

**T.C.
HARRAN ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**MANDİBULAR DONÖR BÖLGEDE GREFT GEOMETRİSİ VE HACMİNİN
GERİLME DAĞILIMINA ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR
YÖNTEMİYLE ANALİZİ**

Cennet ÇAKMAK

MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**ŞANLIURFA
2020**

T.C.
HARRAN ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Doç. Dr. Mustafa ÖZEN danışmanlığında, Cennet ÇAKMAK'ın hazırladığı “Mandibular Donör Bölgede Greft Geometrisi ve Hacminin Gerilme Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Analizi” konulu bu çalışma 12 /08 /2020 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Harran Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalı’nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

İmza

Danışman : Doç. Dr. Mustafa ÖZEN

e-imzalıdır

Üye : Prof. Dr. Murat KISA

e-imzalıdır

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Akar DOĞAN

e-imzalıdır

Bu Tezin Makine Mühendisliği Anabilim Dalında Yapıldığını ve Enstitümüz Kurallarına Göre Düzenlendiğini Onaylarım.

Doç. Dr. İsmail HİLALİ
Enstitü Müdürü

Not: Bu tezde kullanılan özgün ve başka kaynaktan yapılan bildirişlerin, çizelge, şekil ve fotoğrafların kaynak gösterilmeden kullanımı 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunundaki hükümlere tabidir.

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
ŞEKİLLER DİZİNİ	iv
ÇİZELGELER DİZİNİ	v
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	vi
1. GİRİŞ	1
2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR	3
3. MATERYAL ve YÖNTEM	13
3.1. Materyal	13
3.1.1. İnsan Çiğneme Sistemi, Mandibula (Çene) Anatomisi ve Biyomekaniği	13
3.1.1.1. Masseter Kası	18
3.1.1.2. Temporalis Kası	18
3.1.1.3. Medial Pterygoid Kası	18
3.1.1.4. Lateral pterygoid	19
3.1.1.5. Digastrik	19
3.1.1.6. Mylohyoid	20
3.1.1.7. Geniohyoid	20
3.1.2. Greft ve İnsan Mandibulasından Donör Bölge Olarak Greft Alınması	23
3.2. Yöntem	24
3.2.1. Verilerin Hazırlanması	25
3.2.2. Görüntülerin 3 Boyutlu Modele Dönüştürülmesi	25
3.2.2.1. Medikal Verilerin Aktarımı	26
3.2.2.2. Eşikleme (Masking)	26
3.2.2.3. Ayrık Olmayan Montajlama (Non- Manifold Assembly)	28
3.2.3. Üç Boyutlu Modelin Düzenlenmesi	28
3.2.3.1. Yüzey Yumuşatmaları (Smoothing)	28
3.2.3.2. Üç Boyutlu Modelden Greft Alınması	29
3.2.3.3. Ağ Oluşturma (Meshing)	30
3.2.4. Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması	32
3.2.5. Analizin Yapılması	32
3.2.5.1. Modelin Analiz Programına Aktarılması ve Yüzeylerin Seçilmesi	33
3.2.5.2. Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması ve Yüzey Alanları Boyut Tespiti	35
3.2.5.3. Sınır Şartları ve Yüklerin Uygulanması	36
4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA	40
4.1. Literatür Doğrulaması	40
4.2. Statik Analiz Bulguları	42
5. SONUÇLAR ve ÖNERİLER	53
KAYNAKLAR	56
ÖZGEÇMİŞ	59

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

MANDİBULAR DONÖR BÖLGEDE GREFT GEOMETRİSİ VE HACMİNİN GERİLME DAĞILIMINA ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE ANALİZİ

Cennet ÇAKMAK

Harran Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

1. Danışman: Doç. Dr. Mustafa ÖZEN,
2. Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Emrah POLAT
YIL: 2020, Sayfa:60

Bu çalışmada, insan alt çene kemiğinden (mandibula) donör bölge olarak farklı geometri ve hacimlerde greft alınması sonucunda, mandibulada ısıрма kuvvetlerinin meydana getirdiği gerilme değerleri incelenmiştir. Çalışmanın ilk bölümünde mandibula anatomisi ve biyomekanik özellikleri anlatılmıştır. Daha sonra mandibulanın biyomekanik analizleri ve greft alınması ile ilgili çalışmaların sonuçları incelenmiştir. Çalışmanın ikinci bölümü olan nümerik araştırma bölümünde, BT (Bilgisayarlı Tomografi) görüntüleri ile MIMICS Medical 21.0 ve 3- Matic Medical 13.0 programları kullanılarak normal ve donör bölgesi olarak greft alınmış mandibula kemikleri ve diş bileşenlerine ait katı modeller hazırlanmıştır. Normal ve greft alınmış mandibulaya ait SEA (sonlu eleman analizi)' ni yapabilmek amacıyla kemikler ile dişler arasındaki etkileşimler yapışık temas parçaları olarak tanımlanmıştır. Mandibulada kemikler ve dişlere uygun ağ yapısı oluşturulmuştur. Daha sonra bu modeller ANSYS Workbench 13.0 programına aktarılmıştır. Mandibula ısıрма pozisyonu modeline ait statik analiz yapılmış. Normal ve farklı geometri ve hacimlerde greft alınmış mandibulaya ait gerilme, gerinme ve deformasyon dağılımları karşılaştırılmıştır. Son olarak normal mandibula ile farklı geometri ve hacimlerde greft alınmış mandibuladan elde edilen nümerik sonuçlar literatür değerleriyle karşılaştırılmıştır. Yapılan çalışma sonucunda sağlam mandibulanın gerilme, gerinme ve deformasyon değerleri sırası ile 86.838 MPa, 0.00445 ve 0.53301 mm olarak tespit edilmiştir. Sağlam mandibulanın değerlerine en yakın değerlerin olduğu greft modelleri ve en yakın değerler sırasıyla; maksimum von Mises gerilme değeri 79.901 MPa ile 2 mm radyuslu greftli modelde, maksimum von Mises gerinmesi 0.0058 değerinde radyussuz kare greftli mandibula modelinde, maksimum deformasyon değeri ise 0.5959 mm boyutunda radyussuz kare greftli mandibula modellerinde oluşmuştur. Sonuçlardan anlaşıldığı üzere greft geometrisinde yanal uzama meydana geldikçe değerlerin, sağlam mandibula değerlerinden uzaklaşma miktarı artmaktadır. Buna rağmen, 6 mm radyuslu greftin alındığı mandibula modelinde daha düşük gerilme değerleri elde edildiğinden orta derecede bir radyusun modele, gerilme anlamında avantajlı etkileri olduğu düşünülmektedir. Bununla birlikte, her mandibulanın temel özellikler dışında kendine has özelliklere, boyutlara sahip olması bağlamında özel olarak ele alınması ve uygun greft kesitinin analizlerden sonra oluşturulması gerektiği sonucuna varılmıştır.

ANAHTAR KELİMELELER: Mandibula, Greft, BT görüntüleri kullanılarak katı modelleme, Sonlu Elemanlar Analizi.

ABSTRACT

MSc Thesis

ANALYSIS OF THE EFFECT OF GRAFT GEOMETRY AND VOLUME ON STRESS DISTRIBUTION IN MANDIBULAR DONOR AREA BY FINITE ELEMENT METHOD

Cennet ÇAKMAK

**Harran University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Mechanical Engineering**

**1. Supervisor: Assoc. Prof. Mustafa ÖZEN,
2. Supervisor: Assist. Prof. Dr. Mehmet Emrah POLAT
Year: 2020, Page: 60**

In this study, as a result of graft removal in different geometries and volumes as a donor region from the human lower jaw bone (mandible), the tensile values caused by bite forces in the mandible were investigated. In the first part of the study, the anatomy of the mandible and its biomechanical properties were explained. Then, the results of studies related to biomechanical analysis and graft removal of the mandible were examined. In the second part of the study, numerical research section, solid models of mandible bones and dental components, which were grafted as normal and donor regions, were prepared using CT (Computed Tomography) images and MIMICS Medical 21.0 and 3- Matic Medical 13.0 programs. Interactions between bones and teeth are defined as conjoined contact parts in order to make FEA (finite element analysis) of normal and grafted mandible. A mesh structure suitable for bones and teeth were created in the mandible. Later, these models were transferred to ANSYS Workbench 13.0 program. Static analysis of mandible bite position model was done; Stress, strain and deformation distributions of normal and different geometries and volumes grafted mandible were compared. Finally, the numerical results obtained from the normal, different geometry and volume grafted mandible were compared with the literature values. As a result of the study, the stress, strain and deformation values of the intact mandible were determined as 86.838 MPa, 0.00445 and 0.53301 mm, respectively. The graft models with the values closest to the values of the intact mandible and the closest values are respectively; The maximum von Mises stress value was 79.901 MPa in the 2 mm radius graft model, the maximum von Mises stretch was 0.0058 in the square graft mandible model without a radius, and the maximum deformation value was in the mandible models with a 0.5959 mm radius-free square graft. As can be seen from the results, as the lateral elongation occurs in the graft geometry, the amount of divergence from the values of the intact mandible increases. Nevertheless, it is thought that a moderate radius has an advantageous effect on the model in terms of stretching, since lower tension values are obtained in the mandible model in which the 6 mm radius graft is taken. However, it was concluded that each mandible should be handled specially in the context of having its own characteristics and dimensions other than basic features, and the appropriate graft section should be created after analysis.

KEY WORDS: Mandible, Graft, Solid modeling by using CT images, Finite Element Analysis.

TEŞEKKÜR

Tezin konusunun seçiminde, uygulamasında ve çalışma sürecim boyunca yardım ve desteklerini esirgemeyen, çalışmama verdikleri önemle beni motive eden danışmanlarım Sayın Doç. Dr. Mustafa ÖZEN ve Sayın Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Emrah POLAT' a çok teşekkür ederim.

Lisans dönemimde konu hakkında çalışma fikrimi destekleyen ve benim bu alana yönelmemde önemli etkileri olan hocam Sayın Öğr. Gör. Dr. Vehbi BALAK' a özellikle teşekkür ederim. Konu hakkında yüksek lisans düşüncemi destekleyen hocam Sayın Prof. Dr. Murat KISA' ya da özellikle teşekkür ederim. Ayrıca Harran Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliğinde görev alan bütün hocalarıma teşekkür ederim.

Yüksek lisans dönemimde ve hayatımın her anında varlıklarıyla hayat bulduğum annem, babam ve kardeşlerime sevgi dolu teşekkürlerimi sunarım.



ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 3.1. Temel Çiğneme Kaslarının Hareket Yönleri (Clemente, 2011)	14
Şekil 3.2. Mandibula (alt çene) anterior görünüm (Clemente, 2011)	15
Şekil 3.3. Mandibula medial görünüm (Clemente, 2011)	16
Şekil 3.4. Mandibula posterior görünüm (Clemente, 2011)	16
Şekil 3.5. İnsan çiğneme sistemine etki eden kaslar (Clemente, 2011).....	17
Şekil 3.6. Mandibula üst görünüşü (Clemente, 2011)	22
Şekil 3.7. Çalışmanın akış şeması	24
Şekil 3.8. Mandibulada eşikleme işlemi sonrası görünüm (mor=kortikal, sarı=trabekular kemik, kırmızı= diş)	27
Şekil 3.9. Üç boyutlu mandibula modeli (sarı=korikal kemik, mavi= trabekular kemik, beyaz=diş) ..	27
Şekil 3.10. Greftli mandibulanın görünümü; a) köşelerde 2 mm radyus, b) köşelerde 10 mm radyus	29
Şekil 3.11. Ağ yapısı oluşturulan mandibulanın görünümü	31
Şekil 3.12. Adaptive ve volumetrik mesh uygulama pencereleri	31
Şekil 3.13. Mandibula sınır şartı ve kas kuvveti uygulama bölgeleri- sol lateral görünüş	33
Şekil 3.14. Mandibula sınır şartı ve kas kuvveti uygulama bölgeleri- posterior görünüş.....	34
Şekil 3.15. a) Mandibula modeline uygulanan ısıрма temas noktaları, b) Isırma temas noktaları modeli (Kim, 2018).....	35
Şekil 3.16. Ansys programında tamamlanmış bir analizde eklentiler arası ilişki	36
Şekil 3.17. Mandibulaya uygulanan sınır şartları- üst görünüş	37
Şekil 3.18. Mandibulaya uygulanan kas kuvvetleri ve yönleri- sol lateral görünüş	39
Şekil 3.19. Mandibulaya uygulanan kas kuvvetleri ve yönleri- posterior görünüş	39
Şekil 4.1. Sağlam mandibulada oluşan von-Mises gerilme değerleri.....	43
Şekil 4.2. Sağlam mandibulada oluşan deformasyon değerleri	44
Şekil 4.3. Sağlam mandibula von Mises gerilme değerleri	45

ÇİZELGELER DİZİNİ

Sayfa No

Çizelge 3.1. TMJ'ye etki eden kaslar (Morton, Albertine, & Foreman, 2011)	14
Çizelge 3.2. Temel Çiğneme Kaslarının Roller (Clemente, 2011).....	21
Çizelge 3.3. İnsan çiğneme sisteminde dişler (Peştemalcı, 2006).....	22
Çizelge 3.4. Mandibuladan Alınan Greft Özellikleri	30
Çizelge 3.5. Üç Boyutlu Mandibula Modeli Malzeme Özellikleri (Gröning, Fagan, & O'higgins, 2012) (Di Stefano, Arosio, Pagnutti, Vinci, & Gherlone, 2019) (Shellis, 1984) (Korioth & Hannam, 1994).....	32
Çizelge 3.6. Kas kuvvetleri (Korioth & Hannam, 1994).....	38
Çizelge 3.7. Sağlam modele uygulanan basınç türünden kas kuvvetleri.....	38
Çizelge 4.1. Mandibula Sonlu Eleman Analizi sonuçları.....	42
Çizelge 4.2. Radyussuz greftli mandibula analizinde oluşan von Mises gerilme değerleri.....	46
Çizelge 4.3. Radyussuz greftli mandibula analizinde oluşan deformasyon değerleri	46
Çizelge 4.4. Radyussuz greftli mandibula analizinde oluşan gerinme değerleri	47
Çizelge 4.5. Greftli mandibula analizi sonucunda oluşan von Mises gerilme değerleri.....	48
Çizelge 4.6. Greftli mandibula analizi sonucunda oluşan deformasyon değerleri	49
Çizelge 4.7. Greftli mandibula analizi sonucunda oluşan gerinme değerleri	50

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler

D	Çap (mm)
E	Elastik Modül/ Young Modülü (GPa)
σ	Gerilme (MPa)
F	Kuvvet (N)
M	Moment (Nmm)
ν	Poisson oranı
R	Yarıçap
ρ	Yoğunluk(Kg/m ³)

Kısaltmalar

BT/CT	Bilgisayarlı Tomografi/ Computed Tomography
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine (Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim)
FDK	Kuvvet-Bağımlı Kinematik
FEA/SEA	Finite Element Analysis/ Sonlu Eleman Analizi
FtB	Alt Çenedeki Enine Kuvvetin Binormal Yön Bileşeni
HU	Hounsfield Ölçeği
JPEG	Joint Picture Experts Group (Ortak Resim Uzmanları Grubu- Görüntü Formatı)
MfB	Mandibula Burulma Momenti Binormal Yön Bileşeni
MfN	Mandibula Burulma Momenti Normal Yön Bileşeni
MRI	Magnetic Resonance Imaging
M2	2. Molar Diş
PM	Premolar
POP	Bir Noktaya Özel
RMSD	Kök-Ortalama-Kare Farkı
TIFF	Tagged-Image File Format (Etiketli Resim Dosya Biçimi)
TMJ	Temporomandibular Joint (Eklem)

1. GİRİŞ

Bilim ve teknoloji, canlıların daha konforlu yaşam şartlarına sahip olması amacıyla çalışmalar yaparken bu çalışmaların canlılara ve çevreye zararlarını minimum seviyelere indirmeye özen gösterir. Canlı yaşamı ile doğrudan veya dolaylı olarak ilgili olan çalışmalarda denek ve kobaylar etik kurallar çerçevesinde kullanılırken bazen oluşabilecek önemli sonuçlar tahmin edilememektedir. Simülasyon sistemlerinin en önemli özelliği ise deneylerin pratiğe uygulanmadan önce sonuçların görülebilmesi ve ihtimalleri ortaya koyabilmesidir (Özen, Polat, & Çakmak, 2020). Yapılan simülasyon ve analizlerin canlı dokuyla olan optimal düzeydeki benzerliği doğru sonuçların elde edilmesi ile orantılıdır.

Simülasyon gerçekte var olan davranışların ya da bazı bilişsel aktivitelerin taklit edilmesi olarak tanımlanmaktadır (Arık, 2019). Simülasyonlar, iki farklı disiplin olan mekanik ve tıp ana bilim dallarının koordineli çalışması sonucu oluşan biyomekanik anabilim dalında önemli konuma sahiptir. Simülasyon sistemleri farklı alanlarda kullanılabilmekle birlikte medikal alanda söz konusu olan canlı yaşamı, çalışmaları bu alana yönlendirmektedir.

Günümüzde CAD/CAM ve bilgisayarlı simülasyon teknolojilerindeki gelişmelerle birlikte bu çalışmaların biyolojik alanda da kullanımı artmaktadır. Bilgisayarlı Tomografi (BT), Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI) veya yüksek hızlı kameralarla alınan görüntüler CAD/CAM teknolojisi kullanılarak modellenenbilmektedir (Verim, Taşgetiren, Songur, & Akçer, 2011). Modelleme, çalışılan bölgenin anatomik özellikleri göz önüne alınarak yapılmaktadır. Modellenen parçalar mekanikte sıkça kullanılan Sonlu Elemanlar Metodu yardımıyla en yaklaşık sonucu verecek seviyede analiz edilebilmektedir. Bu durum, meydana gelen bazı biyolojik sorunların çözüm ve tedavisini kolaylaştırmakta, daha doğru ve uygun sonuçlar elde edilebilmesini sağlamaktadır.

Bugüne kadar gerçekleştirilmiş olan geleneksel deneysel yaklaşımlar ve klinik gözlemlerden elde edilen sonuçlar mandibula biyomekaniğinin anlaşılmasında yeterli bilgi sağlamamaktadır. Mühendislik bilimlerinde yaygın olarak kullanılan sayısal bir yöntem olan Sonlu Elemanlar Analizi (SEA), kompleks geometriye sahip yapıların gerilme davranışını gerçeğe yakın olarak yansıtabilmesi nedeni ile çeşitli yüklere maruz kalan mandibulanın kompleks mekanik davranışının anlaşılmasında etkin bir yöntemdir (Kılınç, 2013).

İnsan yaşamı için en önemli işlevlerden birine sahip olan sindirim sisteminin başlangıç noktası olan ağız, diş ve çene kombinasyonu elemanlarından herhangi birinde meydana gelen bozukluklar, sistemi doğrudan etkilemektedir. Baş kısmında tek hareketli olan elemanın alt çene (mandibula) olması, bütün dinamik sistemlerde olduğu gibi bu bölgede daha fazla sorunun ortaya çıkmasına sebep olmaktadır. Gerekli durumlarda kemik greftleme işlemleri yapılmaktadır ve bu işlemler yapılırken özellikle mandibulanın dayanımı göz önüne alınmalıdır. Graft, bir dokunun cerrahi yöntemlerle bir bölgeye taşınmasıdır (Saraçoğlu, 2014). Bazı durumlarda hastalık veya estetik durumlarından kaynaklı olarak kemiklerden doku alınmaktadır.

Bu çalışmada mandibuladan donör bölge olarak farklı hacim ve geometrilerde alınan greftlerin, kas kuvvetlerinin etkisi altında mandibulaya etkisi incelenmiştir. Çalışmanın ilk bölümünde mandibula anatomisi ve biyomekaniği ile ilgili bilgiler verilmiş olup etkiyen kas kuvvetleri anlatılmıştır. Çalışmanın devamında mandibulanın BT görüntüleri kullanılarak gerçek ölçülerde 3 boyutlu modeller oluşturulmuştur. Sağlam mandibula ile farklı hacim ve geometrilerde greftlerin donör olarak alındığı mandibulalara sonlu elemanlar analizi yapılmıştır. Son olarak normal ve greftli mandibulaların analiz sonuçları literatür değerleriyle karşılaştırılmıştır.

2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR

Mandibula, alt çene bölgesi olup kafada dinamik olan tek kısımdır. Kortikal ve trabekular (spongial) kemiklerden oluşmakta ve kas kuvvetleri ile hareketi sağlanmaktadır. Kafa bölgesinde tek hareketli kısım olmasından dolayı en fazla çalışmanın yapıldığı bölge olduğu söylenebilmektedir. Mandibula çiğneme ve ısırma durumları ayrı ayrı çalışmalarda incelenmiştir. Yapılan çalışmalarda çiğneme durumu dinamik olarak incelenmektedir. Isırma durumları ise bu çalışmada olduğu üzere statik olarak çalışılmaktadır.

Koolstra ve ark. (1988) tarafından yapılan insan çiğneme sisteminin 3 boyutlu matematik modelinde model ölçüleri bir kadavradan alınmıştır. Modele, 16 kas kuvveti ve 2 eklem reaksiyon kuvveti uygulanmıştır. Maksimum olası ısırma kuvvetleri, optimizasyon teknikleri kullanılarak hesaplanmış; kullanılan optimizasyon kriteri, en aktif kasın nispi aktivitesinin en aza indirilmesidir. Model, her bir özel ısırma noktasında, ısırma kuvvetlerinin çok çeşitli yönlerde üretilebileceğini ve maksimum ısırma kuvvetinin büyüklüğünün yönüne bağlı olduğunu öngörmüştür. Isırma kuvveti yönü ve maksimum büyüklüğü arasındaki ilişki, ısırma noktası konumuna ve mandibular pozisyona bağlı olduğu belirtilmiştir.

Koriorth ve Hannam (1994) tarafından yapılan çalışmada, bir kadavradan alınan çenenin tomografi görüntüleri alınarak çene üzerindeki beş bölgede dişlerin statik ısırma durumları sonlu elemanlar bilgisayar modeli olarak çalışılmıştır. Modellemede temporomandibular eklemlerin yapısı, iki tabakalı bir "kapak" olarak modellenmiştir. Model malzeme özellikleri, emaye, dentin, fibrokartilaj, periodontiyum (üçüncü üst kök, üçüncü orta kök, üçüncü bazal kök ayrı olarak), süngerimsi kemik (trabekular), kortikal kemik (simfiz, köpek-PM, ilk molar, M2-M3, ramus ayrı olarak) tanımlanmıştır. Modellenen beş kenetlenme durumu; intercuspal pozisyon, sol grup fonksiyonu, sol grup fonksiyonu artı dengeleme kontağı, insizal sıkma ve sağ molar sıkma durumları sonucunda oluşan deformasyon değerleri incelenmiştir.

Koolstra ve van Eijden (1997) tarafından, insanlarda yüksüz çene açma ve çene kapatma hareketlerini analiz eden çalışmada, insan çiğneme sisteminin dinamik bir 6 serbestlik dereceli bir matematik modeli geliştirilmiştir. Farklı kas aktivasyon şemalarına bağlı olarak çeşitli simetrik çene açma ve kapatma hareketleri simüle edildiği model morfoloji, kas mimarisi ve dinamik kas özelliklerini içermiştir. Çene açma hareketinin başlangıcında mandibular kondilin salınımı ve kayması arasındaki dengenin ağırlıklı olarak digastrik ve inferior lateral pterygoid kasların aktivasyon seviyesine bağlı olduğu bulunmuştur. Çene açıklığının miktarı, çene kapanma kaslarının pasif kuvvetleri ile sınırlandırılmıştır. Hareketler boyunca temporomandibular eklemler yüklü durumda bırakılmıştır. Alt çenenin ağırlık merkezine göre çene açma veya kapatma kasları tarafından üretilen ortalama torkların benzer yönelimleri görülmüş ve eklem stabilizasyonundan sorumlu oldukları düşünülmüştür.

Kortioth ve Versluis (1997) tarafından yapılan çalışmada, maksiller ve / veya mandibular kemiğe ilişkin doğal ve restore edilmiş yapılarıyla uygulanan mekanik sonlu eleman analizleri gözden geçirilmiştir. Sonlu eleman çalışmalarında doğrudan doğrulamanın ve en önemlisi, modellenen sistemde yer alan tüm ilgili değişkenlerdeki metodik değişikliklerin eksiksiz bir değerlendirmesinin muhtemelen iyi bir FE modelleme yaklaşımına işaret ettiği belirtilmiştir. Mekanik problemleri ele almak için sayısal bir yöntemin güçlü bir çağdaş araştırma aracı olduğu ve FE analizlerinin, aksi halde değerlendirilmesi hala çok zor olan üç boyutlu gerilme alanlarından etkilenen doğal ve restore edilmiş kraniyofasiyal yapıların karmaşık mekanik davranışları hakkında kesin bir fikir verebileceği ön görülmüştür. Ayrıca yapılan çalışmada, bir sonlu elemanlar analizinde geometri, eleman türü ve sayısı, malzeme özellikleri ve sınır şartları parametrelerinin önemine değinilmiştir.

Nagahara ve ark. (1999) tarafından yapılan çalışmada, farklı sınır şartları altında sıkma (kenetleme) sırasında mandibula ve temporomandibular eklemlerde meydana gelen biyomekanik reaksiyonları analiz edilmiştir. Mandibulanın üç boyutlu sonlu eleman modeli, temporomandibular eklem de dahil olmak üzere, test amacıyla modellenmiştir. Sonuç olarak; herhangi bir sınır şartı altında, yer değiştirme kondil

yüzeyinde en büyük ve eklem diski ve glenoid fossa yüzeyinde daha az olduğu görülmüştür. Oluşan gerilme değerleri de aynı eğilimi izlemiştir. Alt merkezi kesici diş sabitlendiğinde ve arka dişlerde sınırlandırma hafifletildiğinde, yer değiştirme ve gerilme değerleri büyümüştür. Kenetleme sırasında temporomandibular eklemin biyomekanik reaksiyonu, alt merkezi kesici diş sabitlendiğinde en yüksek olduğu için, bu dişlerin erken teması temporomandibular artrozun başlangıcında rol oynayan faktörlerden biri olabileceği sonucuna varılmıştır.

Van Eijden (2000) tarafından yapılan çalışmada statik ısırma ve çiğneme sırasında oluşan mandibular deformasyonlar, gerilmeler ve gerinim değerleri incelenmiştir. Isırma ve çiğneme güç vuruşu sırasında, sagittal bükme, korpus rotasyonu ve enine bükülmenin bir kombinasyonu oluşur. Sonuç, mandibuladaki gerilme ve gerinimlerin (sıkıştırma, çekme, kesme, burulma) karmaşık bir modelidir. Kuvvetlere, eğilme ve burulma momentlerine dayanabilmek için, sadece mandibulanın mekanik özelliklerinin değil, aynı zamanda geometrik tasarımının da önemli olduğu vurgulanmıştır. Bu, polar ve maksimum ve minimum atalet momentleri ve kemik dokusunun nispi miktarı ve dağılımı gibi değişkenlerle yansıtılmıştır. Uzunlamasına yönde, mandibulanın enine yönlerden daha sert olduğu ve mandibulanın dikey kesit boyutu, enine boyutundan daha büyük olduğu belirtilmiştir. Bu özelliklerin, mandibulanın sagittal düzlemde devreye giren nispeten büyük dikey kesme kuvvetlerine ve bükülme momentlerine karşı direncini arttırdığı sonucuna varılmıştır.

Gal ve ark. (2000) insan çene kemiği ile ilgili yaptıkları çalışmada sonlu vida ve kinetikten anahtar kavramlarını kullanarak, insan çene kemiğinin kompleks, altı serbestlik dereceli hareketinin kompakt bir temsili geliştirilmiştir. Manyetik rezonans görüntülemeyi in vivo çene hareketi kayıtları ile birlikte çiğneme sisteminin yeni bir bilgisayar modeli oluşturulmuştur. Çene kası kuvvetlerinin sonucu bir anahtarla, çenenin açma-kapama fonksiyonu sırasındaki hareketi sonlu vida ile temsil edilmiştir. Bireysel kas kuvvetlerinin moment kollarının yanı sıra enerji tüketiminin belirlenmesi de açıklanmıştır. Sayısal sonuçlar, açma-kapama fonksiyonu sırasında çene

mekaniğinin klinik olarak gözlemlenebilir özellikleri ile bağlantılı olarak elde edilmiştir.

Igić ve ark. (2001) lateral diş bölgesindeki tek taraflı sırt yükünün simülasyonu sırasında dişsiz bir çene kemiğinin bazı kısımlarındaki kuvvetlerin ve momentlerin dağılımını belirlemeye çalışmıştır. Stomatognatik sistemin fonksiyonu sırasında üretilen kuvvetler, kesin etki yapan kasların hareketine bağlı olarak çene kemiklerine farklı yönlerde etki etmektedir. Çalışmada, klinik ve analitik (mekanik-matematik) parçaların kombinasyonu olan bir yöntem tercih edilmiştir. Elde edilen sonuçlar, kuvvetlerin hem sol hem de sağ taraftaki çene boyunca eşit olmayan bir şekilde dağıldıklarını ve yükün etki ettiği tarafta daha yüksek yoğunlukta olduğunu göstermiştir. Kraniyal yönde etki eden mandibula tabanına dik olan FtB kuvveti (alt çenedeki enine kuvvetin binormal yön bileşeni), yüksüz bölgelerdeki sabit değeri koruduğu, ancak yükleme bölgesinde hareket yönünü değiştirdiği görülmüştür. Fosse eklemlere etkiyen kuvvetler eşit olmayan yoğunlukta olup ve denge eklemine daha yüksek değerde oluşmuştur. Çenenin sol ve sağ tarafı arasında, hem yan hem de hareket yönünde MfN momentinin (mandibula burulma momenti normal yön bileşeni) açık bir asimetrisi oluşmuştur. Çene burulma momenti, çalışma tarafında yaklaşık olarak aynı değerleri tutarken, denge tarafında bu değişikliğin kısa bölgede gerçekleştirildiği eylem yönünü değiştirmiştir. Moment MfB (mandibula burulma momenti binormal yön bileşeni), medial çene düzlemine göre neredeyse simetrik olarak dağılmıştır.

İlgün ve ark. (2004) tarafından yapılan çalışmada sonlu elemanlar metodunun biyomekanikte kullanıldığı bir durum için, modelin hazırlanmasının temel aşamaları ve elde edilen sonuçların geçerliliğinin tartışılması amaçlanmıştır. Bir insan mandibulasının sonlu elemanlar programında gerilme analizini yapmak için bilgisayar modeli hazırlanmıştır. Bu amaçla 22 yaşındaki bir erkek mandibulasının bilgisayarlı tomografisi (CT) alınmış, elde edilen görüntüler bilgisayar ortamına aktarılmış ve mandibulanın 3 boyutlu sonlu elemanlar modeli hazırlanmıştır. Çalışmada modelin hazırlanmasında izlenen adımlar detaylı olarak verilmiştir. Sonlu elemanlar metodu (FEM) ile analizde, mandibulanın kabuk ve tuğla-solid elemanlar kullanılarak elde

edilen modelleri ile yapılan gerilme karşılaştırması da verilmiştir. Bu modeller değerlendirildiğinde katı ve kabuk elemanlarla yapılan modellerin yaklaşık aynı mekanik davranışı yansıttığı belirlenmiştir. Kabuk elemanlarla hazırlanan modelin kolay elde ediliyor olması nedeniyle daha kullanışlı olduğu görülmüştür.

Küçükçibıyık (2005) tarafından yüksek lisans çalışmasında, mandibula yapısında bulunan kas kuvvetlerinin büyüklüklerinin ve yörüngeleri bulunurken daha önce yapılmış olan çeşitli deneysel çalışmalar ve matematiksel modellerden türetilmiş olan formüller kullanılmıştır. Elde edilen kas kuvvetleri kullanılarak dört farklı noktadan kuvvet uygulanmış, mandibula üzerine gelen gerilme- birim uzama gibi değerlerin sonlu elemanlar yönteminin kullanıldığı bilgisayar programı ile analizi gerçekleştirilmiştir. Uygulanan kuvvetlerin üç tanesi çiğneme kuvveti iken bir tanesi mandibulaya yatay olarak uygulanan bir kuvvettir. Sonuçlarda mandibula kemiğine farklı yerlerden 100 N'luk kuvvetler uygulanması durumunda meydana gelen gerilme analizi değerlerinin en büyüğü önden ısırma pozisyonunda meydana geldiği görülmüştür. Buradaki maksimum gerilme değerleri genellikle mandibula kemiğinin temporomandibular eklemler olarak adlandırılan ve ligamentlerle kafatasına bağlanan mesnet noktalarına yakın yerlerde meydana gelmiştir. Bunun nedenleri olarak mandibula kemiğinin en zayıf kesitinin genelde bu bölgeler olması olarak açıklanabilmiştir.

Ulusoy (2007) tarafından yapılan çalışma, çiğneme kaslarının mandibula üzerinde oluşturduğu gerilmeyi inceleyebilmek amacıyla yapılmıştır. Mandibulanın üç boyutlu sonlu sayıda elemana bölünmüş modeli bilgisayarlı tomografiyle alınan kesitlerin bilgisayar ortamında tekrar birleştirilmesi ile elde edilmiştir. Çiğneme kaslarının mandibulaya yapışma bölgelerinden kas kuvveti uygulanmıştır. Oluşan gerilme alanları sonlu elemanlar gerilme analiziyle incelenmiştir. Dış yüzeyden bakıldığında en yüksek von Mises gerilme değeri, 1.787 MPa olarak koronoid ve kondiler çıkıntılar arasındaki eğimli alının dış yüzeyinde ölçülmüştür. İç yüzeyden inceleme yapıldığında ise, en fazla gerilme birikimi koronoid çıkıntının iç yüzeyinde gözlemlenmiştir. Çiğneme kaslarının mandibulaya tutunma bölgelerinde gerilmenin arttığı tespit edilmiştir. Bu kasların uygulanacak ortopedik kuvvetler aracılığıyla

aktivitelerinin arttırılması sonucu, mandibulada adaptif kemik dokusu cevabı oluşabileceği düşünülmüştür.

Röhrle ve Pullan (2007) tarafından yapılan çalışmada özellikle kateter kaslarının ve ilişkili kemiklerin anatomik olarak gerçekçi bir modeli çiğneme dinamiklerini araştırmak amacıyla insan çiğneme sisteminin üç boyutlu sonlu eleman modeli sunulmuştur. Bir hareket yakalama sistemi, bir konuyu çiğneyen standart gıdaların çene hareketini izlemek için kullanılmıştır. Hesaplamalarda hareket güdümlü kas aktivasyon paternleri ve kas koordinat sisteminde tanımlanan enine izotropik bir malzeme yasası kullanılmıştır. Zaman-kuvvet ilişkileri çiğneme sırasında farklı görevlere göre sunulmuş ve analiz edilmiştir. Sonuçlar, kas kuvveti yönlerinin karmaşık düzenlenmesi nedeniyle, iskelet kaslarının geleneksel tek boyutlu hareket hatları olarak modellenmesinin önemli bir hata kaynağı oluşturabileceğini göstermiştir.

Gröning ve ark. (2012) tarafından yapılan insan çene kemiğinin çiğneme yüklerini simüle eden sonlu elemanlar analizinin (FEA), malzeme özellikleri, kısıtlamalar ve uygulanan kuvvetler gibi temel girdi değişkenlerine göre önemli ölçüde farklılık gösterdiği belirtilmiştir. Duyarlılık analizleri ile farklı girdi değerleri seçiminin ve model sadeleştirme derecesinin FEA sonuçlarını önemli ölçüde etkilemesine rağmen yayınlanan FEA çalışmalarına nadiren duyarlılık analizleri eşlik ettiği, böylece sonuçlarının sağlamlığının değerlendirilmesi imkansızlaştığı belirtilmiştir. İnsan çene kemiğinin FE modeliyle bir duyarlılık analizi gerçekleştirilmiş: (1) süngerimsi kemik dokusuna atanan malzeme özellikleri; (2) periodontal ligamentin dahil edilmesi veya edilmemesi; (3) eklemlerdeki ve ısırma noktasındaki kısıtlamalar ve (4) uygulanan kas kuvvetlerinin oryantasyonu. Model yüzeyindeki gerilme büyüklüklerini ve yönlerini analiz ederek bu özelliklerin değiştirilmesinin etkilerini incelenmiştir. Ek olarak, her modelin yüklenmesinden kaynaklanan deformasyonun geometrik morfolometrik analizi yapılmıştır. Sonuçlar, farklı model özelliklerini değiştirmenin etkilerinin önemli olabileceğini ve etkilerin çoğunun potansiyel olarak FEA sonuçlarının biyolojik yorumu için sorunlara neden olacak kadar büyük olduğunu göstermiştir. Bu nedenle, araştırmacıların FEA

sonuçlarının ve biyolojik sonuçlarının sağlamlığını değerlendirmek için şu anda olduğundan daha fazla duyarlılık analizi yapması gerektiği belirtilmiştir.

Commisso ve ark. (2015) tarafından yapılan çalışmada, çene kemiğinin deneysel çalışmalarında karşılaşılan bazı zorlukların üstesinden gelmek için bir araç olarak kullanılabilecek bir biyomekanik model önerilmiştir. Bu modelin odak noktası eklemdaki gerilmeleri ve lateral pterygoid kasın mandibula hareketi üzerindeki etkisini incelemektir. Tek taraflı çiğneme sürecini simüle etmek için mandibulanın sonlu eleman modeli (TMJ dahil) inşa edilmiştir. Sol ve sağ pterygoid kasların farklı aktivasyon paternleri denenmiştir. Tam bir çiğneme döngüsü sırasında eklem diskindeki ve tüm mandibuladaki maksimum gerilmelere, merkezi oklüzyon anında ulaşılmıştır. Simülasyonlar, sağ ve sol lateral pterygoid kasların koordinasyonunun çiğneme sırasında çenenin hareketi üzerinde büyük bir etkisi olduğunu göstermiştir. Çiğneme sırasında çenenin normal hareketini sağlamak için lateral pterygoid kasların asenkron aktivasyonu gerekmiştir.

Dutta (2015) tarafından yüksek lisans çalışmasında 3 boyutlu sonlu eleman alanına gerçek ısırma simülasyonu yapılmaya çalışılmıştır. Bu, bir kauçuk parçanın ısırılması sırasında karmaşık mandibular kas davranışlarına bir bakış sağlamıştır. İlk olarak çiğneme simülasyonu için yer değiştirme, 2. mandibular molar katı ve kauçuk parça 1. derece Ogden hiperelastik olarak alınmıştır. Uygun sınır ve temas koşulları atandıktan sonra, modele deneysel olarak bulunan kenetlenme yörünge büyüklüğü uygulanmıştır. Böylece, işlem sırasında molar dişe etki eden oklüzyon ısırma kuvvetleri elde edilmiştir. İkincisi, mandibulaya kas yükleri uygulanmış, temporomandibular eklemler (TMJ) ve ikinci molar arasında kısıtlanmıştır. Bu simülasyon, mandibuladaki kas kuvvetlerini ve gerilmeleri ölçmek için bir metodoloji sağlarken, kuvvet odaklı problemde büyük gerilmeleri hesaplamak için kullanılan sonlu eleman tekniklerinin sınırlamaları nedeniyle bu hiçbir yerde mükemmel olmamıştır. Tüm kenetlenme yörüngesi için kas yüklerini hesaplayarak, böylece yer değiştirme girişlerini değişken kuvvet girişleriyle değiştirerek geliştirilmiş bir yöntem geliştirilebileceği sonucuna varılmıştır.

Kestane ve ark. (2016) tarafından yapılan çalışma sonlu eleman analizi yöntemini kullanarak marjinal mandibulektomiler sonrası rezidüel kemikte oluşabilen kırıkları önlemek için ideal bir rezeksiyon tasarımı ortaya çıkarabilmek amacıyla yapılmıştır. Bu amaçla sıkça kullanılan iki farklı tip tasarım karşılaştırılmıştır. Tomografi görüntülerinden üç boyutlu olarak elde edilen matematiksel mandibula modelleri üzerinde posterior korpus bölgesinde köşeli ve eğimli olmak üzere iki farklı tip marjinal mandibulektomi uygulanmıştır. Elde edilen bu iki modelde ısırma kuvvetleri altında oluşan gerilmeler sonlu eleman analizi yöntemiyle değerlendirilmiştir. Modeller; minimum ve maksimum asal gerilimler (minimum ve maksimum asal gerilme), eşdeğer asal gerilim (Von Mises gerilme) ve yer değiştirmeler açısından değerlendirilmiş ve karşılaştırmalar yapılmıştır. Her iki modelde de en yüksek gerilmeler defektin postero-inferior köşelerinde oluşmuştur. Benzer şekilde yer değiştirme değerleri de her iki modelde arka köşelerde daha yüksek bulunmuştur. Köşeli modelde tüm bölgelerde eğimli modele kıyasla daha yüksek gerilmeler ve yer değiştirmeler olduğu görülmüştür. Sonuç olarak her iki modelin de defektin postero-inferior köşelerinden kırılmaya daha yatkın olduğu ve köşeli modelin de eğimli modele göre daha yüksek postoperatif kırık riski taşıdığı sonucuna varılmıştır

Andersen ve ark. (2017) tarafından yapılan çalışma aynı anda kas, ligament ve eklem kuvvetlerinin yanı sıra temas yüzeyleri ve ligament yapıları tarafından yönetilen iç eklem yer değiştirmelerini de yapabilen Kuvvet-bağımlı Kinematik (FDK) adı verilen yeni bir kas-iskelet modelleme yaklaşımının matematiksel detaylarını sağlamayı amaçlamıştır. Yöntem, AnyBody Modelleme Sistemine uygulanmış ve bir noktaya özel (POP) model ile karşılaştırılan ve yüksüz taklit çiğneme sırasında özel olarak yapılmış bir küme ayırıcı ile ölçülen eklem kinematiğine karşı onaylanan konuya özel bir çene modeli geliştirmek için kullanılmıştır. Açık, kapalı ve çıkıntı modeli oluşturulmuştur. Genel olarak, her iki eklem modeli de eklem kinematiğini iyi tahmin etmiş ve POP modeli biraz daha iyi performans göstermiştir (Kök-Ortalama-Kare Farkı (RMSD), POP modeli için 0.75 mm'den ve FDK modeli için 1.7 mm'den az). Ancak, eklem modeline bağımlılığı gösteren tahmini eklem kuvvetleri (24.7 N'ye kadar RMSD) karşılaştırılırken önemli farklılıklar gözlenmiştir. Sunulan mandibula

modeli hala iyileştirmeler için yer içermesine rağmen, bu çalışma FDK metodolojisinin geometri ve eklem esnekliğini dikkate alan eklem modelleri oluşturma yeteneklerini göstermiştir.

Keçecioglu Seyrek (2018) tarafından yapılan uzmanlık çalışmasında farklı tiplerdeki gömülü dişler ayrı ayrı bilgisayar üzerinde modellenmiştir ve gömülü yirmi yaş dişinin kemik içerisindeki pozisyonun mandibulanın farklı noktalarına gelen travma karşısında angulus bölgesinde oluşturduğu gerilme değerleri belirlenmiştir. Araştırma, üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın sonucunda modellenen gruplarda angulus bölgesinde en çok gerilme oluşturan kuvvet ipsilateral angulustan uygulanan kuvvet olarak bulunmuştur. Simfizden uygulanan kuvvette bütün gömülü diş tiplerinin bukkal çevresinde lingual alana göre daha fazla gerilme birikimi görülmüştür. Kontrol modeli ile diğer modeller karşılaştırıldığında angulus lingual alanda ölçülen gerilme değerlerinde farklılık gözlenmemiştir. Ipsilateral kuvvette sınıf II ve sınıf III modelde lingual alanda gerilme fazla iken sınıf I modelde dişin bukkal çevresinde gerilme birikimi fazla bulunmuştur.

Möhlhenrich ve ark.(2019) yapılan çalışmada farklı boyutlarda ve çeşitli yüklemelerde kemik greftlerinin hasat edilmesinden sonra mandibular donör bölgesinde gerilme ve gerilimin sonuçta ortaya çıkan kuvvet dağılımını araştırmayı amaçlamıştır. Yöntemler 15 x 20 ve 25 x 30 mm ve üç farklı çiğneme yükü (insizal, ipsilateral ve kontralateral) arasında dokuz farklı boyutta kemik bloğunun sanal toplanması için sonlu eleman analizi yapılmıştır. von Mises gerilmesi ve ilk temel gerilme dağılımları ölçülmüştür. von Mises gerilmesi 35.01 (10 × 15 mm greft, insizal yük) ile 333.25 MPa (30 × 20 mm greft ipsilateral yükü) arasında dağıtılmış, burada ilk temel gerilim dağılımları 48.27 (10 × 15mm greft, insizal yük) ve 414.69 MPa (30 × 20 mm greft ipsilateral yükü) olmuştur. Genel olarak, en az gerilme insizal yük ve ardından ipsilateral yük ve son olarak kontralateral yük ile gözlenmiştir. 133 MPa'nın kritik değeri, 20 veya 30 mm genişliğindeki hemen hemen tüm greftlerin çıkarılmasından sonra bulunmuştur. Sonuçlar insizal yükleme kontralateral ve ipsilateral yüklere göre daha az gerilmeye yol açmıştır. Graft boyutunun artması, donör

sahasının zayıflığının artmasına neden olmuştur. Greft genişliği, gerilme gelişimi üzerinde yüksekliğinden daha büyük bir etki oluşturmuştur. Klinik anlamlılık ipsilateral çiğneme ve kemik greftinin artan genişliği, mandibular donör tarafında maksimum gerilmesine neden olmuş ve kırık olasılığına ilişkin kritik değerler zaten 20×15 mm'lik bir greft boyutundan beklenmiştir.

Mandibuladan, estetik ve tedavi amaçlı kemik greftleri alınmaktadır. Mandibula dışından donör bölge olarak alınan kemik greftleri hakkında çalışmalar bulunmakla birlikte mandibuladan donör bölge olarak alınan greftlere ait çalışmalar yetersizdir. Bu doğrultuda çalışmamızın bu eksikliği gidermesi amaçlanmaktadır.

3. MATERYAL ve YÖNTEM

3.1. Materyal

Bu bölümde analizi yapılacak olan mandibulanın anatomik özelliklerine ve greft alınması işlemine dair literatürden bilgiler yer alacaktır. Literatürde yer alan bilgilerin tümü birbiriyle uyuşmadığından en uygun görülen ve çalışmada kullanılan bilgiler ve anatomik özelliklere yer verilecektir.

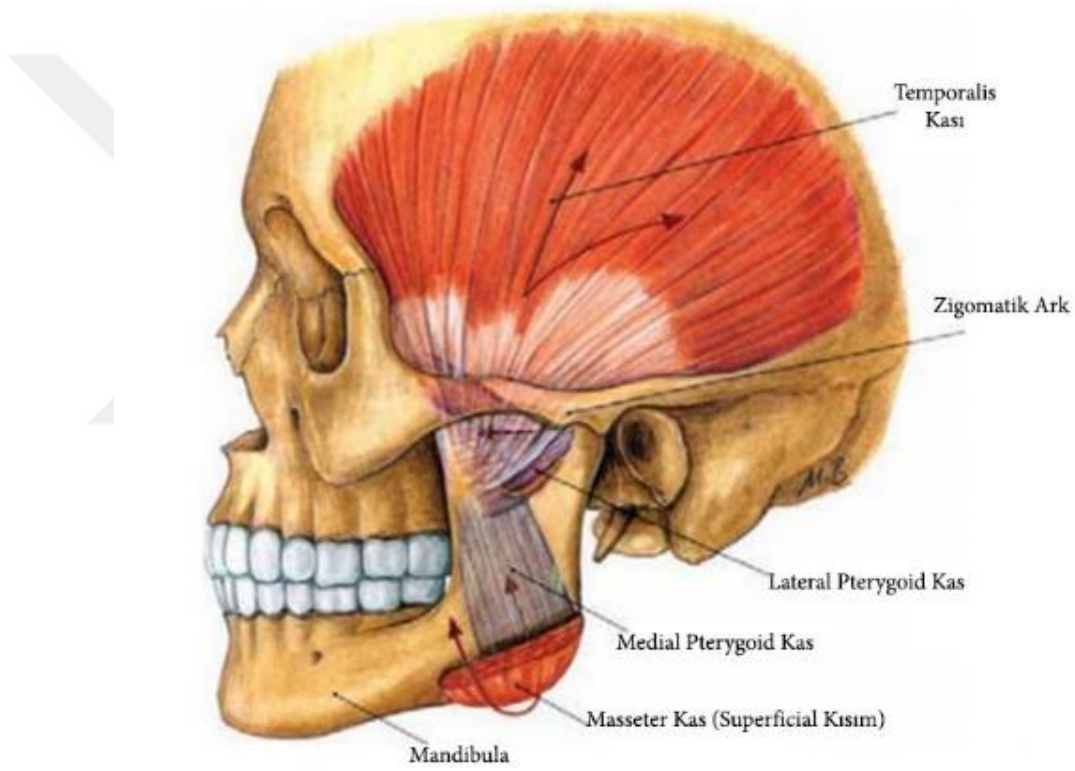
3.1.1. İnsan Çiğneme Sistemi, Mandibula (Çene) Anatomisi ve Biyomekaniği

İnsan çiğneme sistemi, iki temporomandibular eklem ve çeneyi kapatma kapasitesine sahip dört çift kas ile bağlanan üst ve alt çeneden oluşmaktadır (Koolstra J. , van Eijden, Weijs, & Naeije, 1988). Çiğneme sisteminin tüm elemanları mandibula hareketlerinin kontrol ve koordinasyonunda az ya da çok etkindir. Mandibula, çiğneme ve yutkunma fonksiyonlarına katkıda bulunacak özel konum ve yapıda oluşmuştur. Viscerocranium, ağız ve burun boşluklarını sınırlayan ve yüz iskeletini oluşturan bölge olup yüz kemiklerini kapsamaktadır. Viscerocraniumu oluşturan kemiklerden sadece mandibula, hareketli eklemler yardımı ile kafa iskeletine bağlanmaktadır (Yavuzılmaz, 2013).

Temporal kemik (mandibular fossa) ve mandibular kondil arasındaki eklemler, temporomandibular eklem (TMJ) olarak bilinen sinovyal bir eklem oluşturur (Morton, Albertine, & Foreman, 2011). Temporomandibular eklem mandibula ile maksilla (üst çene) arasındaki bağlantıyı sağlarken alt çene hareketine de olanak sağlamaktadır. Sağ ve solda olmak üzere iki adet olarak görev yapmaktadır.

Çizelge 3.1. TMJ'ye etki eden kaslar (Morton, Albertine, & Foreman, 2011)

Yön	Hareket
Yukarı (Elevation)	Temporalis, masseter ve medial pterygoid kaslar tarafından üretilir.
Aşağı (Depression)	Digastrik, geniohyoid ve mylohyoid kaslar tarafından üretilir ve yerçekimi tarafından desteklenir.
Uzama (Protraction)	Öncelikle lateral pterygoid kas yoluyla üretilir. Mandibular kondil ve eklem diskinin ön hareketini içerir.
Geri çekme (Retraction)	Geniohyoid, digastrik ve temporalis kasları tarafından üretilir.
Yan yana (Side to side)	Pterygoid kaslar tarafından üretilir.

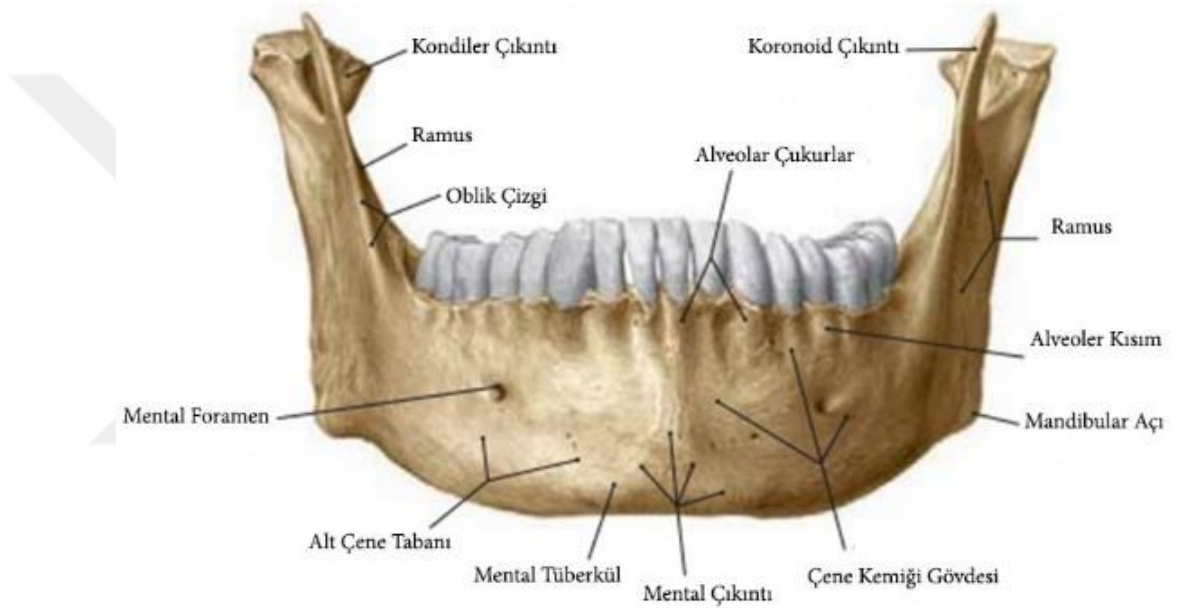


Şekil 3.1. Temel Çiğneme Kaslarının Hareket Yönleri (Clemente, 2011)

Alt çene (mandibula) kafatasının ön görünümündeki en alt yapıdır. Ön mandibula gövdesi ve arka mandibula ramusundan oluşur. Bunlar arkaya mandibula açısıyla karşılanır. Mandibulanın tüm bu kısımları bir dereceye kadar ön görünümde görülebilir. Çene kemiği gövdesi iki kısma ayrılır:

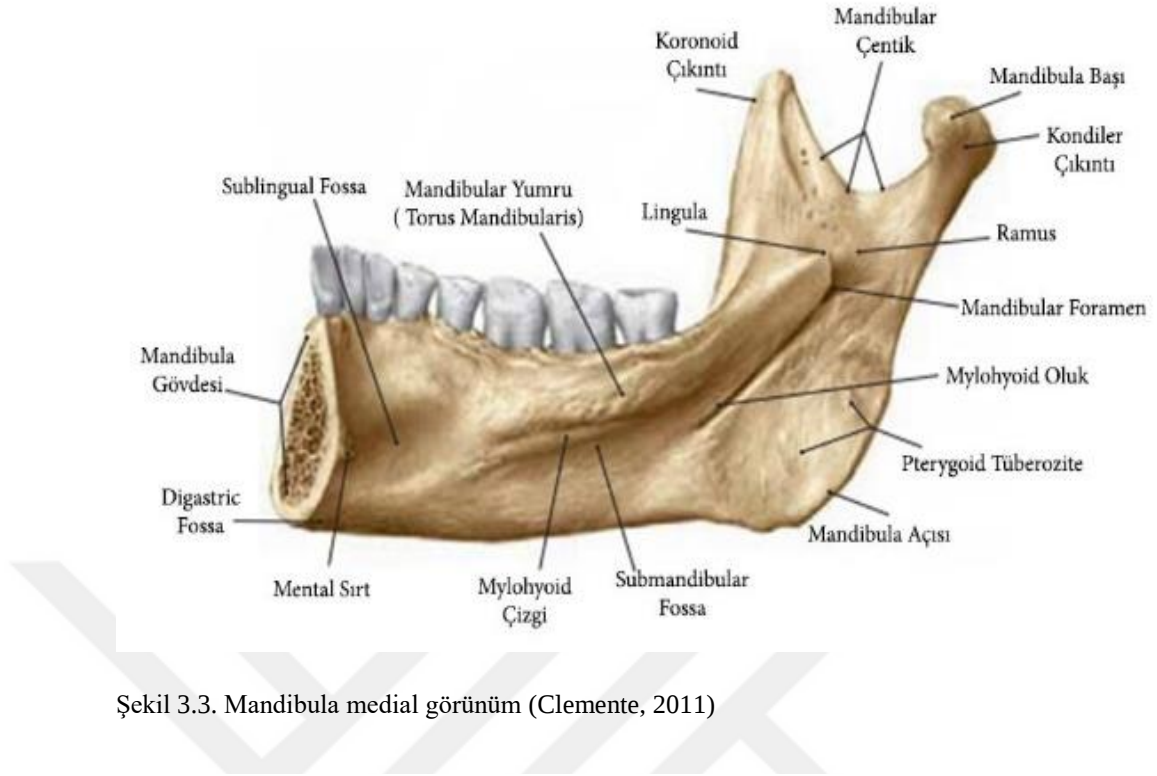
- Alt kısım, çene kemiğinin tabanıdır;
- Üst kısım, mandibula'nın alveolar kısmıdır (Drake, Vogl, & Mitchell, 2009).

Çene kemiğinin alveolar kısmı dişleri içerir ve dişler çıkarıldığında emilir. Çene kemiğinin tabanı, ön yüzeyinde çene kemiğinin iki tarafının bir araya geldiği bir orta hat şişmesine (mental foramen) sahiptir. Çenenin her iki tarafında da bulunan ve mental çıkıntıya yanal olup biraz daha belirgin olan şişlikler, mental tüberküllerdir. Yanal olarak, mandibula alveolar kısmının üst sınırı ile mandibula tabanının alt sınırı arasında bir mental foramen görülür. Bu sırt, foramenlerin ilerisindeki ramusun önünden mandibula gövdesine bağlanan bir sırttır (eğik çizgi). Eğik çizgi, alt dudağı bastıran kaslar için bir bağlantı noktasıdır (Drake, Vogl, & Mitchell, 2009).

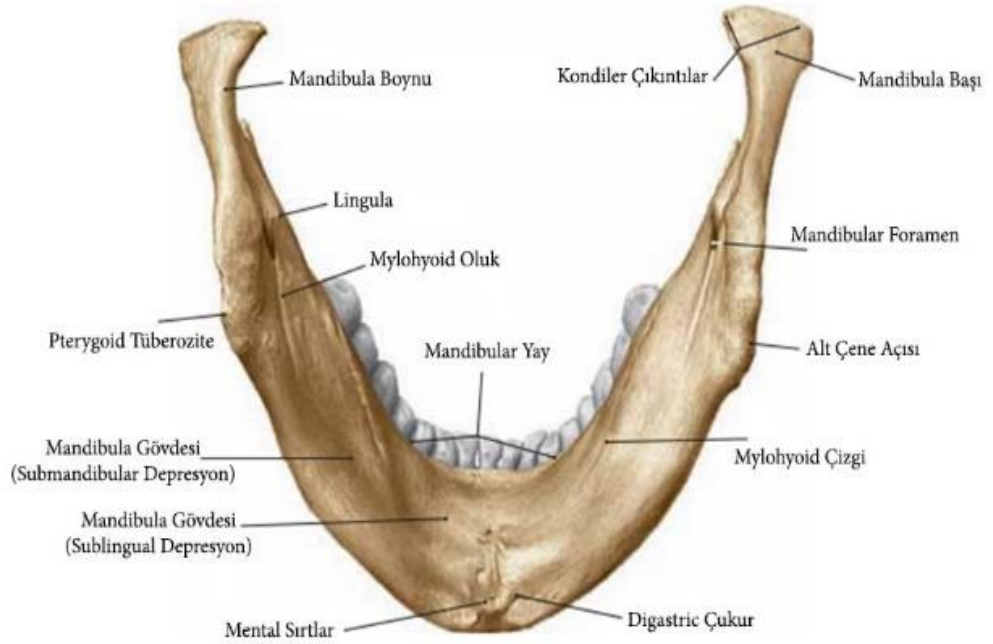


Şekil 3.2. Mandibula anterior görünüm (Clemente, 2011)

Kafatasının lateral görünümünde görülen son kemik yapısı çene kemiğidir. İnferior olarak bu görüşün ön kısmında, çene kemiğinin ön gövdesi, çene kemiğinin arka ramusu ve çene kemiğinin alt kenarının ramusun arka kenarı ile buluştuğu mandibula açısından oluşur. Dişler çene kemiği vücudunun alveolar kısmındadır ve mental çıkıntı bu görüşte görülebilir. Mental foramenler vücudun yan yüzeyinde bulunur ve ramusun üst kısmında kondiler ve koronoid çıkıntı yukarı doğru uzanır. Kondiler çıkıntı, mandibula'nın temporal kemikle eklemlenmesinde rol oynar (Drake, Vogl, & Mitchell, 2009).



Şekil 3.3. Mandibula medial görünüm (Clemente, 2011)

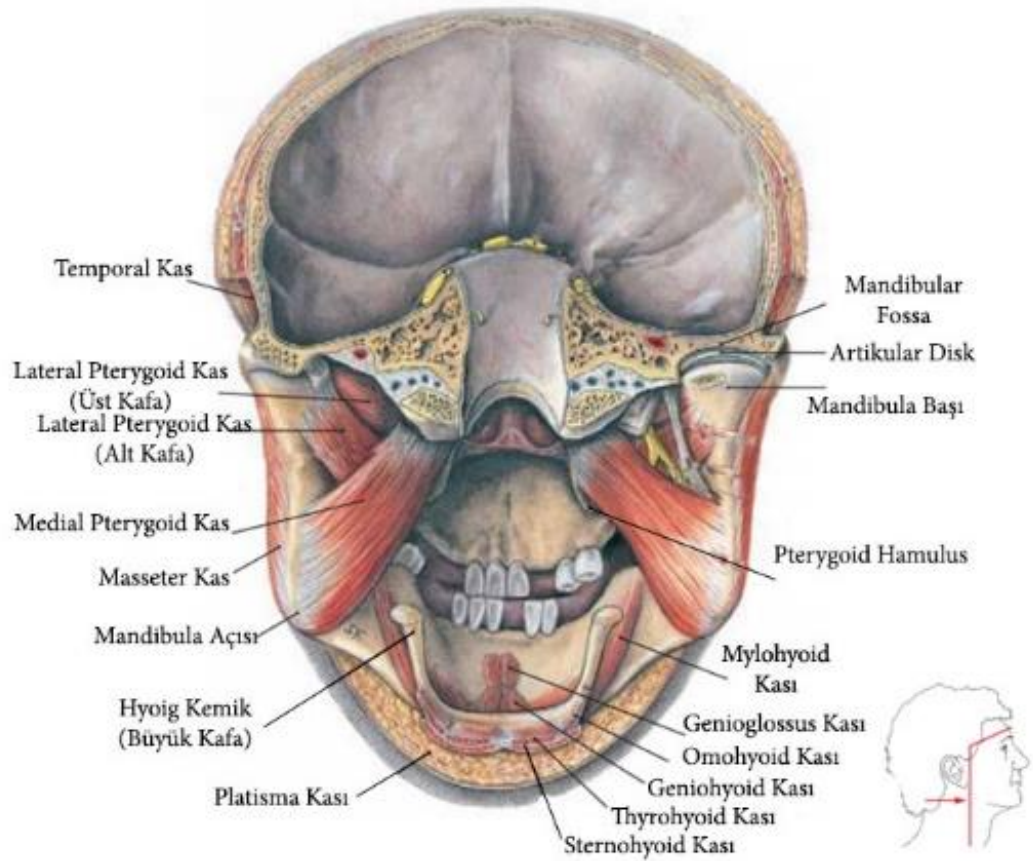


Şekil 3.4. Mandibula posterior görünüm (Clemente, 2011)

Mandibula ramusu dörtgen şekildedir ve medial ve lateral yüzeylere, kondiler ve koronoid işlemlere sahiptir. Mandibula ramusunun lateral yüzeyi, eğik olarak

yönlendirilmiş birkaç çıkıntı olması dışında genellikle pürüzsüzdür. Yan yüzeyin çoğu, masseter kası için bağlantı sağlar. Ramusun arka ve alt sınırları mandibula açısını oluşturmak için kesişirken, üst sınır mandibular çentiği oluşturmak için çentiklidir. Ön sınır keskindir ve alt çene gövdesi üzerindeki eğik çizgi ile aşağıda sürekli. Koronoid çıkıntı, ramusun ön ve üst sınırlarının birleştiği noktadan yukarı doğru uzanır. Temporalis kası için bağlanma sağlayan düz, üçgen bir süreçtir. Kondiler çıkıntı, ramusun arka ve üstün sınırlarından üstün bir şekilde uzanır. Bu, medial olarak genişleyen ve temporomandibular eklemin oluşumuna katılan mandibula başı; ve lateral pterygoid kasın bağlanması için ön yüzeyinde sığ bir depresyon (pterygoid fovea) taşıyan mandibula boynundan oluşmaktadır (Drake, Vogl, & Mitchell, 2009).

Mandibulaya etki eden ve çiğneme sisteminde önemli görevleri olan temel çiğneme kasları aşağıda sıralanmaktadır:



Şekil 3.5. İnsan çiğneme sistemine etki eden kaslar (Clemente, 2011)

3.1.1.1. Masseter Kası

Masseter kası, çene kemiğini yükselten güçlü bir çiğneme kasıdır. Mandibula ramusunun lateral yüzeyinin üzerinde bulunur. Masseter kası dörtgen şekildedir ve zigomatik arkın üstüne ve mandibula ramusunun lateral yüzeyinin çoğuna demirlenmiştir. Masseterin daha yüzeysel kısmı, zigomatik kemiğin maksiller sürecinden ve maksilla zigomatik sürecinin ön üçte ikisinden kaynaklanır. Mandibula açısına ve mandibula ramusunun lateral yüzeyinin ilgili arka kısmına yerleştirilir. Masseter'in derin kısmı, zigomatik kemerin medial yönünden ve alt kenarının arka kısmından kaynaklanır ve koronoid çıkıntı kadar yüksek mandibula ramusunun orta ve üst kısmına yerleştirilir (Drake, Vogl, & Mitchell, 2009).

3.1.1.2. Temporalis Kası

Temporalis kası, temporal fossaların çoğunu dolduran büyük, yelpaze şeklinde bir kastır. Fossanın kemikli yüzeylerinden alt temporal çizgiye göre daha üstündür ve temporal fossanın yüzeyine yanal olarak tutturulur. Temporalis kası, koronoid çıkıntının ön yüzeyine ve mandibula ramusunun ilgili kenarı boyunca, neredeyse son molar dişe yapışır. Temporalis, mandibulanın güçlü bir yükselticisidir. Bu hareket, mandibula başının temporal kemiğin eklem tüberkülünden ve mandibular fossaya posterior translokasyonunu içerdiğinden, temporalis mandibulayı geri çeker. Ek olarak, temporalis mandibula'nın yan yana hareketlerine katılır (Drake, Vogl, & Mitchell, 2009).

3.1.1.3. Medial Pterygoid Kası

Medial pterygoid kas dörtgen şekildedir ve derin ve yüzeysel karnlara sahiptir. Derin karnı, pterygoid çıkıntının yanal plakasının medial yüzeyine ve palatin (damak) kemiğinin piramidal çıkıntısının ilişkili yüzeyine tutunur ve eğik olarak aşağı doğru iner. Yüzeysel karnı, maksilla tüpü ve palatin kemiğinin bitişik piramidal çıkıntısından başlar ve mandibulaya eklenmek için derin karn ile birleşir. Medial pterygoid, esas olarak çene kemiğini yükseltir. Mandibulaya yerleştirmek için eğik olarak geriye

doğru geçtiği için, alt çenenin çıkıntısında lateral pterygoid kasına yardımcı olur (Drake, Vogl, & Mitchell, 2009).

3.1.1.4. Lateral pterygoid

Lateral pterygoid kalın bir üçgen kastır ve medial pterygoid kas gibi iki başa sahiptir. Üst kafa foramen ovale ve foramen spinosumun laterale doğru infratemporal fossa (sfenoid büyük kanadının alt yüzeyi ve infratemporal kret) çatısından kaynaklanır. Alt kafa, üst kafadan daha büyüktür ve pterygoid işleminin yanal plakasının yan yüzeyinden kaynaklanır ve alt kısım, medial pterygoidin iki başının kraniyal ekleri arasında kendini aşılır. Lateral pterygoid kasın her iki başındaki lifler, mandibula boynunun pterygoid foveasına ve kapsülün eklem diski içine dahili olarak bağlandığı bölgedeki temporomandibular eklem kapsülüne girmek için birleşir. Lifleri dikey olarak yönlendirilen medial pterygoid kasın aksine, lateral pterygoidinkiler neredeyse yatay olarak yönlendirilir. Sonuç olarak, lateral pterygoid kasıldığında eklem diskini ve mandibula başını eklem tüberkülüne doğru çeker ve bu nedenle alt çenenin ana çıkıntısıdır. Lateral ve medial pterygoidler sadece bir tarafta büzüldüğünde, çene karşı tarafa geçer. İki temporomandibular eklemdaki zıt hareketler koordine edildiğinde, bir çiğneme hareketi oluşur (Drake, Vogl, & Mitchell, 2009).

3.1.1.5. Digastrik

Digastrik kas, hyoid kemiğin gövdesine bağlanan bir tendonla bağlı iki göbeğe sahiptir. Arka göbek, temporal kemiğin mastoid çıkıntısının medial tarafındaki mastoid çentikten kaynaklanır. Ön göbek, alt çenenin alt kısmındaki digastrik fossadan kaynaklanır. Hyoid kemiğin gövdesine tutturulmuş iki karın arasındaki tendon, her iki karın bölgesinin yerleştirildiği noktadır. Bu düzenleme nedeniyle, kasın hangi kemiğin sabitlendiğine bağlı olarak birden fazla eylemi vardır:

- a) Mandibula sabitlendiğinde, digastrik kas hyoid kemiği kaldırır.
- b) Hyoid kemik sabitlendiğinde, digastrik kas çene kemiğini düşürerek ağzı açar (Drake, Vogl, & Mitchell, 2009).

3.1.1.6. Mylohyoid

Mylohyoid kas, sindirim sisteminin ön karnından daha üstündür ve ortağı ile karşı taraftan, ağız tabanını oluşturur. Çene kemiğinin vücudunun medial yüzeyinde bulunan mylohyoid çizgisinden kaynaklanır ve hyoid kemiğe sokulur ve ayrıca karşı taraftan mylohyoid kas ile karışır. Bu mylohyoid kas, ağız tabanını destekler ve yükseltir ve hyoid kemiği yükseltir (Drake, Vogl, & Mitchell, 2009).

3.1.1.7. Geniohyoid

Geniohyoid kas, suprahoid grubundaki son kastır. Dar bir kas, her bir mylohyoid kasın medial kısmından daha üstündür. Her iki taraftaki kaslar orta hatta yan yanadır. Geniohyoid, alt çene kemiğinin alt zihinsel omurgasından kaynaklanır ve hyoid kemiğin gövdesine yerleştirmek için geriye ve aşağıya geçer. Hangi kemiğin sabitlendiğine bağlı olarak iki işlevi vardır:

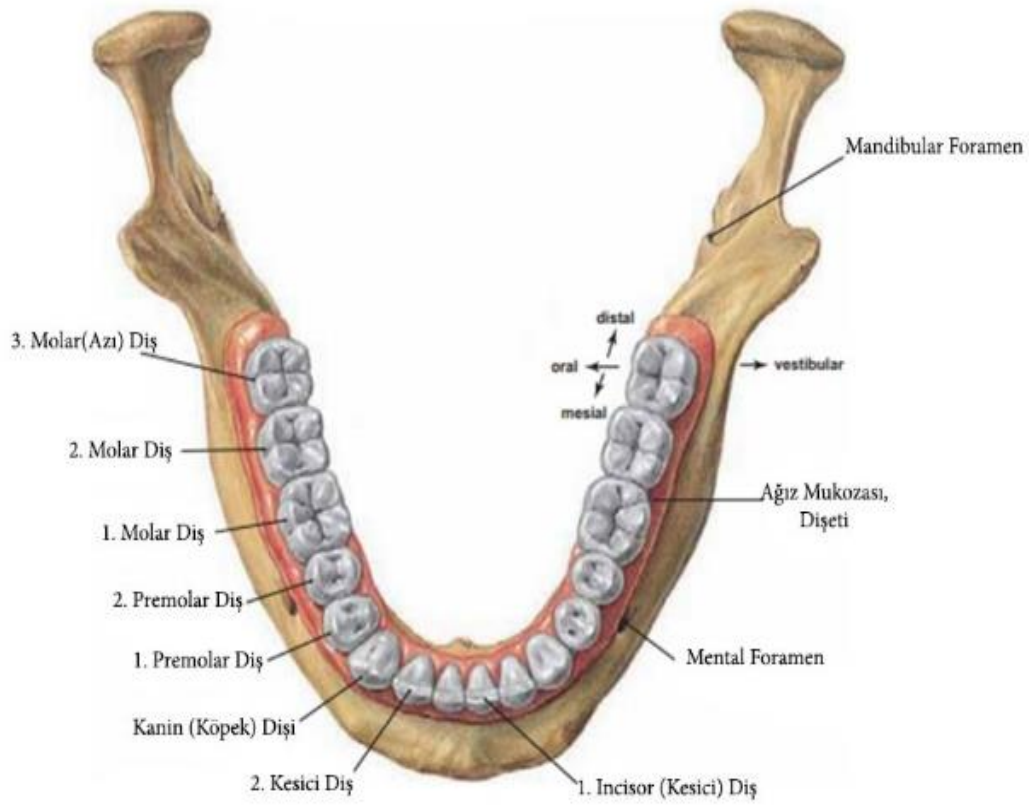
- a) Mandibula fiksasyonu hyoid kemiği yukarı kaldırır ve çeker.
- b) Hyoid kemiğin sabitlenmesi mandibarı aşağı ve içe doğru çeker (Drake, Vogl, & Mitchell, 2009).

Clemente (2011) tarafından hazırlanan anatomi kitabından alınan veriler doğrultusunda temel çiğneme kaslarının rolleri aşağıdaki tabloda olduğu gibi belirtilmiştir:

Çizelge 3.2. Temel Çiğneme Kaslarının Roller (Clemente, 2011)

Kas	Başlangıç	İlave	Hareket
Masseter	Maksilla ve elmacık kemerinin zigomatik yüzeyi	Mandibula ramus lateral yüzeyi ve mandibula koronoid çıkıntısı	Çeneyi kaldırarak çeneyi kapatır
Temporalis	Temporal fossa ve temporal fasyanın derin yüzeyi	Koronoid çıkıntının ön sınırının medial yüzeyi; mandibula ramusunun ön sınırı	Çene kemiğinin kaldırır ve çeneyi kapatır; arka lifler çene kemiğini geri çeker
Lateral Pterygoid	Üst kısım: İnfratemporal kret ve sfenoid kemiğin büyük kanadının yan yüzeyi Alt kısım: Sfenoid lateral pterygoid plakanın lateral yüzeyi	Mandibula kondil boynu; eklem diski ve temporomandibular eklem kapsülü	Kondil ve diski ileri çekerek ağzı açar Birlikte hareket: çene kemiği çıkıntı yapar Alternatif hareket: öğütme işlemi
Medial Pterygoid	Derin kısım: Sfenoidin lateral pterygoid plakasının medial yüzeyi; palatin kemiğinin piramidal kısmı Yüzeysel kısım: palatin kemiğinin piramidal çıkıntısı; Maksilla tüpü	Ramusun medial yüzeyinin alt ve arka kısmı ve alt çene açısı	Çene kemiğini kaldırır Birlikte hareket etme: çene kemiği çıkıntı yapar Tek başına hareket: yanlara doğru çıkıntılar Alternatif hareket: öğütme işlemi

Çiğneme sistemine kemikler ve kaslar etki ederken dişlerin de önemli görevleri bulunmaktadır. Ağıza alınan besin maddelerinin mekanik olarak parçalanmasını sağlayan dişler, maksilla ve mandibulanın processus alveolarislerindeki diş çukurlarına yerleşmiş sert, keskin oluşumlardır. Alt ve üst çenede diş çukurlarına dizilmiş olan dişler, üst ve alt kemerlerini oluştururlar. Bu kemerlerde orta hattan başlayarak dış yana doğru 4 tip (çocuklarda 3 tip) diş yer alır (Peştemalcı, 2006).



Şekil 3.6. Mandibula üst görünüşü (Clemente, 2011)

İnsan çiğneme sistemine etki eden dişler Çizelge 3.3. içinde verilmektedir:

Çizelge 3.3. İnsan çiğneme sisteminde dişler (Peştemalcı, 2006)

Sıra	Diş	Görevleri ve Sayıları
1.	Dentes Incisive (Keser dişler)	Besinleri keserek parçalar. Her çenede medial ve lateral dörder adettir.
2.	Dens Caninus (Köpek dişi)	Tüm dişlerin en uzunudur. Her çenede ikişer adettir.
3.	Dentes Premolares (Küçük azı dişler)	Tek köklüdürler ve köpek dişlerinden daha kısadırlar. Her çenede dörder adettir.
4.	Dentes Molares (Azı dişler)	Çiğnemede önemli rol oynarlar. Her çenede altışar adettir(erişkinlerde).

Tabloda görüldüğü üzere ağıza alınan besinler dişler ile kesilip parçalanarak sindirime başlar. Her bir dişin farklı görevi bulunup dişlerin uygun konumda yer almaları işlevlerinin yerine getirilmesinde önemli bir etkindir.

3.1.2. Greft ve İnsan Mandibulasından Donör Bölge Olarak Greft Alınması

Kemik greftleri iyileşme, güçlendirme veya iyileştirme işlevine yardımcı olmak için iskeletin bir bölgesinden diğerine nakledilen kemiktir. Kemik greftlerinde kullanılan kemik veya kemik benzeri malzemeler hastanın kendisinden, bir donörden veya insan yapımı bir kaynaktan gelebilir (North American Spine Society, 2006). Greft materyalleri çeşitlerine göre ayrılmakla birlikte bu kısımda sadece kısaca greftin çalışmamızla ilgisinden bahsedilmektedir.

Greft işlemi, belirli bir bölgeden alınan kemik veya kemiğe farklı işlemlere uygulanarak oluşturulan malzemelerin gerekli bölgeye nakli ile gerçekleşmektedir. Bununla birlikte donör bölge olarak mandibulanın kullanılması durumunda tedavi, estetik vb. amaçlarla mandibuladan greft alınmaktadır. Möhlhenrich ve ark. (2019) tarafından mandibula üzerine uygulanan greft işleminde greft boyutunun artmasının, donör sahasının zayıflığının artmasına neden olduğu görülmüştür. Greft genişliğinin, gerilme artışı üzerinde yüksekliğinden daha büyük bir etki oluşturduğu görülmüştür. Bu durumdan ve konu hakkında yeterince çalışmanın bulunamamasından dolayı, bu çalışmada minimum gerilme değerlerinin oluşacağı uygun greft geometrisinin tespitine çalışılmaktadır.

3.2.Yöntem

Bu kısımda, bu çalışmada izlenen bütün adımlar ele alınmaktadır. Her temel adım, başlıklar altında açıklanmıştır. Şekil 3-7’de Yöntem bölümündeki adımların özeti akış şeması olarak verilmiştir.



Şekil 3.7. Çalışmanın akış şeması

3.1.3. Verilerin Hazırlanması

Verilerin hazırlanması aşamasında 3 boyutlu modele dönüştürülecek bölgenin görüntüleri elde edilmektedir. Görüntüler elde edilirken tıbbi teşhis için kullanılan Bilgisayarlı Tomografi (BT /CT), Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI) gibi belirlenen bölgenin kesit görüntülerini çeken cihaz ve yöntemlerden yararlanılmaktadır. Bu yöntemlerle elde edilen görüntüler 2 boyutlu olup bölgenin kesitlerinin alınması ile oluşturulur. Görüntüsü alınan bölgenin yoğunluğuna piksel seviyesinde gri renk yoğunluğu değişmektedir. Örneğin; yumuşak dokunun olduğu bölgede piksellerin renk yoğunluğu az iken, kemik ve diş gibi doku bölgelerinde piksel renk yoğunlukları daha koyu ve keskin renkte olmaktadır. Bu durumdan dolayı çalışılan bölgenin MRI veya BT görüntülerinin bulunması 3 boyutlu modelin oluşturulması sırasında gerçek boyutlara sahip modellerin oluşmasına imkân sağlamaktadır.

Bu çalışmada modellemesi yapılacak olan bölge, Toshiba marka Aquillion Prime model cihazla taranmıştır. Görüntüler, 23 yaşındaki bir kadın hastanın baş bölgesine ait Bilgisayarlı Tomografi taramasından alınmış olup 0.5 mm aralıklarla çekilmiş 556 adet görüntüden oluşmaktadır.

3.1.4. Görüntülerin 3 Boyutlu Modele Dönüştürülmesi

Bilgisayarlı Tomografi cihazından elde edilen iki boyutlu kesit görüntüleri bir medikal görüntüleme yazılımı olan Mimics Medical 21.0' a aktararak 3 boyutlu modeller oluşturulabilmektedir. Yazılımda görüntüleri 3 boyutlu modellere dönüştürebilmek için görüntülerin formatının DICOM, Bitmap, Tiff veya Raw olması gerekmektedir. Bu çalışmada BT görüntüler DICOM formatında alınarak kullanılmıştır.

DICOM formatındaki görüntüler gri yoğunluk değerlerine göre Hounsfield ölçeği doğrultusunda kortikal, trabekular ve diş dokularına ayrılabilmiştir. 3 boyutlu modeller ayrı ayrı oluşturularak yakın yoğunluk değerlerine sahip dokular

olmalarından dolayı elle düzeltmeler yapılmıştır. Kortikal, trabekular ve diş dokuları gerçekte olduğu üzere birleştirilemediğinden programın Non-Manifold Assembly özelliği ile tek parça haline getirilmesine rağmen ayrı mesh değerlerinin uygulanması mümkün olmuştur.

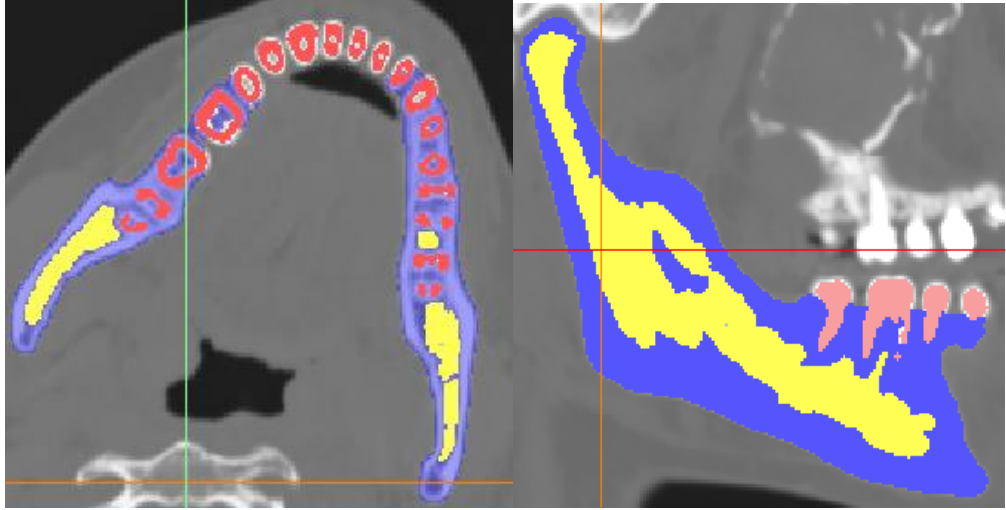
3.1.4.1. Medikal Verilerin Aktarımı

Mimics Medical 21.0 yazılımında dönüştürülecek görüntüler otomatik olarak seçilip kullanılabilir. Kullanılacak görüntülerin dosya adresinin verilmesi ile görüntüler doğrudan programa aktarılabilir.

DICOM formatındaki BT görüntüleri 0.5 mm aralıklarla alınmış 556 adet kesit görüntüsünden oluşmaktadır. BT görüntü kesit aralığı azaldıkça görüntü kalitesi artmaktadır. Bu durumdan dolayı 0.5 mm aralıklarla alınan görüntülerin kullanılması tercih edilmiştir. Ayrıca alınan görüntüler boyun- baş birlikte çekilmiş görüntülerden oluşmakta olup bu çalışmada kullanılacak kısım sadece mandibula bölgesidir. Görüntüler yazılıma aktarılırken sadece mandibula bölgesi görüntüleri seçilerek yazılıma ekstra yük binmesi önlenmiş ve 190 adet görüntü ile elle düzeltmeler daha kolay yapılmıştır. Sonuç olarak 3 boyutlu mandibula oluşturulurken 556 adet görüntüden 190 adedinin kullanılması yeterli olmuştur.

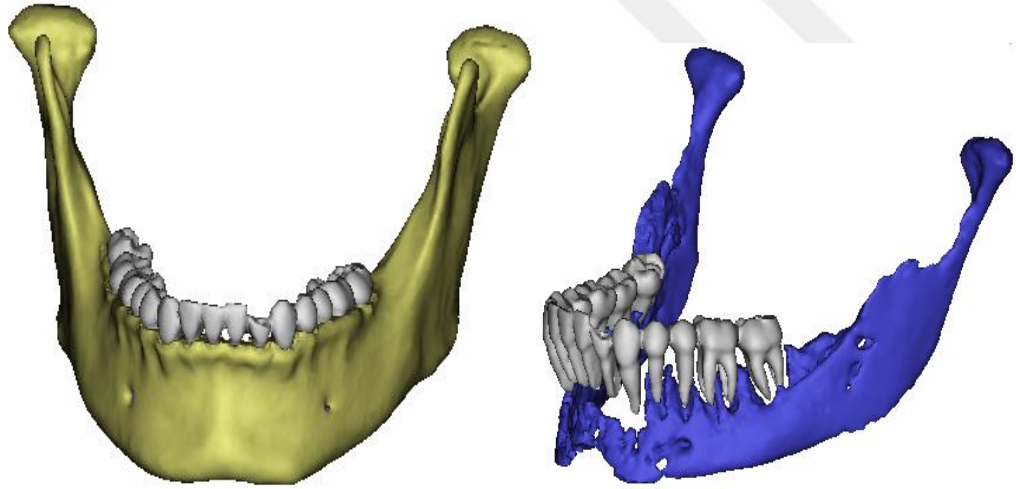
3.1.4.2. Eşikleme (Masking)

Yazılıma aktarılan görüntüler gri tonlamasına göre ayrı dokulara ayrılabilir. Yazılımda tonlama değerleri için Hounsfield (HU) ölçeği baz alınarak eşikleme yapılmıştır. Mandibula modellemesinde eşikleme yapılırken kortikal kemik için alt limit 226 HU olurken üst limit 3071 HU olarak belirlenmiştir. Trabekular kemik için limit -1024 ile 3693 HU arası seçilirken, diş dokusu için 1570 ile 3546 HU değerleri arası baz alınarak eşikleme yapılmıştır.



Şekil 3.8. Mandibulada eşikleme işlemi sonrası görünüm (mor=kortikal, sarı=trabekular kemik, kırmızı= diş)

Eşikleme yapıldıktan sonra yoğunluk değerlerinin birbirinden ayrılmadığı bölgeler kalmaktadır. Yukarıdaki fotoğraflarda görüldüğü üzere bazı bölgelerin düzeltilmesi gerekmektedir. Bu bölgeler elle düzeltilmiştir.



Şekil 3.9. Üç boyutlu mandibula modeli (sarı=kortikal kemik, mavi= trabekular kemik, beyaz=diş)

İşlem sonunda kortikal, trabekular kemikler ve diş dokularının her biri ayrı ayrı 3 boyutlu hale dönüştürülebilecek aşamaya gelmiştir. Bir sonraki bölümde yapılacak işlemler sebebiyle bu aşamada 3 boyutlu modele dönüştürülmesine gerek duyulmamıştır.

3.1.4.3.Ayrık Olmayan Montajlama (Non- Manifold Assembly)

Eşikleme işlemi tamamlanan görüntüler 2 boyutlu olup analiz programında uygun şekilde kullanılabilme amacıyla ayrık olmayan montajlama tekniği (Non-Manifold Assembly) ile tek parça 3 boyutlu görüntü haline getirilmiştir. İşlem sırasında ön yumuşatma değeri 0.3, matris azaltma değeri XY çözümü için 1x0.5150 mm, Z çözümü için 1x0.5000 mm olarak verilmiş ve son yumuşatma faktörü ise 0.2 olarak seçilmiştir. Bu işlemden sonra 3 boyutlu model gerekli düzenlemeleri yapmak amacıyla 3-Matic Medical yazılımına aktarılmıştır.

3.1.5. Üç Boyutlu Modelin Düzenlenmesi

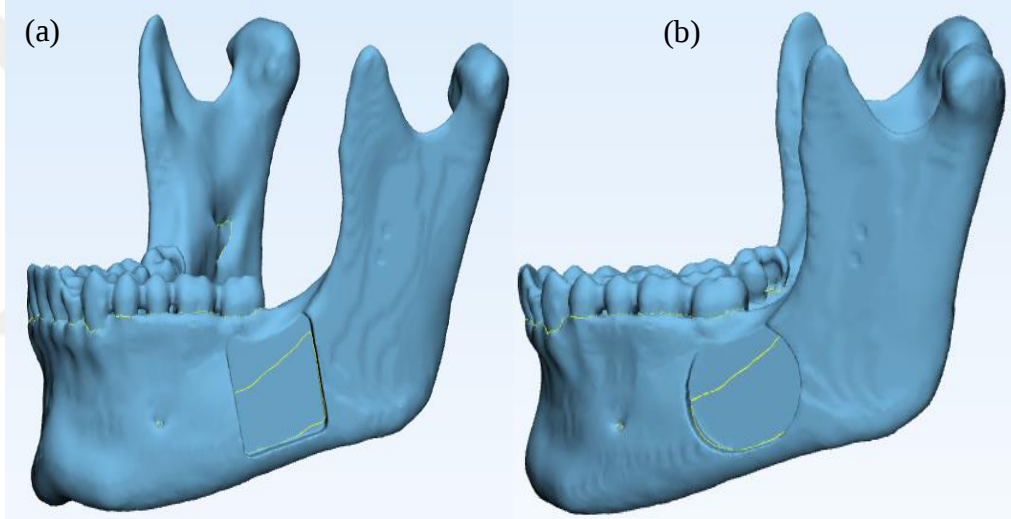
Mimics Medical programında yapılan işlemlerden sonra programın alt yazılımı olan 3-Matic Medical yazılımında modelde daha işlevsel düzeltmeler yapılabilmektedir. Yüzey ve hacim düzenlemeleriyle birlikte sonlu eleman ağı da oluşturulabilmektedir. Yapılan düzenleme ve ağ oluşturma işlemleri aşağıda başlıklar halinde sıralanmıştır.

3.1.5.1. Yüzey Yumuşatmaları (Smoothing)

Mimics Medical programından aktarılan 3 boyutlu model, düzensiz ve keskin yüzeylere sahip olabilmektedir. 3- Matic Medical yazılımı açılarak kopyalanan 3 boyutlu model yapıştırma işlemi ile programa aktarılabilir. Bu program ile yüzeylerde istenen miktarlarda yumuşatma yapılabilir. Yumuşatmalar lokal olarak da yapılabilir. Yazılıma aktarılan 3 boyutlu modele 1 değerinde lokal yumuşatmalar uygulanmıştır. Buraya kadar yapılan işlemler sağlam ve greftli mandibulada aynıdır. Greft alınan mandibulalarda ayrıca genelde 0.25 değerinde yumuşatma (smooth) yapılmıştır. Sağlam mandibulanın sonraki aşaması ağ oluşturma iken greft alınacak mandibula için bu aşamadan sonra alınacak greftin oluşturulması ve modelin tekrar birleştirilmesi bulunmaktadır.

3.1.5.2.Üç Boyutlu Modelden Greft Alınması

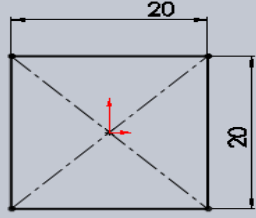
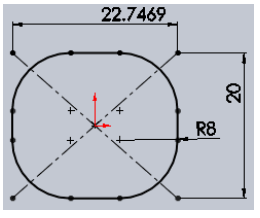
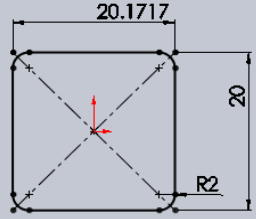
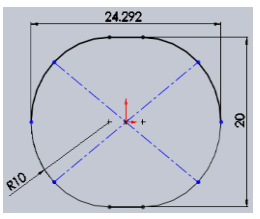
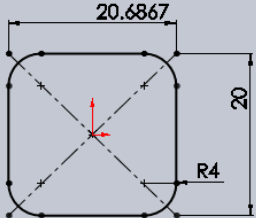
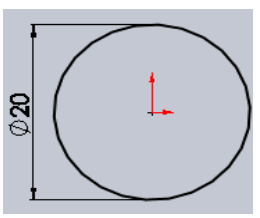
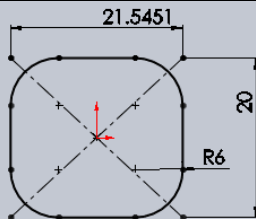
3 boyutlu modelde sonradan işlem yapılmaması durumunda bu aşamaya gerek kalmamaktadır. Fakat bu çalışmada mandibuladan alınacak greftin modellenmesi gerektiğinden bu aşamaya gelen mandibula; kortikal, trabekular ve diş olmak üzere üç parçaya ayrılmalıdır. Çünkü ayırma işlemi yapılmadan tek parça üzerinden greft modelinin çıkarılması mümkün olmamaktadır. 3 boyutlu mandibula modelinin parçaları birbirinden ayrıldıktan sonrafarklı geometriler oluşturularak bu geometrilerden her biri kortikal ve trabekular kemik modellerinden çıkarılarak farklı greft boyutlarının alındığı modeller elde edilmiştir.



Şekil 3.10. Greftli mandibulanın görünümü; a) köşelerde 2 mm radyus, b) köşelerde 10 mm radyus

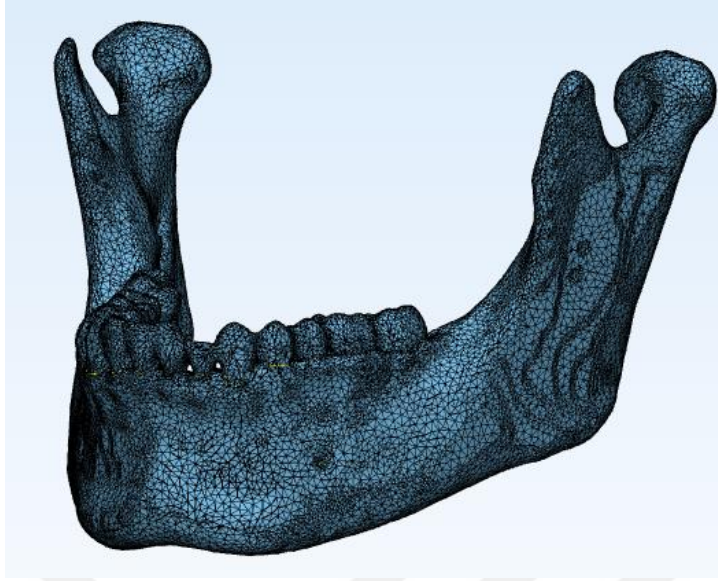
Sağlam mandibulaya farklı şekillerde, eşit toplam alana sahip geometrilerde greft uygulanmıştır. Greft modelleri ve boyutları aşağıdaki tabloda verilmiştir. Greft boyutları toplam olarak aynı alana sahip olup sadece farklı şekillerde oluşturularak uygun modelin bulunması amaçlanmıştır.

Çizelge 3.4. Mandibuladan alınan greft boyutları

Greft Ölçüleri (mm)	Greft Radyus Değeri	Greft	Greft Ölçüleri (mm)	Greft Radyus Değeri	Greft
20x20 Kare	-		20x22.7469	8 mm	
20x20.1717	2 mm		20x24.2920	10 mm	
20x20.6867	4 mm		D=20 mm Daire	-	
20x21.5451	6 mm				

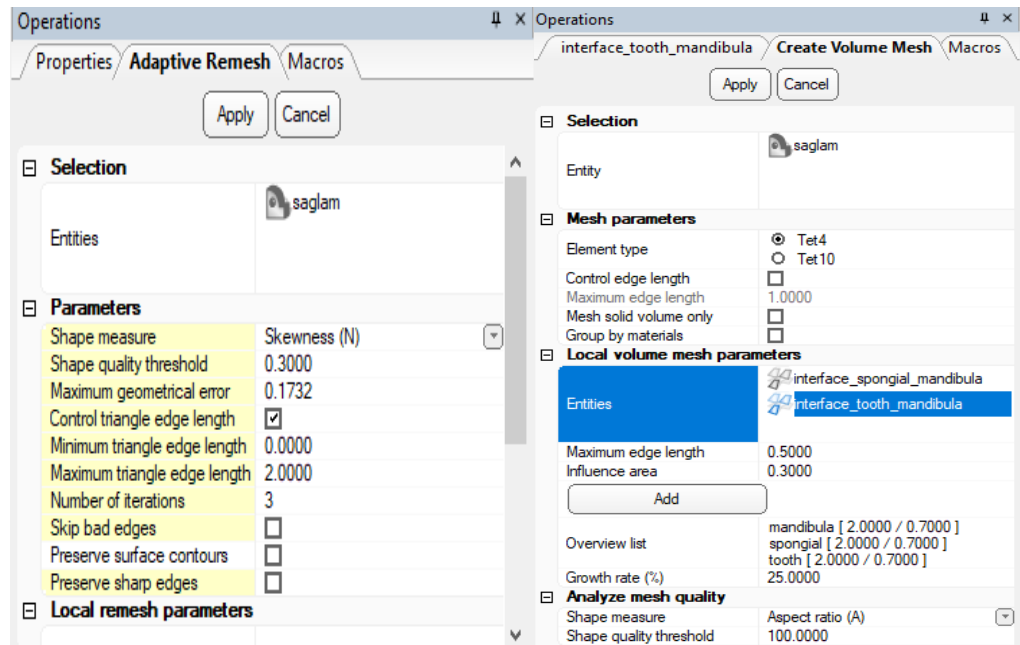
3.1.5.3.Ağ Oluşturma (Meshing)

Mühendislikte yapılan hesapların küçük parçalara ayrılarak yapılması önemli kolaylıklar sağlayan bir yöntemdir. Bu yöntemlerden en çok kullanılanı Sonlu Elemanlar Yöntemidir. Hesaplama ve analizlerin yapılacağı cisim, en az üçgen boyutunda elemanlara ayrılıp kenarların birleşim noktası olan düğümlerle bağlanır. Hesaplamalarda düğümler önemli konuma sahiptir. Sonlu Elemanlar Yöntemi ile yapılan analizlerde bütün elemanların ayrı ayrı sonuçları bulunup cismin bütününün sonucu bulunur.



Şekil 3.11. Ağ yapısı oluşturulan mandibulanın görünümü

3 boyutlu modelin analizinin yapılabilmesi için de küçük ağ yapılarına bölünmesi gerekmektedir. İlk olarak modele uyarlanabilir ağ yapısı 3 mm boyutunda uygulanmıştır. Hacimsel ağ yapısında ise kemik bölümlerinden her birine 2 mm boyutunda, birleşim yüzeylerine ise 0.5 mm boyutunda ağ yapısı oluşturulmuştur.



Şekil 3.12. Adaptive ve volumetrik mesh uygulama pencereleri

Bu işlem yapıldıktan sonra mesh analizi komutuyla istenilen türde ağ yapısının tanımlanıp tanımlanmadığı kontrol edilebilmektedir.

3.1.6. Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması

Kortikal kemik, trabekular kemik ve diş olmak üzere üç parçadan oluşan 3 boyutlu modelin her parçası içi ayrı malzeme özelliklerinin tanımlanması gerekmektedir. Bu üç dokunun özelliği birbirinden farklı olup kişiden kişiye de değişkenlik göstermektedir. Bununla birlikte daha önce yapılmış çalışmalardan alınan verileri Mimics Medical 21.0 yazılımı Yardım menüsünden bulunan değerler malzeme özellikleri olarak kullanılmıştır. Çalışmada verilen malzeme değerleri tablodaki gibidir:

Çizelge 3.5. Üç Boyutlu Mandibula Modeli Malzeme Özellikleri (Gröning, Fagan, & O'higgins, 2012) (Di Stefano, Arosio, Pagnutti, Vinci, & Gherlone, 2019) (Shellis, 1984) (Korioth & Hannam, 1994)

Malzeme	Young Modülü=E(GPa)	Poisson Oranı (v)	Yoğunluk=ρ (Kg/m³)
Kortikal Kemik	17	0.31	1705.4
Trabekular Kemik	0.378	0.3	550
Diş	19.5	0.25	2800

Yapılan işlemlerden sonra 3 boyutlu model, malzeme özelliklerinin uygulanması amacıyla tekrar Mimics Medical programına aktarılabilmekle birlikte, .cdb uzantılı olarak analiz programına aktarılıp burada malzeme özellikleri tanımlanabilmektedir. Mimics programına aktarılan hacimsel ağ yapısına FEA sekmesinden malzeme özellikleri tanımlanabilmektedir. Bu çalışmada malzeme özellikleri, analiz programına aktarım yapıldıktan sonra tanımlanmıştır.

3.1.7. Analizin Yapılması

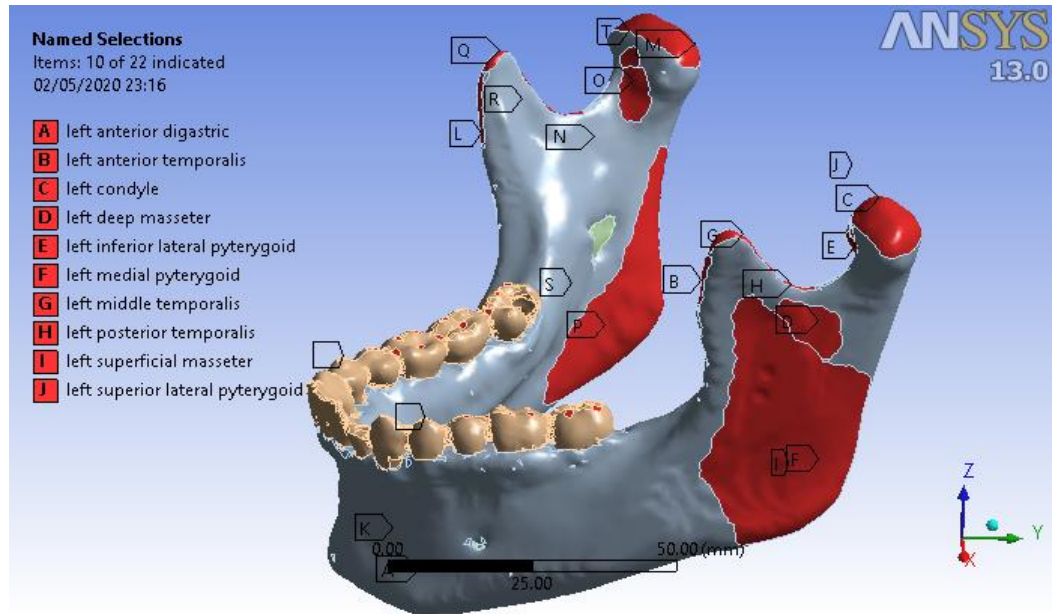
Bu kısımda 3 boyutlu mandibula modellerine malzeme özellikleri tanımlanmış, yükler ve sınır şartlarının uygulanacağı yüzeyler seçilerek yükler ile sınır şartları uygulanmış ve analiz yapılmıştır. Analiz, Sonlu Elemanlar Yöntemi ile çözüm yapan

bir yazılım olan Ansys 13.0 ile yapılmıştır. Analiz, statik yapısı dolayısıyla programın Static Structural analiz yöntemi kullanılarak yapılmıştır. Mimics Medical 21.0 yazılımı, ANSYS ile uyumlu olduğundan 3 boyutlu model hacimsel mesh (ağ yapısı) .cdb uzantılı olarak programa aktarılabilmektedir. Model; kortikal, trabekular kemikler ile dişlerden oluşmaktadır. Analizi yapılan modellerin her biri ayrı yapılmış olup toplam 8 farklı modelin analizi yapılmıştır.

3.1.7.1. Modelin Analiz Programına Aktarılması ve Yüzeylerin Seçilmesi

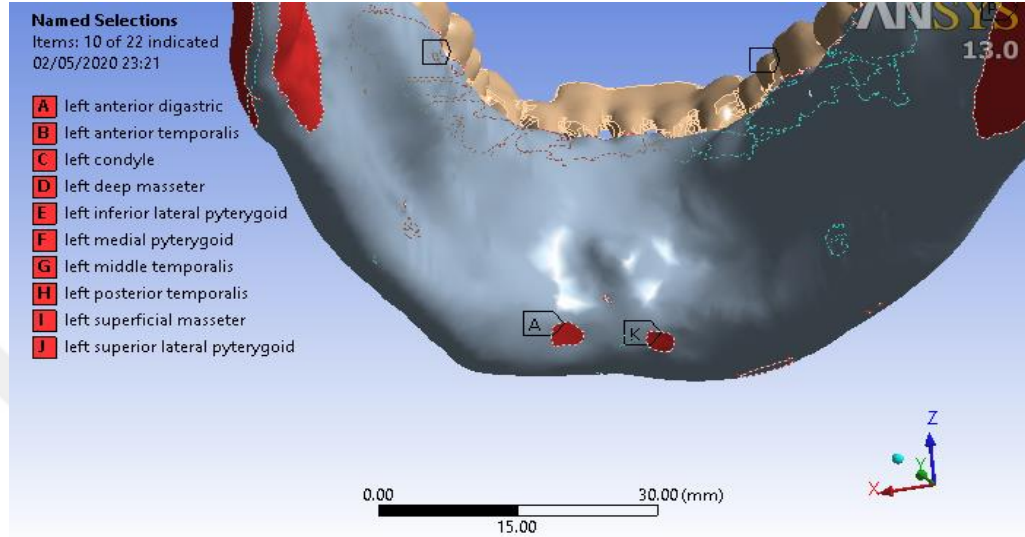
Ağ yapısı ile birlikte tamamlanan mandibula modeli Ansys yazılımına aktarılırken geometri olarak tanımlanamamaktadır. Mesh olarak programa aktarılacak olan model için Finite Element Modeler eklentisi kullanmak gerekmektedir. Yazılımın yeni versiyonlarında bu eklenti bulunmamaktadır.

Finite Element Modeler eklentisine hacimsel mesh olarak aktarılan modelde, named selected komutu ile kas kuvvetleri ile sınır şartlarının uygulanacağı yüzeyler ayrı ayrı seçilir. Seçim işlemi elle yapıp istenen bölgedeki eleman yüzeylerinin tümü seçilerek yapılmaktadır. Her modelde yeniden yüzeylerin seçilmesi gerektiğinden yakın miktarda yüzey boyutlarının oluşturulması ayrıca özen gerekmektedir.



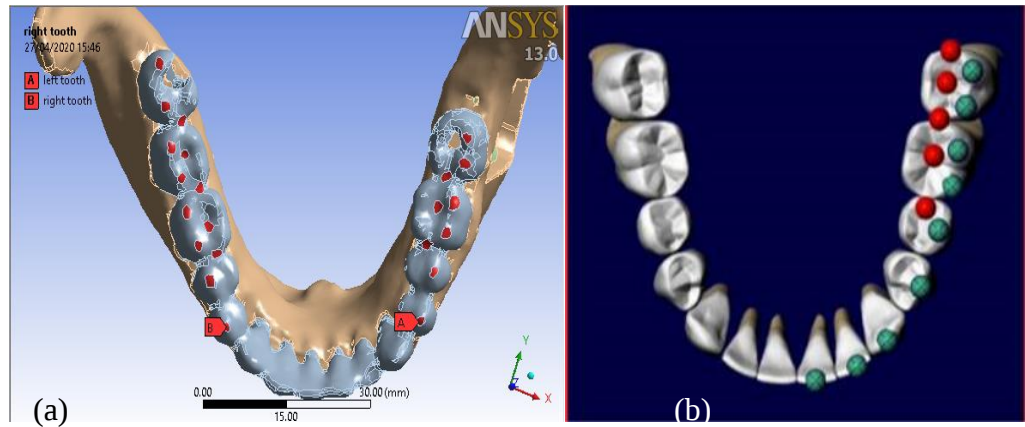
Şekil 3.13. Mandibula sınır şartı ve kas kuvveti uygulama bölgeleri- sol lateral görünüş

Sınır şartı olarak kondil (condyle) bağlantı bölgeleri ile ısırma kuvvetine maruz kalan diş yüzeyleri seçilmiştir. Kas kuvvetleri ise sağ ve sol taraflardakiler olarak toplam 18 adettir. Bölgeler seçilirken mandibulanın anatomisi göz önüne alınmış, kuvvetler literatürden bulunarak uygulanmıştır (Korioth & Hannam, 1994).



Şekil 3.14. Mandibula sınır şartı ve kas kuvveti uygulama bölgeleri- posterior görünüş

Isırma durumu modellenirken ısırma sırasında en yüksek ısırma değerlerinin olduğu diş yüzeyleri göz önüne alınarak bu yüzeylere sabitleme yapılmıştır. Ön dişlere gelen düşük ısırma kuvvetleri ihmal edilmiş ve sınır şartı bu bölgelere uygulanmamıştır.



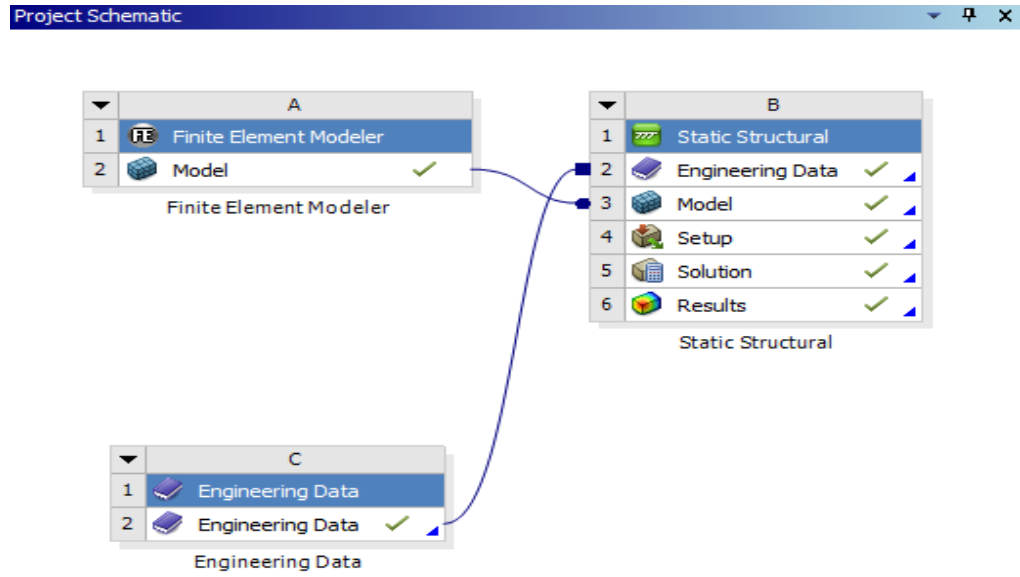
Şekil 3.15. a) Mandibula modeline uygulanan ısırma temas noktaları, b) Isırma temas noktaları modeli (Kim, 2018)

Ayrıca ısırma modelinde dış yüzeylerinin sınır şartı olarak belirlenme nedeni, uygulanan kas kuvvetlerinin mandibulanın tamamında meydana getirdiği eş değer gerilme değerinin doğru tespitinin sağlanmasıdır.

3.1.7.2. Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması ve Yüzey Alanları Boyut Tespiti

Model yazılıma aktarılıp yüzeyler oluşturulduktan sonra Static Structural eklentisi kullanılarak bu modüldeki Engineering Data verileri istenildiği şekilde değiştirilebilmektedir. Engineering Data verileri, modele uygulanan malzeme özelliklerini, büyüklük parametrelerini vb. özellikleri belirlemeyi sağlamaktadır. Bu çalışmada modele üç ana malzeme özelliği tanımlanmış olup malzeme özelliklerine Bölüm 3.2.4. içinde yer verilmiştir.

Engineering Data kısmı Static Structural eklentisinin ilk aşamasındadır. Malzeme özellikleri bu kısma girildikten sonra, Finite Element Modeler eklentisi ile Static Structural eklentisinde model kısmı arasında ilişki sağlanır. Sadece ağ yapısından oluşan bir model bulunduğundan Geometri kısmı atlanmış, modele tanımlanan veriler yeterli olmuştur. Model açılarak malzeme özellikleri tek parça halinde görünen ama birbirinden ayrı kısımlar olan kortikal, trabekular ve dış modellerine ayrı ayrı tanımlanmıştır. Ayrıca Engineering Data verilerinin bir kopya dosyası alınarak her çalışmada yeniden malzeme özelliklerinin girilmesi önlenmekte, değişmeyen verilerin bütün modeller için kullanılması kolaylaşmaktadır. Yapılan ilk çalışmadan sonra Engineering Data dosyasının bir kopyası alınarak diğer çalışmalarda doğrudan programa aktarılmış; Static Structural eklentisinde Engineering Data kısmı ile ilişkilendirilmiştir. Ansys yazılımında, Engineering Data eklentisinde tanımlanan malzeme özellikleri Geometry- Material- Assignment kısmında kolayca modele uygulanabilmektedir.



Şekil 3.16. Ansys programında tamamlanmış bir analizde eklentiler arası ilişki

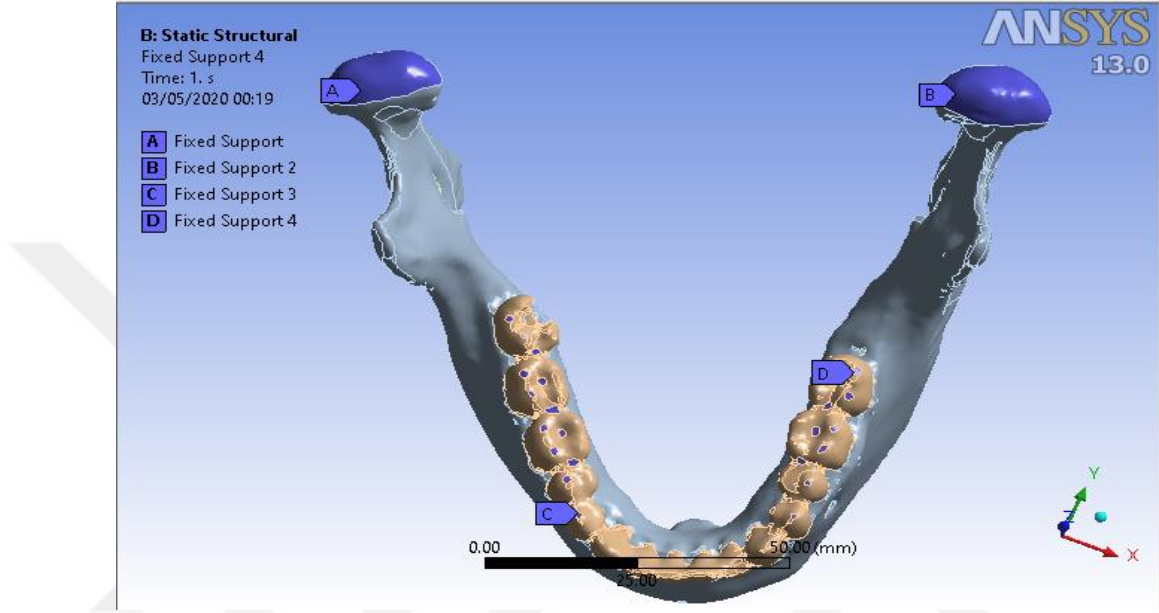
Bu çalışmada 8 farklı modele uygulanan mesh boyutu değerleri aynı olmasına rağmen farklı greftlerin alınmış olması, mesh sayısında farklılık oluşturmuş olup bazı modellerde 18-21 arası değişen sayıda parça oluşmuştur. Bu durumda değişen sayıda parçaya malzeme özellikleri tanımlanmıştır.

Modele kas kuvvetleri ve sınır şartları uygulanacağından yüzey alanları boyutlarının belirlenmesi gerekmektedir. Bölüm 3.2.5.2. içerisinde, yüzeylerin seçilmesi aşaması anlatılmıştır. Static Structural eklentisinin Model kısmında daha önce Finite Element Modeler içinde belirlenmiş yüzeylere tıklanarak sayfanın alt bölümünde belirlenen alanın boyut değeri görülebilmektedir. Birden fazla model oluşturulmuş olup bu modellerde mesh işleminden sonra yüzeylerin seçilebilmesi yüzey alanlarının birbirinden farklı olmasına sebep olmaktadır. Ne kadar titiz davranılsa da ağ yapısında meydana gelen değişimler seçilen yüzey alanlarının da farklı boyutlarda olmasına sebep olmaktadır.

3.1.7.3. Sınır Şartları ve Yüklerin Uygulanması

3 boyutlu mandibula modeline uygulanan sınır şartları ve yük değerleri literatür incelenerek ve mandibulanın anatomisi göz önüne alınarak tespit edilmiştir. Mandibulanın hareketine izin veren tek bölge kondil bölgesi olup mafsalsal gibi

çalışmaktadır. Bununla birlikte literatürden incelenen çalışmalarda mandibulada gerilme ve deformasyon analizi yapılırken kondil bölgesinin sabitlendiği görülmektedir (Küçükciçibıyık, 2005) (Tehranchi, Behnia, Heiderpour, Toutiaee, & Khosropour, 2012). Ayrıca diş yüzeyleri ısırma noktaları da sabitlenerek ısırma durumu modellenmiştir.



Şekil 3.17. Mandibulaya uygulanan sınır şartları- üst görünüş

Toplam 18 kas kuvveti modellere basınç türünde uygulanmıştır. Bölüm 3.2.5.2.’de belirtildiği üzere modellemede farklı yüzey alanları oluşmasına rağmen literatürden edinilen kas kuvvetlerinin basınç değerine dönüştürülmesi aşamasında, kuvvet değerleri yüzey alanına bölündükten sonra modele uygulanmıştır. Bu durumda her ne kadar kuvvetlerin uygulandığı alan boyutları küçük miktarlarda değişse de toplam yükleme miktarı aynı kalmaktadır.

Çizelge 3.6. Kas kuvvetleri (Korioth & Hannam, 1994)

Kas Kuvvetleri (N)	Sağ			Sol		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Superficial Masseter	-39.4128	168.3136	79.7776	39.4128	168.3136	79.7776
Deep Masseter	-44.5536	61.8528	-29.2128	44.5536	61.8528	-29.2128
Medial Pterygoid	84.95	138.26	65.2	-84.95	138.26	65.2
Anterior Temporalis	23.542	156.104	6.952	23.542	156.104	6.952
Middle Temporalis	-21.2232	80.0172	-47.8	21.2232	80.0172	-47.8
Posterior Temporalis	-15.7248	35.8344	-64.638	15.7248	35.8344	-64.638
Inferior Lateral Pterygoid	-42.147	-11.6406	50.6433	-42.147	-11.6406	50.6433
Superior Lateral Pterygoid	21.8407	2.1238	18.5115	-21.8407	2.1238	18.5115
Anterior Digastric	-17.6	-9.48	-37.6	17.6	-9.48	-37.6

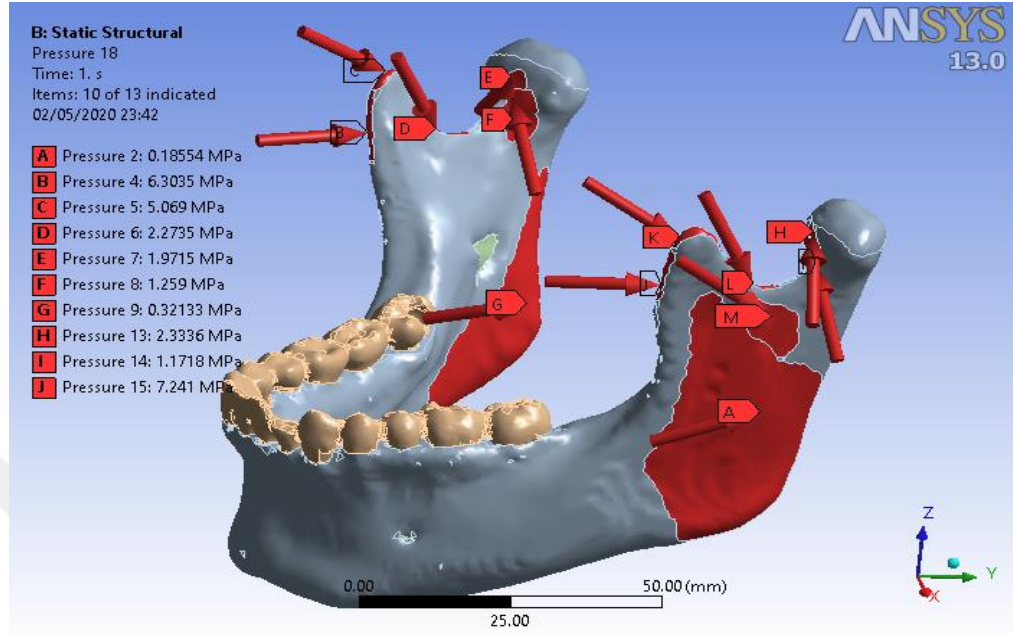
Analizde kullanılmak üzere alınan çiğneme temel kas kuvvetlerinin ayrı ayrı ölçülme durumu bu çalışma için mümkün olmadığından literatürde kullanılan kas kuvvetleri boyutları uygulanmıştır.

Çizelge 3.7. Sağlam modele uygulanan basınç türünden kas kuvvetleri

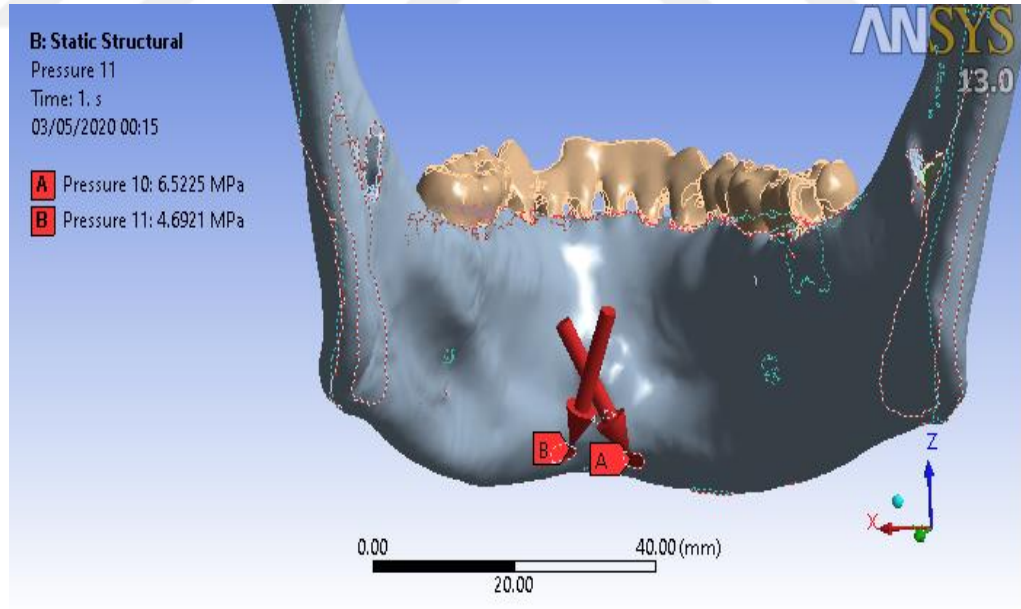
Basınç Kuvvetleri (MPa)	Sağ			Sol		
	x	y	z	x	y	Z
Superficial Masseter	-0.040	0.170	0.081	0.038	0.164	0.078
Deep Masseter	-0.454	0.630	-0.298	0.514	0.713	-0.337
Medial Pterygoid	0.156	0.254	0.120	-0.187	0.304	0.143
Anterior Temporalis	-0.939	6.227	0.277	1.079	7.153	0.319
Middle Temporalis	-1.125	4.243	-2.535	0.814	3.068	-1.833
Posterior Temporalis	-0.473	1.078	-1.945	0.631	1.437	-2.592
Inferior Lateral Pterygoid	-0.793	-0.219	0.953	-0.738	-0.204	0.887
Superior Lateral Pterygoid	1.500	0.146	1.271	-1.775	0.173	1.505
Anterior Digastric	-2.696	-1.452	-5.759	1.939	-1.045	-4.143

Çizelge 3.7.' de görüldüğü üzere mandibula modeline uygulanan kas kuvvetleri belirlenmiş alanların tamamına eşdeğer olarak uygulanabilmek amacıyla basınç türüne dönüştürülmüş ve modele uygulanmıştır. Bunun yapılabilmesi için kas kuvveti etki

bölgesi olarak seçilen bölgelerin her birinin boyutu analiz programında ölçülmüş ve literatürden elde edilen kas kuvvetleri bu alanlara bölünmüştür.



Şekil 3.18. Mandibulaya uygulanan kas kuvvetleri ve yönleri- sol lateral görünüş



Şekil 3.19. Mandibulaya uygulanan kas kuvvetleri ve yönleri- posterior görünüş

Şekillerde görülen oklar basınç kuvvetlerinin yönlerini ifade etmektedir. Modele uygulanan kas kuvvetlerinin yönleri mandibulanın anatomik özellikleriyle uyum içindedir.

4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

4.1. Literatür Doğrulaması

Bu çalışmada, sonlu eleman yöntemiyle mandibular donör bölgeden alınan greft geometrisinin mandibula gerilme değerleri üzerindeki etkisi incelenmiştir. Sonlu elemanlar çalışmalarının doğrulaması deneysel verilerle veya daha önce gerçekleştirilmiş literatür çalışmalarıyla yapılabilmektedir. Konu hakkında deneysel çalışma bulunmadığından literatürde gerçekleştirilmiş benzer çalışmalarla doğrulama yapılmıştır.

Sağlam mandibulada kas kuvvetlerinin etkisi altında oluşan gerilme ve deformasyon değerlerinin incelenmesi, daha önce önemli sonuçların elde edildiği çalışılmış konulardan biridir. Koriath ve Hannam (1994) tarafından yapılan ve insan çene kemiğinde diş sıkma durumunun incelendiği çalışmada çeneye 18 kas kuvveti uygulanmış olup tüm alanlar dikkate alındığında oluşan deformasyon değeri 0.46 mm ile 1.06 mm arasında oluşmuştur. Bu çalışmada dişin alt elemanları da dikkate alındığından değerlerin daha yüksek çıktığı düşünülmektedir. Bizim çalışmamızda ise dişlerin her biri tek parça olarak varsayılmış, alt elemanlara ayrılmadan tek bir malzeme değeri atanmıştır. Farklı eleman sayısı daha düşük olduğundan deformasyon değerlerinin de daha düşük çıktığı düşünülmektedir.

Nagahara ve ark. (1999) tarafından özellikle temporomandibular eklemden çiğneme sırasında oluşan sonuçları tespit etmek amacıyla mandibulaya 6 kas kuvvetinin uygulanıp mandibulanın tek tarafının analizi yapılmıştır. Oluşan deplasman değerleri, sınırlama koşullarından bağımsız olarak lateral> anterior≅ posterior≅ orta> medial olmak üzere 0.06 ile 0.33 µm arasında değişmiştir. Küçükçibıyık (2005), mandibulaya ve dişlere uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan gerilme ve deformasyon değerlerini incelemiştir. Mandibulaya önden 100 N ısırma kuvveti uygulandıktan sonra oluşan maksimum von Mises gerilme değeri 23.79 MPa, toplam deformasyon 0.6531 mm olurken; sol birinci azı dişinden 100 N çiğneme kuvveti

uygulandıktan sonra oluşan maksimum von Mises gerilme değeri 19.54 MPa, toplam deformasyon 0.4162 mm olmuştur. Sağ birinci azı dışından 100 N çiğneme kuvveti uygulandıktan sonra oluşan maksimum von Mises gerilme değeri 19.06 MPa olurken toplam deformasyon 0.429 mm olmuştur. Mandibulaya ön taraftan 100 N yatay kuvvet uygulandıktan sonra oluşan maksimum von Mises gerilme değeri ise 14.81 MPa, toplam deformasyon 0.1562 mm değerinde oluşmuştur. Ulusoy (2007), sağlam mandibulaya 6 kas kuvveti uygulayarak 4.787 MPa değerinde von Mises gerilmesi elde ettiğini belirtmiştir. Mandibulaya lateral yönden bakıldığında ramusun ve gonial yapının diğer bölgelere göre daha fazla gerildiği görülürken, 4.787 MPa değerindeki gerilme değeri koronoid çıkıntının posterior eğiminde oluşmuştur. Mandibula medial yüzeyden incelendiğinde ise koronoid çıkıntı 4.787 MPa ile en fazla gerilme değerinin olduğu bölge olmuştur. Dutta (2015) tek molar diş bulunan mandibuladaki diş kuvveti uygulayıp yaptığı analizde kas kuvvetleri altında mandibulanın bütününde oluşan en yüksek von Mises gerilmesini 569.5 MPa, kortikal kemikteki en yüksek von Mises gerilmesini 141.7 MPa ve trabekular kemikteki en yüksek von Mises gerilmesini 396.7 MPa olarak bulmuştur.

Möhlhenrich ve ark. (2019) tarafından yapılan çalışmada 5 mm incelikte 20×15, 20×20, 20×25, 25×15, 25×20, 25×25, 30×5, 30×20 ve 30×25 mm ölçülerde mandibuladan alınan dörtgen şeklindeki greftler sonucunda gerilme dağılımları incelenmiştir. Maksimum von Mises gerilmesi, bir insizal (ön diş çiğneme yüzeyi) yükte 10×15 mm kemik bloğunun aşılmasından sonra 35.01 MPa ile yaklaşık 30×20 mm'lik bir greftin çıkarılmasından sonra 333.25 MPa arasında değişmiştir. Bir insizal yükte 10×15 mm'lik bir greftin çıkarılmasından sonra en düşük maksimum gerilme 48.27 MPa ile sonuçlanırken, en yüksek gerilme bir ipsilateral (yapının aynı tarafında) yükte 30×20 mm boyutunda bir kemik bloğunun aşılmasından sonra 414.69 MPa olarak ölçülmüştür. Bununla birlikte, von Mises gerilme dağılımının aksine, greft yüksekliğinin 30 × 20 mm'den 30×25 mm'ye yükselmesi, birinci ana gerilimin 355.13 MPa değerine düşmesine neden olmuştur. 133 MPa kritik değeri, 20 veya 30 mm genişliğe sahip hemen hemen tüm greftlerin çıkarılmasından sonra bulunmuştur. İnsizal yükleme kontralateral (yapının ters tarafı) ve ipsilateral yüklere göre daha az gerilmeye yol açmıştır. Graft boyutunun artması, donör sahasının zayıflığının

artmasına neden olmuştur. Genel olarak, en az gerilme insizal yük ve ardından ipsilateral yük ve son olarak kontralateral yük ile gözlenmiştir. Greft genişliği, gerilme gelişimi üzerinde yüksekliğinden daha büyük bir etki oluşturmuştur. Aynı uygulama alanı altındaki tüm yüklerde aşılınmış blokların boyutlarının artmasıyla artmıştır. Bir insizal yükte 10x15 mm'lik bir greftin çıkarılmasından sonra en düşük maksimum 48.27 MPa ile sonuçlanırken, en yüksek gerilme, bir ipsilateral yükte 30x20 mm'lik bir kemik bloğunun aşılmasından sonra 414.69 MPa ölçülmüştür. Bununla birlikte, von Mises gerilme dağılımının aksine, greft yüksekliğinin 30x20 mm'den 30x25 mm'ye yükselmesi, birinci ana gerilmenin 355.13 MPa'ya düşmesine neden olmuştur. Genel olarak gerilme, aynı uygulama alanı altındaki tüm yüklerde aşılınmış blokların boyutlarının artmasıyla artmıştır.

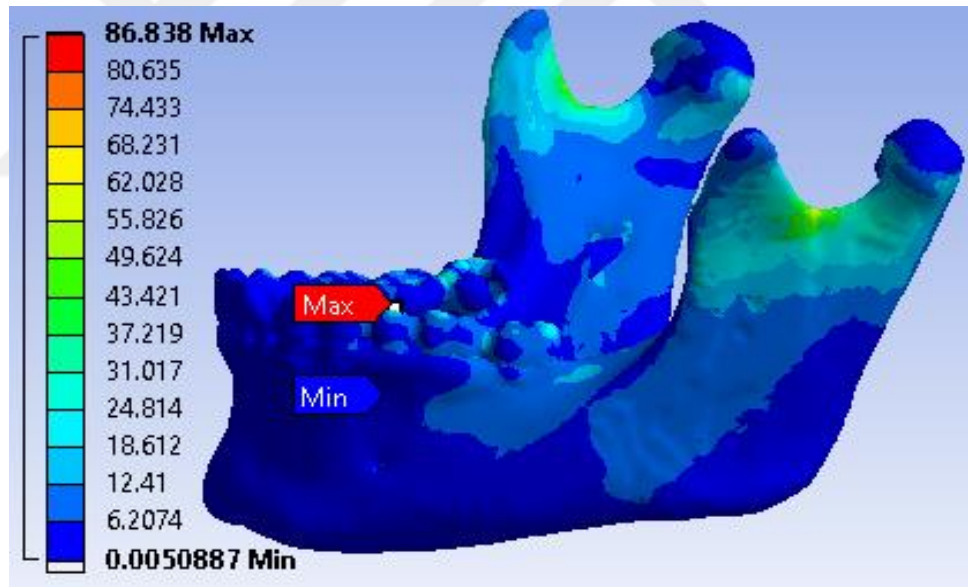
4.2. Statik Analiz Bulguları

Bu kısımda modellenen mandibulanın sağlam ve greft alınmış durumlarının kas kuvvetleri altında incelenmesinden sonra bulunan sonuç değerleri yer almaktadır. Sağlam mandibula ve aynı alana sahip fakat farklı modellerdeki greft alınmış mandibulaların gerilme ve deformasyon değerleri incelenmiştir.

Çizelge 4.1. Mandibula Sonlu Eleman Analizi sonuçları

Minimum- Maksimum Sonuçlar			
Model	von Mises Gerilme Değerleri (MPa)	Deformasyon Değerleri (mm)	Gerilme Değerleri
Sağlam	0.005- 86.838	0- 0.53301	0.00000141- 0.0044
Radyussuz kare	0.006- 75.813	0- 0.59594	0.00000029- 0.0058
R2	0.011- 79.901	0- 0.63916	0.00000225- 0.0071
R4	0.008- 77.741	0- 0.59605	0.00000014- 0.0078
R6	0.008- 68.467	0- 0.63033	0.00000232- 0.00674
R8	0- 69.259	0- 0.64456	0-0.0062
R10	0.007- 73.122	0- 0.63891	0.00000209- 0.00705
Daire	0- 76.035	0- 0.65245	0-0.0072

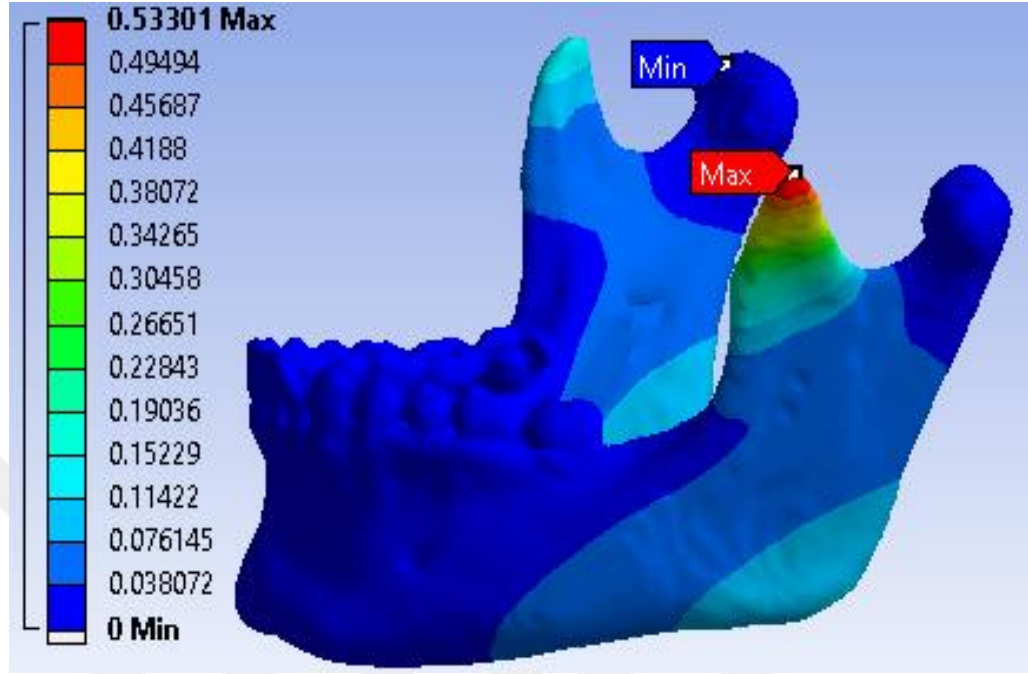
Sağlam mandibulada ve donör olarak greft alınan mandibulalarda yapılan analizler sonucunda oluşan von Mises gerilme değerleri ile deformasyon değerleri Çizelge 4-1’ de verilmiştir. Mandibula modelleri analiz sonuçlarının gerilme ve deformasyon değerleri arasında tamamen doğrusal bir değişim söz konusu değildir. Bunun en büyük nedeni; modeller oluşturulurken aynı sonlu eleman değerleri verilmeye çalışılmasına rağmen modelin farklı sonlu elemanlara ayrılma eğilimi sonucunda oluşan değer farklılığıdır. Uygulanan greftler ve işlemler modelde farklı sonlu elemanların oluşmasına imkan vermekte bu durum sonucunda greft alınan mandibula gövdesi ve açığı bölgesinde her greft modeli için farklı sayı ve boyutlarda sonlu eleman modelleri oluşmaktadır. Bu durumdan sonra yapılan analizlerde ise doğal olarak tamamen doğrusallığın oluşmadığı sonuçlar elde edilmektedir. Bu durum gerçeklikle olan uyumundan dolayı önemlidir. Çünkü en küçük bir değişim her zaman beklenenden farklı sonuçların oluşmasına sebep olabilmektedir.



Şekil 4.1. Sağlam mandibulada oluşan von- Mises gerilme değerleri

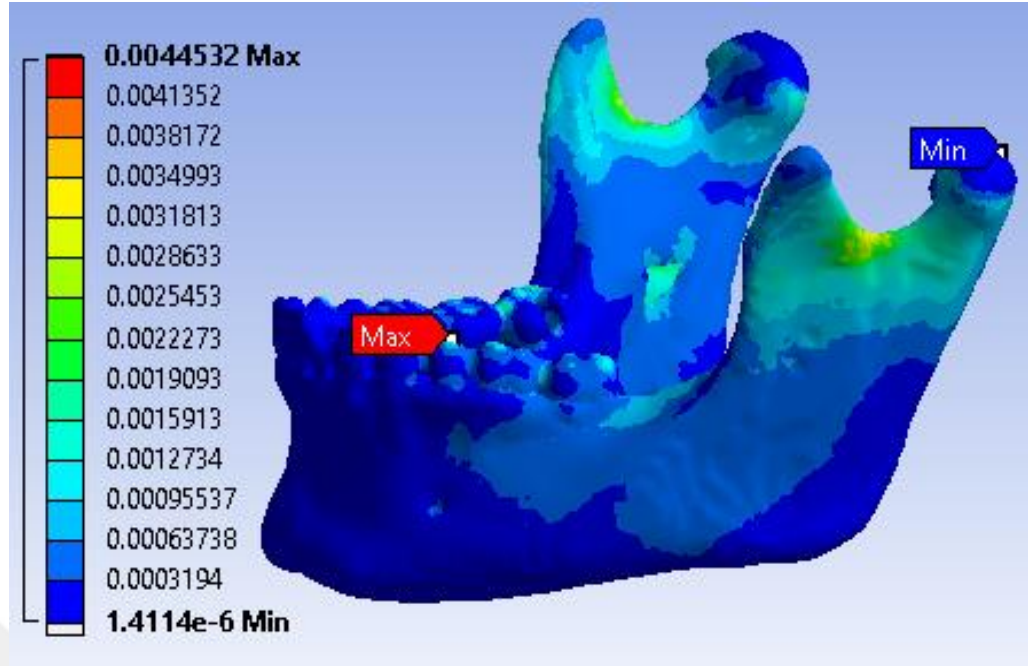
Bu çalışmada sağlam mandibulaya uygulanan 18 kas kuvveti altında oluşan von Mises eşdeğer gerilme değerleri 0.005- 86.84 MPa arasında değişmiştir. Mandibulada gerilme yığılmasının en fazla olduğu bölgeler koronoid çentik bölgeleridir. Koronid çıkıntı kısmında ve kondil boynunda da önemli gerilme dağılımları oluşmuştur. Kondil

boynundan ramus, çene açısı ve oblik çizgi bölgeleri gerilme yığılmalarının olduğu bölgeler olup kırılmaya en fazla meyilli alanlardır.



Şekil 4.2. Sağlam mandibulada oluşan deformasyon değerleri

Sağlam mandibulada oluşan deformasyon değerleri 0.013 mm ile 0.533 mm arasında meydana gelmiştir. Maksimum deformasyon değerleri koronoid çıkıntının uç bölgelerinde meydana gelip mandibula açısında da deformasyon olduğu gözlenmiştir. Özellikle sol koronoid bölgesinde deformasyonun yüksek olma sebebi, modelde de bu bölgenin daha zayıf olmasıyla açıklanabilmektedir. Bir insan mandibulasından alınan görüntülerden oluşturulmuş olan modelde sol koronoid bölge sağdaki koronoide oranla daha ince ve zayıftır. Bu durum analizde de gerilme ve deformasyon değerlerinin bu bölgede yüksek çıkmasına neden olmuştur.

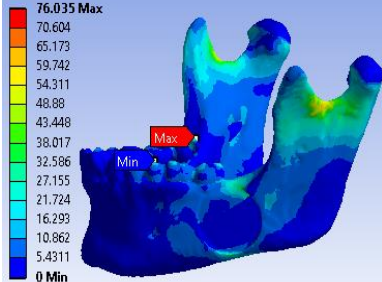
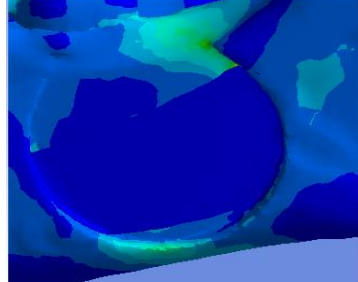
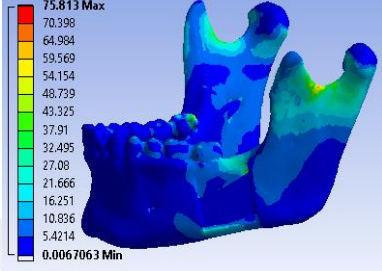
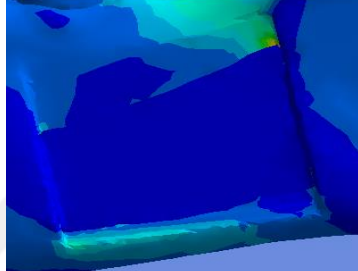


Şekil 4.3. Sağlam mandibula von Mises gerinme değerleri

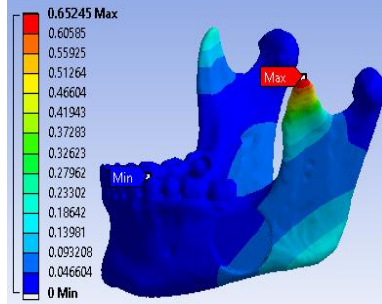
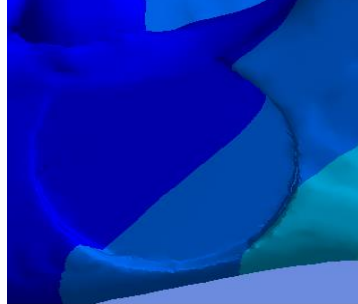
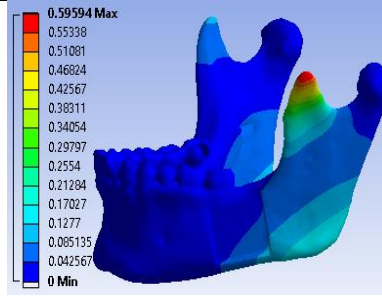
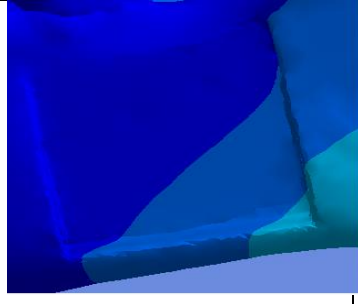
Sağlam mandibulada analiz sonucunda oluşan gerinme (strain) değerleri minimum 0.00000141 ile maksimum 0.00445 arasında oluşmuştur. En yüksek gerinme değerleri yine mandibular çentik bölgesinde oluşmuştur. Gerinme değerlerinin yoğunlukta olduğu bölgeler gerilme bölgeleri ile yakındır.

Mandibuladan greft alınırken greftlerin, mandibula gövdesi sol lateral bölgesinden 400 mm² boyutunda alınması sağlanmıştır. Bütün greftler aynı bölgeden alınmıştır. Modelde greft boyutları sabit tutularak farklı geometri ve radyus boyutları uygulanmıştır. İlk olarak kare geometrisinde 20x20 mm boyutlarında bir greft, mandibula gövdesi sol lateral bölgesinden alınmıştır. Daha sonra sırasıyla 2, 4, 6, 8 ve 10 mm çaplarında radyuslar greft köşelerine uygulanmıştır. Son olarak ise daire geometrisinde bir greft mandibuladan alınmış ve bunların analizi yapılmıştır. Greft köşelerine uygulanan radyus boyutları arttıkça modelde greft modeli uzamaya başlamıştır. Bu durum analiz sonuçlarında görüleceği üzere literatür çalışmalarındaki sonuçlara benzerlik göstermiştir.

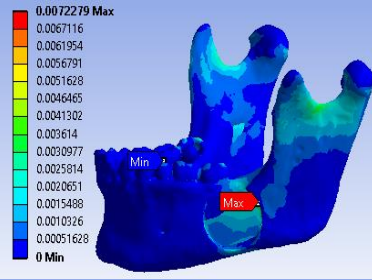
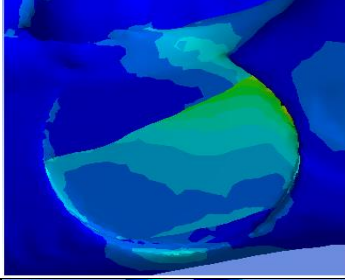
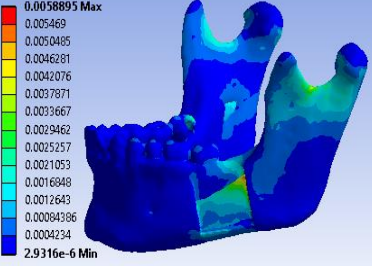
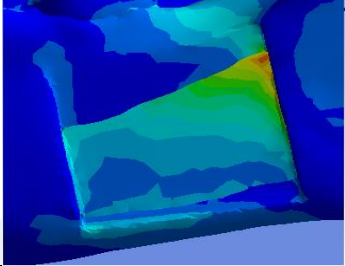
Çizelge 4.2. Radyussuz greftli mandibula analizinde oluşan von Mises gerilme değerleri

Model	von Mises Gerilme Analizi Sonucu	Greft	Değerler (MPa)
Daire Greft			Maks= 76.035 Min= 0
Radyussuz Kare Greft			Maks= 75.813 Min= 0.0067

Çizelge 4.3. Radyussuz greftli mandibula analizinde oluşan deformasyon değerleri

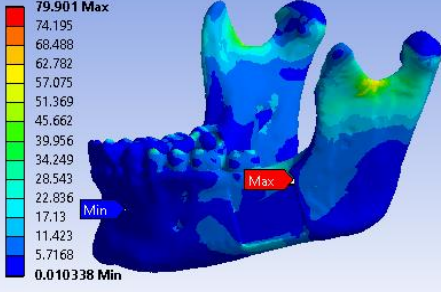
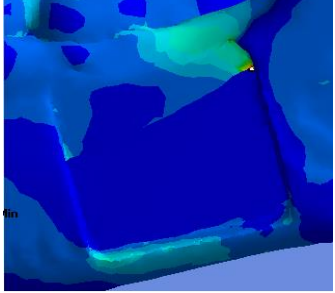
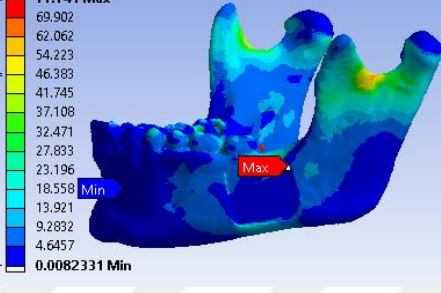
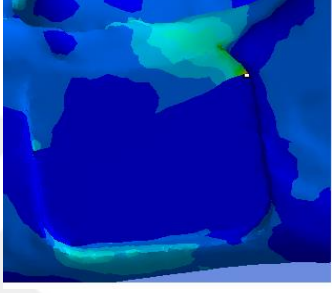
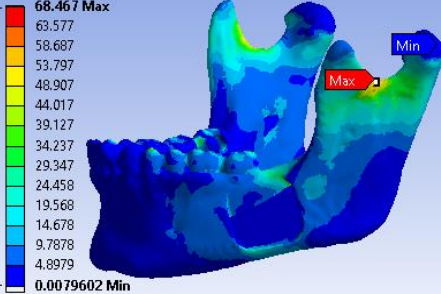
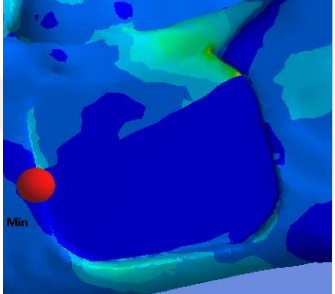
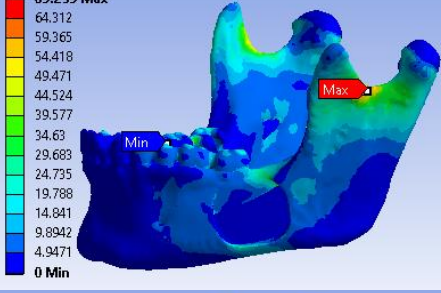
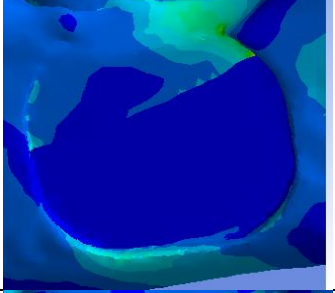
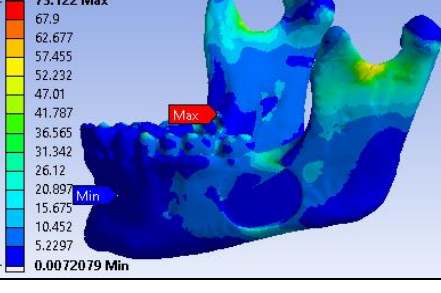
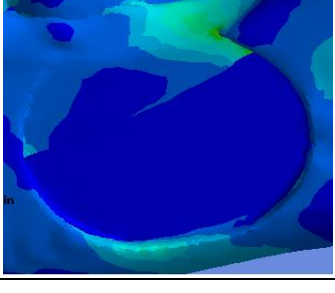
Model	Deformasyon Analizi Sonucu	Greft	Değerler (mm)
Daire Greft			Maks= 0.653 Min= 0
Radyussuz Kare Greft			Maks= 0.5959 Min= 0

Çizelge 4.4. Radyussuz greftli mandibula analizinde oluşan gerinme değerleri

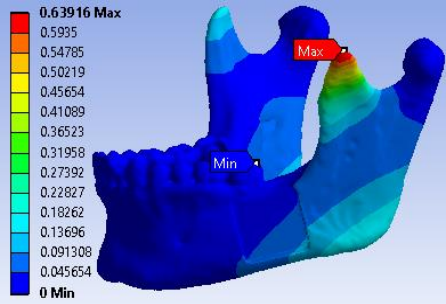
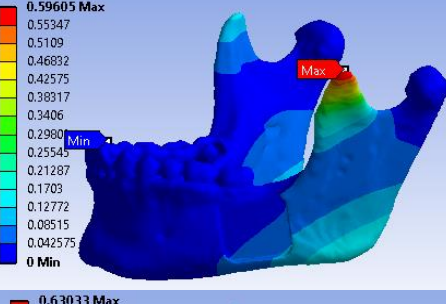
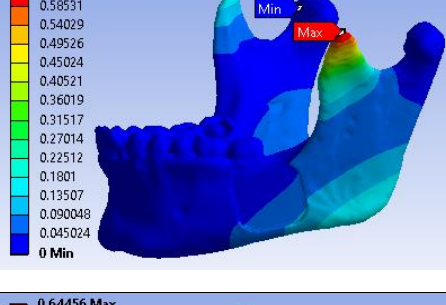
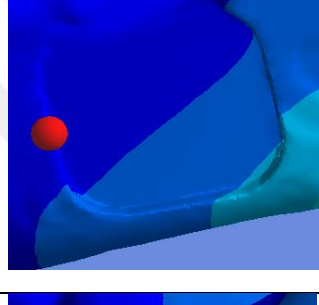
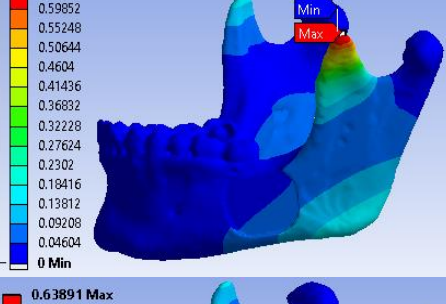
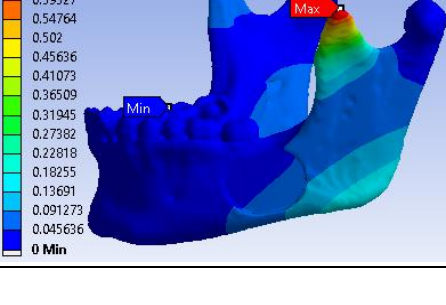
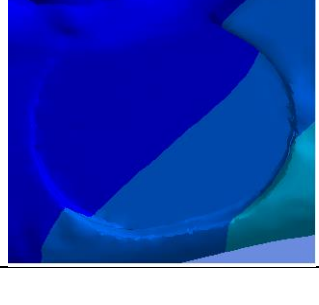
Model	von Mises Gerinme Analizi Sonucu	Greft	Değerler
Daire Greft			Maks= 0.0072 Min= 0
Radyussuz Kare Greft			Maks= 0.0058 Min= 0.0000029

Radyussuz kare geometrisindeki greftin alındığı mandibulaya yapılan statik analiz sonucunda von Mises eşdeğer minimum gerilme değeri 0.0067 MPa ve von Mises eşdeğer maksimum gerilme değeri 75.813 MPa olarak elde edilmiştir. Gerilme yığılması özellikle mandibular çentik bölgesi, oblik çizgi ile greftin bazı köşelerinde meydana gelmiştir. Oluşan deformasyon değeri ise 0 mm ile 0.5959 mm arasındaki değerlerde meydana gelirken en fazla deformasyon koronoid çıkıntı ile mandibular açı bölgelerinde oluşmuştur. Analiz sonucunda mandibulada oluşan minimum gerinme 0.0000029 ve maksimum gerinme 0.0058 boyutunda oluşmuştur. Maksimum gerinmenin olduğu bölge, alınan greft geometrisinin en uç noktası olan oblik çizgiye yakın bölgedir. Mandibula anatomisi ve geometrisi açısından gerilme, deformasyon ve gerinme değerlerinin yoğunlaştığı bölgeler mantıklı ve anatomik açıdan doğrudur.

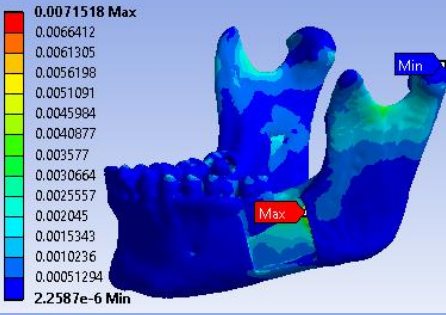
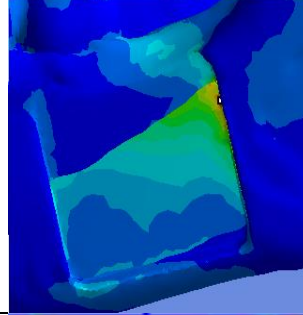
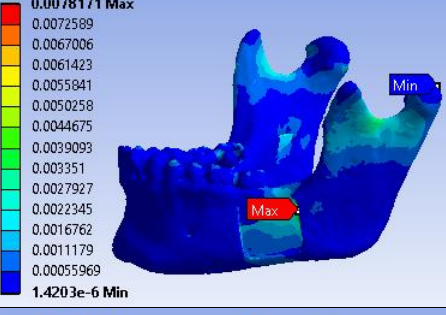
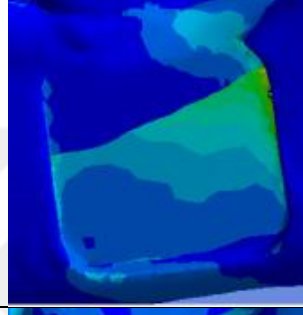
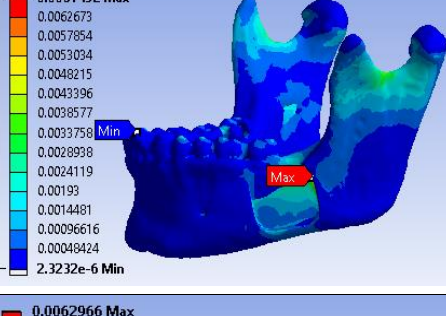
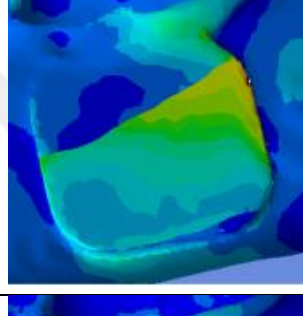
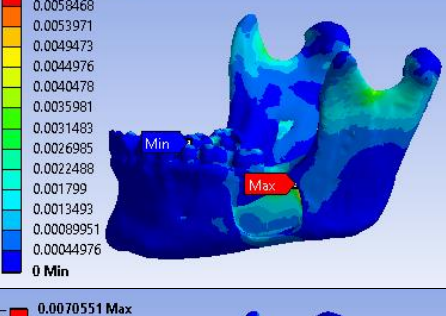
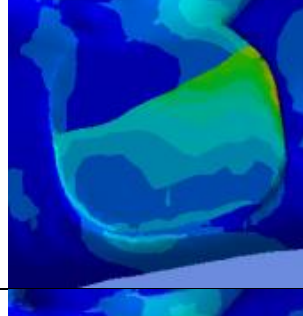
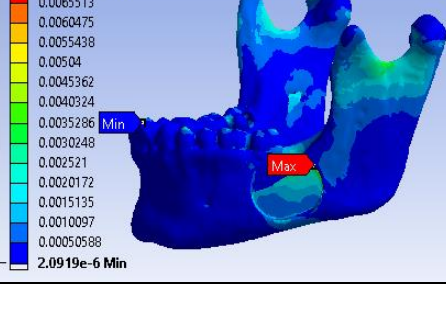
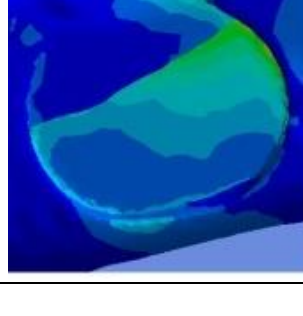
Çizelge 4.5. Greftli mandibula analizi sonucunda oluşan von Mises gerilme değerleri

Model	von Mises Gerilme Değeri (MPa)	Greft	Değerler (MPa)
2 mm Radyuslu Greft			Maks= 79.901 Min= 0.0103
4 mm Radyuslu Greft			Maks= 77.741 Min= 0.0082
6 mm Radyuslu Greft			Maks= 68.467 Min= 0.0079
8 mm Radyuslu Greft			Maks= 69.259 Min=0
10 mm Radyuslu Greft			Maks= 73.122 Min= 0.0072

Çizelge 4.6. Greftli mandibula analizi sonucunda oluşan deformasyon değerleri

Model	Deformasyon Değerleri	Greft	Değerler (mm)
2 mm Radyuslu Greft			Maks= 0.63916 Min= 0
4 mm Radyuslu Greft			Maks= 0.59605 Min= 0
6 mm Radyuslu Greft			Maks= 0.63033 Min= 0
8 mm Radyuslu Greft			Maks= 0.64456 Min= 0
10 mm Radyuslu Greft			Maks= 0.63891 Min= 0

Çizelge 4.7. Greftli mandibula analizi sonucunda oluşan gerinme değerleri

Model	Gerinme Değerleri	Greft	Değerler
2 mm Radyuslu Greft			Maks= 0.00715 Min= 0.00000225
4 mm Radyuslu Greft			Maks= 0.00781 Min= 0.0000014
6 mm Radyuslu Greft			Maks= 0.00674 Min= 0.00000232
8 mm Radyuslu Greft			Maks= 0.00629 Min= 0
10 mm Radyuslu Greft			Maks= 0.00705 Min= 0.00000209

Daire geometrisindeki greftli mandibulaya yapılan statik analiz sonucunda von Mises eşdeğer minimum gerilme değeri 0 MPa ve von Mises eşdeğer maksimum gerilme değeri 76.035 MPa olarak elde edilmiştir. Gerilme yığılmasının en yoğun olduğu bölge, her modelde olduğu gibi mandibular çentik bölgesi olmuştur. Bununla birlikte greft geometrisinin oblik çizgiye yakın olan kenarlarında da yığılma meydana gelmiştir. Özellikle bu bölgede gerilme yığılmasının fazla olması, Mekanikte zayıf olan kısımların daha fazla gerilmeye maruz kalacağı bilgisinden dolayı mantıklıdır. Deformasyon ise minimum 0 mm ve maksimum 0.653 mm değerlerinde olup diğer modellerde olduğu gibi koronoid çıkıntı ve mandibular açığı bölgelerinde oluşmuştur. Oluşan gerilme değerleri 0 ile 0.0072 arasında olup maksimum gerilme değerleri greftin oblik çizgiye yakın olan bölgesinde meydana gelmiştir.

Kare ve daire greftlerine radyus uygulanmadığından bu modellerde oluşan gerilme değerlerinin radyuslu modellere oranla farklı olması beklenmektedir. Mekanikte, parçaların keskin kenarlarında genellikle gerilme yığılması olduğu bilinmektedir. Bu gerilme yığılmalarının daha az meydana gelmesi için kenar ve köşelere yumuşatma amacıyla açığı verilmekte olup radyus olarak adlandırılmaktadır. Bu çalışmada da greft geometrisindeki köşelerde farklı boyutlarda radyuslar uygulanmıştır. Analiz sonucunda farklı gerilme değerlerinin oluşması beklenirken yaklaşık olarak aynı bölgelerde deformasyon ve gerilme yığılmasının oluşması beklenmektedir. Analiz sonuçları da bu doğrultuda gerçekleşmiştir.

2 mm yarıçapındaki radyus dörtgen greftin alındığı mandibulaya yapılan statik analiz sonucunda von Mises eşdeğer minimum gerilme değeri 0.0103 MPa ve von Mises eşdeğer maksimum gerilme değeri 79.901 MPa olarak elde edilmiştir. Gerilme yığılması daha önceki modellerde olduğu gibi aynı bölgelerde gerçekleşmiştir. Deformasyon bölgeleri de aynı olup değerler 0 ile 0.63916 mm arasındadır. Gerilme değerleri ise minimum 0.00000225 ve maksimum 0.00715 arasında değişmiş olup en yüksek değer greftin oblik çizgiye yakın köşelerinde meydana gelmiştir. Maksimum gerilme değerleri, diğer greft modellerinde de aynı bölgede oluşmuştur.

4 mm yarıçapındaki radyuslu greftli modelin analizinde gerilmeler minimum 0.0082 MPa, maksimum 77.741 MPa değerlerinde elde edilirken deformasyon değerleri 0- 0.59605 mm arasında oluşmuştur. Analiz sonucunda oluşan minimum gerinme 0.0000014 olurken maksimum gerinme 0.0078 değerinde oluşmuştur.

6 mm radyuslu greft alınan modelde gerilme değerleri 0.0079 MPa ile 68.467 MPa arasında elde edilmiştir. Deformasyon değerleri ise 0- 0.63033 mm aralığında oluşmuştur. Oluşan gerinme değerleri 0.00000232 ile 0.00674 arasında oluşmuştur.

8 mm radyuslu greftli mandibula modelinde 0 MPa ile 69.259 MPa arasında oluşurken deformasyon miktarı 0- 0.64455 mm değerleri arasındadır. Minimum gerinme değeri 0, maksimum gerinme değeri 0.00629 boyutunda oluşmuştur.

Son model olan 10 mm yarıçaplı greftin alındığı mandibula modelinin gerilme değerleri 0.0072 MPa ile 73.122 MPa arasında olup deformasyon değerleri 0 ve 0.6389 mm arasında meydana gelmiştir. Minimum gerinme değeri 0.00000209, maksimum gerinme değeri 0.00705 boyutunda oluşmuştur.

5. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Bu çalışmada, bir insanın bilgisayarlı tomografi görüntüleri alınarak modelleme yapılmış ve anatomik özellikler mümkün olduğunca uygulanarak sağlam mandibula ve greftli mandibulaların analizi gerçekleştirilmiştir. Yapılan çalışmada söz konusu bir canlı olduğundan analizin gerçekliğe en yakın seviyede olması önem arz etmektedir. Mandibulanın bütün alanlarının hassas değerlerde elle ölçülmesi mümkün olmamaktadır. Modelin oluşturulmasının zorluğu ve bilgisayarlı tomografi görüntülerinden model oluşturma avantajları göz önüne alınarak kullanılacak görüntüler, hassas ölçüm yapabilen ve 0.5 mm aralıklarda görüntü alabilen tomografi cihazı ile elde edilmiştir. Alınan görüntüler en yakın değerlerde modelleme yapabilen medikal modelleme yazılımı olan Mimics Medical programının 21.0 versiyonunda modellenmiştir. Oluşturulan mandibula modeline anatomik özellikler dikkate alınarak kas kuvvetleri ve malzeme özellikleri tanımlanarak ısırma durumundaki mandibulanın analizi yapılmıştır.

İlk olarak BT görüntülerinden elde edilen sağlam mandibulanın statik analizi yapılmıştır. Devamında toplam üst yüzey alanları 400 mm² olmak üzere daire, kare ile 2, 4, 6, 8, 10 mm radyuslu greftler sağlam mandibuladan alınarak analizler yenilenmiştir. Mandibula üzerinden donör olarak greft alımları yapılırken en yüksek derinliğin 5 mm olması göz önüne alınarak işlem yapılmıştır. Bununla birlikte bilindiği üzere, mandibula yapısal olarak basit bir geometriye sahip olmadığından alan ve derinlik dikkate alındığında da greftin her noktasından alınan toplam hacim eşit miktarda olmamaktadır. Yapılan çalışma sonucunda, bu şekilde bir geometriye sahip modelde değişen yüzey alanı ve radyus durumlarında net hacmin elde edilemeyeceği kanısına varılmıştır.

Sağlam ve greftli mandibulalara yapılan analiz sonucunda von Mises gerilme değerleri (stress), deformasyon(deformation) ve von Mises gerilme (strain) değerleri elde edilmiştir. Bütün modellerde gerilme yığılmaları ile deformasyonların olduğu bölgeler aynı olup mandibular çentik bölgesi ile greft geometrisinin oblik çizgiye

yakın olan kenarlarında meydana gelmiştir. Gerinme değerlerinin yığılma bölgeleri ise yine greft geometrisinin oblik çizgiye yakın olan kenarlarıdır. Mekanik anabilim dalından bilindiği üzere köşe ve kenarlarda daha fazla gerilme ve deformasyon ile gerinme yığılmaları oluşur. Bu doğrultuda bulunan sonuçların bir doğrulaması gerçekleşmiş demektir.

Bölüm 4.2. içeriğinden anlaşıldığı üzere, donör olarak greft alınan mandibulalarda tam olarak doğrusal sonuçlar meydana gelmemiştir. Bununla birlikte gerilme yığılmalarının, deformasyonun ve gerinme yığılmalarının meydana geldiği bölgeler bütün modellerde aynıdır. Modellerin greft geometrisindeki radyus miktarı küçüldüğünde ve greft geometrisi uzadığında, oluşan von Mises eşdeğer gerilme miktarı daha fazla artmıştır. En düşük maksimum von Mises gerilme değeri 6 mm yarıçapındaki radyus greftli mandibulada 68.467 MPa boyutunda meydana gelmiştir. Buna rağmen meydana gelen en düşük maksimum deformasyon değeri, 10 mm radyus greftli ve radyussuz kare greftli mandibula modelinde 0.5959 boyutunda meydana gelmiştir. Greftli modellerde en düşük maksimum gerinme değeri 0.0058 boyutunda radyussuz kare greftli mandibulada oluşmuştur.

Bu çalışmada sağlam mandibulada oluşan maksimum von Mises gerilme, gerinme ve deformasyon değerleri sırasıyla; 86.838 MPa, 0.00445 ve 0.53301 mm olarak ölçülmüştür. Bu sonuçlara en yakın değerlerin olduğu greft modelleri ve en yakın değerler sırasıyla; maksimum von Mises gerilme değeri 79.901 MPa ile 2 mm radyuslu greftli modelde, maksimum von Mises gerinme 0.0058 değerinde radyussuz kare greftli mandibula modelinde, maksimum deformasyon değeri ise 0.5959 mm boyutunda radyussuz kare greftli mandibula modellerinde oluşmuştur.

Sonuçlardan anlaşıldığı üzere greft geometrisinde yanal uzama meydana geldikçe değerlerin, sağlam mandibula değerlerinden uzaklaşması artmaktadır. Buna rağmen, 6 mm radyuslu greftin alındığı mandibula daha düşük gerilme değerleri elde edildiğinden orta derecede bir radyusun modele, gerilme anlamında avantajlı etkileri olduğu söylenebilmektedir. Bununla birlikte, her mandibulanın temel özellikler dışında kendine has özelliklere, boyutlara sahip olması bağlamında özel olarak ele

alınması ve uygun greft kesitinin analizlerden sonra oluşturulması gerektiği sonucuna varılmıştır.



KAYNAKLAR

- ANONİM, 2006. Bone Graft Alternatives. North American Spine Society. National Association of Spine Specialists.
<https://www.spine.org/KnowYourBack/Treatments/Surgical-Options/Bone-Graft-Alternatives> (Erişim Tarihi: 02.03.2020).
- ANDERSEN, M. S., DEE ZEE, M., DAMSGAARD, M., NOLTE, D. and RASMUSSEN, J., 2017. Introduction to Force-dependent Kinematics: Theory and Application to Mandible Modeling. Journal of Biomechanical Engineering, 139(9).
- ARIK, B., 2019. Tıpta Simülasyon.
<https://www.biyomedikalbilgi.net/2019/03/21/tipta-simulasyon/> (Erişim Tarihi:15.01.2020).
- ANONİM, Bayrakol MP. Mandibula. <http://www.jcam.com.tr/files/KATD-1139.pdf> (Erişim Tarihi: 27.05.2020).
- CLEMENTE, C. D., 2011. Anatomy: A Regional Atlas of the Human Body. Philadelphia, Amerika Birleşik Devletleri, 8.
- COMMISSO, M. S., MARTÍNEZ-REINA, J., OJEDA, J. and MAYO, J., 2015. Finite Element Analysis Of The Human Mastication Cycle. Journal of The Mechanical Behavior Of Biomechanical Materials, 41: 23-35.
- DI STEFANO, D. A., AROSIO, P., PAGNUTTI, S., VINCI, R. and GHERLONE, E. F., 2019. Distribution of Trabecular Bone Density in the Maxilla and Mandible. Implant Dentistry, 28(4): 340-348.
- DRAKE, R. L., VOGL, A. W. and MITCHELL, A., 2009. Gray's Anatomy For Students. Churchill Livingstone, 2.
- DUTTA, G. S., 2015. Three- Dimensional Finite Element Analysis Of Human Mandible To Calculate Muscle Forces. University of Stuttgart, Institute of Applied Mechanics – Chair of Continuum Mechanics Continuum Biomechanics and Mechanobiology Research Group, Stuttgart, Almanya, 59p.
- GAL, J. A., GALLO, L. M., MURRAY, G., KLINEBERG, I., JOHNSON, C. and PALLA, S., 2000. Screw Axes and Wrenches in the Study of Human Jaw. A Symposium Commemorating the Legacy, Works, and Life of Sir Robert Stawell Ball Upon the 100th Anniversary, 9-11 July, Cambridge, Birleşik Krallık.
- GÖKTÜRK, T., 2017. Mandibula Kırıklarında Dış Çekimli veya Çekimsiz İnternal Fiksasyonun Biyomekanik Stabilité Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi-Sonlu Eleman Analizi. Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Uzmanlık Tezi, Ankara, 105s.
- GRÖNING, F., FAGAN, M. and O'GIGGINS, P., 2012. Modeling The Human Mandible Under Masticatory Loads: Which Input Variables Are Important? The Anatomical Record, 295: 853-863.
- IGIĆ, A., PAVLOVIĆ, R., STEAS, A. and IGIĆ, S., 2001. Biomechanical Analysis of Forces and Moments Generated in the Mandible. Medicine and Biology, 8(1): 39-45.
- İLGÜN, A., KORKMAZ, H. H., MALKOÇ, S. ve BAŞÇİFTÇİ, F. A., 2004. İnsan Mandibulasında Sonlu Elemanlar Metodu Kullanılarak Gerilme Analizi

- Yapılması. Selçuk Üniversitesi Mühendislik- Mimarlık Fakültesi Dergisi, 19(1): 29-38.
- KESANE, R., YURTTUTAN, M. E. ve KESKİN, A., 2016. Farklı Şekillerde Yapılan Marjinal Mandibulektomilerin Postoperatif Kırık Riski Açısından Sonlu Eleman Analizi ile Değerlendirilmesi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 26(1): 58-64.
- KILINÇ, Y., 2013. Mandibular Anterior Segmental Osteotomilerde Osteotomize Segmentin Değişik Miktarlardaki Süperior Repozisyonları Sonrasında Greftli ve Greftsiz Olarak Uygulanan Farklı Fiksasyon Konfigürasyonlarının Erken Dönem Etkilerinin Biyomekanik Açısından İncelenmesi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara, 273s.
- KIM, C., 2018. Module 1 – Dental occlusion.
<https://u0006.files.wordpress.com/2018/05/occlusion-year-2-notes.pdf>
(Erişim Tarihi: 17.12.2019).
- KOOLSTRA, J. and VAN EIJDEN, T., 1997. The Jaw Open- Close Movements Predicted By Biomechanical Modelling. Journal of Biomechanics, 30(9): 943-950.
- KOOLSTRA, J. and VAN EIJDEN, T., WEIJS, W. and NAEIJE, M., 1988. A Three-Dimensional Mathematical Model Of The Human Masticatory System Predicting Maximum. Journal of Biomechanics, 21(7): 563-576.
- KORIOTH, T. and HANNAM, A., 1994. Deformation of the Human Mandible During Simulated Tooth Clenching. SAGE Journals, 73(1): 56-66.
- KORIOTH, T. and Versluis, A., 1997. Modeling The Mechanical Behavior Of The Yaws And Their Related Structures By Finite Element (FE) Analysis. Critical Reviews in Oral Biology & Medicine, 8(1): 90-104.
- KÜÇÜKCİBİYYIK, E., 2005. Farklı Çiğneme Durumlarında Mandibula Kemiğinin Gerilme Analizi. İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul, 113s.
- ANONİM. Ortezler ve Protezler. Manisa Ortopedi Medikal
<http://www.manisaortopedimedikal.com> (Erişim Tarihi: 15.12.2018).
- MÖHLHENRICH, S. C., KNIHA, K., SZALMA, J., AYOUB, N., HÖLZLE, F., WOLF, MODABBER, A. and RATH, S., 2019. Stress Distribution In Mandibular Donor Site After Harvesting Bone Grafts Of Various Sizes From The Ascending Ramus Of A Dentate Mandible By Finite Element Analysis. Clinical Oral Investigations, 23: 2265–2271.
- MORTON, D., ALBERTINE, K. and FOREMAN, B., 2011. The Big Picture Gross Anatomy. The McGraw-Hill Companies, Birleşik Krallık, 495p.
- MUTLU, İ., ÖZKAN, A. ve KİŞİOĞLU, Y., 2009. Sonlu Elemanlar Tabanlı Analiz İçin Biyomekanik Model. 5. Uluslararası İleri Teknolojiler Sempozyumu (IATS'09), 13-15 Mayıs, Karabük.
- NAGAHARA, K., MURATA, S., NAKAMURA, S. and TSUCHIYA, T., 1999. Displacement And Stress Distribution In The Temporomandibular Joint During Clenching. The Angle Orthodontist, 69(4): 372-379.
- ÖZEN, M., 2012. Alt Ekstremité Protezlerinde Farklı Yükleme Etkilerinin Araştırılması. Dokuz Eylül Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İzmir, 82s.
- ÖZEN, M., POLAT, M. E. ve ÇAKMAK, C., 2020. Biyomekanik Çalışmalarda Simülasyonun Önemi ve CT Kesit Görüntülerinin 3 Boyutlu Modellere

- Dönüştürülmesi. 6th International Conference On Engineering & Natural Sciences, 24-26 Ocak, Şanlıurfa, s.168-176.
- PEŞTEMALCI, Ş. T., 2006. İnsan Anatomisi Apparatus Digestorius (Systema Alimentarium). http://elibrary.bsu.az/books_rax/N_303.pdf (Erişim Tarihi: 30.05.2020).
- RÖHRLE, O. ve PULLAN, A. J., 2007. Three-Dimensional Fnite Element Modelling Of Muscle Forces During Mastication. *Journal of Biomechanics*, 40(2007): 3363–3372.
- SARAÇOĞLU, D., 2014. Diş Hekimliğinde Kullanılan Greftler. Ege Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Genel Plastik ve Rekonstrüktif Cerrahi Anabilim Dalı, Bitirme Tezi, İzmir, 52s.
- SEYREK KEÇECİOĞLU, N., 2018. Mandibulada Gömülü Yirmi Yaş Dişi Pozisyonlarının Angulus Kırığına Etkisi: Sonlu Elemanlar Analizi. Fırat Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Elazığ, 81s.
- SHELLIS, R. P., 1984. Variations In Growth Of The Enamel Crown In Human Teeth And A Possible Relationship Between Growth And Enamel Structure. *Archs Oral Biology*, 29(9): 697-705.
- SHIRISH, M., INGAWALÈ, T. G., 2012. Biomechanics of the Temporomandibular Joint. *Human Musculoskeletal Biomechanics*, 159-182.
- TEHRANCHI, A., BEHNIA, H., HEIDERPOUR, M., TOUTIAEE, B. and KHROSROPOUR, M., 2012. Biomechanical Effects Of Surgical Cut Direction In Unilateral Mandibular Lengthening By Distraction Osteogenesis Using A Finite Element Model. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 41(667-672).
- ULUSOY, Ç., 2007. Çiğneme Kaslarının Mandibula Üzerinde Oluşturduğu Gerilmenin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Yöntemi İle İncelenmesi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 34(2): 69-76.
- VAN EIJDEN, T., 2000. Biomachanics of the Mandible. *Critical Reviews In Oral Biology& Medicine*, 11(1): 123-136.
- VERİM, Ö., TAŞGETİREN, S., SONGUR, A. ve AKÇER, S., 2011. İnsan Tibia ve Fibula Kemiklerinin 3D Modeli ve Statik Sonlu Elemanlar Analizi. 6th International Advanced Technologies Symposium (IATS'11), 16-18 Mayıs, Elazığ, s. 98-101. <https://www.researchgate.net/publication/280567225> .
- YAVUZYILMAZ, H., 2013. Çiğneme Sisteminin Anatomi ve Fizyolojisi. <http://dent.gazi.edu.tr/posts/download?id=58742> (Erişim Tarihi: 27.05.2020).

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Cennet ÇAKMAK
Uyruğu : Türkiye Cumhuriyeti
Doğum Yeri ve Tarihi : Şanlıurfa/ 01.05.1994
Telefon : 05432878485
e-mail : cnntcakmak7@gmail.com

EĞİTİM

Derece	: Adı, İlçe, İl	Bitirme Yılı
Lise	: Anadolu İmam- Hatip Lisesi, Merkez, Şanlıurfa	2013
Üniversite	: Harran Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği, Merkez, Şanlıurfa	2017
Yüksek Lisans	: Harran Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalı	2020
Doktora	: -	

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görevi
07-12.2017	Nur Dalgıç ve Elektrik Motorları Ltd. Şti.	Makine Mühendisi/ Üretim
12.2017-2020	Şanlıurfa Büyükşehir Belediyesi	Makine Mühendisi/ Ar-Ge

UZMANLIK ALANI

2D/ 3D medikal modelleme, Sonlu elemanlar analizi, CAD/CAM

YABANCI DİLLER

İngilizce, Arapça

YAYINLAR

Mustafa ÖZEN, Mehmet Emrah POLAT, Cennet ÇAKMAK, Biyomekanik Çalışmalarda Simülasyonun Önemi ve CT Kesit Görüntülerinin 3 Boyutlu Modellere Dönüştürülmesi, 6th International Conference On Engineering & Natural Sciences . Şanlıurfa, 2020.

