T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
HAMİDİYE SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

STANDART, ÖNCEDEN BÜKÜLMÜŞ VE KİŞİYE ÖZEL LE FORT PLAKLARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

RUMEYSA BALCI KARAKURT

TEZ DANIŞMANI
DOÇ. DR. SERAP KESKİN TUNÇ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANA BİLİM DALI
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ DOKTORA PROGRAMI

DOKTORA TEZİ
AĞUSTOS/2025

İTHAF

“Ailem’e ithaf ediyorum”

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince ihtiyacım olan her konuda mesleki bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, bana değerli vaktini sabah akşam demeden ayıran değerli danışman hocam sayın Doç. Dr. Serap KESKİN TUNÇ'a,

Doktora eğitimimde kısa süre de olsa danışman hocam olan, her zaman desteğini esirgemeyen, sayın hocam Doç. Dr. Nurettin DİKER'e,

Bu çalışmanın (Proje No: 2024/078) gerçekleştirilmesine sağladığı maddi destekten dolayı Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri Koordinatörlüğü'ne,

Doktora eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum, her türlü desteğiyle yanımda olan ve bu tez yazım sürecinde de bana yoldaş olan eş kıdemlim Dt. Aslı BAŞKAN ÖNAL'a,

Doktora eğitimim sürecinde üzerimde değerli emekleri olan, bilgi ve tecrübeleriyle yol gösteren ve bana aile olan Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'ndaki saygıdeğer hocalarım ve asistan arkadaşlarıma,

Eğitimimin son basamağına kadar her adımımda arkamda olan, emeklerini hiç esirgemeyen, bu mesleği seçmemde bana yol gösteren sevgili annem Dt. Emine BALCI ve babam Dr. Turan BALCI'ya,

Akademik kariyerimde yaşadığım zorluklarda her an destek vermeye hazır olan ve bu tezin yazımında da büyük emeği olan öncelikle abim Bilal BALCI'ya, ve

Hem iyi hem kötü günde her zaman yanımda olduklarını hissettiren kardeşlerim, Zeynep BALCI, Ayşe Berfu SARIHAN, Fidan BALCI ve Merve BALCI ÇOM'a

Sadece akademik hayatımda değil, tüm anlarımda sevgisiyle ve desteği ile yanımda olan sabrı ve azmine hayran olduğum hayat arkadaşım Zekeriya KARAKURT'a,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Rumeysa BALCI KARAKURT

İÇİNDEKİLER

İTHAF iv
TEŞEKKÜR v
İÇİNDEKİLER vi
TABLOLAR LİSTESİ ix
ŞEKİLLER LİSTESİ x
SİMGELER VE KISALTMALAR xiii
ÖZET xv
ABSTRACT xvii
1. GİRİŞ 1
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. ANATOMİ 3
2.1.1. Maksilla 3
2.2. ORTOGNATİK CERRAHİ 4
2.2.1. Ortognatik Cerrahinin Tarihçesi 4
2.2.2. Le Fort 1 Osteotomisi 5
2.2.3. Model Cerrahisi ve Sanal Planlama 6
2.2.4. Cerrahi Kılavuzlar 7
2.2.5. Kişiye Özel Tasarlanan Plaklar 7
2.3. FİKSASYONDA KULLANILAN MATERYALLER 8
2.3.1. Kobalt Bazlı Alaşımlar 8
2.3.2. Paslanmaz Çelik Alaşımlar 9
2.3.3. Titanyum Alaşımları 11
2.3.4. Polimerler ve Kompozit Materyaller 12
2.4. PEEK Materyaller 12
2.4.1. Karışım ve Kompozit PEEK Malzemeleri 12
2.4.1.1. Güçlendirici türlerine göre PEEK kompozitler: 13
2.4.2. PEEK Kompozitlerin Materyal Özellikleri 16
2.4.3. PEEK Malzemelerin Klinik Kullanım Alanları 17
2.5. BİYOMEKANİK KAVRAMLAR 19
2.5.1. Kuvvet 19
2.5.2. Gerilme (Stres) 20
2.5.3. Gerinim (Strain) 20
2.3.4. Mohr Dairesi 21

2.5.5. Elastisite 21
2.5.6 Hooke Kanunu 21
2.5.7. Passion Oranı 21
2.5.8. Young (Elastisite) Modülü 21
2.5.9. Esneyebilirlik 21
2.5.10. Elastik Sınır (Elastic Limit) 22
2.5.11. Oransal Sınır 22
2.5.12. Homojen Cisim 22
2.5.13. İzotropik ve Anizotropik Cisimler 22
2.5.14. Asal Gerilim (Principle Stress) 22
2.5.15. Eşdeğer Gerilim (Equivalent Stress, Von Mises Stress) 23
2.5.16. Çekme Dayanımı (Tensile Strenght) 23
2.6. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ 24
2.6.1. SEA Yönteminde Temel Kavramlar 24
2.6.1.1. Eleman (Element): 24
2.6.1.2. Düğüm (Node): 24
2.6.1.3. Ağ yapısı (Mesh): 24
2.6.1.4. Sınır şartları (Boundary conditions): 25
2.6.1.5. Katı modelleme: 25
2.6.2. SEA'nın Uygulama Aşamaları 25
2.6.3. SEA Yönteminin Avantaj ve Dezavantajları 25
2.6.4. Oral ve Maksillofasiyal Cerrahide SEA'nın Kullanımı 26
3. GEREÇ VE YÖNTEM 27
3.1. Kortikal Kemik ve Trabeküler Kemiğin Modellenmesi 28
3.2. Plaklar, Vida ve Greftin Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması 30
3.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi 38
3.4. Malzeme Tanımları 39
3.5. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları 40
3.6. Kuantitatif Model Bilgileri 42
3.7. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu 43
3.8. Analizlerin Yapılması 43
4. BULGULAR 45
4.1. Plaklar Üzerinde Oluşan Von Misses Stres Değerleri 45
4.2. Vidalar Üzerinde Oluşan Von Misses Stres Değerleri 49

4.3. Osteotomi Hattında Oluşan Yer Değiştirme Değerleri 51
4.4. Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Stres Değerleri 56
5. TARTIŞMA 62
6. SONUÇLAR 69
KAYNAKLAR 70

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 3.1: Çalışma modelleri 38

Tablo 3.2: Malzeme özellikleri 39

Tablo 3.3: Kuantitatif model bilgileri 42

Tablo 4.1: Plaklar üzerindeki Von Misses stres değerleri 45

Tablo 4.2: Vidalar üzerindeki Von Misses stres değerleri 50

Tablo 4.3: Osteotomi hattında oluşan yer değiştirme değerleri 52

Tablo 4.4: Kemikte oluşan minimum ve maksimum asal gerinim değerleri 57

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1: Metal implant materyalleri ve karbon fiber içerikli kompozit implant materyallerinin elastik modülü değerleri 14

Şekil 2.2: Fiksasyon sistemlerinde kullanılan metalik materyaller, karbon fiberlerle kombine edilen kompozit materyaller ve kortikal kemiğin gerilme dayanımları. 16

Şekil 2.3: Devam karbon fiberlerle desteklenmiş PEEK materyalden elde edilen kalça protezi ve farklı fiksasyon plakları 19

Şekil 3.1: Tomografi verilerinden 3 boyutlu modellerin elde edilmesi……...28

Şekil 3.2: Kortikal kemik 29

Şekil 3.3: Trabeküler kemik 29

Şekil 3.4: Kortikal ve trabeküler kemik (Osteotomi sonrası advancement ve downfracture hareketi) 30

Şekil 3.5: L plakların fiksasyonu..... 31

Şekil 3.6: L plakların aksiyelden görünümü 31

Şekil 3.7: Önceden bükülmüş plakların fiksasyonu 32

Şekil 3.8: Önceden bükülmüş plakların aksiyelden görünümü..... 32

Şekil 3.9: Kişiye özel tasarlanmış 1 mm kalınlıkta Le Fort plağının fiksasyonu..... 33

Şekil 3.10: Kişiye özel tasarlanmış 1mm kalınlıktaki Le Fort plağının aksiyelden görünümü 33

Şekil 3.11: Kişiye özel tasarlanmış 1,5 mm kalınlıkta Le Fort plağının fiksasyonu..... 34

Şekil 3.12: Kişiye özel tasarlanmış 1,5 mm kalınlıkta Le Fort plağının aksiyelden görünümü 34

Şekil 3.13: L plaklar 35

Şekil 3.14: Önceden bükülmüş plaklar..... 36

Şekil 3.15: Kişiye özel tasarım Le Fort plağı..... 36

Şekil 3.16: Standart 2x8 mm ölçülerinde modellenen fiksasyon vidası..... 37

Şekil 3.17: Kortikal ve trabeküler kemik içeren iliak greft modeli 37

Şekil 3.18: Matematiksel modellerin hazırlanması 39

Şekil 3.19: Vertikal kuvvet simulasyonu 40

Şekil 3.20: Sınır koşulları (X-Z ekseni) 41

Şekil 3.21: Sınır koşulları (Y-Z ekseni) 42

Şekil 4.1: 1 mm kalınlığındaki titanyum ve CFR-PEEK L plakların maksimum Von Misses stres değerleri……..…… 46

Şekil 4.2: 1 mm kalınlığındaki titanyum ve CFR-PEEK önceden bükülmüş plakların maksimum Von Misses stres değerleri 47

Şekil 4.3: 1 mm kalınlığındaki titanyum ve CFR-PEEK kişiye özel tasarlanmış plakların maksimum Von Misses stres değerleri 48

Şekil 4.4: 1,5 mm kalınlığındaki titanyum ve CFR-PEEK kişiye özel tasarlanmış plakların maksimum Von Misses stres değerleri 49

Şekil 4.5: 1 mm kalınlığındaki titanyum ve CFR-PEEK L plağın ve önceden bükülmüş Le Fort plağın fiksasyon vidalarındaki stres değerleri. 50

Şekil 4.6: 1 mm ve 1,5 mm kalınlığındaki kişiye özel tasarım titanyum ve CFR-PEEK plağın fiksasyon vidalarındaki stres değerleri 51

Şekil 4.7: Titanyum ve CFR-PEEK L plaklarla fikse edilmiş modellerdeki bileşke yer değiştirme 53

Şekil 4.8: Titanyum ve CFR-PEEK önceden bükülmüş plakla fikse edilmiş modellerdeki bileşke yer değiştirme 54

Şekil 4.9: 1 mm kalınlıktaki titanyum ve CFR-PEEK kişiye özel tasarlanmış plakla fikse edilmiş modellerdeki bileşke yer değiştirme 55

Şekil 4.10: 1,5 mm kalınlıktaki titanyum ve CFR-PEEK kişiye özel tasarlanmış plakla fikse edilmiş modellerdeki bileşke yer değiştirme 56

Şekil 4.11: Titanyum ve CFR-PEEK L plak fiksasyonu sonrası kemikte oluşan maksimum ve minimum asal stresler 58

Şekil 4.12: Titanyum ve CFR-PEEK önceden bükülmüş plak fiksasyonu sonrası kemikte oluşan maksimum ve minimum asal stresler. 59

Şekil 4.13: Titanyum ve CFR-PEEK 1 mm kalınlıkta kişiye özel tasarım plak fiksasyonu sonrası kemikte oluşan maksimum ve minimum asal stresler 60

Şekil 4.14: Titanyum ve CFR-PEEK 1,5 mm kalınlıkta kişiye özel tasarım plak fiksasyonu sonrası kemikte oluşan maksimum ve minimum asal stresler. 61

SİMGELER VE KISALTMALAR

a : İvme

BSSO : Bilateral Sagittal Split Osteotomi

CAD : Bilgisayar Destekli Tasarım

CAM : Bilgisayar Destekli Üretim

CBCT : Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

CFR-PEEK : Karbon Fiber Takviyeli Polietereterketon

CT : Bilgisayarlı Tomografi

CoCrMo : Kobalt-Kromiyum-Molibden

DICOM : Digital Imaging and Communications in Medicine

E : Young Modülü

F : Kuvvet

GPa : Gigapascal

LF1O : Le Fort 1 Osteotomisi

m : Kütle

MPa : Megapascal

MRG : Manyetik Rezonans Görüntüleme

N : Newton

P : Pascal

PEEK : Polietereterketon

Pmax : Maksimum Asal Gerilim

Pmin : Minimum Asal Gerilim

PSI : Pouns Per Square Inch

S : Gerilim

SEA : Sonlu Elemanlar Analizi

SLM **:** Selektif Lazer Eritme

STL **:** Stereolitografi

3D **:** 3 Boyutlu

STANDART, ÖNCEDEN BÜKÜLMÜŞ VE KİŞİYE ÖZEL LE FORT PLAKLARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı, standart, önceden bükülmüş ve kişiye özel Le Fort plakalarıyla maksiller down fraktürün fiksasyonunun bilgisayar modellerini oluşturmak ve bu modelleri üç boyutlu sonlu eleman analizi yöntemiyle karşılaştırmaktır.

Gereç ve Yöntem: Le Fort I osteotomisini takiben 4 mm'lik bir maksiller down fraktür ve 5 mm'lik maksilla ilerletmesini simüle eden üç boyutlu sonlu eleman modelleri, konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (CBCT) verileri kullanılarak oluşturulmuştur. Dört farklı fiksasyon tekniği sırasıyla modellenmiştir:

(1) Dört adet standart L plak,

(2) İki adet önceden bükülmüş Le Fort plak,

(3) Kişiye özel 1 mm kalınlığında Le Fort plağı,

(4) Aynı kişiye özel Le Fort plağının 1,5 mm kalınlığındaki versiyonu.

Tüm plakalar hem titanyum hem de CFR-PEEK (karbon fiber takviyeli polieter-eter-keton) malzeme özellikleriyle analiz edilmiştir. Von Mises gerilmeleri, minimum ve maksimum asal gerilmeler ve üç farklı noktadaki yer değiştirme değerleri hesaplanmıştır.

Bulgular: Plaklarda oluşan Von Mises gerilmeleri, kemikteki minimum asal gerilmeler ve yer değiştirme değerleri açısından, önceden bükülmüş Le Fort plakalarının daha üstün performans gösterdiği bulunmuştur. Ancak, vida üzerindeki Von Mises gerilmelerinin en düşük düzeyde olduğu model, standart titanyum L plaklarıyla oluşturulan model olmuştur. Ayrıca, CFR-PEEK malzemesinin, titanyuma kıyasla plaklar ve vidalarda daha düşük Von Mises gerilmeleri ürettiği gözlemlenmiştir. Bununla birlikte, CFR-PEEK kullanımında kemikteki gerilme ve yer değiştirme değerleri titanyuma göre daha yüksek bulunmuştur.

Sonuç: İncelenen biyomekanik parametreler doğrultusunda, önceden şekillendirilmiş Le Fort plaklarının maksillanın down fraktürlerinin tespiti açısından daha uygun bir seçenek olduğu görülmektedir. Ayrıca, kortikal kemiğe benzer Young modülüne sahip CFR-PEEK malzemeler, fiksasyon sisteminde daha düşük stres oluşturma potansiyeli taşımaktadır.

Anahtar Kelimeler: CFR-PEEK, Le Fort Osteotomisi, Maksiller Down Fraktür, Sonlu Elemanlar Analizi

EVALUATION OF STANDARD, PRE-BENT AND CUSTOM MADE LE FORT PLATES BY FINITE ELEMENT ANALYSIS

ABSTRACT

Aim: This study aimed to create computer models of maxillary down fracture fixed with standard, pre-bent, and custom Le Fort plates and compare them using three-dimensional finite element analysis.

Materials and Methods: 3D finite element models simulating a 4 mm down fracture and 5 mm maxilla advancement following the Le Fort I osteotomy were created using CBCT scan data. 4 different fixation techniques were simulated respectively;

(1) 4 standard titanium L plate fixation,

(2) 2 pre-bent titanium Le Fort plates;

(3) customized 1 mm Le Fort plate; and

(4) the same custom Le Fort plate with 1,5 mm thickness.

All plates were simulated with titanium and CFR-PEEK material properties. Von Mises stresses, minimum principal stresses and displacement values on three points were calculated.

Results: Regarding Von Misses stresses of the plates, minimum principal stresses on bone, and displacement, pre-bent Le Fort plates revealed better results. However, Von Misses stresses of the screws were the lowest in models with standard titanium L plates. It was revealed that CFR-PEEK material produced lower Von Misses stresses on plates and screws than titanium. However, the displacement and stress values in the bone were found to be higher compared to titanium.

Conclusion: In terms of the biomechanical parameters studied, prebent Le Fort Plates seems to be more suitable for the fixation of a down fracture of the maxilla. Furthermore, with a similar Young's modulus to that of cortical bone, CFR-PEEK materials produce less stress on the fixation system.

Key Words: CFR-PEEK, Finite Element Analysis, Le Fort Osteotomy, Maxillary Down Fracture

1. GİRİŞ

Dentofasiyal deformiteler yaşam kalitesini, benlik imajını, sosyal davranışı ve toplum algısını etkileyerek bireyin daha az çekici, daha az başarılı ve toplumsal normlara göre daha az kabul edilebilir olduğu algısına yol açmaktadır. Ortodonti ve ortognatik cerrahinin birlikte kullanıldığı tedavi yaklaşımının, fonksiyonel anormallikleri düzeltmenin yanı sıra genel yüz estetiğini iyileştirmek amacıyla yumuşak dokuları ve yüz formunu değiştirmek için çok güçlü bir araç olduğu düşünülmektedir (1,2).

Le Fort 1 osteotomisi ilk olarak 1921 yılında Herman Wassmund tarafından dentofasiyal bir deformiteyi düzeltmek için uygulanmıştır (3). Cerrahi yaklaşım, maksillayı ayırmayı ve çeşitli sabitleme teknikleri kullanarak cerrahi olarak önceden planlanmış bir pozisyonda yeniden konumlandırmayı içerir (4,5). Dentofasiyal deformitenin tedavisinde ortodontik tedavi ile ilişkili rutin bir prosedür haline gelmiştir. Fonksiyonel ve estetik faydaları iyi bilinmektedir, yüksek hasta memnuniyeti oranları ile fiziksel ve psikososyal yaşam kalitesinde bir iyileşme tanımlanmıştır. Le Fort 1 osteotomisi güvenli bir prosedür olarak kabul edilir (6,7).

Le Fort 1 cerrahisinde maksillanın rijit fiksasyonu için piriform bölgede maksillayı sabitlemek için L şeklinde plaklar kullanılır ve kemiğin en kalın kısımları olduğu için zigomatik buttress bölgelerine 1,5 mm'lik plaklar yerleştirilir (7). 2 adet, her iki tarafta ikişer tane olmak üzere 4 delikli düz veya L plak, oral ve maksillofasiyal cerrahlar tarafından yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu boyut ve sayıdaki plaklar, mobilize edilmiş maksillayı yeterince stabilize etmek için gerekli görülmektedir (8). Önceden bükülmüş plaklar, kraniyofasiyal cerrahide kullanılan plak sistemlerinin yeni bir modifikasyonudur. Cerrahide kullanılan titanyum mini plakların bükülmesi ve şekillendirilmesi ihtiyacını azaltmak için oluşturulmuştur. Önceden bükülmüş plaklar, maksiller ilerletme cerrahisinde kullanılmak üzere farklı uzunluklarda iki dik açıya sahiptir (9).

Kişiye özel tasarım plaklar kraniyofasiyal cerrahide kullanılan en son modifikasyonlardan biridir. Bu yeni titanyum plak sisteminin kullanımı, ameliyat öncesi cerrahi planlama ve simülasyonda istenen tüm hareketlerin gerçek ameliyata aktarılması nedeniyle cerrahi prosedürün hassas bir şekilde kontrol edilmesini sağlar. Sanal cerrahi planlama sırasında kemiğe açılan vida delikleri de simüle edildiğinden, vida uzunlukları

ve yerleştirme için en iyi konumları, alttaki kemiğin kalınlığı ve yoğunluğuyla ilişkili olarak belirlenmiş olur; bu şekilde fiksasyon vidasına bitişik tüm hayati yapılar korunur (10).

Biyomedikal materyaller üzerine yapılan araştırma geliştirme çalışmaları sonucunda karbon fiberler polimer yapıdaki kompozit materyallerle kombine edilerek kullanılmaya başlanmıştır. Bu teknolojinin yardımıyla, istenilen mekanik özelliklerde materyaller elde edilebilmektedir. Polieter-eter-keton (PEEK), 1980'lerden beri yüksek biyouyumluluğu, inert yapısı, metalik implantlara kıyasla kortikal kemiğe daha yakın elastikiyet modülü, radyolojik görüntülemeye uygunluğu ve estetik görünümü nedeniyle ortopedi, omurga ve kraniyomaksillofasiyal cerrahi alanında kullanılan bir polimerdir (11). CFR-PEEK kemiğinkine çok benzer bir elastisite modülüne sahiptir ve uzun süreli yorulma stresine dayanabilir (12).

Le Fort 1 cerrahisi literatürde güvenli ve stabil olarak kabul görür ancak down fracture (aşağı doğru yer değiştirme) vakalarında stabilite azalmaktadır. Le Fort 1 osteotomisini takiben rijit fiksasyonda standart veya önceden bükülmüş titanyum plaklar kullanılmaktadır. Bu çalışmada standart ve önceden bükülmüş plak modellerinden ayrıca down fracture vakalarında kullanılmak üzere kişiye özel bir plak tasarlanacaktır. Maksillanın down fracture sonrası rijit fiksasyonu 4 farklı modelde sırasıyla titanyum standart 4 delikli L plak, Önceden bükülmüş titanyum Le Fort plağı, kişiye özel tasarlanmış 1mm kalınlıkta titanyum Le Fort plağı ve kişiye özel tasarlanmış 1,5 mm kalınlıkta titanyum Le Fort plağı ile 3 boyutlu modellenecektir. Aynı zamanda bu 4 senaryodaki fiksasyon plak çeşitleri CFR-PEEK materyal özellikleri yüklenerek 4 farklı model daha elde edilecektir. Tüm bu senaryolar maksillanın down fracture sonrası iliak greftlenmesi ile modellenecektir. Plaklara gelecek stresler Sonlu Elemanlar Analizi (FEA) ile karşılaştırılacaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. ANATOMİ

2.1.1. Maksilla

Maksilla, orta yüz bölgesinin en önemli kemiği olup, mandibuladan sonra yüzün en büyük ikinci kemiğidir. Kranium ile bağlantılı olan maksilla; os nasale, os sphenoidale, os frontale, os temporale ve os palatinum gibi kraniyal kemiklerle komşuluk halindedir. Simetrik iki parçadan oluşan maksilla kemikleri, orta hat üzerinde sutura palatina mediana aracılığıyla birleşir. Her iki maksiller kemik piramidal yapıdadır; tabanları burun boşluğuna komşudur, tepe noktaları ise zigomatik çıkıntıya (processus zygomaticus) uzanır ve bu yapının gövdesi (corpus maxillae), maksiller sinüsü barındırır.

Maksilla; ağız boşluğunun tavanı, burun boşluğunun tabanı ve yan duvarları, orbita, fossa infratemporalis, fossa pterygopalatina, fissura pterygomaxillaris ve fissura orbitalis inferior'un oluşumuna katkıda bulunur. Bir gövde (corpus maxillae) ile bu gövdeden çıkan dört kemik çıkıntısından (processus zygomaticus, processus frontalis, processus alveolaris ve processus palatinus) meydana gelir. (13).

Maksillaya arteriyel kan akımı dört ana vasküler kaynaktan sağlanmaktadır;

1. A. maxillaris'in bir dalı olan a. palatina descendens,
2. A. facialis'in superior yönde seyreden dalı a. palatina ascendens,
3. A. carotis externa'dan çıkan a. pharyngea ascendens'in anterior dalları
4. A. maxillaris'ten köken alan alveolar dallar (rr. alveolares)

Maksilla tam olarak mobilize edildiğinde, desendens palatin damarlar sıklıkla bozulur ve mobilize maksilla vaskülaritesini kalan kaynaklardan, özellikle de asendens palatin ve farengeal damarlardan alır (7).

2.2. ORTOGNATİK CERRAHİ

2.2.1. Ortognatik Cerrahinin Tarihçesi

Ortognatik cerrahi, dentofasiyal deformitelerin düzeltilmesine yönelik olarak ortodontik tedavi ile cerrahi yaklaşımların birlikte planlandığı ve uygulandığı bir tedavi yöntemidir. Bu cerrahi işlemin uygulandığı bireylerde, genellikle normal oklüzyon mevcut değildir; bu durum bazı hastalarda çiğneme fonksiyonunu ciddi ölçüde zorlaştırabilir. Bu fonksiyonel yetersizlik, gastrointestinal sistem hastalıklarının yanı sıra çeşitli sistemik rahatsızlıkların gelişimine zemin hazırlayabilmektedir. Ayrıca, yüz estetiğinden memnun olmayan bireylerde psikolojik sıkıntılar ve sosyal uyum sorunları da sıkça gözlemlenmektedir (14).

Ortognatik cerrahi kapsamında gerçekleştirilen ilk osteotomi girişimi, 1849 yılında Hullihen tarafından uygulanmıştır. Günümüzde "anterior subapikal osteotomi" olarak tanımlanan tekniğe büyük ölçüde benzeyen bu yöntem, anterior açık kapanışı ve mandibular retrognatizmi bulunan bir hastada maloklüzyonun düzeltilmesi amacıyla gerçekleştirilmiştir (15).

İlk olarak Harold Hargis tarafından ortaya atılan Ortognatik Cerrahi kavramı, önce Almanya'da daha sonra da bilateral sagittal split osteotomiyi (BSSO) geliştiren Hugo Obwegeser tarafından yaygınlaştırılmıştır. Bu ameliyat aynı zamanda yarık damak gibi konjenital durumları tedavi etmek için de kullanılır (16). Ortognatik cerrahi; çene kemiğinin maloklüzyonunu veya dentofasiyal deformiteyi düzeltmek için kesildiği, hareket ettirildiği, modifiye edildiği ve yeniden hizalandığı ağız içi gerçekleştirilen bir operasyondur.

Modern maksiller ortognatik cerrahi prosedürlerin gelişiminde, farklı tarihsel kaynaklardan gelen bilgi birikimi önemli rol oynamaktadır. 19. yüzyılın ortalarında, özellikle Berlin'de, Alman cerrah Bernhard Rudolf Konrad von Langenbeck (1810–1887) tarafından, nazal ve nazofarengeal poliplerin hemimaksiller osteotomi yöntemiyle eksizyonu gerçekleştiriliyordu. Bu uygulamalar, maksiller cerrahinin evriminde öncü katkılar arasında yer almaktadır (17).

Günümüzde Le Fort I tipi total osteotomi olarak tanımlanabilecek ilk maksiller prosedürün 1868 yılında Amerikalı cerrah David Williams Cheever (1831-1915) tarafından Boston Şehir Hastanesi'nde, büyük bir nazofarengeal polipin çıkarılması için cerrahi erişim sağlamak amacıyla gerçekleştirildiği görülmektedir (18).

1901 yılında Lille kökenli Fransız cerrah René Le Fort (1869–1951), sağlam kadavra kafataslarında farklı açılardan ve çeşitli şiddetlerde künt travmalar uygulayarak gerçekleştirdiği deneyler sonucunda, maksiller ve fasiyal kırıkların doğal kırılma düzlemlerini tanımlamıştır. Bu çalışmaları, günümüzde "Le Fort yüz kırıkları sınıflaması" olarak bilinen sistemin temelini oluşturmuştur. Le Fort I, II ve III osteotomi tipleri, bu sınıflamadaki kırık hatlarıyla gösterdikleri benzerlik nedeniyle bu şekilde adlandırılmıştır. Le Fort I düzeyindeki kırık ise ilk olarak 1866 yılında Fransız cerrah Alphonse François Marie Guérin (1816–1895) tarafından tanımlanmış olup, literatürde zaman zaman "Guérin kırığı" olarak da geçmektedir. (19).

Modern Le Fort I tipi osteotomi Obwegeser tarafından geliştirilmiş, maksillayı tamamen mobilize etmiş ve maksiller tüberositeler ile pterigoid plaklar arasında pterigomaksiller ayrılma gerçekleştirmiştir. Bu büyük bir ilerleme olmuştur. Obwegeser ayrıca pterigoid plak ile maksiller tüberozite arasında iki taraflı kemik grefti kullanılmasını önermiştir (20,21).

2.2.2. Le Fort 1 Osteotomisi

Le Fort I osteotomisi, tek segmentli ya da çok segmentli biçimde uygulanabilmesine rağmen, maksiller deformitelerin cerrahi olarak düzeltilmesinde en sık tercih edilen yöntemlerden biridir (22,23). Bu teknik, genellikle maloklüzyon ile maksillomandibular iskeletsel bozuklukların tedavisinde kullanılmaktadır. Üç boyutlu düzlemde hareket imkânı sağlaması nedeniyle, sınıf II ve sınıf III maloklüzyonların yanı sıra dentofasiyal asimetri olgularında da etkili bir tedavi seçeneği sunar. Ayrıca, orta yüz hipoplazisi ve dikey maksiller fazlalık gibi durumların düzeltilmesinde yaygın olarak tercih edilmektedir (24). Le Fort I osteotomisi, yalnızca maloklüzyonların değil, aynı zamanda maksiller atrofi ve obstrüktif uyku apnesi gibi diğer klinik durumların yönetiminde de kullanılmaktadır. Otojen iliak kemik greftleri ile kombine edilen Le Fort I osteotomileri, ileri derecede atrofik ve dişsiz maksillaların kemik içi implantlarla rehabilitasyonunda uygulanmıştır (25). Özellikle ciddi derecede atrofik maksilla

olgularında, Le Fort I osteotomisini takiben gerçekleştirilen interpozisyonel kemik grefti uygulamalarının, osteointegre implantların uzun dönem stabilitesini desteklediği gösterilmiştir (26).

Le Fort I osteotomisi en yaygın ortognatik ameliyatlardan biridir; ancak bilim ve teknolojideki son gelişmeler ve artan estetik farkındalık, bu ameliyatın doğruluğunun artırılması ihtiyacını ortaya çıkarmıştır (27). Osteotomi konsepti, maksillayı farklı serbest segmentlere ayırmak için cerrahi testere piyasemeni ile yapılır. İstenen hareketler, ameliyat öncesi ölçülen dış referans noktalarına göre yapılabilir. Serbest segmentler uygun pozisyona getirildikten sonra, Le Fort I osteotomisi sonrası mobilize edilmiş segment iskelet fiksasyonu elde etmek için maksillaya titanyum mini plaklar ve vidalarla sabitlenmelidir (28).

Simülasyon yazılımı, CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) splint, kesici kılavuzlar, SLM tekniği, navigasyon, karma gerçeklik ve mandibuladan bağımsız cihazlar gibi çeşitli yenilikler geçmişte maksillayı arzu edilen 2,0 mm doğrulukta konumlandırmak için kullanılmıştır; ancak artık klinik olarak 1,0 mm doğruluk gerekmektedir (29–34).

2.2.3. Model Cerrahisi ve Sanal Planlama

Geleneksel olarak, Le Fort I osteotomisi için serbest maksiller segment konumlandırması, hastanın oklüzyonunun alçı kalıplarından yapılan artiküle dental modeller kullanılarak preoperatif model cerrahisine dayanmaktadır. Bununla birlikte, tam konumlandırma ve osteotomize fragman fiksasyonu ile hassas osteotomi uygulamasının, özellikle maksiller gömme veya down fracture vakalarında, yalnızca sınırlı iki boyutlu projeksiyon görüntüleri kullanılarak yeniden üretilmesi genellikle zordur (35–37).

Le Fort I osteotomilerinde üç boyutlu (3D) ortamda hassas ve öngörülebilir serbest Le Fort I segmentleri oluşturmak için preoperatif sanal cerrahi planlama ve hızlı prototipleme cerrahi kılavuzları uygulanmış olsa da ticari düz mini plaklar hala cerrahi operasyon sırasında her bir hasta için segmental maksiller geometri profillerine uyacak şekilde şekillendirilmeyi (bükülmeyi) gerektirmektedir (36,37).

2.2.4. Cerrahi Kılavuzlar

Üç boyutlu teşhis, maksillayı altı yönde tam olarak görmeyi sağlar ve çoğu vakada, yerinin değiştirilmesi birkaç yönde (altı yönden üçü veya daha fazlası) karmaşık hareketlerden oluşur (38). Bu nedenle, CAD-CAM cerrahi kılavuz cihazları, özelleştirilmiş titanyum plaklarla (manuel olarak önceden bükülmüş veya işlenmiş) birlikte, üç yöndeki hareketleri kontrol etmek için tanıtılmıştır. Bu tür teknikler, maksillayı ve ara ateli yeniden konumlandırmak için özelleştirilmiş titanyum plakların kullanılmasını içerir, bu da zamandan tasarruf sağlar ve güvenlidir (39–43).

2.2.5. Kişiye Özel Tasarlanan Plaklar

Ortognatik Sanal Cerrahi planlama ile Kişiye Özel Plakları üretilmesi ticari satıcılarla iş birliği içinde gerçekleşir. Cerrah, hastanın BT (Bilgisayarlı Tomografi) taramalarını, dental modelleri veya üç boyutlu lazer topografiler tarafından taranmış dentisyon taramaları ile klinik fotoğrafları mühendise gönderir. Kroniyofasiyal iskeletin sanal rekonstrüksiyonu, BT segmentleri ve sefelometrik analizler kullanılarak mühendisler tarafından yapılır. Cerrahi hareketler ve oklüzyonu içeren tedavi planı cerrah ve mühendis arasında görüşülüp kişiye özel plaklar tasarlanır, üretilir ve cerraha teslim edilir.

Alternatif olarak, Ortognatik Sanal Cerrahi planlama ile Kişiye Özel Plakları üretilmesi cerrah tarafından gerçekleştirilebilir. Bu yöntemdeki asıl avantaj; tüm sürecin cerrahın kontrolünde olmasıdır ve sürecin hızlı ilerlemesidir (44).

Ameliyattan hemen önce konik ışınlı bilgisayarlı tomografi çekildikten ve cerrahi öncesi ortodontik tedaviden sonra, yüz iskeleti ve yumuşak dokular dijital görüntüleme ve tıpta iletişim (DICOM) verileri kullanılarak dijital olarak yeniden oluşturulur. Daha sonra DICOM dosyaları stereolitografiye (STL) dönüştürülerek hastanın 3D kafatası oluşturulur. Oklüzal alçı modelleri, maksilla ve mandibulanın dental arklarının sanal kafatasına dahil edilmesi için taranır. 3D ve klinik ölçümler yardımıyla, planlama sistemi ile çene segmentleri hareket ettirilerek ve döndürülerek sanal cerrahi planlama yapılır. Ardından, CAD/CAM tekniği kullanılarak cerrahi kesme kılavuzları, ara splintler ve özel yapım titanyum mini plaklar üretilir (45). Fiksasyon plakları ilk önce tasarlanır: Daha önceden tasarlanıp taslak olarak da kullanılabilen vida delikleri kemik yüzeyine silindirik objeler şeklinde çizilir. Daha sonra vida deliklerini birbirine bağlayacak şekilde plak

çizilir. Bağlantılar sadece düz olabileceği için kemik yüzeyindeki sadece hafif kontürleri tolere edebilir. Bu nedenle, kemik herhangi iki vida deliği arasında kontur oluşturuyorsa, klinisyenin bağlantı yolunu iki düz çizgiye ayırmak için vida delikleri arasına bir obje koyması gerekir. Maksillada, her iki taraf için ayrı plaklar kullanmak kemiğe intraopretif olarak oturmayı kolaylaştırsa da her iki tarafı da kapsayan tek bir plak çene hareketinde daha iyi hassasiyet sağlar (44).

Fiksasyon plakları tasarlandıktan sonra, tersine mühendislik tekniği kullanılarak cerrahi kesme kılavuzları tasarlanır. Vida deliklerini temsil eden silindirik nesneler ve kemiğin osteotomize edilmiş segmenti birlikte kemiğin orijinal konumuna geri yerleştirilmiştir. Bunun sonucunda, kemiğin sabit ve osteotomize segmentleri üzerindeki vida delikleri cerrahi kesme kılavuzları üzerindeki vidalama deliklerini (drill) temsil etmektedir. Drill kılavuzları, drill deliklerinin üzerine aynı açıda silindirik nesneler yerleştirilerek eklenebilir, böylece drill kılavuzları cerrahi drill'in açısını ve ardından fiksasyon plakasının yerleştirilmesini yönlendirmeye yarar. Cerrahi kılavuzlar üzerindeki kesme yuvaları, planlanan osteotominin doğru bir şekilde yürütülmesini sağlamak için planlanan osteotomi düzlemine göre tasarlanmıştır. Kesme yuvaları ve drill delikleri kemik kaynaklı cerrahi kılavuza entegre edilmiştir (44).

Tasarlanan fiksasyon plakları ve cerrahi kılavuzlar 3D baskı için STL formatına aktarılır. Fiksasyon plakaları, yüksek enerjili bir lazer kullanarak titanyum tozunu katı bir hale getiren özel selektif lazer eritme (SLM) yazıcılar kullanılarak kullanılarak 2. sınıf saf titanyum ile basılabilir (46). 3 boyutlu baskıdan sonra, destek üniteleri çıkarılır, titanyum yerler cilalanarak temizlenir ve in vivo implantasyondan önce sterilize edilir. Kesme kılavuzları 2. sınıf saf titanyum kullanılarak aynı şekilde basılabilir. Alternatif olarak, kesme kılavuzlarının 3B baskısı için rezin gibi diğer biyouyumlu malzemeler de kullanılabilir (44).

2.3. FİKSASYONDA KULLANILAN MATERYALLER

2.3.1. Kobalt Bazlı Alaşımlar

1907 yılında geliştirilen kobalt-kromiyum-tungsten ve kobalt-kromiyum-molibden (CoCrMo) alaşımlarının kimyasal yapıları, günümüze kadar büyük ölçüde

değişmeden korunmuştur. Bu alaşımlardaki en önemli ilerleme, karbon içeriğinin daha kontrollü hale getirilmesi ve sert karbür fazlarının daha homojen bir yapıda elde edilmesiyle birlikte, abrazyon direncinin artırılması olmuştur (47). Günümüzde CoCrMo alaşımları, hem döküm hem de dövme formlarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Her iki form da yaklaşık %58–69 oranında kobalt ve %26–30 oranında kromiyum içermekle birlikte, içerik bakımından büyük farklılıklar göstermezler (48). Ancak bu iki tür arasındaki temel ayrım, üretim süreçlerinde ortaya çıkmakta olup, bu fark mikro yapıya ve mekanik özelliklere doğrudan etki etmektedir. Genellikle dövme yoluyla elde edilen alaşımlar, döküm olanlara kıyasla daha üstün mekanik özellikler sergiler. Bu nedenle, özellikle yüksek dayanıklılık gerektiren ortopedik implantlarda, örneğin eklem protezlerinde, dövme alaşımlar daha sık tercih edilmektedir. Ayrıca, daha düşük düzeyde kobalt ve kromiyum içeren diğer kobalt bazlı alaşımlar da medikal kullanımda yer bulmakta olup, mekanik performanslarını artırmak amacıyla nikel veya tungsten gibi elementlerle alaşım haline getirilmektedir.

Kobalt bazlı alaşımlar, paslanmaz çeliklerle temas ettiklerinde galvanik akım üreterek çelik üzerinde korozif etkiler meydana getirebilir ancak, titanyum ile temas ettiklerinde galvanik akım gözlenmez. Bu alaşımlar üstün aşınma direnci ile tanınır ve bu özellikleri, yüksek sertlikteki karpitlerden oluşan iki fazlı yapılarından kaynaklanmaktadır.

Üstün koroziv özelliklerinin yanı sıra iyi mekanik özelliklere sahip olan kobalt bazlı alaşımlar, çoğunlukla eklem protezlerinde kullanılmaktadır ve bu materyalin kalitesi, üretim ve işleme süreçlerinden etkilenmektedir. Ancak, kırık fiksasyonu gibi uygulamalarda, paslanmaz çelikler ve titanyumlar kadar etkili olamayabilmektedir (48).

2.3.2. Paslanmaz Çelik Alaşımlar

Paslanmaz çelik ilk olarak 1904 yılında Léon Guillet tarafından keşfedilmiştir. Bu materyalin cerrahi uygulamalarda kullanılmaya başlanması ise, 1926 yılında Strauss'un %2–4 molibden içeren ve düşük karbon oranına sahip 18Cr-8Ni kompozisyonlu paslanmaz çelik için patent almasıyla gerçekleşmiştir. Bu alaşım, özellikle korozyon direncinin yüksek olması nedeniyle tıbbi alanda tercih edilmiştir. (49). Paslanmaz çeliklerin ortopedik cerrahi uygulamalarda kullanılmaya başlanması, kırık tedavisinde pek çok yeni tedavi yönteminin ortaya çıkmasını sağlamıştır. Paslanmaz çelikler, yıllar

boyunca geniş bir kullanım alanı bulmuş ve başarılı bir şekilde uygulanmıştır. Bu materyaller, uygun mekanik özellikler, esneklik, düşük maliyet ve kolay üretim gibi avantajlar sunmaktadır.

International Organization for Standardization (ISO) 5832-1 standardına göre, paslanmaz çelik implant materyalleri tek fazlı östenitik mikroyapıya sahip olmalıdır ve 316L paslanmaz çelikleri bu östenitik formda üretilmektedir (50). Paslanmaz çeliklerin mikroyapısı ve kimyasal bileşimi, bu materyallerin manyetik geçirgenliğini doğrudan etkilemektedir. ISO 5832-1 standardına göre, paslanmaz çelikten üretilen tıbbi implantlar manyetik özellik taşımazlar. Bu nedenle, manyetik rezonans görüntüleme (MRG) sırasında bu tür implantların çevresindeki dokularda ısınma ya da yer değiştirme gibi olumsuz etkiler gözlenmez. Bu özellik, MRG'nin paslanmaz çelik implantların çevresindeki yumuşak ve sert dokuların değerlendirilmesinde güvenle ve rutin biçimde kullanılmasına olanak tanımaktadır. Bununla birlikte, paslanmaz çelik implantlar MRG esnasında artefakt oluşumuna neden olabilmekte ve bu durum görüntü kalitesini düşürerek tanısal değerlendirmeyi güçleştirebilmektedir (51).

Paslanmaz çeliğin yoğunluğu 7.9 g/cm³'tür. Bu değer, titanyumun yoğunluğunun yaklaşık iki katıdır; ancak kırık fiksasyon aygıtları gibi küçük hacimli kullanımlarda bu fark önemli bir sorun teşkil etmez. Paslanmaz çeliklerin esneklik katsayısı yaklaşık 186 gigapascal (GPa) olup, bu değer saf titanyumunkinden %80 daha yüksektir (50). Bu nedenle, aynı boyutlardaki paslanmaz çelik plaklar, titanyum plaklarla karşılaştırıldığında daha sınırlı bir bükülebilirliğe sahiptir. Bununla birlikte, plakların geometrik tasarımı da eğilme özelliklerini belirleyen önemli bir parametredir. Tavlanmış paslanmaz çelik formu, düşük mekanik dayanıklılık gösterir ve bu özelliğinden dolayı genellikle yüksek bükülebilirliğin, ancak sınırlı dayanımın yeterli olduğu durumlarda—örneğin serklaj telleri veya rekonstrüksiyon plakları gibi—tercih edilir. Orta düzeyde mekanik direnç sağlayan soğuk işlenmiş paslanmaz çelikler ise, ortalama dayanıklılık gerektiren plaklar, vidalar ve intramedüller çiviler gibi ortopedik implantların üretiminde yaygın olarak kullanılır. En yüksek dayanıklılık seviyesine sahip olan soğuk çekilmiş paslanmaz çelikler ise, özellikle kalıcı deformasyona karşı direnç gerektiren küçük çaplı implantlar—örneğin Kirschner telleri ve Schanz vidaları—için uygun bir materyal seçeneği sunar (50).

2.3.3. Titanyum Alaşımları

Titanyum, implant üretiminde ilk kez 1930'lu yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. Yapılan çalışmalar, bu materyalin paslanmaz çelik ve kobalt esaslı alaşımlar gibi biyolojik dokular tarafından tolere edilebildiğini ortaya koymuştur. İmplant uygulamaları açısından değerlendirildiğinde, titanyumun hafif yapısı ve üstün mekanik ile kimyasal özellikleri, onu öne çıkaran temel avantajlar arasında yer almaktadır (52).

En yaygın kullanılan titanyum bazlı biyomalzemeler, ticari saf titanyum (Ti CP) ve Ti-6Al-4V alaşımıdır. Bu materyaller biyolojik olarak inert kabul edilmekte olup, organizma tarafından yüksek oranda biyouyumlu bulunurlar. Aynı zamanda, bazı paslanmaz çelik türlerinde gözlemlenen nikel kaynaklı hipersensitiviteye neden olmamaları, titanyum alaşımlarını tercih edilir kılan bir diğer özelliktir. Yoğunluğu yaklaşık 4.5 g/cm³ olan titanyum, hafifliği ile dikkat çeker. Ticari saf titanyumun bileşiminde %98,9 ila %99,6 oranında titanyum bulunur. Bu alaşımda yer alan oksijen miktarı, bükülme, gerinim ve yorgunluk direnci gibi mekanik özellikleri doğrudan etkileyen kritik bir parametredir. Titanyumun biyouyumluluğunun temelinde, yüzeyinde doğal olarak oluşan ve havayla temas sonrası kendiliğinden gelişen oksit tabakası yer alır. Bu koruyucu tabaka, çevresel ortamlardan oksijenin materyal içerisine difüzyonunu engelleyerek yüksek düzeyde korozyon direnci sağlar (49).

Ti-6Al-4V alaşımları, biyomedikal implant üretiminde en yaygın kullanılan titanyum esaslı materyaller arasında yer almaktadır. Bu alaşımda bulunan ilave elementler, materyalin mekanik ve fizikokimyasal özelliklerinde önemli iyileşmeler sağlar. Ti-6Al-4V alaşımının elastisite modülü yaklaşık 110 GPa olup, bu değer paslanmaz çeliğin (~210 GPa) ve kobalt bazlı alaşımların (~240 GPa) elastisite modülüne kıyasla belirgin şekilde daha düşüktür. Bu yönüyle, kemiğe daha yakın elastikiyet sunarak stres koruma etkisini azaltma potansiyeli taşır. Mekanik dayanım açısından değerlendirildiğinde, titanyum alaşımları implant materyalleri arasında üstün performans sergilemektedir. Ancak bu alaşımların kesme dayanımı nispeten düşüktür. Bu mekanik zayıflık, özellikle plak ve vida gibi yüksek kesme yüklerine maruz kalan ortopedik implant uygulamalarında dezavantaj oluşturabilmektedir.

Titanyum alaşımları, paslanmaz çelik alaşımlarına kıyasla radyografik görüntüleme sırasında daha az artefakt oluşturur. Ayrıca, titanyum implantlar

ferromanyetik değildir, bu da titanyum implantı bulunan hastaların güvenli bir şekilde manyetik MRG yapılabilmesini sağlar (53).

2.3.4. Polimerler ve Kompozit Materyaller

Ortopedik cerrahideki temel sorunlardan biri, kemik ve implant materyali arasındaki esneme uyumsuzluğudur. Paslanmaz çeliğin elastik modülü (210-230 GPa), kemiğin modülünden (10-18 GPa) çok daha yüksektir. Kuvvet paylaşımı, her malzemenin esneklik özelliklerine bağlıdır ve bu dengesizlik, kemiğe binen yükü azaltarak kemik porozitesini artırabilir. İmplant ile doku esnekliği eşitlendiğinde, kuvvet taşıyıcı etkiler azalır ve sağlıklı doku remodelasyonu desteklenir. Düşük elastik modüllü polimerler bu açıdan ilgi çekici olsa da, düşük dayanıklılıkları kullanım alanlarını sınırlandırmaktadır. Ancak, fiber takviyeli polimerler sayesinde bu malzemelerin dayanıklılığı artırılmış ve ortopedik uygulamalarda yaygınlaşmıştır (54).

2.4. PEEK Materyaller

2.4.1. Karışım ve Kompozit PEEK Malzemeleri

Polimer, fiber ve toz halindeki maddeler mikroskobik ölçekte bir araya getirildiğinde, elde edilen yeni malzeme, makroskobik fiziksel özellikler açısından her bir bileşenin tekil özelliklerinden daha üstün performans gösterebilir. Bu tür malzemeler için kullanılan “kompozit” terimi, çoğunlukla güçlendirici kısmın uzun ya da sürekli fiberlerden oluştuğu durumlar için geçerliyken; “karışım” ifadesi ise genellikle toz, pul veya kısa fiber gibi ayrık parçacıklardan oluşan malzemeler için kullanılır. Doğada bulunan klasik fibröz kompozitlere örnek olarak kemik dokusu verilebilir. Kemikler, inorganik hidroksiapatit ile organik tip I kolajenin bir araya gelmesiyle oluşur. Ancak burada asıl önemli olan, arzu edilen fiziksel ve mekanik özelliklerin sağlanmasında bu bileşenlerin birbirleriyle olan özel etkileşimleri ve kombinasyonlarıdır. Eğer kemikler kolajen fiberlerle güçlendirilmemiş olsaydı, iskelet yapıyı destekleyemez, koruyamaz ve hareketlere uyum sağlayamazdı. Benzer şekilde fiberler de, onları bir arada tutan ve dış kuvvetleri fiberlere ileten matriks yapı olmadan tek başlarına işlevsel olamazlar.

Fiberle güçlendirilmiş malzemelerin fiziksel karakteristikleri; fiberlerin yapısal özellikleri, miktarı, uzunluğu ve yönelimi, polimer matriksin türü ve fiberlerle matriks

arasındaki bağlanma niteliğiyle doğrudan ilişkilidir. Uygun fiber-matriks kombinasyonu ve fiber doğrultusunun uygulanan kuvvete göre ayarlanması sayesinde, implant malzemesinin mekanik özellikleri önemli ölçüde artırılabilir ve tasarım hedeflerine uygun hale getirilebilir (55).

Benzer prensipler karışım bazlı malzemelere de uygulanabilmekle birlikte, bu durumda eklenen bileşenler daha çok dağılmış kısa fiberler veya partiküller şeklindedir. Kısa fiberlerin rastgele dağılması ve fiber çaplarıyla kıyasla kısa olmaları nedeniyle, bu tür malzemelerin özellik kazancı, sürekli karbon fiber içeren kompozitlere göre daha sınırlı kalmaktadır. Yine de kısa fiberlerle güçlendirilmiş polimerler, mekanik özelliklerinin güçlendirilmemiş polimerlere göre daha iyi olması ve üretimlerinin daha kolay olması sayesinde önemli bir malzeme grubunu oluşturmaktadır.

2.4.1.1. Güçlendirici türlerine göre PEEK kompozitler: Malzemenin güçlenmesine katkı sağlayan bileşenin etkisi, uygulanan kuvvetin polimer matriks ile katı dolgu maddesi arasında nasıl dağıldığıyla yakından bağlantılıdır. Fiber yapılar, küresel dolgu parçacıklarına kıyasla yük taşıma açısından daha verimlidir ve daha uzun fiberler daha büyük kuvvetleri karşılayabilir. Bu yüzden, sürekli fiberler kısa fiberlere (uzunluğu <1 mm olanlara), sert fiberler ise yumuşak fiberlere göre daha üstün güçlendirme potansiyeline sahiptir (56).

Güçlendirici maddenin malzeme içindeki hacim oranı da önemli bir faktördür. Konsantrasyon arttıkça, güçlendirme etkisi de artış gösterir. Malzeme geliştiricisinin hedefi; hem yeterli dayanım sağlayacak katkı oranını belirlemek hem de üretimi konvansiyonel yöntemlerle yapılabilir kılmaktır.

İmplante edilebilir fiberle güçlendirilmiş materyaller için aşağıdaki seçenekler bulunmaktadır (55): Fiber tipi: Karbon, PAN veya pitch; Fiber uzunluğu: kısa (<1 mm), uzun(>1mm,<6mm), devamlı (>6mm); Fiber Hacimsel Yoğunluğu: Düşük (<%30), Yüksek (>%55); Üretim: enjeksiyonlu döküm, sıcak presleme vb.

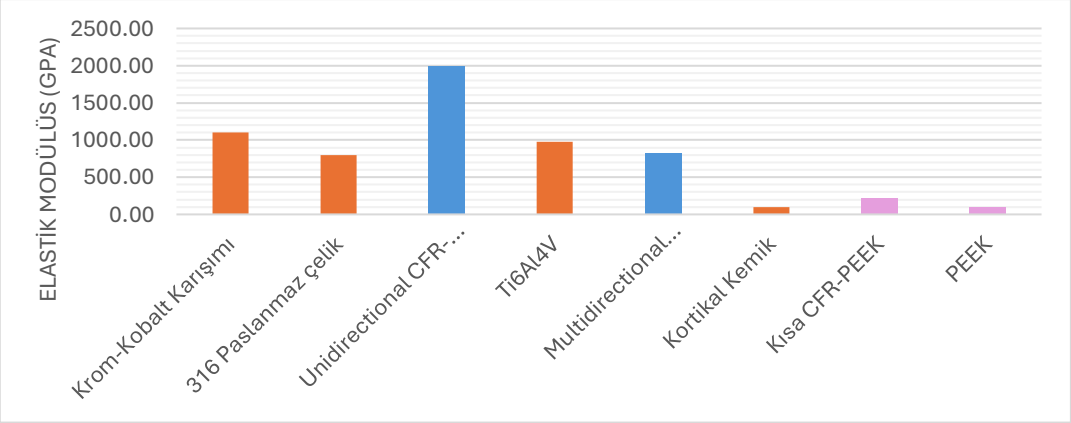
Karbon fiber içeren kompozit malzemelerin, metalik alternatiflerine yakın mekanik performans gösterebilmesi için uzun ya da sürekli fiberlerin yüksek yoğunlukta (%60–65) kullanılması gereklidir. Daha düşük mekanik özellikler sunan versiyonlar, kısa fiberler ve daha düşük konsantrasyonlarla (%20–30) üretilebilir. Bu tür malzemeler,

geleneksel polimerizasyon ekipmanlarıyla karışım ya da enjeksiyon kalıplama gibi daha basit yöntemlerle üretilebildiği için kullanım alanları da genişlemiştir.

2.4.1.1.a. Kısa karbon fiber takviyeli PEEK kompozitleri: Polimerin kalıplama ve döküm gibi üretim yöntemlerine uygunluğunu sürdürebilmesi için içine katılabilecek maksimum kısa karbon fiber miktarı, ağırlıkça yaklaşık %30'dur (55). Bu oranın üzerine çıkıldığında, malzemenin mekanik verimliliği düşmeye başlar. Ayrıca daha yüksek fiber içeriği, işleme sürecinde daha fazla sıcaklık ve basınç gerektirerek üretimi hem zorlaştırır hem de maliyetli hale getirir.

%30 kısa karbon fiber içeren CFR-PEEK OPTIMA bileşimi, standart PEEK-OPTIMA ve ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE) ile kıyaslandığında daha yüksek dayanıklılık göstermektedir. Bu kompozit, gerilme kuvvetlerine karşı kortikal kemikten yaklaşık üç kat daha dirençlidir. Bu da kemiğe göre oldukça dayanıklı olan bir malzemenin enjeksiyon kalıplama ve torna gibi pratik üretim teknikleriyle işlenebileceğini göstermektedir.

Tüm metalik implantlar ve alümina bazlı seramikler, kemik ile karşılaştırıldığında oldukça yüksek sertliğe sahiptir (10 ila 20 kat daha fazla). Buna karşın kısa CFR-PEEK OPTIMA® bileşimi, kemikle en benzer elastik modülüse sahip malzemeler arasında yer alır (Şekil 2.1). Bu özelliği sayesinde üzerine gelen kuvvetleri dengeli bir şekilde dağıtabilir ve daha önce bahsedilen biyomekanik avantajları sunar.

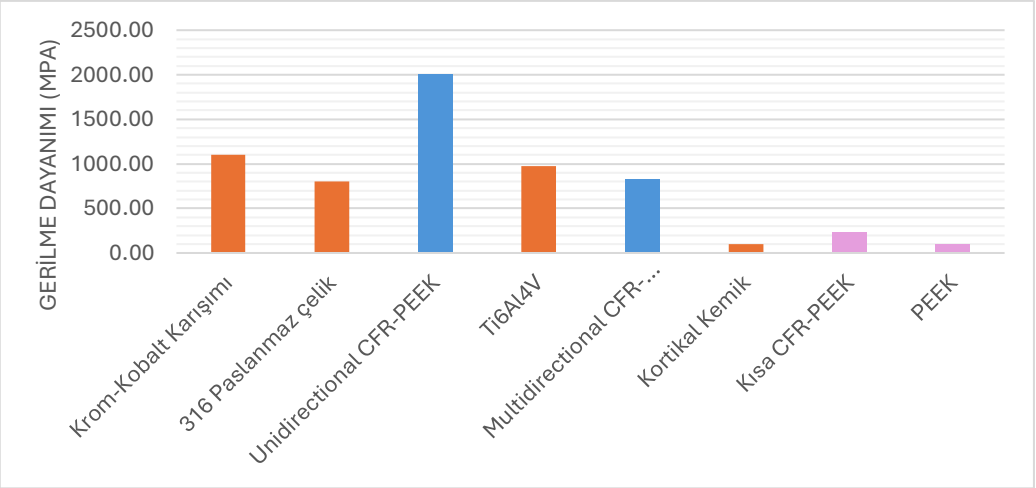


Şekil 2.1: Metal implant materyalleri ve karbon fiber içerikli kompozit implant materyallerinin elastik modülü değerleri (55).

Ancak bazı implant türlerinde, kısa fiberli CFR-PEEK malzemeler istenen rijitlik ve mekanik dayanıklılığı sağlamakta yetersiz kalabilir. Aynı zamanda implant geliştiricileri; manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve bilgisayarlı tomografi (BT) ile uyumluluğu korumak, ayrıca metal kullanımını minimize etmek isteyebilir. Bu gibi durumlarda, daha uzun ve daha yoğun fiber takviyesi tercih edilmelidir. Bu da farklı üretim ve birleştirme yöntemlerinin kullanılmasını gerektirir.

2.4.1.1.b. Sürekli karbon fiber takviyeli PEEK kompozitleri: Güçlendirici fiberlerin uzunluğu, mekanik özellikleri daha fazla etkilemeyecek seviyeye ulaştığında bu fiberler "sürekli karbon fiberler" olarak adlandırılır. Bu kritik uzunluk; fiberin kendine özgü dayanımı, polimer matriksin esneklik ve dayanıklılık özellikleri ile iki bileşen arasındaki bağ kalitesi gibi etkenlere bağlıdır. Literatürde 6 mm üzerindeki karbon fiberler sürekli fiber kabul edilmekle birlikte, uygulamada bu fiberler genellikle kompozit malzemenin tüm uzunluğu veya genişliği boyunca kesintisiz bir şekilde uzanır (55).

Sürekli fiberle takviye edilmiş PEEK malzemelerin mekanik performansı büyük ölçüde fiberlerin yönelimine bağlıdır (57). En yüksek gerinim değerleri, ölçüm ekseninin fiber yönüyle paralel olduğu durumlarda elde edilir. Bu tür kompozitlerde, dokuma yapılar ya da önceden polimerle emprenye edilmiş tek yönlü fiberler PEEK matriksi ile kullanılabilir. Emprenye edilmiş fiberlerin belirli yönlerde üst üste yerleştirilmesiyle elde edilen yapı, malzemenin mukavemet ve sertlik gibi mekanik özelliklerini optimize eder. Yüksek oranda takviye edilmiş CFR-PEEK, bant şeklindeki PAN esaslı karbon fiberlerin PEEK reçinesiyle önceden doyurulmasıyla elde edilen ve sürekli karbon fiber içeriği sayesinde geleneksel metal ve seramik malzemelere kıyasla çok daha üstün mekanik performans sunan özel bir Invibio® ürünüdür (Şekil 2.2). Tüm karbon fiberlerin yük ekseni boyunca hizalandığı (tek yönlü – unidirectional) veya yük eksenine göre 0°/90°/±45° açılarda yerleştirilmiş (çok yönlü – multidirectional) şekilde simetrik olarak dizildiği bu yüksek takviyeli yapılar, oldukça yüksek gerilme dayanımları sergiler. Veriler, tek yönlü fiberlerle güçlendirilmiş aşırı takviyeli CFR-PEEK kompozitlerin birçok metal malzemeden daha üstün dayanıklılığa sahip olduğunu; çok eksenli fiber dizilimli versiyonlarının ise metallerle benzer düzeyde özellikler sunduğunu ortaya koymaktadır.



Şekil 2.2: Fiksasyon sistemlerinde kullanılan metalik materyaller, karbon fiberlerle kombine edilen kompozit materyaller ve kortikal kemiğin gerilme dayanımları.

2.4.2. PEEK Kompozitlerin Materyal Özellikleri

PEEK materyallerin biyouyumlu olduğu zamanla kanıtlansa da bu konu 1980'lerin sonlarından itibaren detaylı olarak araştırılmıştır (58). PEEK ve PEEK kompozitlerinin biyouyumluluğunu destekleyen pek çok bilimsel kanıt mevcuttur (59). PEEK OPTIMA® ve CFR-PEEK OPTIMA® bileşimleri, FDA kriterlerine uygunluk sağlamak amacıyla sistemik ve lokal toksisite, intramusküler implantasyon gibi testlerden geçirilmiş; bu testlerde herhangi bir yan etki gözlenmemiştir (60).

CFR-PEEK ve PEEK esaslı polimerler radyolusent karakterde olup, bu özellik implant edilen bölgenin detaylı bir şekilde görüntülenmesini mümkün kılar. Bu tür şeffaf materyaller sayesinde, daha düşük düzeyde radyasyon kullanılarak daha net görüntüler elde edilebilir; bu da hasta açısından maruz kalınan radyasyon miktarının azaltılmasına katkı sağlar. Bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) gibi yöntemler, metalik materyallerin çevresinde oluşan artefaktlar nedeniyle görüntü kalitesini düşürür. Örneğin, titanyum veya paslanmaz çelik vidaların yerleştirildiği omurga MRG'lerinde, bu implantlar çevresinde oluşan siyah gölgeler net görüntü alınmasını engellerken; CFR-PEEK vidalar etrafında çok daha net görüntüler elde edilebilmiştir. BT incelemelerinde ise metallerin radyoopak yapısı nedeniyle ışınlar yeterince nüfuz edemez, bu da görüntüleme sırasında ışınsal çizgilenmelere yol açan belirgin artefaktlara neden olur. Eğer implant materyalinin radyografik olarak

görünürlüğü istenirse, kompozit içerisine baryum sülfat gibi katkı maddeleri ilave edilerek opaklık sağlanabilir. %4, %6 ve %20 oranlarında baryum sülfat içeren materyallerle farklı düzeyde radyoopasiteler elde edilmiş; ancak katkı oranı arttıkça malzemenin gerilme dayanımında azalma olduğu tespit edilmiştir (55).

Cerrahi uygulamalarda kullanılan polimer ve kompozit biyomalzemelerin sterilizasyon sürecinde yapısal bütünlüklerini koruyabilmesi de oldukça önemlidir. Bu kapsamda, yaygın şekilde kullanılan otoklav sterilizasyon yönteminin PEEK ve CFR-PEEK kompozitler üzerindeki etkisi incelenmiş ve bu malzemelerin fiziksel yapılarının korunduğu rapor edilmiştir (61). Radyasyona karşı direnç konusu ise özellikle UHMWPE gibi alifatik polimerlerde sıkça gündeme gelir. Bu tür polimerler radyasyon maruziyeti sonucunda moleküler bağlarında kırılmalara ve serbest radikal oluşumuna sebep olabilir (62). Ancak aromatik yapısı sayesinde PEEK malzemeler, gama ışınlarına ve elektron demeti radyasyonuna karşı yüksek direnç sergiler (63). Ayrıca bu materyallerde oluşan serbest radikallerin ömrü oldukça kısadır. Sonuç olarak, son yirmi yılda yapılan çalışmalar PEEK ve kompozitlerinin, vücut sıcaklığında sıvı ortamda uzun süre boyunca stabil kalabildiğini ve farklı sterilizasyon yöntemlerine karşı yüksek direnç gösterdiğini ortaya koymuştur.

2.4.3. PEEK Malzemelerin Klinik Kullanım Alanları

1990'lı yıllarda ortopedi ve biyomalzeme alanındaki yayınlar, yüksek performanslı termoplastiklerin tıbbi uygulamalara olan ilgiyi açıkça göstermektedir. Poliarileterketon (PAEK) grubuna dahil biyomalzemelerin insan vücudunda kullanımına yönelik ilk ticari yaygınlık, omurga implantları ile gerçekleşmiştir. Spinal kafes sistemleri, servikal ve lumbar omurgadaki dengesizlikleri düzeltmek ve dejeneratif disk hastalıklarından kaynaklanan ağrıların tedavisinde kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Başlangıçta titanyum gibi metallerin tercih edildiği bu yapılarda, iki önemli kısıt belirlenmiştir: İlki, titanyum implantların yüksek sertliği nedeniyle kemik iyileşmesini baskılayabilecek olması; ikincisi ise yüksek radyoopasiteleri sebebiyle radyografik değerlendirmelerde kemik gelişiminin izlenememesidir. Carl McMillin, her iki sorunun da üstesinden gelebilmek amacıyla PAEK esaslı materyallerin spinal kafeslerde kullanımını önermiştir (64). Spinal füzyon cerrahisinde, kullanılan implantlar zamanla yapışıklıklara neden olarak komşu omurga segmentlerinin hareketini kısıtlayabilir.

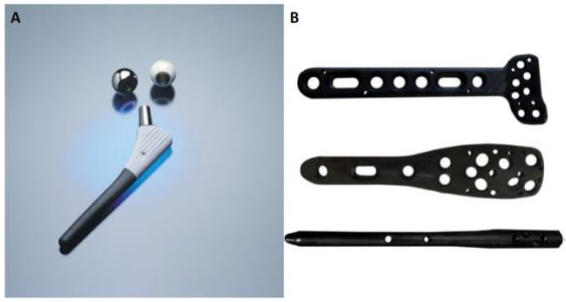
Araştırmacılar, omurganın doğal hareket açıklığını koruyarak, çevre dokularda oluşabilecek dejeneratif değişiklikleri azaltmayı hatta önlemeyi hedeflemişlerdir. Bu sebeple, önceki sert materyallerin yerine daha esnek yapılı implantların kullanımı önerilmektedir. PEEK esaslı yapay diskler ve interspinöz implantlar, ameliyat sonrası omurga hareketliliğinin korunmasına olanak tanır (65).

Günümüzde, geleneksel metal, seramik ve polimer esaslı implantlar; kalça ve diz protezlerinde yaygın şekilde kullanılmaktadır ve 10 yıllık takiplerde %90'dan fazla başarı oranı ile değerlendirilmektedir. Ancak bu başarıyı daha genç ve aktif bireyler için de sağlamak hedeflenmektedir. Sonuç olarak ortopedideki yeni implant teknolojilerinin daha önceleri kullanılan alternatiflerine göre uzun dönem performanslarının arttırılması beklenir (66). Metal esaslı implantlar, "yük taşıma" ilkesiyle çalışarak zaman içinde çevre kemik dokusunda rezorpsiyon oluşturabilir ve bu durum, ilerleyen dönemde yapılacak revizyon cerrahilerini olumsuz etkileyebilir. Eğer kemiğe benzer elastikiyete sahip (izoelastik) implantlar geliştirilebilirse, bu tür yapılar kemik üzerinde daha doğal bir stres dağılımı sağlayarak rezorpsiyon gibi olumsuzlukları en aza indirebilir. Özellikle genç hastalar açısından bu avantaj, uzun vadede daha az revizyon ihtiyacı ve cerrahi durumlarda daha sağlıklı bir kemik altyapısı anlamına gelir. Kalça protezlerinde, PEEK kompozitlerinin metalik implantlara alternatif olarak kullanımını destekleyen klinik ve deneysel çalışmalar giderek artmaktadır (Şekil 2.3 A) (67).

PEEK ve kompozitlerinin üstün termomekanik yapıları sayesinde 1980'lerden bu yana endüstriyel ve havacılık sektöründe detaylı araştırmalar yürütülmektedir. PEEK'in tribolojik performansı; sadece katkı maddesi türü ve oranına değil, aynı zamanda sıcaklık, kayma hızı, temas basıncı ve yüzey pürüzlülüğü gibi pek çok parametreye bağlıdır. Bu özellikleriyle PEEK; total kalça ve diz protezleri, yüzey yenileme protezleri, yapay diskler gibi yüksek yük taşıyan alanlarda başarıyla kullanılmaktadır.

Kırıkların tedavisinde internal fiksasyon amacıyla metal plak kullanımı, yaklaşık bir asırlık bir geçmişe sahiptir. İlk dönemlerde kullanılan plaklarda karşılaşılan başlıca problem, malzemenin korozyona uğramasıydı. Ancak bu sorun, paslanmaz çeliğin tıbbi uygulamalarda kullanılmaya başlanmasıyla büyük ölçüde ortadan kalkmıştır. Günümüzde ise metal fiksasyon aygıtlarıyla ilgili temel endişelerden biri, bu plakların uygulandığı bölgelerde kemik dokusunun stres paylaşımına bağlı olarak zamanla zayıflamasıdır (68). Bu duruma çözüm üretmek amacıyla, 1980'li yıllarda paslanmaz

çelikten daha az sertliğe sahip, yarı rijit yapıda karbon fiber takviyeli (CFR) polimer plaklar geliştirilmiştir (Şekil 2.3 B). CFR-epoksi plaklar kullanılarak yapılan tedavilerde, plakların çıkarılması sırasında alınan biyopsiler üzerinden biyouyumluluk analizleri yapılmış ve bu malzemelerin, paslanmaz çelik ile benzer biyolojik tepkiler gösterdiği belirlenmiştir (69).



Şekil 2.3: Devam karbon fiberlerle desteklenmiş PEEK materyalden elde edilen kalça protezi ve farklı fiksasyon plakları

2.5. BİYOMEKANİK KAVRAMLAR

2.5.1. Kuvvet

Bir cismin hareket doğrultusunu, hızını, konumunu veya şeklini değiştiren etkiye kuvvet adı verilir. Kuvvet; yön, etki süresi, büyüklük ve tür gibi niteliklere sahip olması nedeniyle vektörel bir büyüklük olarak tanımlanır. Fiziksel bağlamda kuvvet, Newton'un ikinci hareket yasasına göre "Kuvvet (F) = Kütle (m) × İvme (a)" biçiminde ifade edilir. Uluslararası Birim Sistemi'nde kuvvet birimi Newton (N) olarak tanımlanır; bunun yanı sıra kilogram kuvvet (kgf) birimi de kullanılabilmektedir. 1 kilogram kuvvet, yaklaşık 9.8 Newton'a eşittir (1 kgf = 9.8 N) (70).

Biyomekanik çalışmalar kapsamında kuvvet uygulama biçimleri; cismin uzun ekseni boyunca çekme (tensile), basma (compressive), eğilme (bending), burulma (torsion) ve çok eksenli (multiaxial) olmak üzere sınıflandırılmaktadır. Basma kuvvetleri implant-protez yapısının birleşimini desteklerken, makaslama ve çekme kuvvetleri bu

yapıların ayrılmasına ve bozulmasına yol açabilir. Özellikle kemik ve implant açısından en zararlı kuvvet tipi makaslama kuvvetleridir (71,72).

2.5.2. Gerilme (Stres)

Bir cisme dışarıdan uygulanan kuvvet sonucunda, cismin birim alanı üzerinde ortaya çıkan içsel direnç kuvvetine gerilme (stres) adı verilir. Uluslararası Birim Sistemi'nde (SI), gerilme birimi Newton/metrekare (N/m^2) olarak tanımlanmakla birlikte, çeşitli kaynaklarda pounds per square inch (PSI) ya da Pascal (Pa) gibi alternatif birimler de kullanılmaktadır (73). Diş hekimliği uygulamalarında ise, analiz edilen yapıların mikroskobik boyutlarda olması nedeniyle, genellikle Megapascal (MPa ya da N/mm^2) birimi tercih edilmektedir. (74,75).

Cisimlerde kuvvet uygulaması sonucu üç ana gerilme türü meydana gelir (76); Basma Gerilmesi (Compressive Stress): Aynı doğrultuda fakat zıt yönlü iki kuvvetin etkisiyle oluşan gerilme türüdür, Çekme Gerilmesi (Tensile Stress): Aynı doğrultuda ancak ters yönlerde etki eden kuvvetlerin, cismi uzatarak bütünlüğünü bozduğu gerilmedir, Kesme Gerilmesi (Shear Stress): Paralel fakat zıt yönlü kuvvetlerin farklı düzlemler üzerinde oluşturduğu gerilme çeşididir.

Gerçek hayatta, cisimler genellikle yalnızca tek bir gerilme türüne değil, birden fazla gerilme türünün birleşimine maruz kalmaktadır (77).

2.5.3. Gerinim (Strain)

Bir cisme kuvvet uygulandığında, cismin orijinal boyutuna göre birim uzunluğunda meydana gelen oransal deformasyon gerinim (strain) olarak tanımlanır (78). Gerilmenin olduğu her durumda gerinim de ortaya çıkar. Gerinim, cismin boyutundaki değişimin ilk boyutuna oranlanmasıyla hesaplanır ve genellikle yüzde (%) cinsinden ifade edilir (79).

Gerinim şu üç formda gözlenebilir; Elastik Gerinim: Kuvvet kaldırıldığında cisim eski formuna döner, Plastik Gerinim: Kuvvet kalksa dahi cisimde kalıcı şekil değişikliği meydana gelir, Elastoplastik Gerinim: Kuvvet kaldırıldığında cisim kısmen eski haline döner, ancak tamamen orijinal yapısına ulaşamaz. Cisme uygulanan kuvvet, materyalin dayanabileceği sınır değeri aşarsa kopma ya da kırılma oluşabilir (73).

2.3.4. Mohr Dairesi

Bir cisme uygulanan kuvvetin farklı kesitlerde oluşturduğu birleşik gerilmeleri grafiksel olarak ifade eden gösterim sistemine Mohr Dairesi adı verilmektedir (80).

2.5.5. Elastisite

Bir cisim, maruz kaldığı stres ortadan kalktığında başlangıçtaki şeklini yeniden kazanabiliyorsa, bu tür cisimler 'elastik cisim' olarak adlandırılır (80).

2.5.6 Hooke Kanunu

Bir cismin geriniminin, uygulanan gerilme ile doğru orantılı olduğunu belirten bu yasa, Robert Hooke tarafından formüle edilmiştir. Başka bir ifadeyle, uygulanan kuvvet arttıkça cismin deformasyon miktarı da orantılı şekilde artar. Gerilme-gerinim grafiğinde elde edilen doğru, cismin sertlik derecesini gösterir. Yüksek elastik modül, materyalin rijit olduğunu; düşük elastik modül ise esnek bir yapıya sahip olduğunu gösterir (81).

2.5.7. Passion Oranı

Bir cisme kuvvet uygulandığında meydana gelen boyutsal değişim üç boyutludur. Cismin boyca uzaması ile kesitsel daralması arasındaki orana Poisson oranı adı verilir (81).

2.5.8. Young (Elastisite) Modülü

Bir malzemenin elastik deformasyona karşı gösterdiği direnci ifade eden Young modülü, İngiliz fizikçi Thomas Young tarafından tanımlanmıştır. Gerilmenin gerinime oranı olarak tanımlanan bu modül ‘E’ sembolü ile gösterilir ve birimi MPa’dır (81,82).

Young modülü arttıkça, malzemenin deformasyona karşı gösterdiği direnç de artar. Ancak bu değer, malzemenin esnekliği veya genel dayanıklılığı hakkında doğrudan bilgi vermez. Sert ve rijit materyallerin Young modülü değerleri yüksektir (81).

2.5.9. Esneyebilirlik

Bir malzemenin elastik sınır içerisindeki şekil değişimi için gerekli enerji miktarına esneyebilirlik denir. Bu özellik, gerilme-gerinim eğrisinin elastik bölümünün altında kalan alanla ölçülmektedir (83).

2.5.10. Elastik Sınır (Elastic Limit)

Bir cismin kalıcı deformasyona uğramadan dayanabileceği maksimum gerilme değerine elastik sınır adı verilir (84).

2.5.11. Oransal Sınır

Oransal sınır, SPL veya σPL sembolleriyle ifade edilir ve gerilmenin gerinimle orantılı olduğu maksimum gerilme seviyesini tanımlar. Bu sınırın altındaki kuvvetler malzemede kalıcı deformasyona yol açmaz; kuvvet kaldırıldığında malzeme eski formuna geri döner (85).

2.5.12. Homojen Cisim

Elastik özellikleri cismin tüm noktalarında eşit olan malzemelere homojen cisim denilmektedir (86).

2.5.13. İzotropik ve Anizotropik Cisimler

Tüm asal eksenlerde aynı fiziksel özellikleri sergileyen materyaller izotropik, bu özellikleri göstermeyenler ise anizotropik olarak tanımlanır. Bu farklılık, gerilme-şekil değiştirme ilişkilerinin elastisite modülü ve Poisson oranı üzerinden açıklanmasıyla ortaya konulmaktadır (86).

2.5.14. Asal Gerilim (Principle Stress)

Üç boyutlu yapısal elemanlarda, kesme gerilmesinin sıfır olduğu koşullarda asal gerilim değerleri elde edilir. Normal gerilimler genellikle 'σ' sembolü ile, kesme gerilimleri ise 'ɪ' işareti ile gösterilmektedir. Asal gerilimler; maksimum asal gerilim, ara asal gerilim ve minimum asal gerilim olmak üzere üç ana kategoriye ayrılır. Bu değerler sırasıyla en yüksek pozitif gerilim (σ_1), en düşük negatif gerilim (σ_3) ve bu ikisi arasında yer alan ara gerilim (σ_2) olarak tanımlanır. Asal gerilimler genellikle şu şekilde sıralanır: $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$. Maksimum asal gerilim (P_{max}), pozitif bir değere sahip olup en büyük çekme gerilimini gösterirken; minimum asal gerilim (P_{min}) negatif bir değeri temsil eder ve en yüksek basma gerilimini ifade eder (81).

σ1: Maksimum asal gerilimi gösterir, değeri pozitiftir ve en yüksek çekme gerilimini ifade eder. σ3: Minimum asal gerilimi gösterir, değeri negatiftir ve en büyük

basma stresini belirtir. Analizlerde negatif değerler basma gerilimini, pozitif değerler ise çekme gerilimini tanımlar. Mutlak değeri daha büyük olan stres tipi, elemanın hangi gerilme türü altında çalıştığını gösterir ve değerlendirmede öncelikli olarak dikkate alınır. Bir üç boyutlu stres elemanında x, y, z düzlemlerinde birer normal gerilim (σx, σy, σz) ile birlikte üç kesme gerilimi (τxy, τyz, τzx) bulunmaktadır. Kesme gerilimleri τxz, τzy, τyx veya τxy biçiminde ifade edilir. Dolayısıyla, bir üç boyutlu elemanın stres durumu, üç normal ve üç kesme gerilimi bileşeni ile tam olarak tanımlanır.

Kemik gibi kırılgan materyallerde asal gerilim değeri büyük önem taşır. Maksimum asal gerilmenin mutlak değeri, malzemenin çekme dayanıklılığına eşit ya da daha büyükse veya minimum asal gerilmenin mutlak değeri, malzemenin basma dayanıklılığına eşit ya da daha büyükse, o zaman başarısızlık (kırılma, çatlama vb.) durumu söz konusu olabilir (87).

2.5.15. Eşdeğer Gerilim (Equivalent Stress, Von Mises Stress)

İlk olarak Dr. R. Von Mises ve çalışma arkadaşları tarafından ortaya konulan bu hipotez, biçim değiştirme enerjisi teorisi olarak da adlandırılmaktadır. Von Mises gerilimi 'σ_e' sembolü ile gösterilir ve çekilebilir malzemelerde şekil değişiminin başladığı noktayı tanımlar. Özellikle sonlu elemanlar stres analizlerinde, stres dağılımının değerlendirilmesi amacıyla kullanılır. Ayrıca kırılma dayanıklılığının hesaplanmasında da önemli bir parametredir (81,87).

Von Mises gerilimi, üç asal gerilim değeri kullanılarak aşağıdaki formülle hesaplanır (86):

$$\sigma_e = \sqrt{\frac{(\sigma_1-\sigma_2)^2+(\sigma_2-\sigma_3)^2+(\sigma_3-\sigma_1)^2}{2}}$$

Bu hesaplama sayesinde, bir yapının stres dağılımı hakkında genel bir fikir edinmek mümkün olur (87).

2.5.16. Çekme Dayanımı (Tensile Strenght)

Bir malzemeye aynı eksende ancak zıt yönlerde iki kuvvet uygulandığında, bu malzemenin kırılmadan dayanabildiği en yüksek yük miktarı, çekme dayanımı olarak tanımlanır. Başka bir ifadeyle, bir malzemenin kopmadan veya çatlamadan

dayanabileceği en büyük çekme gerilmesi çekme dayanımıdır. Uygulanan kuvvet, çekme diyagramındaki en yüksek gerilme seviyesini aştığında, malzeme kırılmakta veya kopmaktadır (77).

2.6. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ

Sonlu Elemanlar Analizi (SEA), temelde cebirsel hesaplamalara dayanan bir simülasyon tekniğidir. Bu yöntem, biyomekanik açıdan kritik öneme sahip parçaların CAD modelleri üzerinde küçük segmentlere ayrılmasıyla uygulanır. Bölümlere ayrılan bu parçalar üzerinden, yazılımlar aracılığıyla stres ve gerilme analizleri gerçekleştirilir (88). İlk kez 1956'da havacılık sektöründe kullanılan SEA, günümüzde havacılık ve uzay mühendisliği, biyomedikal uygulamalar, otomotiv sanayi, elektromanyetik sistemler, hidrolik yapılar ve nükleer enerji gibi birçok alanda tercih edilen bir yöntemdir (89).

Diş hekimliğinde SEA'nın ilk kullanımı 1968 yılında Ledley ve Huang tarafından gerçekleştirilmiş olup, bilgisayar ortamında modellenen bir diş üzerine farklı kuvvetlerin uygulanması ve bunun kemiğe olan etkilerinin incelenmesini amaçlamıştır. İmplantoloji alanında ise SEA, 1973'te Tesk ve Widera'nın implant çevresindeki kemikte oluşan gerilimleri ölçen çalışmaları ile uygulanmaya başlanmıştır (90). Bu yöntemin günümüzdeki haline gelmesinde Farah ve Craig'in çalışmaları belirleyici olmuştur (91).

2.6.1. SEA Yönteminde Temel Kavramlar

2.6.1.1. Eleman (Element): SEA'nin yapısı gereği, incelenen yapı daha küçük geometrik bölümlere ayrılır. Bu küçük bölgelere "eleman" adı verilir. Eleman sayısı ne kadar artarsa, analiz doğruluğu da o ölçüde yükselir. Bu elemanlar modelin geometrik ve mekanik karakteristiklerini temsil eder. Bu şekilde oluşturulan yapıya "matematiksel model" adı verilir (92).

2.6.1.2. Düğüm (Node): Her elemanın diğer elemanlarla bağlantı kurduğu ve fiziksel etkilerin aktarıldığı noktalar düğüm (node) olarak adlandırılır (92).

2.6.1.3. Ağ yapısı (Mesh): Elemanların ve düğümlerin konumları, ağ oluşturma (mesh) süreci ile belirlenir. Bu işlem, özel yazılımlar tarafından otomatik ya da manuel olarak yapılabilir. Mesh yoğunluğu artırıldıkça analiz doğruluğu da paralel şekilde artış gösterir (91).

2.6.1.4. Sınır şartları (Boundary conditions): Analiz yapılırken cismin hangi noktalarından sabitlendiğini ve nerelerde hareketinin kısıtlandığını gösteren tanımlamalara sınır koşulları denir. Uygulanan kuvvetlerin yönü ve biçimi, bu sınır şartları ile belirlenir (93,94).

2.6.1.5. Katı modelleme: Katı modelleme, incelenecek nesnenin hem iç hem dış geometrisini detaylı bir şekilde ortaya koyan bir modelleme yöntemidir. Bu yöntemle, BT ya da MRG gibi görüntüleme tekniklerden alınan veriler bilgisayara aktarılır. Ardından bu verilere mesh yapısı uygulanarak model oluşturulur. Bu model üzerinden cismin ağırlık, moment gibi fiziksel özellikleri belirlenebilir; ayrıca kesitler alınarak belirli bir bölgenin geometrik ve fiziksel yapısı analiz edilebilir (93,94).

2.6.2. SEA'nın Uygulama Aşamaları

SEA yöntemi üç ana basamaktan oluşur: ön hazırlık, hesaplama ve sonuç analizi (95).

Hazırlık (Pre-processing): MR veya BT görüntülerinin bilgisayara aktarılmasıyla başlar. Bu görüntüler işlenerek iki veya üç boyutlu modeller elde edilir. Model elemanlara bölünür, mesh yapısı oluşturulur. Materyalin mekanik özellikleri (örneğin Young modülü, Poisson oranı), yükleme ve sınır koşulları da bu aşamada tanımlanır.

Çözümleme (Processing): Yazılım aracılığıyla matematiksel işlemler, matris çarpımları ve sistem çözümlemeleri gerçekleştirilir.

Sonuçların Değerlendirilmesi (Post-processing): Bu aşamada yazılımlar sayesinde analiz sonuçları elde edilir ve doğruluğu kontrol edilir. Düğüm noktalarındaki değerlerin sayısı arttıkça elde edilen verilerin gerçekliğe yakınlığı da artar. Sonuç olarak; asal gerilimler, eksenel stres, deformasyon, eşdeğer gerilim ve yer değiştirme değerleri hesaplanabilir (94). Kırılgan dokular için asal stres değerleri, implant gibi esnek yapılar içinse Von Mises stres değerleri kullanılması önerilir (96).

2.6.3. SEA Yönteminin Avantaj ve Dezavantajları

SEA avantajları arasında; Gerilme ve yer değiştirme gibi parametrelerin hassas şekilde analiz edilebilmesi, Karmaşık yapıya sahip modellerin oluşturulabilmesi, Farklı malzemelerin istenilen sayıda modellenebilmesi, Yöntemin tekrar edilebilirliği, Gerçeğe oldukça yakın sanal modellerin elde edilmesi, Deneysel yöntemlere kıyasla daha hızlı

sonuç alınabilmesi, İnvaziv olmayan bir yöntem olması, Hem statik hem de dinamik analizlere uygunluk, Teorik olarak stres noktalarının tahmin edilebilmesi, Hayvan deneylerine olan ihtiyacı azaltması sayılabilir. Dezavantajları ise; Gerçek çevre koşullarının modele doğru aktarımında yazılım ve donanım kısıtları, Gerçeğe yakın matematiksel modeller oluşturma gerekliliği, Deneyimli uzman bilgisi ve teknik donanım gerektirmesi, Elde edilen sonuçların yorumlanmasının karmaşık olmasıdır (97).

2.6.4. Oral ve Maksillofasiyal Cerrahide SEA'nın Kullanımı

SEA, diş hekimliği ve implantoloji alanlarında oldukça yaygın kullanılan bir analiz yöntemidir. İmplantlara gelen kuvvetlerin implant ve çevresindeki dokulara olan etkileri bu yöntemle detaylı olarak incelenebilir (98). Elde edilen analizlerin doğruluğu, modelin ne kadar detaylı ve doğru oluşturulduğuna doğrudan bağlıdır. Modelin geometrik yapısı sadeleştikçe, sonuçların güvenilirliği de artar. Maksillofasiyal bölge, hem makro hem mikro düzeyde karmaşık bir yapıya sahiptir ve bu bölgedeki kemikler farklı yapısal özellikler sergiler. Bu nedenle analizlerin bu bölgelerde doğru sonuçlar vermesi, modelleme aşamasında karşılaşılan zorluklardan dolayı güçleşebilir (99). BT veya MR görüntülerinden elde edilen veriler bilgisayar ortamına aktarılarak mesh yapısı uygulanır ve gerçeğe oldukça yakın üç boyutlu modeller oluşturulur. Bu modeller, insan veya hayvan üzerinde gerçekleştirilmesi güç olan çalışmaları kolaylaştırır ve tekrarlanabilir hale getirir (100).

SEA, laboratuvar ortamında yapılan bir analiz yöntemidir. Güvenilirliğini test etmek amacıyla pek çok araştırma yapılmıştır. Örneğin, 1996 yılında Baiamonte ve arkadaşlarının maymunlar üzerinde gerçekleştirdiği çalışmada, implantların kemikte oluşturduğu stres hem SEA hem de doğrudan ölçümlerle karşılaştırılmış ve sonuçların yüksek oranda örtüştüğü görülmüştür (98).

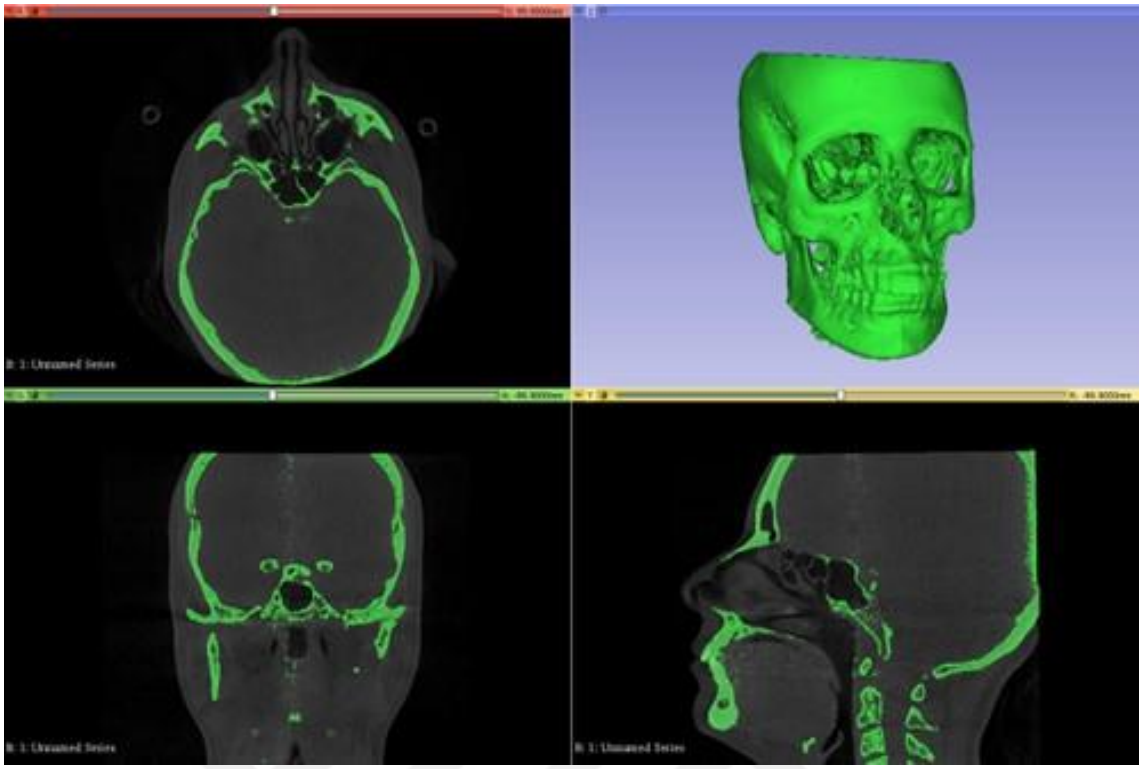
Modelin geometrik yapısı ne kadar sade olursa, analizden elde edilen sonuçların doğruluğu da o denli artmaktadır. Maksillofasiyal bölge gibi karmaşık anatomik yapılar için SEA dışındaki stres analiz yöntemleri yetersiz kalmakta, bu nedenle söz konusu bölgede SEA analizleri öne çıkmaktadır (100).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projesi Koordinatörlüğü tarafından finanse edilmiştir (Proje No: 2024/078). Bu çalışma Sağlık Bilimleri Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü ve Tinus Technologies iş birliğiyle gerçekleştirilmiştir.

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve bu yapının matematiksel olarak analiz edilebilir bir katı ağ yapısına dönüştürülmesi işlemleri ile birlikte, sonlu elemanlar yöntemi (SEA) ile oluşturulan üç boyutlu modellerin tanımlanması ve gerilme analizlerinin gerçekleştirilmesi, 2.40 GHz saat hızında çalışan INTEL Xeon E-2286 işlemcili ve 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında yürütülmüştür.

Bu çalışmada kullanılan kemik modellemesi, Visible Human Project kapsamında ABD Ulusal Tıp Kütüphanesi (The National Library of Medicine, Maryland, USA) tarafından sağlanan veri seti temel alınarak oluşturulmuştur. Tomografik verilerden kemik ve diş yapılarının modellenmesi, 3DSlicer yazılımı kullanılarak gerçekleştirilmiş; ayrıca bu yazılım aracılığıyla tomografi verilerinden .stl formatında üç boyutlu yüzey modelleri elde edilmiştir. Tersine mühendislik süreçleri ve üç boyutlu CAD (Bilgisayar Destekli Tasarım) işlemleri Blender yazılımı ile yapılmıştır (Şekil 3.1). Katı modellerin analiz ortamına uyumlu hale getirilmesi ve optimize edilmiş ağ yapısının oluşturulması ise ALTAIR Hypermesh yazılımı aracılığıyla gerçekleştirilmiştir. Sonlu elemanlar modellerinin çözüm süreçlerinde ise ALTAIR OptiStruct çözücüsü (ALTAIR, Troy, MI, USA) kullanılmıştır.



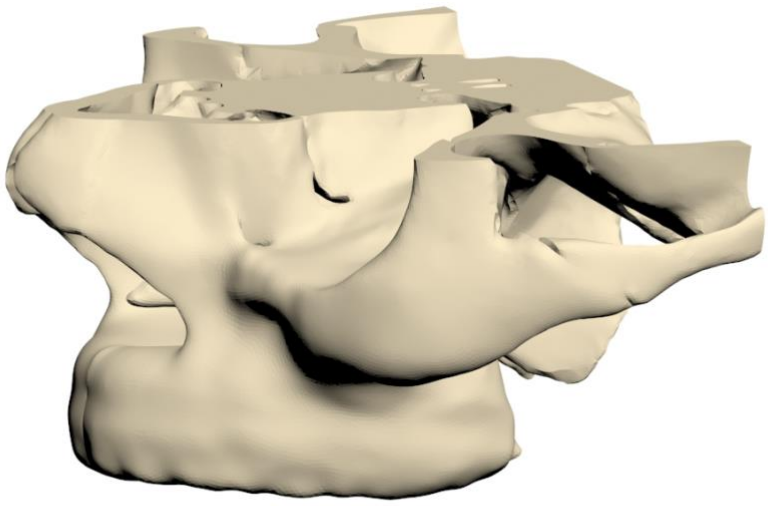
Şekil 3.1: Tomografi verilerinden 3 boyutlu modellerin elde edilmesi

3.1. Kortikal Kemik ve Trabeküler Kemiğin Modellenmesi

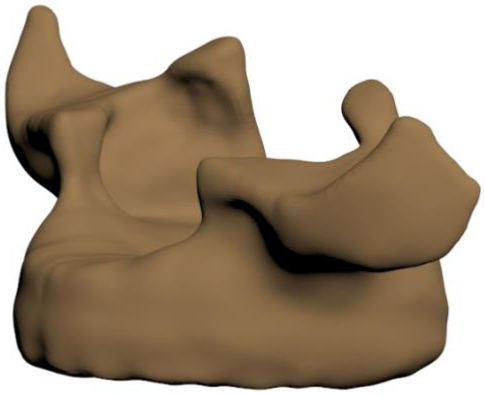
Bu çalışmada kullanılan maksilla kemik ve diş modelinin oluşturulması amacıyla, Visible Human Project veritabanına ait bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri, 0.33 mm kesit kalınlığında rekonstrükte edilmiştir. Elde edilen tomografi verileri, DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. Bu görüntü verileri, 3DSlicer içerisinde uygun Hounsfield birimi aralığına göre (eşik değeri: 426,50 – 3193,04) segmentlere ayrılmıştır. Görüntülerde yer alan istenmeyen anatomik yapılar ve artefaktlar, yazılımın 'Erase' ve 'Scissors' araçları kullanılarak temizlenmiştir. Bu süreçte en çok zorluk yaşanan aşama, uygun threshold aralığının belirlenmesi ve hatasız bir şekilde gereksiz bölgelerin elimine edilmesi olmuştur. Segmentasyon işlemine tabi tutulan görüntü verileri, üç boyutlu modeller hâline getirilmiş ve ardından .stl formatında dışa aktarılmıştır.

Oluşturulan üç boyutlu modeller, daha sonra Blender yazılımına aktarılmıştır. Bu ortamda, maksilla kemik modeline içe doğru 1 mm ofset uygulanarak 1 mm kalınlığında

kortikal kemik tabakası oluşturulmuştur. Bu kortikal yapı temel alınarak, iç yüzey referansı kullanılarak trabeküler kemik bölgesi modellenmiştir (Şekil 3.2, Şekil 3.3).

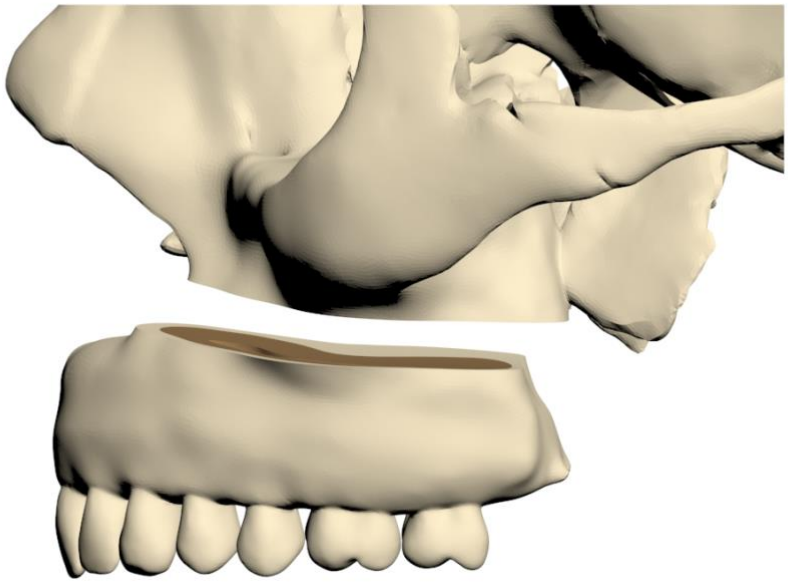


Şekil 3.2: Kortikal kemik



Şekil 3.3: Trabeküler kemik

Modelleme sürecinde, apertura piriformislerden pterigomaksiller birleşime kadar olan kemik hattı boyunca 1 mm kalınlığında bir boşluk oluşturularak cerrahi kesi hattı simüle edilmiştir. Kafa kaidesinden ayrılan dişli maksilla segmentine, Blender yazılımında 5 mm öne alma (advancement) ve 4 mm aşağıya yer değiştirme (downfracture) işlemleri uygulanmıştır (Şekil 3.4).



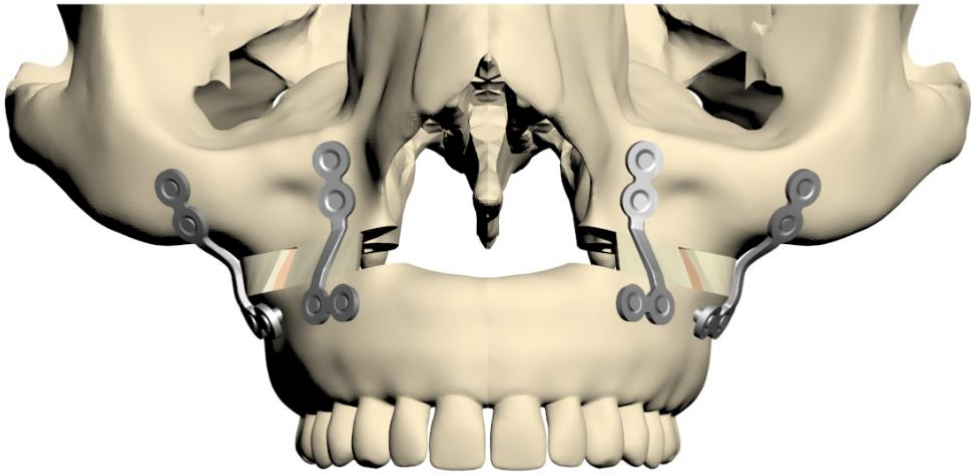
Şekil 3.4: Kortikal ve trabeküler kemik (Osteotomi sonrası advancement ve downfracture hareketi)

Son olarak, tüm üç boyutlu modeller uzaysal olarak doğru anatomik konumlara yerleştirilmiş ve modelleme işlemi tamamlanmıştır.

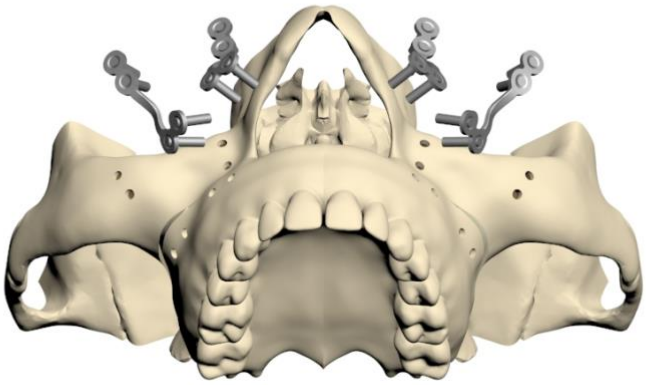
3.2. Plaklar, Vida ve Greftin Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Bu çalışmada 4 farklı plak ile modeller oluşturulmuştur (Tablo 3.1). Çalışmada kullanılan standart L plaklar ve önceden bükülmüş plaklar ürün kataloglarındaki ölçüler esas alınarak Blender yazılımında modellenmiştir. Dört delikli L plaklar, pterigomaksiller bileşkeye ve apertura priformise olacak şekilde toplamda dört adet L plak yerleştirilmiştir (Şekil 3.5, Şekil 3.6, Şekil 3.13). Önceden bükülmüş plağın on bir adet vida ile

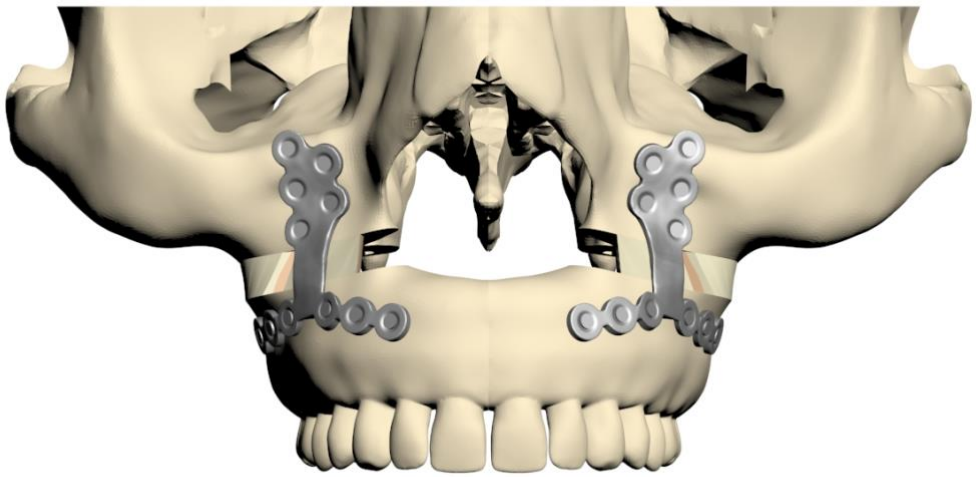
fiksasyonu gerçekleştirilmiş olup, maksilla ön duvarına yerleştirilmiştir (Şekil 3.7, Şekil 3.8, Şekil 3.14).



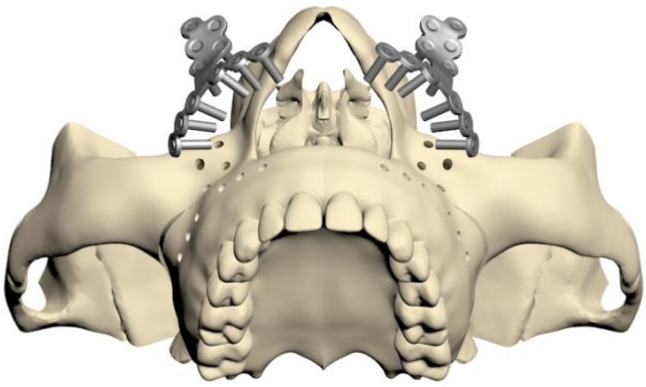
Şekil 3.5: L plakların fiksasyonu



Şekil 3.6: L plakların aksiyelden görünümü



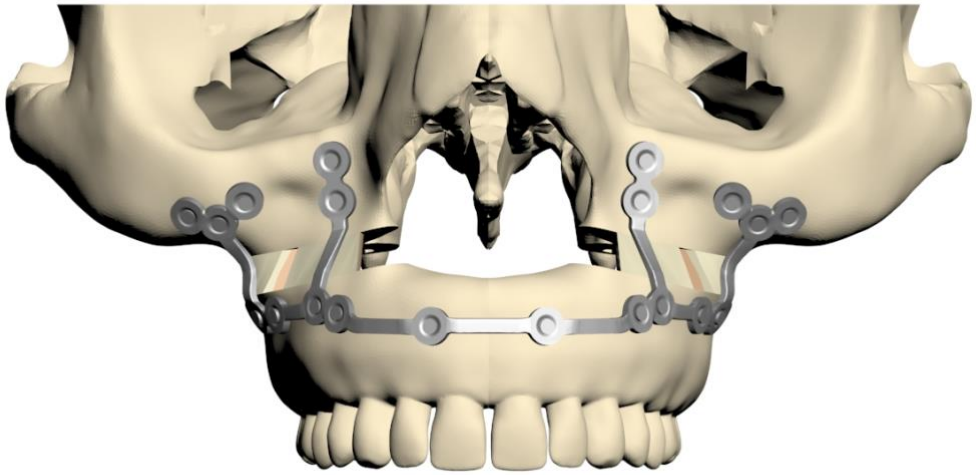
Şekil 3.7: Önceden bükülmüş plakların fiksasyonu



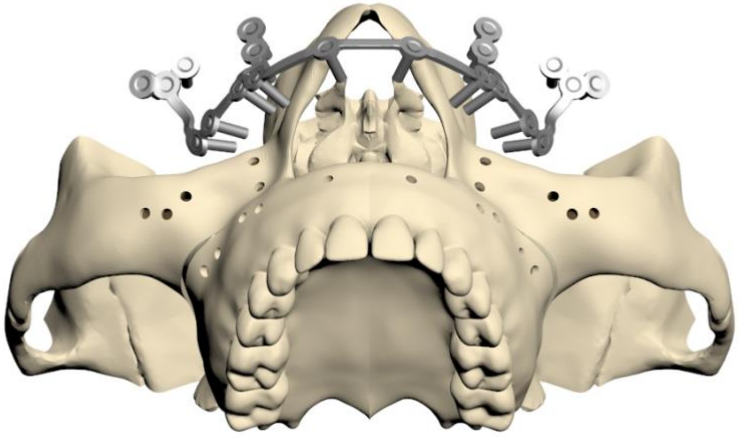
Şekil 3.8: Önceden bükülmüş plakların aksiyelden görünümü

Kişiye özel olarak planlanan plak modelinde, maksilla kemik yapısı ve cerrahi harekete göre yerleşim yapılmış olup standart vidalar ile fiksasyon işlemi

gerçekleştirilmiştir. Tüm plak modelleri 1 mm olarak Blender yazılımında modellenmiştir (Şekil 3.9, Şekil 3.10, Şekil 3.15).

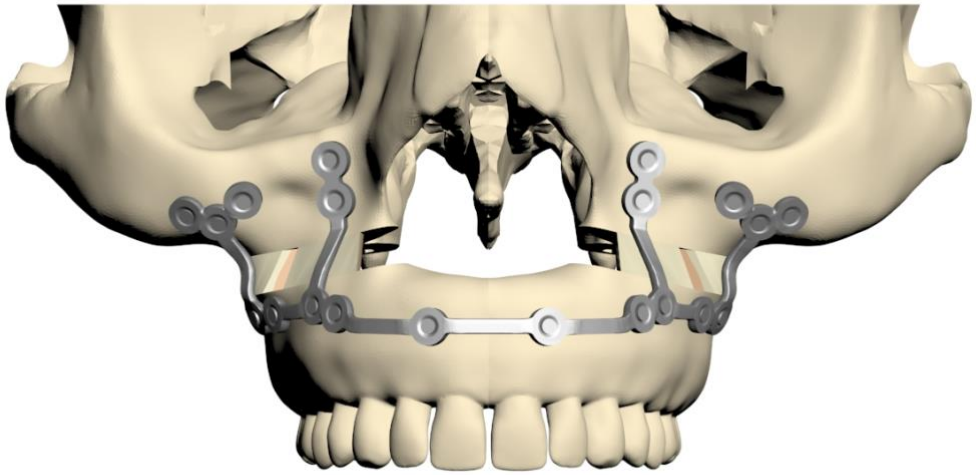


Şekil 3.9: Kişiye özel tasarlanmış 1 mm kalınlıkta Le Fort plağının fiksasyonu

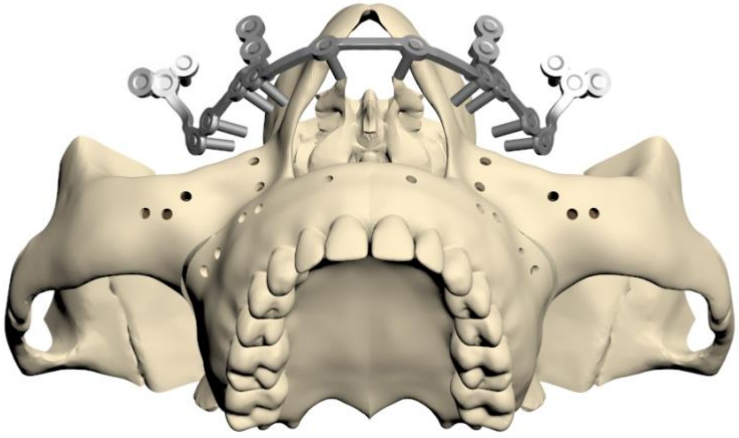


Şekil 3.10: Kişiye özel tasarlanmış 1mm kalınlıktaki Le Fort plağının aksiyelden görünümü

Ek model olarak kişiye özel plak 1.5 mm olarak modellenmiştir (Şekil 3.11, Şekil 3.12, Şekil 3.15).



Şekil 3.11: Kişiye özel tasarlanmış 1,5 mm kalınlıkta Le Fort plağının fiksasyonu

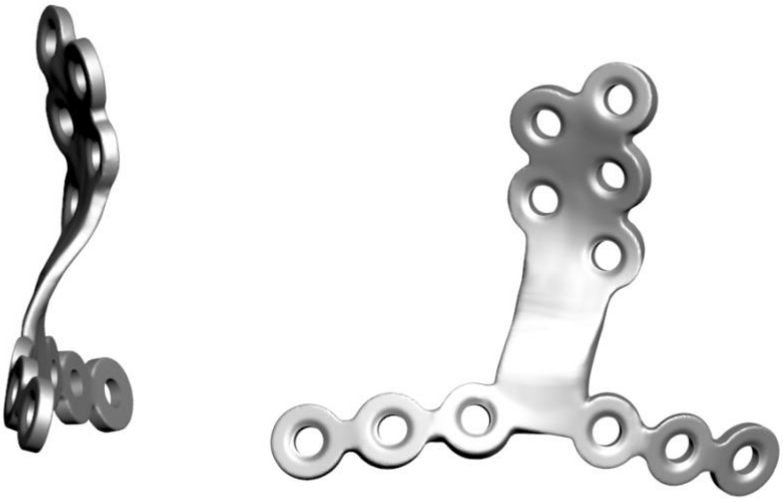


Şekil 3.12: Kişiye özel tasarlanmış 1,5 mm kalınlıkta Le Fort plağının aksiyelden görünümü

Plakların fiksasyonu için kullanılan vidalar analizlerde oluşabilecek gerilme tekilliğinin önüne geçebilmek için silindir şeklinde, aşağıda belirtilen 2 x 8 mm (çap x boy) ölçülerinde modellenmiştir (Şekil 3.16). Osteotomi bölgelerine 1 mm'si kortikal kemik, kalan 3 mm'si trabeküler kemikten oluşan iliak kemik greftleri iki blok şeklinde Blender yazılımında modellenmiştir (Şekil 3.17). Modeller arasında kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için ALTAIR Hypermesh yazılımında mesh yapıları arasında uyumlandırma işlemi yapılmıştır.



Şekil 3.13: L plaklar



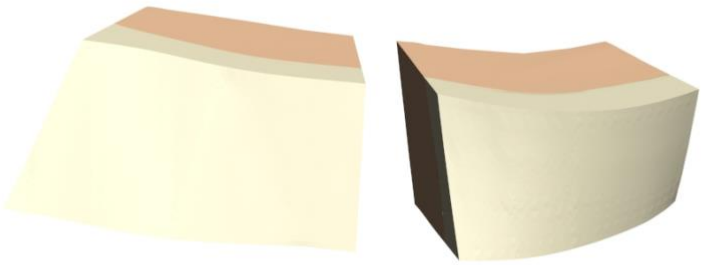
Şekil 3.14: Önceden bükülmüş plaklar



Şekil 3.15: Kişiye özel tasarım Le Fort plağı



Şekil 3.16: Standart 2x8 mm ölçülerinde modellenen fiksasyon vidası



Şekil 3.17: Kortikal ve trabeküler kemik içeren iliak greft modeli

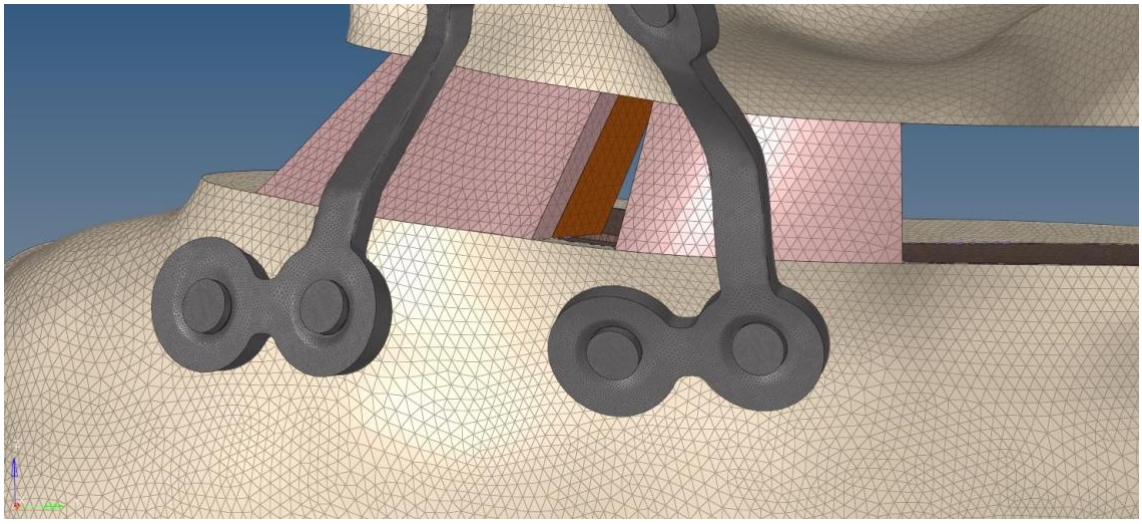
Tablo 3.1: Çalışma modelleri

	Modeller
Model 01	L Plaklar
Model 02	Önceden Bükülmüş Plak
Model 03	Kişiye Özel Plak
Model 04	Kişiye Özel Plak (1.5mm)

3.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. Blender yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ALTAIR Hypermesh yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir. Çalışmada matematiksel modeller (mesh yapıları) oluşturulurken 0.1-0.25 mm aralığında (oldukça hassas) tria (üçgen) mesh boyutları kullanılmıştır. Tüm modellerin yüzey mesh'leri tria adını verilen üçgen mesh'ler ile mesh'lendikten sonra, objelerin katı mesh'leri tehtrahedral (düzgün dörtyüzlü) tipte katı mesh ile oluşturulmuştur (Şekil 3.18).

Analizlerin yapılabilmesi için, ALTAIR Hypermesh yazılımında hazırlanan matematiksel modeller ALTAIR Optistruct çözücüsüne aktarılmıştır.



Şekil 3.18: Matematiksel modellerin hazırlanması

3.4. Malzeme Tanımları

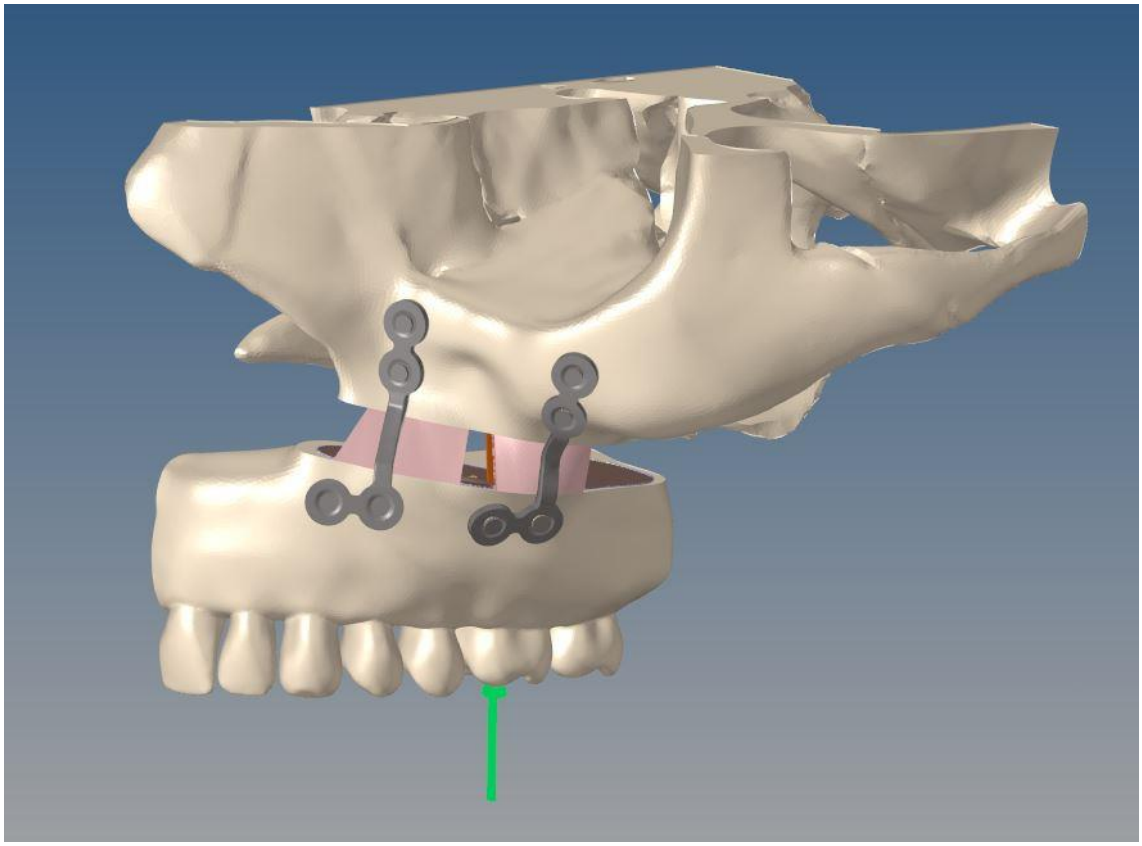
Analizlerde elastik modül ve poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılmıştır. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal olarak tanımlanmıştır. (Tablo 3.2)

Tablo 3.2: Malzeme özellikleri

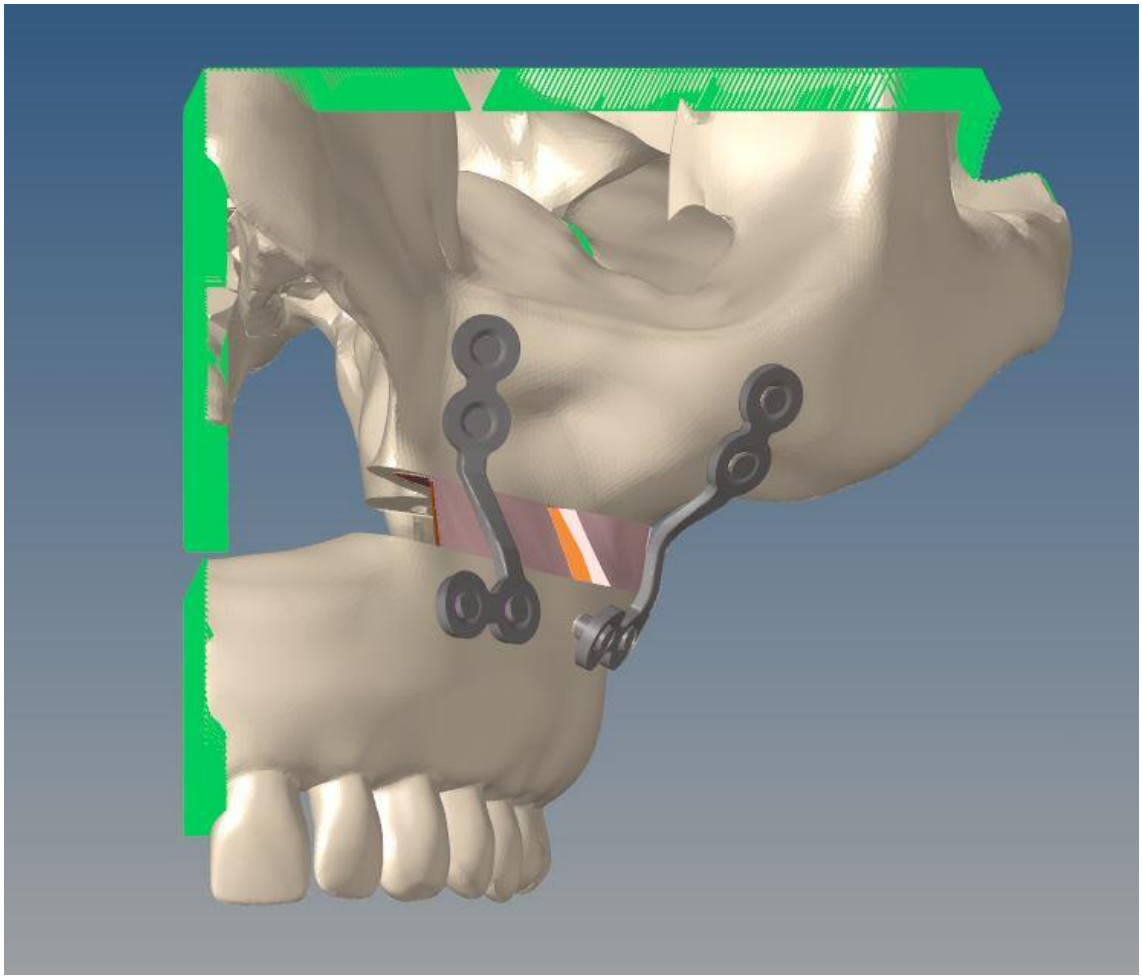
Malzeme	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı
Kortikal Kemik	13700	0.30
Trabeküler Kemik	1370	0.30
Kortikal İliak Greft	15000	0.33
Trabeküler İliak Greft	1500	0.30
Titanyum Plak ve Vidalar	110000	0.34
CFR-PEEK Plaklar	15000	0.356

3.5. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

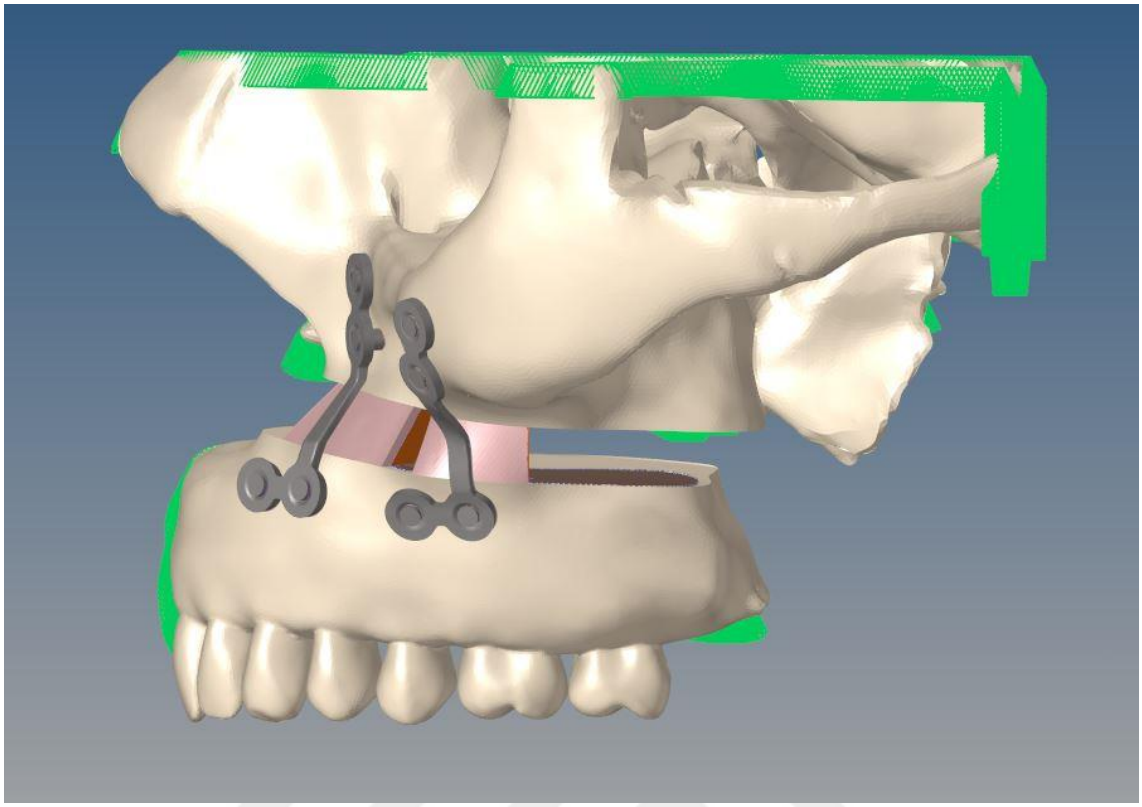
Tüm modellerde 6 numaralı dişin santral fossa bölgesine toplam 150 N vertikal kuvvet uygulanmıştır (Şekil 3.19). Modeller kemiğin superior bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksendeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir. Modelde bulunan bütün parçalara; X ekseni normalinde, Y-Z düzlemine göre simetrik olacak şekilde sınır koşulu uygulanmıştır (Şekil 3.20, Şekil 3.21). Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında dört analiz modeli için toplam sekiz lineer statik analiz çözdürülmüştür.



Şekil 3.19: Vertikal kuvvet simülasyonu



Şekil 3.20: Sınır koşulları (X-Z ekseni)



Şekil 3.21: Sınır koşulları (Y-Z ekseni)

3.6. Kuantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan dört analiz modeli için düğüm ve eleman sayıları bilgileri aşağıdaki tabloda paylaşılmıştır (Tablo 3.3).

Tablo 3.3: Kuantitatif model bilgileri

	Total # of Nodes	Total # of Elements
Model 01	471520	1828309
Model 02	564000	2219759
Model 03	543290	2122752
Model 04	563500	2210357

3.7. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir.

Tüm analizlerde temas eden komponentler arasında FREEZE tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

3.8. Analizlerin Yapılması

Çalışmamızda Le Fort 1 kesisi sonrası fiksasyon yapmak amacıyla 4 farklı plak tasarımı hem titanyum hem CFR-Peek olmak üzere 2 farklı materyal özellikleri yüklenerek modellenmiştir. Çalışmada kullanılan tüm plaklar (standart L plaklar, önceden bükülmüş L plaklar, kişiye özel planlanmış 1 mm ve 1,5 mm kalınlığındaki plaklar) 2x8 mm ölçülerinde vidalar ile fikse edilmiştir.

Rutin Le Fort I cerrahisinde uygulanan osteotomiler ve maksillanın down fracture'ı sanal olarak simüle edilmiştir. Maksillanın 3 boyutlu modeli kullanılarak standart Le Fort I osteotomi hattında; apertura priformislerden pterigomaksiller bileşkeye doğru 1 mm kalınlığında kemik devamlılığı ortadan kaldırılmıştır. Yine lateral nazal duvarlar, nazal septum ve pterigomaksiller bileşkelerdeki kemik devamlılığı 1 mm kalınlığında ortadan kaldırılarak Le Fort I osteotomisi sanal olarak simüle edilmiş ve kafa kaidesinden ayrılan dişli parçanın sanal ortamda 5 mm advancement'ı ve 4 mm downfracture'u sonrasında bilateral apertura priformiste ve zigoma bölgesindeki osteotomi bölgelerine 1 mm'si kortikal kemik kalan 3 mm'si spongioz kemikten oluşan iliak kemik greftlerinin yerleştirilmesi simüle edilmiştir.

Tüm modellerde 8 farklı plak ve vidalarda, maksiller kortikal ve trabeküler kemikte ve fiksasyon vidalarında oluşan gerilimler, stres analizi uygulanarak MPa (N/mm2) cinsinden ölçülmüştür. Sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılırken kemik gibi kırılgan özellik gösteren dokular için Principal Stres değerlerinden yararlanılmaktadır. Maksimum Pricipal Stres (Pmax) gerilme stresini (tensile stress) belirtirken Minimum Principal Stres (Pmin) sıkışma stresini (compressive stress) belirtmektedir. Titanyum gibi metal içerikli dövülebilir ve çekilebilir materyaller için ise Von Mises Stres değerlerinden

yararlanılmaktadır. Von Mises stres değerleri kırılgan materyallerin stres dağılımı hakkında bilgi vermekte ancak oluşan streslerin türü hakkında bilgi vermemektedir. Analizde gerilimlerin yoğun olduğu bölgeler kırmızı renkte izlenirken, düşük olduğu bölgeler ise mavi renkte görülmektedir.

4. BULGULAR

4.1. Plaklar Üzerinde Oluşan Von Misses Stres Değerleri

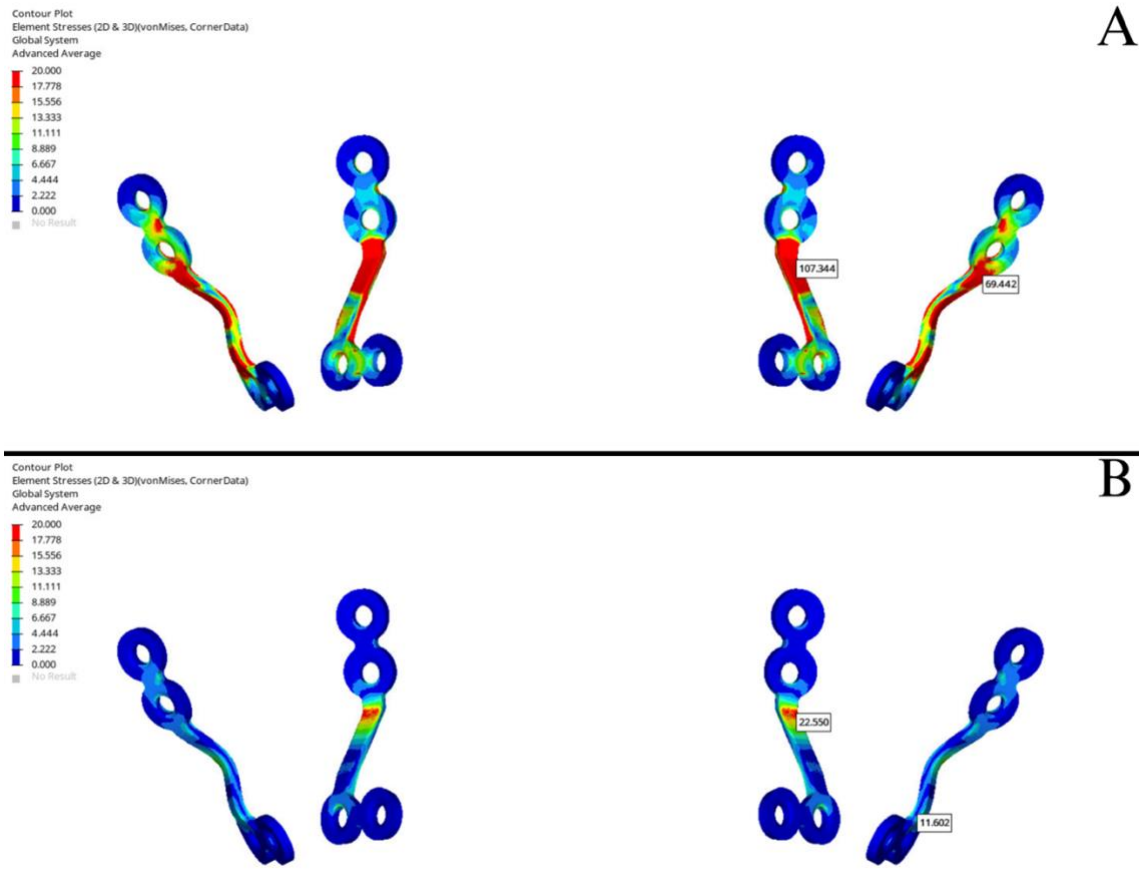
Plaklar üzerinde oluşan Von Misses değerleri, plaktaki en yüksek değer baz alınarak incelenmiştir (Tablo 4.1). Farklı kalınlıklardaki plaklar ve materyaller arasında karşılaştırma yapılabilmesi amacıyla, stres birikiminin en yoğun olduğu değerler grafikler yardımıyla gösterilmiştir.

Tablo 4.1: Plaklar üzerindeki Von Misses stres değerleri

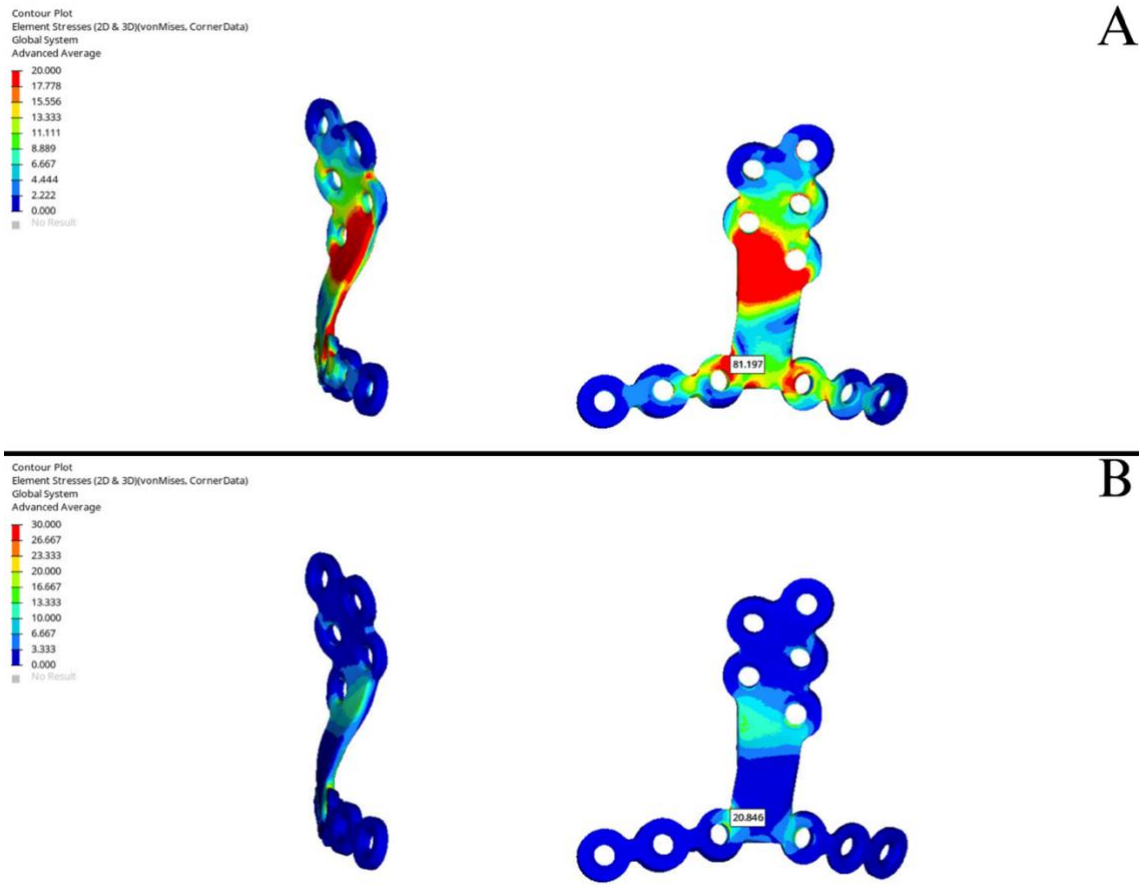
PLAK VON MISES		
	Titanyum	CFR-PEEK
L plak	107,344	22,550
Prebent plak	81,197	20,846
Lefort 1mm	106,886	22,423
Lefort 1,5 mm	102,685	22,136

Molar bölgeden ısırma koşulunun simüle edildiği analizlerde plaklar arasında en yüksek stres miktarı 1,0 mm kalınlığındaki anteriordaki titanyum L plağın osteotomi bölgesinin üzerine denk gelen noktasında oluşmuştur (107.344 MPa). En az stres miktarına ise 1 mm kalınlığındaki önceden bükülmüş CFR-PEEK plağında rastlanmıştır (20.846 MPa). Plakların neredeyse hemen hepsinde stresler plağın osteotomi hattının üstüne gelen noktasında yoğunlaşmıştır. Her bir plak için ayrı ayrı CFR-PEEK plaklarda oluşan stres miktarının titanyum plaklara göre daha az olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.1, Şekil 4.2).

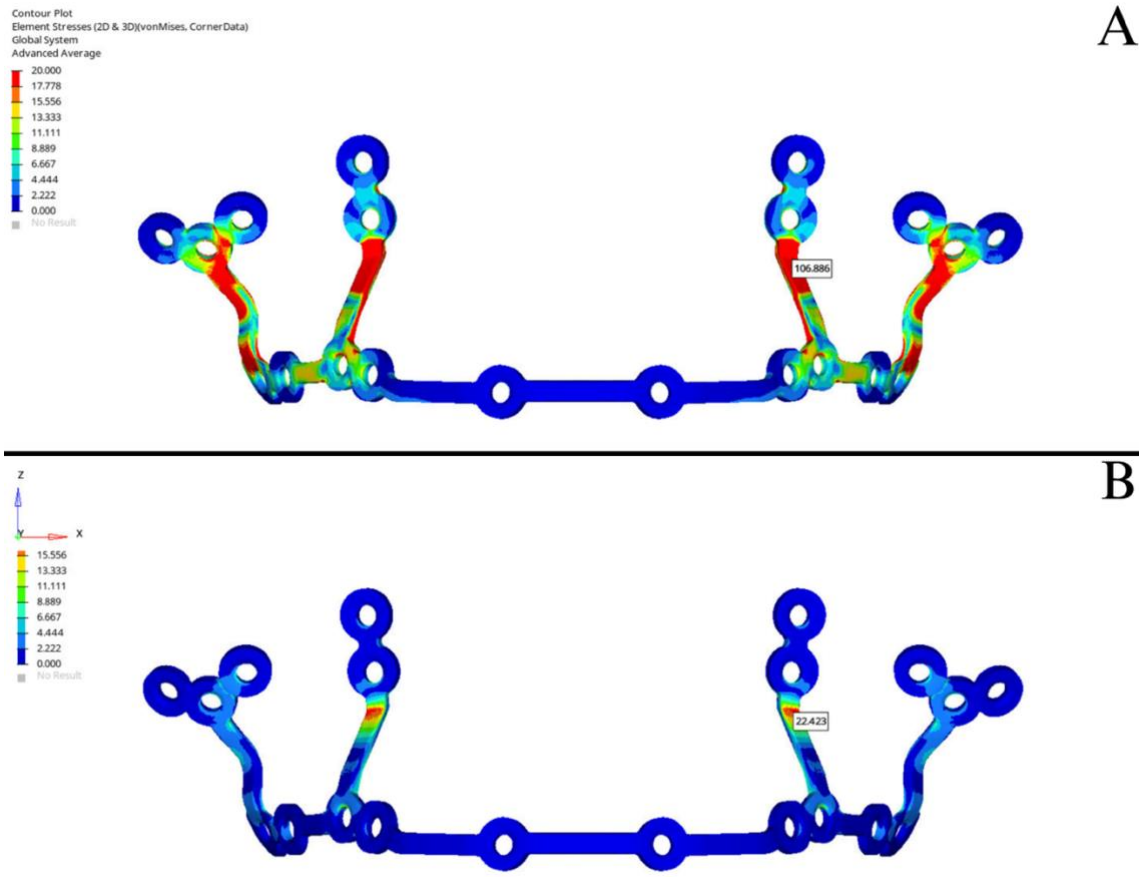
Kişiye özel plaklarda 1.5 mm kalınlığındaki stres değerlerinin hem titanyum hem CFR-PEEK için 1 mm kalınlığındaki stres değerlerinden daha az olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.3, Şekil 4.4).



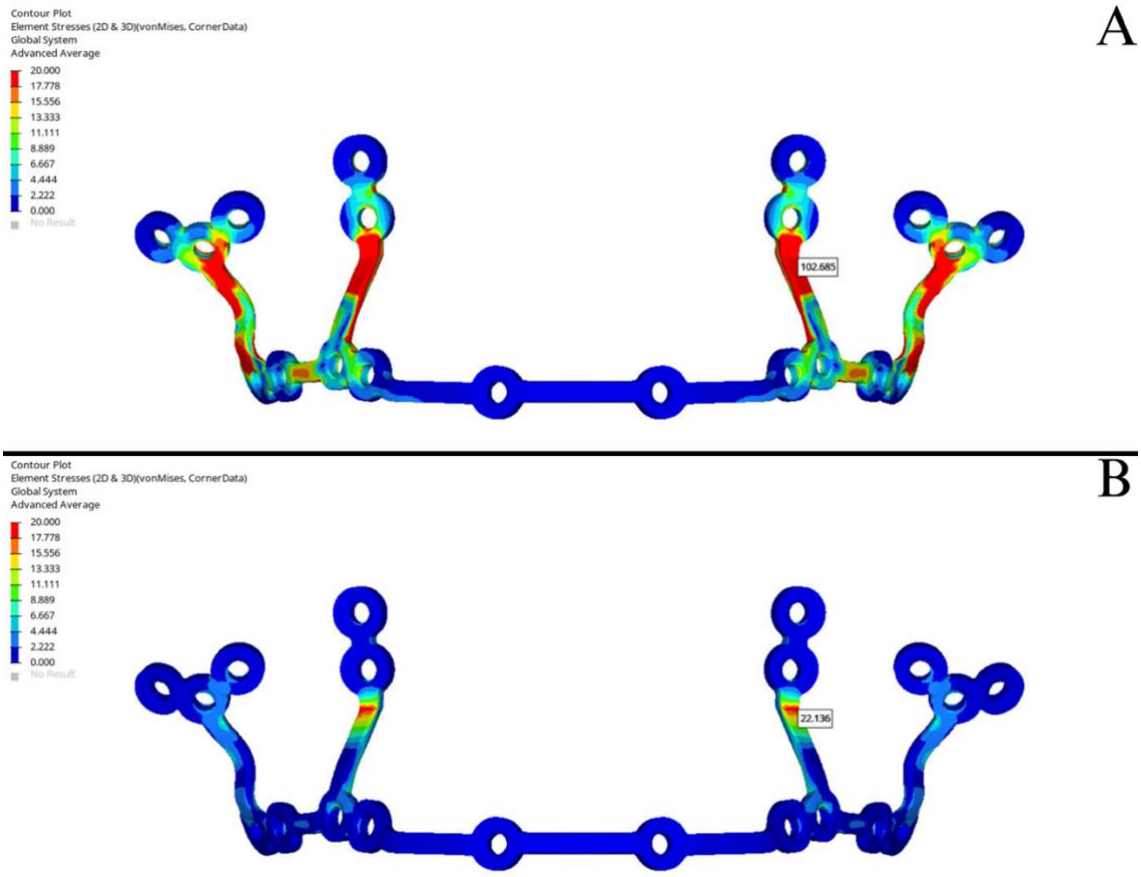
Şekil 4.1: A: 1 mm kalınlığındaki titanyum L plakların maksimum Von Misses stres değerleri. B: 1 mm kalınlığındaki CFR-PEEK L plakların maksimum Von Misses stres değerleri



Şekil 4.2: A: 1 mm kalınlığındaki titanyum önceden bükülmüş plakların maksimum Von Misses stres değerleri. B: 1 mm kalınlığındaki CFR-PEEK önceden bükülmüş plakların maksimum Von Misses stres değerleri



Şekil 4.3: A: 1 mm kalınlığındaki titanyum kişiye özel tasarlanmış plakların maksimum Von Misses stres değerleri. B: 1 mm kalınlığındaki CFR-PEEK kişiye özel tasarlanmış plakların maksimum Von Misses stres değerleri



Şekil 4.4: A: 1,5 mm kalınlığındaki titanyum kişiye özel tasarlanmış plakların maksimum Von Misses stres değerleri. B: 1,5 mm kalınlığındaki CFR-PEEK kişiye özel tasarlanmış plakların maksimum Von Misses stres değerleri

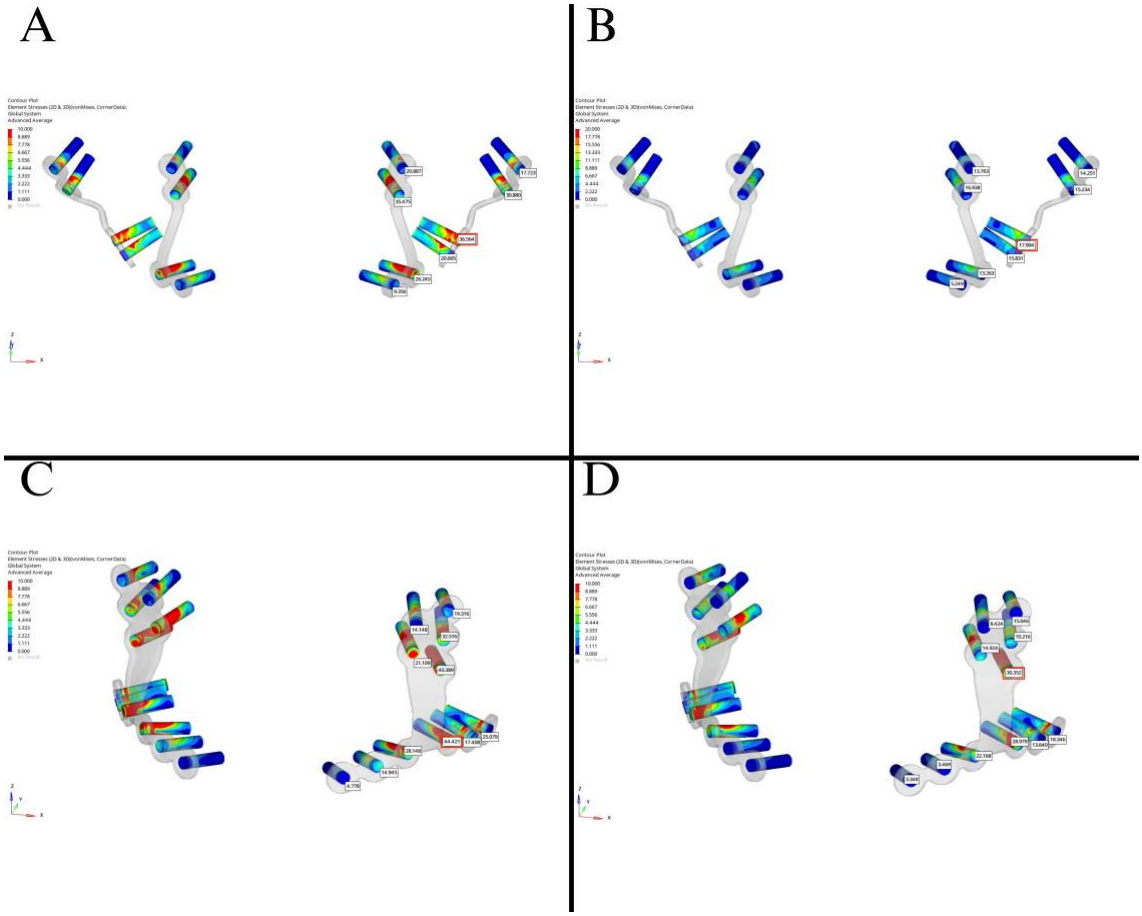
4.2. Vidalar Üzerinde Oluşan Von Misses Stres Değerleri

Titanyum ve CFR-PEEK plakların her birinde fiksasyon için 2x8 mm çapında standart titanyum vidalar kullanılmıştır. 4 delikli L Plakların her biri için 4 adet, önceden bükülmüş Le Fort plakları için 11er adet, Kişiye özel tasarlanan 1 ve 1,5 mm kalınlığındaki plaklar için de 20 adet vida kullanılmıştır (Şekil 4.5, Şekil 4.6).

Çok fazla vida kullanıldığı ve her bir modelde yerleri farklı olduğu için 1mm kalınlığında L plak, önceden bükülmüş plak ve kişiye özel plaklarda vidaların en yüksek stres gösterdiği vidalar tabloya yazılmıştır (Tablo 4.2).

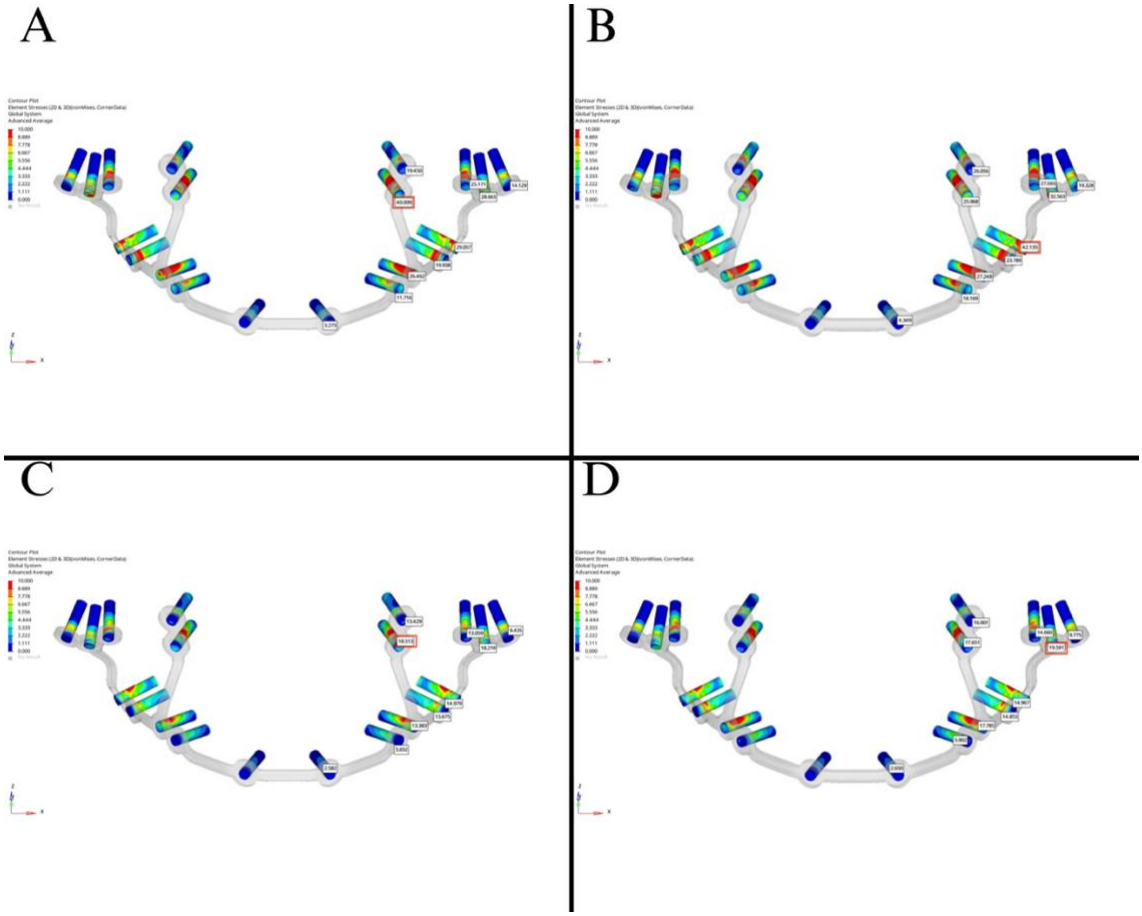
Tablo 4.2: Vidalar üzerindeki Von Misses stres değerleri

VİDA VON MISES (MAKSIMUM DEĞER)		
	Titanyum	CFR-PEEK
L plak	36,534	17,904
Prebent plak	44,421	30,352
Lefort 1mm	40,009	18,513
Lefort 1,5 mm	42,135	19,591



Şekil 4.5: A: 1 mm kalınlığındaki titanyum L plağın fiksasyon vidalarındaki stres değerleri. B: 1 mm kalınlığındaki CFR-PEEK L plağın fiksasyon vidalarındaki stres değerleri . C: 1 mm kalınlığındaki titanyum önceden bükülmüş Le Fort plağın fiksasyon vidalarındaki stres değerleri. D: 1 mm kalınlığındaki CFR-PEEK önceden bükülmüş Le

Fort plağın fiksasyon vidalarındaki stres değerleri (maksimum değerler kırmızı kutu içerisinde belirtilmiştir)



Şekil 4.6: A: 1 mm kalınlığındaki kişiye özel tasarım titanyum plağın fiksasyon vidalarındaki stres değerleri. B: 1,5 mm kalınlığındaki kişiye özel tasarım titanyum plağın fiksasyon vidalarındaki stres değerleri. C: 1 mm kalınlığındaki kişiye özel tasarım CFR-PEEK plağın fiksasyon vidalarındaki stres değerleri . D: 1,5 mm kalınlığındaki kişiye özel tasarım CFR-PEEK plağın fiksasyon vidalarındaki stres değerleri (maksimum değerler kırmızı kutu içerisinde belirtilmiştir)

4.3. Osteotomi Hattında Oluşan Yer Değiştirme Değerleri

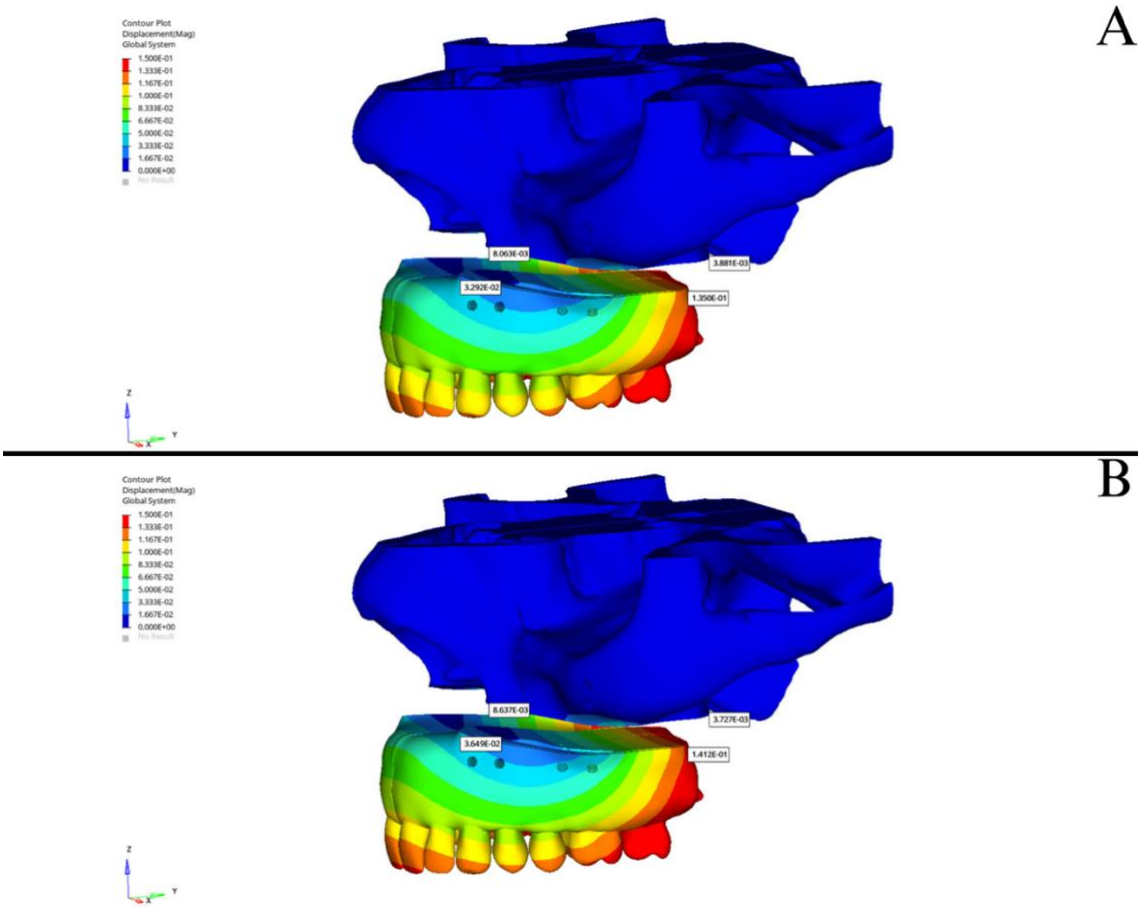
Segmentlerin üç boyuttaki yer değiştirmeleri her eksen için ayrı ayrı belirlenmiştir. Osteotomi hattının X, Y ve Z ekseninde (X ekseni – bukkopalatinal doğrultu, Y ekseni – mesiodistal doğrultu, Z ekseni – okluzogingival doğrultu) yer

değişimine bakılmış ve bu değerlerin kare köklerinin toplamıyla bileşke yer değiştirme hesaplanmıştır (Tablo 4.3). Toplam bileşke yer değiştirme bir cismin üzerindeki etki eden tüm yer değiştirmelerin vektörel toplamıdır.

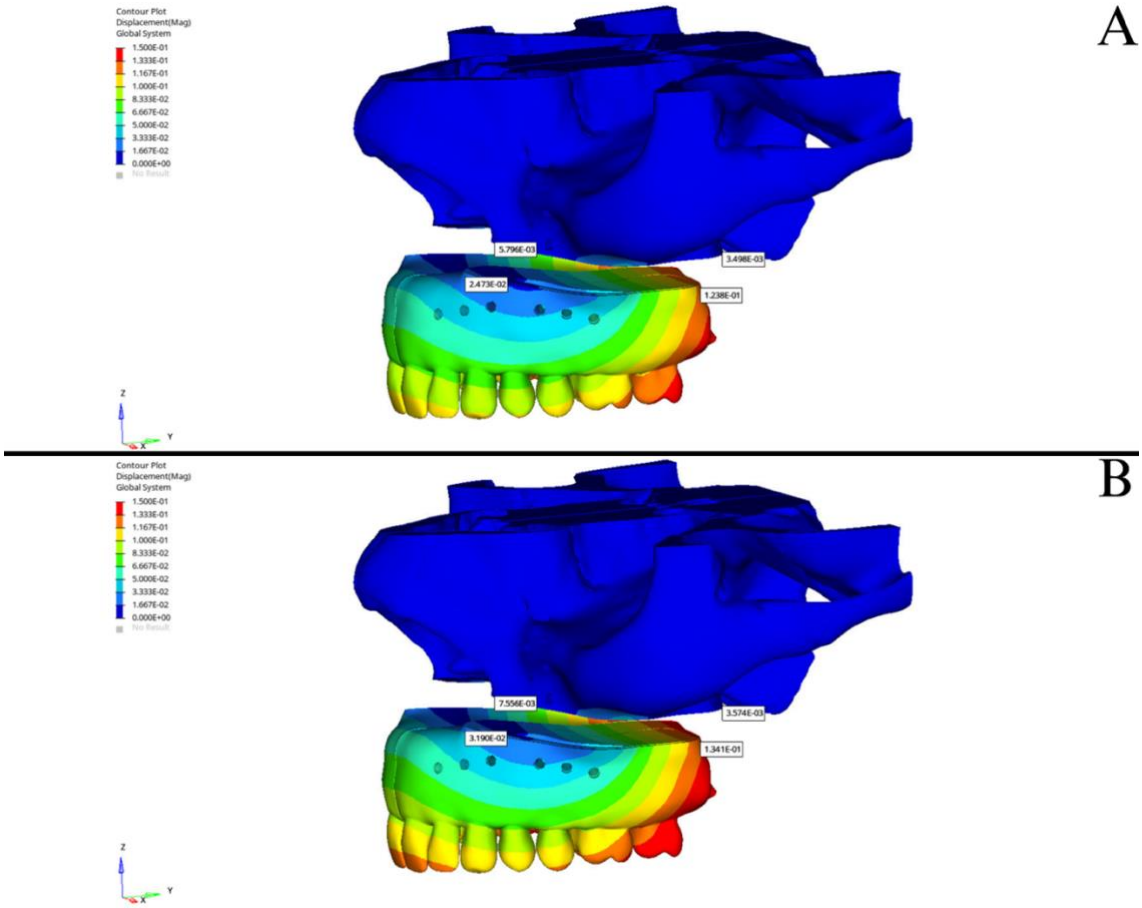
Titanyum yerine CFR-PEEK kullanımı durumunda, kemikte oluşan yer değiştirme ve gerilme değerlerinin, titanyumla karşılaştırıldığında tüm modellerde daha yüksek olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.7-Şekil 4.10).

Tablo 4.3: A: Osteotomi hattında bileşke yer değiştirme değerleri, B: Osteotomi hattında X ekseninde yer değiştirme değerleri, C: Osteotomi hattında Y ekseninde yer değiştirme değerleri, D: Osteotomi hattında Z ekseninde yer değiştirme değerleri

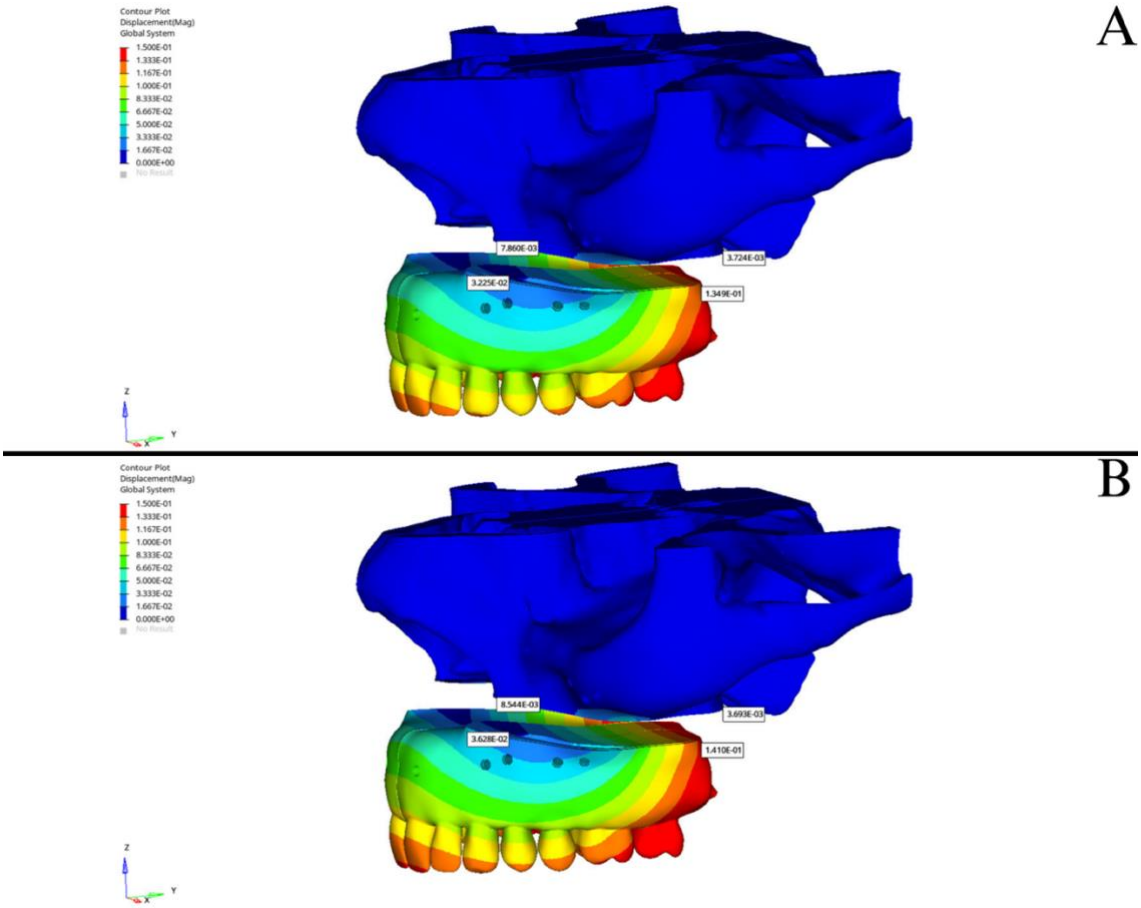
MAGNITUDE DISPLACEMENT			**OSTEOTOMI DISPLACEMENT -X-**		
	Titanyum	CFR-PEEK		Titanyum	CFR-PEEK
L plak	0,1350	0,1412	**L plak**	0,007788	0,008236
Prebent plak	0,1238	0,1341	**Prebent plak**	0,005722	0,007304
Lefort 1mm	0,1349	0,1410	**Lefort 1mm**	0,007571	0,008143
Lefort 1,5 mm	0,1296	0,1392	**Lefort 1,5 mm**	0,006906	0,007920
OSTEOTOMI DISPLACEMENT -Y-			**OSTEOTOMI DISPLACEMENT -Z-**		
	Titanyum	CFR-PEEK		Titanyum	CFR-PEEK
L plak	0,02670	0,02790	**L plak**	0,1322	0,1383
Prebent plak	0,02251	0,02509	**Prebent plak**	0,1216	0,1317
Lefort 1mm	0,02627	0,02769	**Lefort 1mm**	0,1323	0,1382
Lefort 1,5 mm	0,02476	0,02725	**Lefort 1,5 mm**	0,1271	0,1364



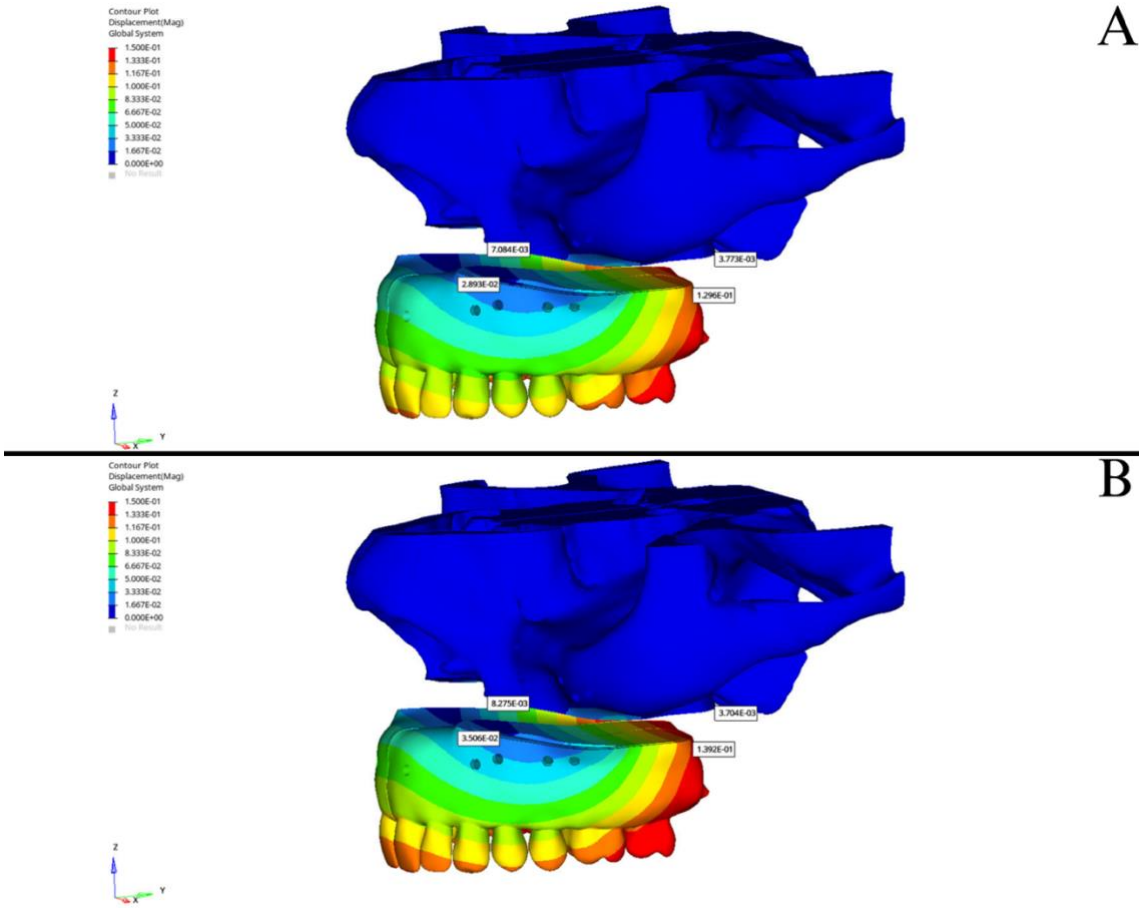
Şekil 4.7: A: Titanyum L plaklarla fikse edilmiş modellerdeki bileşke yer değiştirme, B: CFR-PEEK L plaklarla fikse edilmiş modellerdeki bileşke yer değiştirme



Şekil 4.8: A: Titanyum önceden bükülmüş plakla fikse edilmiş modellerdeki bileşke yer değiştirme, B: CFR-PEEK önceden bükülmüş plakla fikse edilmiş modellerdeki bileşke yer değiştirme



Şekil 4.9: A: 1 mm kalınlıktaki titanyum kişiye özel tasarlanmış plakla fikse edilmiş modellerdeki bileşke yer değiştirme, B: 1 mm kalınlıktaki CFR-PEEK kişiye özel tasarlanmış plakla fikse edilmiş modellerdeki bileşke yer değiştirme



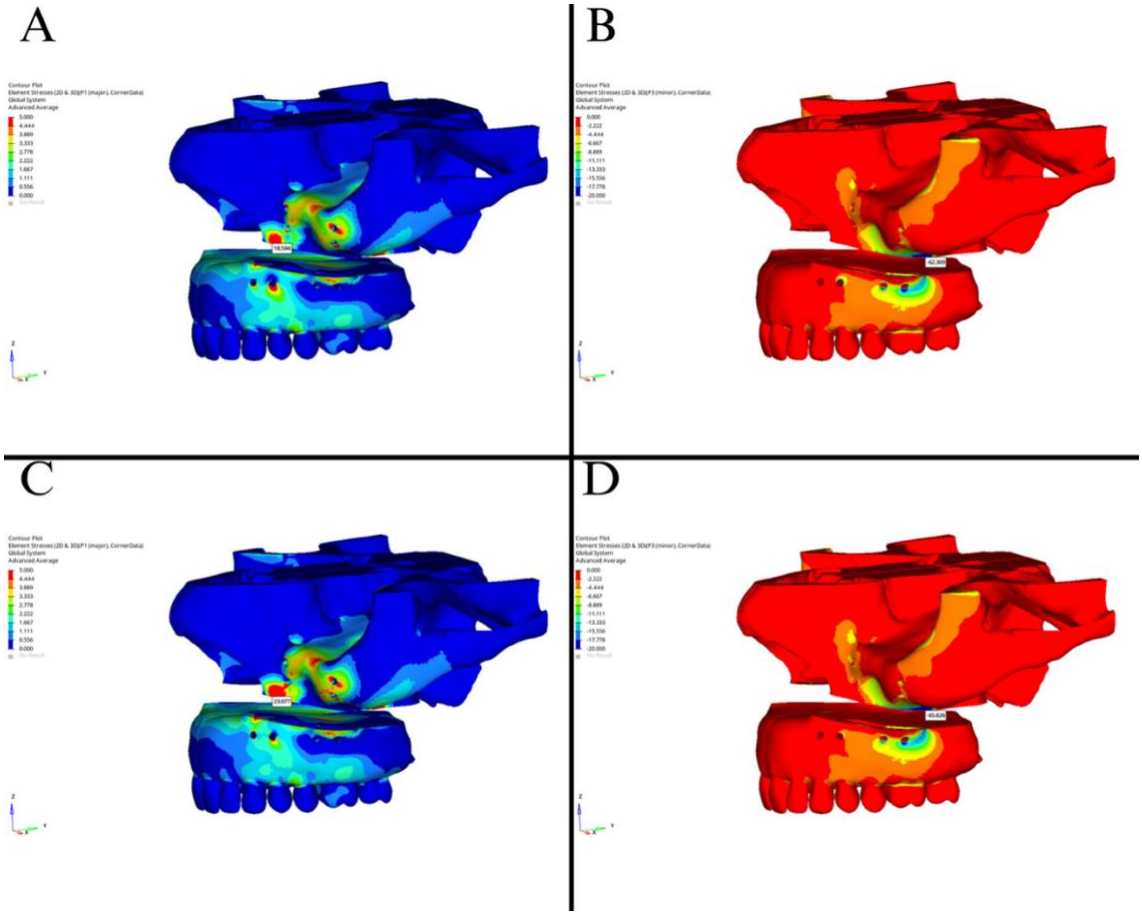
Şekil 4.10: 1,5 mm kalınlıktaki titanyum kişiye özel tasarlanmış plakla fikse edilmiş modellerdeki bileşke yer değiştirme, B: 1,5 mm kalınlıktaki CFR-PEEK kişiye özel tasarlanmış plakla fikse edilmiş modellerdeki bileşke yer değiştirme

4.4. Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Stres Değerleri

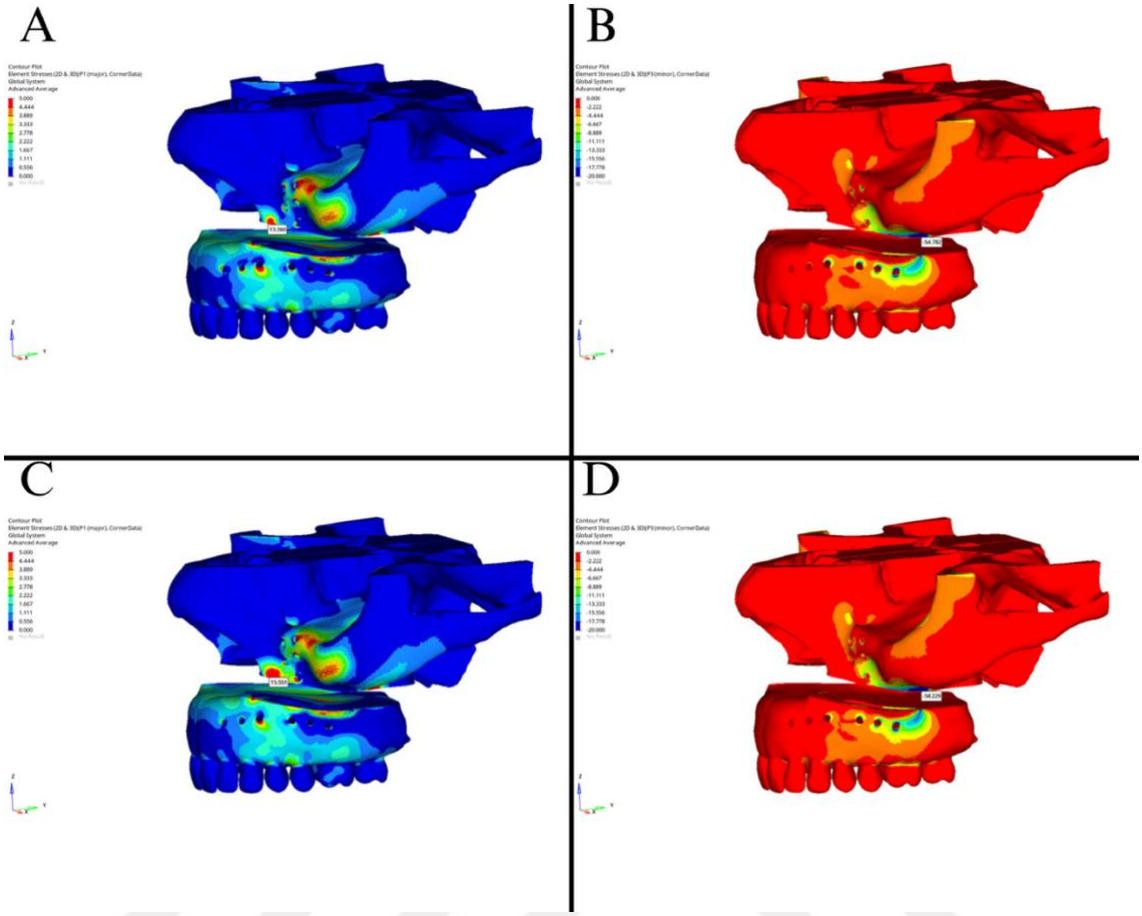
Kemikte oluşan maksimum asal gerilim çekme yönündeki stresleri, minimum asal gerilim ise sıkışma yönündeki stresleri ifade eder. Kemiklerdeki gerilme dağılımları, kullanılan malzeme türüne bakılmaksızın tüm plak modellerinde benzer bir trend göstermiştir (Tablo 4.4)(Şekil 4.11-Şekil 4.14).

Tablo 4.4: A: Kemikte oluşan minimum asal gerilim değerleri. B: Kemikte oluşan maksimum asal gerilim değerleri

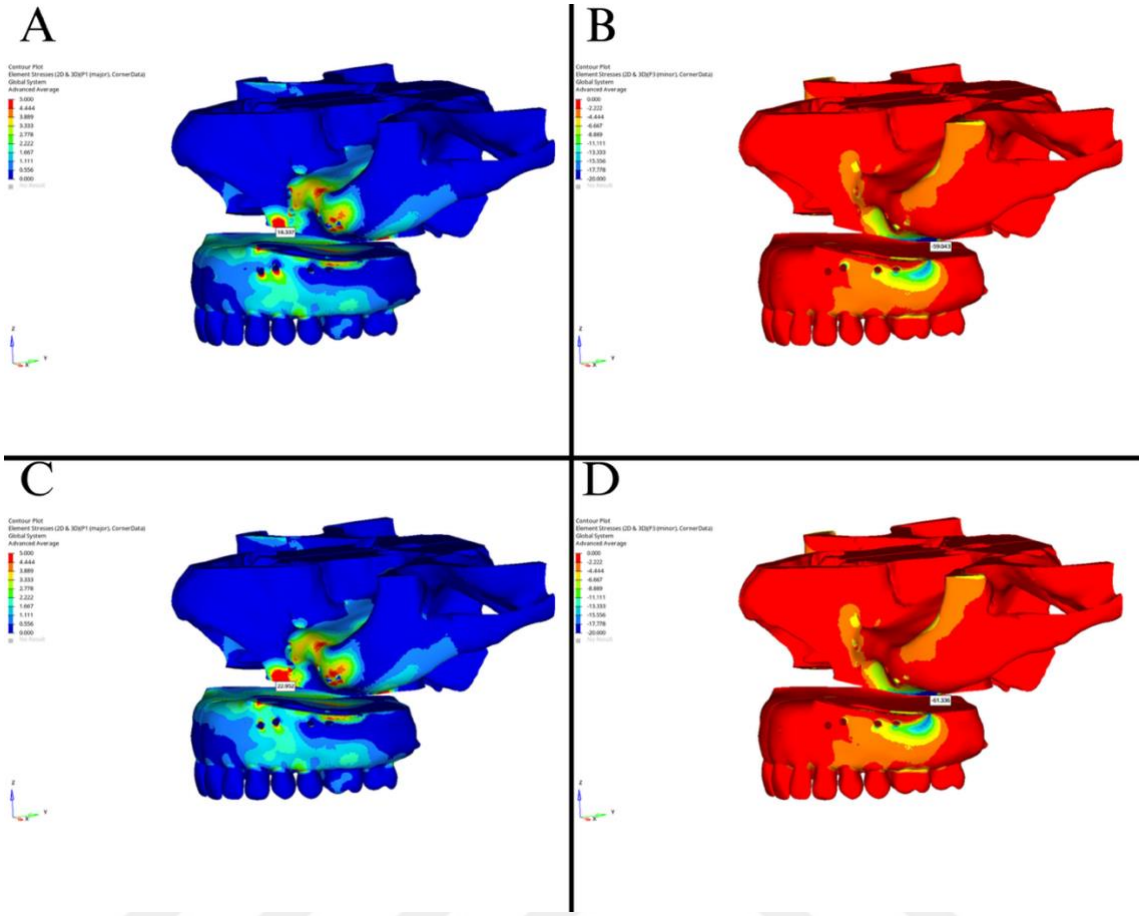
KEMIK MINIMUM PRINCIPLE (COMPRESSION)			**KEMIK MAKSIMUM PRINCIPLE (TENSION)**		
	Titanyum	CFR-PEEK		Titanyum	CFR-PEEK
L plak	-62,309	-65,626	**L plak**	18,594	23,077
Prebent plak	-54,782	-58,229	**Prebent plak**	13,260	15,551
Lefort 1mm	-59,043	-61,336	**Lefort 1mm**	18,337	22,952
Lefort 1,5 mm	-56,710	-60,666	**Lefort 1,5 mm**	14,622	21,345



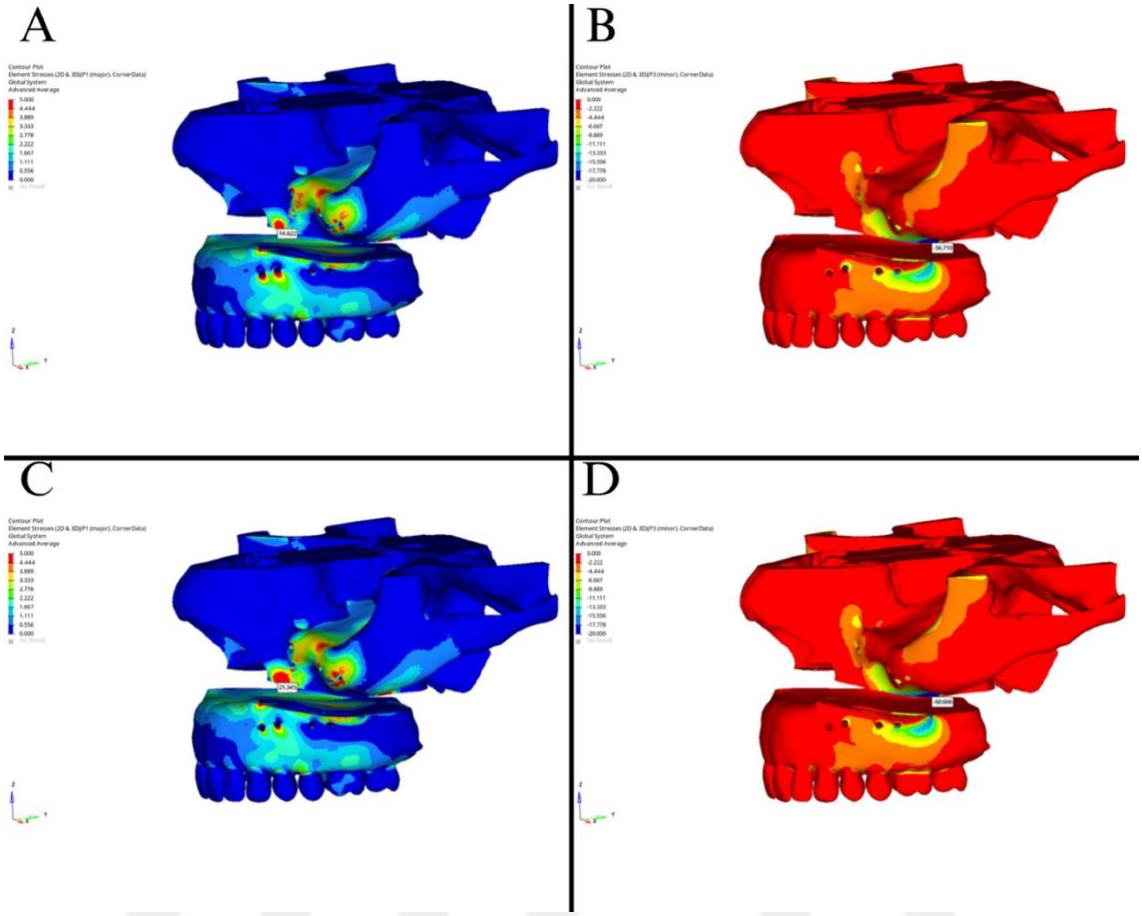
Şekil 4.11: A: Titanyum L plak fiksasyonu sonrası kemikte oluşan maksimum asal stresler, B: Titanyum L plak fiksasyonu sonrası kemikte oluşan minimum asal stresler, C: CFR-PEEK L plak fiksasyonu sonrası kemikte oluşan maksimum asal stresler, D: CFR-PEEK L plak fiksasyonu sonrası kemikte oluşan minimum asal stresler



Şekil 4.12: A: Titanyum önceden bükülmüş plak fiksasyonu sonrası kemikte oluşan maksimum asal stresler, B: Titanyum önceden bükülmüş plak fiksasyonu sonrası kemikte oluşan minimum asal stresler, C: CFR-PEEK önceden bükülmüş plak fiksasyonu sonrası kemikte oluşan maksimum asal stresler, D: CFR-PEEK önceden bükülmüş plak fiksasyonu sonrası kemikte oluşan minimum asal stresler



Şekil 4.13: Titanyum 1 mm kalınlıkta kişiye özel tasarım plak fiksasyonu sonrası kemikte oluşan maksimum asal stresler, B: Titanyum 1 mm kalınlıkta kişiye özel tasarım plak fiksasyonu sonrası kemikte oluşan minimum asal stresler, C: CFR-PEEK 1 mm kalınlıkta kişiye özel tasarım plak fiksasyonu sonrası kemikte oluşan maksimum asal stresler, D: CFR-PEEK 1 mm kalınlıkta kişiye özel tasarım plak fiksasyonu sonrası kemikte oluşan minimum asal stresler



Şekil 4.14: A: Titanyum 1,5 mm kalınlıkta kişiye özel tasarım plak fiksasyonu sonrası kemikte oluşan maksimum asal stresler, B: Titanyum 1,5 mm kalınlıkta kişiye özel tasarım plak fiksasyonu sonrası kemikte oluşan minimum asal stresler, C: CFR-PEEK 1,5 mm kalınlıkta kişiye özel tasarım plak fiksasyonu sonrası kemikte oluşan maksimum asal stresler, D: CFR-PEEK 1,5 mm kalınlıkta kişiye özel tasarım plak fiksasyonu sonrası kemikte oluşan minimum asal stresler

5. TARTIŞMA

Sonlu elemanlar analizi (SEA), kompleks biyomekanik sistemlerin matematiksel modeller aracılığıyla dijital ortamda değerlendirilmesini sağlayan güçlü bir mühendislik yöntemidir. Maksillofasiyal cerrahide, özellikle osteotomi sonrası kemik segmentlerinin mekanik davranışını anlamak ve farklı fiksasyon sistemlerinin performansını karşılaştırmak için sıklıkla kullanılmaktadır (101,102). Bu yöntem, implant geometrisi, malzeme tipi, vida yerleşimi gibi parametrelerin tekil ya da kombinasyonel etkilerini kontrollü koşullarda test etmeye olanak tanır (103). Bu çalışmada, Le Fort I osteotomisi sonrası oluşturulan 4 mm'lik maksiller down fraktür ve 5 mm anterior ilerletme senaryosu, CBCT verileri kullanılarak birebir hasta modeli üzerinde simüle edilmiştir. Dört farklı plak tasarımı (standart L plak, Önceden Bükülmüş Le Fort plak, kişiye özel tasarım Le Fort plak - 1 mm ve 1.5 mm) ve iki farklı malzeme tipi (titanyum ve CFR-PEEK) modele entegre edilerek biyomekanik performansları değerlendirilmiştir. Von Mises gerilmeleri, maksimum ve minimum asal gerilimler ve yer değiştirme değerleri gibi kritik parametreler hesaplanarak karşılaştırmalı analiz yapılmıştır.

SEA literatüründe, fiksasyon sisteminin başarısını belirleyen en önemli unsurlardan biri, uygulanan yüklerin materyal ve kemik arasında nasıl paylaştırıldığıdır. Daha rijit sistemlerde (örneğin titanyum), implantlar büyük oranda yükü absorbe ederken, daha esnek sistemlerde (örneğin CFR-PEEK) yükün kemiğe iletimi daha fazladır (104,105). Bizim araştırmamızda literatüre uygun şekilde titanyum plak tiplerinde daha yüksek, CFR-PEEK plak tiplerinde ise daha düşük Von Mises stres değerleri görülmüştür.

Modellemede kullanılan malzeme özellikleri, literatürde yaygın kabul gören değerler üzerinden tanımlanmıştır. Titanyum için elastik modül 110 GPa, Poisson oranı 0.34; CFR-PEEK için ise elastik modül yaklaşık 18 GPa ve Poisson oranı 0.3 olarak tanımlanmıştır (106,107). Bu değerler, analiz sonuçlarının materyal temelli farklarını güvenilir şekilde ortaya koyabilmesi açısından büyük önem taşımaktadır.

Bu çalışmada kullanılan SEA yöntemi, farklı plak ve materyal kombinasyonlarının Le Fort I osteotomisi sonrası stabilite açısından avantaj ve dezavantajlarını sayısal verilerle göstermiştir. Elde edilen analiz verileri, yalnızca yapısal dayanıklılığı değil, aynı zamanda kemik üzerindeki biyomekanik yüklenmeyi de

değerlendirmeye olanak tanımış; bu da çalışmayı literatürdeki benzerlerinden ayıran özgün bir katkı hâline getirmiştir (108–110).

Karbon fiber takviyeli polieter-eter-keton (CFR-PEEK), son yıllarda ortopedik ve maksillofasiyal cerrahide alternatif implant malzemesi olarak dikkat çekmektedir. Bu malzemenin klinik uygulamalarda tercih edilme nedenlerinin başında, elastikiyet modülünün kortikal kemiğe oldukça yakın olması ve radyolüsent (görüntüleme sırasında şeffaf) özellik taşıması gelmektedir (104,105). Bu özellikler sayesinde CFR-PEEK, hem yük taşıma kapasitesi hem de biyouyumluluğu açısından avantaj sağlamaktadır.

Klinik olarak diş hekimliği alanında yaygın olarak kullanılmasa da PEEK materyalinin kraniyoplasti cerrahisinde kullanımı nispeten yaygındır. 40 vakanın dahil edildiği Jonkergouw ve ark. çalışmasında PEEK materyalinin kraniyoplastide kullanımı analiz edilmiş ve komplikasyon oranının %28 olduğu bulunmuştur. PEEK kraniyoplasti sonrası genel komplikasyon oranları yüksek olsa da, sonuçlar son literatür raporları ile karşılaştırıldığında tatmin edici olarak bulunmuştur (111). Ancak ortognatik cerrahi sonrası yük ve hareket etkisinin devamlı olması CFR-PEEK materyalinin çenelerde fiksasyon materyali olarak kullanımını sınırladığını düşünmekteyiz.

Şen ve ark. koyun mandibulasında Bi Sagital Split Osteotomi (BSSO) sonrası 5 ve 10 mm ilerletme ile 4 delikli plak fiksasyonunda CFR-PEEK ve titanyum materyalini karşılaştırmışlardır. CFR-PEEK plaklar titanyum plaklara göre anlamlı derecede daha az yer değiştirme değeri göstermişlerdir (112). Bu tez çalışmasında ise titanyum yerine CFR-PEEK kullanımı durumunda, kemikte oluşan yer değiştirme ve gerilme değerlerinin, titanyumla karşılaştırıldığında tüm modellerde daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Bizim çalışmamızda plaklardaki yer değiştirme değerlerine bakılmamıştır. Şen ve ark. araştırmasında ise kemikteki yer değiştirme değerleri yer almamaktadır. Bu sonuç farklılıkları farklı parametrelerin analiz edilmesi ile açıklanabilir.

Bu çalışmada kullanılan SEA göre, CFR-PEEK ile modellenen tüm plak ve vida konfigürasyonlarında, Von Mises gerilme değerlerinin titanyuma kıyasla anlamlı şekilde düşük olduğu tespit edilmiştir. Bu fark, CFR-PEEK'in düşük elastik modülü (~18 GPa) nedeniyle daha esnek bir yapıya sahip olması ve bu sayede uygulanan yükü daha geniş bir alana yayarak yoğun stres birikimlerini engellemesi ile açıklanabilir (113–115).

Plaklar üzerinde daha düşük stres birikimi, teorik olarak materyalin plastik deformasyona uğrama riskini azaltmakta ve uzun dönem implant stabilitesini desteklemektedir.

Ancak bu avantaj, kemik üzerindeki mekanik yüklenme açısından bazı dezavantajlar doğurmaktadır. Bu çalışmada CFR-PEEK ile modellenen sistemlerde hem deplasman değerleri hem de kemikteki minimum asal gerilimler, titanyuma göre daha yüksek bulunmuştur. Bu sonuç, malzemenin rijitliğinin düşük olması nedeniyle yükün bir kısmının doğrudan kemiğe aktarılmasıyla ilgilidir. Nitekim literatürde, CFR-PEEK materyallerinin kemik ile benzer elastik özelliklere sahip olmasının, implanttan çok kemiğin gerilme altında kalmasına neden olabileceği belirtilmiştir (116). Çalışmada ayrıca, CFR-PEEK kullanılan modellerde plak ve vida üzerinde düşük Von Mises gerilmeleri görülmesine rağmen, özellikle osteotomi hattındaki deplasman artışının klinik stabilite açısından risk oluşturabileceği vurgulanmıştır. Yük taşıyan maksiller bölgelerde oluşabilecek mikro yer değiştirmeler, osteosentezin başarısını etkileyebilir. Bu bağlamda CFR-PEEK materyali, yüksek stres altında çalışmayan, stabil anatomik bölgelerde tercih edilmesi gereken bir fiksasyon malzemesi olarak değerlendirilebilir (105).

Plak sistemlerinde karşılaşılan klinik başarısızlık nedenlerinden biri, vidaların gevşemesi ya da vida çevresindeki kortikal kemikte gelişen rezorpsiyondur. Kortikal kemikte meydana gelebilecek rezorpsiyon riskinin SEA ile değerlendirilmesinde, bu bölgede oluşan sıkışma gerilimleri esas alınmaktadır. Literatürde, kemiğin rezorpsiyona uğramadan yapısal bütünlüğünü koruyabilmesi için kabul edilen maksimum sıkışma gerilimi sınırı 56 MPa olarak belirtilmiştir (117). Bu tez çalışmasında sadece titanyum önceden bükülmüş Le Fort plağı bu değerin altında bir sonuç göstermiştir. Bu sonuçlara bakıldığında önceden bükülmüş titanyum Le Fort plakların klinik olarak kemik rezorpsiyonunda daha güvenli olduğunu söyleyebiliriz.

Çalışmamız, önceden bükülmüş Le Fort plaklarının, plak gerilmeleri (81.1 MPa), kemik gerilmeleri (-54.7 MPa) ve deplasman (0.12 mm) açısından en dengeli performansı sergilediğini ortaya koymuştur. Bu bulgu, Telha ve ark.'nın Le Fort I fiksasyonunda hastaya özel önceden bükülmüş plakların standart plaklara üstünlüğünü vurgulayan çalışmasıyla uyumludur (118) . (119). Ancak Pozzer ve ark. çalışmasında 4 adet ameliyat sırasında manuel olarak bükülmüş standart L plak ile 2 adet önceden bükülmüş Le Fort plağının Le Fort 1 osteotomisi sonrası ilerletme yapılan vakalarda dayanıklılığa bakılmış ve 2 adet 10 delikli önceden bükülmüş plak kullanımı, dikey yüklemede 4 adet 4 delikli

elle bükülmüş L şeklinde plak kullanımına göre daha az direnç sağladığı görülmüştür (120).

CFR-PEEK plaklarda gözlenen düşük von Mises gerilmeleri (titanuma kıyasla %40 azalma), malzemenin düşük elastik modülü (~20 GPa) ile doğrudan ilişkilidir. Bu bulgu, Telha ve ark.'nın PEEK bazlı implantlarda gerilme azalmasına ilişkin SEA verileriyle örtüşmektedir (118). Ancak CFR-PEEK kullanılan fiksasyonlarda kemikteki gerilmelerin titanyuma kıyasla %18 daha yüksek olması, yük transfer mekanizmasındaki farklılıkları yansıtmaktadır. Diker ve ark. bu durumu, CFR-PEEK'in kemiğe daha fazla yük transfer ederek "stress shielding" etkisini azaltmasıyla açıklamaktadır (121).

Titanyumun yüksek rijitliği (110 GPa elastik modül), deplasman kontrolünde belirgin bir üstünlük sağlamaktadır. Çalışmamızda titanyum plaklarda 0.12 mm deplasman değeri, klinik olarak kabul edilebilir sınırın oldukça altında kalmıştır. Emniyet faktörü hesaplamaları ise titanyumun güvenilirliğini destekler niteliktedir; Grade 5 titanyum için hesaplanan 8.2'lik emniyet faktörü, plakların klinik yükler altında elastik sınırlar içinde kaldığını ve yorulma kırılması riskinin minimal olduğunu göstermektedir (122). Ancak vida-plak ara yüzünde stres konsantrasyonu eğilimi, vida ve plak tasarımında dikkate alınması gereken bir sınırlılık olarak karşımıza çıkmaktadır.

Standart L plak sistemleri, apertura piriformis bölgesinde kritik gerilme konsantrasyonları (107.3 MPa) göstermiş olup, 0.21 mm'lik deplasman değeri ile en yüksek mikro mobiliteye sahip sistem olarak belirlenmiştir. Bu bulgular, standart plakların anatomik uyumsuzluk nedeniyle sınırlı performans sergilediğine işaret etmektedir (123). Ancak vidalardaki düşük gerilmeler (36.5 MPa), vida kırılma riskinin nispeten az olduğunu göstermektedir. Bu paradoksal durum, rijit plakların yükün büyük kısmını kendi üzerinde taşıyarak vidalara daha az yük binmesine neden olmasıyla açıklanabilir (121).

Önceden bükülmüş Le Fort plakları, anatomik uyumdaki üstünlükleri nedeniyle çalışmamızda en iyi performansı sergileyen sistem olmuştur. Choi ve ark. orbital kırıklarda yaptıkları çalışmada, önceden bükülmüş plakların operasyon sırasında manuel olarak bükülen plaklara kıyaslara anlamlı derecede fazla anatomik uyum sağladığını ve stres dağılımını iyileştirdiğini raporlamıştır (124). Çalışmamızın bulguları da bu sonuçları destekler niteliktedir: Önceden bükülmüş plaklarda von Mises gerilmeleri 20.8 MPa ile

en düşük seviyede ölçülmüştür. Deplasman değerleri (0.13 mm) ise optimal stabiliteyi yansıtmaktadır. Bu üstün performansın arkasında iki temel faktör yattığı düşünülmektedir: Birincisi, plakların zigomatik buttress gibi anatomik yapıları tam olarak kavrayacak şekilde uygulanabilmesi; ikincisi, 11 vida ile sağlanan çoklu fiksasyon noktalarının yükü geniş bir alana dağıtmasıdır. Bu kombinasyon, lokalize gerilme konsantrasyonlarını büyük ölçüde ortadan kaldırmaktadır. Çalışmamamızdaki modeller ve sonuçlar incelendiğinde, önceden bükülmüş plakların diğer plak tiplerine göre daha az stres değerleri göstermesini, apertura bölgesinde denk gelen plağın kalınlığıyla ilişkilendirebiliriz. Anatomik uyumun kişiye özel tasarlanan plaklarda en optimal seviyede olduğunu beklesek de bizim çalışmamızdaki plak tasarımlarında apertura bölgesindeki plak kalınlığı önceden bükülmüş plaklarda daha fazladır.

Kişiye özel plaklar, mükemmel anatomik uyum potansiyeli taşımalarına rağmen, performansları tasarım parametrelerine bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. Mazzoni ve ark. CAD/CAM ile geliştirilen plaklar üzerine yaptıkları çalışmada, kalınlık parametresinin kritik önemini vurgulamışlardır (125). Bizim çalışmamızda da 1 mm kalınlıktaki kişiye özel plakların standart plaklara kıyasla sadece marjinal iyileşme sağladığı gözlenmiştir. Ancak kalınlığın 1.5 mm'ye çıkarılması, plak gerilmelerinde %22'lik, vida gerilmelerinde ise %10'luk belirgin azalma sağlamıştır. Bu iyileşme, plak kesit alanı ve atalet momentindeki artışın rijitliği ve dolayısıyla yük taşıma kapasitesini artırmasıyla açıklanabilir. Daha kalın plağın, uygulanan kuvvetlere karşı daha az deforme olduğu ve gerilmeleri daha geniş bir alana yaydığı düşünülmektedir.

Gerilme dağılımı analizleri, fiksasyon sistemlerinin mekanik bütünlüğü hakkında önemli ipuçları sunmaktadır. Çalışmamızda en yüksek gerilmeler, standart L plakların apertura piriformis bölgesinde tespit edilmiştir. Throckmorton ve ark. fonksiyonel anatomi çalışmalarında, bu bölgenin çiğneme kuvvetlerinin iletilmesinde kritik bir rol oynadığını ve ince kortikal yapısı (0.5-0.8 mm) nedeniyle gerilme konsantrasyonlarına yatkın olduğunu belgelemişlerdir (126). Plakların bu bölgeyi kapsayacak şekilde yerleştirilmesi, gerilme birikimini daha da artırmaktadır. Buna karşılık, önceden bükülmüş plaklarda posterior bölgede en düşük gerilmeler kaydedilmiştir. Bu bulgu, anatomik uyumun stres dağılımı üzerindeki belirleyici etkisini vurgulamaktadır. Malzeme etkisi incelendiğinde, CFR-PEEK'in titanyuma kıyasla gerilme dağılımını daha homojen hale getirdiği gözlemlenmiştir. Ancak ilginç bir şekilde, gerilme paternlerinin

büyük ölçüde anatomik yerleşimle ilişkili olduğu gözlenmiştir. Bizim çalışmamızda literatürdekinin aksine Kişiye özel tasarlanmış plaklardan ziyade Önceden bükülmüş plaklar daha düşük stres değerleri göstermiştir. Bu durum, tasarım aşamasında Kişiye özel tasarlanmış plağın apertura priformise denk gelen bölümünün kalınlığının L plağın kalınlığıyla aynı şekilde tasarlanması sonucu 1 mm kalınlıktaki kişiye özel tasarım plağın standart L plakla benzer bir von mises stres değeri vermesiyle ilişkilendirilebilir. Önceden bükülmüş plakların apertura bölgesindeki gövde kalınlığı diğer 3 plak tipinden daha fazladır. Bu şekilde stresin dağılabileceği daha fazla bir yüzey alanına sahiptir.

Fiksasyon tipleri ile vida sayısının ilişkisine bakıldığında ideal bir değerlendirme yapılması pek mümkün olmamaktadır. Her plak tipinin vida sayısı farklı olmakla birlikte kişiye özel tasarlanan plakların 1 ve 1,5 mm kalınlıkta tasarlandığı iki farklı modelde vida sayıları eşittir. Bu iki plak tipinde vidalarda görülen von misses değerleri birbirine benzerlik göstermektedir.

Kemik dokusu ile fiksasyon aygıtlarının bükülme özelliklerindeki farklılık, internal rijit fiksasyon sonrasında başarılı bir iyileşme gerçekleşmiş olsa dahi, yüklerin büyük bir kısmının plak tarafından taşınmasına neden olmaktadır. Wolff yasasına göre, kemik yoğunluğu uygulanan stresin miktarına bağlı olarak şekillenmekte olup, rijit plakların altında kalan kemik bu yeni stres dağılımına uyum sağlayarak daha poröz bir yapı geliştirebilmektedir (127). Son yıllarda hem iyileşme sürecinde mutlak rijit fiksasyon anlayışından uzaklaşılması hem de iyileşme sonrası kemiğin doğal fizyolojik kuvvetlerle karşılaşmasının gerekliliğinin anlaşılması, fraktürlerin, sağlıklı kemiğin mekanik özelliklerine benzer özellikler taşıyan fiksasyon sistemleri ile stabilize edilmesi gerekliliğini gündeme getirmiştir. Bu yaklaşımdan hareketle geliştirilen, polieter-eter-keton polimerlerinin karbon fiberlerle güçlendirilmesiyle elde edilen CFR-PEEK materyalleri; kortikal kemiğe benzer Young modülüsüne sahip olmaları, sterilizasyon süreçlerine karşı direnç göstermeleri, yüksek biyouyumlulukları ve radyolojik görüntüleme sırasında artefakt oluşumuna neden olmamaları gibi avantajlarıyla dikkat çeken bir biyomalzeme grubu haline gelmiştir. Bizim çalışmamızda da standart titanyum ve CFR-PEEK materyal ile simüle edilen farklı tiplerdeki fiksasyon plakların maksiller down fraktür ve ilerletme yapılmış Le Fort 1 osteotomisi fiksasyonları SEA yöntemi ile değerlendirilmiştir.

Bu çalışma, Le Fort I osteotomisi sonrası farklı plak tasarımları ve materyallerin karşılaştırmalı biyomekanik analizini içeren literatürdeki kapsamlı araştırmalardan biridir. Ancak bu tür modelleme çalışmalarının, doğası gereği bazı sınırlılıkları bulunmaktadır.

İlk olarak, kullanılan SEA, yükleme senaryoları belirli varsayımlara dayanmaktadır. Bu çalışmada kullanılan yükleme, maksiller posterior bölgeye uygulanan fizyolojik kuvvetleri temsil edecek şekilde tasarlanmış olsa da, gerçek hayatta dinamik ve çok yönlü kuvvetlerin etkisi söz konusudur. Diğer bir sınırlama ise, SEA simülasyonları, statik yük altında değerlendirme yapmaktadır; oysa çiğneme ve konuşma gibi fonksiyonlar sırasında ortaya çıkan dinamik yükler, farklı stres profilleri oluşturabilir (118,128).

SEA gibi matematiksel temellere dayanan yöntemler üzerinden doğrudan klinik sonuçlara ulaşmak yerine, farklı materyaller arasında karşılaştırmalı değerlendirmeler yapmak daha uygun bir yaklaşım olacaktır. Sistemde gözlemlenen yer değiştirme düzeyinin yüksek ya da düşük olmasına dayanarak kesin olumlu veya olumsuz yargılarda bulunmak doğru değildir. Bu tür değerlendirmelerin, belirli bir hareketlilik aralığının optimal kabul edildiği anlayışıyla yapılması ve söz konusu hareketliliğin kemik iyileşmesi üzerindeki etkilerinin in vivo çalışmalarla desteklenmesi, daha güvenilir ve geçerli sonuçların elde edilmesini sağlayacaktır.

6. SONUÇLAR

Bu kapsamlı sonlu elemanlar analizi, Le Fort I osteotomisi sonrası fiksasyon stratejilerinin seçiminde belirleyici biyomekanik kriterleri ortaya koymuştur. Önceden bükülmüş titanyum plaklar, 0.12 mm deplasman değeri ve 81.1 MPa gerilme seviyeleriyle optimal stabilite sağlarken, standart L plaklar yalnızca sınırlı klinik senaryolarda kullanılmalıdır. CFR-PEEK malzemesi, plak üzerindeki gerilmeleri %40 azaltmasına rağmen, kemikteki mikromobilite artışı nedeniyle eğer hasta üzerinde kullanılacaksa seçiminde ve uygulanmasında titizlik gerektirdiğini düşünmekteyiz. Kişiye özel plaklarda kalınlığın 1.5 mm'ye çıkarılması, gerilme değerlerinde %22'lik kritik iyileşme sağlamaktadır. Cerrahi karar verme sürecinde; kemik kalitesi, hareket büyüklüğü ve hasta uyumu gibi faktörlerin, bu biyomekanik bulgularla entegre değerlendirilmesi esastır. Konu ile ilgili ileri çalışmalar hayvan deneyleri veya klinik çalışmalarla devam etmelidir.

KAYNAKLAR

1. Naini, F. B., Moss, J. P., & Gill, D. S. (2006). The enigma of facial beauty: esthetics, proportions, deformity, and controversy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(3), 277–282.

2. Elnagar, M. H., Elshourbagy, E., Ghobashy, S., Khedr, M., Kusnoto, B., & Evans, C. A. (2017). Three-dimensional assessment of soft tissue changes associated with bone-anchored maxillary protraction protocols. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 152(3), 336–347.

3. Wassmund, M. (1927). *Frakturen und Luxationen des Gesichtsschädels: unter Berücksichtigung der Komplikationen des Hirnschädels: ihre Klinik und Therapie: praktisches Lehrbuch*. Meusser

4. He, W., Tian, K., Xie, X., Wang, X., Li, Y., Wang, X., et al. (2015). Individualized surgical templates and titanium microplates for Le Fort I osteotomy by computer-aided design and computer-aided manufacturing. *Journal of Craniofacial Surgery*, 26(6), 1877–1881.

5. Coskunses, F. M., Kan, B., Mutlu, I., Cilasun, U., & Celik, T. (2015). Evaluation of prebent miniplates in fixation of Le Fort I advancement osteotomy with the finite element method. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 43(8), 1505–1510.

6. Piot, N., Schlund, M., & Ferri, J. (2022). Dental discoloration following Le Fort I osteotomy, a systematic review. *Journal of Stomatology Oral and Maxillofacial Surgery*, 123(2), 199–202.

7. Witherow, H., & Naini, F. B. (2016). Le Fort I osteotomy and maxillary advancement. *In Orthognathic Surgery* (pp. 397–421). John Wiley & Sons, Ltd.

8. Yoon, H. J., Rebellato, J., & Keller, E. E. (2005). Stability of the Le Fort I osteotomy with anterior internal fixation alone: a case series. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 63(5), 629–634.

9. Lye, K. W., Waite, P. D., Wang, D., & Sittitavornwong, S. (2008). Predictability of prebent advancement plates for use in maxillomandibular advancement surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 66(8), 1625–1629.

10. Philippe, B. (2013). Custom-made prefabricated titanium miniplates in Le Fort I osteotomies: Principles, procedure and clinical insights. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 42(8), 1001–1006.

11. Kurtz, S. M., & Devine, J. N. (2008). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 28(32), 4845–4869..

12. Li, C. S., Vannabouathong, C., Sprague, S., & Bhandari, M. (2015). The use of carbon-fiber-reinforced (CFR) PEEK material in orthopedic implants: A systematic review. *Clinical Medicine Insights: Arthritis and Musculoskeletal Disorders*, 8, CMAMD.S20354.

13. Gray, H., Warwick, R., & Williams, P. L. (1973). *Gray's anatomy* (35th ed.). Harlow: Longman.

14. Wolford, L. M., & Fields, R. T. (1999). Surgical planning. In P. W. Booth, S. A. Schendel, & J. E. Hausamen (Eds.), *Maxillofacial Surgery* (pp. 1205–1257). London: Churchill-Livingstone

15. Bloomquist, D. S., & Lee, J. J. (2004). *Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery* (2nd ed.). Chapter 56. Hamilton: B. C. Decker..

16. Bill, J., Proff, P., Bayerlein, T., Blens, T., Gedrange, T., & Reuther, J. (2006). Orthognathic surgery in cleft patients. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 34, 77–81..

17. Langenbeck, B. von. (1859). *Beiträge zur Osteoplastik*. Berlin: Druck von G. Reimer..

18. Cheever, D. (1870). Displacement of the upper jaw. *Medical and Surgical Reports of the Boston City Hospital*, 163.

19. Tessier, P. (1972). The classic reprint: Experimental study of fractures of the upper jaw. I and II. René Le Fort, M.D. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 50(5), 497–506 (contd.).

20. Obwegeser, H. (1965). [Surgery of the maxilla for the correction of prognathism]. *SSO Schweiz Monatsschrift Zahnheilkd*, 75, 365–374.

21. Obwegeser, H. L. (1969). Surgical correction of small or retrodisplaced maxillae: The “dish-face” deformity. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 43(4), 351–365.

22. Hausamen, J. E. (2001). The scientific development of maxillofacial surgery in the 20th century and an outlook into the future. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 29(1), 2–21.

23. Choi, J. Y., Choi, J. P., & Baek, S. H. (2009). Surgical accuracy of maxillary repositioning according to type of surgical movement in two-jaw surgery. *The Angle Orthodontist*, 79(2), 306–311.

24. Monzavi, C. A. E., Morris, D. E., & Patel, P. K. (2016). LeFort I osteotomy. In *Operative Dictations in Plastic and Reconstructive Surgery* (pp. 209–214).

25. Chiapasco, M., Romeo, E., Coggiola, A., & Brusati, R. (2011). Long-term outcome of dental implants placed in revascularized fibula free flaps used for the reconstruction of maxillo-mandibular defects due to extreme atrophy. *Clinical Oral Implants Research,* 22(1), 83–91..

26. Li, K. K., Stephens, W. L., & Gliklich, R. (1996). Reconstruction of the severely atrophic edentulous maxilla using Le Fort I osteotomy with simultaneous bone graft and implant placement. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery,* 54(5), 542–546; discussion 547.

27. Tomomatsu, N., Takahara, N., Akaike, Y., Sato, Y., Kurasawa, Y., & Yoda, T. (2023). Postoperative stability of bioresorbable plates made of 85:15 poly (L-lactide-co-glycolide) in Le Fort I osteotomy. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology,* 136(5), 569–576

28. Alberts, L. R., Phillips, K. O., Tu, H. K., Stinson, W. W., & Friedman, A. (2003). A biologic model for assessment of osseous strain patterns and plating systems in the human maxilla. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery,* 61(1), 79–88.

29. Shirota, T., Shiogama, S., Asama, Y., Tanaka, M., Kurihara, Y., Ogura, H., et al. (2019). CAD/CAM splint and surgical navigation allows accurate maxillary segment positioning in Le Fort I osteotomy. *Heliyon*, 5(7), e02123.

30. Omura, S., Kimizuka, S., Iwai, T., & Tohnai, I. (2012). An accurate maxillary superior repositioning technique without intraoperative measurement in bimaxillary orthognathic surgery. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery,* 41(8), 949–951.

31. Kokuryo, S., Habu, M., Miyamoto, I., Uehara, M., Kodama, M., Iwanaga, K., et al. (2014). Predictability and accuracy of maxillary repositioning during bimaxillary surgery using a three-dimensional positioning technique. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 118(2), 187–193.

32. Koyachi, M., Sugahara, K., Odaka, K., Matsunaga, S., Abe, S., Sugimoto, M., et al. (2021). Accuracy of Le Fort I osteotomy with combined computer-aided design/computer-aided manufacturing technology and mixed reality. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 50(6), 782–790

33. Imai, H., Fujita, K., Yamashita, Y., Yajima, Y., Takasu, H., Takeda, A., et al. (2020). Accuracy of mandible-independent maxillary repositioning using pre-bent locking plates: a pilot study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery,* 49(7), 901–907.

34. Li, B., Wei, H., Jiang, T., Qian, Y., Zhang, T., Yu, H., et al. (2021). Randomized clinical trial of the accuracy of patient-specific implants versus CAD/CAM splints in orthognathic surgery. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 148(5), 1101–1110.

35. Bothur, S., Blomqvist, J. E., & Isaksson, S. (1998). Stability of Le Fort I osteotomy with advancement: A comparison of single maxillary surgery and a two-jaw procedure. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery,* 56(9), 1029–1033.

36. Champy, M. (1980). Surgical treatment of midface deformities. *Head & Neck Surgery*, 2(6), 451–465

37. Egbert, M., Hepworth, B., Myall, R., & West, R. (1995). Stability of Le Fort I osteotomy with maxillary advancement: A comparison of combined wire fixation and rigid fixation. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery,* 53(3), 243–248.

38. Xue, C., Xu, H., Tian, Y., Yang, X., Luo, E., & Bai, D. (2018). Precise control of maxillary multidirectional movement in Le Fort I osteotomy using a surgical guiding device. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 56(9), 797–804.

39. Bai, S., Shang, H., Liu, Y., Zhao, J., & Zhao, Y. (2012). Computer-aided design and computer-aided manufacturing locating guides accompanied with prebent titanium plates in orthognathic surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery,* 70(10), 2419–2426.

40. Brunso, J., Franco, M., Constantinescu, T., Barbier, L., Santamaría, J. A., & Alvarez, J. (2016). Custom-machined miniplates and bone-supported guides for orthognathic surgery: A new surgical procedure. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery,* 74(5), 1061.e1–1061.e12.

41. Kraeima, J., Jansma, J., & Schepers, R. H. (2016). Splintless surgery: Does patient-specific CAD-CAM osteosynthesis improve accuracy of Le Fort I osteotomy? *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery,* 54(10), 1085–1089..

42. Mazzoni, S., Bianchi, A., Schiariti, G., Badiali, G., & Marchetti, C. (2015). Computer-aided design and computer-aided manufacturing cutting guides and customized titanium plates are useful in upper maxilla waferless repositioning. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 73(4), 701–707.

43. Gander, T., Bredell, M., Eliades, T., Rücker, M., & Essig, H. (2015). Splintless orthognathic surgery: A novel technique using patient-specific implants (PSI). *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 43(3), 319–322

44. Li, D. T. S., & Leung, Y. Y. (2023). Patient-specific implants in orthognathic surgery. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 35(1), 61–69.

45. Alqussair, A., Baek, S. H., Kim, T. S., Ha, S. H., & Choi, J. Y. (2022). Surgical accuracy of positioning the maxilla in patients with skeletal class II malocclusion using computer-aided design and computer-aided manufacturing-assisted orthognathic surgery. *Journal of Craniofacial Surgery*, 33(5), 1479–1483.

46. Attar, H., Calin, M., Zhang, L. C., Scudino, S., & Eckert, J. (2014). Manufacture by selective laser melting and mechanical behavior of commercially pure titanium. *Materials Science and Engineering*: A, 593, 170–177..

47. Davis, J. R., & ASM International. (1998). *Metals handbook desk edition* (2nd ed.). Taylor & Francis. (75th anniversary ASM Handbooks)

48. Marti, A. (2000). Cobalt-base alloys used in bone surgery. *Injury,* 31(Suppl 4), 18–21.

49. Misch, C. E. (2008). *Contemporary implant dentistry*. Mosby Elsevier..

50. Disegi, J. A., & Eschbach, L. (2000). Stainless steel in bone surgery. *Injury*, 31(Suppl 4), 2–6.

51. Disegi, J. A. (1992). Magnetic resonance imaging of AO/ASIF stainless steel and titanium implants. *Injury*, 23(Suppl 2), S1–S4

52. Van Noort, R. (1987). Titanium: The implant material of today. *Journal of Materials Science*, 22(11), 3801–3811.

53. Metsemakers, W. J., Moriarty, T. F., Nijs, S., Pape, H. C., & Richards, R. G. (2016). Influence of implant properties and local delivery systems on the outcome in operative fracture care. *Injury*, 47(3), 595–604.

54. Hak, D. J., Mauffrey, C., Seligson, D., & Lindeque, B. (2014). Use of carbon-fiber-reinforced composite implants in orthopedic surgery. *Orthopedics*, 37(12), 825–830.

55. Green, S. (2012). Chapter 3 – Compounds and composite materials. In S. M. Kurtz (Ed.), *PEEK biomaterials handbook* (pp. 23–48). Oxford: William Andrew Publishing. (Plastics Design Library). Erişim: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B978143774463710003X

56. Kurtz, S. M. (2006). Total disc arthroplasty. In *Spine technology handbook* (pp. xx–xx). New York: Academic Press.

57. Hull, D., & Clyne, T. (1966). *An introduction to composite materials*. Cambridge: Cambridge University Press.

58. Williams, D. F., McNamara, A., & Turner, R. M. (1987). Potential of polyetheretherketone (PEEK) and carbon-fibre-reinforced PEEK in medical applications. *Journal of Materials Science Letters*, 6(2), 188–190.

59. Kurtz, S. M., & Devine, J. N. (2007). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials* [Internet], 28(32), 4845–4869. Erişim: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142961207005467

60. Toth, J. M. (2012). Chapter 7 – Biocompatibility of polyaryletheretherketone polymers. In S. M. Kurtz (Ed.), *PEEK biomaterials handbook* (pp. 81–92). Oxford: William Andrew Publishing. (Plastics Design Library). Erişim: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9781437744637100077

61. Godara, A., Raabe, D., & Green, S. (2007). The influence of sterilization processes on the micromechanical properties of carbon fiber-reinforced PEEK composites for bone implant applications. *Acta Biomaterialia* [Internet], 3(2), 209–220. Erişim: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1742706106001577

62. Jahan, M. S., Wang, C., Schwartz, G., & Davidson, J. A. (1991). Combined chemical and mechanical effects on free radicals in UHMWPE joints during implantation. *Journal of Biomedical Materials Research*, 25(8), 1005–1017

63. Sasuga, T., & Hagiwara, M. (1987). Radiation deterioration of several aromatic polymers under oxidative conditions. *Polymer (Guildford)* [Internet], 28(11), 1915–1921. Available from: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0032386187903004

64. McMillan, C. (1993). Evaluation of PEKEKK composites for spine implants. In *Proceedings of the 38th International SAMPE Symposium* (pp. 591–598)..

65. Kurtz, S. M. (2006). Total disc arthroplasty. In *Spine Technology Handbook* (pp. xx–xx). New York: Academic Press.

66. National Institutes of Health (NIH). (2003). NIH Consensus Statement: Total Knee Replacement. In *NIH Technology Assessment Conference*.

67. Akhavan, S., Matthiesen, M. M., Schulte, L., Penoyar, T., Kraay, M. J., Rimnac, C. M., et al. (2006). Clinical and histologic results related to a low-modulus composite total hip replacement stem. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 88(6), 1308–1314

68. Uhthoff, H. K., Poitras, P., & Backman, D. S. (2006). Internal plate fixation of fractures: Short history and recent developments. *Journal of Orthopaedic Science*, 11(2), 118–126.

69. Howard, C., Tayton, K., & Gibbs, A. (1985). The response of human tissues to carbon reinforced epoxy resin. *Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume*, 67-B(4), 656–658.

70. Ulm, C., Solar, P., Blahout, R., Matejka, M., & Gruber, H. (1992). Reduction of the compact and cancellous bone substances of the edentulous mandible caused by resorption. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 74(2), 131–136.

71. Misch, C. E. (2005). *Dental implant prosthetics* (2nd ed.). Elsevier.

72. An, Y. H., & Draughn, R. A. (Eds.). (1999). *Mechanical testing of bone and the bone-implant interface.* CRC Press.

73. Avallone, E. A., Baumeister, T., & Sadegh, A. (2007). *Marks' standard handbook for mechanical engineers.* McGraw-Hill Education.

74. Shetty, P., Hegde, A., & Rai, K. (2010). Finite element method – An effective research tool for dentistry. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry,* 34(3), 281–285.

75. Geng, J. P., Tan, K. B. C., & Liu, G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585–598.

76. Ramoğlu, S., & Ozan, O. (2015). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 9(9).

77. Jingade, R. K., Rudraprasad, I., & Sangur, R. (2005). Biomechanics of dental implants: A FEM study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 5(1), 18.

78. Cowin, S. C. (2001). *Bone mechanics handbook* (2nd ed.). Boca Raton: CRC Press..

79. Askeland, D. R., Phulé, P. P., Wright, J. W., & Bhattacharya, D. (2003). *The science and engineering of materials*.

80. Sargın, A. G. (2015). Üst çenede iki implant destek üzerine uygulanan mesial uzantılı restorasyonlar oklüzal kuvvetlerin implant çevre dokularında neden olduğu stres dağılımının üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi [Doktora tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü]. Ankara.

81. Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (Eds.). (2012). *Phillips' science of dental materials* (12th ed.). Saunders.

82. Daskalaki, A. (Ed.). (2009). *Dental computing and applications*. IGI Global.

83. Mammadzada, S. (2009). İmplant dizaynının kemikteki stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi [Yüksek lisans tezi].

84. Soğancı, G. (2012). Farklı implant planlamalarının yapıldığı tam dişsiz yarık damaklarda oklüzal kuvvetler altında oluşan gerilmelerin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi [Yüksek lisans tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü]. Ankara.

85. Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). *Craig's restorative dental materials.* Elsevier/Mosby.

86. İnan, M. (1967). *Cisimlerin mukavemeti.* Ari Kitapevi.

87. Gere, J. M., & Goodno, B. J. (2009). *Mechanics of materials.*

88. Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). Acknowledgments. In R. L. Sakaguchi & J. M. Powers (Eds.), *Craig's restorative dental materials* (13th ed., p. xi). Saint Louis: Mosby. Erişim: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780323081085100222

89. Shetty, P., Hegde, A., & Rai, K. (2010). Finite element method – An effective research tool for dentistry. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 34(3), 281–285.

90. Benson, D. J., & Okazawa, S. (2004). Contact in a multi-material Eulerian finite element formulation. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 193(39–41), 4277–4298.

91. Farah, J. W., & Craig, R. G. (1974). Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *Journal of Dental Research*, 53(4), 859–866.

92. Gümrükçü, Z., & Kurt, S. (2018). Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin implant cerrahisinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.*

93. Srirekha, A., & Bashetty, K. (2010). Infinite to finite: An overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research,* 21(3), 425.

94. Soykan, E., Eskitaşçıoğlu, G., Ünsal, E., & Bağış, N. (2013). Dental implantların biyomekaniği ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi uygulamaları. *European Annals of Dental Sciences*, 40(2), 87–95

95. İplikçioğlu, H., & Akça, K. (2002). Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *Journal of Dentistry*, 30(1), 41–46.

96. Zienkiewicz, O. C., & Taylor, R. L. (2005). *The finite element method for solid and structural mechanics* (6th ed.).

97. Reddy, M. S., Sundram, R., & Eid Abdemagyd, H. (2019). Application of finite element model in implant dentistry: A systematic review. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, 11(6), 85.

98. Baiamonte, T., Abbate, M. F., Pizzarello, F., Lozada, J., & James, R. (1996). The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *Journal of Oral Implantology*, 22(2), 104–110.

99. Wong, H. C., & Tang, W. C. (2011). Finite element analysis of the effects of focal adhesion mechanical properties and substrate stiffness on cell migration. *Journal of Biomechanics*, 44(6), 1046–1050..

100. Daegling, D. J., & Hylander, W. L. (2000). Experimental observation, theoretical models, and biomechanical inference in the study of mandibular form. *American Journal of Physical Anthropology*, 112(4), 541–551.

101. Baafif, H., Alibrahim, I., Alotaibi, S., Alharbi, H., Shubaily, M., & Elkwatehy, W. A. (2020). The efficacy of resin infiltrant and casein phosphopeptide–amorphous calcium fluoride phosphate in treatment

of white spot lesions (comparative study). *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry,* 10(4), 438.

102. Huiskes, R., & Chao, E. Y. S. (1983). A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: The first decade. *Journal of Biomechanics,* 16(6), 385–409.

103. Tams, J., van Loon, J. P., Rozema, F. R., Otten, E., & Bos, P. R. M. (1996). A three-dimensional study of loads across the fracture for different fracture sites of the mandible. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery,* 34(5), 400–405.

104. Ma, R., & Tang, T. (2014). Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. *International Journal of Molecular Sciences,* 15(4), 5426–5445.

105. Kurtz, S. M., & Devine, J. N. (2007). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials,* 28(32), 4845–4869.

106. Huang, S. F., Lo, L. J., & Lin, C. L. (2016). Biomechanical optimization of a custom-made positioning and fixing bone plate for Le Fort I osteotomy by finite element analysis. *Computers in Biology and Medicine,* 68, 49–56.

107. Geetha, M., Singh, A. K., Asokamani, R., & Gogia, A. K. (2009). Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review. *Progress in Materials Science*, 54(3), 397–425.

108. Suojanen, J., Leikola, J., & Stoor, P. (2016). The use of patient-specific implants in orthognathic surgery: A series of 32 maxillary osteotomy patients. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 44(12), 1913–1916.

109. Ataç, M. S., Erkmen, E., Yücel, E., & Kurt, A. (2008). Comparison of biomechanical behaviour of maxilla following Le Fort I osteotomy with 2- versus 4-plate fixation using 3D-FEA. Part 1: Advancement surgery. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery,* 37(12), 1117–1124.

110. Telha, W., Wang, Q., Al-Watary, M. Q., Sakran, K., Chen, H., Zhu, S., et al. (2023). Comparison of biomechanical behavior between commercial and patient-specific TI6AL4V titanium plates of the same design following Le Fort I osteotomy: A 3D finite element analysis.

111. Jonkergouw, J., van de Vijfeijken, S. E. C. M., Nout, E., Theys, T., Van de Casteele, E., Folkersma, H., et al. (2016). Outcome in patient-specific PEEK cranioplasty: A two-center cohort study of 40 implants. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 44(9), 1266–1272.

112. Sen, E., & Torul, D. (2025). Biomechanical comparison of the efficacy of CFR-PEEK and titanium systems in the fixation following sagittal split advancement osteotomy: A biomechanical study. *BMC Oral Health*, 25(1)

113. Lethaus, B., Safi, Y., ter Laak-Poort, M., Kloss-Brandstätter, A., Banki, F., Robbenmenke, C., et al. (2012). Cranioplasty with customized titanium and PEEK implants in a mechanical stress model. *Journal of Neurotrauma*, 29(6), 1077–1083.

114. Huang, S. F., Lo, L. J., & Lin, C. L. (2016). Biomechanical optimization of a custom-made positioning and fixing bone plate for Le Fort I osteotomy by finite element analysis. *Computers in Biology and Medicine,* 68, 49–56.

115. Telha, W., Chen, H., Al-Watary, M. Q., Sakran, K., Wang, Q., Zhu, S., et al. (2024). Comparison of the biomechanical behavior between commercial and 3D-printed patient-specific Ti6Al4V L-shaped titanium plates following Le Fort I osteotomy using finite element analysis: A technical note. *Medical Engineering & Physics,* 129, 104176.

116. Torstrick, F. B., Lin, A. S. P., Potter, D., Safranski, D. L., Sulchek, T. A., Gall, K., et al. (2018). Porous PEEK improves the bone-implant interface compared to plasma-sprayed titanium coating on PEEK. *Biomaterials,* 185, 106–116.

117. Vajgel, A., Camargo, I. B., Willmersdorf, R. B., de Melo, T. M., Filho, J. R. L., & de Holanda Vasconcellos, R. J. (2013). Comparative finite element analysis of the biomechanical stability of 2.0 fixation plates in atrophic mandibular fractures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 71(2), 335–342.

118. Telha, W., Wang, Q., Al-Watary, M. Q., Sakran, K., Chen, H., Zhu, S., et al. (2024). Comparison of the biomechanical behavior between commercial and 3D-printed patient-specific Ti6Al4V L-shaped titanium plates following Le Fort I osteotomy using finite element analysis: A technical note. *Medical Engineering & Physics,* 104176.

119. Esen, A., Çelik, B., & Dolanmaz, D. (2022). Biomechanical evaluation of two miniplate fixations applied in the anterior region after Le Fort I osteotomy: An experimental study. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [Internet], 60(2), 152–156. Erişim: https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2021.01.012.

120. Pozzer, L., Olate, S., Cavalieri-Pereira, L., Navarro, P., & de Albergaría Barbosa, J. R. (2017). Mechanical stability of 2-plate versus 4-plate osteosynthesis in advancement Le Fort I osteotomy: An in vitro study. *Journal of Stomatology Oral and Maxillofacial Surgery* [Internet], 118(1), 2–4. Erişim: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2468785516300118.

121. Nurettin, D., & Burak, B. (2018). Feasibility of carbon-fiber-reinforced polymer fixation plates for treatment of atrophic mandibular fracture: A finite element method. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* [Internet], 46(12), 2182–2189. Erişim: https://doi.org/10.1016/j.jcms.2018.09.030.

122. Elias, C. N., Lima, J. H. C., Valiev, R., & Meyers, M. A. (2008). Biomedical applications of titanium and its alloys. *JOM*, 60(3), 46–49.

123. Altıparmak, N., Polat, S., & Onat, S. (2023). Finite element analysis of the biomechanical effects of titanium and CFR-PEEK additively manufactured subperiosteal jaw implant (AMSJI) on maxilla. *Journal of Stomatology Oral and Maxillofacial Surgery*, 124(1).

124. Choi, J. W., Koh, K. S., Hong, J. P., & Hong, J. Y. (2017). One-piece pre-bent titanium plate fixation for complex mandible fractures. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery,* 45(9), 1486–1491.

125. Mazzoni, S., Bianchi, A., Schiariti, G., Badiali, G., & Marchetti, C. (2015). Computer-aided design and computer-aided manufacturing cutting guides and customized titanium plates are useful in upper maxilla waferless repositioning. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [Internet], 73(4), 701–707. Erişim: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0278239114016279.

126. Zarrinkelk, H. M., Throckmorton, G. S., Ellis, E., & Sinn, D. P. (1996). Functional and morphologic changes after combined maxillary intrusion and mandibular advancement surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery,* 54(7), 828–837.

127. Wolff, J. (1986). *The law of bone remodelling*. Springer.

128. Cueto, E., Sukumar, N., Calvo, B., Martínez, M. A., Cegoñino, J., & Doblaré, M. (2003). Overview and recent advances in natural neighbour Galerkin methods. *Archives of Computational Methods in Engineering*, 10(4), 307–384.