

T.C.

FIRAT ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

MANDİBULADA GÖMÜLÜ YİRMİ YAŞ DİŞİ

POZİSYONLARININ ANGULUS KIRIĞINA ETKİSİ;

SONLU ELEMANLAR ANALİZİ

UZMANLIK TEZİ

Dt. Neziha KEÇECİOĞLU SEYREK

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi Onur Evren KAHRAMAN

ELAZIĞ

2018

ONAY SAYFASI

Prof. Dr. Yaşar DOĞAN

DEKANLIK

Bu tez Uzmanlık Tezi standartlarına uygun bulunmuştur.

Dr. Öğr. Üyesi Onur Evren KAHRAMAN

Ağız, Diş Ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Başkanı

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

Dr. Öğr. Üyesi Onur Evren KAHRAMAN

Danışman

Uzmanlık Tez Değerlendirme Jüri Üyeleri

Dr. Öğr. Üyesi Onur Evren KAHRAMAN

Dr. Öğr. Üyesi Akif TÜRER

Dr. Öğr. Üyesi Muhammet Fatih ÖZÜPEK



ETİK BEYAN

Kendime ait çalışmalar ile bu tez çalışmasını gerçekleştirdiğimi, çalışmaların planlanmasından, bulgularının elde edilmesine ve yazım aşamasına kadar tüm aşamalarında etiğe aykırı davranışım olmadığını, bu tezdeki tüm bilgileri ve verileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışması içinde yer alan ancak bu tez çalışmasının bulguları arasında yer almayan verilere, bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi beyan ederim.

Dt. Neziha KEÇECİOĞLU SEYREK

Tarih

İmza

Dr. Öğr. Üyesi Onur Evren KAHRAMAN

Danışman

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

ELAZIĞ

TEŞEKKÜR

Bu tezin hazırlanma aşamasında ve uzmanlık eğitimimde bilgisi ve tecrübesiyle bana yol gösteren, her konuda anlayışını ve desteğini esirgemeyen değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Onur Evren KAHRAMAN'a

Uzmanlık eğitimim süresince benim cerrahi miladım olarak kabul ettiğim bilgisini, tecrübesini ve emeğini esirgemeyen sevgili hocam Dr. Öğr. Üyesi Nazife Begüm KARAN'a

Uzmanlık eğitimim süresinde tanışmak ve birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum asistan arkadaşlarıma, hemşire ve bölüm personellerimize

Bugünlere gelmemi sağlayan, hayatımın her anında sevgileri ile bana en büyük desteği vermiş olan kıymetli Annem, Babam ve Abime

Uzmanlık eğitimime başladığım andan itibaren eğitimim ve hayatıma çok büyük değerler katan, her adımında destek olan kıymetli eşim Mehmet SEYREK ve minik kalbi ile tezimi hazırlama sırasında karnımda beni hiç yalnız bırakmayan ve hiç zorluk çıkarmayan mutluluk kaynağım bebeğime

sonsuz teşekkürlerimle...

İÇİNDEKİLER

BAŞLIK SAYFASI	i
ONAY SAYFASI	ii
ETİK BEYAN	iii
TEŞEKKÜR	iv
İÇİNDEKİLER	v
TABLolar LİSTESİ	vii
ŞEKİLLER LİSTESİ	viii
KISALTMALAR LİSTESİ	xi
1. ÖZET	1
2. ABSTRACT	3
3. GİRİŞ	5
3.1. Genel Bilgiler	5
3.1.1. Kırık Tanımı	5
3.1.2. Kırık Tipleri ve Sınıflandırılması	5
3.1.3. Maksillofasiyal Kırık Etyolojisi	6
3.1.4. Mandibula Kırık Etyolojisi	6
3.1.5. Mandibula Anatomisi	9
3.1.6. Mandibula Biyomekaniği	10
3.1.7. Gömülü YirmiYaş Dişi Varlığında Mandibula Kırıkları	14
3.1.8. Gömülü Diş Tanımı	17
3.1.8.1. Yirmi Yaş Dişlerin Gömülülük Sebepleri	17
3.1.9. Stres Analiz Yöntemleri	21
3.1.9.1. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi	21
3.1.9.2. Kuvvet Analizlerinde Kullanılacak Terimler	24
4. GEREÇ ve YÖNTEM	27
4.1. Materyal Özellikleri	29
4.2. Modellerin Oluşturulması	32
4.3. Sınır Koşulları	44
4.4. Yükleme Koşulları	45
5. BULGULAR	48
6. TARTIŞMA	64
SONUÇLAR	74

KAYNAKLAR
ÖZGEÇMİŞ

76
81



TABLULAR LİSTESİ

Tablo 1. Çalışmada kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve Poisson oranı değerleri	29
Şekil 10. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan elemanlar	30
Tablo 2. Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları	31
Tablo 3. İpsilateral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonrasında bölgelerde oluşan maksimum stres von mises N/mm^2 değerleri.	48
Tablo 4. Mandibula simfizden kuvvet uygulaması sonrasında bölgelerde oluşan maksimum stres von mises N/mm^2 değerleri.	51
Tablo 5. Kontralateral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonrasında bölgelerde oluşan maksimum stres von mises N/mm^2 değerleri.	54
Tablo 6. İpsilateral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonrasında bölgelerde oluşan maksimum stres von mises N/mm^2 değerleri.	57
Tablo 7. Mandibula simfizden kuvvet uygulaması sonrasında bölgelerde oluşan maksimum stres von mises N/mm^2 değerleri.	59
Tablo 8. Kontralaeral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonrasında bölgelerde oluşan maksimum stres von mises N/mm^2 değerleri.	61

ŞEKİLLER LİSTESİ

- Şekil 1.** Mandibular kırıkların anatomik dağılımı. 8
- Şekil 2.** AO / ASIF'nin mandibular kırıklarını bölünme hatlarıyla kapsamlı sınıflandırması. (a): Dikey mandibular birimler (yeşil), yatay birimler (turuncu) ve merkez birim (kırmızı). Dikey mandibular üniteler subkondil / kondil bölgesi, yükselen ramus ve angulusu içerir. Yatay üniteler mandibula corpus ve dentoalveoler bileşenleri içerir. Merkezi birim simfiz ve parasimpfiz bölgeleri içerir. (b):Lateral bölgeden dikey birim, yatay birim ve merkez birimin görüntüsüdür. 9
- Şekil 3.** Mandibular simfize uygulanan kuvvet ve sonucunda bukkal tarafta basınç gerginliği, lingual tarafta gerilme gerginliği oluşumu. 11
- Şekil 4.** Favorable ve unfavourable mandibula kırılma paterni. A; yatay olarak unfavourable (solda) ve yatay olarak favorable (sağda). B; dikey olarak favorable (solda) ve dikey olarak unfavourable (sağda). 12
- Şekil 5.** Mandibula korpus kırıklarında kırık hattının üst kenarı ile alt kenarında sıkışma ve gerilme kuvvetinin oluşması. 13
- Şekil 6.** Mandibula simfiz kırıklarında kırık hattının üst kenarı ile alt kenarında sıkışma ve gerilme kuvvetinin oluşması. 14
- Şeki 7.** Archer (1975) ve Kruger (1984)'e göre gömülü yirmi yaş dişlerin gömülülük sınıflaması 1: Mezioanguler, 2: distoanguler, 3: vertikal, 4: horizontal, 5: bukkoanguler, 6: lingoanguler, 7: ters 19
- Şekil 8.** Pell- Gregory' ye göre gömülü alt yirmi yaş dişlerin sınıflaması. a: İkinci molarla yakınlıklarına ve gömülülük derinliğine göre 1: pozisyon A, 2: pozisyon B ve 3: pozisyon C. b: Mandibular ramus ön sınır ile ikinci molar diş arasındaki mesefaye göre 1: sınıf I, 2: sınıf II ve 3: sınıf III. 20
- Şekil 9.** Smart Optics Tarayıcı 28
- Şekil 10.** Sonlu elemanlar analizinde kullanılan elemanlar 30
- Şekil 11.** Tomografisi çekilen mandibulaya ait bir kesitin görüntüsü 32

Şekil 12. 3D doctor yazılımında kemik dokusunun ayrıştırılması.....	33
Şekil 13. 3D Complex Render” yöntemi ile elde edilen üç boyutlu model.....	34
Şekil 14. ‘’Offset’’ yöntemi ile elde edilen spongiöz kemik.....	34
Şekil 15. ’’Smart Optics’’ tarayıcısında taranan dişlerin ideal ark pozisyonunda yerleştirilmesi.....	35
Şekil 16. Offset yöntemiyle elde edilen periodantal ligament ve lamina dura	35
Şekil 17. Periodantal ligamentleriyle birlikte modellenen diş dizisi	36
Şekil 18. Periodantal ligamentleriyle birlikte dişli mandibula modeli	36
Şekil 19. Yirmi yaş dişin ideal ark pozisyonunda yerleştirilmesi.....	37
Şekil 20. Periodantal ligamentleriyle birlikte modellenen diş dizisi	37
Şekil 21. Yirmi yaş dişi bulunmayan kontrol modeli	38
Şekil 22. Vertikal pozisyonda gömülü yirmi yaş dişi bulunduran model.....	39
Şekil 23. Horizontal pozisyonda gömülü yirmi yaş dişi bulunduran model.....	39
Şekil 24. Mezioangular pozisyonda gömülü yirmi yaş dişi bulunduran model....	40
Şekil 25. Distoangular pozisyonda gömülü yirmi yaş dişi bulunduran model	40
Şekil 26. Sınıf I model	41
Şekil 27. Sınıf II model.....	41
Şekil 28. Sınıf III model	42
Şekil 29. Modelin bricks ve tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiş hali.....	42
Şekil 30. 8 nodlu, 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar.	43
Şekil 31. Modele anterior posterior temporal kas, masseter kas, medial ve lateral pterygoid kasların eklenmiş hali	44
Şekil 32. Mandibula angulus bölgesinden yapılan yükleme.....	45
Şekil 33. Mandibula kollateral angulus bölgesinden yapılan yükleme.....	46
Şekil34. Mandibula simfiz bölgesinden yapılan yükleme	46

Şekil 35. Sınır ve yükleme koşulları sağlanmış model	47
Şekil 36. İpsilateral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonrasında kemikteki maksimum stres von mises N/mm^2 değerleri dağılımının incelenmesi. A)kontrol model: B)mezioanguler model: C)distoanguler model: D)vertikal model: D)horizontal model.	50
Şekil 37. Mandibula simfizden kuvvet uygulaması sonrasında kemikteki maksimum stres von mises N/mm^2 değerleri dağılımının incelenmesi. A)kontrol model: B)mezioanguler model: C)distoanguler model: D)vertikal model: D)horizontal model.	53
Şekil 38. Kontrolateral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonrasında kemikteki maksimum stres von mises N/mm^2 değerleri dağılımının incelenmesi. A)kontrol model: B)mezioanguler model: C)distoanguler model: D)vertikal model: E)horizontal model.....	56
Şekil 39. İpsilateral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonrasında kemikteki maksimum stres von mises N/mm^2 değerleri dağılımının incelenmesi. A)mezioanguler sınıf I model: B)mezioanguler sınıf II model: C)mezioanguler sınıf III model.....	58
Şekil 40. Mandibula simfizden kuvvet uygulaması sonrasında kemikteki maksimum stres von mises N/mm^2 değerleri dağılımının incelenmesi. A)mezioanguler sınıf I model: B)mezioanguler sınıf II model: C)mezioanguler sınıf III model.....	60
Şekil 41. Kontralateral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonrasında kemikteki maksimum stres von mises N/mm^2 değerleri dağılımının incelenmesi. A)mezioanguler sınıf I model: B)mezioanguler sınıf II model: C)mezioanguler sınıf III model.....	62

KISALTMALAR LİSTESİ

AO/ASIF Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen/Association to
the Study of Internal Fixation

TME Temporomandibular Eklem



1. ÖZET

Mandibula yüz iskeletinde bulunan diğer kemiklere kıyasla en büyük ve en güçlüsüdür. Buna rağmen yüz yaralanmalarında en çok kırılan kemiktir. Mandibulada kırığın yeri çeşitli faktörlere bağlıdır. Bunlar; çarpma noktasının bölgesi, çiğneme kaslarının hareketi, kırılma anındaki kondil pozisyonu, diş okluzyonu, kemik dokusunun kalitesi ve darbenin yönü olarak sıralanabilir.

Gömülü alt üçüncü molar dişlerin alt çenenin angulus kırıklarıyla ilişkisi birçok epidemiyolojik çalışmanın konusu olmuştur. Mandibulada yirmi yaş diş varlığının, özellikle gömülü veya kısmen gömülü olduğu durumlarda mandibular angulus bölgesinde kırılma riskini iki-dört kat artırdığı öne sürülmüştür. Fakat gömülü dişin kemik içerisindeki pozisyonunun angulus kırığına etkisi bilinmemektedir. Bu çalışmanın amacı farklı pozisyonlardaki gömülü yirmi yaş dişinin angulus kırılma riski üzerindeki etkisini değerlendirmektir. Yirmi yaş dişleri mandibula içerisinde meziyoanguler, vertikal, horizontal ve distoanguler pozisyonda gömülü kalmaktadırlar. Ayrıca komşu diş ile ramus ön kenarı arası mesafedeki değişim ile farklı pozisyonları mevcuttur. Çalışmamızda bu 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 stres değerleri belirlenmiştir. Araştırma, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızın sonucunda modellenen gruplarda angulus bölgesinde en çok stres oluşturan kuvvet ipsilateral angulustan uygulanan kuvvet olarak bulunmuştur. Simfizden uygulanan kuvvette bütün gömülü diş tiplerinin bukkal

evresinde lingual alana göre daha fazla stres birikimi görülmüstür. Kontrol modeli ile diğer modeller karşılaştırıldığında angulus lingual alanda ölçülen stres değerlerinde farklılık gözlenmemiştir. İpsilateral kuvvette sınıf II ve sınıf III modelde lingual alanda stres fazla iken sınıf I modelde dişin bukkal çevresinde stres birikimi fazla bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: Gömülü yirmi yaş dişi, travma, sonlu eleman analizi, mandibular angulus



2. ABSTRACT

The mandibular bone is the largest and strongest bone in comparison to the other bones in the face skeleton. However, it is the bone broken mostly in face injuries. The location of the fracture in mandibula depends on various factors. These can be listed as follows: the location of trauma vector, the movements of masticatory muscles, the condyle position at the moment of fracture, occlusion, the quality of bone, and the direction of traumatic force.

The relationship of the impacted lower third molar teeth to mandibular angle fractures has been subjected for many epidemiological studies. It is argued that the risk of fracture in mandibular angle is two to four times more when there are particularly an impacted or partially impacted third molar teeth. However, the effect of the position of the impacted tooth inside a bone on angle fracture is not clear yet. This study seeks to reveal the effect of third molar teeth that are impacted in various positions on the angle fragility. Third molar teeth are impacted in mandibula bone in the following positions: mesioangular, vertical, horizontal, and distoangular positions. There are additional classification positions made from the change in the distance of adjacent tooth and anterior border of ramus. In this study, impacted teeth in various positions mentioned above were modelled on computer separately. The stress values created by impacted third molar teeth inside the bone depending on their positions on the angle were determined in the face of trauma on different points of mandibula. This is a three-dimensional finite element analysis study conducted with static linear analysis.

The study showed that the force that created the highest stress in the angle among the modelled groups is the force by ipsilateral angle. With a force by

symphysis, there is more stress accumulation near buccal compared to lingual area for all the types of impacted teeth. The comparison of control model with other models showed that there is not a difference in stress values measured in angle lingual area. With ipsilateral force, there are more stress in lingual area for class II and class III models whereas stress accumulation is more near buccal area for class I model.

Key Words: impacted third molar teeth, trauma, finite element analysis, mandibular angle



3. GİRİŞ

3.1. Genel Bilgiler

3.1.1.Kırık Tanımı

Dıştan veya içten etki eden kuvvetlerle kemiğin anatomik bütünlüğünün ve devamlılığının bozulmasına “Kırık” denir.(1) Bu kuvvetlerin şiddetine ve kemiğin bu şoku absorbe edebilme yeteneğine göre kırıklar ufak bir çatlaktan (fissür), bir veya birçok kemiğin kırılmasına kadar değişiklik gösterebilirler. (1)

3.1.2.Kırık Tipleri ve Sınıflandırılması

- ❖ Kemik dokusunun yapısına göre;
 - Normal kemikteki kırık
 - Hastalıklı kemikteki kırık (patolojik)
 - Stres kırığı
- ❖ Kırık hattının, kemiği çevreleyen deri ile ilişkisine göre;
 - Kapalı kırık
 - Açık kırık
- ❖ Kırığın pozisyonuna göre;
 - Ayrılmış(deplase) kırıklar
 - Transvers kırık
 - Oblik kırık
 - Kopma kırığı
 - Spiral kırık
 - Parçalı kırık

- Ayrışmamış (nondeplase) kırıklar
- Çatlak (fissür, linear kırık)
- Yeşil ağaç (green stick) kırığı
- Torus (Buckle) kırığı
- Çökme kırıkları
- ❖ Kırık sayısına göre;
- Tek kırık
- Parçalı kırık (2)

3.1.3. Maksillofasiyal Kırık Etiyolojisi

Mandibular kırıklar genellikle baş ve boyun bölgesine doğrudan ve dolaylı travmalardan kaynaklanır. Maksillofasiyal yaralanmalara sahip hastaların yaklaşık % 50'si yaralanmalarının bir parçası olarak en az bir mandibular kırığa sahiptir.(3, 4)

Maksillofasiyal yaralanmalar oldukça yaygın görülür ve yaklaşık 500.000 vakanın her yıl rapor ettiği bildirilmektedir. Maksillofasiyal yaralanmalarının çoğunluğu hafif olarak sınıflandırılırken,% 10'u ılımlı ve% 10'u şiddetlidir.(3)

Yaygın rastlanan mandibular kırıklara yılda her 100.000 kişiden 11,5 nin maruz kaldığı bildirilmiştir.(5) 16-30 yaş arasındaki insanlar bu kırıkların% 50,2'sini oluşturmaktadır.(6)

3.1.4.Mandibula Kırık Etiyolojisi

Mandibula, yüz iskeletinin en büyük ve en güçlü kemiği olmasına rağmen, mandibula kırığı çok sık karşılaşılmaktadır.(7, 8) Mandibula, yüz iskeletinde daha

ön pozisyonundan bulunmasından dolayı yüz bölgesinde en travmaya maruz kalan kemiklerden biridir. (9)

Epidemiyolojik araştırmalara göre, mandibular kırıklar en çok veya en sık görülen yüz kemik yaralanmalarından biridir.(7, 8)

Mandibular kırıkların etyolojisi üç ana kategoriye ayrılabilir: travmatik, iyatrojenik ve patolojik kemik en sık travmatik etiyolojidedir.(10)

Mandibular travmanın epidemiyolojisinin gerçekçi şekilde elde etmek zordur, çünkü literatür demografik, coğrafya, ekonomi ve ortam (sivil ve askeri) arasında değişen değerlendirmelerle doludur.(11)

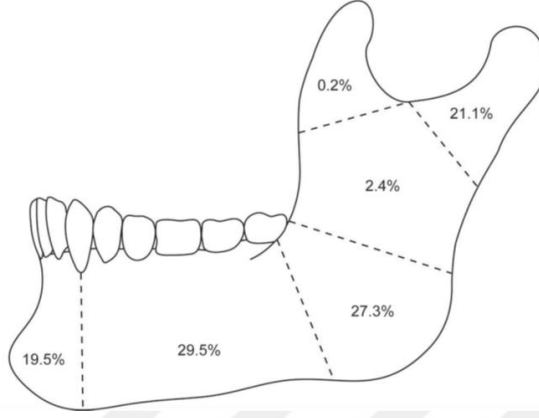
Mandibula travma nedenleri arasında darp, düşme, motorlu taşıt yaralanmaları, spor ve iş kazaları ve dentoalveolar yaralanmalar sayılabilir. (3) Midfasial kırıklarla ilişkili mandibular kırıklar motorlu taşıt yaralanmalarında daha sık görülürken izole mandibula kırıkları darp saldırılarında daha sık görülebilir.(11, 12)

Trafik kazaları, gelişmekte olan ülkelerde mandibular kırıkların en sık nedenidir.(13, 14) Gelişmiş ülkelerde kişilerarası şiddet en büyük sebep faktördür. (15)

Ivy ve Curtis, mandibula kırıklarını 1926 yılında simfiz, parasimfiz, angulus, ramus, kondil boynu ve koronoid proseste olarak sınıflandırma yapmışlardır.

Haug ve Greenburg Mandibular kırıkları gözden geçirirken, mandibular kırık olan erkeklerin 3: 1 oranında kadınlardan daha fazla olduğunu ve sağ ve sol taraf kırıkların eşit dağılım gösterdiğini bildirmişlerdir.

Kırıkların mandibulada görölme sıklığı; gövde (% 29.5), angulus (% 27.3), kondil (% 21.1), simfiz (% 19.5), ramus (% 2.4) ve koronoid (% 0.2) dir. (Şekil 1) (11)



Şekil 1. Mandibular kırıkların anatomik dağılımı. (11)

Kırıkların bu basit tanımlaması iletişim için yararlıdır fakat kinetik enerji ve etyoloji gibi çeşitli değişen nedenler ve kırılma paternleri farklılıklardan dolayı, terapötik karar verme veya bilimsel değerlendirmede yararlı değildir. (16)

Bir takım yazarlar, bu gibi değişkenleri açıklarken, mandibular yaralanma modellerini alt sınıflara ayırmaya çalışmışlardır.(11)

Mevcut sınıflandırma sistemleri, kombine bir kırık için skora eksikliği, çok sayıda ayrı osseöz izole kırıkların sınıflandırılmaması ve yüksek hız veya silah yaralanmalarından kaynaklanan ciddi kırılma kalıplarının sınıflandırılmaması gibi bir takım eksikliklere sahiptir. (11) Bu sınırlamaların üstesinden gelmek için, Buitrago-Tellez ve meslektaşları bölgeleri, görüntüleme analizine dayanan kapsamlı bir sınıflandırma sistemi önermişlerdir.(17)

AO/ASIF göre üç kırık türü (A, B, C), her tür içindeki üç grup (örneğin, A1, A2, A3) ve her birinde üç alt grup tanımlanmıştır grup A1.1'den (en düşük) C3.3'e (en yüksek) kadar artan derecede şiddetle (örneğin, A1.1, A1.2, A1.3).

Mandibular, simfiz ve parasimfiz bölgeleri oluşturan iki dikey birim (I ve V), iki yatay birim (II ve IV) ve bir merkezi birime (III) ayrılmıştır. Tip A kırıkları deplase olmayan, tip B deplase ve C tipi çok parçalı / defektli yaralanmalardır. (Şekil 2)



Şekil 2. AO / ASIF'nin mandibular kırıklarını bölünme hatlarıyla kapsamlı sınıflandırması. (a): Dikey mandibular birimler (yeşil), yatay birimler (turuncu) ve merkez birim (kırmızı). Dikey mandibular üniteler subkondil / kondil bölgesi, yükselen ramus ve angulusu içerir. Yatay üniteler mandibula corpus ve dentoalveoler bileşenleri içerir. Merkezi birim simfiz ve parasimfiz bölgeleri içerir. (b):Lateral bölgeden dikey birim, yatay birim ve merkez birimin görüntüsüdür. (11, 17)

3.1.5.Mandibula Anatomisi

Mandibula bukkal ve lingual iki kortikal duvar arasında posteriorda daha ince, anteriora doğru daha kalın kansellöz kemikten oluşan U veya V şeklinde bir yapıdadır. (3, 18) Mandibularda bulunan trabeküllerin çoğu gövdede yatay bir yöreğe izlerken ramusta dikey bir yöreğe yönlendirilir. Bu iki önemli yöreğe, TME vasıtasıyla çene kemiğinden mandibula kuvvetlerini kafatasının tabanına iletmek için kullanılır. Mandibula belirgin çiğneme güçlerine karşı koymak için çok uygun olmasına rağmen, içinde birtakım zayıf alanlar vardır.

Bunlar kondil prosesi, mandibula angulus, mental foramen ve gömülü diş içeren alanlar veya hem diş ile ilişkili hem de diş kökenli olmayan lezyonları içeren patolojik alanlardır. (3)

Kortikal kemik öne doğru daha kalındır ve kemiğin V şekli ile bağlantılı bu durum simfiz bölgeyi alt çenenin en güçlü bölgesi haline getirir. (3)

Angulus çoğunlukla mandibulanın en geniş kısmı olmasına rağmen, bu bölgede birtakım zayıf yönler vardır. Bunlar, çiğneme kuvvetlerini iletmekten sorumlu trabeküllerin genel yönünde değişiklikler, angulusun posterior ve inferior eksenlerinde daha ince bir kemik alanı ve çiğneme kuvvetlerini ileten yörüngeleri bozan üçüncü molar dişlerin varlığıdır. (3)

Mandibula angulus kırıkları, mandibular kırıkların yaklaşık% 40'ını oluşturur. (6)

Angulus kırıkları genellikle karşı taraftan çeneye darbe veya aynı taraftaki mandibular gövde bölgesine darbe sonucu oluşur. Angulus kırıkları genellikle kontralateral, subkondiler veya mandibular korpus kırıkları ile ilişkilidir. (3)

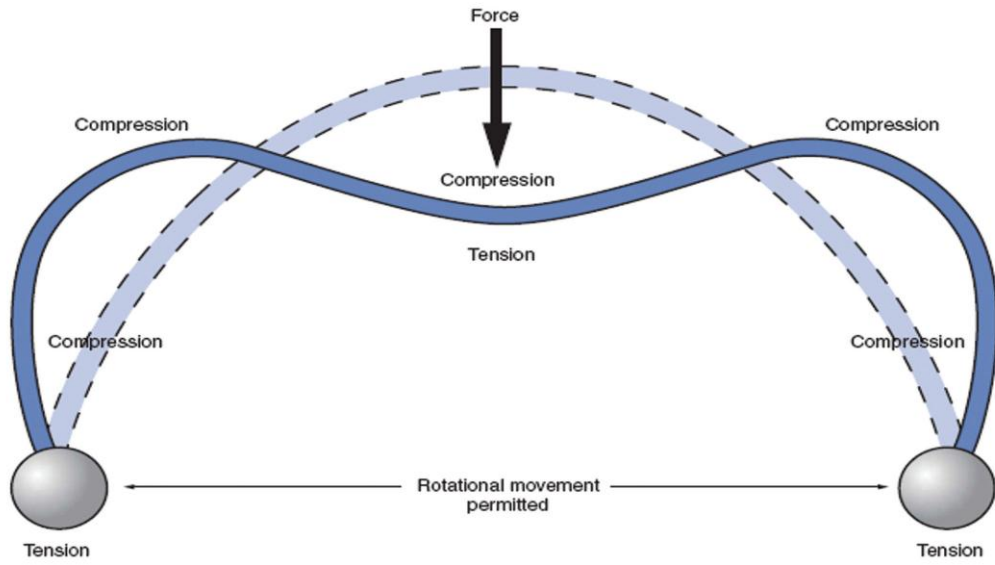
3.1.6.Mandibula Biyomekaniği

Mandibula, normal fonksiyonu sırasında (tensille) gerilme (çekme)ve basınç(compressive)(basma) kuvvetleri bölgelerini geliştirir. Mandibular biyomekanik ile ilgili güncel teoriler büyük oranda Huelke ve arkadaşları tarafından 1960'larda yapılan bir dizi deneysel çalışmadan türetilmiştir. (19-23)

Değişik büyüklükteki kuvvetleri kurutulmuş kafataslarına uygulamışlardır ve gerilim ve gerinim modelini kullanarak sonuçtaki gerilme ve basınç kuvvetlerini gözlemlemişlerdir. Onlar, mandibula kondiler bölge hariç, deneysel olarak üretilen kırıkların basınç bölgelerinden ziyade çekme gerinimi bölgeleri

olduğunu bulmuşlardır. Kondiler kafa yaralanmalarında da, basınca bağlı olarak ramus paralel bir yük üretme eğilimindedir. Örneğin, mandibulanın parasimfiz bölgesine bir kuvvet uygulandığında, bukkal yön boyunca bir basınç darbesi gelişir ve gerilme gerginliği lingual yüzeyinde görülür. Mandibulanın lingual tarafında kırılma meydana gelir ve daha sonra bu kırık bukkal tarafına yayılır. (Şekil 3) Kontrelateralde kondil glenoid fossaya itilir ve basınç kuvvetiyle kırılır.

(11)



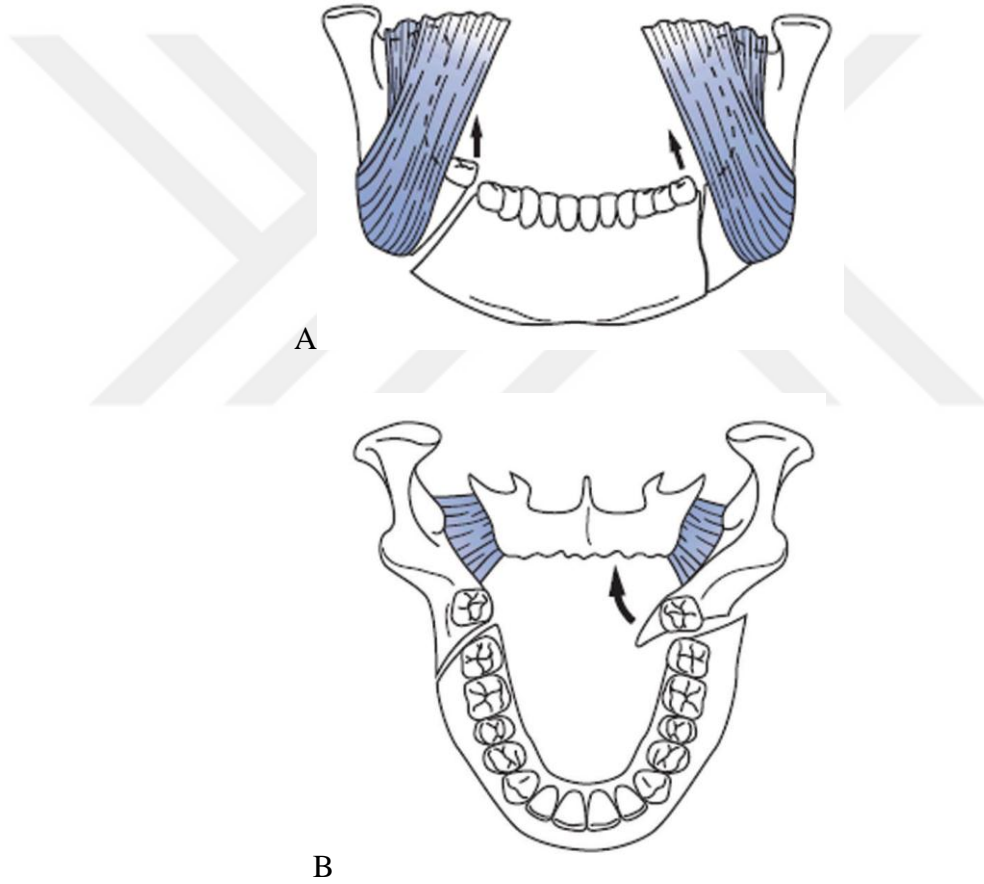
Şekil 3. Mandibular simfize uygulanan kuvvet ve sonucunda bukkal tarafta basınç gerginliği, lingual tarafta gerilme gerginliği oluşumu. (11)

Kas ataçmanları ve onların karşı gelme güçleri, mandibular kırıkların yer değiştirme patenini, yönünü ve yer değiştirme derecesinin belirlenmesinde en önemli rolü oynadığı düşünülmektedir. (11)

"Favorable" veya "un favorable " kırığa sahip bir hasta kavramı, radyograflarda yatay veya dikey düzlemde görülen kırık çizgisinin yönüne dayanarak geliştirilmiştir.

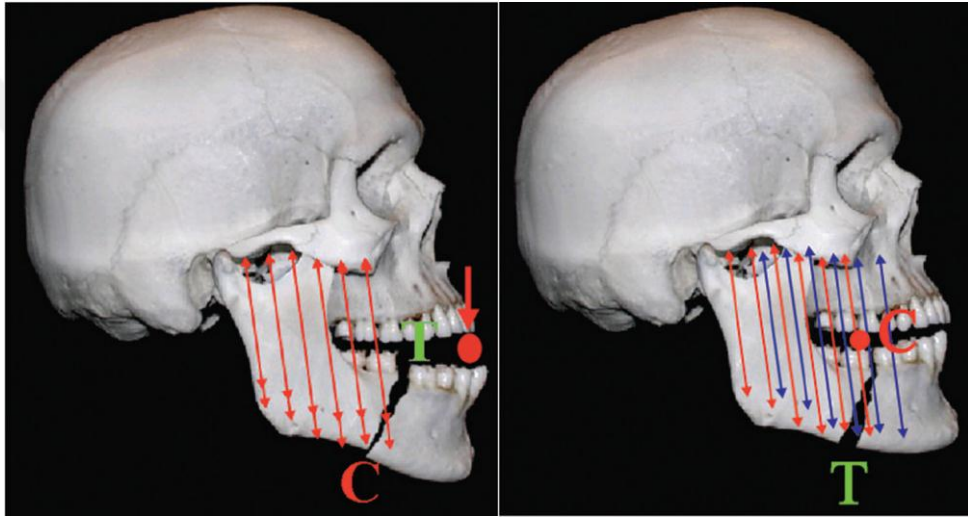
Yatay olarak favorable bir kırılma çizgisi yukarı doğru yer değiştirme kuvvetlerine karşı dirençlidir, Yatay düzlemde bakıldığında proksimal parçayı masseter ve temporalis kaslarının yukarı çekmesine direnir. Kırılma çizgisi posteriorsupriordan anterioinferiora uzanan kırıklar favorable'dır.

Dikey olarak favorable çizgisi dikey düzlemde görüntülendiğinde medial pteregoidinin proksimal parçayı mediale çekişine direnir. Bu durumda kırılma çizgisi bukkoanteriordan liguaposteriora doğrudur. (şekil 4) (11)



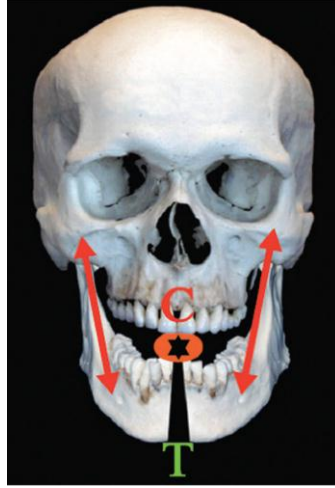
Şekil 4. Favorable ve unfavorable mandibula kırılma paterni. A; yatay olarak unfavorable (solda) ve yatay olarak favorable (sağda). B; dikey olarak favorable (solda) ve dikey olarak unfavorable (sağda).(11)

Korpus kırığı varlığında keser dişler yük alırken kırık hattının üst kenarı boyunca gerilme alt kenarında ise sıkışma kuvvetleri etkili olmaktadır. Fakat bu durum çiğneme yapan dişler ile kırığın pozisyonuna bağlı olarak değişebilmektedir. Çiğneme kuvvetini alan dişler kırık hattının arkasında kalıyor ise kırık hattının üst kenarında sıkışma alt kenarında ise gerilme kuvvetleri etkili olacaktır. (24) (şekil 5) Bu nedenle, bazı durumlarda, üst sınırdaki sıkışma olabilir ve kırıkların alt sınırındaki gerginlik ortaya çıkabilir



Şekil 5. Mandibula korpus kırıklarında kırık hattının üst kenarı ile alt kenarında sıkışma ve gerilme kuvvetinin oluşması. (11)

Benzer şekilde, mandibular simfizdeki izole bir kırıkta, kesici diş etrafında mandibulanın döndüğü bir dönme noktası görevi görür. Masseterik askı anteroposterior eksen etrafında rotasyon üretir; kırık mandibulanın (gerginlik, basınç) alt sınırında üst sınırından (sıkıştırma) daha fazla ayrılmaya neden olur. (Şekil 6)



Şekil 6. Mandibula simfiz kırıklarında kırık hattının üst kenarı ile alt kenarında sıkışma ve gerilme kuvvetinin oluşması. (11)

Uzun yıllardır Posterior dişlerin varlığı veya yokluğu kırık paternini artırdığı düşünülmüştür. (25) Bu durumu yalnızca üçüncü molar diş varlığında doğrulanabilmiştir. Mandibula kırığı ile posterior okluzyon arasında üçüncü molar diş harici bir ilişki bulunamamıştır. Yapılan çalışmalarda gömülü üçüncü molar dişlerin varlığında, angulus kırık isidansı daha fazla olduğu görülmüştür. (11, 26, 27)

3.1.7.Gömülü Yirmiyeş Dişi Varlığında Mandibula Kırıkları

Alt üçüncü molar diş angulusun yakınında bulunduğu için varlığının kırılma riskini arttırdığı hipotezi ileri sürülmüştür. Mandibular üçüncü moların, kemiğin kesit alanını azaltarak çeneyi zayıflatması mümkündür. Eğer bu hipotez doğruysa, üçüncü moların çıkarılması ve diş socketinin kemikle doldurulmasına izin verilmesi angulus kırılma riskini azaltabilir.(25)

Mandibula da ortaya çıkan mevcut stres paternleri, kemik anatomisi, çiğneme kasları tarafından uygulanan kuvvetler, oklüzal yükleme şekli, darbenin uygulama noktası ve darbe kuvvetinin yönü ve şiddeti gibi çeşitli faktörler kırılma

yerini belirlemede önemli bir rol oynar. Kırıkların nerede meydana geldiğinin belirlenmesinde dişler en önemli faktördür. (28) Mandibula kırıklarının yaklaşık% 50'si diş içeren alanları içerir. Kısmen sürmüş yirmi yaş diş varlığı zayıf hatları temsil eder. Gömülü diş de aynı şekilde bu durumu temsil eder. (29)

Mandibular angulus kırıklarının diğer bölgelere göre artmış sıklığı mandibular üçüncü molar varlığına atfedilebileceği varsayılmıştır. (11)

Mandibula kırığı olan hastaların, üçüncü molar diş varlığı ile kırık riski arasındaki ilişki daha önceki çalışmalarda incelemiştir.(30) Özellikle gömülü ve yarı sürmüş yirmi yaş diş varlığında, mandibula angulus bölgesinde kırılma riskini iki ila dört kat arttırdığı öne sürülmüştür. (25) Bununla birlikte, bazı çalışmalar da yirmi yaş dişi bulunmadığında, mandibular kondil bölgesinde kırılmanın daha olası olduğu gösterilmiştir. (31)

Mandibula angulus kırıklarının artan prevalansının nedeni iyi tespit edilememiştir.(9)

Kısmen sürmüş dişlerin mandibular çerçevenin (eksternal oblik sırt) destek yapıları üzerindeki etkisi de dikkate alınmalıdır. (29)

Retrospektif çalışmalarda, mandibula angulus kırığının prevalansı ve göreceli riskinin, bu dişlerden yoksun olan bireylere göre tamamen sürmüş üçüncü azı dişleri olan hastalarda anlamlı derecede yüksek olduğu gösterilmiştir. (32)

Duan ve Zang, yaptığı retrospektif çalışmada gömülü yirmi yaş dişi olan ve olmayan kaza geçirmiş 700 hastada kırık insidansı değerlendirmişlerdir. Gömülü yirmi yaş diş bulunan hastalarda düşük kondiler kırık, yüksek angulus kırık riski gözlemlemişlerdir. Ayrıca gömülü yirmi yaş dişi olan hastalar,

yaralanmaları ne olursa olsun gömülü dişi olmayanlara göre daha yüksek angulus kırık riskine sahip olduğunu belirtmişlerdir. (33)

Etik nedenlerden ötürü, hiçbir insan çalışma tasarımı üçüncü molar dişin angulus kırığına etkisinin aydınlatılmasına izin vermeyecektir, çünkü bu kemiğin direncini ve üçüncü molar dişin etkisini değerlendirmek için, deney ve kontrol gruplarını, mandibula kırılma olasılığı olan yaralanmalara sunmak imkansız olacaktır. (34) Bu nedenle bu konuda ki çalışmalar da sonlu eleman analizini kullanılmıştır. (35-38)

Takada ve arkadaşları mandibula angulus bölgesindeki travma sırasında stres dağılımını analiz etmek için sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanmışlardır. Yarı gömülü yirmi yaş dişi ve yirmi yaş dişi olmayan iki vakayı karşılaştırmışlardır. Stres dağılımı, ortalama ve maksimum stres değerlerinde farklılıklar bulmuşlardır. Bununla birlikte, bu çalışmada stres dağılımının kuvvetin etki ettiği ipsilateral mandibular gövde bölgesinde yoğunlaştığını göstermişlerdir. (35)

Bezerra ve arkadaşları sürmüş yirmi yaş dişi bulunan çeneye 250kg kuvvet büyüklüğünde künt bir travmayı simfiz orta bölgesine frontal düzleme dik olarak uygulamışlardır. Darbe sonrasında angulus bölgesini zayıflattığını göstermişlerdir. (36)

Antic ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada gömülü yirmi yaş dişi bulunan mandibulada 3 farklı noktadan 2000N değerinde kuvvet uygulamasından sonra kondil ve angulusta stres dağılımını incelenmiştir. İpsilateral ve kontralateral mandibula korpus bölgesine kuvvet uyguladıktan sonra gömülü dişin olduğu

modelde angulus bölgesinde daha yüksek gerilme konsantrasyonu olduğunu tespit etmişlerdir. (37)

Antic ve arkadaşlarının bir diğer çalışmasında sonlu elemanlar analizi kullanılarak alt üçüncü molar dişin mandibular angulus ve kondilin kırılabilirliği üzerindeki varlığının ve pozisyonunun etkilerini araştırmışlardır. Frontal darbede kısmen sürmüş yirmi yaş dişinde angulus bölgede stres yüksek bulunurken yirmi yaş olmayan vakada kondiler bölgede stresi yüksek bulmuşlardır. (38)

3.1.8. Gömülü Diş Tanımı

Zamanında dental arka katılmayan ve normal oklüzyonda yerini almayan, kemik veya yumuşak doku içerisinde bütünüyle veya kısmen kalmış dişler, gömülü olarak tanımlanmaktadır.(39-41)

3.1.8.1. Yirmi Yaş Dişlerin Gömülülük Sebepleri

Yirmi yaş dişin sürmesi için yeterli yer bulursa da bazı lokal ve sistemik faktörler bu dişlerin oklüzal düzleme gelmelerini olumsuz yönde etkilemektedirler.

Yirmi yaş dişlerin gömülüğüne etki eden lokal sebepler;

- Komşu dişlerin yapı ve dizim bozukluğu nedeni ile yaptığı basınç
- Kemik yapısındaki ve yumuşak dokudaki yoğunluk
- Dişin çevresindeki mukozanın uzun süreli iltihabı
- Gelişen çenelerdeki yer darlığı
- Germin başka bir istikamette bulunması
- Persiste süt dişleri
- Süt dişlerinin erken kaybı

- Kemikteki enflamatuvar değişiklikler
- Dişin sürmesi sırasında anatomik veya patolojik bir engelle karşılaşması
- Çocuklarda ateşli hastalıklar sebebi ile ortaya çıkan kemikte meydana

gelen değişiklikler

- Dişteki kron veya kök malformasyonu.(41, 42)

Yirmi yaş dişlerin gömülülüğüne etki eden sistemik sebepler;

- Prenatal nedenler

Kalıtım

Değişik ırktan birleşen kişilerin çocukları

Spesifik enfeksiyonlar (sfiliz, tüberküloz gibi)

- Postnatal nedenler

Raşitizm

Anemi

Hereditör sfiliz

Ateşli hastalıklar

Endokrin hastalıklar

Travma

Beslenme bozukluğu

Gelişmemiş çenelerde yer darlığı

Çene ve çevre doku hastalıkları

- Gelişim bozuklukları

Cleidocranial dizostozis

Oksisefali

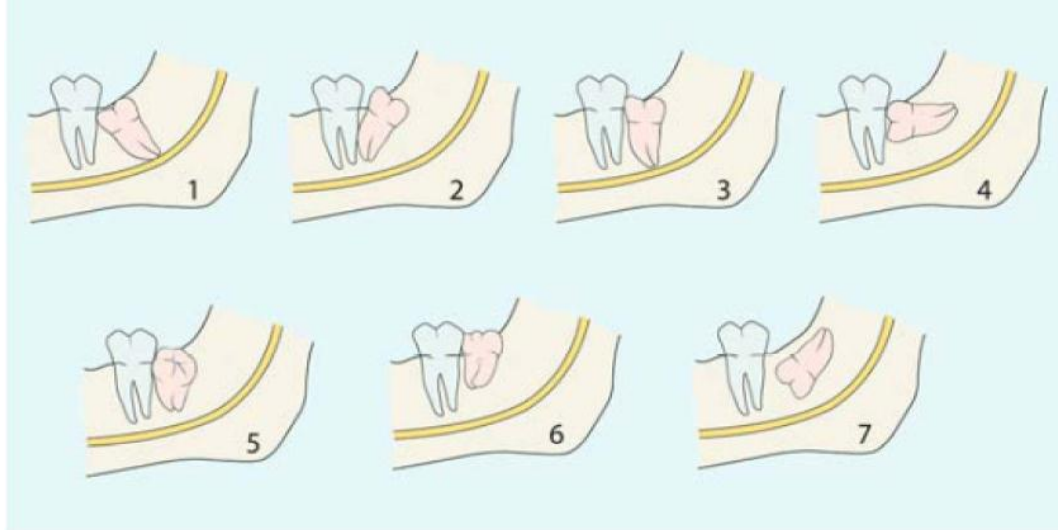
Progeri

Akondroplazi

Damak yarığı.(41, 42)

3.1.8.2.Gömülü Alt Yirmi Yaş Dişlerin Sınıflandırılması

Archer (1975) ve Kruger (1984) isimli araştırmacıların oluşturdukları sınıflamaya göre gömülü alt yirmi yaş dişinin uzun ekseninin, ikinci molar dişin uzun eksenine ile yaptığı açıya göre dişin pozisyonu; mezioanguler, distoanguler, vertikal, horizontal, bukkoanguler, lingoanguler ve ters olarak isimlendirilmektedir.(Şeki 7) (43)

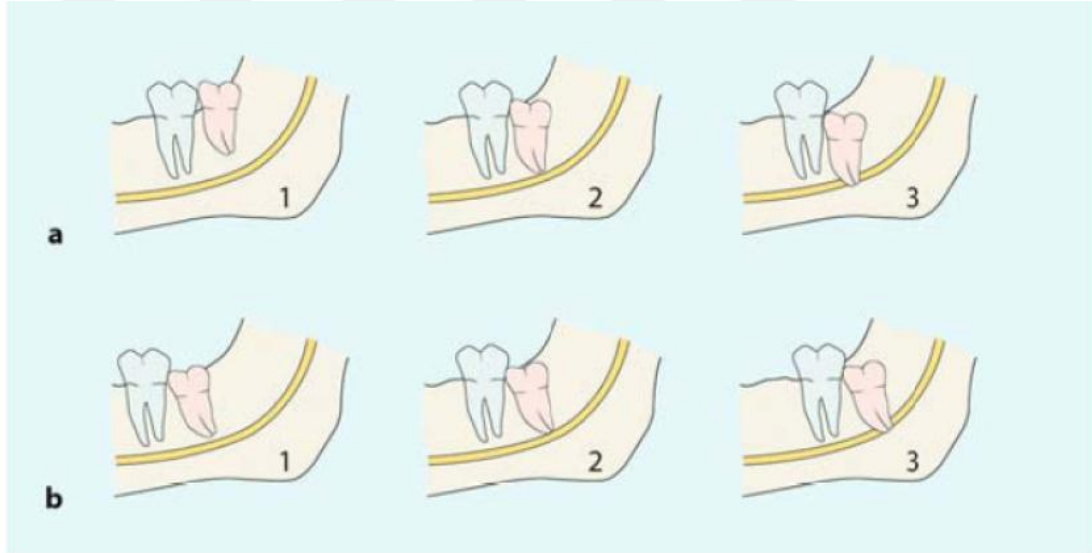


Şeki 7. Archer (1975) ve Kruger (1984)'e göre gömülü yirmi yaş dişlerin gömülülük sınıflaması 1: Mezioanguler, 2: distoanguler, 3: vertikal, 4: horizontal, 5: bukkoanguler, 6: lingoanguler, 7: ters. (44)

Pell ve Gregory (1933) sınıflamasına (vertikal) göre ise gömülü yirmi yaş dişlerin oklüzal düzlemle olan ilişkisi ikinci molar dişin oklüzal düzlemine ve kole seviyesine göre tanımlanmıştır. Buna göre üç pozisyon belirtilmiştir. Pozisyon A; yirmi yaş dişi ikinci molar dişin oklüzal düzlemiyle aynı seviyede,

pozisyon B; yirmi yaş dişi ikinci molar dişin oklüzal düzlem ile servikal bölgesi arasında ve pozisyon C ise; diş ikinci molar dişin servikal düzeyinin altında olduğunu ifade etmektedir. (43)

Pell ve Gregory (1933) yaptıkları sınıflamada (horizontal) yükselen ramus ile ikinci molar dişin distali arasındaki mesafeyi (M3) olarak adlandırdılar. Buna göre; Sınıf I ilişkide M3 mesafesi yirmi yaş dişin meziodistal çapından büyük; Sınıf II ilişkide M3 mesafesi yirmi yaş dişin meziodistal çapına eşit veya çok az farklı; Sınıf III ilişki ise M3 mesafesi yirmi yaş dişin meziodistal çapından oldukça küçük olarak tanımlanmıştır.(Şekil 8) (41, 42)



Şekil 8. Pell- Gregory' ye göre gömülü alt yirmi yaş dişlerin sınıflaması. a: İkinci molarlara yakınlıklarına ve gömülülük derinliğine göre 1: pozisyon A, 2: pozisyon B ve 3: pozisyon C. b: Mandibular ramus ön sınır ile ikinci molar diş arasındaki mesafeye göre 1: sınıf I, 2: sınıf II ve 3: sınıf III. (44)

3.1.9. Stres Analiz Yöntemleri

Bir cismin maruz kaldığı yükler altında, meydana gelebilecek gerilmeleri, gerilmelerin yoğunlaştığı bölgeleri belirlemek amacıyla gerilme analiz yöntemleri kullanılmaktadır.

Bu yöntemler makine, inşaat, uçak, elektrik gibi pek çok mühendislik alanlarında kullanıldığı gibi tıp ve diş hekimliği ve biyomekaniğin diğer dallarında da kullanılmaktadır.

Canlı dokuların modelleri yapılması ve bu modeller üzerinde kuvvetin yoğunlaştığı bölgelerin tespiti için çeşitli kuvvet analiz yöntemleri vardır. Bunlar;

1. Fotoelastik stres analiz yöntemi
2. Gerilimölçer stres analiz yöntemi
3. Kırılma vernik kaplama yöntemi ile stres analizi
4. Holografik interferometri (Lazer Işını) ile kuvvet analizi
5. Termografik kuvvet analiz yöntemi
6. Radyotelemetri ile kuvvet analiz yöntemi
7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi

3.1.9.1. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi

Canlı yapının gerçeğe uygun matematiksel modelini çıkartıp bilgisayar ile bu modelin çözümlenmesi esasına dayanan bu analiz yöntemi; bir nevi bilgisayar üzerinde yapıların taklit edilmesidir.

Sonlu elemanlar analiz yöntemi ile yapıların yer değişimi, eğilme, bükülme, kırılma, gerilme, titreşim, materyallerin elastik deformasyonları ve bağlanma dayanıklılığı sayısal olarak değerlendirilebilir.(45, 46)

Bu yöntem ilk defa 1960' larda Havacılık ve uzay mühendisliği çalışmalarında fiziksel özellikler ve sonlu boyutlar ile sanal elemanlar oluşturarak mekanik testler için sayısal metodların gelişmesiyle oluşmuştur.(34, 36)

Sonlu elemanlar analiz yöntemi 1960'ların sonunda Ledney ve Huang'ın bir diş modelini matematiksel olarak oluşturması ile kullanılmaya başlanmıştır. 1970'li yıllarda Farah ve arkadaşlarının yaptığı çalışmalarla diş hekimliğindeki yerini almaya başlamıştır.(45, 47)

Sonlu elemanlar analizinin avantajları;

1. Karmaşık geometriye sahip katılar modellenebilir.
2. Stres dağılımları ayrıntılı bir şekilde elde edilebilir.
3. Pek çok malzemeden oluşan yapıların analizlerine imkân verir.
4. Verilen değerler ile gerçeğe yakın modeller elde edilebilir.
5. Kraniofasiyal ve dental yapılar simule edilebilir.(48)

Sonlu elemanlar analizi yönteminin dezavantajları ise şöyledir;

1. Doğru bir analiz için modelin mutlaka gerçeğe yakın olması sağlanmalıdır.
2. İyi bir sonlu eleman modeli oluşturabilmek için mesleki bilgi, değerlendirme kabiliyeti ve tecrübe gereklidir.
3. Donanımlı bir bilgisayar ve güvenilir sonlu eleman analizi yazılımı esastır.
4. Analiz sonuçlarını düzenlemek ve yorumlamak uğraştırıcı ve zordur.(49)

Sonlu elemanlar analizi 3 aşamada gerçekleştirilir:

❖ Hazırlık Safhası

İlk aşama yapının geometrik modelinin oluşturulmasıdır. Model oluşturulduktan sonra alan elemanlara bölünür ve bir ağ modeli oluşturulur. Ağ oluşturma işlemi ile düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları oluşturulur. Aynı zamanda kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık optimum sürede otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralanır. Elemanların yapısı mümkün olduğunca basit olmalıdır. Bir boyutlu cisimler birbirine düğümlerle, iki boyutlu cisimler çizgilerle, üç boyutlu cisimler düzlemlerle sonlu elemanlara ayrılacaktır.

Cismi temsil eden elemanlar birbirine düğümlerle bağlıdır. Düğümler komşu sonlu elemanları uçlarından birbirine bağlayan ve onları bir arada tutan somun civata bağlantılarına benzetilebilir. Düğümler kaldırıldığında elemanlar birbirinden ayrılacağından komşu sonlu elemanlar arasında fiziksel süreklilik yoktur.

Modeldeki yapıların materyal özellikleri değerleri (elastik modülü ve Poisson oranları) belirlenir.

Sınırlandırmalar belirlenir (temel sınır koşulları).

Yapılacak olan yükleme belirlenir.

❖ Çözüm Safhası

Her bir eleman için ayrı ayrı yazılan denklemler genelleştirilir ve denklem dizisi haline getirilir. Bu denklemlerin çözümü ile düğüm noktası değerlerine ulaşılır.

❖ Sonuçların değerlendirilmesi safhası

Sonuçlar analiz edilir, denklemlerin çözümü tablolar, resimler veya grafikler aracılığı ile sergilenir. (50)

3.1.9.2. Kuvvet Analizlerinde Kullanılacak Terimler

❖ Kuvvet

Kuvvet, cismin hızını, yönünü ve şeklini değiştiren etki olarak tanımlanır.

Birimi

Newton (N) veya kilogramkuvvettir (kgf). 1 kgf, 9,8 N'a eşittir.

F (kuvvet) = m (kütle) \times a (ivme) olarak formüle edilir.

❖ Gerilim (stres)

Bir cismin dışarıdan uygulanan kuvvetlere karşı gösterdiği iç direnç ya da reaksiyondur. Dış kuvvete karşı direnç gösteren bir kütle için birim alanına uygulanan kuvvete gerilim denir.

Gerilim = kuvvet/alan

Cisme etkiyen kuvvet 3 tip gerilim oluşturur. Bunlar; sıkışma (baskı/compressive), gerilme (çekme/tensile) ve makaslama (kayma/shear) dır. Baskı gerilimi, cismin partiküllerini bir araya getirmeye zorlayan kuvvetle; çekme gerilimi, partikülleri birbirinden uzaklaştıran kuvvet ile makaslama gerilimi ise birbirini üzerinde kaymalarına sebep olan kuvvet ile oluşur.

❖ Gerinim (Strain)

Bir cisme kuvvet uygulandığında cismin her alanında meydana gelen birim uzunluktaki değişimi, cismin fiziksel deformasyonu (elastik veya plastik) olarak tanımlanır. Yani uzunluktaki değişimin, orijinal uzunluğa oranı olup, ölçü birimi yoktur.(45) Gerinim ve gerilme birbirinden farklı niceliklerdir. Gerilim büyüklük

ve yönü olan bir kuvvet iken, gerinim bir kuvvet değil sadece bir büyüklüktür.(45, 51)

❖ Elastisite (Young's) Modülü

Cisimlerin üzerine etkiyen kuvvetin kaldırılmasıyla, cismin ilk durumuna dönme yetisine elastisite denir.(52)

Elastisite modülü, gerilmenin gerinime oranı olup (stres/strain), materyalin sertliğinin ölçüsünü verir. Birimi Gigapaskal (GPa)'dır. (45) Elastisite modülü kg/cm² cinsinden ölçülür. Her madde kendine özgü elastisite modülüne sahiptir. Elastisite modülü arttıkça cismin katılığı da artar. Yüksek bir elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvetler altında, düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğrar.(45)

❖ Hooke Kanunu

Birim şekil değiştirmeler ile gerilimler arasında doğrusal bir ilişki olduğunu kabul eden bir kanundur. İlk defa İngiliz matematikçi Hooke tarafından 1678 yılında formüle edilmiştir. Hooke kanununa göre;

$$Y = \frac{Pl}{AE}$$

Y : cismin toplam uzaması

P: cisimi uzatan kuvvet

l: cismin uzunluğu

A: cismin kesit alanı

E: cismin elastisite modülü

Formülden de anlaşıldığı gibi, cisimde meydana gelen uzama, çekme kuvveti ve cismin uzunluğu ile doğru orantılı iken, kesit alanı ve elastisite modülü ile ters orantılıdır. (53)

❖ Poisson Oranı (Poisson's Ratio)

Cismin enine birim deformasyonunun, boyuna birim deformasyonuna oranıdır. ν ile sembolize edilir, Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0,5 arasında değişkenlik gösterir ve cisme ait ayırıcı bir özelliktir. Gerdirilen bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık, eninin daralması örnek gösterilebilir.(54)

Literatürde diş hekimliğinin birçok alanında sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılmıştır. Sabit protezlerde, implantolojide, ortodontide, parsiyel protezlerde, restaratif diş hekimliğinde ve total protezlerde çalışmalara rastlanılmaktadır.(52, 55-57)

4. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma Fırat Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti. laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışma, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir. Bu yöntem için sınır koşulları belirlenmiş ve mandibula modeli oluşturulmuştur. Kemik dokunun modellenmesi için bir hastaya ait önceden çekilmiş tomografi görüntüleri alınmıştır ve 3 boyutlu model oluşturulmuştur. Çiğneme kaslarının deformasyona etkisinden dolayı çiğneme kasları da modelde oluşturulmuştur. Bu şekilde elde edilen mandibula modelinde gömülü yirmi yaş dişi bulundurmeyen kontrol modeli ile gömülü yirmi yaş dişinin uzun aksının, ikinci büyük azı dişinin uzun aksına göre farklı açısız pozisyonlarının ki bunlar mezioangular, distoangular, vertikal ve horizontal 4 farklı model oluşturulmuştur. Ayrıca yirmi yaş dişinin ikinci molar dişin distali ile ramusun ön kenarı arasındaki mesafe ile ilişkisine göre Sınıf I, Sınıf II ve Sınıf III gömülük paternlerini içeren modeller oluşturulmuştur. Bu modellerde toplumda en çok görülen mezioangular pozisyon seçilmiştir. Mandibulaya üç farklı noktadan 2000N değerinde kuvvet uygulanmıştır. Bu bölgeler simfiz, ipsilateral mandibula angulus, kontralateral mandibula angulusudur. Bu noktalardan gelen travma karşısında angulus bölgesinde oluşturduğu stres değerlerinin dağılımına bakılarak angulus kırığı oluşturma riski üzerine olan etkisi incelenmiştir.

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan,

Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan (Şekil 9), Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N,Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.



Şekil 9. Smart Optics Tarayıcı

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında

aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modeldeki tüm yapıların hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (Elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir. (Tablo 1)

Programda katı cisim özellikleri linear elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir.

Tablo 1. Çalışmada kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve Poisson oranı değerleri

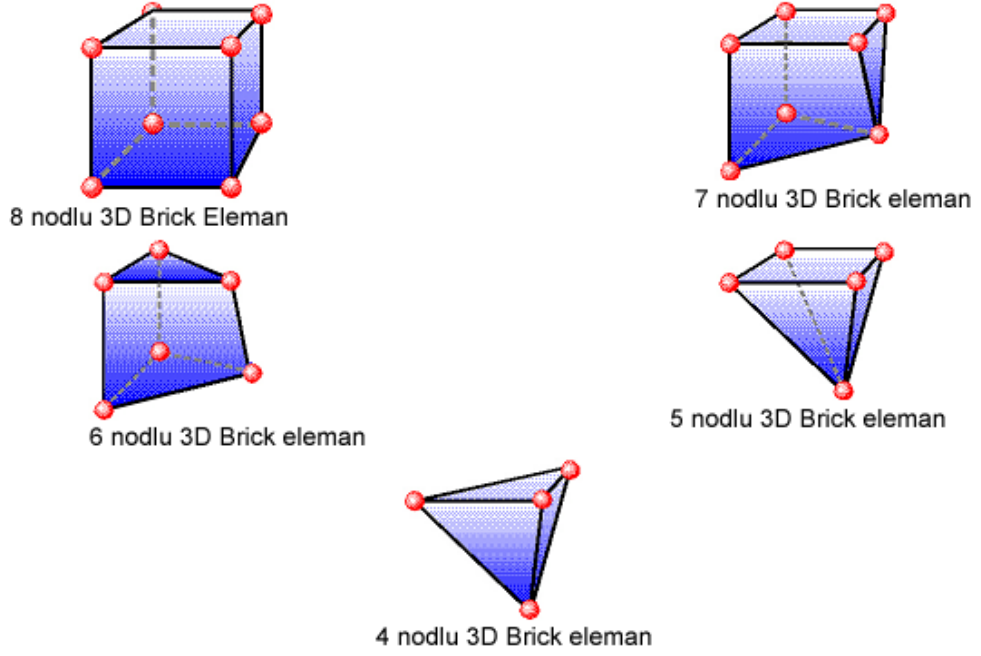
Malzemeler	Young Modulus (MPa)	Poisson Ratio
Kortikal kemik	13700	0,3
Spongioz kemik	1370	0,3
Diş	46800	0,3

4.1. Materyal Özellikleri

VRMesh’de yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına. stl şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir.

Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 10 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde

bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.



Şekil 10. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan elemanlar

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir.

Tablo 2. Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları

	Düğüm sayısı	Eleman sayısı
Distoangular model ipsilateral angulus kuvveti	138411	632239
Distoangular model simfiz kuvveti	138318	631730
Distoangular moel kontralateral angulus	138303	631478
Vertikal modelde ipsilateral angulus kuvveti	138867	633504
Vertikal modelde simfiz kuvveti	138774	632993
Vertikal modelde kontralateral angulus kuvveti	138759	632739
Kontrol modelde ipsilateral angulus kuvveti	134638	597745
Kontrol modelde simfiz kuvveti	134545	597237
Kontrol modelde kontralateral angulus kuvveti	134530	596983
Mezyoangular Sınıf III modelde ipsilateral angulus kuvveti	138715	632826
Mezyoangular Sınıf III modelde simfiz kuvveti	138622	632315
Mezyoangular Sınıf III modelde kontralateral angulus kuvveti	138607	632061
Mezyoangular Sınıf I modelde simfiz kuvveti	138559	627298
Mezyoangular Sınıf I modelde ipsilateral angulus kuvveti	138589	627523
Mezyoangular Sınıf I modelde kontralateral angulus kuvveti	185303	627046
Mezyoangular sınıf II modelde simfiz kuvveti	141451	635461
Mezyoangular sınıf II modelde ipsilateral angulus kuvveti	141427	635319
Mezyoangular sınıf II modelde kontralateral angulus kuvveti	188800	635207
Horizontal modelde ipsilateral angulus kuvveti	138490	632564
Horizontal modelde simfiz kuvveti	138397	632054
Horizontal modelde kontralateral angulus kuvveti	138382	631802

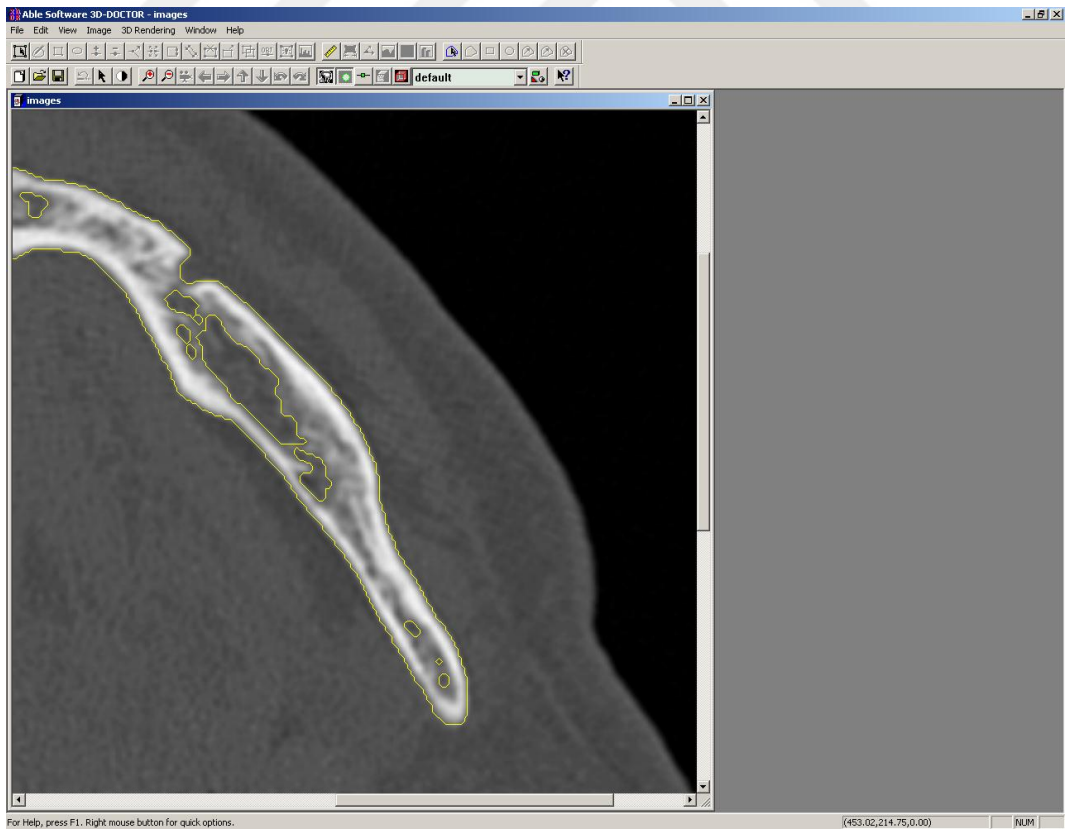
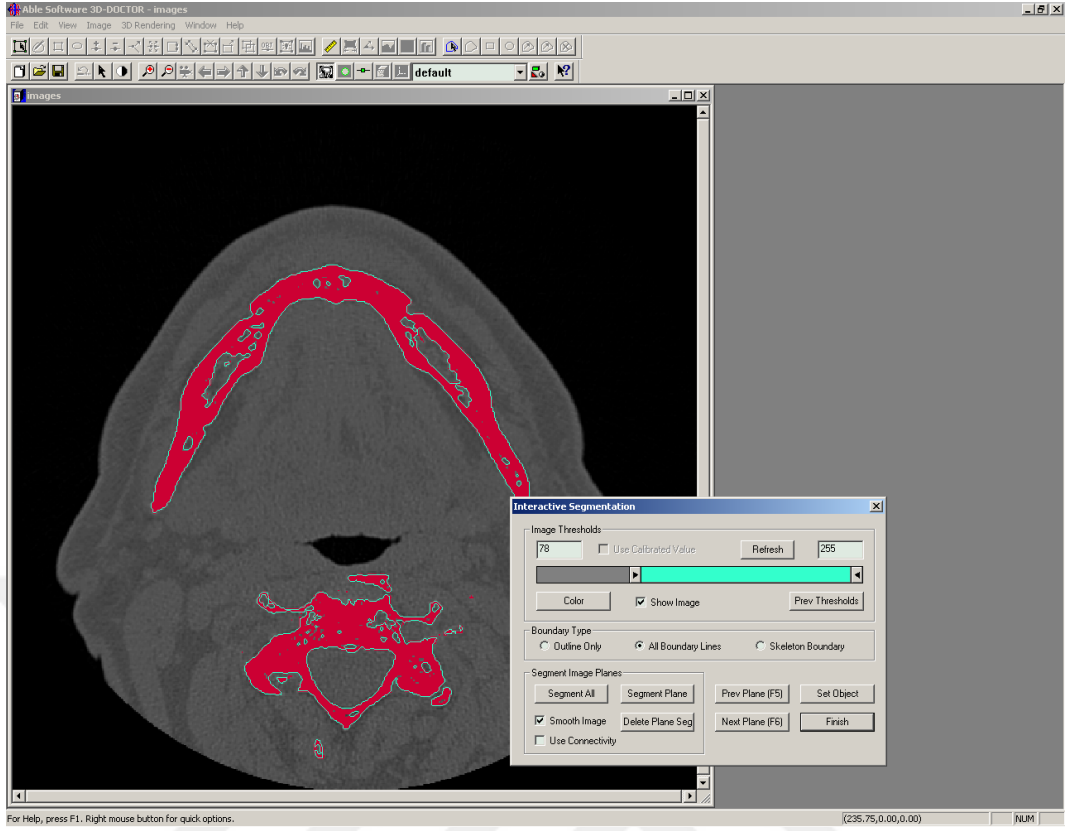
4.2. Modellerin Oluşturulması

Kemik dokularının modellenmesi için, öncelikle bir hastanın tomografisi çekilmiştir. Tomografi çekiminde 3M Iluma CBCT cihazı kullanılmıştır. Çekim de 120KvP 3.8mA değerlerinde 40 saniyelik çekim modu kullanılmıştır.(Şekil 11)



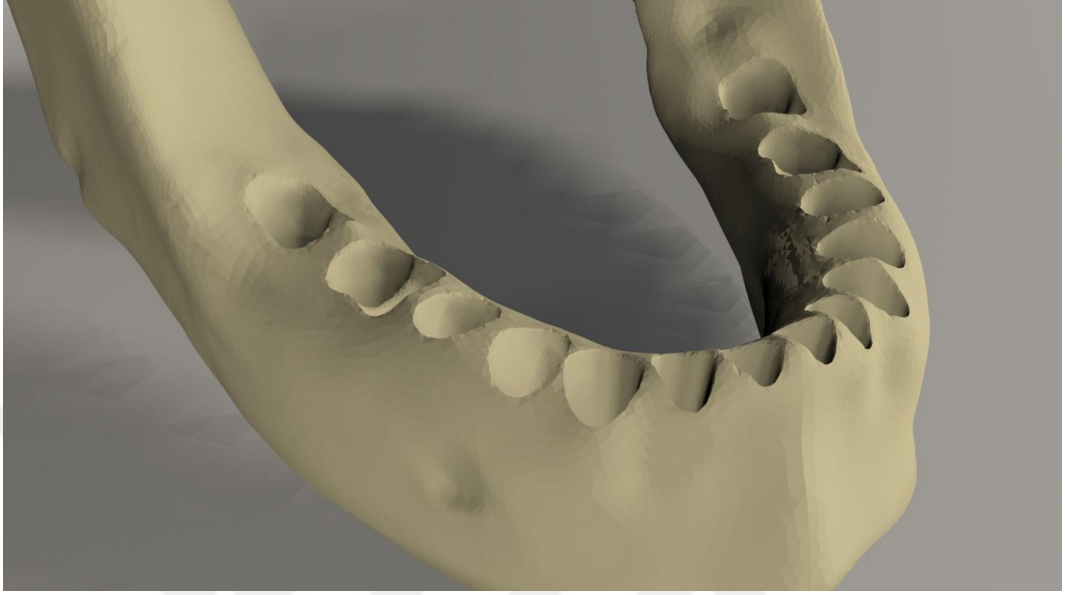
Şekil 11. Tomografisi çekilen mandibulaya ait bir kesitin görüntüsü

Çekilen filmler, 3d-doctor yazılımına atılmış ve burada “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield Değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırılmıştır.(Şekil 12)



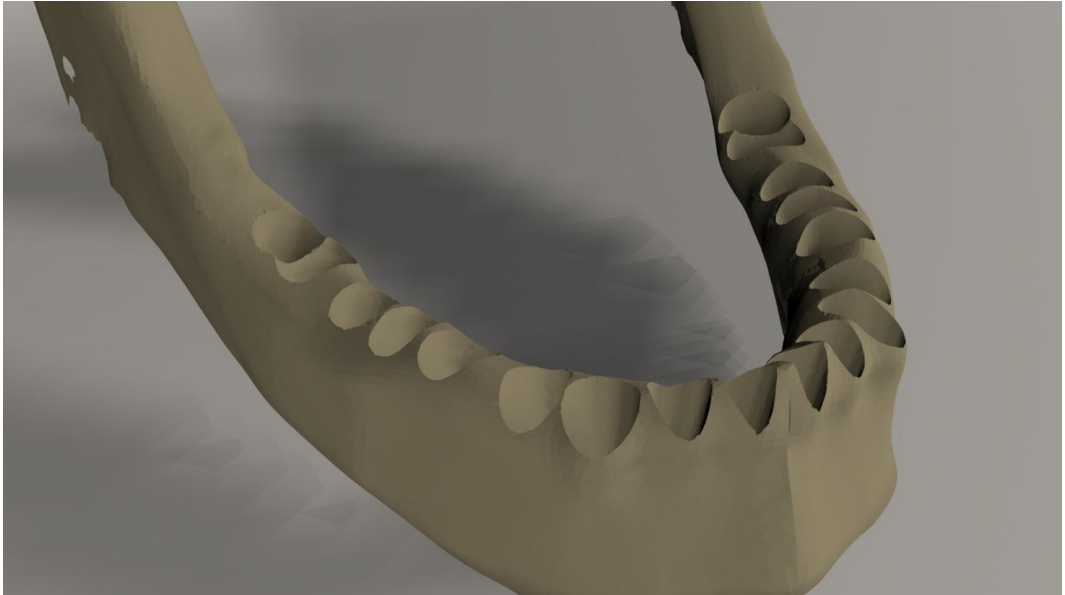
Şekil 12. 3D doctor yazılımında kemik dokusunun ayrıştırılması

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3d Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edilmiş ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiştir.(şekil 13)



Şekil 13. 3D Complex Render” yöntemi ile elde edilen üç boyutlu model

Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongiöz kemik elde edilmiş ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmıştır.(şekil 14)



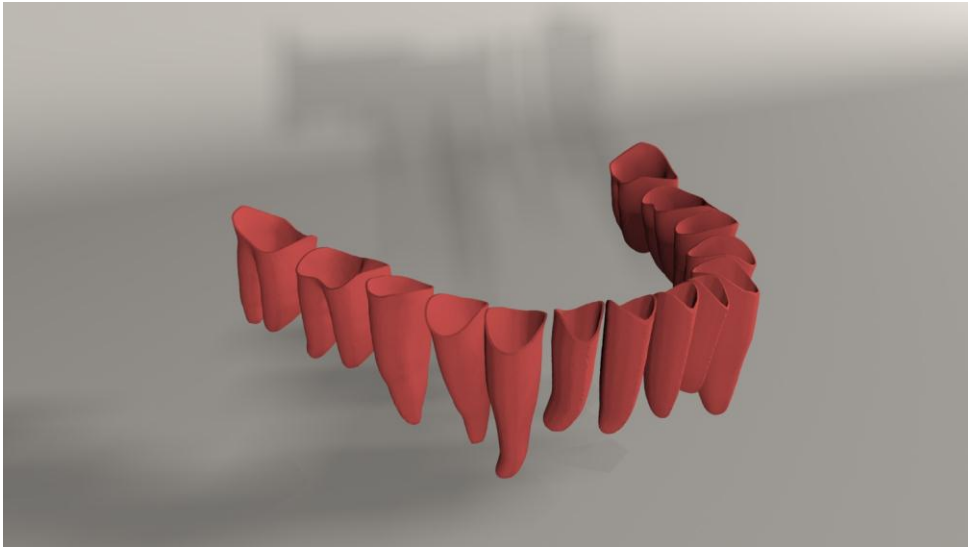
Şekil 14. “Offset” yöntemi ile elde edilen spongiöz kemik

Alçı modeli üretilen dişler, Smart Optics tarayıcısında tarandıktan sonra Wheeler atlasındaki verilere göre modifiye edilmiş ve ideal ark pozisyonuna yerleştirilmiştir. (Şekil 15)



Şekil 15. "Smart Optics" tarayıcısında taranan dişlerin ideal ark pozisyonunda yerleştirilmesi

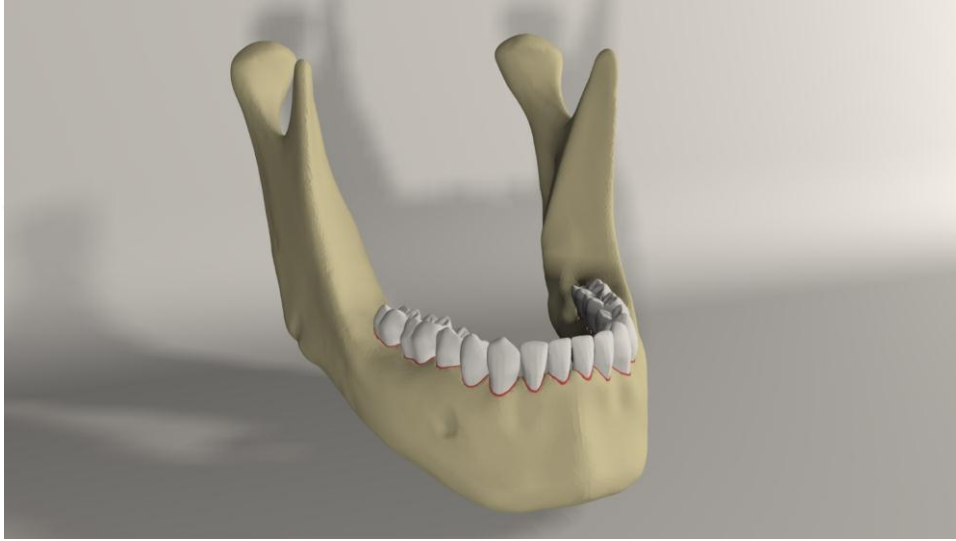
Dişlerden offset yöntemiyle periodontal ligament ve lamina dura dokuları modellenmiştir.(Şekil 16)



Şekil 16. Offset yöntemiyle elde edilen periodontal ligament ve lamina dura



Şekil 17. Periodontal ligamentleriyle birlikte modellenen diş dizisi



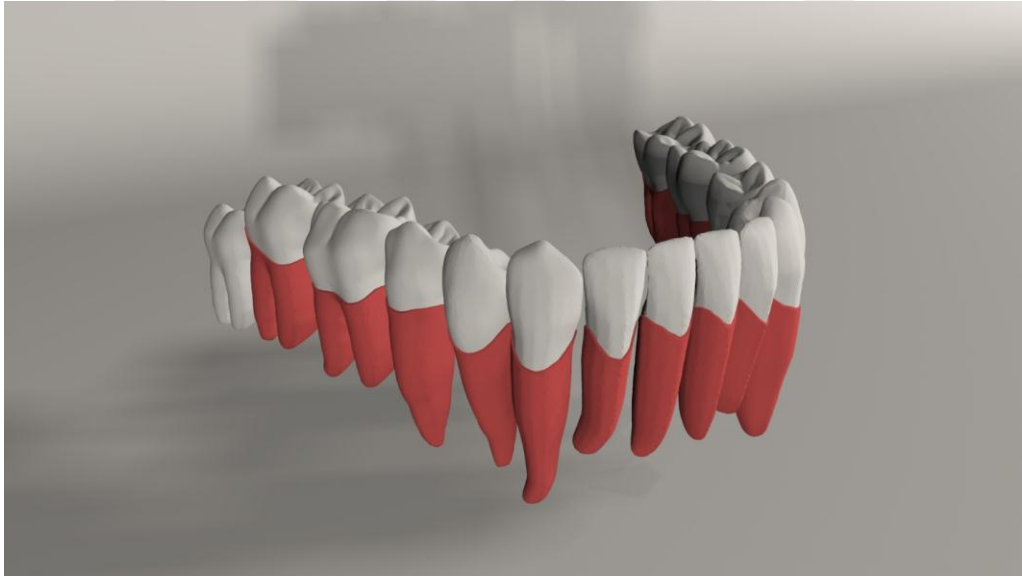
Şekil 18. Periodontal ligamentleriyle birlikte dişli mandibula modeli

Elde edilen mandibula modelinden yirmi yaş dişi bulunduran çalışma modelleri oluşturulmuştur. Yirmi yaş dişi çalışma modellerinde mandibulanın yalnızca tek tarafına yerleştirilmiş, simetrik modelleme yapılmamıştır. Modeller

arasında standardizasyon olması amacıyla yirmi yaş dişi tüm gruplarda tamamen gömülü ve Pell ve Gregory sınıflamasına göre Sınıf III olarak modellenmiştir.



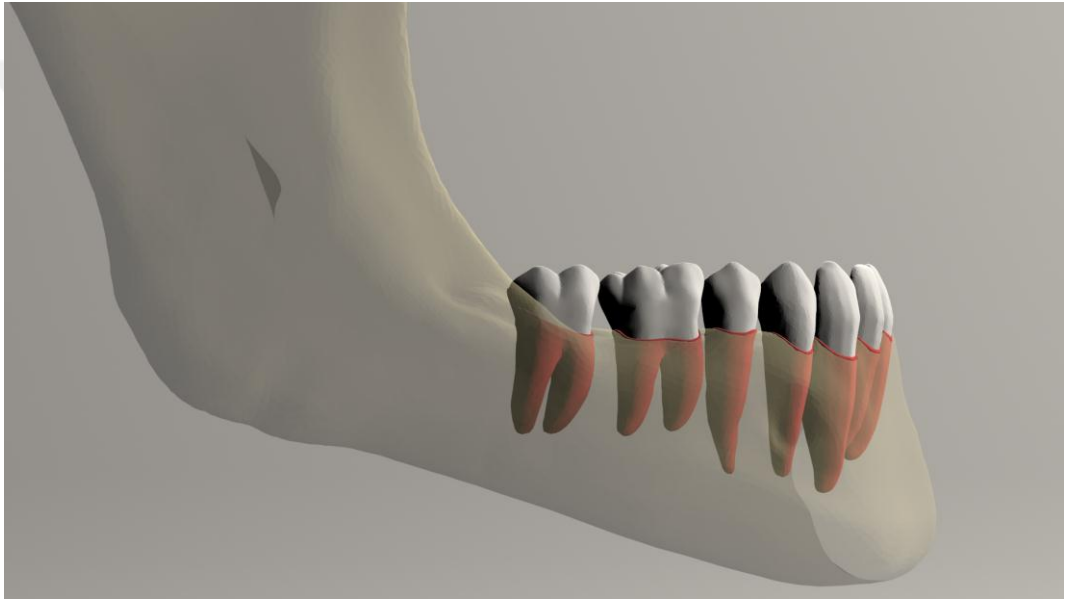
Şekil 19. Yirmi yaş dişin ideal ark pozisyonunda yerleştirilmesi



Şekil 20. Periodontal ligamentleriyle birlikte modellenen diş dizisi

Yirmi yaş dişi bulundurmeyen kontrol modeli ve vertikal, mezioangular, distoangular ve horizontal olmak üzere 4 farklı pozisyonda gömülü yirmi yaş dişi

bulunduran çalışma modelleri oluşturulmuştur. (şekil 21-25) Ayrıca Pell ve Gregory sınıflamasına göre Sınıf I, Sınıf II ve Sınıf III gömülülük paternlerini de kendi aralarında karşılaştırabilmek amacıyla mezioangular pozisyonda gömülü yirmi yaş dişi bulunduran mandibula modeli Sınıf I ve II olarak da modellenmiş (şekil 26-28) ve böylece 7 adet mandibula modeli elde edilmiştir. Klinik pratikte en sık karşılaşılan gömülü yirmi yaş dişi pozisyonunun mezioangular olması nedeni ile seçilmiştir.



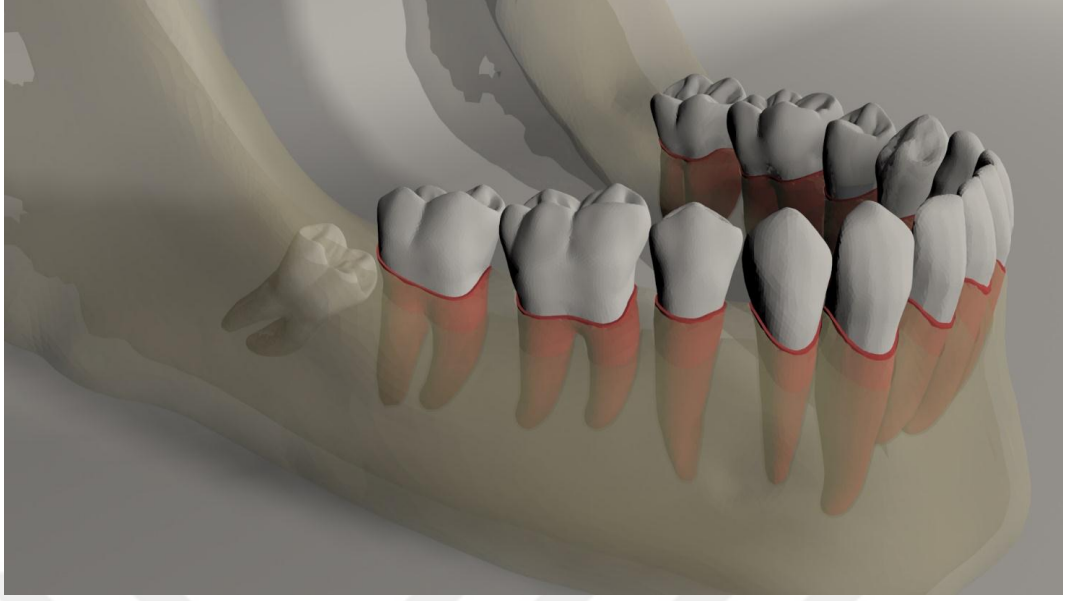
şekil 21. Yirmi yaş dişi bulunmayan kontrol modeli



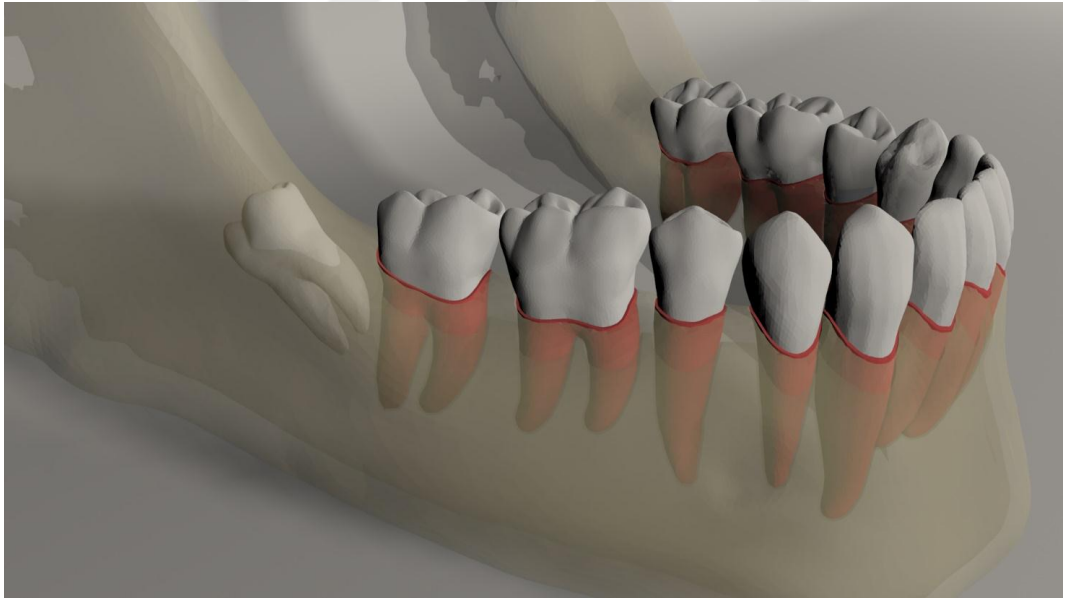
Şekil 22. Vertikal pozisyonda gömülü yirmi yaş dişi bulunduran model



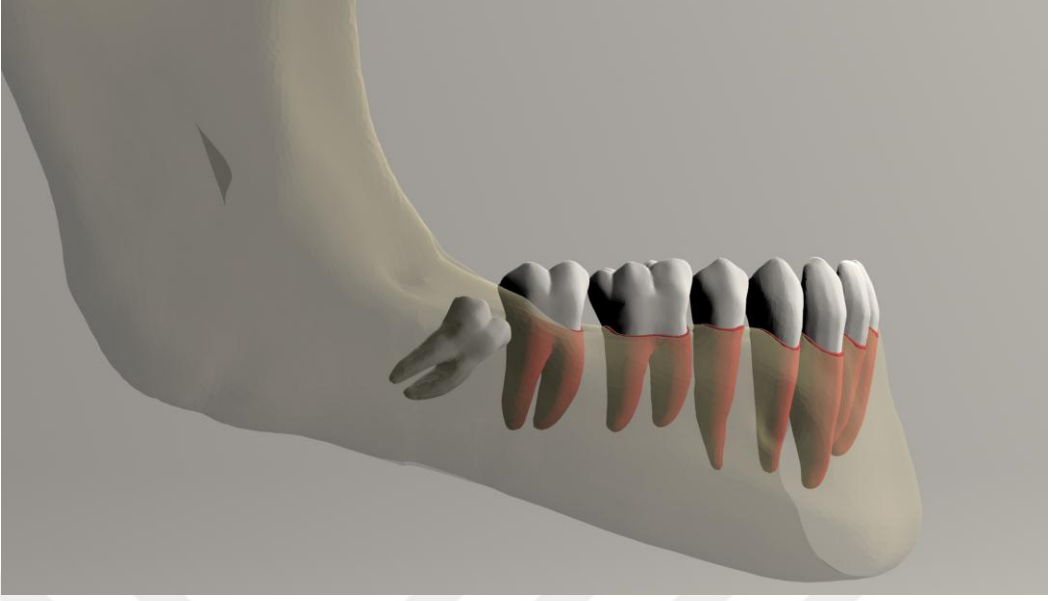
Şekil 23. Horizontal pozisyonda gömülü yirmi yaş dişi bulunduran model



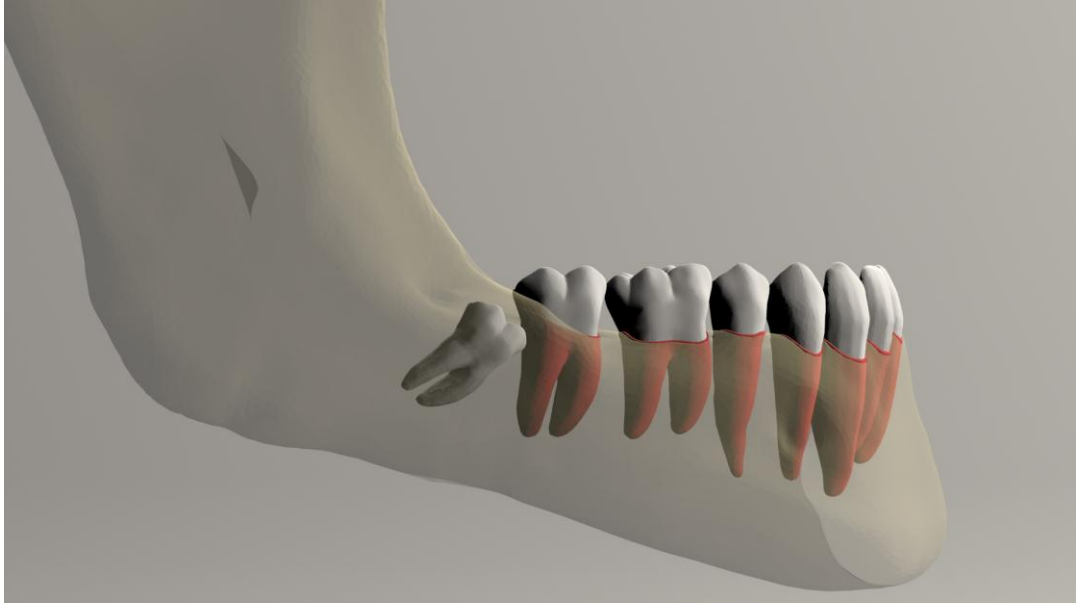
Şekil 24. Mezioangular pozisyonda gömülü yirmi yaş dişi bulunduran model



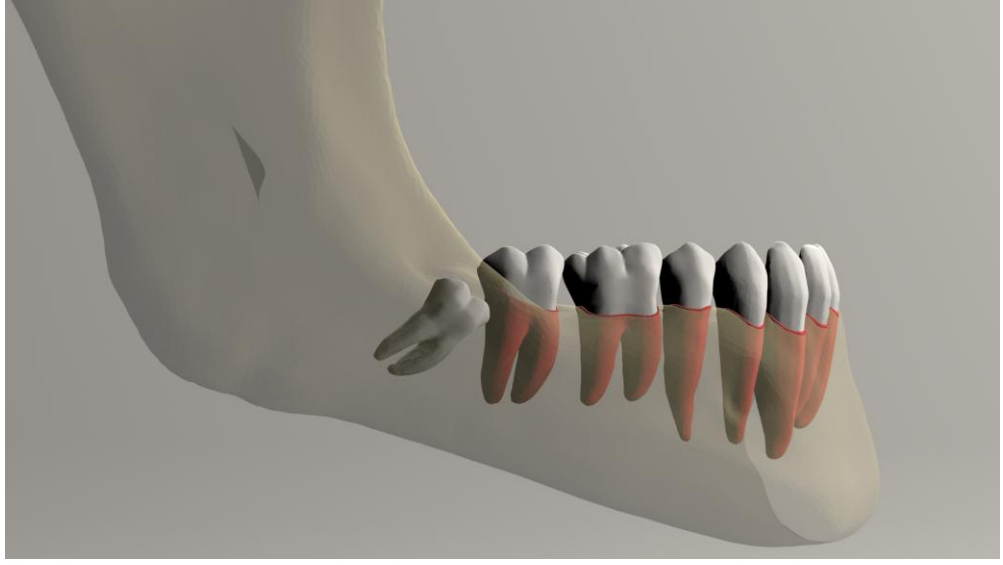
Şekil 25. Distoangular pozisyonda gömülü yirmi yaş dişi bulunduran model



Şekil 26. Sınıf I model

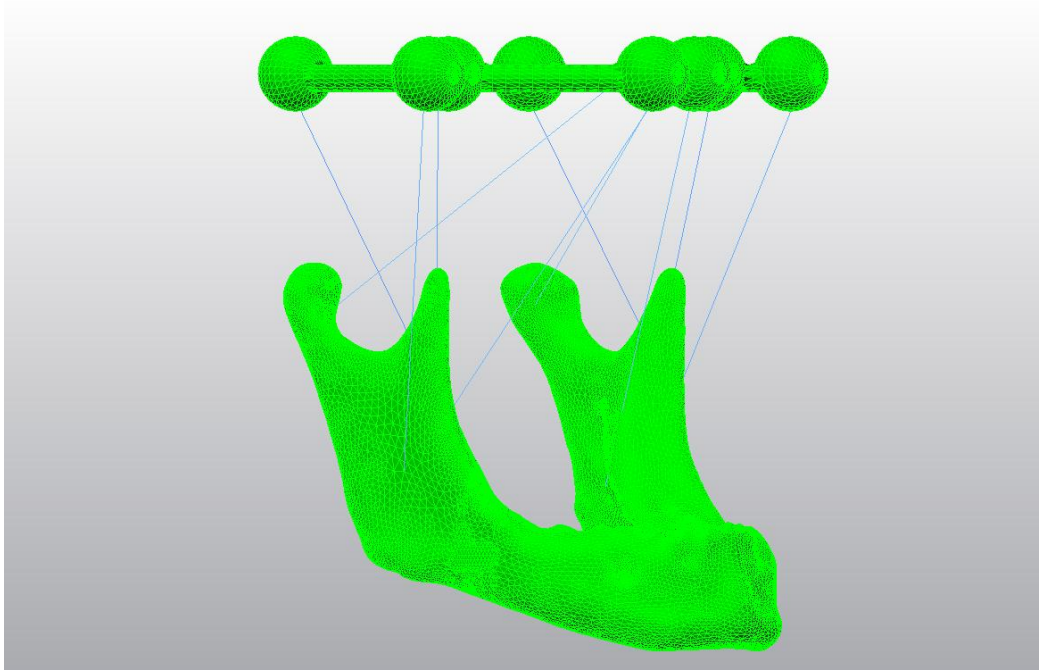


Şekil 27. Sınıf II model



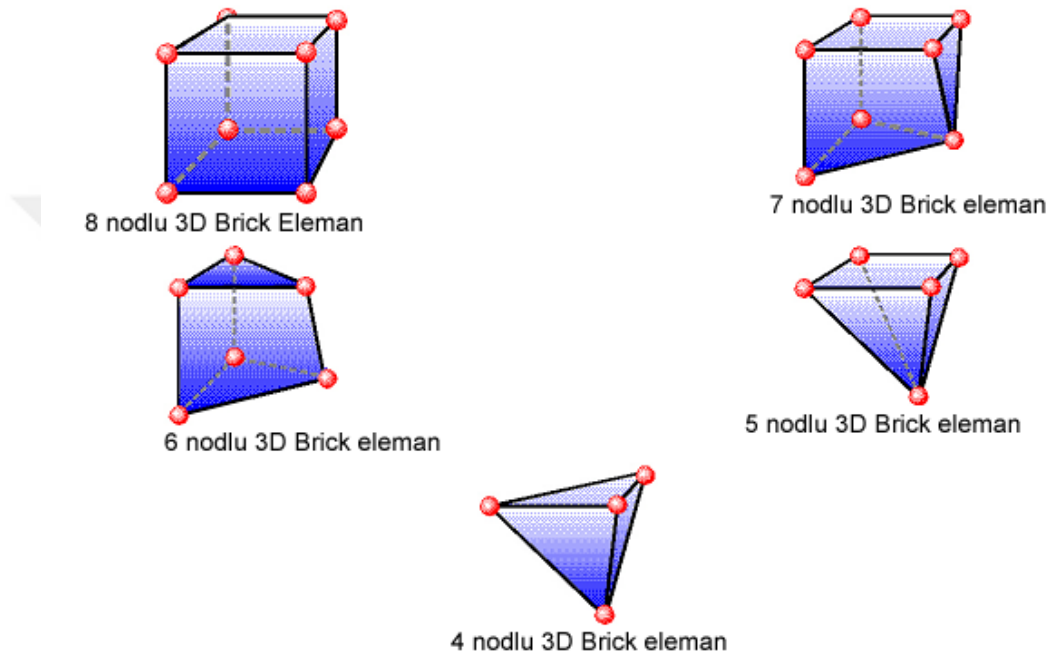
Şekil 28. Sınıf III model

Rhino'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı.



Şekil 29. Modelin bricks ve tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiş hali

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir.(Şekil 29) Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır. (Şekil 30)



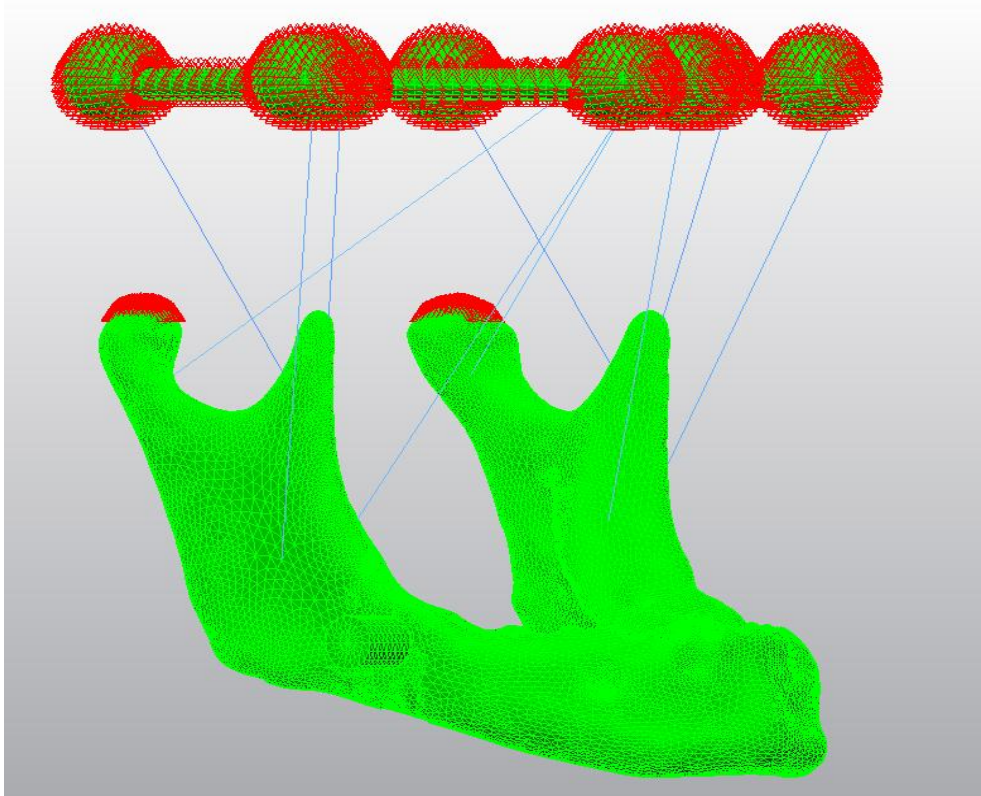
Şekil 30. 8 nodlu, 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar.

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite; yapının deformasyon veya strain'inin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir.

4.3. Sınır Koşulları

Model çene kemiğinin üst kondil bölgelerinden DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir.

Çiğneme kaslarının deformasyona etkisinden dolayı daha önceden tarif edildiği gibi modelde oluşturulmuştur. (58) Modelde Anterior posterior temporal kaslar, masseter kas, medial ve lateral pterygoid kaslar seçilmiştir. Bu kaslar, sıkıştırma sırasında direnç göstermeyen yaylar olarak modellenmiştir. (Şekil 31)Yay gerilimi sertlik değerleri literatürden alınmıştır: masseter kas: 16.35 N/mm, lateral pterygoid kas: 12 N/mm, medial pterygoid kas: 15 N/mm, anterior temporal kas: $\frac{1}{4}$ 14 N/ mm, posterior temporal kas: 13 N/mm .(38, 59)

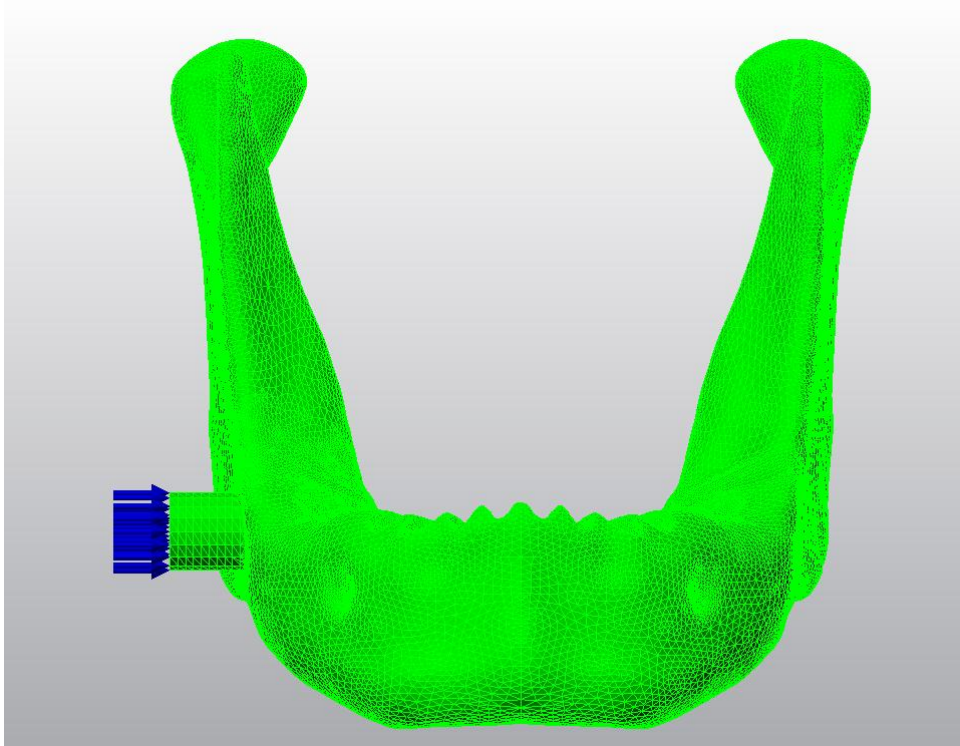


Şekil 31. Modele anterior posterior temporal kas, masseter kas, medial ve lateral pterygoid kasların eklenmiş hali

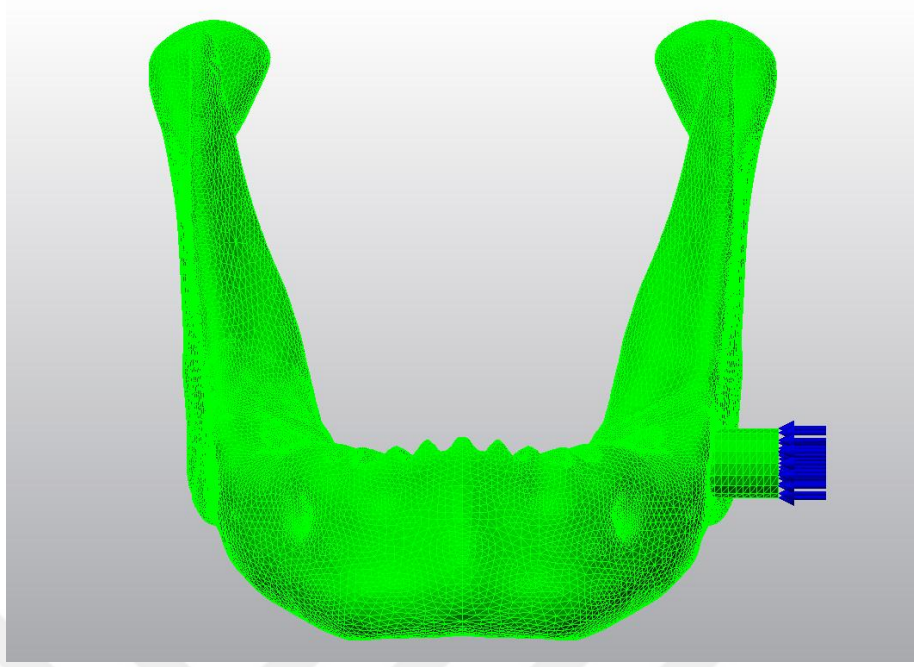
4.4. Yükleme Koşulları

Her bir modele 2000 N'luk künt travma kuvveti uygulanmıştır. Kuvvet lateral yönde angulus bölgesinde gömülü yirmi yaş dişinin bulunduğu bölgeye ve simetriğinde gömülü dişin bulunmadığı alana dik ve frontal düzlemde simfiz bölgesinin ortasına dik olacak şekilde dairesel olarak 1cm² yüzey alanına uygulanmıştır. (Şekil 32-34) 2000 N'luk kuvvet değeri, mandibulada daha önce yapılmış sonlu eleman analizi çalışmalarında kullanıldığı için bizim çalışmamızda da tercih edilmiştir.(35, 37, 38)

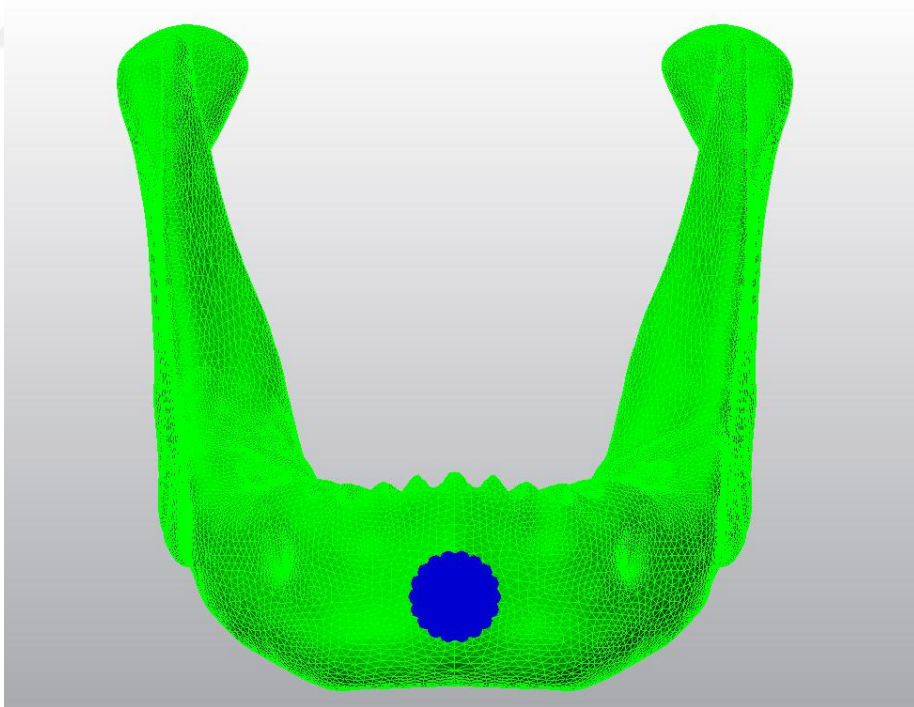
7 farklı tasarımda, 3 yükleme koşulunda toplamda 21 adet sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir.



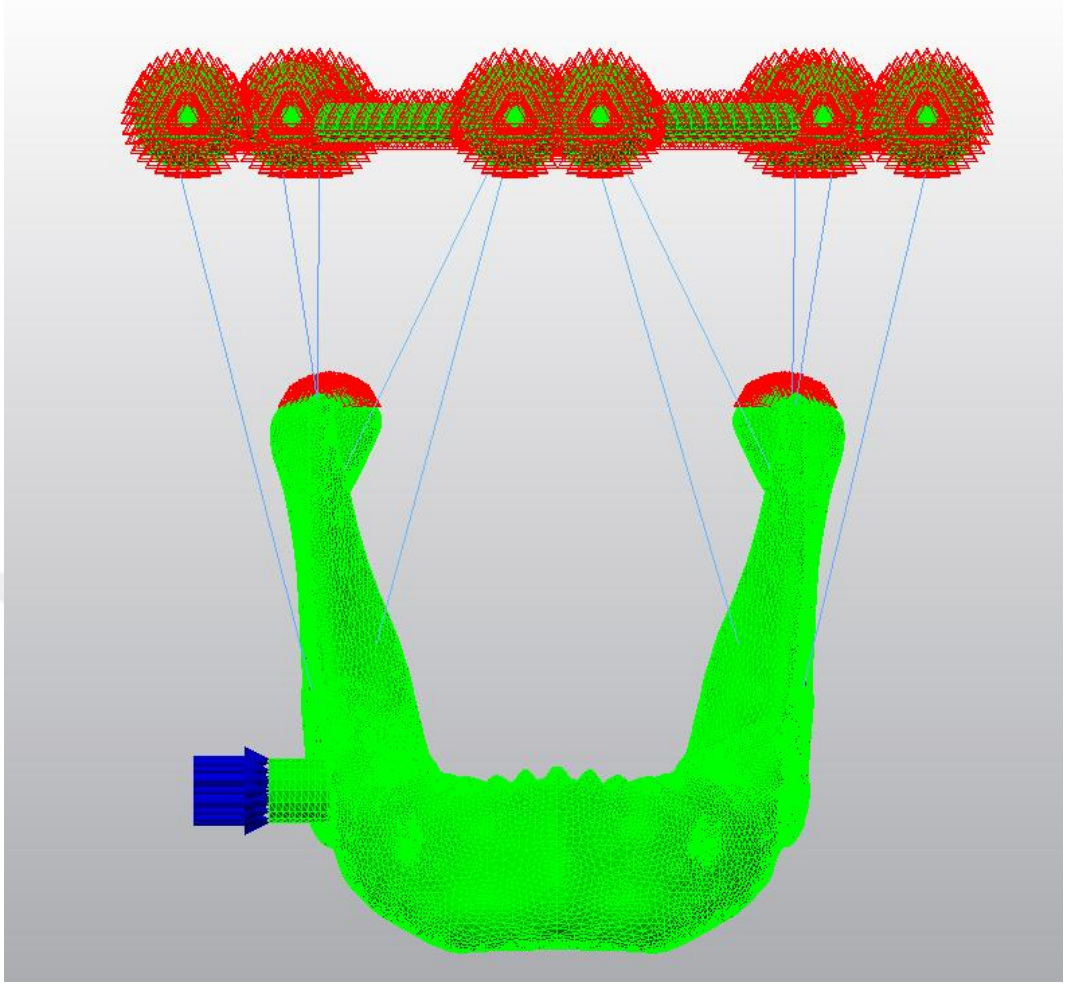
Şekil 32. Mandibula angulus bölgesinden yapılan yükleme



Şekil 33. Mandibula kollateral angulus bölgesinden yapılan yükleme



Şekil34. Mandibula simfiz bölgesinden yapılan yükleme



Şekil 35. Sınır ve yükleme koşulları sağlanmış model

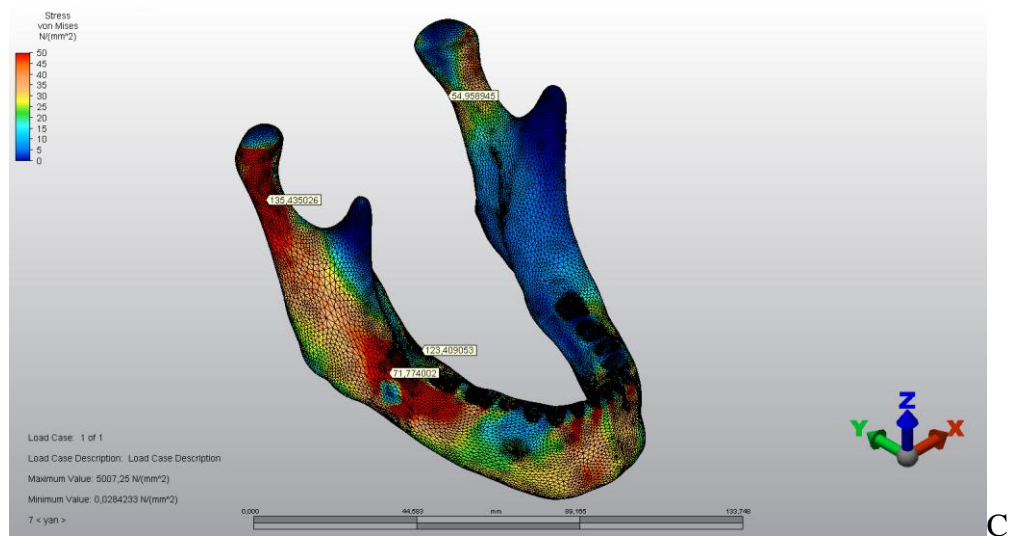
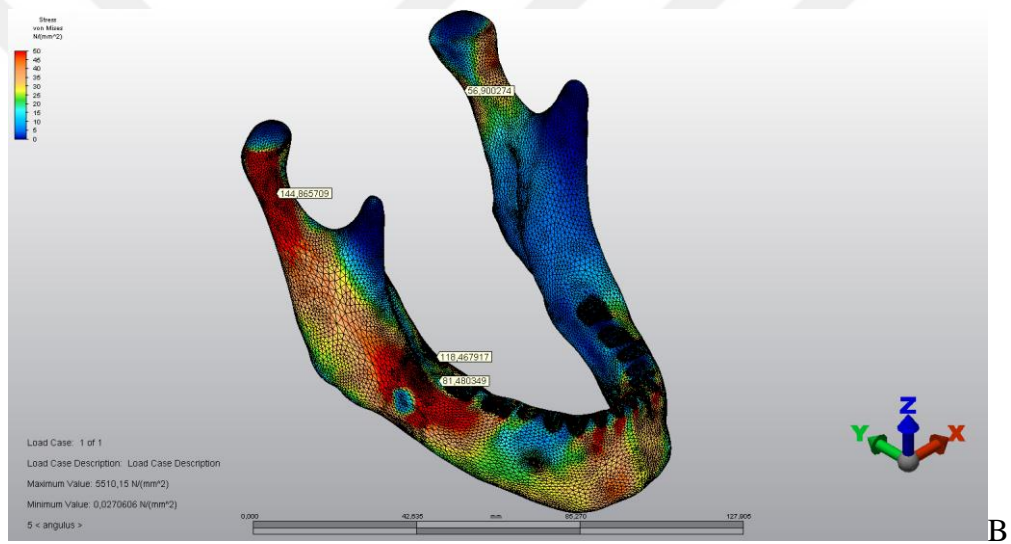
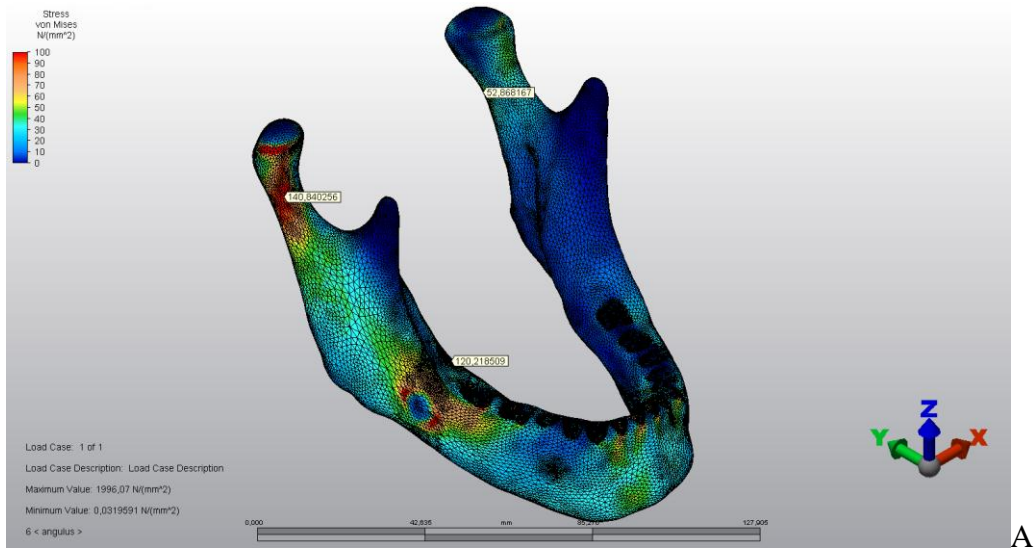
5. BULGULAR

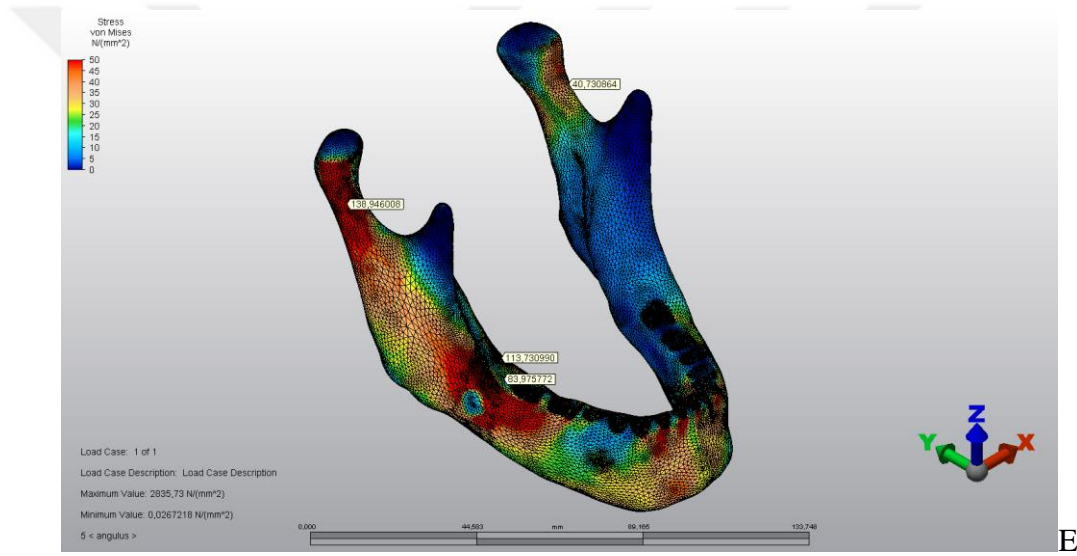
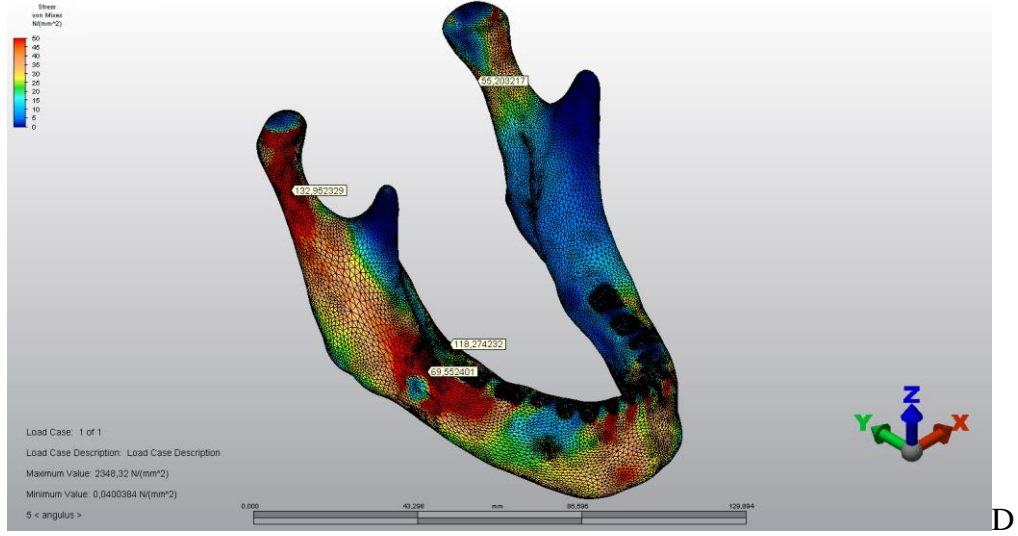
Çalışmamızda 7 farklı model yapılmış ve 2000N değerinde kuvvet modele simfiz, ipsilateral mandibula angulus, kontralateral mandibula angulus bölgelerinden uygulanmıştır. Stres değerleri ayrı ayrı tabloda gösterilmiştir.

Gömülü yirmi yaş dişinin uzun aksının, ikinci büyük azı dişinin uzun aksına göre farklı açılmal pozisyonlarının ve kontrol modelinden oluşan 5 ayrı modele ipsilateral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonrasında bölgelerde oluşan maksimum stress von mises N/mm^2 değerleri tablo 3 de verilmiştir. Streslerin çenedeki dağılımı şekil 36 da verilmiştir.

Tablo 3. İpsilateral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonrasında bölgelerde oluşan maksimum stress von mises N/mm^2 değerleri.

	Angulus		TME	
	Lingual Alan	Dişin Bukkal Çevresi	İpsilateral	Kontralateral
Kontrol	120,218509		140,840256	52,868167
Mezioanguler	118,467917	81,480349	144,865709	56,900274
Distoanguler	123,409053	71,774002	135,435026	54,958945
Vertikal	118,274232	69,552401	132,952329	55,203217
Horizontal	113,730990	83,975772	138,946008	40,730864





Şekil 36. İpsilateral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonrasında kemikteki maksimum stres von mises N/mm² değerleri dağılımının incelenmesi. A)kontrol model: B)mezioanguler model: C)distoanguler model: D)vertikal model: D)horizontal model.

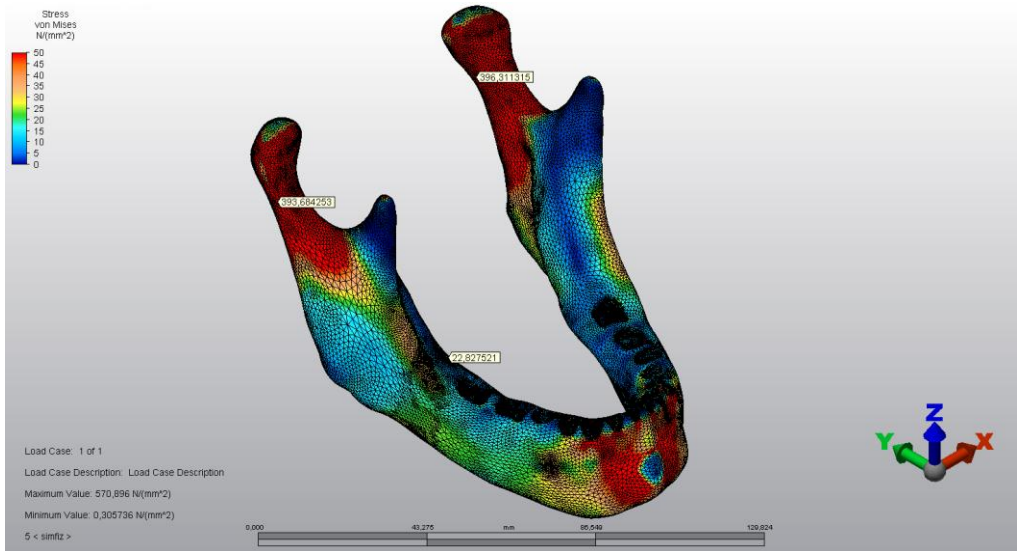
İpsilateral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonucu, angulus bölgesinde oluşan maksimum stres değerlerine tüm gruplarda bakıldığında (tablo 3) en yüksek değer distoanguler konumda gömülü diş bulunan modelin angulus lingual bölgesinde (123,409053N/mm²) olduğu görülmüştür. En düşük stres vertikal konumda gömülü diş bulunan modelin angulus bölgesinde dişin bukkal çevresinde (69,552401N/mm²) olduğu görülmüştür.

İpsilateral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonucu, TME bölgesinde oluşan maksimum stres değerlerine tüm gruplarda bakıldığında (tablo 3) en yüksek değer mezioanguler konumda gömülü diş bulunan modelin ipsilateral TME bölgesinde ($144,865709\text{N/mm}^2$) olduğu görülmüştür. En düşük stres horizontal konumda gömülü diş bulunan modelin kontralateral TME bölgesinde ($40,730864\text{ N/mm}^2$) olduğu görülmüştür.

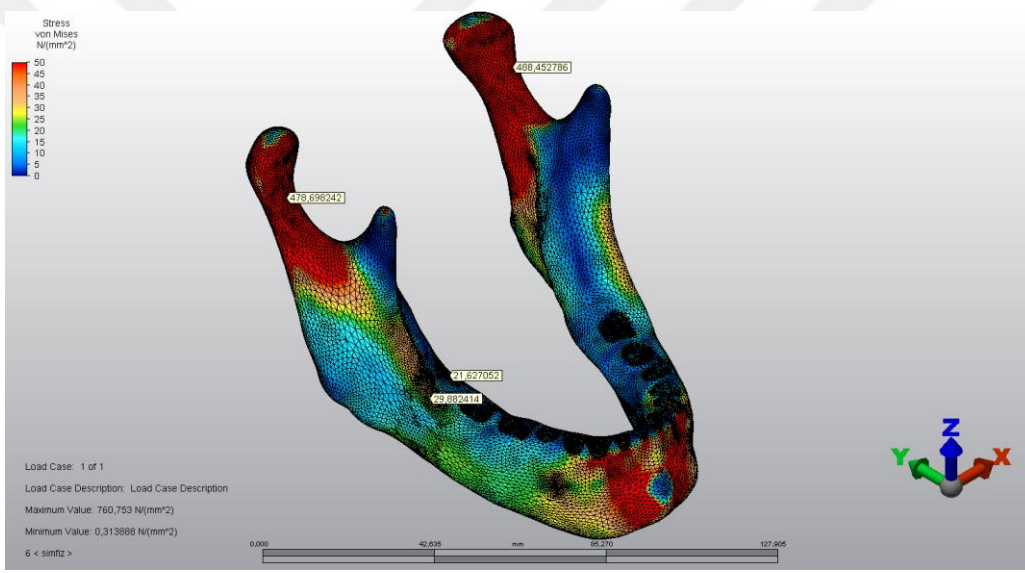
5 ayrı modele mandibula simfizden kuvvet uygulaması sonrasında bölgelerde oluşan maksimum stress von mises N/mm^2 değerleri tablo 4 de verilmiştir. Streslerin çenedeki dağılımı şekil 37 de verilmiştir.

Tablo 4. Mandibula simfizden kuvvet uygulaması sonrasında bölgelerde oluşan maksimum stres von mises N/mm^2 değerleri.

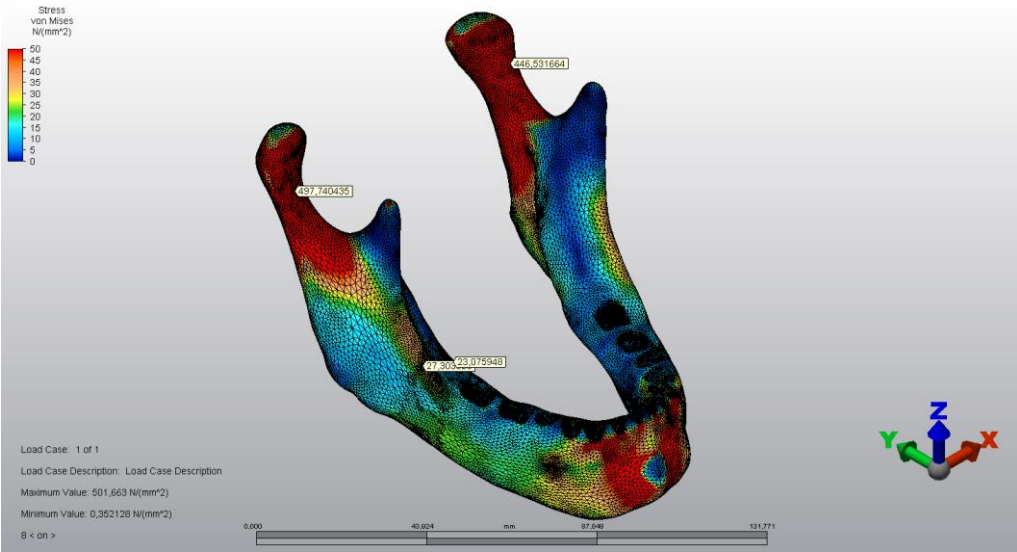
	Angulus		TME	
	Lingual Alan	Dişin Bukkal Çevresi	İpsilateal	Kontrolateral
Kontrol	22,827521		393,684253	396,311315
Mezioanguler	21,627052	29,882414	478,698242	488,452786
Distoanguler	23,075948	27,303323	497,740435	446,531664
Vertikal	22,062753	42,045690	457,175937	448,642125
Horizontal	21,999405	24,382299	490,543159	454,144238



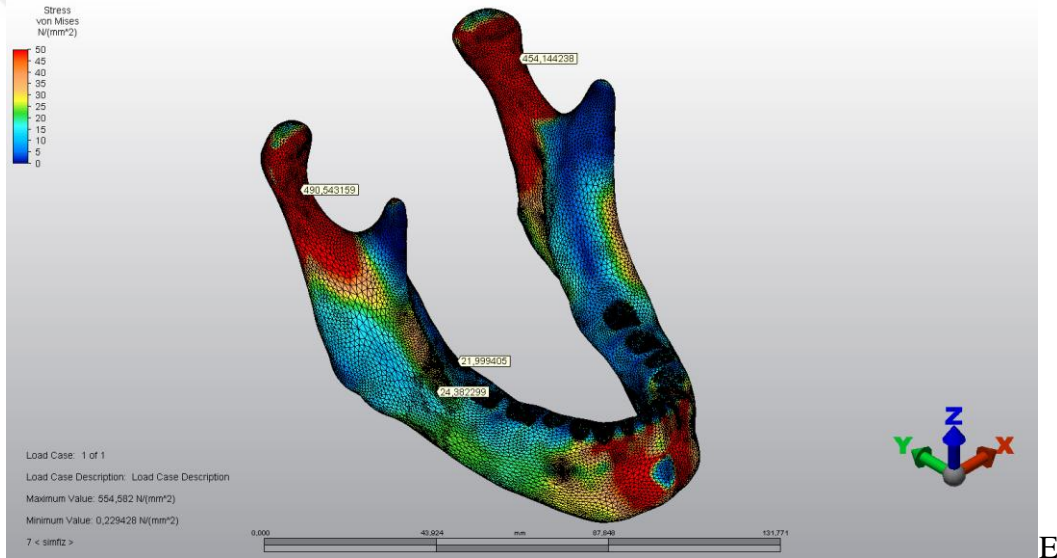
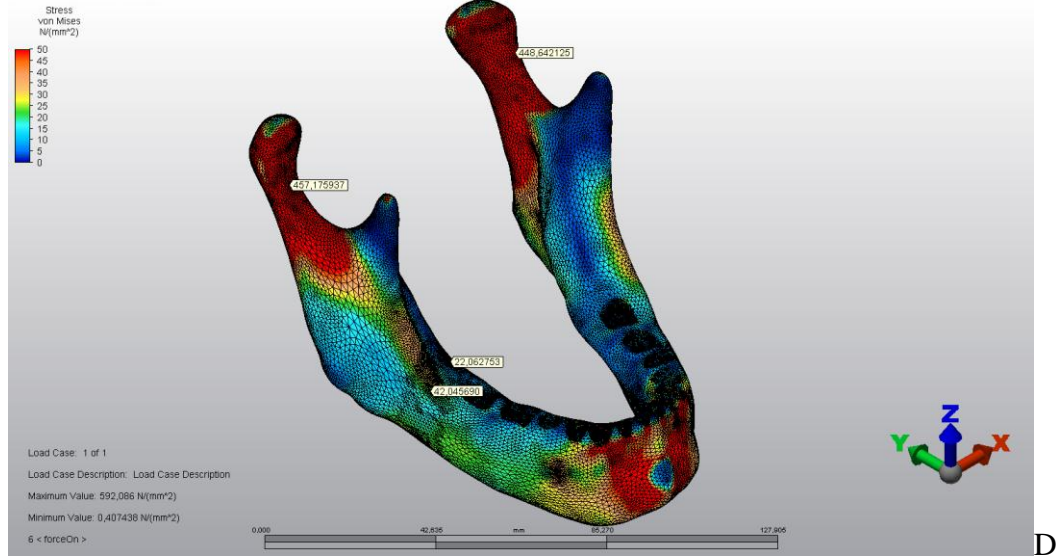
A



B



C



Şekil 37. Mandibula simfizden kuvvet uygulaması sonrasında kemikteki maksimum stres von mises N/mm^2 değerleri dağılımının incelenmesi. A)kontrol model: B)mezioanguler model: C)distoanguler model: D)vertikal model: E)horizontal model.

Mandibula simfizden kuvvet uygulaması sonucu, angulus bölgesinde oluşan maksimum stres değerlerine tüm gruplarda bakıldığında (tablo 4) en yüksek değer vertikal konumda gömülü diş bulunan modelin angulus bölgesi dışın bukkal çevresinde ($42,045690N/mm^2$) olduğu görülmüştür. En düşük stres

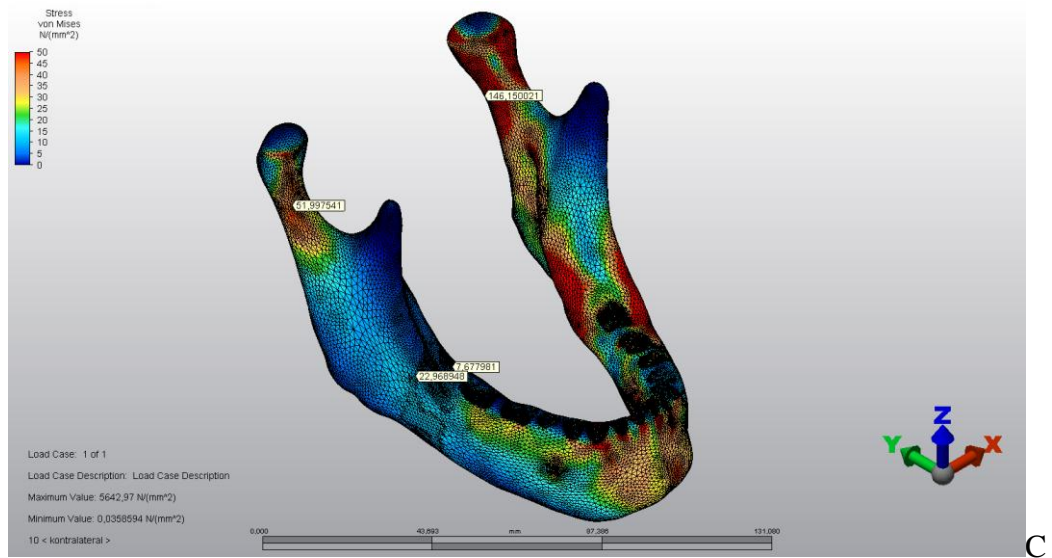
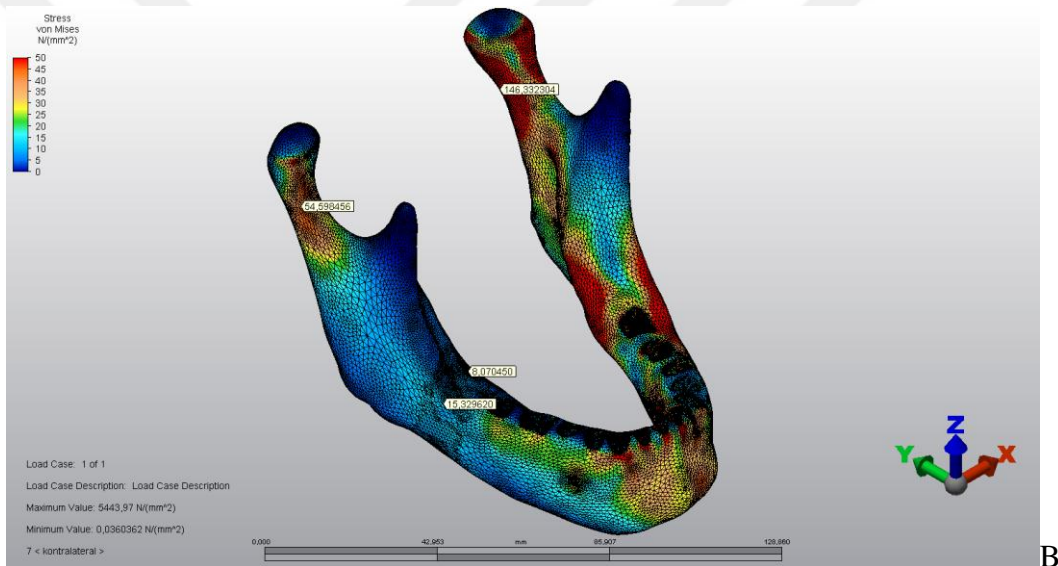
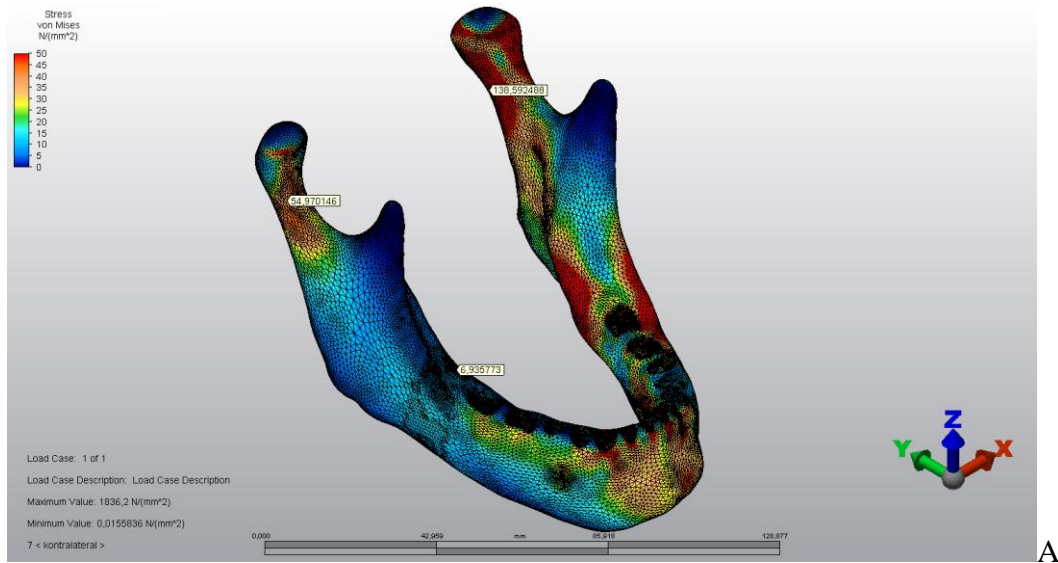
mezioanguler konumda gömülü diş bulunan modelin angulus lingual bölgesinde ($21,627052\text{N/mm}^2$) olduğu görülmüştür.

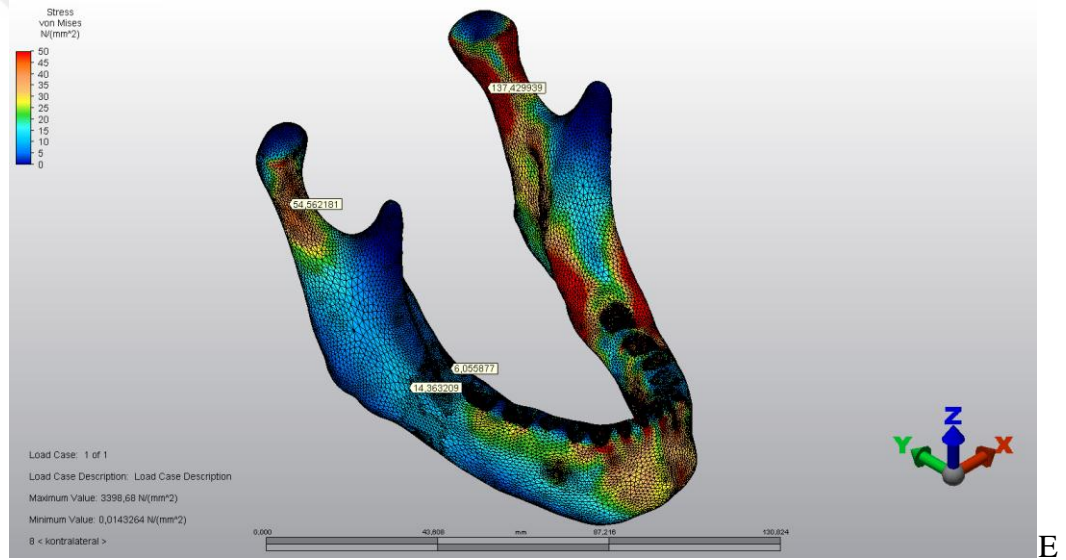
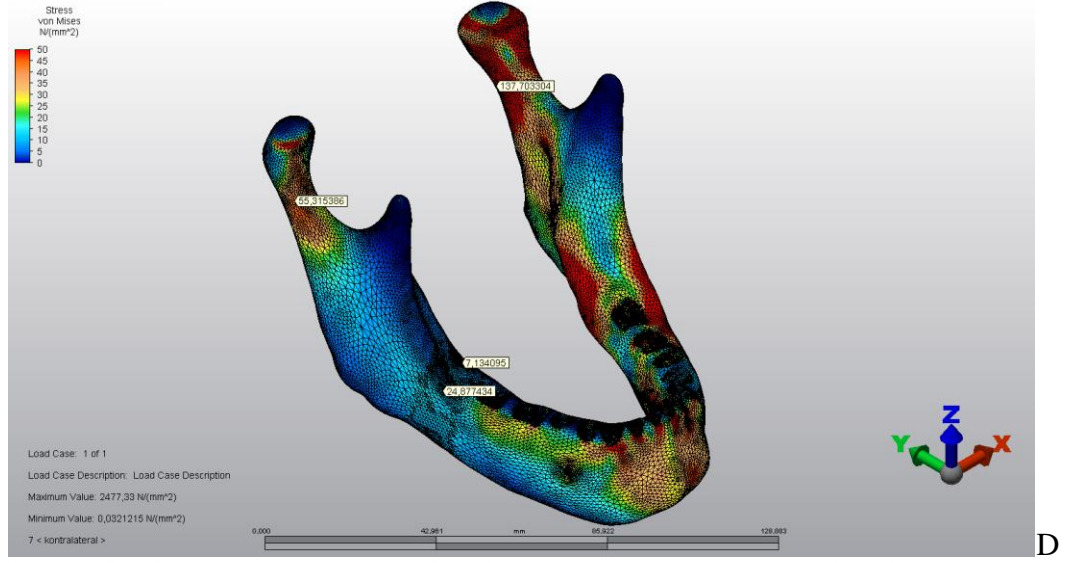
Mandibula simfizden kuvvet uygulaması sonucu, TME bölgesinde oluşan maksimum stres değerlerine tüm gruplarda bakıldığında (tablo 4) en yüksek değer distoanguler konumda gömülü diş bulunan modelin TME ipsilateral bölgesinde ($497,740435\text{N/mm}^2$) olduğu görülmüştür. En düşük stres kontrol modelin TME ipsilateral bölgesinde ($393,684253\text{N/mm}^2$) olduğu görülmüştür.

5 ayrı modele kontralateral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonrasında bölgelerde oluşan maksimum stres von mises N/mm^2 değerleri tablo 5 de verilmiştir. Streslerin çenedeki dağılımı şekil 38 de verilmiştir.

Tablo 5. Kontralateral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonrasında bölgelerde oluşan maksimum stres von mises N/mm^2 değerleri.

	Angulus		TME	
	Lingual Alan	Dişin Bukkal Çevresi	İpsilateal	Kontralateral
Kontrol	6,935773		54,970146	138,592488
Mezioanguler	8,070450	15,329620	54,598456	146,332304
Distoanguler	7,677981	22,968948	51,997541	146,150021
Vertikal	7,134095	24,877434	55,315386	137,703304
Horizontal	6,055877	14,363209	54,562181	137,429939





Şekil 38. Kontrolateral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonrasında kemikteki maksimum stres von mises N/mm^2 değerleri dağılımının incelenmesi. A)kontrol model: B)mezioanguler model: C)distoanguler model: D)vertikal model: E)horizontal model.

Kontrolateral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonucu, angulus bölgesinde oluşan maksimum stres değerlerine tüm gruplarda bakıldığında (tablo 5) en yüksek değer vertikal konumda gömülü diş bulunan modelin angulus bölgesinde dişin bukkal çevresinde ($24,877434N/mm^2$) olduğu görülmüştür. En

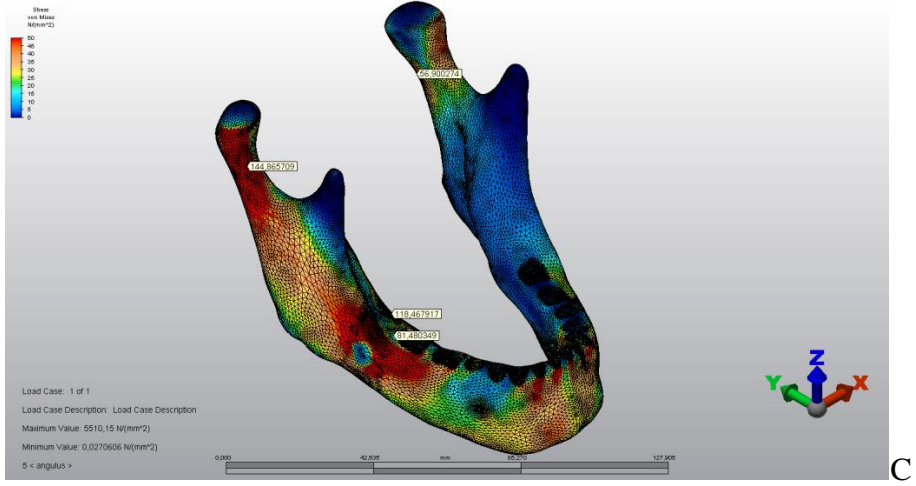
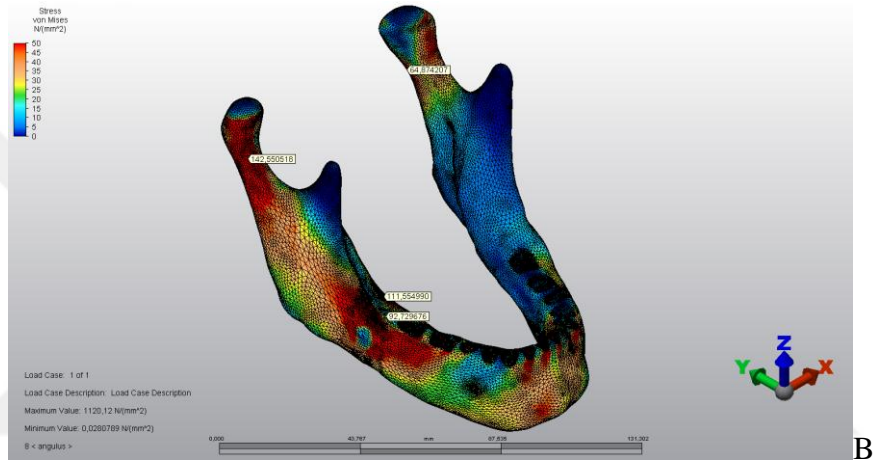
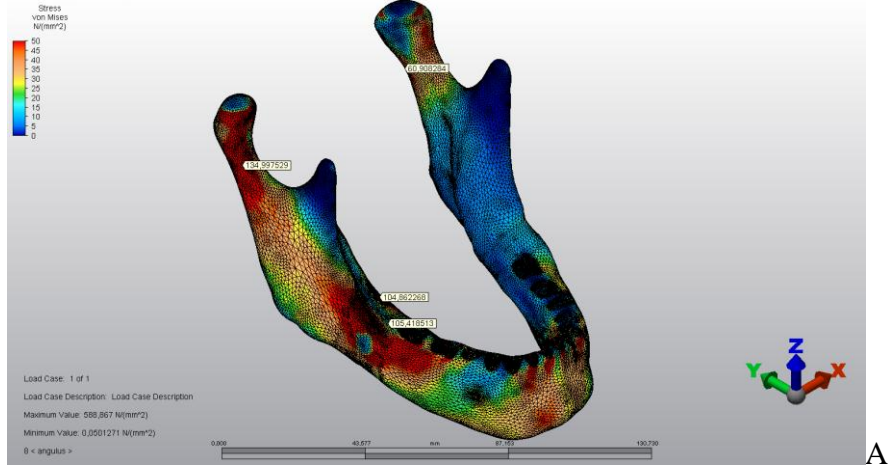
düşük stres horizontal konumda gömülü diş bulunan modelin angulus lingual bölgesinde ($6,055877\text{N/mm}^2$) oluştuğu görülmüştür.

Kontrolateral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonucu, TME bölgesinde oluşan maksimum stres değerlerine tüm gruplarda bakıldığında (tablo 5) en yüksek değer mezioangular konumda diş bulunan modelin kontrolateral TME bölgesinde ($146,332304\text{N/mm}^2$) oluştuğu görülmüştür. En düşük stres distoangular konumda gömülü diş bulunan modelin ipsilateral TME bölgesinde ($51,997541\text{N/mm}^2$) oluştuğu görülmüştür.

Mezioangular yirmi yaş dişinin ikinci molar dişin distali ile ramusun ön kenarı arasındaki mesafe ile ilişkisine göre Pell ve Gregory sınıflamasına göre Sınıf I ,Sınıf II ve Sınıf III gömülük paternlerini içeren 3 ayrı modele ipsilateral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonrasında bölgelerde oluşan maksimum stres von mises N/mm^2 değerleri tablo 6 da verilmiştir. Streslerin çenedeki dağılımı şekil 39 da verilmiştir.

Tablo 6. İpsilateral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonrasında bölgelerde oluşan maksimum stres von mises N/mm^2 değerleri.

	Angulus		TME	
	Lingual Alan	Dişin Bukkal Çevresi	İpsilateral	Kontralateral
Sınıf I	104,862268	105,418513	134,997529	60,908284
Sınıf II	111,554990	92,729676	142,550518	64,874207
Sınıf III	118,467917	81,480349	144,865709	56,900274



Şekil 39. İpsilateral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonrasında kemikteki maksimum stres von mises N/mm^2 değerleri dağılımının incelenmesi. A)mezioanguler sınıf I model: B)mezioanguler sınıf II model: C)mezioanguler sınıf III model.

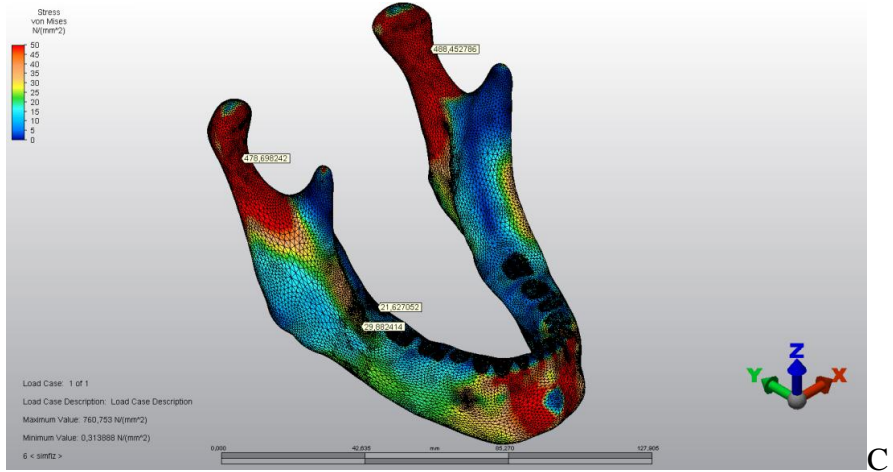
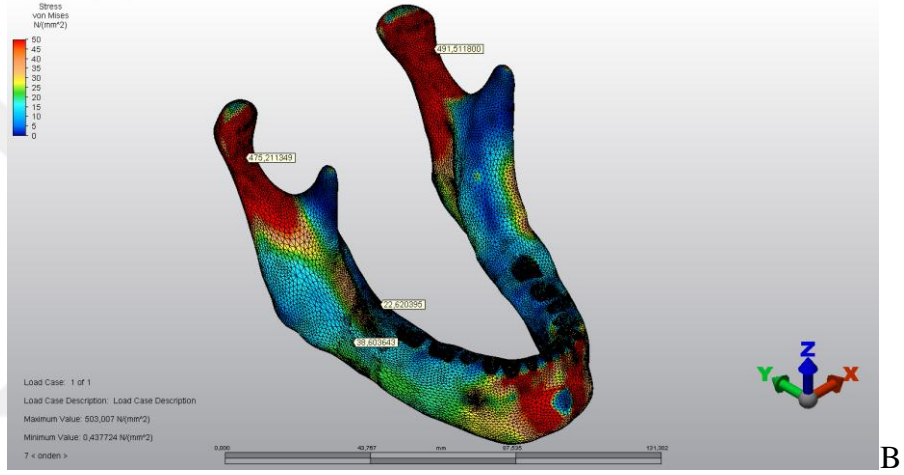
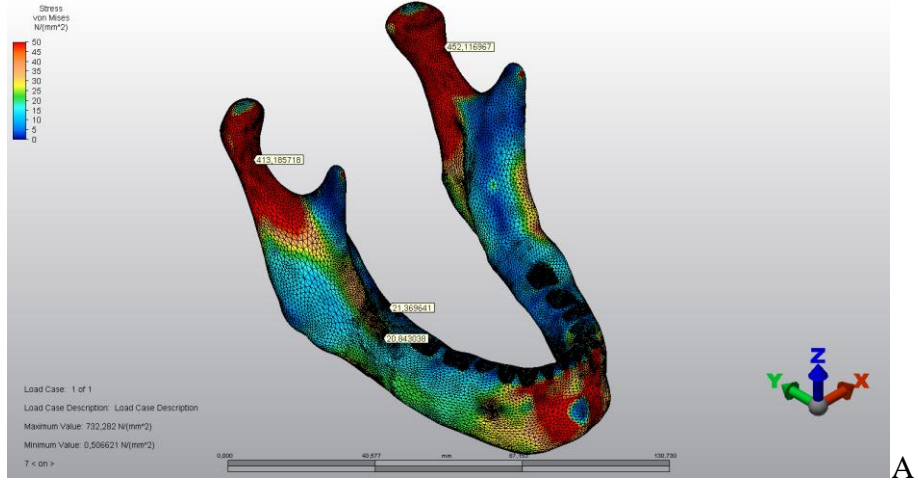
İpsilateral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonucu, angulus bölgesinde oluşan maksimum stres değerlerine tüm gruplarda bakıldığında (tablo 6) en yüksek değer sınıf III modelin angulus lingual bölgesinde ($118,467917\text{N/mm}^2$) olduğu görülmüştür. En düşük stres sınıf III modelin angulus bölgesinde dişin bukkal çevresinde ($81,480349\text{N/mm}^2$) olduğu görülmüştür.

İpsilateral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonucu, TME bölgesinde oluşan maksimum stres değerlerine tüm gruplarda bakıldığında (tablo 6) en yüksek değer sınıf III modelin ipsilateral TME bölgesinde ($144,865709\text{N/mm}^2$) olduğu görülmüştür. En düşük sınıf III modelin kontralateral TME bölgesinde ($56,900274\text{N/mm}^2$) olduğu görülmüştür.

3 ayrı modele mandibula simfizden kuvvet uygulaması sonrasında bölgelerde oluşan maksimum stres von mises N/mm^2 değerleri tablo 7 de verilmiştir. Streslerin çenedeki dağılımı şekil 40 da verilmiştir.

Tablo 7. Mandibula simfizden kuvvet uygulaması sonrasında bölgelerde oluşan maksimum stres von mises N/mm^2 değerleri.

	Angulus		TME	
	Lingual Alan	Dişin Bukkal Çevresi	İpsilateral	Kontralateral
Sınıf I	21,369641	20,843038	413,185718	452,116967
Sınıf II	22,620395	38,603643	475,211349	491,511800
Sınıf III	21,627052	29,882414	478,698242	488,452786



Şekil 40. Mandibula simfizden kuvvet uygulaması sonrasında kemikteki maksimum stres von mises N/mm² değerleri dağılımının incelenmesi. A)mezioanguler sınıf I model: B)mezioanguler sınıf II model: C)mezioanguler sınıf III model.

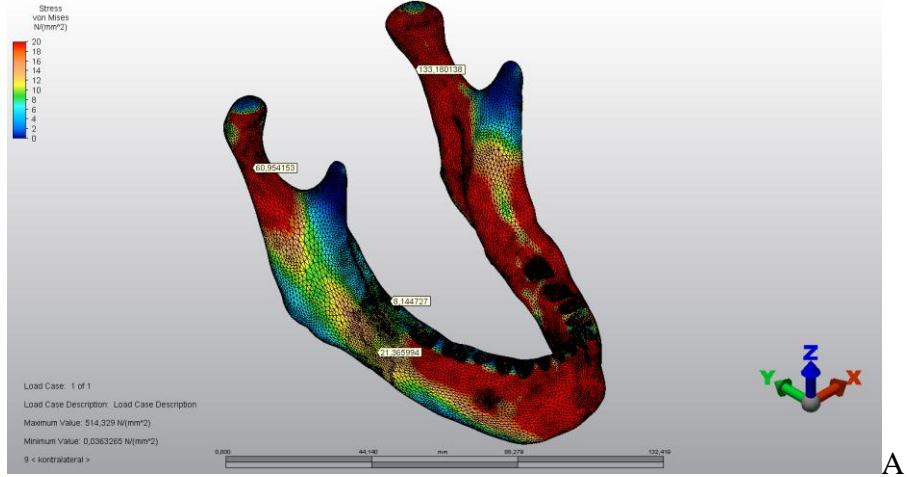
Mandibula simfizden kuvvet uygulaması sonucu, angulus bölgesinde oluşan maksimum stres değerlerine tüm gruplarda bakıldığında (tablo 7) en yüksek değer sınıf II modelin angulus bölgesinde dişin bukkal çevresinde ($38,603643\text{N/mm}^2$) olduğu görülmüştür. En düşük stres sınıf I modelin angulus bölgesinde dişin bukkal çevresinde ($20,843038\text{N/mm}^2$) olduğu görülmüştür.

Mandibula simfizden kuvvet uygulaması sonucu, TME bölgesinde oluşan maksimum stres değerlerine tüm gruplarda bakıldığında (tablo 7) en yüksek değer sınıf II modelin kontralateral TME bölgesinde ($491,511800\text{N/mm}^2$) olduğu görülmüştür. En düşük sınıf I modelin ipsilateral TME bölgesinde ($413,185718\text{N/mm}^2$) olduğu görülmüştür.

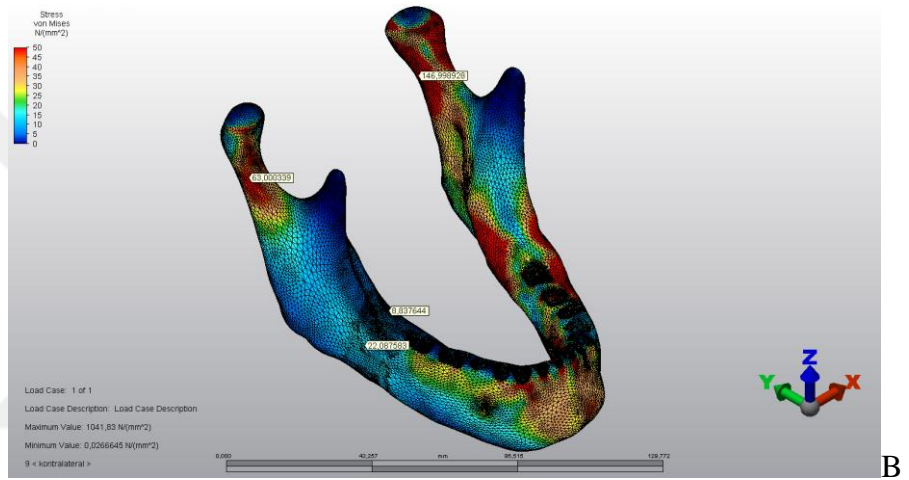
3 ayrı modele kontralateral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonrasında bölgelerde oluşan maksimum stres von mises N/mm^2 değerleri tablo 8 de verilmiştir. Streslerin çenedeki dağılımı şekil 41 de verilmiştir.

Tablo 8. Kontralaeral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonrasında bölgelerde oluşan maksimum stres von mises N/mm^2 değerleri.

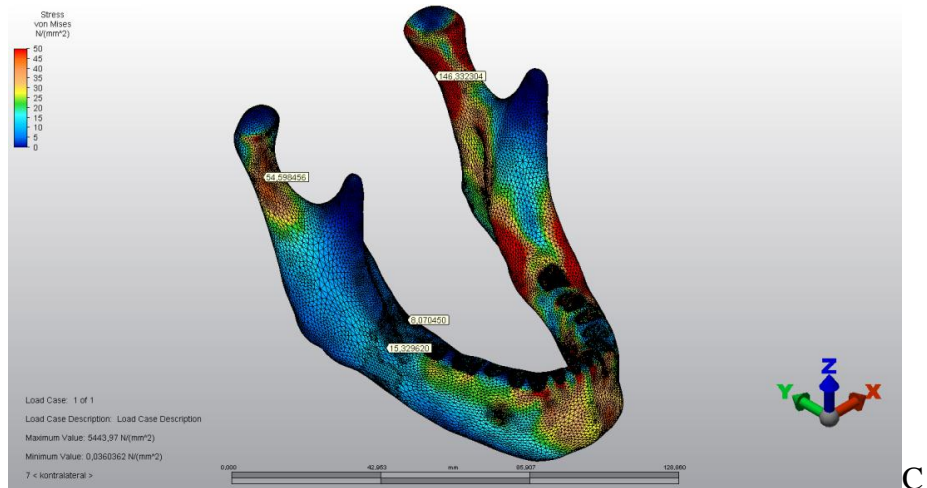
	Angulus		TME	
	Lingual Alan	Dişin Bukkal Çevresi	İpsilateral	Kontralateral
Sınıf I	8,144727	21,365994	60,954153	133,180138
Sınıf II	8,837644	22,087583	63,000339	146,998928
Sınıf III	8,070450	15,329620	54,598456	146,332304



A



B



C

Şekil 41. Kontralateral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonrasında kemikteki maksimum stres von mises N/mm^2 değerleri dağılımının incelenmesi. A)mezioanguler sınıf I model: B)mezioanguler sınıf II model: C)mezioanguler sınıf III model.

Kontralateral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonucu, angulus bölgesinde oluşan maksimum stres değerlerine tüm gruplarda bakıldığında (tablo 8) en yüksek değer sınıf II modelin angulus bölgesinde dişin bukkal çevresinde ($22,087583\text{N/mm}^2$) olduğu görülmüştür. En düşük stres sınıf III modelin angulus lingual bölgesinde ($8,070450\text{N/mm}^2$) olduğu görülmüştür.

Kontralateral mandibula angulustan kuvvet uygulaması sonucu, TME bölgesinde oluşan maksimum stres değerlerine tüm gruplarda bakıldığında (tablo 8) en yüksek değer sınıf II modelin kontralateral TME bölgesinde ($146,998928\text{N/mm}^2$) olduğu görülmüştür. En düşük sınıf III modelin ipsilateral TME bölgesinde ($54,598456\text{N/mm}^2$) olduğu görülmüştür.

6. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanarak gömülü yirmi yaş dişinin farklı pozisyonlarının angulus kırığı üzerine nasıl bir etkisi olduğu incelenmiştir. Uygulanan kuvvet karşısında mandibulanın belirli bölgelerinde stres değerlerine bakılmıştır.

Angulus ve kondil mandibulada sıklıkla kırılan bölgelerdir. İncelenen popülasyona bağlı olarak, angulus kırıklar tüm mandibular kırıkların yaklaşık % 12-32 sini ve kondil % 19,9- 43'ünü oluşturmaktadır. Kemik dokunun kalitesi ve dişin sürme özellikleri kırık oluşumunu kolaylaştıran faktörler olarak öne sürülmektedir. (38) Dişler, kırığın nerede meydana geldiğini belirlemede en önemli faktörlerdendir. Mandibula kırıklarının yaklaşık %50'si diş içeren alanları içermektedir. Mandibula da angulus kırıklarının diğer bölgelere göre daha fazla oluşmasını kolaylaştıran sebep olarak mandibular üçüncü molar dişin varlığı gösterilmiştir. (60) Hipotezler de gömülü üçüncü molar diş varlığının angulusta kemik kütleini azalttığı varsayılmıştır. Böylece angulus kırılma riskini arttırdığı düşünülmüştür. Hipotez doğruysa, gömülü üçüncü molar diş pozisyonu angulus kırığı oluşma riski ile ilişkilendirilebilir.(61)

Bu bilgilerin ışığında travma karşısında gömülü dişin farklı pozisyonları kemikte oluşturdukları etkileri incelemek çalışmamızın çıkış noktası olmuştur.

Retrospektif çalışmalar da gömülü mandibular üçüncü molar dişi olan hastaların mandibula angulus kırığı riski gömülü üçüncü molar dişi olmayanlara göre daha fazla olduğunu bildirilmiştir.(33, 60, 61) Duan ve arkadaşları³³ yaptığı retrospektif bir çalışmada 16 yıl içinde mandibula kırığı nedeni ile tedavi olan 700 hasta değerlendirmişlerdir. 3. Moların sınıflaması için horizontal ve vertikal olarak

Pell- Gregory sınıflaması tercih etmişlerdir. Mandibula kırıkları en sık sırasıyla simfiz (% 33), kondil (% 32), gövde (% 16), angulus (% 16) ve ramus (% 3) olarak bulunmuştur. Mandibulada angulus kırığına sahip 197 hasta mevcuttur ve 5'inde bilateral angulus kırığı bildirmişlerdir. 22 hastada hem kondiler hem angulus kırığı gözlemlenmiştir. Bütün hastaların % 22'sinde üçüncü molar dişin olmadığı, %78'sinde üçüncü molar diş varlığı bildirmişlerdir. Üçüncü moların Pell-Gregory horizontal olarak sınıflamasında en yaygın sırasıyla Sınıf I (% 38), Sınıf II (% 23) ve Sınıf III (% 18) olarak bulunmuştur. Vertikal olarak sınıflamasında en sık üçüncü molar diş pozisyon A Sınıfı (% 47), ardından B Sınıfı(% 25) ve C Sınıfı (% 7) gelmiştir. Çalışmada bütün veriler değerlendirildiğinde, üçüncü molar diş olan hastaların, gömülü üçüncü molar diş olmayanlara kıyasla angulus kırığı riskinin daha yüksek olduğunu ortaya çıkarmışlardır. Kondiller kırıklarda ise tersini belirtilmişlerdir. Bizim çalışmamızda gömülü diş olmayan kontrol modelinde simfizden uygulanan kuvvette kondildeki stres oranı gömülü diş bulunan modellerden daha az çıkmıştır. Duan ve arkadaşları³³ gömülü üçüncü molar diş olanlarda horizontal pozisyonu ile ilgili olarak, en yüksek angulus kırığı insidansı, Sınıf II'de (% 31), ardından Sınıf III (% 16), Sınıf I (% 9), Sınıf 0'da (% 5) belirtmişlerdir. En yüksek kondiler kırık insidansı 0 (% 36), I. Sınıf (% 31), Sınıf III (% 26), Sınıf II (% 23) bildirmişlerdir.(33) Bu tez çalışmasında da Pell-Gregory sınıflaması(horizontal) kullanılmıştır. Simfiz ve kontralateralden uygulanan kuvvetlerde stres oranı en yüksek mezioanguler sınıf II grubunda görülmüştür. Çalışmamızın bu sonucu Duan ve ark.'nın çalışmasının sonucuyla benzerlik göstermektedir. Simfiz ve kontralateralden uygulanan kuvvette, kondildeki stres oranı en yüksek

mezioanguler sınıf II grubunun karşı kondilinde oluşmuştur. İpsilateral uygulanan kuvvete angulus ve kondilde gözlenen streslerde en yüksek mezioanguler sınıf III de gözlenmiştir

Mandibula angulusun kırılma riskinde aynı zamanda gömülü üçüncü moların pozisyonuna bağlı olduğu da bildirilmiştir.(33, 62) Lee ve arkadaşlarının⁶¹ yaptığı bir retrospektif çalışmada gömülü diş pozisyonunun angulus kırığına etkisini incelemişlerdir. Çalışmada gömülü diş Pell-Gregory horizontal ve verikal sınıflamasına göre gruplamışlardır. (Horizontal: sınıf I,II ve III olarak, Vertikal: pozisyon A, B, C olarak.) Pell- Gregory sınıflandırma sistemi ile gömülü diş pozisyonu 9 kategori (IA, IB, IC IIIC) olarak gruplamışlardır. Analiz 437 hastadan oluşmuştur. Gömülü dişi bulunan hastalarda, bulunmayanlara göre angulus kırığı oluşma riskinin 1,9 kat daha fazla olduğunu göstermişlerdir. Gömülü diş pozisyonlarında sınıf IB pozisyonun da angulus kırık riski 1,4 kat sınıf IA' dan daha fazla bulunmuştur. Tüm gömülülük pozisyonlarında (sınıf IIIC hariç) sınıf IA'ya göre daha yüksek bir angulus kırığı riski olduğu gözlenmiştir. (61) Bizim çalışmamızda vertikal sınıflamaya göre gömülü diş modellenmemiştir. Tüm modellerde gömülü dişler pozisyon C olarak belirlenmiştir. Gruplarımız IC, IIC VE IIIC incelendiğinde simfizden gelen kuvvette angulusta stres sınıf IIC ve sınıf IIIC modelde gömülü diş çevresinde daha fazla bulunmuşken, sınıf IC de lingual alandadır. Çalışmamızda simfizden kuvvet uygulanan modelde Lee ve arkadaşlarını yaptığı çalışmadaki sonuca benzer durum ortaya çıkmıştır. Sınıf II C ve sınıf IIIC'nin sınıf IC den daha fazla angulusta stres oluşturduğu görülmüştür. Simfiz ve kontralateralden gelen kuvvette angulusta en yüksek sters sınıf IIC de görülmüştür. İpsilateral kuvvette sınıf IC modelde stres angulusta dişin bukkal

çevresinde fazla gözlenmişken, sınıf IIC ve sınıf IIIC de lingual alanda görülmüştür. İpsilateral kuvvette angulusta en yüksek sters sınıf IIIC grubunda görülmüştür.

Rajkumar ve arkadaşlarının⁶⁰ yaptığı retrospektif bir çalışmada 2006-2009 yılları arasında mandibula kırıkları tedavisi için başvuran 154 hastanın kayıtları kullanılmıştır. Angulus kırığına 3.molar varlığının etkisi incelenmiştir. Gömülü üçüncü molar dişlerin sınıflaması için Winter ve Pell-Gregory sınıflandırması kullanılmıştır. Üçüncü moların, hastaların % 88,3 de mevcut olduğunu tespit etmişlerdir. Hastaların % 33,7'sinde angulus kırığı, bu vakaların % 94,2'sinde üçüncü azı dişlerinin olduğunu bildirmişlerdir. Böylece, üçüncü azı dişleri olan hastalar, üçüncü azı dişi olmayan hastalara göre angulus kırığı 2.16 kat daha fazla olduğu belirtilmiştir. Angulus kırığı olan vakalarda üçüncü molar dişlerin pozisyonuna bakıldığında, % 69.23'u mezioanguler, % 23.07'i vertikal, % 5.16'sı horizontal konumda ve % 2.56'sı distoanguler olduğu gösterilmiştir. Bizim çalışmamızda gömülü yirmi yaş dişinin uzun aksının, ikinci büyük azı dişinin uzun aksına göre farklı açılarda konumlandığı Archer sınıflamasına göre gruplar belirlenmiştir. İpsilateral kuvvette angulusta stres en çok distoanguler konumdaki modelde gözlenirken, simfizden ve kontralateralden uygulanan kuvvette vertikal konumdaki modelde gözlenmiştir. Rajkumar ve arkadaşları⁶⁰ dişlerin Pell-Gregory sınıflamasına göre % 64,1'i Sınıf I'de, % 28,2'si Sınıf II'de, % 7,69'u ise Sınıf III pozisyonda olduğunu göstermişlerdir. Angulus kırığı olan vakaların gömülü 3. Molar bulunan hastaların(%75), sürmüş 3. Molar diş bulunduran hastalara (%25) göre yüksek bulmuşlardır. Angulus kırıkları mezioangular pozisyonda daha sık ilişkilendirmişlerken (% 69,23) ve gömülü dişlerin pell gregory sınıflamasına

göre Sınıf I pozisyonda (% 64,1) gözlemlenmişlerdir. (60) Çalışmamızda Pell-Gregory sınıflamasına göre modeller arasında ipsilateral kuvvette angulus bölgesinde stres değerlendirildiğinde en yüksek sınıf III grubunda gözlenmişken, simfiz ve kontralateral kuvvette stres daha çok sınıf II modelde oluşmuştur.

Hanson ve arkadaşlarının²⁵ yaptığı bir meta analiz çalışmasında 3. Molar dişi olan ile olmayan hastalar arasındaki mandibula angulus kırığı riskine etkisini incelenmiştir. Toplamda 6 çalışma dahil etmişlerdir. Çalışmaların 3'ü Amerika bileşik devletlerinde, biri Jordan, biri Nijerya, biri Canada da yapılmıştır. Mandibula kırığı olan 3.002 hasta incelendiğinde üçüncü molar diş varlığının angulus kırığı oluşumuna tahmini rölatif riski yapılan farklı çalışmalarda 1,2 ve 12,7 arasında değiştiği gözlenmektedir.(25)

Sonlu elemanlar analizi, birçok mühendislik disiplininde kullanılmak için fiziksel sistemlerin sayısal modellemesiyle uygulamalı matematiğin bir dalı olarak geliştirilmiştir.(36)

Uyumsuz klinik veriler ve insan mandibulasında deneysel çalışmaların kısıtlamaları göz önüne alındığında, çalışmalarda sonlu eleman analizi kullanılarak elde edilen sayısal simülasyonlar ve sanal modeller kullanılmaktadır.(35-38, 63, 64)

Biz de bu tez çalışmasında sonlu elemanlar analizi kullanmayı tercih ettik.

Torreira ve Fernandez⁶³ sonlu eleman analizi kullanarak mandibulaya kuvvet uygulaması sonucunda oluşan stres paternlerinin dağılımını incelemişlerdir. Bu çalışmaya dişleri dahil etmemişlerdir. Bu durum bu çalışmanın dezavantajı olarak belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda ise gömülü diş varlığı ve pozisyonundaki değişimin etkisi olabileceği düşünüldüğü için dişlerin

modeli de elde edilmiştir. Dişsiz modele simfiz ve mandibula gövdesinden 10^7 N/m² değerinde bir saniye süren iki farklı kuvvet uygulamışlardır. Simfizden uygulanan kuvvette maksimum stres simfizde, retromolar bölgede ve her iki kondilde gözlenmiştir. Bizim çalışmamızda simfiz kuvveti sonrasında angulus ve kondiler bölgede ölçüm yapılmış olup kondiler bölgede daha yüksek stres ölçülmüştür. Torreira ve Fernandez mandibula gövdeden uygulanan kuvvette, ipsilateral kondiler boyun bölgesinde, ipsilateral mandibula gövdesinde ve kontralateral kondiler boyun bölgesinde maksimum stres alanları olduğunu gözlemlemişlerdir. (63) Bizim çalışmamızda Archer sınıflamasına göre modellenen grupta ipsilateral kuvvette maksimum stres birikimi mezioanguler gömülü diş bulunan modelin ipsilateral kondilinde ölçülmüştür. Tüm gruplar incelendiğinde ipsilateral kondilde oluşan stres kontralateral kondilde oluşan stres değerinden fazla bulunmuştur.

Santos ve arkadaşları⁶⁴ sonlu elemanlar analizi kullanılarak yaşlı dişsiz mandibulada stres dağılımlarını incelemişlerdir. 65 yaşında yaşlı bir hastanın bilgisayarlı tomografisi kullanılarak model oluşturmuşlardır. 700N değerinde yükü simfiz, parasimfiz ve mandibula gövdesinden uygulamışlardır. Mandibula simfiz bölgesine uygulanan travmatik yükün, mental foramenler bölgesinde düşük strese neden olduğunu göstermişlerdir. Mandibular ramusun alt bölümünde de düşük stres değerleri gözlenirken, sağ ve sol mandibular kondilde yüksek stres birikimi gözlemlemişlerdir. Bizim çalışmamızda simfiz den uygulanan kuvvet sağ ve sol kondilde stres oranı angulus bölgesine göre tüm modellerden daha yüksek çıkmıştır. Kontrol modelindeki kondillerin stres değerleri diğer modellerin kondillerindeki stresten düşük çıkmıştır. Santos ve arkadaşları⁶⁴ çalışmada

mandibular gövdeden uygulanan travmatik yük ile gövdede, angulusta ve mandibular ramusda yüksek stres birikimi oluşturduğunu belirtmişlerdir. İpsilateral kondilin hem medial hem de lateral yüzeylerinde yüksek stres seviyeleri tespit etmişlerdir. Kontralateral kondilde düşük stres seviyeleri oluştuğunu belirtmişlerdir. (64) Bizim çalışmamızda da tüm gruplarda kuvvetin uygulandığı ipsilateral kondil bölgesinde kontralateral kondile göre daha fazla stres ölçülmüştür.

Takada ve arkadaşları³⁵ kadavralardan aldıkları tomografiler ile model oluşturup, sonlu eleman analizi kullanarak çalışma yapmışlardır. Çalışmada Pell-Gregory sınıflamasından B pozyonunu sahip üçüncü moları olan 57 yaşında ve üçüncü moları olmayan 55 yaşında kadavranın sonlu elemanlar analizi yapılmıştır. Mandibular gövdenin bukkal yüzeyine 2000N değerinde kuvvet uygulamışlardır. Analiz sonucunda üçüncü molar dişi olmayan modelde stres dağılımı homojenken üçüncü molar dişi olan modelde kök çevresinde stresin yoğunlaşmış olduğunu görmüşlerdir. Ayrıca, stresin mandibula tabanına ve angulusa yönlendiğini, böylece angulus kırıkları ile ilişkili klinik bulgular kaydetmişlerdir. (35) Bizimde çalışmamızda 2000N de kuvvet sağ ve sol mandibula angulus bölgesinden uygulanmıştır. İpsilateraden kuvvet uygulamasında archer sınıflamasına göre modellenen gruptaki tüm modellerde angulusta lingual alanda daha fazla stres oluşmuştur. Bu grupta angulusta en yüksek stres distoanguler pozisyonda gömülü dişe sahip olan modelde görülmüştür.(123,409053 N/mm²). Kontrol modeli ile gömülü diş içeren modeller karşılaştırıldığında angulus lingual bölgede stres değerlerinde benzer sonuçlar alınmıştır. Pell gregory sınıflaması ile modellenen grupta ipsilateral

angulus kuvvetinde gömülü dişin bukkal çevresinde yapılan ölçümde sınıf I de en yüksek stres gözlenmişken,(105,418513 N/mm²) lingual çevresinde yapılan ölçümde en yüksek stres değeri sınıf III modelde ölçülmüştür.(118,467917 N/mm²)

Bezerra ve arkadaşları ³⁶ sürmüş üçüncü molarların varlığının travmaya maruz kalındığında mandibulaya olan etkisini değerlendirmişlerdir. Sonlu eleman analizi için 3 model oluşturmuşlardır. İlk modelde her iki üçüncü Molar diş vardır. İkinci modelde sağda olmak üzere tek üçüncü molar diş vardır. 3 modelde üçüncü molar diş yoktur. Frontal düzleme dik olarak 250 kgf 'lik bir künt travma, simfizden orta hattında dairesel bir alandan (pogonyum ortası) 1 cm çapında uygulanmıştır. Analizin sonucunda üçüncü molar dişin bulunduğu modellerde alveolusun servikal parçası etrafında daha fazla stres bulmuşlardır. Travma sonucunda mandibular diş oblik sırtın üzerinde stresin yoğunlaştığını fark etmişlerdir ve üçüncü molar diş mevcut olduğunda stres birikiminin alveoler kemik boyunca uzandığını görmüşlerdir. Model 2 ve 3 te üçüncü molar diş olmayınca kondil de stres oranı yüksek bulunmuştur. (36) Çalışmamızda kondillerde ki stres değerlerine bakıldığında üçüncü molar diş olmayan kontrol modelinde gömülü diş içeren modellere göre stresin daha az oluştuğu görülmüştür. Archer sınıflamasına göre modellenen gruba simfizden kuvvet uygulandığında dişin bukkal çevresinde lingual alana göre daha fazla stres oluştuğu gözlenmiştir. Bu durum Bezerra ve arkadaşlarının çalışmasının sonucu ile benzerlik göstermektedir. Pell-Gregory sınıflamasına göre modellenen grupta simfizden kuvvet uygulandığında angulus bölgesinde sınıf I hariç dişin bukkal çevresinde daha çok stres oluştuğu gözlenmiştir. Bu kuvvette angulusta en yüksek stres sınıf II modelde görülmüştür.

Antic ve arkadaşları³⁷ yaptıkları bir çalışmada gömülü diş varlığında travmanın farklı yönlerden uygulanmasının kondil ve angulusa etkisini incelemişlerdir. Sonlu eleman analizi kullanılan bu çalışma için iki model oluşturmuşlardır. İlk modelde gömülü 3 molar diş yok iken ikinci modelde yarı gömülü ve mezioanguler pozisyonda 3. molar diş modele eklenmiştir. 2000 N değerinde kuvveti 1cm alan üzerinden 3 bölgeye uygulamışlardır. Kuvveti simfiz, sağ ve sol mandibula gövdesine uygulamışlardır. Antic ve arkadaşları analizler sonucunda stresin daha çok kondil bölgesinde yoğunlaştığını gözlemlemişlerdir. Bizim çalışmamızda da tüm gruplarda stresin kondil de daha çok olduğu gözlenmiştir. Mandibula gövdeden uygulanan kuvvette gömülü dişin bulunduğu olgularda artmış angulus kırığı riski gözlemlemişlerdir. (37) Bizim çalışmamızda archer sınıflaması ile modellenen grupta ipsilateral angulustan kuvvet uygulamasında angulusta en yüksek stres distoanguler konumdaki grupta görülmüştür.

Antic ve arkadaşlarının³⁸ bir diğer çalışmasında alt üçüncü moların varlığının ve pozisyonunun mandibular angulus ve kondil kırılabilirliği üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. Sonlu elemanlar analizi ile üç model oluşturmuşlardır. İlk modelde sürmüş üçüncü molar diş, ikinci modelde mezioanguler pozisyonda yarı gömülü üçüncü molar diş modellenmiştir. Üçüncü modelde üçüncü molar diş eklememişlerdir. Modellere 2000N değerinde kuvveti frontal ve lateral düzlemde uygulamışlardır. Frontal yöndeki kuvvette, stres çoğunlukla çarpma noktasında, üçüncü moları çevreleyen angulus bölgesinde ve kondilin arka kısmında yoğunlaşmıştır. Angulus bölgesinde, en yüksek stres Model 2'de ölçmüşlerdir, bunu Model 1 ve Model 3 izlemişlerdir. Fakat kondiler bölgede ölçülen gerilim

seviyesi, modeller arasında tersine azalan bir sıralama göstermişlerdir: Model 3> Model 1> Model 2. Bizim çalışmamızda simfizden kuvvet uygulamasında kondil bölgesinde angulusa göre daha yüksek stres değerleri ölçülmüştür. Archer sınıflamasına göre modellenen grupta kontrol modeli ile gömülü diş içeren modeller karşılaştırıldığında angulus lingual alanda ölçülen stres değerleri benzerdir. Fakat kontrol modelinde kondildeki stres değeri diğer gruplardan daha az bulunmuştur.

Antic ve arkadaşları³⁸ lateral yönden uygulanan kuvvette, maksimum stresi; kuvvetin çarpma noktasında, üç modelin de ipsilateral kondiler bölgelerinde, angulus ipsilateral lingual yönlerinde ve kontralateral kondil ve angulusta yoğunlaştığını gözlemlemişlerdir. Angulus bölgesinde, en yüksek stres Model 2'de ölçmüştür, bunu Model 1 ve Model 3 izlemiştir. (38) Bizim çalışmamızda ipsilateral angulusa kuvvet uygulandığında archer sınıflamasına göre modellenen grupta angulus lingual alandaki en yüksek stres distoanguler konumdaki modelde ölçülmüştür. (123,409053 N/mm²) Lingual alanlarda dişin bukkal çevresine göre daha yüksek stres değerleri izlenmiştir. Kontrol modeli ile gömülü diş içeren modeller karşılaştırıldığında angulus lingual alanda stresler benzer sonuçlar göstermiştir. Pell-Gregory ile sınıflanan grupta ipsilateral kuvvette sınıf I de dişin bukkal çevresinde stres lingual alandan daha yüksek iken sınıf II ve sınıf III modelde tam tersi durum mevcuttur.

SONUÇLAR

Archer ve Pell- Gregory sınıflamasına göre yirmi yaş dişinin farklı pozisyonlarının oluşturulduğu mandibula modellerine 3 farklı alandan kuvvet uygulaması sonucu mandibulada oluşan stres değerlerindeki değişkenliğin incelendiği çalışmamızın sonucunda;

1. Archer sınıflamasına göre modellenen grupta angulus bölgesinde en çok stres oluşturan kuvvet ipsilateral angulustan uygulanan kuvvet olarak bulunmuştur. Bu kuvvetteki stres dağılımı dişin bukkal çevresine göre lingual alanda daha fazla görülmüştür. Bu sonuç kırığın gerilmenin olduğu tarafta başlaması bilgisi ile uyumludur.(19, 20, 22, 23)
2. Archer sınıflamasına göre modellenen grupta simfizden uygulanan kuvvette bütün gömülü diş tiplerinin bukkal çevresinde lingual alana göre daha fazla stres birikimi görülmüştür. Vertikal pozisyonda gömülü olan dişin bukkal çevresindeki stres birikimi diğer gruplardan çok daha yüksek ölçülmüştür.
3. Archer sınıflamasına göre yapılan grupta kontrol modeli ile diğer modeller karşılaştırıldığında angulus lingual alanda ölçülen stres değerlerinde kontrol modelinde gömülü dişi olan modellere göre farklılık gözlenmemiştir.
4. Archer sınıflamasına göre modellenen grupta TME bölgesinde stres değerleri incelendiğinde simfizden gelen kuvvette kontrol modelinde gömülü dişin bulunduğu diğer modellere göre daha az stres görülmüştür.
5. Pell-Gregory sınıflamasına göre modellenen grupta ipsilateral kuvvette sınıf II ve sınıf III modelde lingual alanda stres fazla iken sınıf I modelde

dişin bukkal çevresinde stres birikimi fazladır. Bu durum, ikinci molar dişin distali ile ramusun ön kenarı arasındaki mesafe azaldıkça stresin lingual alana doğru kaydığını düşündürmektedir.

6. Pell- Gregory sınıflamasına göre modellenen grupta simfizden uygulanan kuvvette sınıf II ve sınıf III modelde dişin bukkal çevresinde stress fazla iken sınıf I modelde lingual alanında stress birikimi fazladır. Bu durum ikinci molar dişin distali ile ramus ön kenarı arasındaki mesafe azaldıkça stresin dişin bukkal çevresine doğru kaydığını düşündürmektedir.



KAYNAKLAR

1. Schenk Robert K. Browner B, J.J., Levine A, Trafton P Biology of fracture. Skeletal Trauma. , 2003: p. 29-74.
2. Safalı, S., Curcuminin kırık iyileşmesi üzerine etkisinin ratlarda incelenmesi. 2016, yok tez.
3. Fonseca, R.J., Oral and Maxillofacial Surgery- 2-Volume Set. 2017: Elsevier Health Sciences. 49.
4. Núñez Jr, D.B., M. Torres-León, and F. Múnera, Vascular injuries of the neck and thoracic inlet: helical CT–angiographic correlation. Radiographics, 2004. 24(4): p. 1087-1098.
5. Azevedo, A.B., R.B. Trent, and A. Ellis, Population-based analysis of 10,766 hospitalizations for mandibular fractures in California, 1991 to 1993. Journal of Trauma and Acute Care Surgery, 1998. 45(6): p. 1084-1087.
6. Haug, R.H., J. Prather, and A.T. Indresano, An epidemiologic survey of facial fractures and concomitant injuries. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 1990. 48(9): p. 926-932.
7. Shaikh, Z.S. and S.F. Worrall, Epidemiology of facial trauma in a sample of patients aged 1–18 years. Injury, 2002. 33(8): p. 669-671.
8. Shankar, A.N., et al., The pattern of the maxillofacial fractures—a multicentre retrospective study. Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery, 2012. 40(8): p. 675-679.
9. Leal, J. and G.-G. Porto, Relationship between mandibular fracture and impacted lower third molar. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 2009. 14(7): p. E349-54.
10. Kraft, A., et al., Craniomaxillofacial trauma: synopsis of 14,654 cases with 35,129 injuries in 15 years. Craniomaxillofacial trauma & reconstruction, 2012. 5(1): p. 41.
11. Michael Miloro , G.G., Peter Larsen , Peter Waite Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery, Third Edition 3rd Edition. 2011.
12. Larsen, O.D. and A. Nielsen, Mandibular fractures: I. An analysis of their etiology and location in 286 patients. Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery, 1976. 10(3): p. 213-218.
13. Brasileiro, B.F. and L.A. Passeri, Epidemiological analysis of maxillofacial fractures in Brazil: a 5-year prospective study. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics, 2006. 102(1): p. 28-34.

14. Aksoy, E., E. Ünlü, and Ö. Sensöz, A retrospective study on epidemiology and treatment of maxillofacial fractures. *Journal of Craniofacial Surgery*, 2002. 13(6): p. 772-775.
15. Iida S, H.S., Reuther T, Schweigert HG, Haag C, Klein J, , Maxillofacial fractures resulting from falls. *J Craniomaxillofac Surg* 2013: p. 278-283.
16. Thoren, H., et al., An epidemiological study of patterns of condylar fractures in children. *British journal of oral and maxillofacial surgery*, 1997. 35(5): p. 306-311.
17. Buitrago-Téllez, C., et al., A comprehensive classification of mandibular fractures: a preliminary agreement validation study. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 2008. 37(12): p. 1080-1088.
18. DelBalso, A. and R. Hall, Mandibular and dentoalveolar fractures. *Neuroimaging Clin North Am*, 1991. 1: p. 285-303.
19. Huelke, D.F., Mechanics in the production of mandibular fractures: A study with the "stresscoat" technique. I. Symphyseal impacts. *Journal of dental research*, 1961. 40(5): p. 1042-1056.
20. Huelke, D.F., A.R. Burdi, and C.E. Eyman, Mandibular fractures as related to the site of trauma and the state of dentition. *Journal of dental research*, 1961. 40(6): p. 1262-1274.
21. DF, H. and E. CE, Association between mandibular fractures and site of trauma, dentition and age. *Journal of oral surgery, anesthesia, and hospital dental service*, 1962. 20: p. 478-481.
22. Huelke, D.F. and J. Harger, Maxillofacial injuries: their nature and mechanisms of production. *Journal of oral surgery (American Dental Association: 1965)*, 1969. 27(7): p. 451.
23. Huelke, D. and L. Patrick, Mechanics in the production of mandibular fractures: strain-gauge measurements of impacts to the chin. *Journal of dental research*, 1964. 43(3): p. 437-446.
24. Rudderman, R.H., R.L. Mullen, and J.H. Phillips, The biophysics of mandibular fractures: an evolution toward understanding. *Plastic and reconstructive surgery*, 2008. 121(2): p. 596-607.
25. Hanson, B.P., et al., The association of third molars with mandibular angle fractures: a meta-analysis. *Journal-Canadian Dental Association*, 2004. 70(1): p. 39-43.
26. Lindahl, L., Condylar fractures of the mandible: I. Classification and relation to age, occlusion, and concomitant injuries of teeth and teeth-supporting structures, and fractures of the mandibular body. *International journal of oral surgery*, 1977. 6(1): p. 12-21.

27. Petzel, J.-R. and G. Bülles, Experimental studies of the fracture behaviour of the mandibular condylar process. *Journal of maxillofacial surgery*, 1981. 9: p. 211-215.
28. Halazonetis, J., The 'weak' regions of the mandible. *British Journal of Oral Surgery*, 1968. 6(1): p. 37-48.
29. Ma'aita, J. and A. Alwrikat, Is the mandibular third molar a risk factor for mandibular angle fracture? *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, 2000. 89(2): p. 143-146.
30. Cummings, P., T.D. Koepsell, and N.S. Weiss, Studying injuries with case-control methods in the emergency department. *Annals of emergency medicine*, 1998. 31(1): p. 99-105.
31. Thangavelu, A., R. Yoganandha, and A. Vaidhyanathan, Impact of impacted mandibular third molars in mandibular angle and condylar fractures. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 2010. 39(2): p. 136-139.
32. Choi, B.-J., et al., Effect of lower third molars on the incidence of mandibular angle and condylar fractures. *Journal of Craniofacial Surgery*, 2011. 22(4): p. 1521-1525.
33. Duan, D. and Y. Zhang, Does the presence of mandibular third molars increase the risk of angle fracture and simultaneously decrease the risk of condylar fracture? *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 2008. 37(1): p. 25-28.
34. Maurer, P., et al., Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2002. 40(1): p. 76-83.
35. Takada, H., et al., Three-dimensional bone microstructures of the mandibular angle using micro-CT and finite element analysis: relationship between partially impacted mandibular third molars and angle fractures. *Dental Traumatology*, 2006. 22(1): p. 18-24.
36. Bezerra, T., et al., Do erupted third molars weaken the mandibular angle after trauma to the chin region? A 3D finite element study. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 2013. 42(4): p. 474-480.
37. Antic, S., et al., Does the presence of an unerupted lower third molar influence the risk of mandibular angle and condylar fractures? *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 2016. 45(5): p. 588-592.
38. Antic, S., et al., Impact of the lower third molar presence and position on the fragility of mandibular angle and condyle: a three-dimensional finite element study. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 2015. 43(6): p. 870-878.

39. Song, F., et al., The effectiveness and cost-effectiveness of prophylactic removal of wisdom teeth. *Health Technology Assessment (Winchester, England)*, 2000. 4(15): p. 1-55.
40. Hupp, J.R., M.R. Tucker, and E. Ellis, *Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery-E-Book*. 2013: Elsevier Health Sciences.
41. Türker, M., Yücetaş Ş. *Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi 3. Baskı* Ankara Özyurt Matbaacılık İnş. Taah. San. Ve Tic. Ltd. Şti, 2004: p. 559-608.
42. Archer, W.H., *Oral and maxillofacial surgery*. 1975: WB Saunders Company.
43. Alling, C., J. Helfrick, and R. Alling, *Impacted teeth*, WB Saunders Company, Philadelphia, 1993.
44. Nader, A.K., *Gömülü Üst 20 Yaş Dişlerinin Cerrahisi Sırasında Bukkal Enjeksiyonun Yalnız Veya Palatinal Enjeksiyon İle Beraber Uygulanmasının Kıyaslanması*. 2013.
45. Adıgüzel, Ö., *Sonlu Elemanlar Analizi: Derleme Bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları*. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 2010. 11(1): p. 18-23.
46. Asmussen, E., A. Peutzfeldt, and A. Sahafi, Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2005. 94(4): p. 321-329.
47. Ebrahimi, F., *Finite element analysis-new trends and developments*. London: InTech. doi, 2012. 10: p. 3352.
48. Jafari, A., K.S. Shetty, and M. Kumar, Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces—a three-dimensional FEM study. *The Angle Orthodontist*, 2003. 73(1): p. 12-20.
49. Hamdan, R., *Electric field study of Silicon Rubber insulator using finite element method (slim)*. 2006: Universiti Teknologi Malaysia.
50. Assunção, W.G., et al., Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *Journal of Craniofacial Surgery*, 2009. 20(4): p. 1173-1177.
51. Phillips, R., *Science of Dental Materials*, WB Saunders Co. 1991: Harcourt brace Jovanovich Inc., Philadelphia.
52. Wakabayashi, N., et al., Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of dentistry*, 2008. 36(7): p. 463-471.
53. İnan, M., Sönmez, F. , *Cisimlerin Mukavemeti*. 1998 İstanbul: İstanbul Üniversitesi İTÜ vakfı. p. 2-25.

54. Zaimoğlu A. , C.G., Ersoy E. , Aksu L. , Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, 1993: p. 25-40.
55. İlgün, A., et al., İnsan mandibulasında sonlu elemanlar metodu kullanılarak gerilme analizi yapılması. Selçuk Üniversitesi Mühendislik, Bilim ve Teknoloji Dergisi, 2004. 19(1): p. 29-38.
56. Geng, J.-P., K.B. Tan, and G.-R. Liu, Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001. 85(6): p. 585-598.
57. Ramoğlu, S. and O. Ozan, Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2014. 24.
58. Kober, C., et al., Adaptive finite element simulation of the human mandible using a new physiological model of the masticatory muscles. *PAMM*, 2004. 4(1): p. 332-333.
59. Meyer, C., et al., Photoelastic analysis of bone deformation in the region of the mandibular condyle during mastication. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery*, 2002. 30(3): p. 160-169.
60. Rajkumar, K., et al., Mandibular third molars as a risk factor for angle fractures: a retrospective study. *Journal of Maxillofacial and Oral surgery*, 2009. 8(3): p. 237.
61. Lee, J.T. and T.B. Dodson, The effect of mandibular third molar presence and position on the risk of an angle fracture. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 2000. 58(4): p. 394-398.
62. Safdar, N. and J. Meechan, Relationship between fractures of the mandibular angle and the presence and state of eruption of the lower third molar. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, 1995. 79(6): p. 680-684.
63. Torreira, M.G. and J.R. Fernandez, A three-dimensional computer model of the human mandible in two simulated standard trauma situations. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 2004. 32(5): p. 303-307.
64. de Mello Santos, L.S., et al., Finite-element analysis of 3 situations of trauma in the human edentulous mandible. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2015. 73(4): p. 683-691.

ÖZGEÇMİŞ

1989 Kahramanmaraş doğumluyum ilk ve orta öğrenimimi Kahramanmaraş'ta tamamlayıp 2008 yılında Kahramanmaraş Anadolu Öğretmen Lisesinden mezun oldum. Aynı yıl Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne yerleşip 2013 yılında mezun oldum. 2014 Nisan Diş Hekimliğinde Uzmanlık Sınavı ile Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi bölümüne yerleştim. 2017 Ekim ayına kadar aynı fakültede uzmanlık eğitimime devam edip, eş durumu nedeni ile Fırat Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi bölümüne geçiş yaptım ve eğitimimin kalan kısmını burada tamamladım.