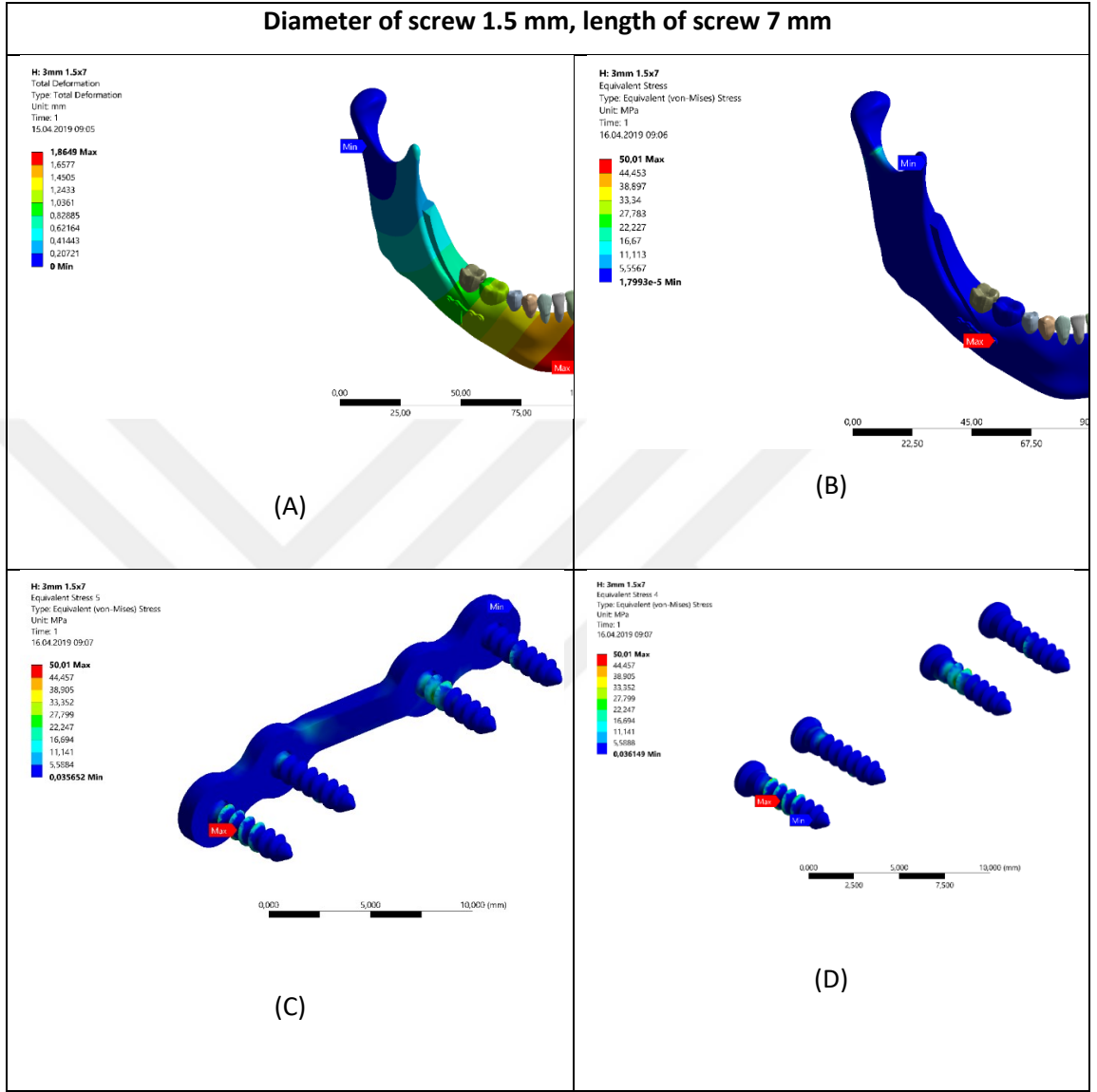
Şekil.6.20: Model 20; kortikal kemik kalınlığı 3 mm, vida çapı 1.5 mm, vida uzunluğu 5 mm

A: Mandibula Toplam Deformasyon Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plâğın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]



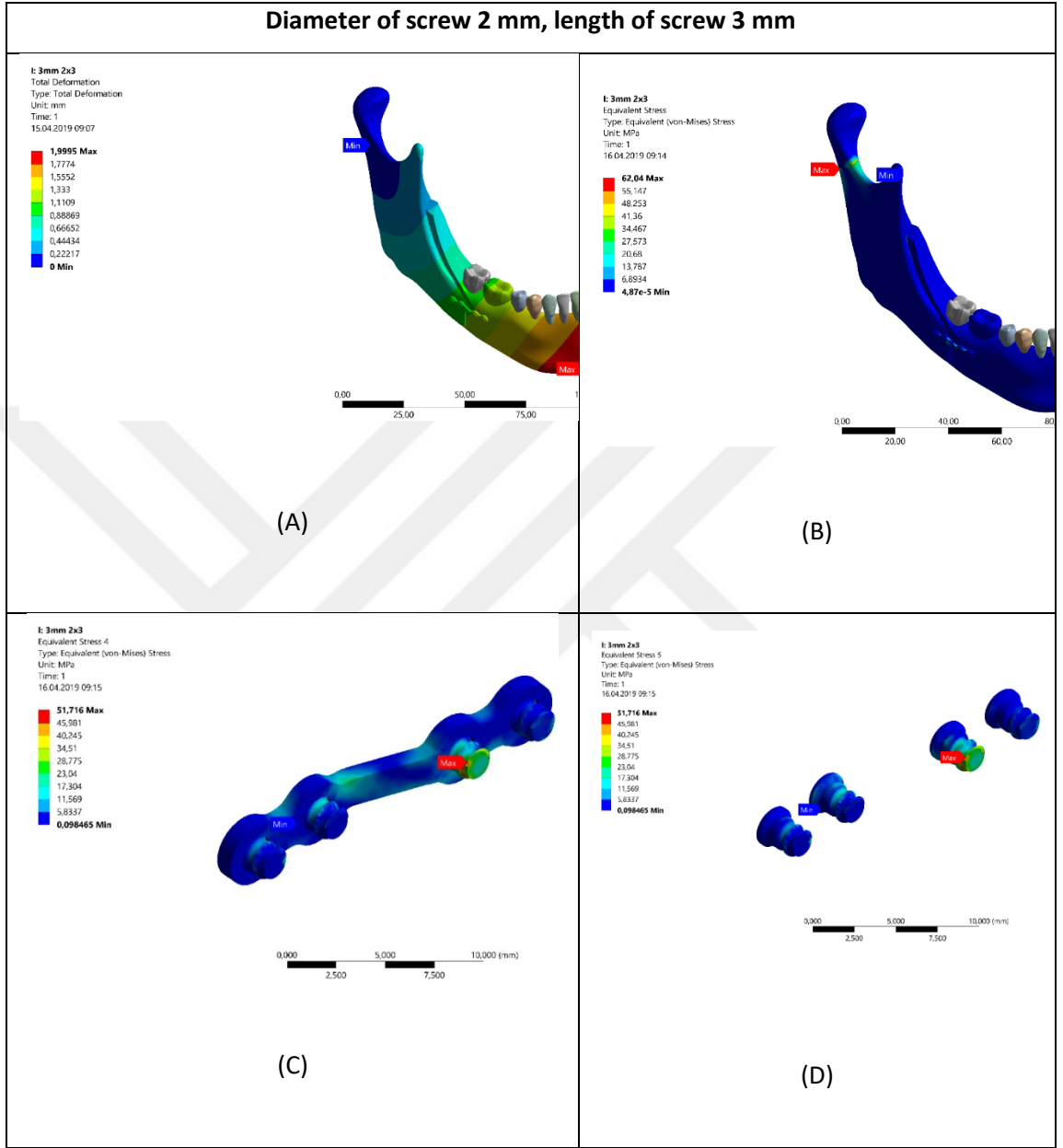
Şekil.6.21: Model 21; kortikal kemik kalınlığı 3 mm, vida çapı 1.5 mm, vida uzunluğu 7 mm

A: Mandibula Toplam Deformasyon Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plağın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]



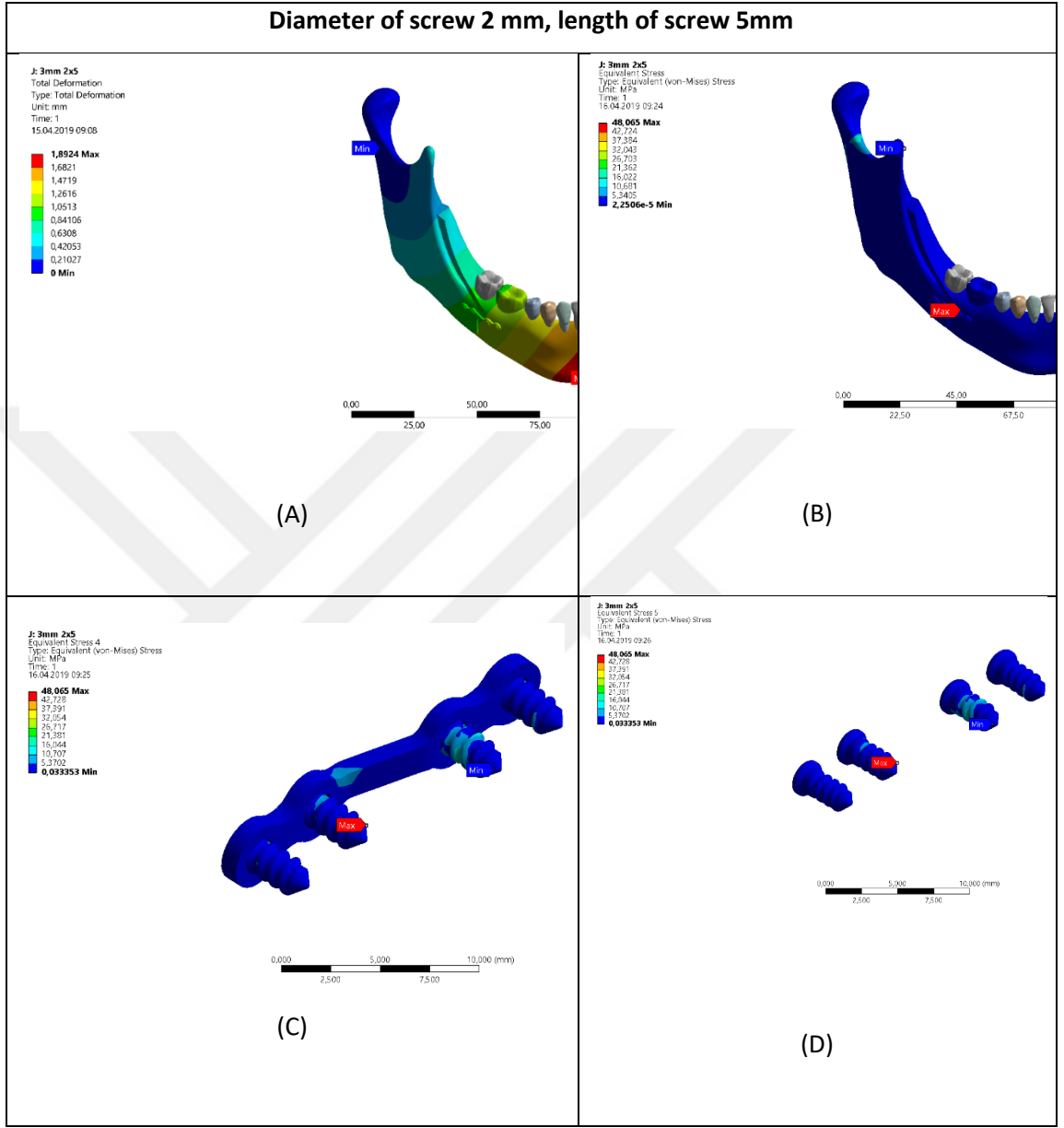
Şekil.6.22: Model 22; kortikal kemik kalınlığı 3 mm, vida çapı 2 mm, vida uzunluğu 3 mm

A: Mandibula Toplam Deformasyon Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plağın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]



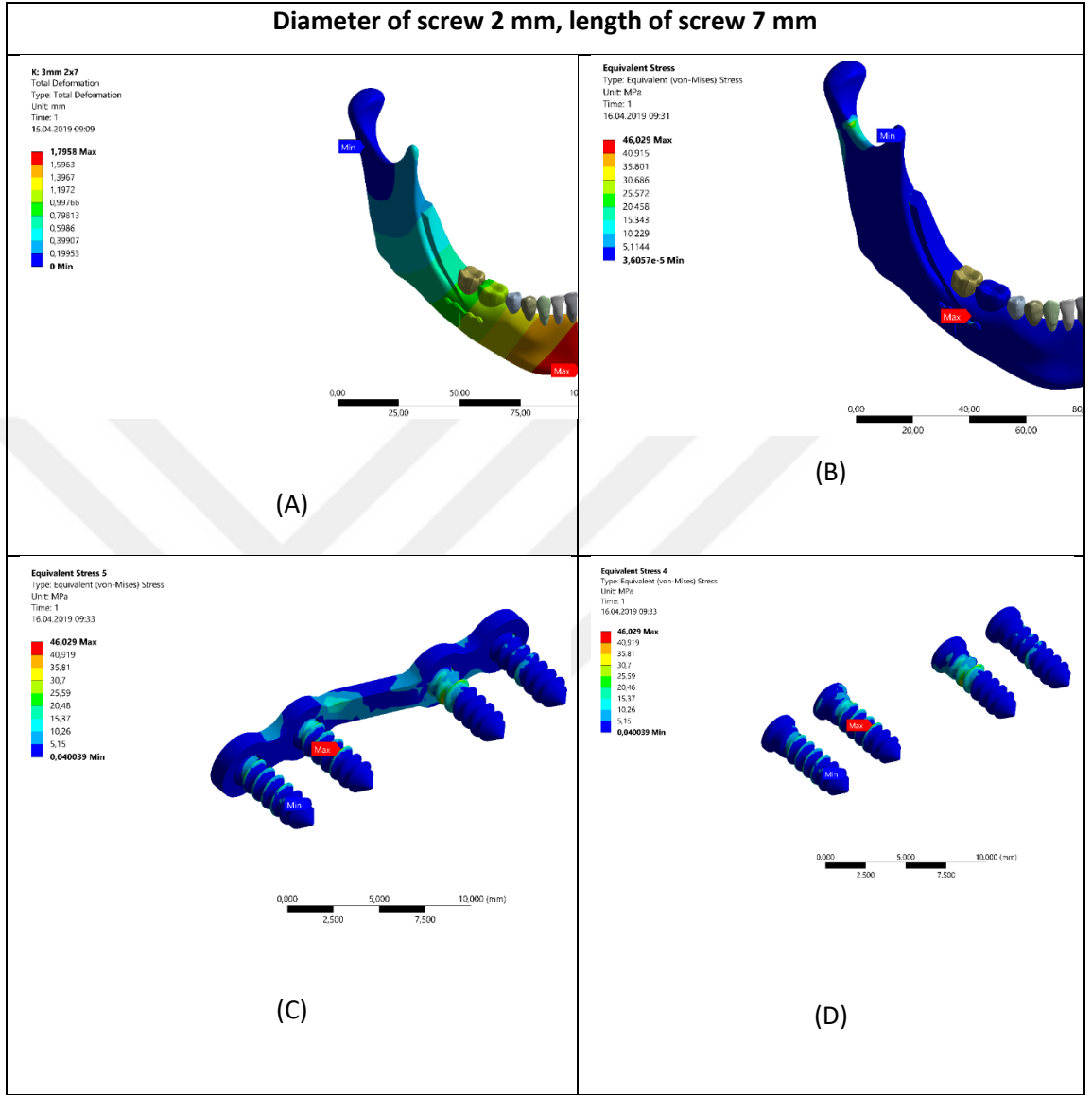
Şekil.6.23: Model 23; kortikal kemik kalınlığı 3 mm, vida çapı 2 mm, vida uzunluğu 5 mm

A: Mandibula Toplam Deformasyon Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plâğın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]



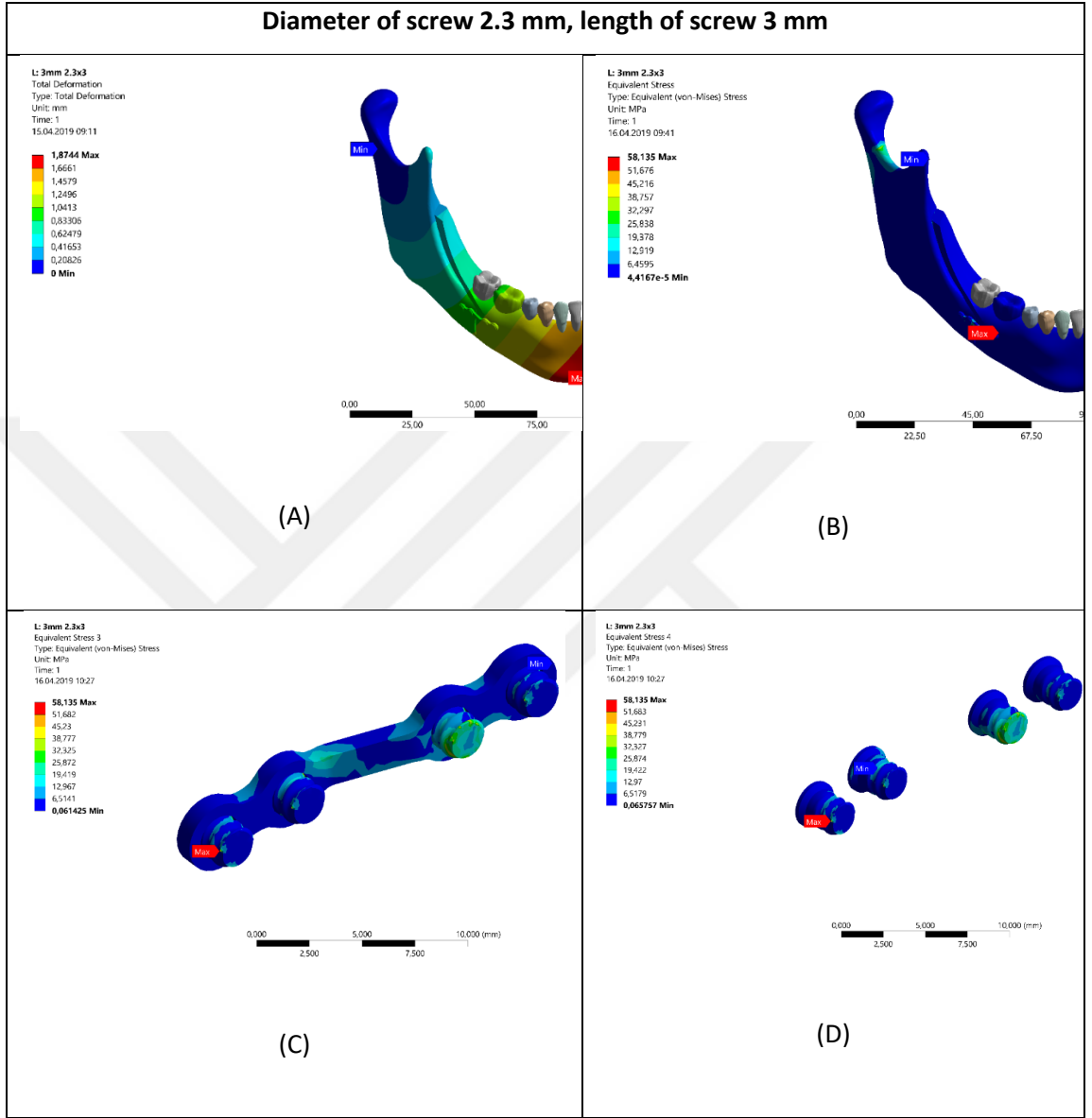
Şekil.6.24: Model 24; kortikal kemik kalınlığı 3 mm, vida çapı 2 mm, vida uzunluğu 7 mm

A: Mandibula Toplam Deformasyon Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plâğın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]



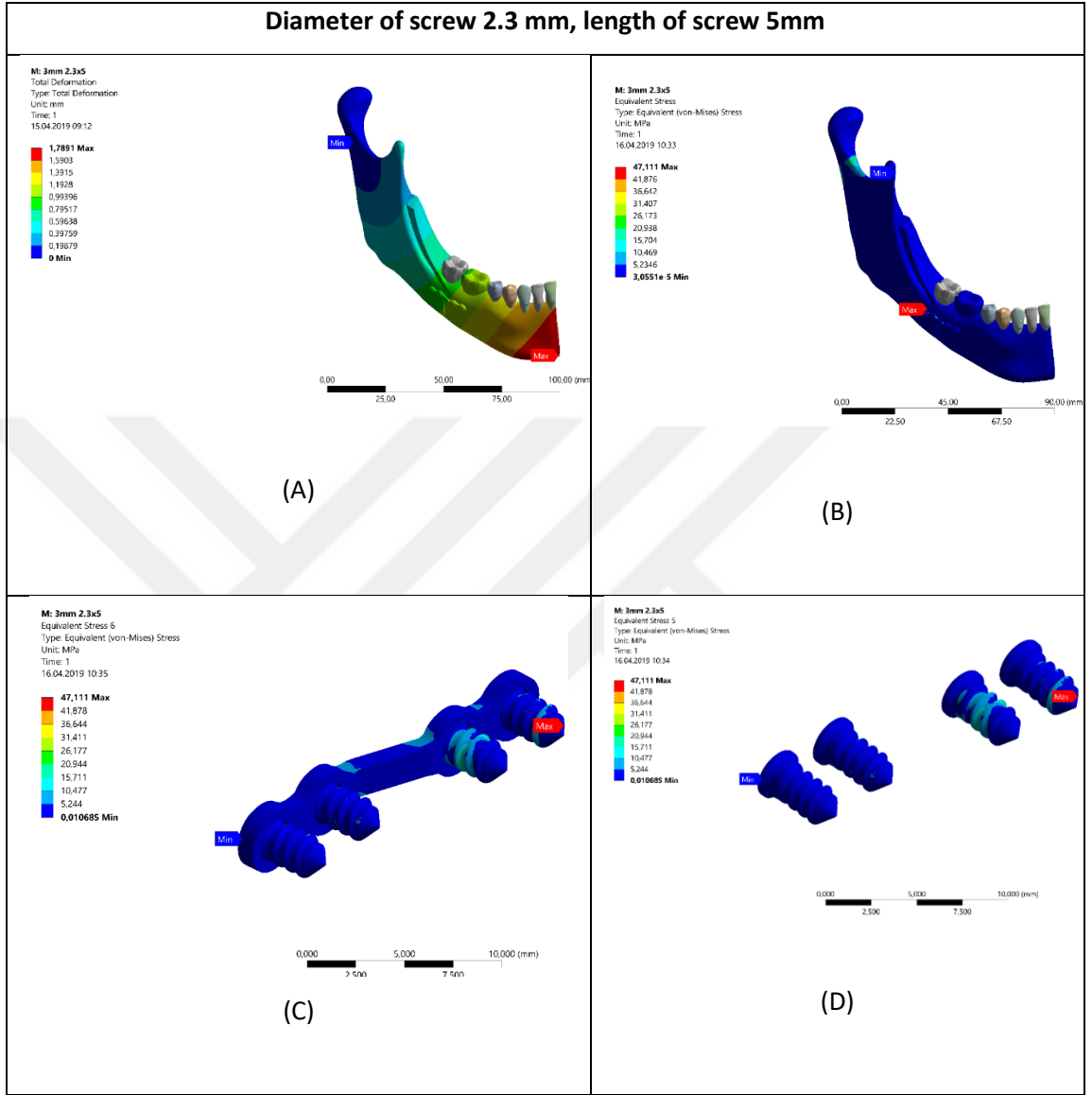
Şekil.6.25: Model 25; kortikal kemik kalınlığı 3 mm, vida çapı 2.3 mm, vida uzunluğu 3 mm

A: Mandibula Toplam Deformasyon Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plağın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]



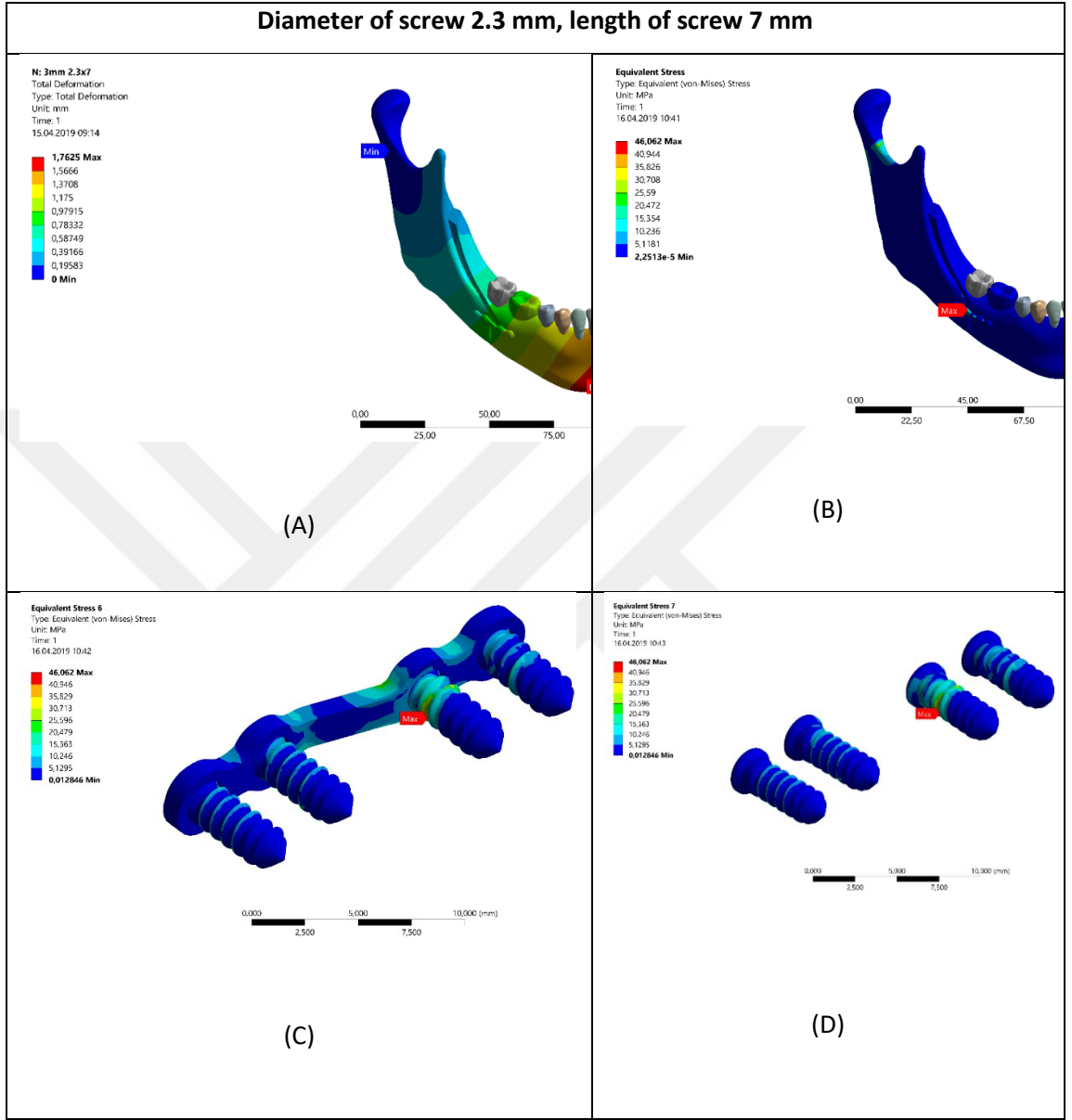
Şekil.6.26: Model 26; kortikal kemik kalınlığı 3 mm, vida çapı 2.3 mm, vida uzunluğu 5 mm

A: Mandibula Toplam Deformasyon Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plâğın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]



Şekil.6.27: Model 27; kortikal kemik kalınlığı 3 mm, vida çapı 2.3 mm, vida uzunluğu 7 mm

A: Mandibula Toplam Deformasyon Dağılımı (mm)

B: Kemiğin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

C: Plâğın Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

D: Vidaların Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

6.1.İstatistiksel Sonuçlar:

Table 6.1 : 1,2,3mm Mandibula Kortikal Kemik Kalınlığında Eşdeğer Stres Dağılımı

<i>Vida Çapı</i> <i>Vida Uzunluğu</i>	1.5 mm	2 mm	2.3 mm
3 mm	95.99	86.87	80.08
5 mm	72.13	73.97	71.73
7 mm	61.93	68.84	69.19

1mm Kortikal Kemik Kalınlığı İçin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

<i>Vida Çapı</i> <i>Vida Uzunluğu</i>	1.5 mm	2 mm	2.3 mm
3 mm	72.31	69.23	64.04
5 mm	60.80	61.67	55.931
7 mm	53.06	58.06	53.08

2mm Kortikal Kemik Kalınlığı İçin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

<i>Vida Çapı</i> <i>Vida Uzunluğu</i>	1.5 mm	2 mm	2.3 mm
3 mm	64.99	62.04	58.13
5 mm	51.06	48.06	47.11
7 mm	50.01	46.02	46.06

3 mm Kortikal Kemik Kalınlığı İçin Eşdeğer Stres Dağılımı [MPa]

Table 6.2 : 1,2,3 mm Kortikal Kemik Kalınlığındaki Mandibulalar İçin Toplam Deformasyon Dağılımı

<i>Vida Çapı</i> <i>Vida Uzunluğu</i>	1.5 mm	2 mm	2.3 mm
3 mm	4.41	4.25	4.15
5 mm	4.02	3.76	3.79
7 mm	3.99	3.74	3.73

1 mm Kortikal Kemik Kalınlığı İçin Toplam Deformasyon Dağılımı [mm]

<i>Vida Çapı</i> <i>Vida Uzunluğu</i>	1.5 mm	2 mm	2.3 mm
3 mm	2.59	2.48	2.44
5 mm	2.35	2.34	2.26
7 mm	2.35	2.34	2.23

2 mm Kortikal Kemik Kalınlığı İçin Toplam Deformasyon Dağılımı [mm]

<i>Vida Çapı</i> <i>Vida Uzunluğu</i>	1.5 mm	2 mm	2.3 mm
3 mm	2.05	1.99	1.87
5 mm	1.83	1.89	1.78
7 mm	1.86	1.79	1.76

3 mm Kortikal Kemik Kalınlığı İçin Toplam Deformasyon Dağılımı [mm]

6.2.İstatistiksel Analiz

Sonuçları analiz etmek için aşağıdaki istatistiksel yöntemleri göz önünde bulundurduk:

1. Araştırma değişkenlerinin meta verileri
2. Çalışma göstergelerinin değişkenlerini karşılaştırmak için istatistiksel Z testi yoluyla parametrik olmayan örnekler için Wilcoxon testi.
3. Eşleştirme ilişkisini test etmek için Ki-Kare ve One Way Anova Testi.
4. Değişkenler arasındaki ilişkiyi bulmak için Pearson R testi.

İstatistiksel anlamlılık 0,05'ten büyükse, farklılıkların ve ilişkilerin değerlendirilmesinde anlamlı bir fark yoktur.

6.2.1.Stres dağılımı ve toplam mandibular deformasyon arasındaki ilişki:

1.5, 2 ve 2.3 mm vida çapları için mandibuladaki stres dağılımı ve toplam deformasyon değişiklikleri arasındaki karşılaştırma Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi kullanılarak elde edildi:

Tablo (6.3) : Çalışma değişkenlerinin ölçümleri için tanımlayıcı istatistikler

	N	Ortalama	Std. Sapma	Minimum	Maksimum
Toplam mandibular deformasyon 1.5mm vida için	9	2.83	1.02	1.83	4.41
Toplam mandibular deformasyon 2mm vida için	9	2.73	0.93	1.79	4.25
Toplam mandibular deformasyon 2.3mm vida için	9	2.67	0.95	1.76	4.15
Eşdeğer Stres Dağılımı 1.5mm vida için	9	64.7	14.37	50.01	95.99
Eşdeğer Stres Dağılımı 2mm vida için	9	63.86	12.72	46.02	86.87
Eşdeğer Stres Dağılımı 2.3mm vida için	9	60.59	11.55	46.06	80.08

Tablo (6.4) : Değişkenler arasındaki Pearson'un işlevleri

Paired Samples Correlations				
		N	Correlation	Sig.
Pair 1	1.5 mm vida çapı için Toplam mandibular deformasyon & Eşdeğer Stres Dağılımı	9	0.753	0.019
Pair 2	2.0 mm vida çapı için Toplam mandibular deformasyon & Eşdeğer Stres Dağılımı	9	0.885	0.002
Pair 3	2.3 mm vida çapı için Toplam mandibular deformasyon & Eşdeğer Stres Dağılımı	9	0.933	0

Tablo 6.5 : Eşdeğer Stres Dağılımı ve Toplam Mandibular Deformasyonun Ölçümlerle Karşılaştırılması

	5. mm vida çapı için Toplam mandibular deformasyon & Eşdeğer Stres Dağılımı	2.0 mm vida çapı için Toplam mandibular deformasyon & Eşdeğer Stres Dağılımı	2.3 mm vida çapı için Toplam mandibular deformasyon & Eşdeğer Stres Dağılımı
Z	-2.666 ^{-b}	-2.661 ^{-b}	-2.662 ^{-b}
Asymp. Sig. (2- tailed)	0.008	0.008	0.008

1. 1.5 mm vida çapı için, eşdeğer stres dağılımı ile toplam mandibular deformasyon arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki vardır. $Z=-2.666$, ortalama anlamlılık ($P = 0.008$), %95 güven düzeyinde ve standart 0.05'ten düşüktür ve korelasyon ilişkisinin $R = 0.753$ olması 1.5 mm vida çapı için eşdeğer stres dağılımı ile toplam mandibular deformasyon arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olduğunu gösterir.
2. 2 mm vida çapı için, eşdeğer stres dağılımı ve toplam mandibular deformasyon arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki vardır. $Z=-2.661$ ve ortalama anlamlılık ($P = 0.008$) %95 güven düzeyinde standarttan düşük (0.05) ve korelasyon ilişkisinin $R = 0.885$ olması, 2 mm vida çapı için eşdeğer stres dağılımı

ile toplam mandibular deformasyon arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olduğunu gösterir.

3. 2.3 mm vida çapı için, eşdeğer stres dağılımı ve toplam mandibular deformasyon arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki vardır. $Z=-2.662$ ve ortalama anlamlılık ($P = 0.008$) %95 güven düzeyinde standarttan düşük (0.05) ve korelasyon ilişkisinin $R = 0.993$ olması, 2.3 mm vida çapı için eşdeğer stres dağılımı ile toplam mandibular deformasyon arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olduğunu gösterir.

6.2.2.Vida Çaplarının Etkisi:

6.2.2.1.Vida çapındaki artış eşdeğer stres dağılımını azaltacak mı?

Eşdeğer stres dağılımı ile vidanın çapı arasındaki ilişkiyi bulmak için Ki-Kare testleri yapılmıştır.

Tablo 6.6: Eşdeğer stres dağılımı ile vidanın çapı arasındaki ilişki için Ki-Kare testleri

Chi-Square Tests			
	Value	Df	Asymptotic Significance (2-sided)
Pearson Chi-Square	54.000 ^a	52	0.398

Tablo, eşdeğer stres ile vidanın çapı arasında bir ilişki olmasa da, Ki-Kare testlerinin değerinin 54.00 ve anlamlılık Sig = P-değeri = 0.398 olduğunu (0.05'ten büyük) gösterir. (Vida çapının artması ile gerilimin azaltılması arasındaki istatistiksel olarak anlamlı ilişki yoktur).

6.2.2.2.Vida çapının artması mandibula deformasyonunu azaltır mı?

Çene deformasyonu ile vida çapı arasındaki ilişkiyi belirlemek için Ki-Kare testleri yapılmıştır.

Tablo (6.7) : Mandibular deformasyon ile vidanın çapı arasındaki ilişki için Ki-Kare Testleri

Chi-Square Tests

	Value	df	Asymptotic Significance (2-sided)
Pearson Chi-Square	54.000 ^a	48	0.256

Tablo, Ki-Kare Testlerinin değerinin 54.00 ve anlamlılığın Sig = P-değeri = 0.256 olduğunu göstermektedir (0.05'ten büyük); bu, mandibular deformasyon ile vidanın çapı arasında bir ilişki olmadığı anlamına gelir (Vida çapının artması ile toplam mandibular deformasyonun azalması arasındaki ilişki istatistiksel olarak anlamlı değildir).

Vidanın çapına bağlı olarak, deformasyonun toplam varyansındaki farkı göstermek için başka bir test yapıldı (One WAY Anova) ve sonuçlar aşağıdaki gibidir:

Tablo 6.8 : Vidanın çapına bağlı olarak deformasyonun toplam varyansında farklılık göstermek için

One Way Anova testi

ANOVA

	Sum of Squares	Df	Mean Square	F	Sig.
Gruplar arası	0.117	2	0.058	0.062	0.94
Grup içi	22.464	24	0.936		
Toplam	22.581	26			

Tablo, mandibula toplam deformasyon değişikliklerinde fark varyansının değerinin $F = 0.062$ ve anlamlılığın $\text{Sig} = P\text{-değeri} = 0.940$ anlamlı olduğunu (bu değerin 0.05'ten büyük olduğunu) ve bu nedenle toplam mandibular deformasyonundaki varyansda vida çapına (1,5, 2 veya 2,3 mm) göre farklılık olmadığını göstermiştir.

6.2.3. Vida uzunluklarının etkisi:

6.2.3.1. Vida uzunluklarının artması ve mandibuladaki eşdeğer stres dağılımı

Vida uzunluklarının artırılması, mandibuladaki eşdeğer stres dağılımını etkilememektedir. Stres ve vida uzunluğu arasındaki ilişkiyi bulmak için Ki-Kare testleri yapılmıştır.

Tablo 6.9 : Eşdeğer stres dağılımı ile vidanın uzunluğu arasındaki ilişki için Ki-Kare Testleri

Chi-Square Tests			
	Value	df	Asymptotic Significance (2-sided)
Pearson Chi-Square	18.000 ^a	16	0.324

Tablo, Ki-Kare testlerinin değerinin 18.00 olduğunu ve anlamlılığın $\text{Sig} = P\text{ değeri} = 0.324$ olduğunu göstermektedir (0.05'ten büyük); bu, vida uzunluğu ile mandibula üzerindeki eşdeğer gerilme dağılımı arasında bir ilişki olmadığı anlamına gelir (yani, mandibulada vida uzunluğunun artması ile stres dağılımının azalması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki yoktur).

6.2.3.2 Vida uzunluğunun artması ve mandibular deformasyon:

Vida uzunluğu ile mandibuladaki toplam deformasyon arasındaki ilişkiyi bulmak için Ki-Kare testleri yapılmıştır.

Tablo 6.10 : Toplam mandibular deformasyon ile vidanın uzunluğu arasındaki ilişki için Ki-Kare Testleri

Chi-Square Tests

	Value	df	Asymptotic Significance (2-sided)
Pearson Chi-Square	19.000 ^a	16	0.359

Tablo, Ki-Kare testlerinin değerinin 19.00 ve anlamlılığın Sig = P-değeri = 0.359 olduğunu (0.05'ten büyük), vida uzunluğu ile mandibulanın toplam deformasyonu arasında bir ilişki olmadığını göstermektedir.

Vida uzunluğunun mandibula toplam deformasyonu üzerindeki etkisini göstermek için başka bir istatistiksel analiz yapıldı:

Tablo 6.11: Vida uzunluğunun mandibula toplam deformasyonu üzerindeki etkisini gösteren Anova testi
ANOVA

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Gruplar arası	0.134	2	0.067	0.055	0.947
Grup içi	7.335	6	1.223		
Toplam	7.469	8			

Tabloda F = 0.055 ve istatistiksel anlamlılığı Sig = 0.947(0.05'ten büyük) olduğu gösterilmektedir ve bu, mandibulanın toplam deformasyonu ile vida uzunluğu arasında anlamlı fark olmadığı anlamına gelir. Bu, vida uzunluğu artışının mandibulanın yer değiştirmesinin azaltılmasını önemli derecede etkilenmediği anlamına gelir.

6.2.4.Mandibulanın kortikal kemik kalınlığı değişiminin etkisi

Kortikal kemik kalınlığı ile mandibula deformitesi arasındaki ilişkiyi bulmak için Pearson's R testi yapılmıştır ve sonuçlar aşağıdaki gibidir:

Tablo 6.12 : Kortikal kemik kalınlığı ile mandibula deformitesi arasındaki Pearson R testi ilişkisi

		Value	Asymptotic Standardized Error ^a	Asymptotic Significance
Interval by Interval	Pearson's R	0.947	0.022	.000 ^c

Tablo, Pearson's R 94.0 ve anlamlılık Sig = P-değeri = 0.000 (0.05'ten küçük) olduğunu gösterir ve bu, kortikal kemik kalınlığının mandibular deformite ile ilişkili olduğu anlamına gelmektedir. (yani, kortikal kemik kalınlığı ile toplam mandibular deformasyon arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki vardır).

Kortikal kemik kalınlığı (1-2-3 mm) ile mandibula toplam deformasyon değerleri arasındaki korelasyonu kontrol etmek için One WAY Anova testi yapıldı ve sonuçlar aşağıdaki gibidir:

Tablo 6.13 : Kortikal kemik kalınlığı (1-2-3 mm) ile total mandibular deformasyon arasındaki korelasyonu kontrol etmek için One Way Anova testi

ANOVA

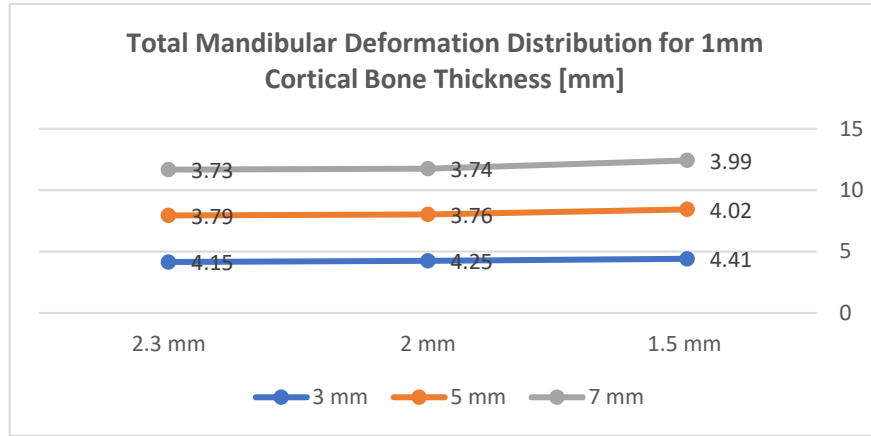
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Gruplar arası	7.304	2	3.652	132.626	.000
Grup içi	0.165	6	0.028		
Toplam	7.469	8			

Tablo, alt çenenin tüm değişkenlerinin değişimindeki farkların değerinin, $F = 132.6$ ve anlamlılığın $\text{Sig} = P\text{-değeri} = 0.000$ (0.05 'ten küçük) olduğunu göstermektedir. Bu toplam mandibular deformasyon değişikliklerinde kortikal kemik kalınlığına göre anlamlı bir farklılık olduğu anlamına gelir.

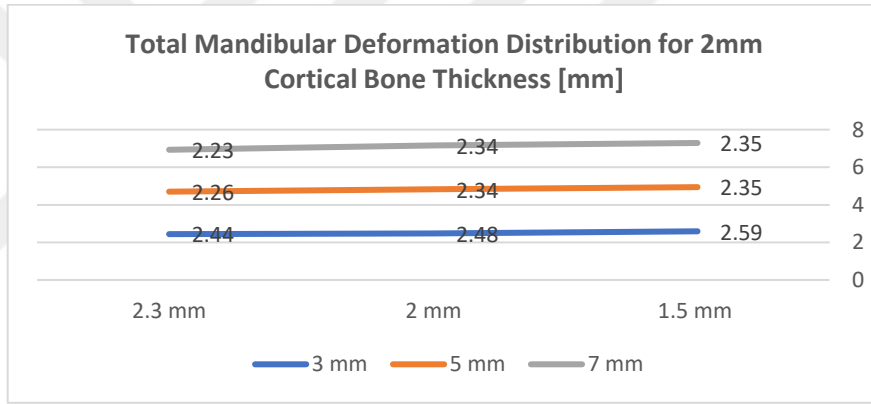
Tablo 6.14 : Scheffe testi
Toplam mandibular deformasyon

Scheffe^a

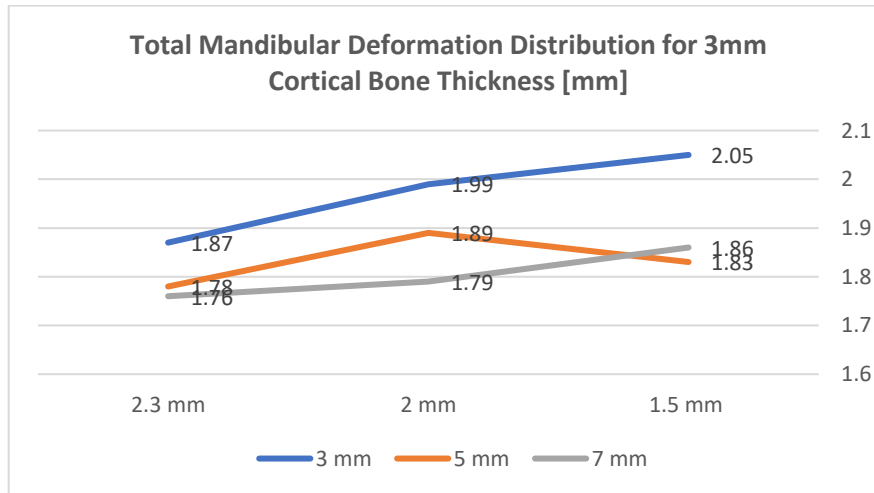
Gruplar	N	Subset for alpha = 0.05		
		1	2	3
3 mm kortikal kemik kalınlığı	3	1.8689		
2 mm kortikal kemik kalınlığı	3		2.3756	
1 mm kortikal kemik kalınlığı	3			3.9822



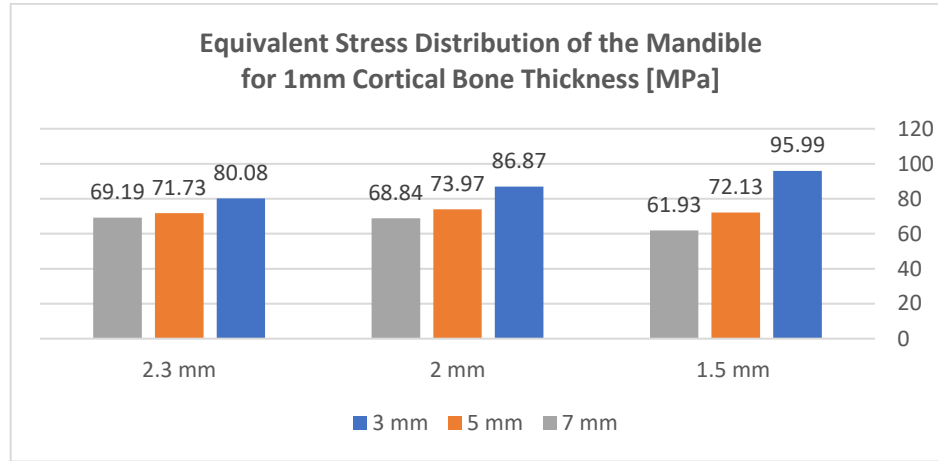
Şema 6.1: 1mm kortikal kemik kalınlığı için toplam mandibular deformasyon dağılımı [mm]



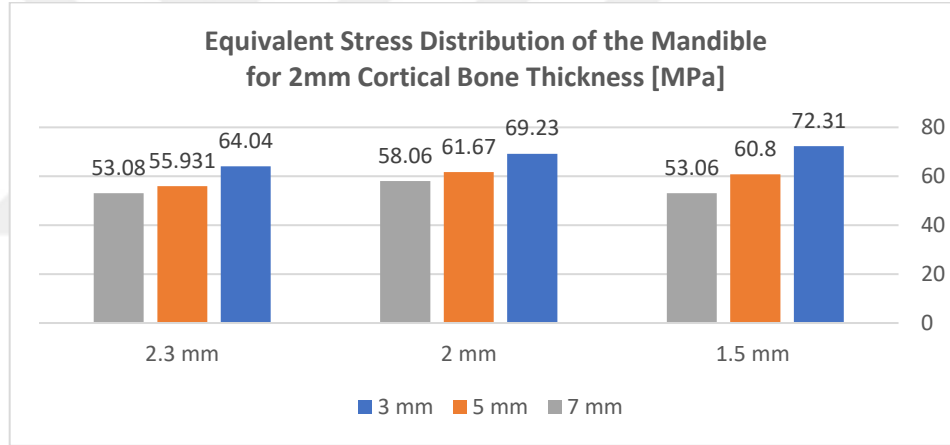
Şema 6.2: 2 mm kortikal kemik kalınlığı için toplam mandibular deformasyon dağılımı [mm]



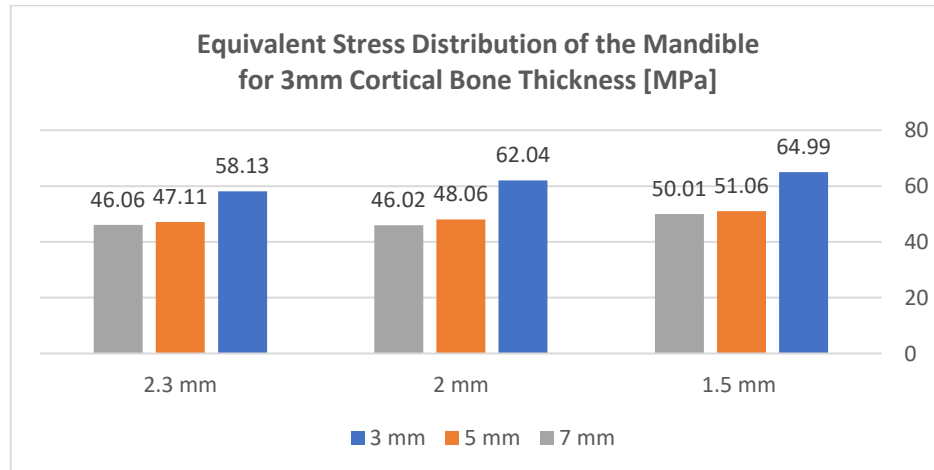
Şema 6.3: 3 mm kortikal kemik kalınlığı için toplam mandibular deformasyon dağılımı [mm]



Şema 6.4: 1mm kortikal kemik kalınlığı için mandibulaki eşdeğer stres dağılımı [MPa]



Şema 6.5: 2 mm kortikal kemik kalınlığı için mandibulaki eşdeğer stres dağılımı [MPa]



Şema 6.6: 3 mm kortikal kemik kalınlığı için mandibulaki eşdeğer stres dağılımı [MPa]

7.TARTIŞMA

7.1.Model oluşturma:

Mandibula modeli önceki çalışmalarla aynı şekilde inşa edildi. 3D sanal mandibula modeli oluşturmak için canlı hasta mandibulasının BT görüntüsü kullanıldı. 1999'da Maurer ve arkadaşları, kortikal ve süngerimsi tabakaları içeren ancak dişi olmayan, 19845 elementten oluşan bir hemi-mandibula geliştirmiştir. (39). Diğer birçok çalışmada mandibula izotropik olarak yapıldı ve çalışmanın analizini kolaylaştırmak için dişler içermiyordu. (24). 2016 yılında, Stringhini ve ark. 1489170 elementten oluşan kortikal ve süngerimsi tabaka, diş, pulpa ve periodontal doku ile tam bir mandibula geliştirmiştir. Bizim çalışmamızdaki mandibulalar, yarı mandibula olup, kortikal, süngerimsi kemik ve tam dişleri içeren yüksek detaylandırılmış 583041 elementten oluşmaktadır; ancak SEA çalışmalarında önemi olmayan diş pulpaları ve diş eti dokusunu içermemektedir. Fiksasyon plakları KLS Martin üreticisinin 2.00 miniplak ölçümüne göre geliştirilmiştir, ancak plak deliğinin çapı ilgili vidaya göre değiştirildi.

7.2.Materyal ve Metot:

Bu çalışmada, farklı kortikal kemik kalınlığına sahip üç mandibula için farklı vida boyutları kullanılarak sagittal split ramus osteotomisi fiksasyon sisteminin biyomekanik stabilitesini araştırmak için Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) kullanılmıştır. Üç farklı kortikal kemik kalınlığına sahip üç çene kopyalandı. Kortikal kemik kalınlığı 1 mm, 2 mm, 3 mm idi. Tüm mandibulalar için bilgisayar modelinde sagittal split osteotomi yapıldı ve 5 mm mandibular ilerletme uygulandı. SEA çalışmalarının çoğunda^(46, 83-85) sagittal split ramus osteotomisi (SSRO) ve 5 mm ilerletme kullanırken, birkaç tanesinde⁽⁸⁶⁾ SEA analizi yapmak için sagittal split ramus osteotomi ve mandibular gerileme kullanılmıştır.

Mandibulanın biyomekanik hattına (Champys hattı) yerleştirilen bir adet 4 delikli titanyum plak ile farklı uzunluklarda (3mm, 5mm, 7mm) ve farklı çaplarda (1.5mm, 2mm, 2.3mm) vidalar kullanılarak fiksasyon yapıldı.

Malzeme özelliklerinin seçimi, Giesen EB⁽⁸¹⁾, Misch CE⁽⁸²⁾ ve Schwartz-Dabney CL⁽⁷³⁾ gibi diğer çalışmaların ortalamasından alındı ve bu değer gerçeğe en yakın olanıdır.

Tüm vidalar ve plaklar için malzeme özellikleri sabit ve 4428.8 kg / m³ yoğunluklu 104.8Gpa olan Ti-6Al-4V'ye benzer, kortikal kemik için 2000 kg / m³ yoğunluklu 17 Gpa ve süngerimsi kemik için 1500 kg / m³ yoğunluğunda 300 MPa'dır.

Bu çalışma uygulanan kuvvet kademeli olarak 0-250 N'den itibaren artmaktadır ki bu ortognatik ameliyattan 3-4 hafta sonra mevcut maksimum kuvveti temsil etmektedir. Gerlach 1984'te⁽⁸⁷⁾ mandibula angulosa kırığı olan hasta grubundaki çiğneme kuvvetleri araştırmış ve redüksiyon ve plakla fiksasyon sonrası postoperative 2. günde molar bölgedeki kuvveti 64N, postoperatif 7. günde 92N ve bir ay sonra 187N olduğunu bulmuştur. Operasyondan 3 ay sonra ısırma kuvvetlerinin orijinal değerinin % 98'i geri gelmektedir.

Ortognatik cerrahide, birkaç çalışma⁽⁸⁸⁻⁸⁹⁾ oklüzal kuvvetlerde belirgin bir azalma olduğunu ve 6-24 ay sonra kademeli iyileşme olduğunu bildirmektedir. Bu düşüş ağrı, rahatsızlık ve TME'nin pozisyonel instabilitesi (sabit olamaması) nedeniyledir. Pistner ve Kukiz⁽⁹⁰⁾ tarafından yapılan bir çalışmada, sagittal split ramus osteotomisinden sonra çiğneme kuvvetlerini izlemek için bir bilgisayar değerlendirmesi kullanılmıştır ve sonuç olarak ameliyattan 1 hafta sonra 21 ± 14 N'den 6. haftada 65 ± 43 N'ye yükselmiştir. Mandibulada yapılan cerrahi ayrıca çiğneme kaslarını da etkiler. Raustia ve Kyosti⁽⁹¹⁾, ameliyattan 6 hafta sonra maksimum sıkma sırasında maseter ve temporal kas aktivitesindeki azalmayı tanımlamaktadır ve bu aktivite ameliyattan bir yıl sonra net bir şekilde artmaktadır. Albougha ve arkadaşları, dentofasiyal deformiteleri olan hastalarda ısırma kuvvetini temsil ettiği için posterior dişlere 500 N'lık bir yük uygulamıştır. Bu

miktardaki yük, ortognatik cerrahi sonrası postoperatif ilk 3-4 hafta içerisinde kemik iyileşmesi konsolide olmaya başlayana kadar ki sürede mevcut değildir.

Çalışmamızda kondil, hareketi önlemek için her yönde kısıtlandı ve fonksiyon sırasında ısırma kuvvetini simüle etmek için molar bölgeye vertikal yönde yük uygulandı. Fiksasyon tipi ve yük uygulaması Maurer ve arkadaşları⁽⁹²⁻⁹³⁾ ve Bohluli ve arkadaşları⁽⁹⁴⁾ ile benzerlik göstermektedir. Diğer çalışmalar⁽⁹⁵⁾, ön dişlere yük uygularken, Stringhini⁽⁸⁴⁾ ve arkadaşları, mandibulanın fizyolojik hareketini temsil eden mandibulaya bağlı kaslarla (temporalis-235N, medial pterygoid kas-145N, masseter kas 151N) kuvvetler oluşturmuştur.

Bu çalışma, her bir mandibulada bir plak ve farklı uzunluk ve çapta 9 vida kullanarak, üç farklı mandibula tipindeki (kortikal kemik kalınlığı 1mm, 2mm, 3mm) fiksasyon tekniğini karşılaştırmaktadır. Literatürdeki farklı SEA çalışmaları, mandibulanın kortikal ve süngerimsi kemik tabakasını önemsememekte ve onlara aynı malzeme özelliklerini vermektedir ^(84-86, 92-93), diğerleri ise kortikal ve süngerimsi kemik özellikleri arasındaki farkları dikkate almaktadır ^(57, 83, 96). Miyawaki ve arkadaşları⁽⁹⁷⁾ ve Moon ve arkadaşları⁽⁹⁸⁾ tarafından yapılan bir çalışmada kortikal kemik kalınlığının ortodontide kullanılan mini implantların başarısında önemli bir faktör olduğunu bildirmişlerdir. SSRO'daki fiksasyon tekniğimizin stabilitesi ortodontik mini vidaya biyomekanik olarak benzer olduğundan, kortikal kemik kalınlığı fiksasyon aletinin stabilitesinde ve sonradaki mandibular deformasyon ve relapsta önemli bir rol oynar.

Ayrıca, Moon ve arkadaşları⁽⁹⁸⁾ ve Özdemir ve arkadaşları⁽⁹⁹⁾ tarafından yapılan bir çalışmada, kortikal kemik kalınlığı ile hastanın yüz açısı arasında yüksek korelasyon bulmuşlardır, yani high-angle deneklerde mandibula, low-angle deneklere göre daha düşük kortikal kemik kalınlığına sahiptir ve ortodontik mini vida başarısızlık oranı daha yüksektir.

7.3.Sonuçlar:

Çalışmamızda vidalar veya plaklar üzerindeki eşdeğer stres dağılımını karşılaştırmadık, çünkü hiçbir model 250N uygulamalı kuvvet altında 610MPa olan titanyumun gerilme mukavemetini aşmamaktadır.

7.3.1.Stres dağılımı ve total mandibular deformasyon arasındaki ilişki

Sonuçlarımıza göre üç kortikal kemik kalınlığına sahip tüm mandibularda eşdeğer stres dağılımı toplam mandibular deformasyonla doğrudan ilişkilidir. Bunun anlamı, mandibula kemiğe iletilen stresi artırmak, kullanılan fiksasyon tekniği (1.5, 2, 2.3 mm'lik vidalar için) ne olursa olsun mandibuladaki yer değiştirmeyi artıracak ve kortikal kemikte daha az gerilim oluşturan fiksasyon vidası daha stabil olacaktır. Bu, Stringhini ve arkadaşları⁽⁸⁴⁾ ve Hassan ve arkadaşları⁽¹⁰⁰⁾ ile benzer sonuçları göstermektedir.

Stringhini ve arkadaşlarının⁽⁸⁴⁾ çalışmasında 9 farklı osteosentez türü karşılaştırılmıştır. Yer değiştirme direnci distal segment stabilken proksimal segmentte ölçülmüştür. Çalışmada, kilitli mini plaklarda gerilimin daha iyi dağıldığını bulunmuş, böylece kemiğe daha az miktarda gerilim iletilmekte ve daha az miktarda mandibular yer değiştirme meydana gelmektedir, ancak kilitleme sistemindeki vidalar daha yüksek gerilim konsantrasyonu ortaya koymaktadır. Sonuç olarak, en düşük yer değiştirmeye sahip modelin ters L şeklinde yerleştirilen bikortikal vidaların yerleştirildiği model olduğunu bulmuşlardır.

7.3.2 Vida Çaplarının Etkisi

Maurer ve arkadaşlarının⁽⁹²⁾ çalışmasında, sagittal split osteotomideki farklı vida çaplarını karşılaştıran bir SEA yapmışlardır. 2 mm veya 1.5 mm çapında üç bikortikal vida kullanılmış ve SSRO'dan sonra fiksasyon için iki konfigürasyonda yerleştirilmiştir: lineer biçimde ve üçgen biçiminde. 5 mm kalınlığında süngerimsi kemik ve 3 mm kortikal kemik

içeren bir mandibula kullanılmıştır. Sonuç olarak, SSRO'dan sonra 2.00 mm çapındaki vidaların yeterli stabilite sağlayabildiklerini ve hatta 1.5 mm çapında vidaların bile, SSRO'dan sonra ilk haftalarda genelde hasta tarafından ulaşamayan 89.5 N'ye kadar olan kuvvete dayanabildiklerini bulmuşlardır. Bu çalışmanın bizim çalışmamızdan farkı, onlar farklı çaplarda bikortikal vidaları kullanılırken, biz bir plak ve farklı çaplarda dört vidayı kullandık, ancak her iki çalışmada 1.5 mm vidanın SSRO'dan sonra çiğneme kuvvetine dayanabildiğini gösteriyor.

Schwimmer ve arkadaşlarının⁽¹⁰¹⁾ çalışmasında kadavra mandibulasında SSRO'da 2.7 mm ve 2 mm vidaları karşılaştırmıştır. Her iki vida çapının da hiçbir fark olmadan benzer stabiliteye sahip olduğunu bulmuşlardır. Ayrıca Obied ve Lindquist⁽¹⁰²⁾, kuru mandibalarda SSRO fiksasyonu için 2.00 mm ve 2.7 mm vidaların stabilitesini karşılaştırmış ve iki vida arasında fark bulunamamıştır.

2014 yılında yayınlanan Sindel ve arkadaşlarının⁽⁸⁶⁾ SEA çalışmasında, SSRO sonrası fiksasyon için 1.5 mm ve 2 mm'lik bikortikal vidalar karşılaştırılmıştır. Çalışmada molar-premolar bölgeye 200N kuvvet uygulamış ve hem ileri hem de geri alınan mandibular pozisyonlarda ortalama mandibula stabilizasyonunda kullanılan 1.5 ve 2 mm vidalar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Bununla birlikte, Leonard⁽¹⁰³⁾ vida ve kemik arasındaki yüzey alanını hesapladığında, yüzey alanını arttırmanın basınca direnç yeteneğini artırabileceğini bulmuştur. Ayrıca, Shetty ve arkadaşları⁽¹⁰⁴⁾, SSRO'da 2.4 mm vidanın 2 mm vidadan daha iyi stabilite gösterdiğini bulmuşlardır.

Sonuçlarımıza göre, vidanın çapının arttırılması, mandibuladaki stres dağılımını azaltacaktır ve ardından mandibulanın toplam deformasyonunu azaltacaktır, ancak bu azalma beklendiği gibi yüksek olmamıştır, bu nedenle istatistiksel olarak önemsizdir. Fakat 1 mm kalınlığındaki kortikal kemiğe yerleştirilmiş 1 no'lu model (3 mm çap ve 1,5 mm uzunluğunda vida ile sabitlenmiş) ve 2 no'lu model (2 mm çap ve 1,5 mm uzunluğunda vida ile sabitlenmiş)

için kemikteki eşdeğer stres (95,99 MPa, 86,87 MPa) kortikal kemiğin kritik değerinden (85MPa) ^(92, 95) daha fazladır.

7.3.3 Vida uzunluğunun etkisi:

Bu çalışmanın bir amacı da vida uzunluğunun azalma olasılığını analiz etmek ve SSRO'da vida yerleştirme sırasındaki kök ve sinir hasarı riskini en aza indirmek, böylece işlemin cerrahın cerrah için kolay ve hastalar için güvenli olmasını sağlamaktır. Çalışmamızda aynı kortikal kalınlığa sahip modellerde, 3 mm ile 7 mm vida uzunluğu arasında fiksasyon stabilitesi açısından istatistiksel olarak bir fark bulunmadı.

Bu sonuçlar Wu TY ve arkadaşlarının⁽¹⁰⁵⁾ ortodontide geçici ankraj için kullanılan mini implant vidasının uzunluğu ve çapının etkisini araştırdıkları çalışmasının sonuçları ile uyumludur. Çalışmada vida uzunluğunun implant başarısızlığı ile ilgili olmadığını bildirmişler ve 1.4 mm'den daha fazla çapa sahip mini vidaların kullanılmasını önermişlerdir. Kuroda S ve arkadaşları⁽¹⁰⁶⁾ tarafından yapılan bir başka çalışmada, 75 hastada yerleştirilmiş 116 mini implantın başarı oranı ile mini implant uzunluğu arasında bir ilişki olmadığı gösterilmiştir.

Haug R. ⁽¹⁰⁷⁾ vida sayısının ve uzunluğunun (iki plak sistemi ve 4, 8, 12, 16 mm uzunluklarında ve 2 mm çapındaki vidaları kullanarak) gerilme üzerindeki etkisini incelemiş ve adaptasyon plaklarında (kompresyon plağı olmayan) vida uzunluğunun ağırlık direnci miktarında rol oynamadığını bulmuştur.

Fernandes ve arkadaşlarının ⁽¹⁰⁸⁾ “Vida Uzunluğu ve Kemik Kalınlığının Geçici İmplantların Stabilitesine Etkisi” başlıklı bir çalışmada, 2 uzunluktaki (6-8mm) toplam 96 adet self-drilling geçici vida farklı kortikal kalınlıklardaki (1 ila 8 mm) poliüretan bloklar, sığır femurları ve tavşan tibialarına yerleştirilmiş ve kortikal kemik kalınlığı azalmış olsa bile farklı uzunluklardaki geçici vidalarla klinik ihtiyaçlar için yeterli stabilite sağlandığı bulunmuştur.

Bununla birlikte, farklı literatürlerde vida uzunluğunun stabilite üzerindeki etkisi incelenmiştir ve vida uzunluğunun artmasının stabilitesini artıracığı bulunmuştur. Sarul ve arkadaşlarının ⁽¹⁰⁹⁾ yaptığı bir çalışmada, 20-29 yaşları arasındaki kadın hastalara yerleştirilen geçici intraoral iskelet ankraj aparatının (Temporary Anchorage Device TAD) uzunluğunun stabilite üzerindeki etkilerini analiz etmişlerdir. İki farklı vida uzunluğu (6mm-8mm) uygulanmış ve sol ve sağ kadran olmak üzere rastgele mandibulalara yerleştirilmiştir. Sonucunda 8 mm ortodontik mini vidaların 6 mm'den çok daha stabil olduğunu tespit edilmiştir. Önceki literatürlerin çoğu, SSRO sonrasında kullanılan mini plak ve vidalardan yükleme mekanizması (yön ve büyüklük) farklı olan TAD' nın uzunluğunun stabilite üzerindeki etkisini araştırmıştır. Bizim bilgimize göre, SSRO'dan sonra mini plak ile kullanılan vida uzunluğunun stabiliteye etkisi hakkında daha önce yapılan bir çalışma yapılmamıştır.

Çalışmamıza göre, vidanın uzunluğunun artması, mandibuladaki stres dağılımını azaltacaktır ve ardından mandibulanın toplam deformasyonunu azaltacaktır, ancak bu azalma beklendiği gibi yüksek değildir ve bu nedenle istatistiksel olarak önemsizdir.

7.3.4 Mandibulanın kortikal kemik kalınlığı varyasyonunun etkisi:

Mandibulada çeşitli kortikal kemik kalınlıkları mevcuttur. Katranji ve arkadaşları⁽⁷⁵⁾ ortalama bukkal plak kalınlığını ölçmüşler ve dişsiz hastada molar bölgede 2.06 mm, premolar bölgede 1.78 mm, anterior bölgede 1.36 mm, dişli hastada ise molar bölgede 1.98 mm, premolar bölgede 1.20 mm, anterior bölgede ise 0.99 mm olarak bulmuşlardır, bu nedenle çalışmamızda üç kortikal kemik kalınlığı (1 mm, 2 mm, 3 mm) değerlendirildi.

Çalışmamızın sonuçlarına göre kortikal kemik kalınlığı ile mandibulanın toplam deformasyonu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulundu. Ancak, 1mm kortikal kemik kalınlığına sahip, vida uzunlukları 3mm, 5mm, 7mm ve çapları 1.5mm, 2mm, 2.3mm olan bir plak sistemi ile sabitlenmiş ilk 9 modelin tümü için, toplam mandibular yer değiştirme 3mm'den daha fazla olarak bulundu. Bu maksimum kabul edilebilir yer

değiştirme oranından (3mm) fazladır^(84-85, 110). Bu nedenle kullanılan vidanın boyutu ne olursa olsun mandibulada 1 mm kortikal kemik kalınlığında bir plak fiksasyonu yeterli değildir ve ilave fiksasyon teknikleri gereklidir (iki plak, bir plaka ve bir bikortikal vida vb.). Bu ince kortikal kemik kalınlığına genellikle high-angle hastalarda, normal ve low-angle hastalarına göre daha fazla rastlanır. ⁽⁹⁹⁾ Bu, bir plakla sabitlenmiş high-angle hastada fiksasyon stabilitesinin kaybına işaret edebilir ve high-angle hastaların, normal ve low-angle hastalar ile karşılaştırıldığında yüksek relaps oranına sahip olmasında bir rol oynayabilir.⁽¹¹¹⁾ Bu yüzden cerrah, high-angle hastalarda kullanılan fiksasyon yöntemlerinin farkında olmalıdır.

Fernandes ve arkadaşlarının ⁽¹⁰⁸⁾ yaptığı bir çalışmada, vida uzunluğunun ve kortikal kemik kalınlığının ortodontik mini vidaların stabilitesi üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucuna göre, kortikal kemik kalınlığı ile yerleştirme torku arasında doğrudan bir ilişki olduğunu ve kansellöz kemik ile birlikte 1 mm kalınlığında kortikal kemiğin ortodontik mikro implantlar için yeterli mekanik stabiliteyi sağladığını bulmuşlardır. Bu, SSRO'dan sonra TAD ve plak fiksasyonu arasındaki farklı yük mekanizmalarıyla açıklanabilir.

Thiele ve arkadaşlarının⁽¹¹²⁾ tarafından yapılan bir başka çalışmada, osteoporotik kemikte kortikal vidaların stabilitesini etkileyen faktörler araştırılmışdır, 45 ile 96 yaşları arasındaki kadınların kadavralarından 18 femoral kemik kullanılmış çalışmada, kortikal tabakanın kalınlığının ve mineral yoğunluğunun, insan osteoporotik kortikal kemikteki bir vidanın stabilitesini etkileyen ana faktörlerden biri olduğu sonucuna varmışlardır.

Palana J.C ve arkadaşlarının ⁽¹¹³⁾ yaptığı bir çalışmada, kortikal kemik kalınlığındaki azalmanın, mini vidaların yer değiştirmesinde ve kortikal kemikte maksimum strese artışa ve trabeküler kemikte daha belirgin bir artışa yol açtığını bulmuşlar.

7.4 Çalışmamızın limitasyonları:

SEA çalışması, SSRO sonrası fiksasyon sistemlerini değerlendirmek için basit ve güvenilir bir metottur, ancak mevcut çalışmamızın belirli kısıtlamaları vardır. Bunlar:

I-Bu fiksasyon sistemi, molar bölgeye vertikal kuvvetler uygulanarak test edildi, ancak gerçekte, oklüzal kuvvetler ve mandibula bağlı çok sayıda kas tarafından mandibulanın çeşitli alanlarına vertikal, lateral ve rotasyonel kuvvetlerinden oluşan karma kuvvetler uygulanmaktadır.

II- Plaklar ve vidalar, inflamasyon ve enfeksiyon gibi çevresel değişikliklerden etkilenebilir ve bu SEA'da canlandırılmayabilir.

III- Çalışmamızda plak tasarımları önceden biçimlendirildi, ancak klinik uygulamada plaklar kemiğe adapte edilmeden önce birçok kez bükülmektedir, bu malzeme özelliklerine etki edebilir.

IV- Plaklar, fonksiyondaki gibi tekrarlanan yüklere değil, 5 saniye boyunca tek sürekli yüke maruz bırakıldı.

V- SEA'daki kemik, kortikal ve süngerimsi kemikten oluşan homojen, izotropik olarak kabul edilirken, gerçekte anizotropiktir.

8.SONUÇ

- I. Vida boyutu (çap ve uzunluk) kemik üzerindeki gerilimin azalması ve mandibulanın toplam deformasyonu ile belirgin bir şekilde ilişkili değildir.
- II. Ortalama stress dağılımı açısından vida uzunluğunun arttırılması vida çapının arttırılmasından daha iyidir, ancak istatistiksel olarak anlamsızdır.
- III. Kortikal kemik kalınlığı ve toplam mandibular deformasyon direk olarak ilişkilidir.
- IV. Mandibulada ince kortikal kemik varlığında (genellikle yüksek dikey mandibula açısı ile birlikte rastlanır) bir plak fiksasyonu okluzal kuvvetlere dayanamayabilir ve ek fiksasyon sistemi gerekebilir.
- V. Plağı kalın kortikal kemiğe yerleştirmek (Champy'nin biyomekanik çizgilerinde kalarak) vidanın boyunu ve çapını arttırmaktan daha iyidir.

Sonuç olarak:

- Fiksasyonun başarısızlığı fiksasyon sisteminde çok kemik kalınlığından kaynaklanmaktadır.
- Klinisyen, SSRO'da mandibulanın ince kortikal tabakası ve yüksek fiksasyon başarısızlığı riskinin farkında olmalıdır (normal ve high angle hastalarda).

9.REFERANSLAR

1. William R. Proffit RPW, David M. Sarver. Contemporary Treatment of Dentofacial Deformity. St.Louis, Missouri, USA: MOSBY; 2013.
2. Laufer D, Glick D, Gutman D, Sharon A. Patient motivation and response to surgical correction of prognathism. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1976;41(3):309-13.
3. Stirling J, Latchford G, Morris DO, Kindelan J, Spencer RJ, Bekker HL. Elective orthognathic treatment decision making: a survey of patient reasons and experiences. *J Orthod.* 2007;34(2):113-27; discussion 1.
4. Soh CL, Narayanan V. Quality of life assessment in patients with dentofacial deformity undergoing orthognathic surgery--a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2013;42(8):974-80.
5. Hullihen SP. Case of Elongation of the under Jaw and Distortion of the Face and Neck, Caused by a Burn, Successfully Treated. *Am J Dent Sci.* 1849;9(2):157-65.
6. Hullihen S. Case of elongation of the under jaw and distortion of the face and neck, caused by a burn, successfully treated. *Am J Dent Sci.* 1849;157-165(9).
7. Angle E. Double resection of lower maxilla. *Dental Cosmos.* 1898;40:635-8.
8. Blair VP. Report of a case of double resection for the correction of protrusion of the mandible. *J Dent Cosmos.* 1906;48:817.
9. Blair VP. *Surgery and Diseases of the Mouth and Jaws*: CV Mosby; 1917.
10. Ballin M. Double resection for treatment of mandibular protrusion 1908.
11. Cryer M. Studies of anterior and posterior occlusion of the teeth, with suggestions as to treatment. *J Dent Cosmos.* 1913;55:673.
12. Harsha W. Prognathism, with operative treatment. *J Journal of the American Medical Association.* 1912;59(23):2035-8.
13. Dufourmentel L. *Le traitement chirurgical du prognathisme*: Masson et Cie, Éditeurs; 1921.
14. Kostecka F. Surgical correction of protrusion of the lower and upper jaws. *J The Journal of the American Dental Association.* 1928;15(2):362-4.
15. Kostečka F. A contribution to the surgical treatment of open-bite. *J International Journal of Orthodontia Dentistry for Children.* 1934;20(11):1082-92.
16. Limberg A. Treatment of open-bite by means of plastic oblique osteotomy of the ascending rami of the mandible. *J Dent Cosmos.* 1925;67:1191-200.
17. Bruhn C. The surgical-orthopedical removal of the deformations of the jaws. *Christian J International Journal of Orthodontia, Oral Surgery Radiography.* 1927;13(1):65-79.
18. Kazanjian VH. Surgical treatment of mandibular prognathism. *International Journal of Orthodontia, Oral Surgery and Radiography.* 1932;18(11):1224-39.
19. Pichler H, Trauner RM. *Und Kieferchirurgie*. Vienna: Urban Schwarzenberg. 1948;Part I, Vol. 1 and 2.
20. Hofer O. Die vertikale osteotomie zur verlängerung des einseitig verkürzten aufsteigenden unterkieferastes. *J Atschr Stomatol.* 1936;34:826.
21. Köle H. Surgical operations on the alveolar ridge to correct occlusal abnormalities. *J Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology.* 1959;12(5):515-29.

22. Wassmund M. Frakturen und Luxationen des Gesichtsschädels: unter besonderer Berücksichtigung der Komplikationen des Hirnschädels; ihre Klinik und Therapie; praktisches Lehrbuch: Meusser; 1927.
23. Ernst F. Über die chirurgische beseitigung der prognathie des unterkiefers. J Zentralbl Chir. 1938;65:179.
24. Schuchardt K. Ein Beitrag zur chirurgischen Kieferorthopädie unter Berücksichtigung ihrer für die Behandlung angeborener und erworbener Kiefer deformitäten bei Soldaten. J Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd. 1942;9:73-89.
25. Trauner R, Obwegeser H. The surgical correction of mandibular prognathism and retrognathia with consideration of genioplasty. I. Surgical procedures to correct mandibular prognathism and reshaping of the chin. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1957;10:677.
26. Dalpont G. Retromolar osteotomy for the correction of prognathism. J Oral Surg. 1961;19:42.
27. Hunsuck E. A modified intraoral sagittal splitting technique for mandibular prognathism. J Oral Surg. 1968; 26:249.
28. Epker B. Modifications in the sagittal osteotomy of the mandible. J Oral Surg. 1977;35:157.
29. Soerensen J. Über Knochentransplantation bei Unterkieferdefekten. Chirurg und Zahnarzt: Springer; 1917. p. 1-24.
30. Spiessl B. Osteosynthese bei sagittaler Osteotomie nach Obwegeser-DalPont. Fort-schr Kiefer-u-GesichtschirStuttgart, Germany. 1974.
31. Luhr H. Indications for use of a microsystem for internal fixation in craniofacial surgery. J The Journal of craniofacial surgery. 1990;1(1):35-52.
32. Michelet F, Benoit J, Festal F, Despujols P, Bruchet P, Arvor A. Fixation without blocking of sagittal osteotomies of the rami by means of endo-buccal screwed plates in the treatment of antero-posterior abnormalities. J Revue de stomatologie et de chirurgie maxillo-faciale. 1971;72(4):531.
33. Michelet F, Deymes J, Dessuss B. Osteosynthesis with miniaturized screwed plates in maxillo-facial surgery. J Journal of maxillofacial surgery. 1973;1:79-84.
34. Lindorf H. Sagittal ramus osteotomy with tandem screw fixation: Technique and results. J Journal of maxillofacial surgery. 1986;14:311-6.
35. Watzke IM, Turvey TA, Phillips C, Proffit WR. Stability of mandibular advancement after sagittal osteotomy with screw or wire fixation: a comparative study. Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons. 1990;48(2):108-21; discussion 22-3.
36. Hoffman GR, Moloney FB. The stability of facial osteotomies. 2. Mandibular advancement with bicortical screw fixation. Australian dental journal. 1995;40(4):213-9.
37. Nitzan DW. Intraarticular pressure in the functioning human temporomandibular joint and its alteration by uniform elevation of the occlusal plane. Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons. 1994;52(7):671-9; discussion 9-80.
38. Williams JG, Cawood JJ. Effect of intermaxillary fixation on pulmonary function. Int J Oral Maxillofac Surg. 1990;19(2):76-8.
39. Kohno M, Nakajima T, Someya G. Effects of maxillomandibular fixation on respiration. Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons. 1993;51(9):992-6.

40. Shepherd JP, Dohvoma CN, Harradine NW. Screw fixation after mandibular sagittal split osteotomy: an intra-oral approach. *The British journal of oral & maxillofacial surgery*. 1991;29(5):325-9.
41. Ritzau M. Weight changes in patients with intermaxillary immobilization after jaw fractures. *International Journal of Oral Surgery*. 1973;2(3):122-3.
42. Arnett GW, Milam SB, Gottesman L. Progressive mandibular retrusion-idiopathic condylar resorption. Part II. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1996;110(2):117-27.
43. Dolce C, Hatch JP, Van Sickels JE, Rugh JD. Rigid versus wire fixation for mandibular advancement: skeletal and dental changes after 5 years. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2002;121(6):610-9.
44. Politi M, Costa F, Cian R, Polini F, Robiony M. Stability of skeletal class III malocclusion after combined maxillary and mandibular procedures: rigid internal fixation versus wire osteosynthesis of the mandible. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2004;62(2):169-81.
45. Van Sickels JE, Flanary CM. Stability associated with mandibular advancement treated by rigid osseous fixation. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 1985;43(5):338-41.
46. Erkmén E, Simsek B, Yücel E, Kurt A. Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis. Part 1: advancement surgery-posterior loading. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2005;34(5):551-8.
47. Edwards RC, Kiely KD, Eppley BL. Fixation of bimaxillary osteotomies with resorbable plates and screws: experience in 20 consecutive cases. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2001;59(3):271-6.
48. Shand JM, Heggie AA. Use of a resorbable fixation system in orthognathic surgery. *The British journal of oral & maxillofacial surgery*. 2000;38(4):335-7.
49. Edwards RC, Kiely KD, Eppley BL. The fate of resorbable poly-L-lactic/polyglycolic acid (LactoSorb) bone fixation devices in orthognathic surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2001;59(1):19-25.
50. Norholt SE, Pedersen TK, Jensen J. Le Fort I miniplate osteosynthesis: a randomized, prospective study comparing resorbable PLLA/PGA with titanium. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2004;33(3):245-52.
51. Maurer P, Holweg S, Knoll WD, Schubert J. Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. *The British journal of oral & maxillofacial surgery*. 2002;40(1):76-83.
52. Maurer P, Schubert J, Holweg S. Finite element analysis of a tandem screw configuration in sagittal split osteotomy using biodegradable osteosynthesis screws. *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery*. 2001;16(4):300-4.
53. Mazzonetto R, Paza AO, Spagnoli DB. A retrospective evaluation of rigid fixation in orthognathic surgery using a biodegradable self-reinforced (70L:30DL) polylactide. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2004;33(7):664-9.

54. Turvey TA, Bell RB, Tejera TJ, Proffit WR. The use of self-reinforced biodegradable bone plates and screws in orthognathic surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2002;60(1):59-65.
55. Ueki K, Marukawa K, Shimada M, Nakagawa K, Yamamoto E. Change in condylar long axis and skeletal stability following sagittal split ramus osteotomy and intraoral vertical ramus osteotomy for mandibular prognathia. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2005;63(10):1494-9.
56. Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri KA, Papageorge MB. In vitro biomechanical evaluation of the use of conventional and locking miniplate/screw systems for sagittal split ramus osteotomy. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2010;68(4):724-30.
57. Oguz Y, Saglam H, Dolanmaz D, Uckan S. Comparison of stability of 2.0 mm standard and 2.0 mm locking miniplate/screws for the fixation of sagittal split ramus osteotomy on sheep mandibles. *The British journal of oral & maxillofacial surgery*. 2011;49(2):135-7.
58. Al-Moraissi EA, Al-Hendi EA. Are bicortical screw and plate osteosynthesis techniques equal in providing skeletal stability with the bilateral sagittal split osteotomy when used for mandibular advancement surgery? A systematic review and meta-analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2016;45(10):1195-200.
59. Carter DR, Hayes WC. Bone compressive strength: the influence of density and strain rate. *Science (New York, NY)*. 1976;194(4270):1174-6.
60. Hart RT, Hennebel VV, Thongpreda N, Van Buskirk WC, Anderson RC. Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study. *Journal of biomechanics*. 1992;25(3):261-86.
61. Koriath TW, Romilly DP, Hannam AG. Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. *American journal of physical anthropology*. 1992;88(1):69-96.
62. Koriath TW, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Critical reviews in oral biology and medicine : an official publication of the American Association of Oral Biologists*. 1997;8(1):90-104.
63. Kober C, Sader R, Thiele H, Bauer HJ, Zeilhofer HF, Hoffmann KH, Horch HH. A modular software concept for individual numerical simulation (FEM) of the human mandible. *Biomedizinische Technik Biomedical engineering*. 2000;45(5):119-25.
64. Kavanagh EP, Frawley C, Kearns G, Wallis F, McGloughlin T, Jarvis J. Use of finite element analysis in presurgical planning: treatment of mandibular fractures. *Irish journal of medical science*. 2008;177(4):325-31.
65. O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. *Clinical oral implants research*. 2001;12(6):648-57.
66. Huang HL, Lin CL, Ko CC, Chang CH, Hsu JT, Huang JS. Stress analysis of implant-supported partial prostheses in anisotropic mandibular bone: in-line versus offset placements of implants. *Journal of oral rehabilitation*. 2006;33(7):501-8.
67. Niebur GL, Feldstein MJ, Yuen JC, Chen TJ, Keaveny TM. High-resolution finite element models with tissue strength asymmetry accurately predict failure of trabecular bone. *Journal of biomechanics*. 2000;33(12):1575-83.
68. Shephard MS, Georges MK. Automatic three-dimensional mesh generation by the finite octree technique. 1991;32(4):709-49.

69. Schneiders R. A grid-based algorithm for the generation of hexahedral element meshes1996. 168-77 p.
70. Kaminsky J, Rodt T, Gharabaghi A, Forster J, Brand G, Samii M. A universal algorithm for an improved finite element mesh generation Mesh quality assessment in comparison to former automated mesh-generators and an analytic model. *Medical engineering & physics*. 2005;27(5):383-94.
71. Gao J, Xu W, Ding Z. 3D finite element mesh generation of complicated tooth model based on CT slices. *Computer methods and programs in biomedicine*. 2006;82(2):97-105.
72. Ashman RB, Van Buskirk WC. The Elastic Properties of a Human Mandible. 1987;1(1):64-7.
73. Schwartz-Dabney CL, Dechow PC. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. *American journal of physical anthropology*. 2003;120(3):252-77.
74. Schwartz-Dabney CL, Dechow PC. Edentulation alters material properties of cortical bone in the human mandible. *Journal of dental research*. 2002;81(9):613-7.
75. Katranji A, Misch K, Wang HL. Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers. *Journal of periodontology*. 2007;78(5):874-8.
76. Fernandes AC, Rossi MA, Schaffner IS, Machado LA, Sampaio AA. Lateral cortical bone thickness of human mandibles in region of mental foramen. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2010;68(12):2980-5.
77. Rajchel J, Ellis E, 3rd, Fonseca RJ. The anatomical location of the mandibular canal: its relationship to the sagittal ramus osteotomy. *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery*. 1986;1(1):37-47.
78. Leong DJ, Li J, Moreno I, Wang HL. Distance between external cortical bone and mandibular canal for harvesting ramus graft: a human cadaver study. *Journal of periodontology*. 2010;81(2):239-43.
79. Champy M, Lodde JP, Schmitt R, Jaeger JH, Muster D. Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. *Journal of maxillofacial surgery*. 1978;6(1):14-21.
80. Hartomacioglu S, Ay M, Kubat T, Delilbasi C, Ekici B, Yuzbasioglu E, Ekici B. 3D Bio-Cad modeling of human mandible and fabrication by rapid-prototyping technology. *Usak University Journal of Material Sciences*. 2013;11:135-45.
81. Giesen EB, Ding M, Dalstra M, van Eijden TM. Mechanical properties of cancellous bone in the human mandibular condyle are anisotropic. *Journal of biomechanics*. 2001;34(6):799-803.
82. Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 1999;57(6):700-6; discussion 6-8.
83. Oguz Y, Uckan S, Ozden AU, Uckan E, Eser A. Stability of locking and conventional 2.0-mm miniplate/screw systems after sagittal split ramus osteotomy: finite element analysis. *J Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology*. 2009;108(2):174-7.
84. José SD, Ricardo S, Caetano UL, Piotto LD, Rodrigues AM, Barbosa RNL, da CDJ, Rafaela S. Resistance and stress finite element analysis of different types of fixation for mandibular orthognathic surgery. *J Brazilian dental journal*. 2016;27(3):284-91.

85. Hiromasa T, Shigeaki M, Haruhiko F, Hisao M, Yuki S, Toshihiro K. Three lateral osteotomy designs for bilateral sagittal split osteotomy: biomechanical evaluation with three-dimensional finite element analysis. *J Head face medicine*. 2010;6(1):4.
86. Sindel A, Demiralp S, Colok G. Evaluation of different screw fixation techniques and screw diameters in sagittal split ramus osteotomy: finite element analysis method. *J Journal of oral rehabilitation*. 2014;41(9):683-91.
87. Gerlach K, Nussbaum P. Elektrisches Messverfahren zur Bestimmung der Belastbarkeit des Unterkiefers bei Patienten mit vollbezahntem Gebiss. *J Dtsch Zahnärztl*. 1984(1984):39.
88. Proffit WR, Turvey TA, Fields HW, Phillips C. The effect of orthognathic surgery on occlusal force. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1989;47(5):457-63.
89. Kim YG, Oh SH. Effect of mandibular setback surgery on occlusal force. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1997;55(2):121-6.
90. Pistner H, Kukiz P. KIEFERSCHLIESSKRAFTE NACH KIEFERORTHOPADISCHER VORBEHANDLUNG, UMSTELLUNGSOSTEOTOMIEN UND UNTERKIEFERFRAKTUREN: MESSUNGEN MIT EINEM RECHNERGESTUTZTEN PIEZOKERAMISCHEN MINIATURISIERTEN MESS SYSTEM. *J Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*. 1998;53(8):528-34.
91. Raustia AM, Oikarinen KS. Changes in electric activity of masseter and temporal muscles after mandibular sagittal split osteotomy. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1994;23(3):180-4.
92. Maurer P, Holweg S, Schubert J. Finite-element-analysis of different screw-diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. *J Craniomaxillofac Surg*. 1999;27(6):365-72.
93. Peter M, Wolf-Dietrich K, Johannes S. Comparative evaluation of two osteosynthesis methods on stability following sagittal split ramus osteotomy. *J Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2003;31(5):284-9.
94. Behnam B, Kalantar MMH, Pedram B, Farzin S, Nima Mn, Seif TMH. Biomechanical Stress Distribution on Fixation Screws Used in Bilateral Sagittal Split Ramus Osteotomy: Assessment of 9 Methods via Finite Element Method. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2010;68(11):2765-9.
95. Ming-Yih L, Chun-Li L, Wen-Da T, Lun-Jou L. Biomechanical stability analysis of rigid intraoral fixation for bilateral sagittal split osteotomy. *J Journal of Plastic, Reconstructive Aesthetic Surgery*. 2010;63(3):451-5.
96. Albougha S, Darwich K, Darwich M, Albougha MH. Assessment of sagittal split ramus osteotomy rigid internal fixation techniques using a finite element method. *J International journal of oral maxillofacial surgery*. 2015;44(7):823-9.
97. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2003;124(4):373-8.
98. Moon CH, Park HK, Nam JS, Im JS, Baek SH. Relationship between vertical skeletal pattern and success rate of orthodontic mini-implants. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2010;138(1):51-7.
99. Ozdemir F, Tozlu M, Germec-Cakan D. Cortical bone thickness of the alveolar process measured with cone-beam computed tomography in patients with different facial types. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the*

American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics. 2013;143(2):190-6.

100. Hassan MK, Stassen LFA, Ring M. Comparison of Three Internal Fixation Techniques in Mandibular Sagittal Split Osteotomy, A Finite Element Analysis. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2018;56(10):e79.

101. Schwimmer A, Greenberg AM, Kummer F, Kaynar A. The effect of screw size and insertion technique on the stability of the mandibular sagittal split osteotomy. *J Journal of oral maxillofacial surgery*. 1994;52(1):45-8.

102. Obeid G, Lindquist CC. Optimal placement of bicortical screws in sagittal split-ramus osteotomy of mandible. *J Oral surgery, oral medicine, oral pathology*. 1991;71(6):665-9.

103. Leonard MS. The use of lag screws in mandibular fractures. *J Otolaryngologic clinics of North America*. 1987;20(3):479-93.

104. Shetty V, Freymiller E, McBrearty D, Caputo AA. Functional stability of sagittal split ramus osteotomies: effects of positional screw size and placement configuration. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 1996;54(5):601-9: discussion 9-10.

105. Wu TY, Kuang SH, Wu CH. Factors associated with the stability of mini-implants for orthodontic anchorage: a study of 414 samples in Taiwan. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2009;67(8):1595-9.

106. Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi T, Kyung H-M, Takano-Yamamoto T. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: Success rates and postoperative discomfort. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2007;131(1):9-15.

107. Haug RH. The effects of screw number and length on two methods of tension band plating. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1993;51(2):159-62.

108. Fernandes DJ, Elias CN, Ruellas ACdO. Influence of Screw Length and Bone Thickness on the Stability of Temporary Implants. *Materials (Basel)*. 2015;8(9):6558-69.

109. Sarul M, Minch L, Park HS, Antoszewska-Smith J. Effect of the length of orthodontic mini-screw implants on their long-term stability: a prospective study. *The Angle orthodontist*. 2015;85(1):33-8.

110. Goulart DR, Kemmoku DT, Noritomi PY, de Moraes M. Development of a Titanium Plate for Mandibular Angle Fractures with a Bone Defect in the Lower Border: Finite Element Analysis and Mechanical Test. *J Oral Maxillofac Res*. 2015;6(3):e5-e.

111. Mobarak KA, Espeland L, Krogstad O, Lyberg T. Mandibular advancement surgery in high-angle and low-angle class II patients: different long-term skeletal responses. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2001;119(4):368-81.

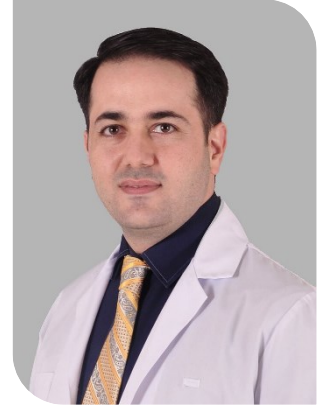
112. Thiele O, Eckhardt C, Linke B, Schneider E, Lill CA. Factors affecting the stability of screws in human cortical osteoporotic bone: A CADAVER STUDY 2007. 701-5 p.

113. Cobo Plana J, de Carlos F, Macías Escalada E, A. Suárez A. Influence of the thickness of cortical bone on the stability of orthodontic miniscrews 2014. 403 p.

C.V.

PERSONAL:

- Full name : MHD Humam Al-Ghamian
(Muhammed Humam Telloğlu)
- Date of birth: 2/1/84
- Nationality: Syrian (Turkish)
- Phone : +90 506 103 6419
- E-mail : humamgh@hotmail.com
- Language skills: - Arabic: Fluent
- - English: Fluent
- - Turkish: Good
- Address : Başak Mah. Yeşil Vadi Cd. Metrokent
konutleri A1 blok , Daire 18
Başakşehir İstanbul 34860.



EDUCATION:

- Master Degree and Residency in Oral and Maxillofacial surgery from Damascus University, Syria (Dec 2008 - Aug 2013) .
Thesis titled: (Comparison between Tissue Adhesive (Octyl-2-cyanoacrylate) and Conventional Suture for Skin Closure in Head and Neck Surgery.A Comparative Clinical study.
- Syrian Board of Oral and Maxillofacial Surgery (Aug 2018)
- Fellowship in Orthodontics from State University of New York at Buffalo. (Dec 2008)
- Arab Board Eligible in Oral and Maxillofacial Surgery.
- Bachelor of Dental Surgery from MUST (Misr University for Science and Technology Cairo\Egypt) with a general grade of excellent\honors (89.4%) . (Sept 2002 – July 2007)
- High school: Syrian Diploma (93.75%)

EXPERIENCE:

- Externship in the Department of Oral and Maxillofacial Surgery at Tufts University (Boston) for 4 weeks. 10\2011
- Clinical Rotations in ENT&Head and Neck Surgery Department at University of Damascus for 3 weeks. 7\2011
- Externship in the Department of Oral and Maxillofacial Surgery at University of Illinois at Chicago for 3 weeks . 3\2010
- Advance experience with multiple dental implant systems include : (Nobel Biocare - Zimmer – Biohorizone – 3i - Ankylos – Xive – Implant Direct).
- Clinical mentor for dental students in oral surgery and anesthesia for three years. (2010-2013)

ORGANIZATION MEMBERSHIP:

- Member in American Cleft Palate-Craniofacial Association
- Member in International Association of Oral and Maxillo-Facial Surgery
- Member in American Association of orthodontics and Dentofacial orthopedics from 2007 till 2009.
- Member in Syrian Society for Research and Preventive Dentistry.

TEACHING EXPERIENCE:

- Supervising and mentoring undergraduate dental students in oral surgery and dental extraction during my residency and Master Degree thesis preparation at Damascus University. (Dec 2008 - Aug 2013)

RESEARCH EXPERIENCE:

- Research design program with a general grade of excellent (A) by State Univ. of New York at Buffalo , USA (one semester). (Dec 2008)
- Human research curriculum by CITI Collaborative Institutional Training Initiative, USA.

PUBLICATION :

- Glandular Odontogenic Cyst: Case Series. 2017;8(4):653-657
Gurler G, Al-Ghamian H, Aksakalli N, Delilbasi.
- Is there a Difference in the Location of the Inferior Alveolar Nerve Among the Commonly Encountered Pathologic Entities? 2011Jul;69(7):1944-51
Antonia Kolokythas , DDS ; Humam Al-Ghamian , BDS ; Michael Miloro , DMD, MD

ORAL PRESENTATIONS:

- 6th Kuwait Dental Administration Conference (KDAC 2019) held between 10-12 Jan 2019, titled:
Paradigms in Three Dimensional Bone Augmentation in Implant Dentistry
- International IAOMS-AÇBİD Joint Congress 2018 held between 9-13 May 2018, titled:
Effect of Orthognathic Surgery on Nasal Profile Esthetics
- 15th Makkah International Dental Conference held in Makkah, Saudia Arabia Mar 27 2018 - Mar 29 2018, titled:
Alveolar Bone Reconstruction in Implant Dentistry
- International Union of Universities congress held in Istanbul, Turkey 27-29 October 2017, titled:
Horizontal and Vertical Bone Augmentations in Implant Dentistry
- International Turkish Congress of Oral and Maxillofacial Surgery Society (held between 19 - 23 April 2017, titled:
Glandular Odontogenic Cyst (GOC):A Clinicopathological presentation
- International Turkish Congress of Oral and Maxillofacial Surgery Society held between 11-15 May 2016 , titled :
Treatment of Temporomandibular Joint Ankylosis by Gap Arthroplasty; Case series

WORKSHOPS MENTOR:

- **Intraoral Onlay Bone Grafting** at 15th Makkah International Dental Conference held in Makkah, Saudia Arabia Mar 29 2018

CLINICAL INTEREST: Orthognathic surgery, Trauma, Implant, Advance Bone grafting , Cyst and Tumors

COURSES AND CONFERENCES ATTENDED:

Oral and maxillofacial surgery:

- International IAOMS-AÇBİD Joint Congress 2018 held between 5/ 2018
- 15th Makkah International Dental Conference held in Makkah, Saudia Arabia 3/2018
- International Union of Universities congress held in Istanbul, Turkey 27-29 October 2017,
- The 11th Turkish Oral and Maxillofacial Surgery Society Conference (ACBID). Antalya-Turkey. 4/2017
- The 10th Turkish Oral and Maxillofacial Surgery Society Conference (ACBID). Antalya-Turkey. 5/2016
- The 8th Turkish Oral and Maxillofacial Surgery Society Conference(ACBID). Antalya-Turkey. 6/2014
- The 93rd annual meeting of The American Association of Oral and Maxillofacial Surgery . Philadelphia-USA 9/2011
- The Eighth International Conference for The Syrian Society of Oral Maxillofacial surgery. Damascus-Syria 5/2010
- The 67th Annual Meeting and Pre-conference Symposium of American Cleft Palate-Craniofacial Association (ACPA). Forth Worth-USA 3/2010
- Advanced surgical implant course for two days at Lebanese University. Beirut-Lebanon 5/2009
- Global dental implant system for one week. Damascus-Syria 2/2008

General Dentistry:

- Makkah International Dental Conference held in Makkah, Saudia Arabia 3/2018
- Third congress of Syrian Prosthodontists Society. Damascus 9/2006
- Protaper technique in endodontic therapy. Damascus University 7/2006
- Twelfth International Dental Congress. Cairo 12/2005

Orthodontics:

- Continuing dental education program in orthodontics and dentofacial orthopedics at the University of Michigan by Prof.Dr. James McNamara. 12\2008 (12 Credit hours)
- Advance post-graduate orthodontic course at the University of Texas at Arlington by Prof.Dr. Alexander. (Three days) 11\2008
- Lingual orthodontic training course by I Braces (3M) 11\2008
- Orthodontic laboratory technique by Great Lake Orthodontics & State Univ Of New York. (Three weeks) 8/2008
- Course in cephalometric analysis in orthodontics. 6\2008
- Course in improving orthodontic results by Prof. Dr. John Bennett. 11\2007 (6 credits)
- Course in lingual orthodontics & adult treatment by Prof.Dr. Olivier Sorel . 11\2007 (6 credits)
- Course in management of TMJ disorders by Dr.Redha Abdul Fattah. 11\2007 (6 credits)
- Eighth Arab Orthodontic Congress. (24 credits) 11\2007
- Course in micro implant anchorage in orthodontics by Prof. Dr. Hee –moon Kyung. 6\2006 (6 credits)
- Course in management of functional malocclusion by Dr.kohaut Jean Charles. 7\2005 (6 credits)

REFERENCES:

Available upon request.