

T.C.
AYDIN ADNAN MENDERES ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**MEZİALE EĞİMLİ MANDİBULAR İKİNCİ MOLAR DİŞİN FARKLI
YÖNTEMLERLE DİKLEŞTİRİLMESİNİN SONLU ELEMANLAR
ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

Dt. Hazal ERDİNÇ

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Törün ÖZER

Bu araştırma Adnan Menderes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından
DHF- 18006 numaralı proje olarak desteklenmiştir.

AYDIN-2020

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bana büyük emeği geçen; anlayışını ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, bazen abi bazen baba gibi yanımda olduğunu hissettiğim ve öğrencisi olmaktan hep gurur duyacağım değerli hocam, tez danışmanım, anabilim dalı başkanımız *Prof. Dr. Törün Özer'e*

Uzmanlık eğitimim boyunca kıymetli bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, desteklerini ve yardımlarını hiç esirgemeyen sevgili bölüm hocalarım *Doç. Dr. Mine Geçgelen Cesur ve Dr. Yazgı Ay Ünüvar'a*

Yollarımız kesiştiği için mutluluk duyduğum, her zaman gönüllü öğrencisi olmak istediğim, uzmanlık eğitimim boyunca mesleki deneyim ve bilgilerinden sonsuz ölçüde yararlandığım *Doç. Dr. Alev Yılmaz'a*

Tez çalışmamdaki analizlerin yapılmasında emeği geçen başta *Ayberk Yağız* olmak üzere tüm *Ay Tasarım çalışanlarına*

Uzmanlık eğitimim boyunca günlerimi güzelleştiren, arkama baktığımda desteklerini minnetle hatırlayacağım, her zaman yanımda olduklarını bana hissettiren, bana iş arkadaşından daha çok şey ifade eden sevgili arkadaşlarım *Dt. Cansu Özgü'ye, Dt. Aslıhan Sultan Ulusoy'a ve Dt. Şükriye Şekerci'ye*

Beraber çalışmaktan her zaman mutluluk duyduğum, uzmanlık eğitimim boyunca desteklerini benden hiç esirgemeyen *Ortodonti Anabilim Dalı'ndaki tüm asistan arkadaşlarıma,*

Fakültede geçirdiğim çömezlik dönemimin en zor zamanlarımda yanımda olan, arkadaştan çok kardeş kadar yakın olduğunu bana hissettiren, bugünlere gelmemde katkısı çok olan kıymetli arkadaşım *Dt. Büşra Güven'e*

Aydın'da tanıştığım en güzel insan olan, uzmanlık süresince iyi ve kötü her anımda desteğini benden esirgemeyen, kıdemlim olarak çok şey öğrendiğim, hayata dair bana çok şey katan, dostluğumuzun hep süreceğini bildiğim sevgili *Dt. Yonca Sungur'a*

Uzmanlık eğitimim süresince her zaman arkamda olduğunu hissettiğim, çeşitli zorluklarda yardımını ve sabrını hiç esirgemeyen, dostluğundan çok şey öğrendiğim *Emrah Karaçayır'a*

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çokca güzel anı biriktirdiğim, bana her daim desteği olmuş, sevgili *Ortodonti Anabilim Dalı personellerine*

Son olarak bugünlere gelip Hazal Erdinç olmamı sağlayan, şefkatleri ve sevgileri ile elleri hep üzerimde olan, tüm yaşamım boyunca ileriye gitmem için beni yüreklendiren, arkamdaki gücüm, meleklerim, başta *annem Canan Erdinç, babam Cüneyt Erdinç ve biricik kardeşim Eylül Erdinç olmak üzere tüm aileme,*

Hayatım boyunca elimi hiç bırakmayacağını bildiğim, zorlu uzmanlık sürecinde her zaman anlayışı ve sevgisiyle yanımda olan, nişanlım *Dr. Dt. Tuğrul Saygı'ya*

Sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

KABUL ONAY.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
TABLolar DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	xiii
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dişlerden Ankraj Alarak Yapılan Molar Dikleştirme Yöntemleri	4
2.2. İskeletsel Ankrajın Gelişimi	6
2.3. Mini Vidalar	7
2.3.1. Genel Özellikleri	7
2.3.2. Mini Vida Stabilesini Etkileyen Faktörler	8
2.4. Mini Vida Ankrajı İle Molar Dikleştirilmesi.....	10
2.5. Dental İmplantlar.....	11
2.6. Dental İmplanttan Ankraj Alan Ortodontik Uygulamalar	12
2.7. Kuvvet Analiz Yöntemleri.....	13
2.7.1. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Analiz Yöntemi	14
2.7.2. Foto-Elastik Stres Analizi	14
2.7.3. Holografik Interferometre (Lazer Işınlı Gerilme Analizi)	14
2.7.4. Kırılğan Vernikle Kaplama Yöntemi	15
2.7.5. Sonlu Elemanlar Analizi	15
2.8. Sonlu Elemanlar Analizi İle Kavramlar	16
2.8.1. Kuvvet	16
2.8.2. Gerilme (Stres)	16
2.8.3. Gerinim.....	17

2.8.4.	Elastiklik ve Vizkoelastiklik	17
2.8.5.	Young Modülü (Elastiklik modülü – Stress/strain).....	18
2.8.6.	Elastik Sınırı ve Dayanıklılık Sınırı	18
2.8.7.	İzotropi ve Anizotropi	18
2.8.8.	Homojen cisim	19
2.8.9.	Poisson Oranı (Poisson's Ratio)	19
2.8.10.	Sonlu Elemanlar ve Düğüm	19
2.8.11.	Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress)	19
2.8.12.	Asal Gerilmeler	20
2.9.	Sonlu Elemanlar Analizinin Çalışma Prensipleri	20
2.9.1.	Geometrik Model Oluşturulması.....	20
2.9.2.	Ağ Yapısı Oluşturma (Matematiksel Model Oluşturma).....	21
2.9.3.	Malzeme Özelliklerinin Programa Girilmesi	21
2.9.4.	Sınır Koşullarının Tanımlanması	22
2.9.5.	Kuvvetin Uygulanması ve Analizin Çözümlemesi	22
2.10.	Sonlu Elemanlar Analizin Avantaj ve Dezavantajları	23
2.11.	Konu İle İlgili Yapılmış Benzer Çalışmalar	24
3.	GEREÇ VE YÖNTEM.....	26
3.1.	Geometrik Modellerin Oluşturulması.....	27
3.1.1.	Mandibulanın Modelinin Oluşturulması	27
3.1.2.	Dişlerin ve Periodontal Ligamentin Modellenmesi	30
3.1.3.	Braket, Tüp, Ark Teli ve Open Coilin Modellenmesi.....	31
3.1.4.	Mini Vida ve Dental İmplantın Modellenmesi	33
3.2.	Model Setlerinin Oluşturulması.....	34
3.2.1.	Birinci Modelin Oluşturulması.....	34
3.2.2.	İkinci Modelin Oluşturulması	36
3.2.3.	Üçüncü Modelin Oluşturulması	37

3.3.	Matematiksel Model Oluşturulması	39
3.4.	Materyallerin Fiziksel Özelliklerinin Tanıtılması	40
3.5.	Sınır Koşullarının Belirlenmesi	41
4.	BULGULAR.....	43
4.1.	Dışlerden Ankraj Alınarak Moların Dikleştirildiği Birinci Modelin Bulguları	44
4.1.1.	Yer Değiştirme Bulguları	44
4.1.2.	Dışlerde Meydana Gelen Gerilmeler.....	49
4.1.3.	Kortikal Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler	51
4.1.4.	Süngerimsi Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler	52
4.2.	Mini Vidadan Ankraj Alınarak Moların Dikleştirildiği İkinci Modelin Bulguları ...	54
4.2.1.	Yer Değiştirme Bulguları	54
4.2.2.	İkinci Molarda Meydana Gelen Gerilmeler	59
4.2.3.	Mini Vidada Meydana Gelen Gerilmeler.....	61
4.2.4.	Kortikal Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler	63
4.2.5.	Süngerimsi Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler	64
4.3.	Dental İmplanttan Ankraj Alınarak Moların Dikleştirildiği Üçüncü Modelin Bulguları	67
4.3.1.	Yer Değiştirme Bulguları	67
4.3.2.	Dışlerde Meydana Gelen Gerilmeler.....	71
4.3.3.	İmplantta Meydana Gelen Gerilmeler.....	73
4.3.4.	Kortikal Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler	74
4.3.5.	Süngerimsi Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler	76
5.	TARTIşMA	78
5.1.	Amacın Tartışılması	78
5.2.	Materyal Metodun Tartışılması	79
5.2.1.	Kullanılan Bilgisayar Analizinin Ve Yöntemin Tartışılması	79
5.2.2	Ankraj Ünitelerinin Tartışılması	81

5.3. Çalışma Modellerinde Meydana Gelen Bulguların Tartışılması	84
5.3.1. Dişlerden Ankraj Alınarak Molar Dikleştirilmesinin Bulgularının Tartışılması	84
5.3.1.1. Dişlerde meydana gelen yer değiştirmelerin tartışılması	84
5.3.1.2. Dişlerde meydana gelen gerilmelerin tartışılması	86
5.3.1.3. Kemikte meydana gelen gerilmelerin tartışılması	88
5.3.2. Mini Vidanın Ankraj Alındığı Molar Dikleştirilmesinin Bulgularının Tartışılması	89
5.3.2.1. İkinci molarda meydana gelen yer değiştirmelerin tartışılması	89
5.3.2.2. İkinci molar ve ikinci premolarda oluşan gerilmelerin tartışılması	89
5.3.2.3. Mini vidada oluşan gerilmelerin tartışılması	90
5.3.2.4. Kemikte meydana gelen gerilmelerin tartışılması	91
5.3.3. İmplantın Ankraj Alındığı Molar Dikleştirilmesinin Bulgularının Tartışılması	92
5.3.3.1. İkinci molarda ve ikinci premolarda meydana gelen yer değiştirmelerin tartışılması	92
5.3.3.2. İkinci molarda ve ikinci premolarda meydana gelen gerilmelerin tartışılması	93
5.3.3.3. İmplantta meydana gelen gerilmelerin tartışılması	93
5.3.3.4. İmplantın ankraj alındığı molar dikleştirilmesinde kemikte meydana gelen gerilmelerin tartışılması	94
5.3.4. Modellere Ait Bulguların Karşılaştırılarak Tartışılması	95
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	98
ÖZET	100
SUMMARY	101
KAYNAKÇA	102

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. Modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları	40
Tablo 2. Materyallerin Poisson oranları ve elastik modülleri	40

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Bochum) Optik Tarayıcı	27
Şekil 2. Mandibulaya ait KIBT görüntüsü	28
Şekil 3. "Interactive Segmentation" yöntemi ile kemik dokusunun segmentasyonu	29
Şekil 4. Mandibulanın geometrik modeli	30
Şekil 5. Kortikal kemiğin uzaklaştırılmasıyla elde edilen süngerimsi kemiğin geometrik modeli	30
Şekil 6. Dişlerin ve periodontal ligamentlerin geometrik model görüntüsü	31
Şekil 7. Paslanmaz çelik ark telinin geometrik model görüntüsü	32
Şekil 8. Braketler, molar tüpün ve open coilin ark teli üzerindeki geometrik model görüntüsü	32
Şekil 9. Mini vidanın geometrik model görüntüsü (BENEFIT® 2mmx11mm)	33
Şekil 10. Dental implantın geometrik model görüntüsü (Straumann® 4,1x10 mm)	34
Şekil 11. Birinci modelin mandibular kemiğin transparantlaştırılıp, periodontal ligamentlerin, kortikal ve süngerimsi kemik dokularının görüldüğü geometrik model görüntüsü	35
Şekil 12. Birinci modelin tamamlanmış geometrik model görüntüsü	35
Şekil 13. İkinci modelin mandibulanın transparantlaştırıldığı geometrik model görüntüsü ...	36
Şekil 14. İkinci modelin tamamlanmış geometrik model görüntüsü	37
Şekil 15. Üçüncü modelin mandibulanın transparantlaştırıldığı geometrik model görüntüsü. ...	38
Şekil 16. Üçüncü modelin tamamlanmış geometrik model görüntüsü	38
Şekil 17. Eleman çeşitleri	39
Şekil 18. Birinci modelin sınır koşulları	41
Şekil 19. İkinci modelin sınır koşulları	42
Şekil 20. Üçüncü modelin sınır koşulları	42

Şekil 21.1 Birinci modelde dişlerin üç boyuttaki anlık yer değiştirme değerlerinin bileşkesi (bukkal görünüm).....	44
Şekil 22.1 Birinci modelde dişlerde transversal yöndeki anlık yer değiştirmeler (bukkal görünüm)	46
Şekil 23. Birinci modelde dişlerde sagittal yönde anlık yer değiştirmeler.....	47
Şekil 24.1. Birinci modelde dişlerde vertikal yöndeki anlık yer değiştirmeler (bukkal görünüm)	48
Şekil 25.1. Birinci modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmelerinin 0-0,2 N/mm ² aralığındaki skalada gösterilmesi (bukkal görünüm)	49
Şekil 26. Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler.....	51
Şekil 27. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler	52
Şekil 28. Süngerimsi kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler.....	53
Şekil 29. Süngerimsi kemikte oluşan minimum asal gerilmeler	53
Şekil 30.1 İkinci modelde ikinci moların üç boyuttaki anlık yer değiştirme değerlerinin bileşkesi (bukkal görünüm)	54
Şekil 31.1. İkinci modele transversal yönde anlık yer değiştirmeler (bukkal görünüm)	56
Şekil 32. İkinci modelde sagittal yönde anlık yer değiştirmeler (bukkal görünüm)	57
Şekil 33.1. İkinci modelde vertikal eksenindeki anlık yer değiştirmeler (bukkal görünüm)	58
Şekil 34.2. İkinci modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmelerinin 0-0,02 N/mm ² 'e düşürülmüş skala aralığında gösterilmesi (bukkal görünüm)	60
Şekil 35.1. Mini vidada oluşan von Mises gerilmelerin 0-20 N/mm ² aralığındaki skalada gösterilmesi	62
Şekil 36. Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler.....	64
Şekil 37. Kortikal kemikte minimum asal gerilmeler	64
Şekil 38. Süngerimsi kemikte maksimum asal gerilmeler	66
Şekil 39. Süngerimsi kemikte minimum asal gerilmeler	66
Şekil 40. Üçüncü modelde dişlerin üç boyuttaki anlık yer değiştirme değerlerinin bileşkesi (bukkal görünüm).....	67
Şekil 41.1. Üçüncü modelde transversal yöndeki anlık yer değiştirmeler (bukkal görünüm)	68
Şekil 42. Üçüncü modelde sagittal yöndeki anlık yer değiştirmeler (bukkal görünüm).....	69
Şekil 43.1. Üçüncü modelde vertikal yöndeki anlık yer değiştirmeler (bukkal görünüm)	70
Şekil 44.2. Üçüncü modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmelerinin 0-0,02 N/mm ² aralığındaki skalada gösterilmesi (bukkal görünüm)	72

Şekil 45.1. Dental implantta meydana gelen von Misses gerilmelerinin 0-5 N/mm ² aralığındaki skalada gösterilmesi	73
Şekil 46. Üçüncü modelde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler	75
Şekil 47. Üçüncü modelde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler	75
Şekil 48. Üçüncü modelde süngerimsi kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler	76
Şekil 49.Üçüncü modelde süngerimsi kemikte oluşan minimum asal gerilmeler	77



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

mm	Milimetre
Gr	Gram
Gf	Gram-kuvvet
kgf	Kilogram-kuvvet
Oz	Ons
dyn	Dyne
P	Paskal
MPa	Megapaskal
N	Newton
N/mm²	Newton/ milimetre ²
Σ	Normal gerilmeleri
T	Kayma gerilmeleri
E	Gerinim
E	Elastiklik modülü
CAD	Computer aided design
CPU	Central processing unit
GHz	Gigahertz
Gb	Gigabyte
ABD	Amerika Birleşik Devletleri
PA	Pennsylvania
WA	Washington
Inc	İncorporation
.stl	Stereolithography
Ltd. Şti.	Limited şirketi
RAM	Random Access Memory
Corp.	Corporation
MA	Massachusetts

3-D	3 boyutlu
PDL	Periodontal ligament
°	Derece
MRG	Manyetik rezonans görüntüleme
KBIT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
®	Tescilli marka



1. GİRİŞ VE AMAÇ

Birinci molar dişler, ağızda ilk süren dişler olması nedeniyle diş kaybına yol açabilecek patolojik faktörlere diğer dişlerden daha uzun süre maruz kalmaktadırlar (1,2). Çürük, diş kırıkları, periodontal hastalıklar, kök rezorpsiyonları, başarısız endodontik ve protetik uygulamalar gibi nedenlere bağlı olarak birinci molar kaybına oldukça sık rastlanılmaktadır (2,3).

Mandibular birinci molarların kaybedilmesi sonucu önlem alınmadığı takdirde ikinci moların meziale doğru eğilmesi sıklıkla meydana gelmektedir (2,4). Çekim boşluğuna devrilen ikinci molarların mezial yüzünde plak retansiyonuna bağlı çürük, periodontal cep oluşumu ve açısal kemik kaybı gibi periodontal problemler sıklıkla meydana gelmektedir (5,6). Moların devrilmesi ve periodontal doku hasarının oluşması dinamik süreçler olup, çekimden sonra geçen zamana, ikinci molara gelen okluzal kuvvetlere ve hastanın oral hijyenine bağlıdır (7). Meziale eğilmiş mandibular ikinci molarlar, birinci molar yerine protez yapılması için gerekli boşluğun azalmasına, maksiller moların ekstrüzyonuna, lateral ve protruziv hareketlerde okluzal çatışmalara neden olmaktadır (8).

Eksik olan diş yerine protez yapılmadan önce, eğimli molar dişin dikleştirilmesinin birçok avantajı bulunmaktadır:

- Prematür kontaklardan kaynaklanan okluzal çatışmalar önlenerek stabil bir okluzal ilişki kurulur.
- Okluzal kuvvetler dişin uzun aksına paralel şekilde iletildiği için periodontal dokular korunmuş olur.
- Sabit protez için dişin aksına uygun preparasyon yapılarak diş dokularının korunması sağlanır. Hareketli protezler için uygun giriş yolu elde edilir.
- Eksik olan diş yerine gelecek gövde veya implant için uygun boşluğun artması sağlanmaktadır.

Yukarıda sayılan nedenlerden dolayı ortodontik olarak meziale eğimli mandibular moları dikleştirmek periodontal ve protetik açıdan ideali elde etmemizi sağlamaktadır (9).

Ortodontide meziale eğimli mandibular molarları dikleştirmeye yönelik birçok uygulama mevcuttur. Bunlardan en yaygını dişlerin bölgesel olarak braketlendiği sabit ortodontik tedavi uygulamalarıdır (10–13). Dişsiz bölümün mezialindeki premolar ve kanin dişlerden ankraj alınan segmental yöntemlerde istenmeyen etki olarak bu dişlerde mezializasyon, bukkale

devrilme ve intrüzyon görülebilmektedir (2,14–16). Bu yan etkileri azaltmak için mandibular arktaki tüm dişler braketlenerek ankraj ünitesine dahil edilmektedir (12). Ancak, tüm dişlerin braketlenme gereksinimi özellikle yetişkinlerde hasta konforunu azaltmaktadır. Bununla birlikte dikleştirme öncesi tüm dişlerin seviyelenme gereksinimi tedavi süresini uzatmaktadır.

Mini vida, dental implant gibi iskeletsel ankraj apareyleri direkt ankraj ünitesi olarak kullanıldığında diğer dişlerin braketlenmesine gerek kalmamaktadır. Bu uygulamalar daha az materyal içerdiği için hasta konforu arttırmakta ve tedavi süresi kısalmaktadır (17,18).

Eksik olan birinci molar diş boşluğu ikinci moların eğilmesi nedeniyle sabit protetik restorasyon yapılmasına izin vermiyorsa mini vida uygulanarak ikinci molar dikleştirilebilir (17,19).

Eksik diş boşluğunda yeterli mezio-dental genişlik mevcutsa dikleştirme öncesi protetik implant yapılıp, mandibular ikinci moların mezial eğimi implant ankrajı ile düzeltilebilir. İmplanttan ankraj alınan uygulamalarda hastaya başka bir ankraj apareyi uygulanmasına gerek kalmayacaktır (20). Bununla birlikte ortodontik tedavi sürdüğü sırada osteointegrasyon gerçekleşeceği için hastanın toplam tedavi süresinin azalacağı düşünülebilir.

Sonlu elemanlar analizi, bir yapıyı oluşturan bileşenlerin bilgisayar ortamında tahmin edilebilir sonlu sayıda parçaya ayrılıp incelenmesi ile yapılan bir analiz yöntemidir (21). Ortodontide, ortodontik mekaniklerin test edilmesi ve kuvvetin etkilerinin tahmin edilmesinde ortodontistlere nicel veriler sağlamaktadır (22).

Bu çalışmanın amacı; meziale eğimli mandibular ikinci moların dişlerden destek alınarak yapılan ortodontik tedaviyle, direkt mini vida ankrajı ile ve dental implant ankrajı ile dikleştirilmesinin mandibular ikinci molar ve ankraj ünitelerinde oluşturduğu stres dağılımlarını sonlu elemanlar analizi ile yorumlayıp karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

Birinci molarların ilk süren daimi dişler olmaları nedeniyle diş kaybına yol açan patolojik faktörlere uzun süre maruz kalmaları, özellikle yetişkin bireylerde sıkça eksikliğinin görülmesiyle ilişkilendirilmiştir (23). Farklı toplumlarda yapılan epidemiyolojik çalışmalarda en sık eksikliği görülen dişin alt birinci molarlar olduğu bildirilmiştir (23–27). Bunun sebepleri olarak, mandibular moların maksiller molarlara göre daha erken sürmesi ve derin fissürlere sahip olduğu için çürüğe yatkın olması gösterilmiştir (23,25–27).

Mandibular birinci molar kaybı sonrasında, premolar dişlerin ve ikinci moların dişsiz alana doğru eğilmesi, üst çenedeki molar dişin ekstrüzyonu sıklıkla meydana gelmektedir (2,4). Mandibular ikinci moların sürme yolunun meziale doğru olması ve dişlerin hayat boyu meziale sürüklenme eğimi nedeniyle, eksik olan birinci moların yerine iki premolardan çok mandibular ikinci moların devrildiği görülmektedir.

Eksen eğimi bozulan mandibular ikinci molarlar beraberinde birçok problemi meydana getirmektedir. Bunlar; birinci molar boşluğunun azalması, okluzal çatışmaların görülmesi, mandibular ikinci moların mezial yüzeyinde çürük ve periodontal hastalık oluşması gibi sorunlardır (2,4,5,28). Molarların eğimli olması protetik tedaviler için de uygun olmadığından, koruyucu yaklaşımla diş morfolojisine göre diş kesimi yapılmasını güçleştirmektedir (29). Bu olumsuzlukların önüne geçebilmek amacıyla ikinci moları dikleştiren çeşitli ortodontik tedavi alternatifleri vardır (2,4,9,12,30).

Meziale devrilmiş mandibular molarların dikleştirilmesi kron-kök hareket tipine göre esas olarak iki şekilde yapılmaktadır (13). İlki krona distal yönde kuvvet uygulanmasıyla tipping hareketi yaptırılmasıdır. Bu tedavi şekli, moların meziale eğimi çok şiddetli olmadığında ve dişsiz boşluğun protetik tedavi için meziodistal genişliği arttırılmak isteniyorsa tercih edilir. İkincisi ise boşluğun kapatılması istendiğinde moların kronuyla birlikte kökünün de mezializasyonu sağlanarak boşluğun kapatılmasıdır (9,13,30).

2.1. Dişlerden Ankraj Alarak Yapılan Molar Dikleştirme Yöntemleri

1960'lı yıllarda protetik tedavi öncesi mezial eğimli mandibular moları dikleştirmek için hareketli ortodontik apareyler kullanılmıştır (10). Dişsiz boşlukların akrilikle kaplandığı ve maksimum diş desteğinden yararlanılan bu apareylerde eğimli molar diş tipping hareketinin yapıtıracak çeşitli aktif bükümler yer almaktadır. Ancak, kontrolsüz tipping mandibular moları dikleştirmek için her zaman yeterli olmamaktadır (10).

Geleneksel ankraj olarak adlandırılan sadece dişlerin ankrajından yararlanılarak mandibular molar dişlerin dikleştirildiği birçok sabit ortodontik tedavi yöntemleri geçmişten günümüze kadar geçerliliğini korumaktadır. Molar dikleştirilmesi için ortodontik tedaviler sadece ilgili segmentteki premolar ve kanin dişlerin ankraj olarak kullanıldığı segmental şekilde veya alt çenedeki tüm dişler braketlenip, ankraj ünitesine dahil edilerek full ark üzerinde yapılmaktadır (12,13).

Molar dikleştirme amacıyla uygulanan sabit ortodontik tedavi mekanikleri; yardımcı helikal springler, box ve T looplu springler, Australian spring, Sander spring, nikel-titanyum (Ni-Ti) open coil gibi mekaniklerdir. (2,9,10,14,30,31).

Yardımcı helikal springler mandibular molar dişlerin dikleştirilmesi için kullanılan ilk uygulamalardandır (10,14). Yardımcı helikal springler, moların dikleşmesi sırasında oluşan ekstrüviz etkiye karşılık premolar ve kanin dişlerde intrüviz kuvvet doğurur (9,12,13,16). Bununla birlikte dikleştirme sırasında molar ve ankraj yapılarına etkiyen sagittal eksenindeki kuvvet vektörleri transversal yönde de yan etkiler oluşturabilir. Mandibular moların kronun linguale, ankraj ünitesinin ise bukkale doğru eğimlendiği bildirilmiştir (14,15)

Sander ve Wichelhaus (31), mandibular molar dikleştirilmesi için premolar ve kanin bölgesinde yer alan segmental paslanmaz çelik ark teli ve bu tel ile birleştirilebilen ikinci molar tüpüne uygulanan Ni-Ti heliksli springten oluşan prefabrik Sander springini tanıtmışlardır. Araştırmacılar klinik çalışmalarında Sander springinin 10 ile 25 Nmm arası moment uyguladığını ve 50°'ye kadar eğilmiş molarların tedavisinde kullanılabileceğini belirtmiştir. Bununla birlikte Ni-Ti springin paslanmaz çelik birleşim açısı 90°'den büyük olduğunda, dikleşme sırasında 0,5 ile 1 N arası intrüzyon kuvveti oluştuğunu, böylece dikleştirme sırasında ekstrüzyonun önlendiğini bildirmişlerdir.

Moların eğimi fazla değilse ve birinci molar boşluğu protetik tedavi için arttırılmak isteniyor ise segmental ark teline yerleştirilmiş open coil springler ile moların dikleştirilmesi tercih edilen yöntemlerden biridir (9–11). Open coilin yerleştirildiği segmental ark telinin, eğimli moların tüpünden geçebilecek kadar esnek olması ve sürtünmesiz olması tercih edilir.

Norton ve Proffit (10), eğimli moların tüpünden geçebilmesi için 0,019 inç çapında yuvarlak kesitli paslanmaz çelik telin kullanımını önermişlerdir.

Khow ve Norton'a (14) göre open coil ile yapılan dikleştirme uygulamalarında ikinci moların ve premolarların kök paralelliği ve bukkolingual inklinasyonları yardımcı heliks spring uygulamasına göre daha iyi kontrol edilmektedir. Ancak düz ark telinin ve open coil springin molar kronunu distal yönde döndürme etkisi sonucu oluşan ekstrüzyon yeterince önlenememektedir (14). Bununla birlikte ankraj alınan premolar ve kanin dişlerde mezializasyon, bukkale devrilme gibi yan etkiler görülebilmektedir (10,13,14).

Beta titanyum (TMA) veya paslanmaz çelik telden hazırlanan T looplu segmental ark teli eğilmiş moların mezialindeki boşluğun arttırılması veya kökünün mezialize edilerek boşluğun kapatılması gereken durumlarda kullanılabilmektedir (13,30).

Tuncay ve arkadaşları (30), 0,0017x0,0025 inç kalınlıkta paslanmaz çelik telden hazırlanan T looplu segmental ark telinin uzun süreli düşük kuvvet uygulayarak kısa zamanda ve üç düzlemde kontrollü şekilde moları dikleştirildiğini belirtmişlerdir. Bununla birlikte dikleşmenin yan etkisi olan ekstrüzyonu, yardımcı helikal springten daha iyi kontrol ettiği belirtilmiştir. T loop esnekliği sayesinde dikleştirme kuvveti uygularken rotasyonlu moların rotasyonunun düzeltilmesine de olanak verdiğini rapor etmişlerdir (13,30,32).

Carano ve ark. (33) tarafından, dişsiz boşluğa eğilmiş mandibular molarların dikleşmesi için geliştirilen The Uprighter Jet apareyi premolar dişlerden ve lingual arktan ankraj almaktadır. Molar bandına ve premolar bantlarına lehimlenmiş alveol kret seviyesinin altındaki 0,036 inç tüpe yerleştirilen tele Ni-Ti open coil spring yerleştirilmektedir. Open coilin 150gr kuvvet uygulaması ile molarlarda dikleşme sağlanmaktadır. Araştırmacılar, molar dişin direnç merkezine yakın uygulanan kuvvet sebebi ile moların rotasyonunu ve ekstrüze olmasını kontrol edebildiklerini belirtmişlerdir.

Dikleştirme uygulamalarının bir çoğunda molar kronuna etkiyen distal yönlü kuvvet sonucu ikinci molarlarda bir moment oluşmakta, momentin etkisiyle de ikinci molar kronunda okluzal yönlü kuvvetler açığa çıkarak ekstrüzyon meydana gelmektedir (12,13). Klinisyenler, moların ekstrüzyonun istenmediği dikleştirme uygulamalarında, okluzal plak yapılmasını veya ikinci molarlara intrüziv kuvvet uygulayan ikinci yardımcı spring kullanılmasını önermişlerdir (4).

Sözü geçen sabit segmental dikleştirme uygulamalarının hepsinde görülebilen premolar ve kanin dişlerin istenmeyen hareketlerinin, ankraj alınan diş sayısı arttırılarak önlenebileceği bildirilmiştir. Bunun için mandibular arktaki tüm dişler braketlenerek devamlı ark teli molar

dikleştirilmesi yapılabilir (34). Bazı araştırmacılar tarafından ise anterior dişlerin lingual retainer ile ankraj segmentine dahil edilmesi önerilmiştir (13–15).

2.2. İskeletsel Ankrajın Gelişimi

Diş hekimliğine implantlar 1969 yılında Branemark tarafından tanıtılmıştır (35). Kemikle osteointegre olan dental implantların protetik restorasyonlarda başarılı şekilde kullanılması bu yapıların ortodontik ankraj kaynağı olarak kullanılabilme fikrini doğurmuştur. 1984 yılında Roberts ve ark. (36) tavşan femuruna yerleştirdikleri vitallium dental implantlara sürekli kuvvet uygulamış ve implantların stabil kaldığını bildirmişlerdir.

Sadece ortodontik tedavi amacıyla iskeletsel ankraj apareyinin kullanımı ilk kez 1983 yılında Creekmore ve Eklund (37) tarafından gerçekleştirmiştir. Araştırmacılar, deep bite olan bir hastada spina nasalis anteriora yerleştirdikleri vitallium mini vidaya 10 gün bekleme ardından kuvvet uygulamışlar, başarılı şekilde üst keser intrüzyonu elde etmişlerdir.

Titanyum alaşımdan üretilmiş mini vidalar ilk kez 1997’de Kanomi ve ark. (38) tarafından kullanılmıştır. Araştırmacılar mukoperiostal flep ve pilot yuva açarak direkt olarak kemiğe yerleştirdiği, 1.2 mm çap ve 6 mm uzunluğundaki mini vidalar ile alt dişlerin 6 mm intrüzyonunu 4 ayda başarıyla gerçekleştirmişlerdir (38). Costa ve ark.nın (39) çalışmalarında, mini vidaların flap kaldırmadan yerleştirilebileceği ve mini vida yerleştirildiği an kuvvet uygulanabileceği gösterilmiştir.

Cope (40), ankraj sağlamak amacıyla uygulanan vidaları, sadece ortodontik tedavi sırasında kullanıldığı için “Geçici Ankraj Apareyi” olarak tanımlamıştır. Geçici iskeletsel ankraj apareyleri, kemik ile olan bağlantısına göre temel olarak iki gruba ayrılmaktadırlar (40). Birinci grupta yerleştirilen vidalar ile kemik arasında biyokimyasal bir bağlantı olan osteointegrasyon gerçekleşmektedir. Retromolar ve palatinal bölgelere yerleştirilen implantlar ve palatinal on-plantlar bu gruptadır (41,42). İkinci grup ise kemikle biyomekanik bağlantı kuran , mini plaklar ve mini vidalardır (40,43).

Bilimsel kaynaklarda ve üretici firmaların kataloglarında yer alan “mini implant”, “mikro implant”, “mikro vida”, “mini vida” ve “mini-vida implant” terimlerinin hepsi, uygulama yöntemleri, fiziksel yapıları ve mekanik tutuculukları açısından benzer apareyleri ifade etmektedir. Bu tez çalışmasında “mini vida” terimi kullanılacaktır.

İskeletsel ankraj apareyleri, direkt ve indirekt olmak üzere iki şekilde ankraj apareyi olarak kullanılmaktadır.

Direkt ankraj: İskeletsel ankraj ünitesinin mukoza dışında kalan bölümünden destek alınıp, hareket etmesi istenen diş veya dişlere kuvvet uygulanması direkt ankrajdır.

İndirekt ankraj: İskeletsel ankraj ünitesi ile bir diş veya diş ünitesi stabilize edilerek hareketi istenen diş veya dişlere kuvvet uygulanmasına indirekt ankraj denir (8,44,45).

Papadopoulos (46), direkt ankrajın, indirekt ankraja göre daha pratik olduğunu, ankraj kaybının daha az yaşandığını, ancak kimi durumlarda, direkt ankraj için mini vidanın yerleştirilmesi düşünülen bölgedeki yumuşak ve sert doku özelliklerinin mini vida için elverişli olmayabileceğini belirtmiştir.

Bazı araştırmacılar, indirekt ankraj uygulamasında teknik hatalara bağlı olarak çeşitli ortodontik hareketler sırasında istenmeyen diş hareketlerinin gözlemlendiğini bildirmiştir (41,47,48).

Buna karşın iki uygulamada da meydana gelmesi olası ankraj kaybı karşılaştırıldığında anlamlı bir fark olmadığını bildiren araştırmacılar da mevcuttur (49).

2.3. Mini Vidalar

2.3.1. Genel Özellikleri

Ortodontik mini vidalar, çeşitli firmalar tarafından anatomik yapılarla uyum sağlayacak şekilde 1,2 -2,3 mm arası çap ve 5-14 mm arası boyda, titanyum alaşımından veya paslanmaz çelikten üretilmektedirler (39,44,50-52).

Mini vidalar baş, boyun ve gövde olmak üzere üç kısımdan meydana gelirler. Baş kısımları ortodontik elemanları bağlayabilmek amacıyla, delik başlı, buton başlı, braket başlı, hook başlı olarak üretilmektedir (53). Baş kısmının geometrisi altıgen, sekizgen veya yuvarlak olabilmektedir (44,53). Wilmess ve ark. (54) tarafından 2008 yılında, mini vida başı üzerine eklenip, çeşitli amaçlarla kullanılan değişebilir abutment tasarımları geliştirilmiştir.

Vidanın boyun bölümü, baş ve gövde arasında bulunan, yumuşak dokularla ve kortikal kemikle temas eden bölümüdür (44,55). Bazı firmalar gingival dokuların kalın olduğu palatinal veya retromolar bölgelerde kullanılmak amacıyla uzun boyunlu mini vidalar üretmişlerdir (56).

Mini vidanın gövde kısmı ise yivli olup, konik veya silindirik olarak üretilmektedir. Konik vidalar, silindirik vidalara göre daha iyi mekanik retansiyon sağlaması ve interdental alanlarda köklere zarar verme riski düşük olması sebebiyle daha sık kullanılmaktadır (57,58).

Mini vidalar genellikle yapışık diş eti üzerinden ağız içinde bir çok kemik bölgesine yerleştirilirler (44,50,53,59,60). Kemikle biyomekanik bağlantı kurarak tutuculuğu sağlanan mini vidaların osteointegre implantlar gibi mutlak ankaj sağladığı bir çok çalışmada gösterilmiştir (39,40,61). Bununla birlikte ortodontik kuvvetler sırasında mini vidaların hareket ettiğini ve ankraj kaybının oluştuğunu bildiren çalışmalar da mevcuttur (61,62).

Ortodonti pratiğinde git gide daha çok yer alan mini vidaların, dental implantlara göre bazı avantajları bulunmaktadır:

- Minimal düzeyde cerrahi işleme gerek duyularak kolayca yerleştirilmesi,
- Protetik implantlara göre düşük maliyetli olması,
- Osteointegrasyon süresi gerektirmediği için yerleştirildiği anda kuvvet uygulanabilmesi,
- Ortodontik ankraj gereksinimi bittikten sonra kolaylıkla çıkartılabilmeleridir (39,40,51,61).

2.3.2. Mini Vida Stabilesini Etkileyen Faktörler

Mini vidaların mutlak ankraj sağlayabilmeleri için ortodontik tedavi boyunca stabil olmaları şarttır. Mini vidaların stabilesi; mini vidanın çapı, boyu, yerleştirilme açısı, yerleştirildiği bölgedeki kortikal kemiğin kalınlığı ve yoğunluğu, yumuşak dokunun keratinize olup olmaması, uygulanan kuvvet özellikleri, hastanın sistemik durumu ve oral hijyeni gibi bir çok faktöre bağlıdır (55,60,63).

Kullanılacak olan mini vidanın uzunluğu; yerleştirme açısına, mukozanın kalınlığına, bölgedeki kemiğin özelliklerine ve komşu anatomik yapılara olan yakınlığına göre belirlenir (50,51,60,64).

Tseng ve ark.a (64) göre, mini vidanın tutuculuğu esas olarak kortikal kemikten sağlandığı için, minimum 5-6 mm uzunlukta olması yeterlidir. Bununla birlikte yapılan klinik çalışmalarda mini vidanın boyunun artmasının, stabilizeye önemli bir katkısı olmadığı sonucuna varılmıştır (39,59,65). Bazı sonlu elemanlar analizi çalışmalarında da vida boyunun artmasının stabilizeyi arttırmadığı bildirilmiştir (66,67).

Mini vidanın stabilesi için mini vidanın çapının, uzunluktan daha önemli bir kriter olduğu, çapın artmasıyla mini vida başarısının arttığı yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (55,59,65). Bununla birlikte geniş çaplı vidaların kullanımında, interdental alanlarda köklere zarar verme olasılığı göz önünde bulundurulmalıdır (53).

Berens ve ark. (68) ortodontik tedavi gören 85 bireyde kullanılan 239 mini vidanın başarılarını değerlendirmişlerdir. Üst çene anterior ve alt çene anterior bölgede ince mini vidaların; alt çenede posterior bölgede ise 2 mm çapındaki mini vidaların kullanımını önermişlerdir. 2 mm'den daha dar çaplı vidaların yivlerini mandibuladaki kortikal kemiği kesebilecek güce sahip olmadığını belirtmişlerdir.

Wu ve arkadaşları (69), klinik araştırmalarında; 166 hastada kullandıkları , 1.2 ile 2 mm arasında çaplardaki 414 mini vidanın stabilitelerini değerlendirmişlerdir. Çalışma sonunda alt çenede 1.4 mm ve daha yüksek çaplı mini vidalarda başarı oranının daha yüksek olduğunu tespit etmişlerdir.

Mini vidalar, kemiklerde bulunan damar, sinir gibi yapılara ve diş köklerine zarar vermeden ortodontik kuvvetlere karşı stabil olabilmeleri için çeşitli açılarda kemiğe yerleştirilmektedirler (50,63,65). Ancak mini vidanın ideal yerleştirme açısının nasıl olması gerektiği konusunda literatürde henüz bir fikir birliği yoktur.

Bazı yazarlar, mini vidaların uzun eksenlerine dik düzlemdeki ortodontik kuvvetler karşısında yerinden çıkarıcı etkiler oluştuğunu, bu nedenle kemiğe eğimli şekilde yerleştirilmesi gerektiğini belirtmişlerdir (70). Buna ek olarak Park ve ark. (65), kemik yüzeyine eğimli yerleştirilen mini vidaların, kortikal kemikle teması daha fazla olacağı için stabilitelerinin arttığını bildirmişlerdir.

Wilmes ve ark.(71), yaptıkları hayvan çalışmalarında, kemiğe 30°,40°,50°,60°,70°,80°,90° açılarla yerleştirilmiş mini vidaların yerleştirme tork değerini ölçerek stabilitelerini karşılaştırmışlardır. Çalışma sonunda 60°-70°'de yerleştirilen mini vidaların stabilitelerinin en fazla olduğu belirtilmiştir. Benzer şekilde başka bir hayvan çalışmasında da stabilite için en uygun açının alveol kemik yüzeyi ile 50°-70° arasında olduğu sonucuna varılmıştır (72).

Bu bulguların tersine, bazı deneysel çalışmalarda mini vidanın kemik yüzeyine dik yerleştirildiğinde retansiyonunun arttığı gösterilmiştir (73,74). Woodall ve ark (75); Jasmine ve ark. (76) tarafından yapılan sonlu eleman analizi çalışmalarının sonuçları da bu kanı ile örtüşmektedir. Araştırmacılar, mini vidanın kemik yüzeyine 90° açı ile yerleştirildiğinde kemikte oluşan stresin daha düşük olduğunu belirtmiştir. Kemikte oluşan stres, stabiliteyi olumsuz yönde etkileyeceği için mini vidanın köklere zarar vermediği ölçüde dik açığa yakın yerleştirilmesini önermişlerdir (75,76).

Başka bir sonlu eleman analizi çalışmasında da (63), mandibulada farklı açılarla yerleştirilen mini vidalara, alveol kemik yüzeyine paralel ve 30° açılı kuvvet uygulanmış, stres dağılımları karşılaştırılmıştır. Her iki kuvvet vektörü karşısında, en iyi stabilitenin yerleştirme açısı 90° olan mini vidalarda olduğu tespit edilmiştir.

Kortikal kemiğe mekanik bağlanarak tutuculuğu sağlanan mini vidaların başarısı için kortikal kemik kalınlığı ve yoğunluğu kritik faktörlerdir (57,77,78) . Motoyoshi ve ark.a (79) göre, iyi bir stabilite için, mini vida uygulanacak bölgedeki kortikal kemik kalınlığının en az 1 mm olmalıdır.

Kortikal kemiğin kalınlığı arttıkça, kuvvetler karşısında kemikte oluşan stresin azalır, mini vidanın stabilitesinin arttığı bildirilmiştir (70,77,78). Trabeküler kemiğin yoğunluğunun ise mini vidanın stabilitesine düşük bir etkisinin olduğu rapor edilmiştir (70,78).

2.4. Mini Vida Ankrajı İle Molar Dikleştirilmesi

Mandibular birinci molar boşluğuna devrilmiş moları dikleştirmek için direkt ankraj ile mini vida kullanılması ilk olarak Park ve ark. nın (80) vaka raporunda gösterilmiştir. Retromolar bölgeye yerleştirilen 1,2 mm çap ve 8 mm boydaki mini vidadan ikinci molar ligatür teli ile kuvvet uygulanmış, 6 ay sonunda moların dikleşmesi sağlanmıştır. Yazarlar mini vida ankrajı sayesinde premolar dişlerin braketlenmesine gerek kalmamasının hasta memnuniyeti açısından olumlu bir durum olduğunu belirtmişlerdir.

Gracco ve ark. nın (81) tanıttığı Modifiye Uprighter Jet apareyinde, Uprighter Jet'teki lingual ark kaldırılıp, yerine direkt mini vida ankrajı kullanılmıştır. Mandibulada sol posterior diş eksikliğine bağlı olarak, ikinci moların meziale eğildiği bir hastada, 1,25x11 mm boyutundaki mini vida dişsiz alveoler bölgeye, okluzal düzleme dik olarak yerleştirilmiştir. Mini vida ile ikinci molar arasındaki open coil springin 150 gr kuvvet uygulamasıyla 5 ayda aksiyel açının 30° düzelmesi sağlanmıştır. Yazarlar, birden fazla posterior diş eksikliği olduğu durumlarda bu segmental apareyin kullanılmasının pratik olacağını belirtmiştir.

Lee ve ark. (47), nın vaka raporunda, meziale eğimli ikinci moların dikleştirilmesi, birinci molar ile ikinci premoların arasına yerleştirilen mini vidaya open coil uygulayarak gerçekleştirilmiştir. Araştırmacılara göre direkt mini vida ankrajı ile molar dikleştirilmesi segmental bir uygulama olduğu için hastalar için konforlu bir tedavi seçeneğidir. Bununla birlikte bu uygulamanın ikinci moları intrüziv etkisi olmadığı için, ekstrüzyonun istenmediği durumlarda tek başına yeterli olmayacağı bildirilmiştir.

Nienkemper ve ark.(17), bir hastada; mandibulada birinci molar boşluğuna eğilmiş ikinci moları dikleştirmek için, 0.018 inç slota sahip braket abutmentli, 2 mm çap ve 11 mm boydaki mini vidayı, dişsiz bölgedeki alveol krete, okluzal düzleme dik olarak yerleştirmişlerdir. Mini

vidadan uygulanan 0,016x0,022 inç çapında, heliksli TMA dikleştirici spring ile ikinci moların eğimi düzeltilmiş ve birinci moların protetik tedavisi için boşluk açılması sağlanmıştır.

İndirekt olarak mini vida ankrajından yararlanıldığında, mini vida genellikle dişsiz boşluğa komşu premolarlar ve kanin dişin kökleri arasına veya dişsiz bölüme uygulanmaktadır. Mini vida ile stabilize edilen premolar dişlerden dikleştirici springler, çift cantilever uygulamaları, Ni-Ti open coiller kullanılmaktadır (19,82).

Melo ve ark. (8) eğimli mandibular ikinci moların dikleştirilmesi için mini vidanın direkt ve indirekt ankraj olarak kullanıldığı mekaniklerde mini vida başarısını ve tedavi etkinliğini karşılaştırmışlardır. İndirekt ankraj için premolar ve kanin arasında interradyiküler alana mini vida yerleştirmişler, premolardan ikinci molara dikleştirici spring uygulamışlardır. Direkt ankraj için ise dişsiz alveoler bölgede okluzal düzleme dik olarak yanyana 2 mini vida uygulamışlar, bu iki vidanın üzerine hazırlanan rezin esaslı geçici kromdan eğimli ikinci molara heliksli dikleştirici spring uygulamışlardır. 3- 10 ay arası sürede iki yöntemin de molar dikleştirmede başarılı olduğunu ve vida başarı seviyelerinin benzer olduğunu bildirmişlerdir.

2.5. Dental İmplantlar

Dental implantlar sabit ya da hareketli protezlere retansiyon ve stabilite sağlamak amacıyla, mukoza ve periostun altına, çene kemiklerinin içine veya üzerine yerleştirilen biyouyumlu protetik apanelerdir (35,67,83). Günümüzde protetik tedaviler için en sık vida benzeri şekli olan, endosteal titanyum implantlar kullanılmaktadır. Çeşitli firmalar tarafından 3-6 mm çap, 6-13 boyda üretilmektedir (56,83).

Uygulanan implantlarda amaç implant ile kemik dokusu arasında doğrudan yapısal ve fonksiyonel birleşmenin, yani osteointegrasyonun sağlanabilmesidir (35,84). Osteointegrasyon, “canlı kemik ile yüklenmiş implant yüzeyi arasında oluşan, fibröz doku içermeyen ve ışık mikroskobu altında görülebilen direkt temas” olarak tanımlanmaktadır (85).

İmplantın kemiğe yerleştirildiği anda gerçekleşen primer stabilitesinin sağlanması, iyileşme sürecinin ideal olarak tamamlanması ve yükleme koşulları, osteointegrasyonun başarısını etkileyen faktörlerdendir (85–87) . Cerrahi işleminden sonra kemik ve implant yüzeyi arasında tıpkı kemikteki kırık tamiri gibi bir remodelling süreci başlar. Erken dönemde çevresinde henüz mineralize olmamış kemik olan implanta gelen fonksiyonel kuvvetler implantta mikro hareketlere sebep olabilir (86). Bu durum, implant ile kemik yüzeyi arasında fibröz doku oluşumuna ve osteointegrasyonun gerçekleşmeyip implantın kaybına yol

açabilmektedir (88). Bu nedenle implantın yerleştirilmesi sonrası pasif olarak tutulduğu, osteointegrasyonun tamamlanması için bir süre beklenildiği prosedür önerilmiştir (89). Genel olarak implantlar yerleştirildikten sonra 3 ile 6 ay arası süre beklenmektedir (89,90). Osteointegrasyonun ardından ikinci bir cerrahi uygulamayla implantın üzeri açılıp protetik üst yapı hazırlığına başlanır.

Bu prokolün uzun iyileşme süreci, ikinci cerrahi işlem gerektirmesi gibi dezavantajları nedeniyle, osteointegrasyonun tamamlanmadan implantın okluzyonda kullanılır hale getirildiği immediat ve erken dönemde yükleme protokolleri gündeme gelmiştir (90). Bir çok çalışmada uygun endikasyonlarda erken dönemde implantlara kuvvet uygulanabileceği, bu implantların uzun dönemde başarılı olduğu gösterilmiştir (88,90). Buna karşın immediat yüklenen implantlarda fibröz doku iyileşmesi meydana geldiğini başarı oranının düşük olduğunu bildiren araştırmalar da mevcuttur (91,92) .

2.6. Dental İmplanttan Ankraj Alan Ortodontik Uygulamalar

Protetik implantların ortodontide ankraj olarak kullanılmasıyla implant çevresinde kemik kaybı meydana gelmeden , başarılı şekilde ortodontik diş hareketi elde edilebileceği bir çok klinik ve deneysel çalışmalarda bildirilmiştir (36,93–98). Osteointegrasyon sürecini tamamlanmış implanlar, iyileşme başlıklarına ya da geçici kron üzerine yapıştırılan ortodontik ataşmanlar sayesinde ortodontik uygulamaların bir ünitesi haline gelmektedir (95,98,99).

Ortodonti tedavi sırası veya öncesinde protez yapılacak bölgelere implantların yerleştirilmesinin birtakım avantajları vardır:

- Ortodontik tedavi başında ya da sırasında implant uygulanması durumunda osteointegrasyon için ortodontik tedavi bittikten sonra bekleme olmayacağı için hastanın toplam tedavi süreci kısılacaktır.
- Gingival maturasyonun ortodontik tedavi aşamasında tamamlanması tedavi süresini kısaltan başka bir etmendir.
- Ortodontik tedavide ankraj için protetik implantın kullanılması, başka ankraj apareyi gerektirmeyeceği için daha pratik olmaktadır.
- Yetişkin hastalarda genellikle periodontal olarak destek kaybına uğramış dişler ve diş eksiklikleri bulunmaktadır. Bu nedenle ortodontik tedavide ankraj kontrolü zor olmaktadır. Dişsiz alanda protetik amaçla kullanılacak implantın ankraj apareyi olarak kullanılması ortodontik tedaviyi kolaylaştırmaktadır (20,95,100)

Osteointegrasyonu tamamlanmış implantların vertikal kuvvetler karşısında kemiğe ilettiği stres seviyesi düşüktür. Horizontal kuvvetler karşısına ise rotasyonel momentler oluştuğu için implant stabilitesi olumsuz etkilenmektedir (101). Ancak diş hareketi için gerekli olan 150 -200 gr olan horizontal kuvvetler, ağır çiğneme kuvvetlerine kıyasla oldukça az olup osteointegre olan implantın stabilitesini etkilememektedir (97). Higuchi ve Slack (102) ise, 400 gr'a kadar olan ortodontik kuvvetler karşısında implant etrafında kemik kaybının oluşmadığını belirtmiştir.

Bazı hayvan çalışmalarında, dental implantlara, immediat veya erken dönemde ortodontik kuvvet uygulanmasının implant başarısını olumsuz etkilemediği gösterilmiştir (103–105). Palagi ve ark.nın araştırmalarında (98), 13 hasta üzerinde immediat ve geç dönemde ortodontik kuvvet uygulanan 20 implantın başarısı, iki yıllık takip süresi sonunda karşılaştırılmıştır. Çalışma sonunda immediat ve geç dönemde kuvvet uygulanan implantların başarı oranı benzer bulunmuştur.

Dental implantın, mandibular ikinci moları dikleştirmek için ankraj olarak kullanılması ilk kez 1996'da Shellhart ve ark. (106) tarafından, bir vaka raporunda gösterilmiştir. Mandibulada sol tarafta birinci molar eksikliği olan hastada, birinci molar yerine dental implant yerleştirilmiştir. Osteointegrasyonun beklendiği 7 ay sonunda implantın üzeri açılıp iyileşme başlığı yerleştirilmiş, iyileşme başlığına ortodontik bant uygulanmıştır. İmplanttan uygulanan dikleştirici springler ve open coil ile ikinci molar dikleştirilmiştir. Araştırmacılar tedavi sonunda implantın stabilitesinde olumsuzluk oluşmadığını bildirilmiştir.

Weitz ve ark. (18), mandibular birinci molar yerine uygulanan implantı, 4 ay osteointegrasyonunu bekledikten sonra ikinci moların meziale eğiminin düzeltilmesi için kullanmışlardır. Dikleştirme amacıyla, ekspansiyon vidasının ikinci moların bandı ile implantın iyileşme başlığı arasına lehimlendiği aparey tasarlamışlardır. İmplant üst yapısı için yeterli genişlik elde edinceye kadar vida çevrilmiştir. Yazarlar, ikinci moların implant ve komşu dişlerde kök paralelliği sağlandığını, implantın stabilitesinin ortodontik kuvvetten etkilenmediğini bildirmişlerdir.

2.7. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Kuvvet analiz yöntemleri, bir cisme gelen kuvvetlerin nerede yoğunlaştığını ve buna göre cismin şeklinin nasıl oluşturulması gerektiğini gösteren yöntemlerdir. Diş hekimliğinde kuvvetlerin dokular ve kullanılan materyaller üzerinde oluşturduğu gerilme ve

gerinimlerin belirlenip yoğunlaştığı bölgelerin incelenmesi, çene ve diş yapısında meydana gelebilecek deformasyonların izlenmesi amacıyla kuvvet analiz yöntemleri kullanılmaktadır (21,107).

Diş hekimliğinde kuvvetin dokularda oluşturduğu stres ve gerilimi ölçmek için bakıldığında farklı yöntemler kullanılmaktadır (108) :

- 1- Gerinim ölçer (strain gauge) analiz yöntemi
- 2- Foto-elastik stres analizi
- 3- Holografik interferometre (Lazer ışınlı gerilme analizi)
- 4-Kırılğan vernikle kaplama yöntemi
- 5-Sonlu elemanlar analizi

2.7.1. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Analiz Yöntemi

Gerinim ölçerler, cisimlerde statik ve dinamik yükleme sonucunda oluşan şekil değişikliğine bağlı elektriksel değişiklikleri, iletkenler yardımıyla tespit eden mekanik aygıtlardır. Yüklenebilen maruz kalmış bölgede, gerinime duyarlı kalibre edilmiş uçlar yerleştirilerek, oluşan boyutsal değişiklik elektrik direncindeki değişiklikler aracılığıyla incelenir. Bu analiz yöntemi in-vivo ve in-vitro çalışmalarda kullanılmaktadır (109,110).

2.7.2. Foto-Elastik Stres Analizi

Foto-elastik gerilme analizi, araştırılmak istenen yapının saydam ve fotoelastik niteliği olan bir modeli üzerine kuvvet uygulandığı anda polarize ışığın bu cisimde yarattığı etkilerin fotoğraflandırılması esasına dayanır. Kuvvet uygulanan foto-elastik modelin içerisinden geçirilen polarize ışık demeti, materyali farklı hızlarda kateden dikey titreşimlere dönüşür. Polariskop isimli cihaz yardımıyla bu titreşimler izlenerek kesitler üzerinde gerilme bölgeleri tespit edilir (111,112).

2.7.3. Holografik Interferometre (Lazer Işınlı Gerilme Analizi)

Hologram, cisimlerin 3 boyutlu görüntüsünü elde etmek için kullanılan, tutarlı bir ışık kaynağından çıkan iki ışının karşılıklı etkisiyle oluşturduğu mikroskobik girişim saçaklarının film üzerinde kaydedilmesi işlemidir (113,114). Bu analiz yönteminde lazer ışını ile incelenecek materyalin başlangıç görüntüsü, daha sonra da mekanik kuvvet veya ısı

uygulandığı andaki görüntüsü aynı film üzerine kaydedilir. İki görüntü arasında oluşan nanometrik farklar yine filme lazer ışını verilerek interferometre denen alet ile incelenir. Böylece cismin yüzey yapısında gelen deformasyonlar izlenir (113–115).

2.7.4. Kırılğan Vernikle Kaplama Yöntemi

Kırılğan vernikle kaplama yöntemi ile kuvvet analizi, incelenecek olan model üzerine sürülen özel verniğin fırınlanmasıyla sonra kuvvet uygulanan bölgede oluşan çatlakların yorumlanmasıyla yapılmaktadır (116).

2.7.5. Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar analizi, düzensiz geometri ve farklı materyaller barındıran sahip yapılara uygulanabilen, bu yapılarda kuvvet altında oluşan gerilmeleri ve yer değiştirmeleri detaylı bir şekilde ölçebilen nümerik bir kuvvet analiz yöntemidir (21,101,108,116). Biyomekanik sistemin gerçeğini yansıtan matematiksel modelini çıkartıp bilgisayar ile bu modelin çözülmesi esasına dayanır. Bu analizin uygulanması sırasında milyarlarca aritmetik işlem yapıldığından bilgisayar kullanımı şarttır. Modellenen yapının kuvvet altındaymış gibi incelendiği sonlu elemanlar analizi ile bir nevi tabiat, bilgisayar ortamında taklit edilmektedir (101,108,117).

Sonlu elemanlar analizi 1960'ların başında özellikle havacılık ve uzay endüstrisinde yapısal problemlerin çözümü için geliştirilmiştir (118). Günümüzde statik analizlerin yapılmasında, akışkanlar mekaniğinde, ısı transferinin incelenmesinde, elektromanyetik analizlerin yapılması gibi birçok alanda kullanılmaktadır (108).

1960'ların sonunda Ledley ve Huang'ın (119) bir diş modelini matematiksel olarak oluşturması ile sonlu elemanlar stres analiz yöntemi diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Bu çalışmada, diş modeline çeşitli yönlerde kuvvetler uygulanmış ve kuvvet sonucu dişin çevresindeki kemikte meydana gelen stresler değerlendirilmiştir.

Ortodonti alanında ise, sonlu elemanlar analizi ilk kez 1971 yılında Davidian tarafından kullanılmıştır (120). Bu çalışmada üst santral dişin teorik rotasyon merkezini belirlemek için diş modeli oluşturulmuş, santral dişe etkiyen kuvvet sonucu periodonsiyumda meydana gelen mekanik yanıt ve rotasyon merkezinin yer değişimi gözlemlenmiştir. Daha sonraları, diş, periodontal ligament, alveol kemiği, restoratif ve protez materyalleri gibi birçok yapıda

meydana gelen streslerin incelenmesi için sonlu elemanlar analizi yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (101,121).

Bu yöntem ile analizler tek boyutta, iki boyutta ve üç boyutta yapılabilmektedir. Sonlu elemanlar analiz yöntemi ile karmaşık bir mekanik sorunun çözümü rahatlıkla sağlanmaktadır. İncelenecek olan bölge küçük ve basit alanlara ayrılırak bu küçük parçaların tek tek analizi ve çözümü hedeflenir. Kısacası sonlu elemanlar analizi “parçadan bütüne gitme” prensibine dayanır (108,117,118,122).

2.8. Sonlu Elemanlar Analizi İle Kavramlar

Sonlu elemanlar analizinin verilerinin daha iyi anlaşılabilmesi ve analiz sonunda uygun yorumların yapılabilmesi amacıyla bazı tanımlamaların bilinmesi gereklidir.

2.8.1. Kuvvet

Cisimlerin hareket durumlarını ve şekillerini değiştirebilen etkiye kuvvet denir. Kuvvet doğrultusu, yönü ve şiddeti olan vektörel bir büyüklüktür (123,124).

Kuvvetin büyüklüğü Newton (N), kilogram-kuvvet (kgf), gram-kuvvet (gf), ons (oz) veya dyne (dyn) birimleriyle belirtilebilir. Ortodonti literatüründe kuvvetlerin büyüklükleri genellikle “gram-kuvvet” (gf) cinsinden verilmekte fakat “gram” (g) olarak kullanılmaktadır. Bu kuvvet birimleri arasındaki dönüşümler ise;

$$1 \text{ kgf} = 1000 \text{ gf} = 32,18 \text{ oz} = 9,81 \text{ N} = 981000 \text{ dyn} \text{ şeklindedir (125).}$$

2.8.2. Gerilme (Stres)

Herhangi bir cisme dışardan kuvvet uygulandığında cismin moleküler yapısında dış kuvvete eşit ve zıt yönlü kuvvet oluşmaktadır. Dış kuvvete karşı birim alanda meydana gelen içsel tepki, gerilme veya stres olarak tanımlanmaktadır. Dış kuvvet ve iç kuvvet cismin üzerinde belli bir alana yayılır, bu sebeple hem stres hem de dış basınç birim alana düşen kuvvet cinsinden gösterilmektedir (101,122,124).

Gerilme birimi olarak genellikle Paskal ($1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2$) kullanılsa da diş hekimliğinde genellikle milimetrik boyutların incelenmesi sebebiyle “Mega Paskal” teriminin kullanımı yaygındır (MPa veya N/mm^2) ($1 \text{ MPa} = 10^6 \text{ Pa}$) (108,122,126).

Temel olarak çekme, sıkışma ve kayma olmak üzere 3 tip gerilme kuvveti vardır:

- Çekme gerilmesi (*tensile stress*), cismin moleküllerini birbirinden ayrılmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesiyle oluşur.
- Sıkışma gerilmesi (*compressive stress*), cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur.
- Kayma (kesme) gerilmesi (*Shear stress*), cismin moleküllerini birbirini üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde ve zıt yöndeki iki kuvvetin cismi aynı anda etkilemesi ile oluşur (122).

Kesit yüzeyine dik olan ve cisimde hacim değişikliği yaratan gerilmelere normal gerilmeler denilir ve “ σ ” simgesi ile gösterilir. Cisimde uzamaya yol açan çekme gerilmeleri ile cisimde kısılmaya yol açan sıkışma gerilmeleri normal gerilmelerdir. Kesit yüzeyine paralel olan gerilmeler olanlar kayma-makaslama bileşenlerini yaratırlar (124). Kayma gerilmeleri ise “ τ ” simgesi ile gösterilir (122).

Sıkışma tipi gerilmelerin, kemik-implant ara yüzeyinde daha sıkı bir ilişki oluşmasına sebep olduğu, çekme ve kayma gerilmelerin ise kemik-implant ara yüzeyinde nesnelerin birbirinden uzaklaşmasına yol açtığı bildirilmiştir. Dental implant-protez sisteminde en iyi tolere edilen kuvvetler sıkışma tipi kuvvetlerdir (122).

2.8.3. Gerinim

Gerinim (strain), cisme uygulanan belirli bir kuvvet sonucu o cisimde birim boyutta oluşan şekil değişimi olarak tanımlanır (122,124). Gerilme büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim bir kuvvet değil sadece skaler bir büyüklüktür. Gerinim deformasyonun orijinal uzunluğa oranıdır ve herhangi bir ölçü birimi yoktur (118).

Gerinim aşağıdaki formülle hesaplanmaktadır:

$$\text{Strain}(\epsilon) = \text{Deformasyon} / \text{Orjinal Uzunluk}$$

2.8.4. Elastiklik ve Vizkoelastiklik

Elastik materyaller; kuvvet uygulaması altında şekil değiştirirler ve kuvvet ortadan kalktığında eski şekillerine geri dönme özelliğine sahip materyallerdir (123,124)

Kuvvetler karşısında gerinimin, gerilim ile doğru orantılı olduğu var sayılan cisimlere lineer elastik materyaller denir (101,123,127)

Viskoelastik materyaller ise hem elastik hem vizküz (yapışkan) özelliktedir. Kuvvet uygulandığında zamana bağlı artan, gecikmeli ve lineer olmayan şekil değişikliğine uğrarlar. Kuvvet ortadan kalktığında da ilk hallerine gecikmeli olarak dönerler (123,128).

2.8.5. Young Modülü (Elastiklik modülü – Stress/strain)

Gerilimin gerinime oranı olan elastiklik modülü, cismin elastikiyet sınırları içerisinde dayanıklılığını gösteren bir katsayıdır. Gerilim ve stres arasındaki bağlantıyı verir (12).

$$\text{Elastisiklik Modülü}(E) = \text{Gerilim } (\sigma) / \text{Gerinim}(\epsilon)$$

Elastiklik modülü her materyale özgü olan bir değerdir. Elastiklik modülü arttıkça cismin katılığı ve iç direnci artmaktadır. Aynı miktar kuvvet altında yüksek elastisite modülüne sahip bir cisim, düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğramaktadır (13,124). Doğrusal (lineer) elastik materyallerde sabit bir elastiklik modülü söz konusu iken, doğrusal olmayan (nonlineer) elastik materyallerde bu katsayı zamana bağlı değişkenlik gösterir (123)

2.8.6. Elastik Sınırı ve Dayanıklılık Sınırı

Elastiklik sınırı, materyalin plastik deformasyona uğramadan absorbe edebileceği maksimum gerilme miktarıdır. Elastik sınırı, yük/defleksiyon oranı ile de ifade edilir (124).

Materyalin plastik deformasyona uğradıktan sonra zayıflayıp kırılma göstereceği maksimum gerilme miktarı dayanıklılık sınırı olarak tanımlanmaktadır. (122,124)

2.8.7. İzotropi ve Anizotropi

İzotropi, bir cismin yönden bağımsız olarak aynı fiziksel özellikleri göstermesidir. İzotrop cisimler farklı yönlerden uygulanan kuvvetler sonucu aynı elastiklik modülüne sahiptirler. Anizotrop cisimlerin ise farklı yönlere göre farklı elastiklik modülü vardır (101).

2.8.12. Asal Gerilmeler

Cisimler genellikle karmaşık yüklerin etkisi altında altı gerilme kalır. Cismin kesit yüzeyi üzerindeki her noktada çoğu zaman normal gerilme ile kayma gerilmeleri aynı anda oluşur (122).

Üç boyutlu elemana uzayın x , y , z düzlemlerinin her birinde bir normal iki kayma gerilmesi etki eder. Buna göre bir üç boyutlu elemanın gerilme durumu, üç normal ve altı kayma gerilmesi ile incelenir. Tüm düzlemlerde kayma gerilmeleri sıfır olduğu zaman mevcut olan gerilmeye asal gerilme denilmektedir. Kısacası asal gerilmede; x , y ve z düzlemlerine dik etkiyen kuvvetler mevcuttur (122,129).

Asal gerilme; maksimum asal gerilme (σ_1), ara (intermediate) asal gerilme (σ_2) ve minimum asal gerilme (σ_3) olmak üzere üçe ayrılır (122,127,129). Ancak yük uygulanan cisimlerde genellikle tek tip bir gerilme yerine üç tip gerilmenin bir arada bulunduğu birleşik gerilme oluşmaktadır (127).

- Maksimum asal gerilme (Maximum principle): Maksimum asal gerilmeler pozitif değerdedir ve en yüksek çekme gerilmelerini ifade eder.
- Minimum asal gerilme (Minimum principle): Minimum asal gerilmeler negatif değerdedir ve en yüksek sıkışma gerilmelerini ifade eder.

Bir materyalde sıkışma ve çekme gerilmelerinin dağılımı, asal gerilme dağılımına göre incelenir. Bir düğüm noktasında hangi gerilme şekli daha büyük bir mutlak değerde ise o gerilmenin etkisi belirgindir (101,122).

Kemik veya cam gibi kırılğan materyaller için asal stres değerleri önem taşımaktadır (122,131). Üç asal gerilmeden herhangi birinin cismin dayanıklılığını aştığında kırılma veya kopmanın meydana geldiği varsayılır (108,122).

2.9. Sonlu Elemanlar Analizinin Çalışma Prensipleri

2.9.1. Geometrik Model Oluşturulması

Sonlu elemanlar analizinin yapılabilmesi için ilk aşama kullanılacak tüm materyallerin bilgisayar ortamına aktararak modellenmesidir. Cismin iç ve dış geometrisinin gerçeğe en yakın haliyle bilgisayar ortamında tanımlanması, analizde doğru sonuç elde edilmesi bakımından önem taşımaktadır (21,122). Geometrik modelleme için bilgisayar

destekli tasarım; computer aided design (CAD) programları kullanılır. Modelleme bir, iki ve üç boyutlu olarak yapılabilir. Üç boyutlu modellemede her ekseninde olan kuvvetler hesaba katılacağından dolayı, hassas ve gerçeğe yakın sonuçlar elde edilebilmektedir (21,101,122).

Sonlu elemanlar analizinde kullanılan modeller üç farklı şekilde oluşturulabilir (21,77,108,122,132)

- MRG (Manyetik Rezonans Görüntüleme) ve BT (Bilgisayarlı Tomografi) görüntüleri ile modelleme: Bu yöntem doku modellenmesinde en sık kullanılan yöntemdir. Hastalara ait kesitsel görüntüler bilgisayar ortamında birleştirilerek üç boyutlu geometrik modeller elde edilir.
- Tarama ile modelleme: Cisimlerin yüzey tarayıcıları yardımıyla taranıp, tarama modellerinin bilgisayar ortamına aktarılması ile oluşturulur.
- Manuel modelleme: Cisimlerin modelleri, üç boyutlu modelleme programları kullanılarak araştırmacı tarafından çizilerek oluşturulabilir. İmplant, mini vida, braket gibi cisimlerin cisimlerin üç boyutlu modelleri ya manuel çizimler ile ya da yüzey tarayıcıları ile taranarak oluşturulabilir.

2.9.2. Ağ Yapısı Oluşturma (Matematiksel Model Oluşturma)

Oluşturulmuş geometrik modeller çok sayıda küçük basit geometrik şekildeki sonlu sayıda elemana bölünerek ağ yapısı oluşturulur. Her eleman, analizi yapılan modelin bir yapıtaşına benzetilebilir. Ağ yapısındaki sonlu sayıda eleman ve bu elemanların köşede birleştikleri düğümler ile koordinatlar belirlenir. Düğüm, uygulanan kuvvet karşısında yer değiştirmenin tanımlandığı bir koordinat yeridir (107,122,127,133).

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin kullanıldığı araştırmalarda ağ yapısının oluşturulmasında, bir ve iki boyutlu eleman tipleri biyolojik gerçeği basitleştirdiği için, günümüzde yaygın olarak üç boyutlu eleman tipleri kullanılmaktadır. Bunlar; sekiz düğümlü, altı düğümlü, beş düğümlü ve dört düğümlü elemanlardır (127).

2.9.3. Malzeme Özelliklerinin Programa Girilmesi

Analizde kullanılacak her materyalin ve biyolojik yapının elastik modülü ve poisson oranı değerleri analiz programına aktarılmaktadır.

2.9.4. Sınır Koşullarının Tanımlanması

Sonlu elemanlar analizinde oluşturulan modelin sınır koşullarının tanımlanması ile kuvvet uygulama noktaları belirlenir, cismin dayanak noktası oluşturulur. Başka bir deyişle cisme nereden kuvvet uygulandığı ve nereden sabitlendiği belirlenmiş olur. Sınır koşulları, aslında bir matematiksel denklem olan analizdeki düğüm noktaları ve elemanların gerilme-gerinim döngüsündeki cevaplarını belirlemektedir (121,127,133).

Geometrik bir model dayanağı olmadığında uzaysal olarak serbest sınır koşulları içinde, biyolojik yapının elastik cevabından etkilenmeksizin hareket eder. Bu durumda cisim farklı rotasyon döngüsüne girebilir, atipik cevap verebilir. Sınır koşulları belirlenmesi için en uygun yapı ağ yapıdaki düğüm noktalarıdır. Bu aşamadan sonra matematiksel model analiz için hazır hale gelir (101,121,133).

2.9.5. Kuvvetin Uygulanması ve Analizin Çözümlemesi

Oluşturulan matematik model üzerindeki istenilen düğüm noktalarına, yönü, açısı ve şiddeti belirli kuvvet uygulanır ve ağ yapının diğer düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler hesaplanır. Tüm modelde meydana gelen gerilme ve gerinim özellikleri gözlenir. Kuvvetlerin etkileri kesitsel veya noktasal olarak incelenebilmektedir (109,133).

2.9.6. Analiz Sonuçların Yorumlanması

Kuvvetin uygulanmasının ardından sistem her bir düğüm ve eleman için oluşturulan denklem çözümlenerek sayısal verilerden oluşan sonuçlar ortaya çıkmaktadır. Elemanlar birbirlerine düğümler ile bağlı olduğundan, bir elemandaki fiziksel değişiklik diğer elemana da yansır ve böylece sonuçlar analiz edildikten sonra cismin tamamındaki gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirmeler belirlenmektedir (101,118,133).

Sonuçlar değerlendirilirken analizi yapılan materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınır. Kemik, greft materyalleri, porselen gibi kırılğan cisimler için asal gerilim değerleri, implant, vida gibi çekilebilir materyaller için Von Misses stres değerleri kullanılmasıyla daha doğru yorumlar yapılabilir (134). Ayrıca Von Misses değerleri ile cismin tamamında oluşan gerilim değerleri hakkında bilgi elde edilebilir (108,133).

Sonlu elemanlar stres analiz metodunda anlamlı sonuçlara kavuşmak için, doğru kesitler elde edip, düğümlerdeki stres miktarını doğru ve tam bir biçimde değerlendirilmek önemli bir noktadır (127).

Hesaplanan veriler,

- Animasyonlar,
- Tablolar ve grafikler,
- Büyütülmüş olan yer değiştirme görüntüleri,
- Renklendirilmiş görüntüler olarak elde edilmektedir (108,127,133) .

Tablolar veya grafikler ile verilen sayısal değerler kritik noktalarda bulunan düğümlerdeki kuvvet sonucu oluşan yer değiştirmeleri ve gerilme değerlerini göstermektedir (133,135). Renklendirilmiş görüntülerde tüm modele ait gerilme ve yer değiştirmeler, görüntü üzerinde renklerin denk geldiği değer aralığını belirten bir ölçek ile farklı açılardan gösterilmektedir (93) . Büyütülmüş görüntüler ve animasyonlarda ise çok küçük değerlerdeki yer değiştirmeler, rahat anlaşılabilmesi için eşit miktarda büyütülerek ifade edilmektedir (133).

2.10. Sonlu Elemanlar Analizin Avantaj ve Dezavantajları

Avantajları:

- Düzgün geometri göstermeyen ve farklı malzeme özelliklerine sahip yapılara uygulanıp gerçek yapıyı temsil eden model hazırlanabilmektedir.
- Birden fazla katmandan oluşan objeler, katmanların fiziksel özellikleri ve katmanlar arasındaki temas özelliklerini yansıtacak şekilde modellenabilmektedir.
- Gerilme, gerinim ve yer değiştirmeler her noktada duyarlı bir şekilde hesaplanabilmektedir.
- Oluşturulan modelin geometrisi, sınır şartları, uygulanan kuvvetlerin yönü ve büyüklüğü gibi özellikler değiştirilip analiz gerektiği kadar tekrarlanabilmektedir.
- Sonlu elemanlar analizi ile prototip olarak denenmesi zor, tehlikeli olan tasarımların simülasyonu olarak yapılabilir. Böylece araştırmaların bazı etik ve metodolojik sınırlamaların üstesinden gelmeleri sağlanır (21,108,118,133).

Dezavantajları:

- Modelleri oluşturulan malzemelerin izotropi, homojenite ve elastiklik gibi özellikleri varsayıma dayandırıldığı için malzemenin tam bir temsilini oluşturamamaktadır.

- Modellenen yapılar, ağız içinde statik durumdan çok dinamik yükler altındadır. Dinamik olarak bu analizi gerçekleştirilmek mümkün olmasına rağmen zordur.
- Analiz sonucunun doğru olabilmesi için yapıların fiziksel özelliklerinin bilgisayara aktarılması son derece hassas yapılmalıdır.
- Analizin yapılabilmesi için ciddi bilgi birikimi, yeterli donanım ve yazılıma sahip bilgisayar ve yeterli zaman gereklidir.
- Deneysel verilerin aktarımı ve analiz programının kullanımındaki teknik detaylar tamamen araştırmacıya bağlıdır (101,108,127).

Dezavantajlarına rağmen sonlu elemanlar yöntemi, deneysel olarak incelenmesi çok güç veya olanaksız olan birçok yapının bilinmeyen davranışlarının belirlenebilmesi için kullanılan önemli bir yöntemdir (93,118,121,133,135).

2.11. Konu İle İlgili Yapılmış Benzer Çalışmalar

Kojima ve ark. (15) meziale eğimli mandibular ikinci moların yardımcı dikleştirici spring ile dikleştirilmesinin etkilerini sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. Araştırmada, premolar dişlerde görülen yan etkileri azaltma amacıyla uygulanan lingual retainerin ve springin mezial koluna verilen lingual bükümün ankraj dişler ve ikinci molar üzerindeki etkisi karşılaştırılmıştır. Analiz sonucunda, retainer ilave edildiğinde ankraj alınan premolar ve kanin dişlerde stresin azaldığını, ancak ikinci molarda bir farkın olmadığını tespit etmişlerdir. Dikleştirici springin mezial koluna verilen lingual büküm dikleştirme sırasında ankraj dişlere gelen stresi azaltmakta ancak ikinci molarda bukkale tipinge ve okluzal düzlemde rotasyona sebep olmaktadır.

Abrao ve ark. (111), yaptıkları fotoelastik gerilim analizinde, mandibular ikinci moların farklı yöntemler ile dikleştirilmesinin ikinci molar kökleri çevresindeki kemikte stres dağılımlarını karşılaştırmışlardır. Bunun için, retromolar bölgeye yerleştirilmiş mini vida, düz ark teline yerleştirilen Ni-Ti open coil spring, TMA T loop ve TMA helikal yardımcı springin uygulandığı dört farklı fotoelastik model hazırlanmıştır. Çalışma sonucunda mini vida uygulanan modelde stresin en az, helikal yardımcı springin olduğu modelde stresin en fazla olduğu tespit edilmiştir.

Gallas ve ark. (93), sonlu elemanlar analizi ile mandibular kemikte immediat yüklenen ve tamamen osteointegre dental implantların ortodontik kuvvetler karşısında stres dağılımlarını

incelemişlerdir. Bunun için oluşturdıkları her iki çalışma modelindeki implantlara, implantın uzun eksenine dik olarak 20 N kuvvet uygulanmıştır. Yapılan değerlendirmeler sonucunda osteointegre olan implantta ve çevresindeki kemikte dağılan stresin, osteointegre olmayan implanta göre daha fazla olduğu saptanmıştır. İki senaryoda da stresin en fazla implantın servikal üçlüsünde meydana geldiği belirtilmiştir.

Xi Ding ve ark. (56) mandibulada farklı çaplara sahip implantların ve çevresindeki kemiğin immedat yüklemede vertikal ve bukkolingual yönde kuvvetler karşısında stres dağılımlarını sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırmışlardır. 10 mm boyunda 3.3, 4.1 ve 4.8 mm çaplarında üç implanta ,150 gr vertikal, 150 gr okluzal düzlemle 45° bukkolingual yönde kuvvet uygulanmıştır. Yapılan değerlendirmelere göre bukkolingual yöndeki kuvvetler karşısında implant boyun bölgesinde ve kemikte stres ve gerinim seviyesi artmaktadır. İmplant çapının artmasının (özellikle 3.3'ten 4.1'e arttığında) özellikle bukkolingual kuvvetler karşısında implant boynunda stres ve gerinimi azaltacağı görülmüştür. Başarılı immedat implant uygulaması için 10 mm boyundaki implantın en az 4.1 mm çapa sahip olması gerektiği vurgulanmıştır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de (Ay Tasarım Şti., Ankara, Türkiye) gerçekleştirildi.

Çalışmada, mandibular sol bölgede birinci molar kaybı sonucu meziale eğilmiş ikinci moların konvansiyonel yöntemle, mini vida ankrajı ile ve dental implant ankrajı ile dikleştirilmesinin kemikte, mandibular ikinci molarda ve ankraj ünitelerinde yarattığı stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri incelendi. Bununla birlikte mandibular ikinci molara uygulanan kuvvet sonucu dişlerde meydana gelen anlık yer değiştirmeler değerlendirildi.

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) 3 boyutlu optik tarayıcıdan (Şekil 1), 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 yararlanıldı.

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarıldı. Stl formatı 3 boyutlu modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanmaktadır. Böylece programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır.



Şekil 1. Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Bochum) Optik Tarayıcı

3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

3.1.1. Mandibulanın Modelinin Oluşturulması

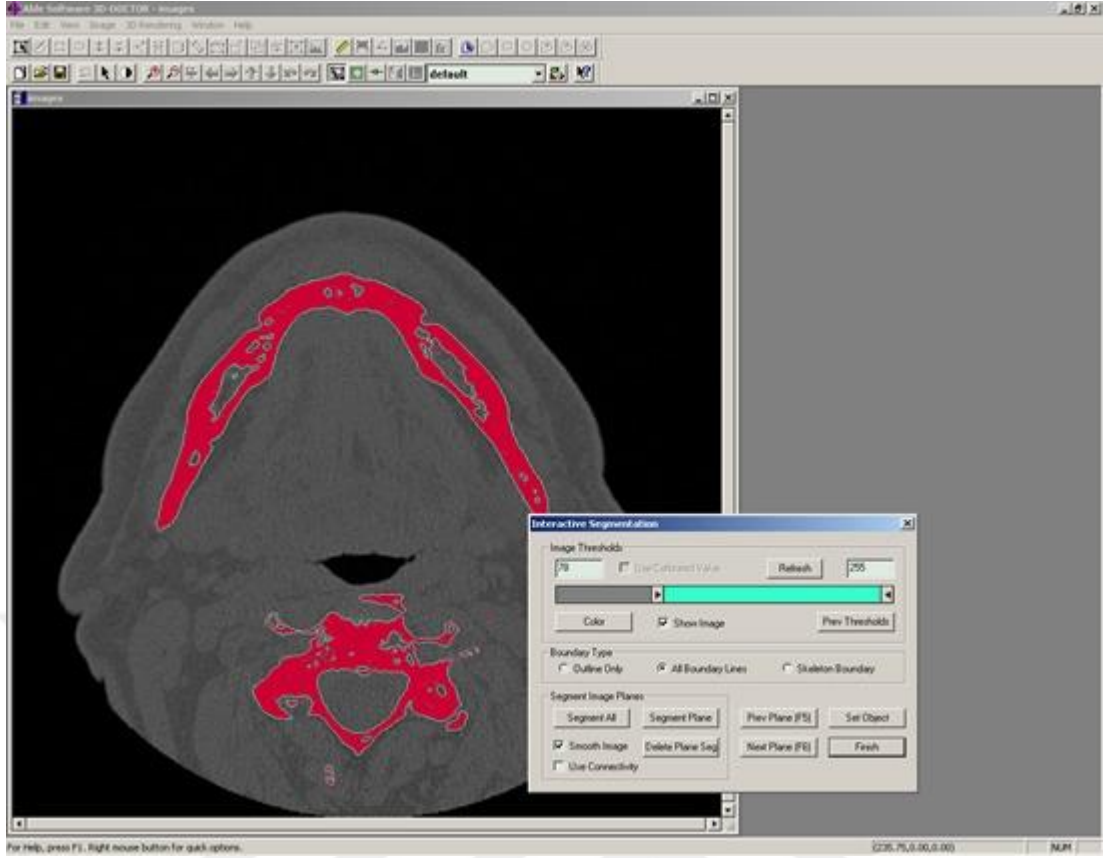
Alt çene kemik dokusunun geometrik modelin oluşturulması için erişkin bir hastanın Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KİBT) görüntüleri kullanıldı. Mandibulanın ILUMA KİBT (Orthocad, 3M Imtec, Oklahoma, USA) cihazı ile, 120 kvp, 3.8 mA’de 40 saniye taranmasıyla 601 kesit elde edildi (Şekil 2). Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edildi. Export edilen kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, USA) yazılımına alındı.

3D-Doctor yazılımı manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi çeşitli değişiklikler yapılabilmektedir.

3D-Doctor yazılımında görüntülerdeki kemik dokusu, “interactive segmentation” yöntemiyle Hounsfield Değerlerine bakılarak ayrıştırıldı (Şekil3). Ayrıştırılan kesitler “complex render” yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirildi. Elde edilen model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek alt çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından.stl formatında export edildi.

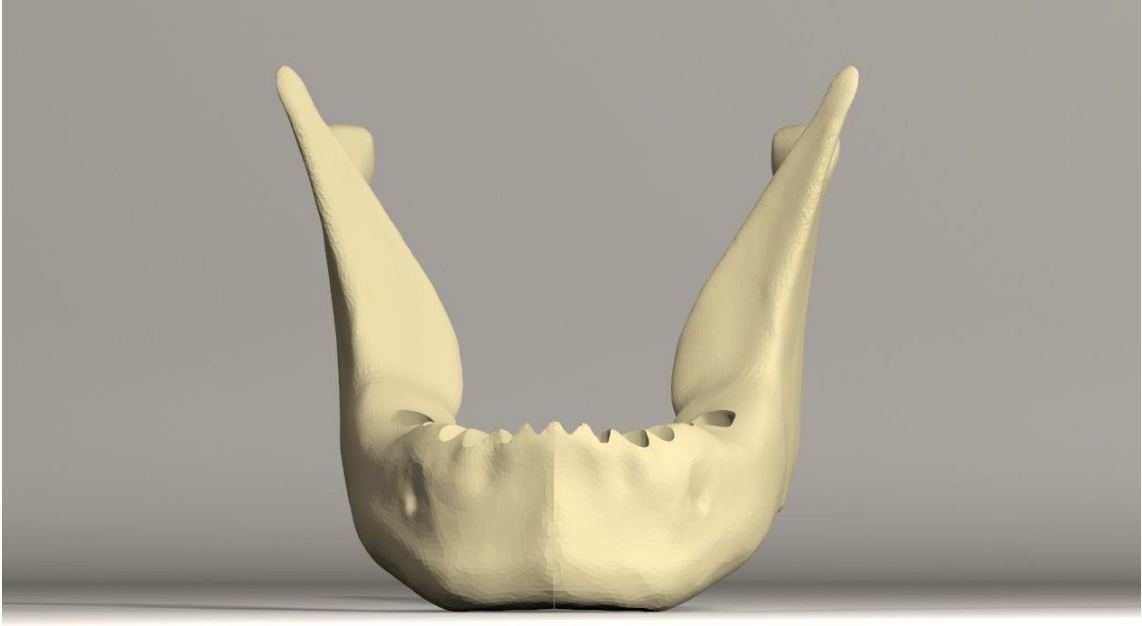


Şekil 2. Mandibulaya ait KIBT görüntüsü

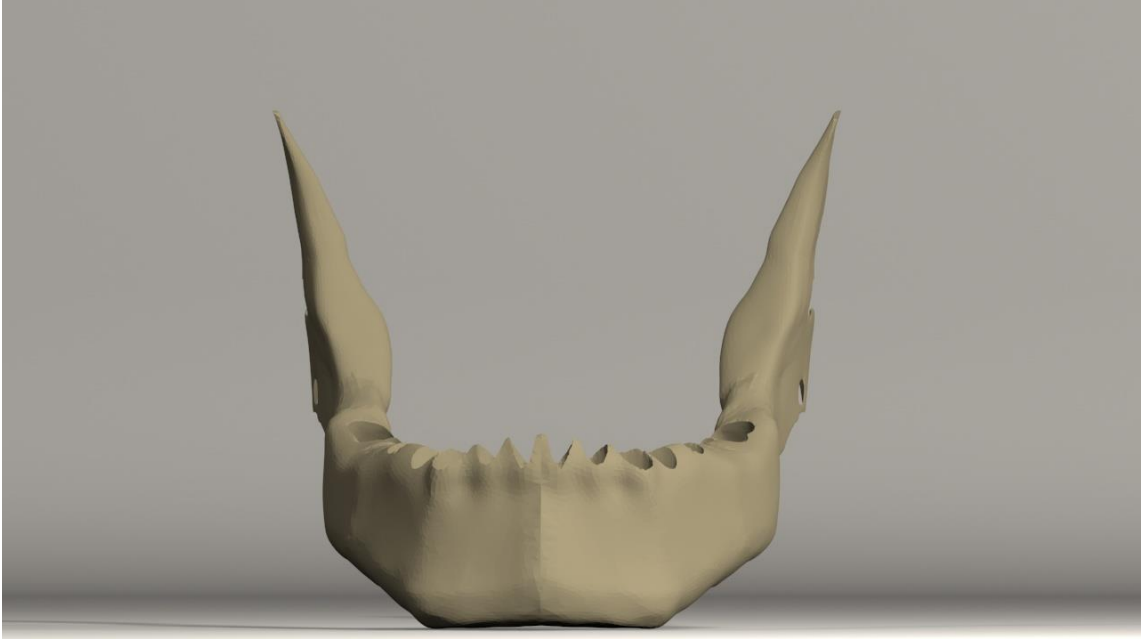


Şekil 3. "Interactive Segmentation" yöntemi ile kemik dokusunun segmentasyonu

Kemik dokusundan offset yöntemi ile (offset: yapının her yerden eşit olarak büyümesi/küçülmesi işlemi) süngerimsi kemik elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu. Bu şekilde mandibula kortikal kemik ve süngerimsi kemik, gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı (Şekil 4,5). Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında 3 boyutlu olarak uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu.



Şekil 4. Mandibulanın geometrik modeli

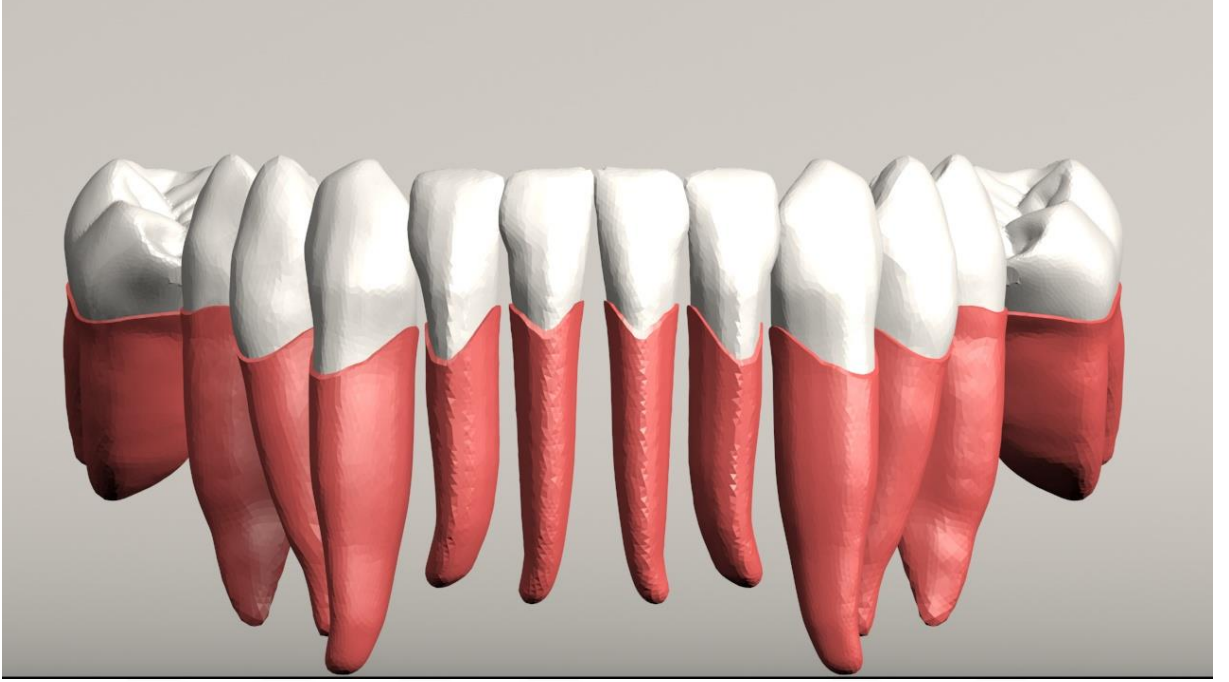


Şekil 5. Kortikal kemiğin uzaklaştırılmasıyla elde edilen süngerimsi kemiğin geometrik modeli

3.1.2. Dişlerin ve Periodontal Ligamentin Modellenmesi

Dişlerin modellenmesi için, Wheeler atlasındaki anatomik ve morfolojik veriye uygun şekilde yapılan akrilik modellerin 3 boyutlu optik tarayıcı ile taraması yapıldı. Elde edilen veriler taban alınarak Rhinoceros yazılımında dişler modellendi. Modellemede mine, dentin, sement ve pulpa dokuları göz önüne alınmadı.

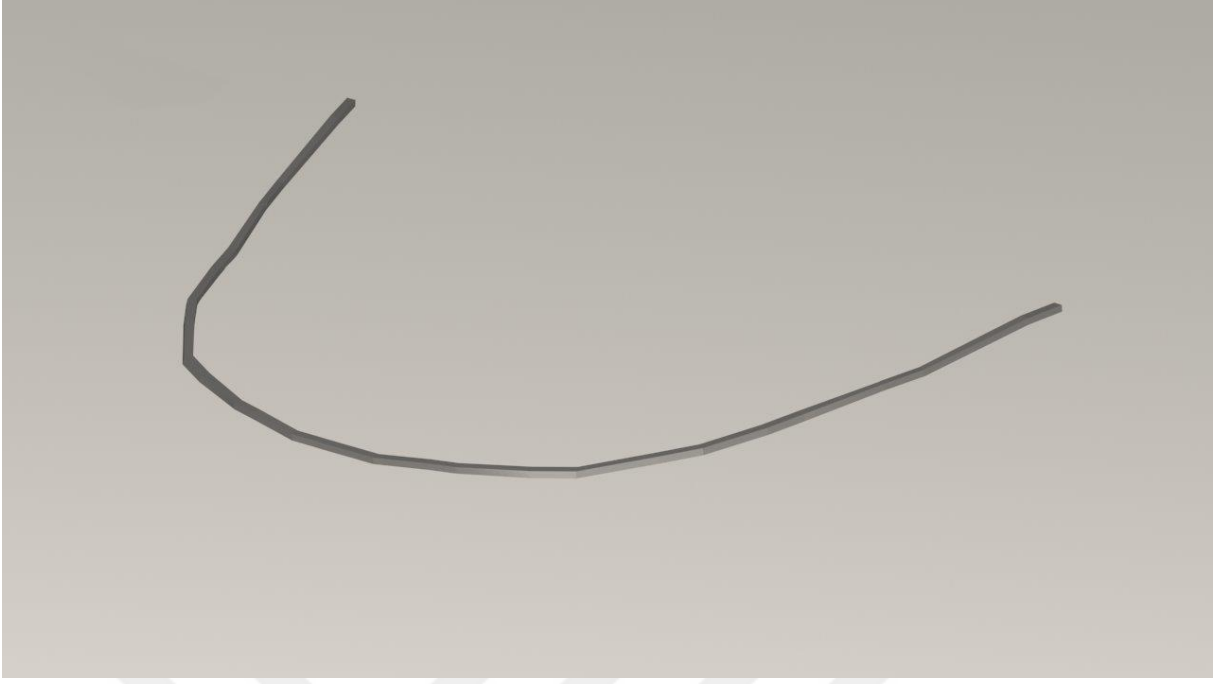
Diş modellerinin kortikal kemik içerisine kalan kısımlarının slice işlemi ile kesilmesiyle elde edilen arayüzlerden, offset komutu ile 0.2 mm kalınlığında uniform periodontal ligament (PDL) elde edildi. PDL dokularının Rhinoceros yazılımında kortikal kemikten boolean yöntemi ile çıkartılmasıyla diş soketleri elde edilmiş oldu (Şekil 6).



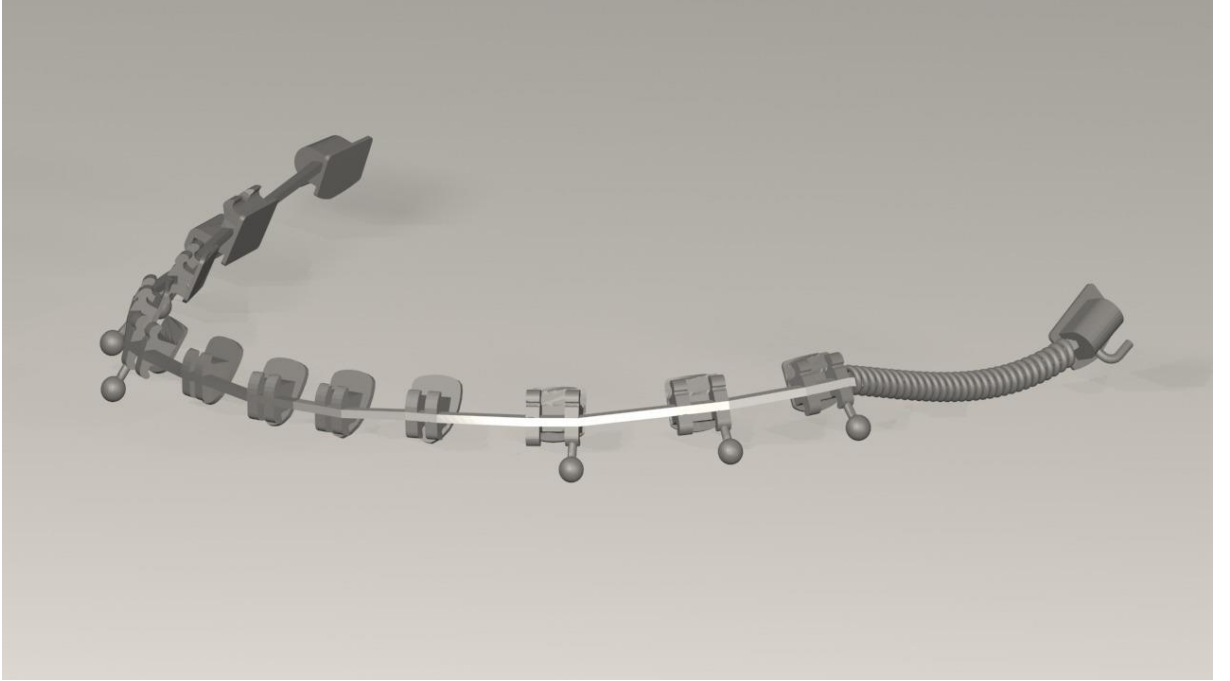
Şekil 6. Dişlerin ve periodontal ligamentlerin geometrik model görüntüsü

3.1.3. Braket, Tüp, Ark Teli ve Open Coilin Modellenmesi

0,022x0,025 inç slotlu braketler ve molar tüpleri, paslanmaz çelik ark teli ve Ni-Ti open coil Ormco markasının ürünleri temel alınarak, 3 boyutlu optik tarayıcı, yüksek çözünürlüklü fotoğraf çekimi ve manuel ölçümler aracılığıyla modellendi (Şekil 7,8). Molar tüpleri ve braketler ile dişler arasında adeziv materyalin olduğu var sayılmıştır.



Şekil 7. Paslanmaz çelik ark telinin geometrik model görüntüsü



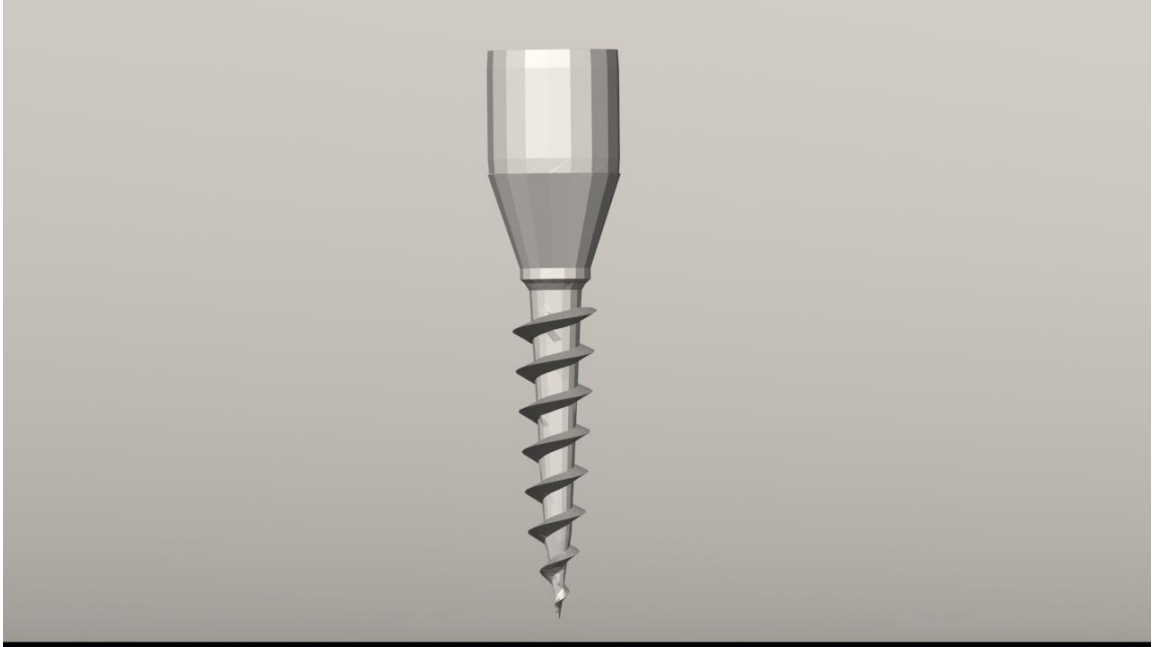
Şekil 8. Braketler, molar tüpün ve open coilin ark teli üzerindeki geometrik model görüntüsü

3.1.4. Mini Vida ve Dental İmplantın Modellenmesi

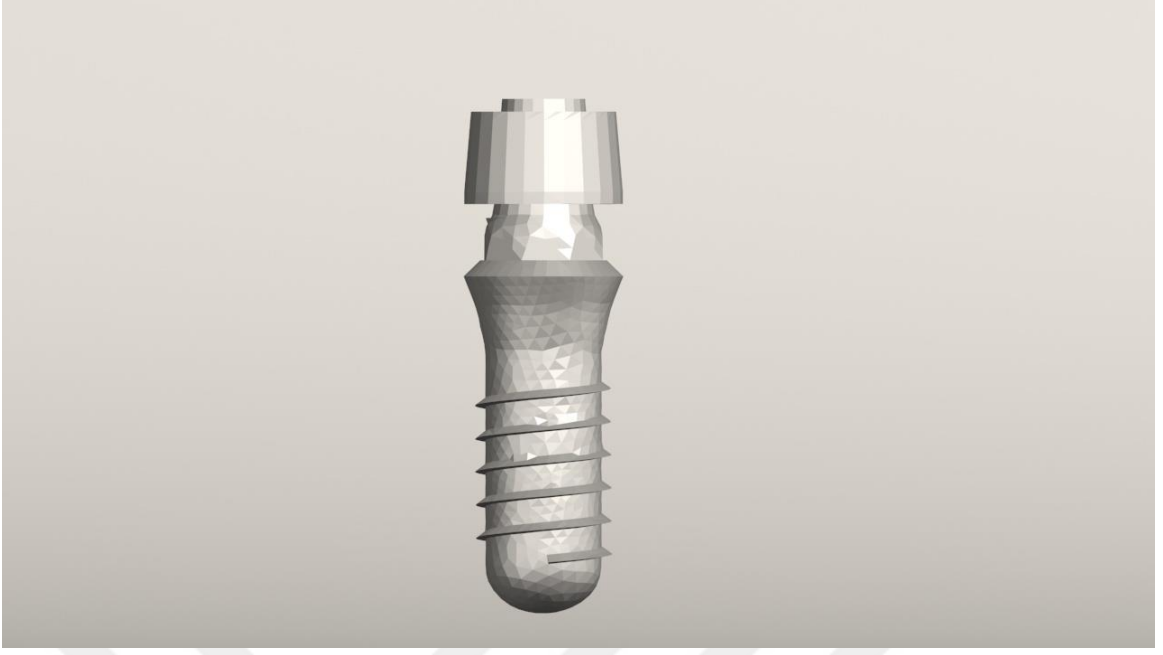
Çalışmamızda kullandığımız mini vida ve implantın modelleri, vida ve implantların demo amacıyla büyütülerek üretilmiş modellerinin 3 boyutlu tarayıcıda taranması ile oluşturuldu (Şekil 9,10).

İkinci çalışma modelinde Benefit sisteme ait, 0,018x0,022 inç slota sahip braket abutmentli 2 mm çap ve 11mm boyundaki mini vida kullanıldı. Braketli abutment ve mini vida tek bir ünite olarak modellendi.

Üçüncü çalışma modelinde, Strauman markasına ait 4.1 mm çap ve 10 mm boyunda implant kullanıldı. İmplantın üzerindeki abutment, iyileşme başlığı ve iyileşme başlığına yerleştirilen braketli ortodontik bant tek bir ünite olarak modellendi.



Şekil 9. Mini vidanın geometrik model görüntüsü (BENEFIT® 2mmx11mm)



Şekil 10. Dental implantın geometrik model görüntüsü (Straumann® 4,1x10 mm)

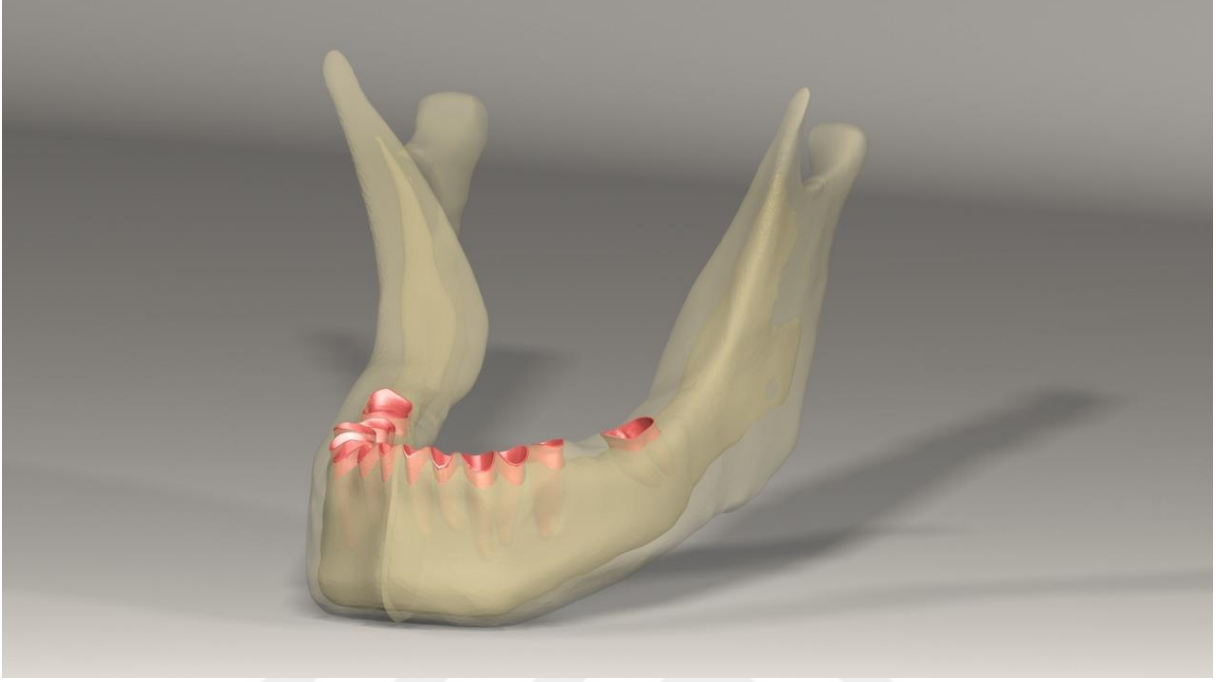
3.2. Model Setlerinin Oluşturulması

Canlı ve cansız yapıların modellenmesi aşamasından sonra analizi yapılacak üç farklı seneryoyu temsil eden üç çalışma modeli oluşturuldu. Tüm modellerde mandibular ikinci molar, mandibulanın alt kenarına çizilen dikmeye göre 30° meziale eğimli olacak şekilde hazırlandı. Yine üç modelde, ikinci moları dikleştirmek için Ni-Ti open coil springin uyguladığı kuvvet 150 gr olarak belirlendi.

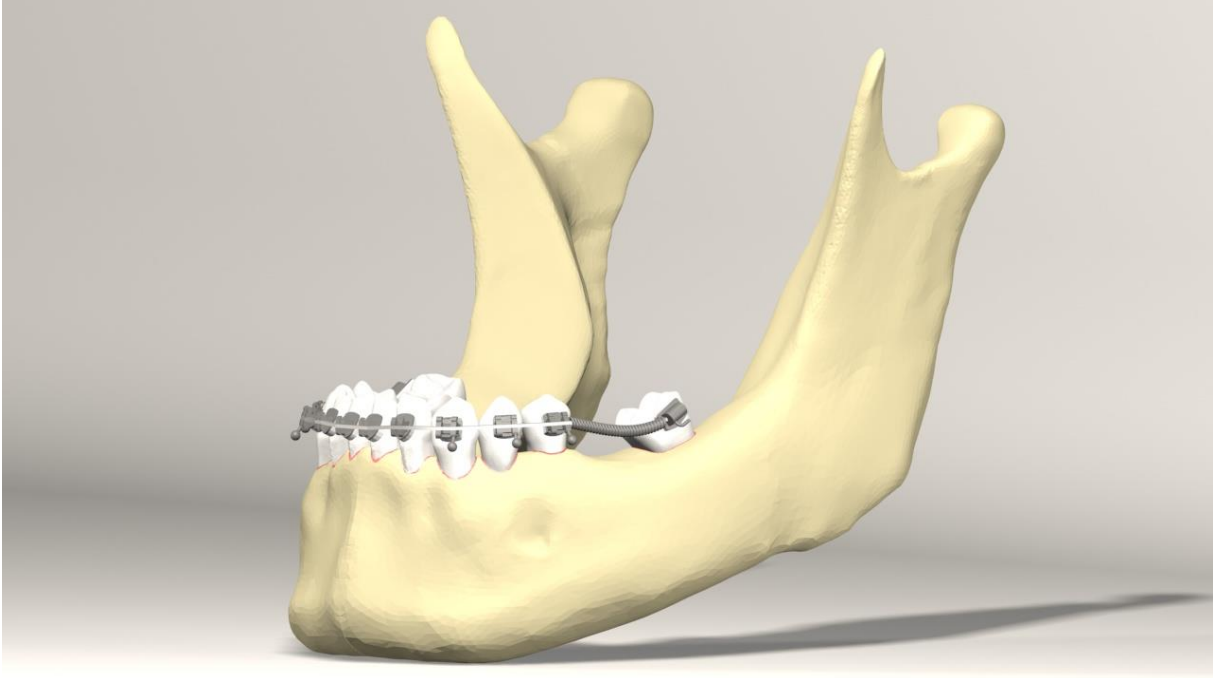
3.2.1. Birinci Modelin Oluşturulması

Birinci modelde, mandibular birinci moların eksik olduğu arka meziale eğimli mandibular ikinci molar dişin tüm dentisyondan ankraj alınarak dikleştirilmesi temsil edilmektedir. Bunun için eksik birinci moların olduğu taraftaki ikinci moların ve buradaki ikinci premolardan karşı taraftaki birinci molar dahil arktaki tüm dişlerin olduğu mandibula modellenmiştir. Anterior kanin ve premolar dişlere 0,022x0,025 inç slotlu braketler, molar dişlere 0,022x0,025 inç slot genişliğinde tüpler yapıştırılmıştır. Eksik dişin olduğu taraftaki premolar dişten, karşı tarafta birinci molara kadar olan tüm dişler sekiz ligatürlenerek

0,016x0,022 inç genişliğinde paslanmaz çelik ark teli uygulanmıştır. Ni-Ti open coil, eğimli ikinci molar ile ikinci premolar arasındaki ark teli bölümüne yerleştirilmiştir (Şekil 11,12).



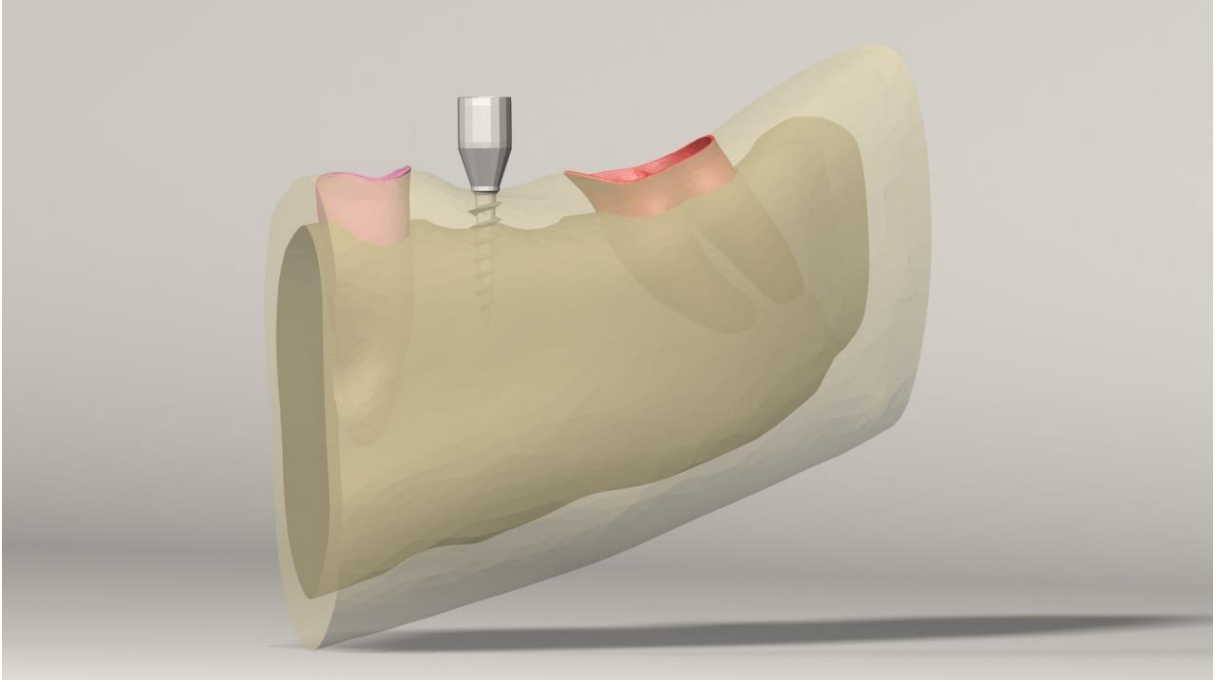
Şekil 11. Birinci modelin mandibular kemiğin transparantlaştırılıp, periodontal ligamentlerin, kortikal ve süngerimsi kemik dokularının görüldüğü geometrik model görüntüsü



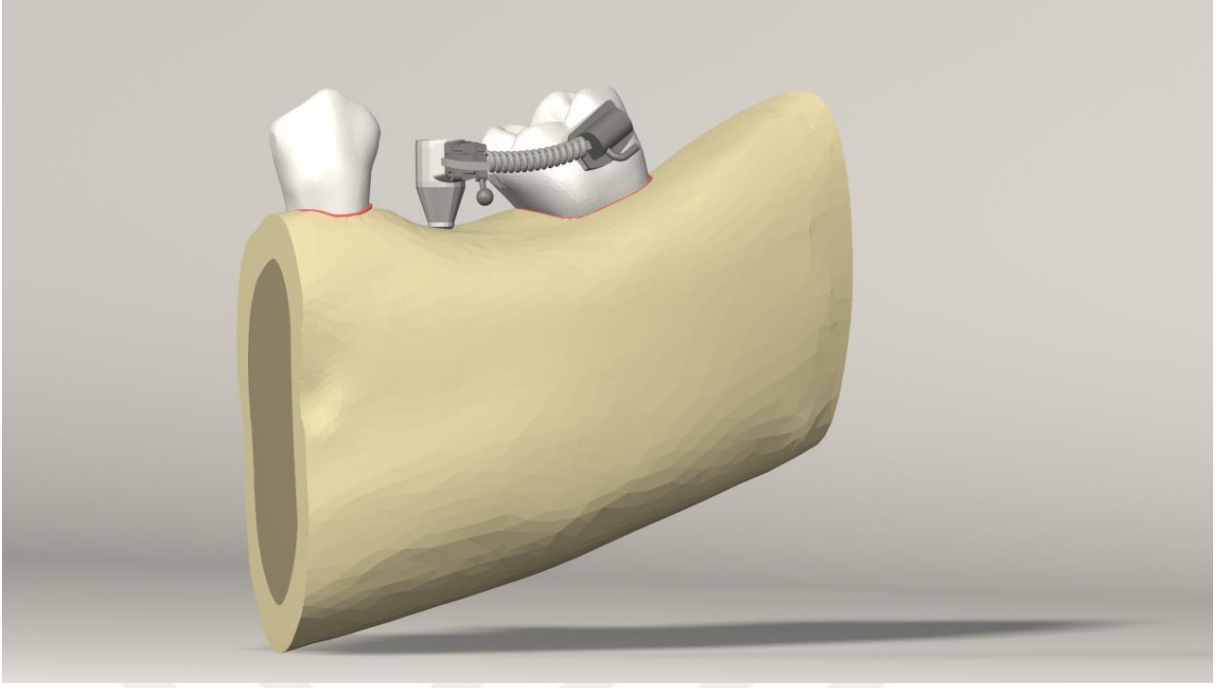
Şekil 12. Birinci modelin tamamlanmış geometrik model görüntüsü

3.2.2. İkinci Modelin Oluşturulması

Bu modelde mandibular ikinci moların dikleştirilmesi direkt mini vida ankrajından yararlanılması gösterilmektedir. Bunun için ikinci molardan dişsiz bölgenin mezialindeki premolar dişe kadar olan mandibular segment modellenmiştir (Şekil 13). İkinci molara 0,022x0,025 inç slotlu tüp uygulanmıştır. 0,018x0,022 inç slotlu braket abutmentli 2 mm çapında ve 11 mm boyundaki mini vida, mandibulanın alt kenarına 90° olacak şekilde dişsiz bölüme yerleştirilmiştir. Mini vida ile kemik arasında kaynaşma olmadığı için iki yüzey arasındaki sürtünme katsayısı 0,37 olarak belirlenmiştir (75). Mini vida abutmenti ile ikinci molar tüpü arasına 0,016x0,022 inç genişliğinde paslanmaz çelik tel uygulanmış ve tel üzerine Ni-Ti open coil yerleştirilmiştir (Şekil 14).



Şekil 13. İkinci modelin mandibulanın transparantlaştırıldığı geometrik model görüntüsü

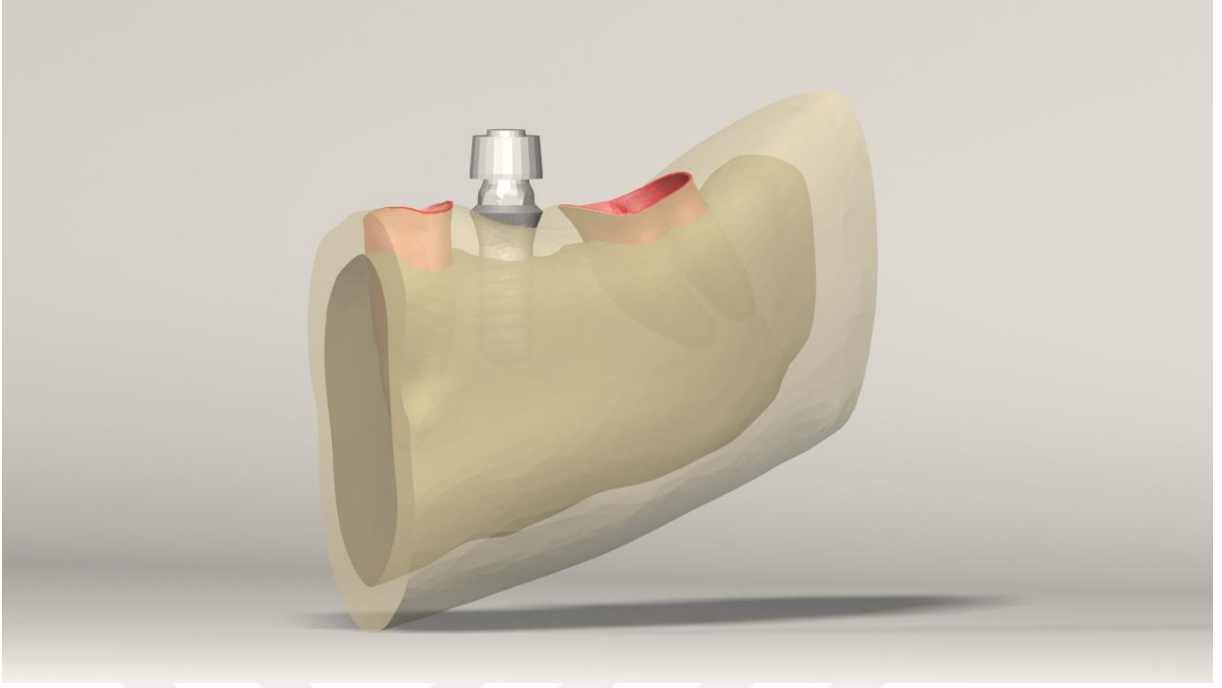


Şekil 14. İkinci modelin tamamlanmış geometrik model görüntüsü

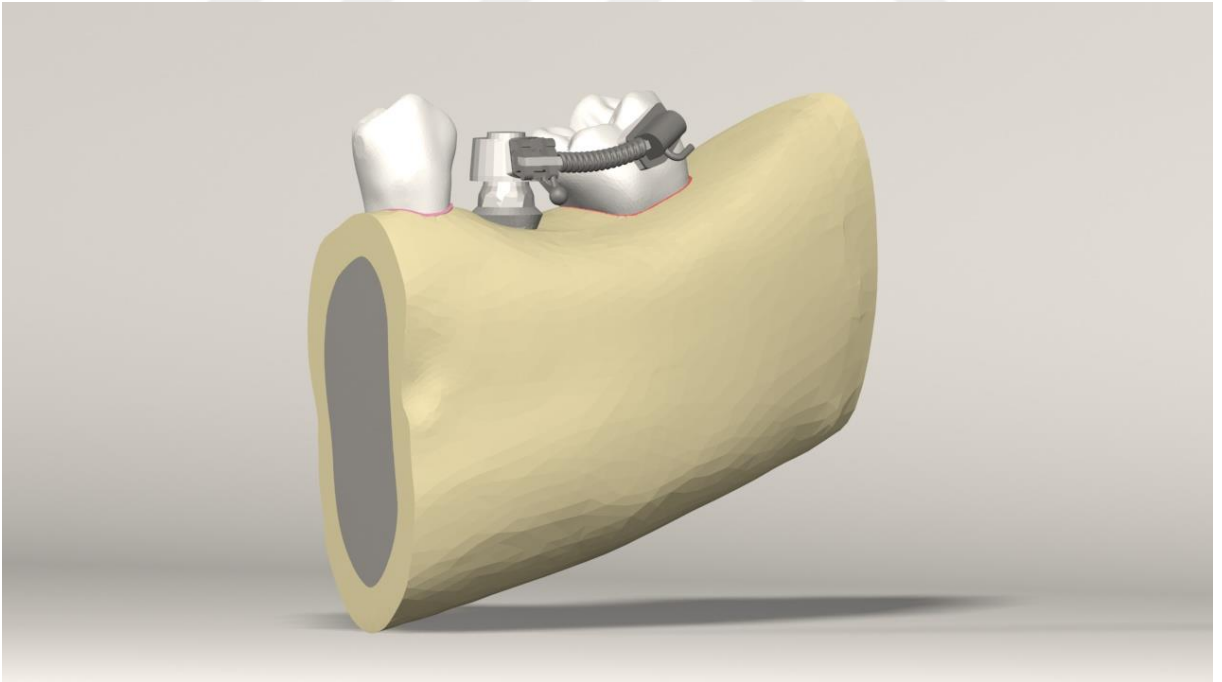
3.2.3. Üçüncü Modelin Oluşturulması

Üçüncü modelde mandibular ikinci moların dental implanttan ankraj alınarak dikleştirilmesi gösterilmektedir. İkinci modeldeki gibi ikinci molardan dişsiz bölümün mezialindeki premolar dişe kadar segmentin modellenmesi yapılmıştır (Şekil 15). Dişsiz bölüme mandibulanın alt kenarına 90° yerleştirilmiş 4.1 mm x 10 mm implant uygulanmıştır. İmplantın iyileşme başlığı üzerine 0,022x0,025 inç slota sahip ortodontik bant uygulanmıştır. İyileşme başlığı ile bant lehimlenmiş şekilde bütün olarak modellenmiştir. İmplantın iyileşme başlığından ikinci molar arasına 0,016x0,022 inç paslanmaz çelik tel ve bu tel üzerine Ni-Ti open coil yerleştirilmiştir (Şekil 16).

Bu araştırmada henüz osteointegrasyonu gerçekleşmeyen implantın ortodontik olarak yüklenmesi değerlendirileceği için implant ile kemik kaynaşmamış olarak modellenmiştir. Ao ve ark.(136) nın sonlu elemanlar analizi çalışmaları referans alınarak, implant ile kemik arasındaki sürtünme katsayısı 0,3 olarak belirlenmiştir.



Şekil 15. Üçüncü modelin mandibulanın transparanlaştırıldığı geometrik model görüntüsü

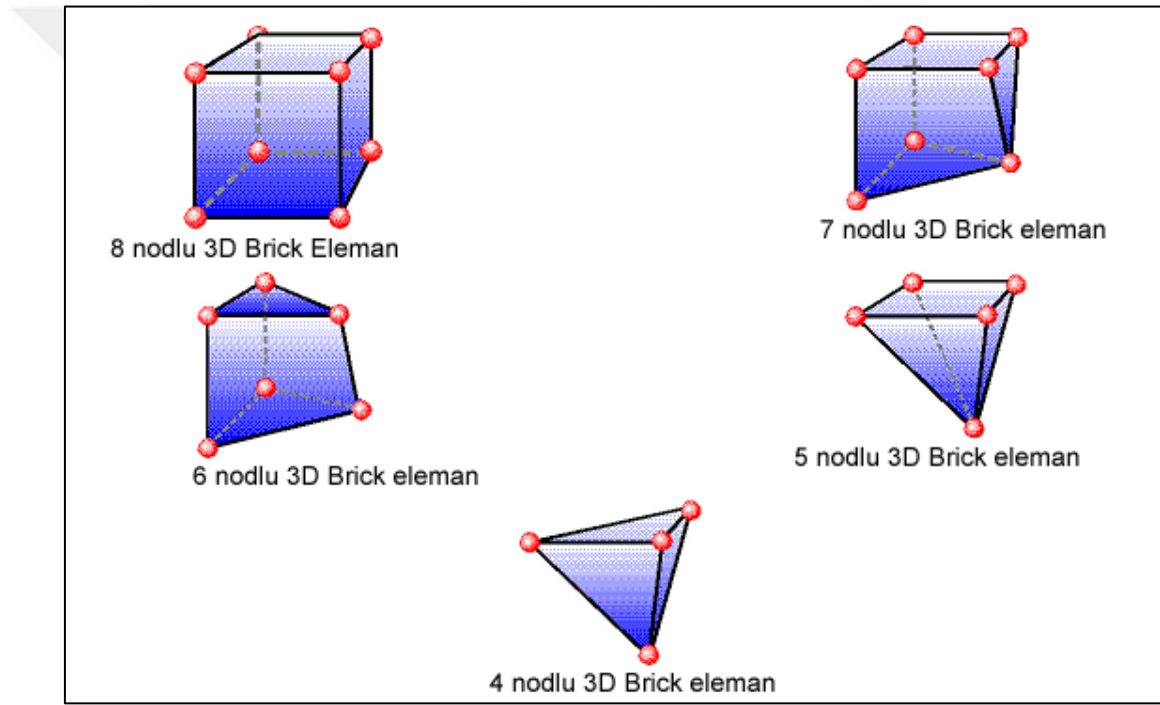


Şekil 16. Üçüncü modelin tamamlanmış geometrik model görüntüsü

3.3. Matematiksel Model Oluşturulması

VRMesh yazılımında oluşturulan geometrik modeller, 3 boyutlu koordinatları korunarak Algor Fempro yazılımına stl şeklinde yzey verisi olarak atıldı. Algor Fempro yazılımında geometrik modellerin içi dolu şekilde meshlenmesi diğeri bir deyişle matematiksel model oluşumu gerçekleşti. Bu yazılımda modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi.

Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, modelde oluşturabildiğiki kadar 8 nodlu elemanlar kullanıldı. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadıği durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanıldı (şekil 17).



şekil 17. Eleman eşitleri

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için, seçtiğimizi çene kemiğinin modelinin boyutları göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir.

Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve dğüm sayıları Tablo 1’de verilmiştir.

Tablo 1. Modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları

	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Model 1	118965	515557
Model 2	56784	261333
Model 3	64751	268343

3.4. Materyallerin Fiziksel Özelliklerinin Tanıtılması

Algor yazılımı ile matematiksel modelleri oluşturan yapıların her birinin fiziksel özelliklerini tanımlayan elastiklik modülü ve Poisson oranı değerleri Tablo 2’de verilmiştir.

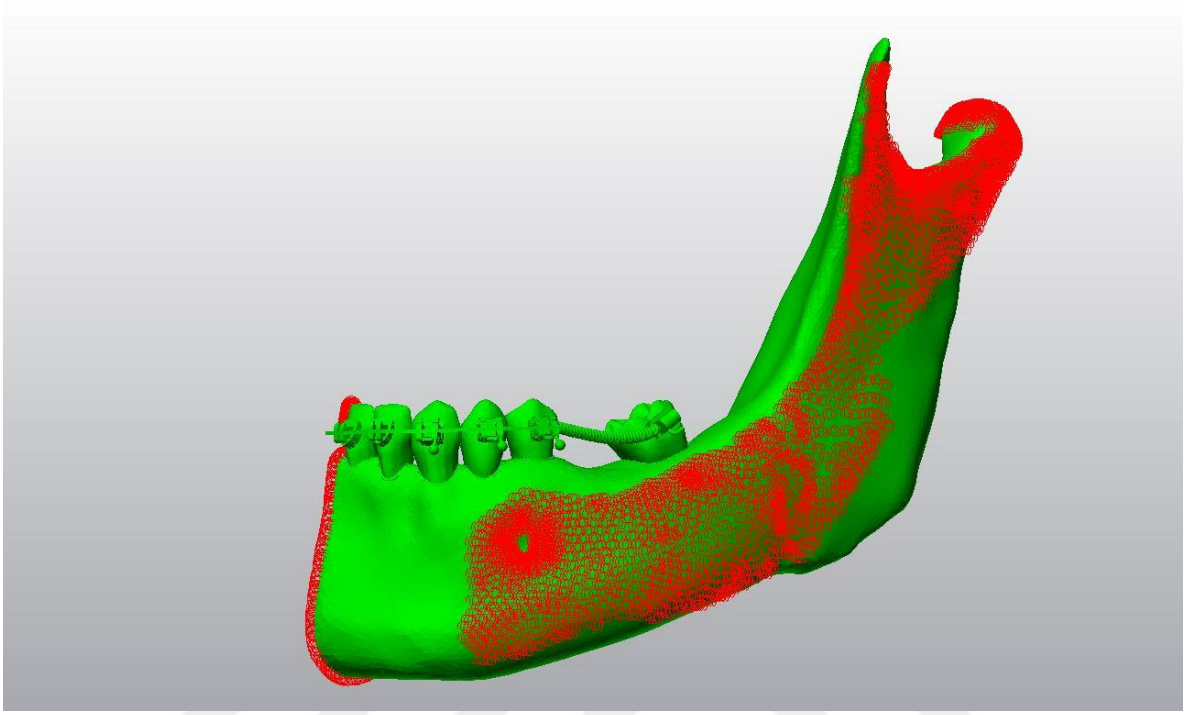
Tablo 2. Materyallerin Poisson oranları ve elastik modülleri

Materyal	Poisson Oranı	Elastik modülü
Diş	0.3	203000
Periodontal Ligament (PDL)	0.49	5001
Braket (AISI 1005 Steel)	0.29	200000
Ark teli (AISI 1005 Steel)	0.29	200000
Kortikal kemik	0.3	10700
Süngerimsi kemik	0.3	1370
Mini vida	0,35	110000
İmplant	0,35	110000
Adeziv materyali	0,28	10500

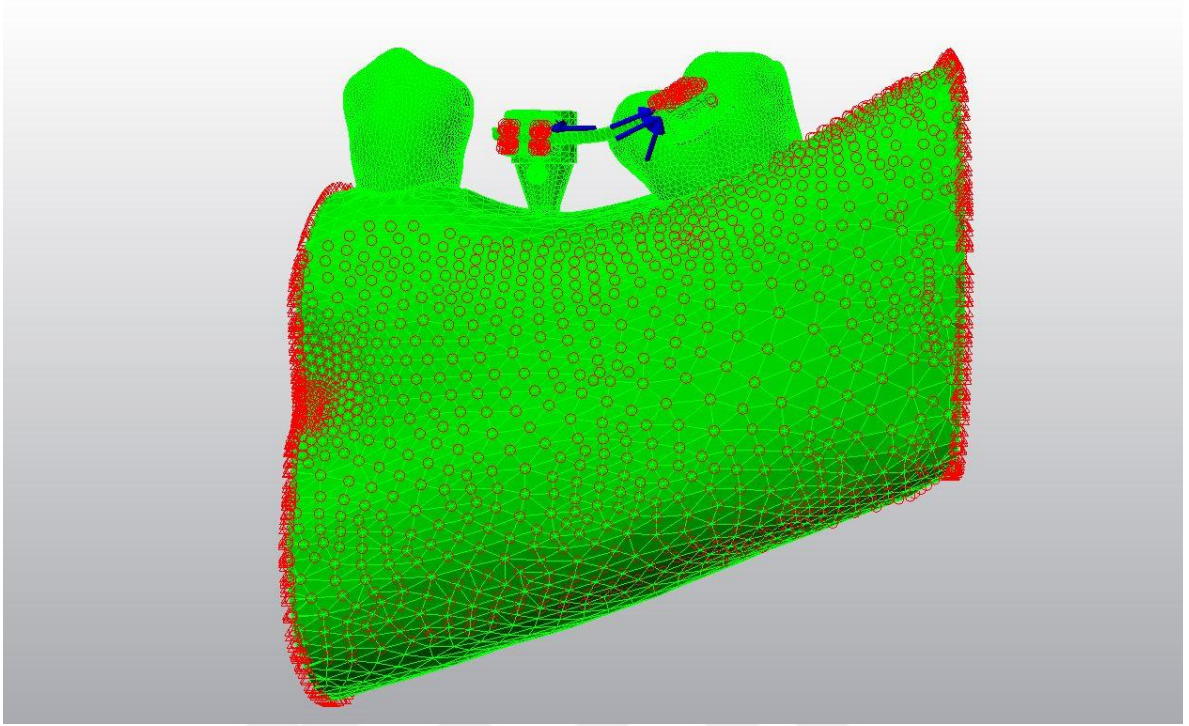
Araştırmamızda, kranial ve dental yapılardaki değişkenliklerin önüne geçmek için tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi.

3.5. Sınır Koşullarının Belirlenmesi

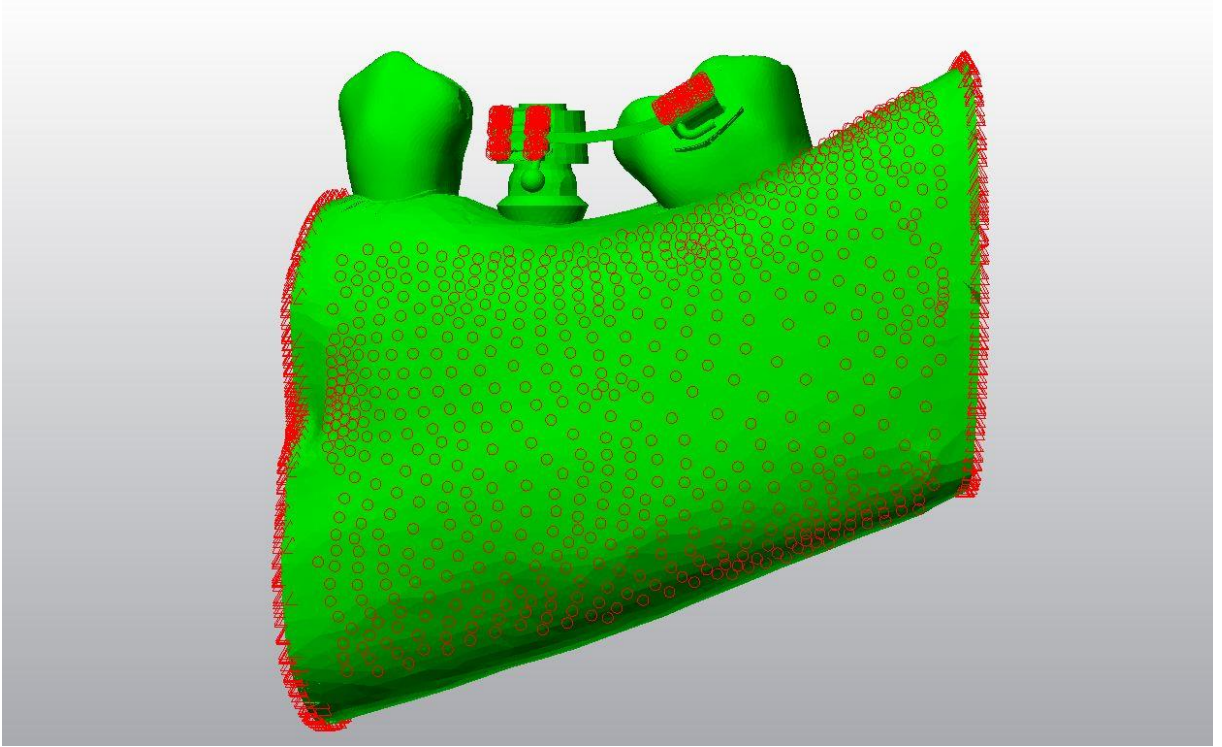
Model çene kemiğinin alt kısmından her DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlendi (Şekil 18,19,20).



Şekil 18. Birinci modelin sınır koşulları



Şekil 19. İkinci modelin sınır koşulları



Şekil 20. Üçüncü modelin sınır koşulları

4. BULGULAR

Çalışmamızda dişlerde, mini vidada ve implantta oluşan gerilimler von Mises gerilmeleri hesaplanarak, kemik dokusunda meydana gelen gerilmeler ise maksimum ve minimum asal gerilmeler hesaplanarak incelenmiştir. Ayrıca ikinci molarla kuvvet uygulandığı andaki dişlerin üç boyutta anlık yer değiştirme miktarları hesaplanmıştır. Araştırmamızda X eksenini transversal (bukko-lingual) yönü, Y eksenini sagittal (anterio-posterior) yönü, Z eksenini vertikal yönü temsil etmektedir. Şekillerde sağ altta yer alan “x” ile gösterilen ok bukkal yönde, “y” ile gösterilen ok distal yönde, “z” ile gösterilen ok koronal yönde hareketi göstermektedir.

Analiz sonucunda oluşan von Mises gerilmeleri, maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ve üç boyutta yer değiştirme miktarları bir renk skalası ile görselleştirilmektedir.

Yer değiştirme bulguları mm ile ifade edilmekte olup, renk skalasında;

- Kırmızı alan; belirtilen ekseninde kuvvet yönündeki maksimum yer değiştirmeyi,
- Mavi alan; belirtilen ekseninde kuvvet yönüne ters olan maksimum yer değiştirmeyi,
- Yeşil- sarı alan; belirtilen ekseninde kuvvet yönündeki minimum yer değiştirmeyi temsil etmektedir.

Her ne kadar çalışmamızda yer değiştirme olarak tabir edilse de, bu değişimler, klinikte bir ay sonra görülen hareketten farklı olarak sadece kuvvet uygulandığı anda, PDL'nin izin vermesiyle oluşan değişimlerdir.

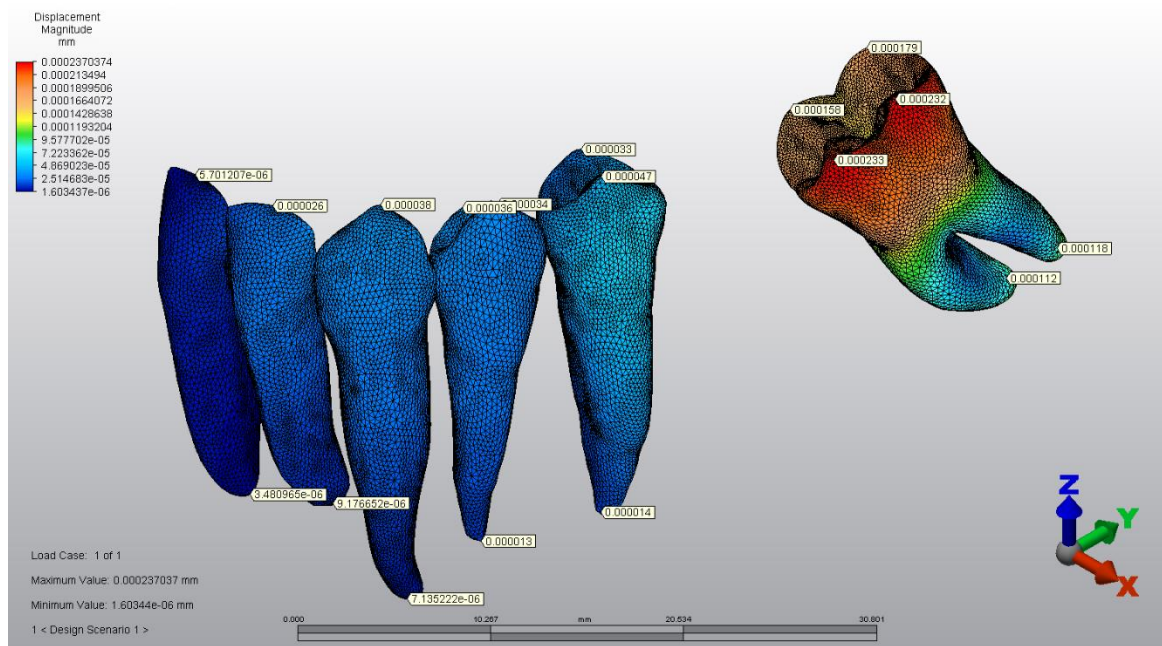
Von Mises gerilmelerin gösterildiği şekillerde kırmızı renkli alanlar maksimum gerilmenin, mavi renkli alanlar ise minimum gerilmenin olduğu yerleri temsil etmektedir. Maksimum asal gerilmenin gösterildiği şekillerde çekme gerilmesinin en fazla olduğu alanlar kırmızı ile gösterilmektedir. Minimum asal gerilme değerlerinin gösterildiği şekillerde mavi renkli alanlar en fazla sıkışma gerilmesinin olduğu alanlardır. Maksimum asal gerilme pozitif değerde iken minimum asal gerilme değeri negatif değerdedir. Asal gerilme sonuçları mutlak değerleri üzerinden değerlendirilmiştir.

Gerilme değerleri N/mm² cinsinden hesaplanmıştır. Modellerde meydana gelen en fazla gerilme miktarı ayrıca şekil üzerinde kaydedilmiştir.

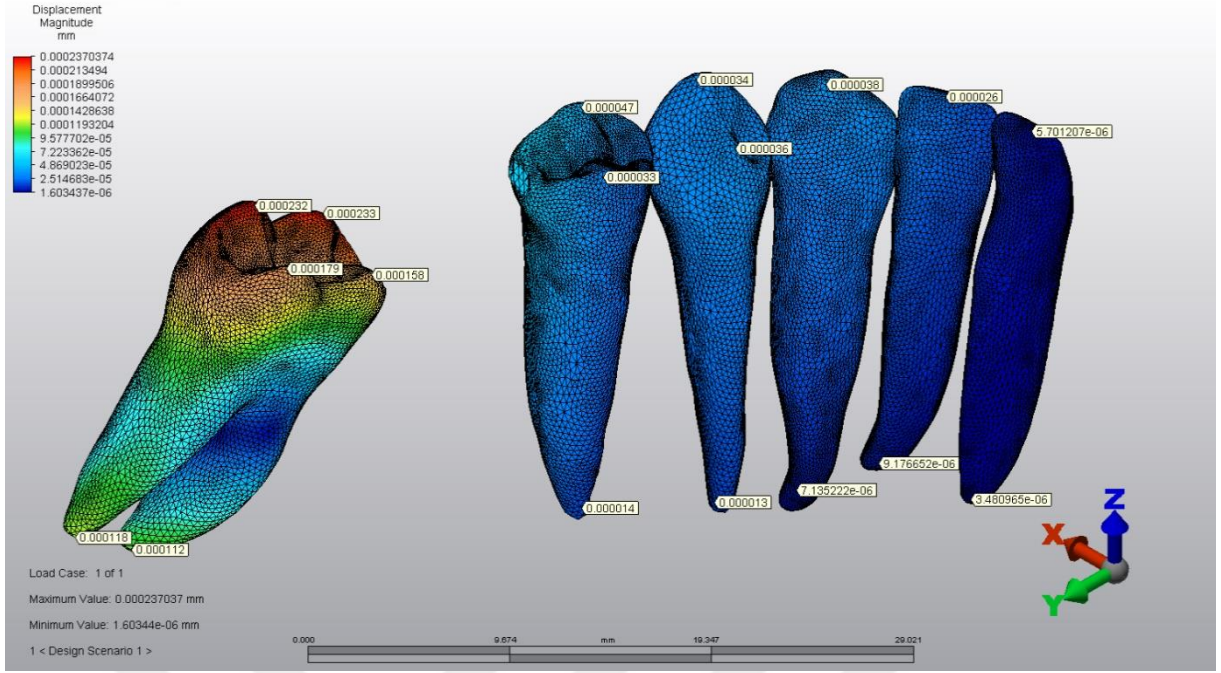
4.1. Dişlerden Ankraj Alınarak Moların Dikleştirildiği Birinci Modelin Bulguları

4.1.1. Yer Değiştirme Bulguları

Birinci modelde kuvvet uygulandığında tüm dişlerin üç boyuttaki yer değiştirmelerinin bileşke değerleri Şekil 21’de gösterilmektedir. Sonuçlar en fazla yer değiştirmenin ikinci moların bukkal tüberküllerinde geldiğini göstermektedir. Kronndan köklerin apeksine doğru gittikçe hareket miktarı azalmaktadır. Premolar, kanin ve anterior dişlerdeki yer değiştirme değerleri minimuma yakındır (Şekil 21).



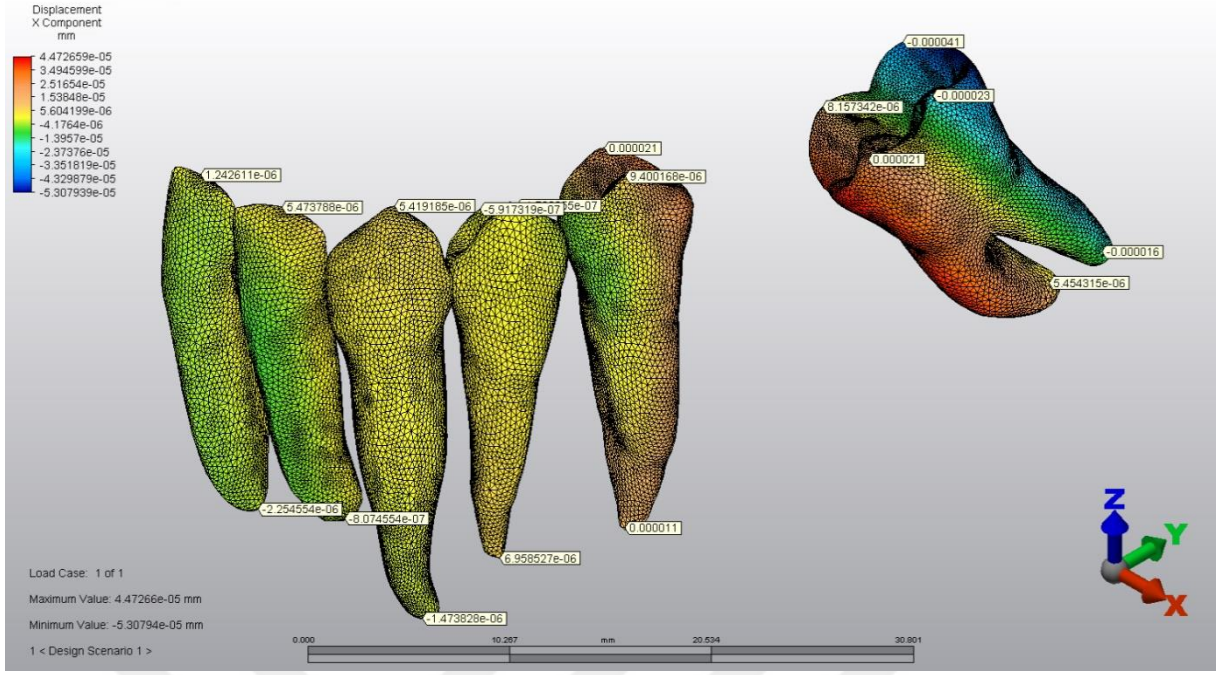
Şekil 21.1 Birinci modelde dişlerin üç boyuttaki anlık yer değiştirme değerlerinin bileşkesi (bukkal görünüm)



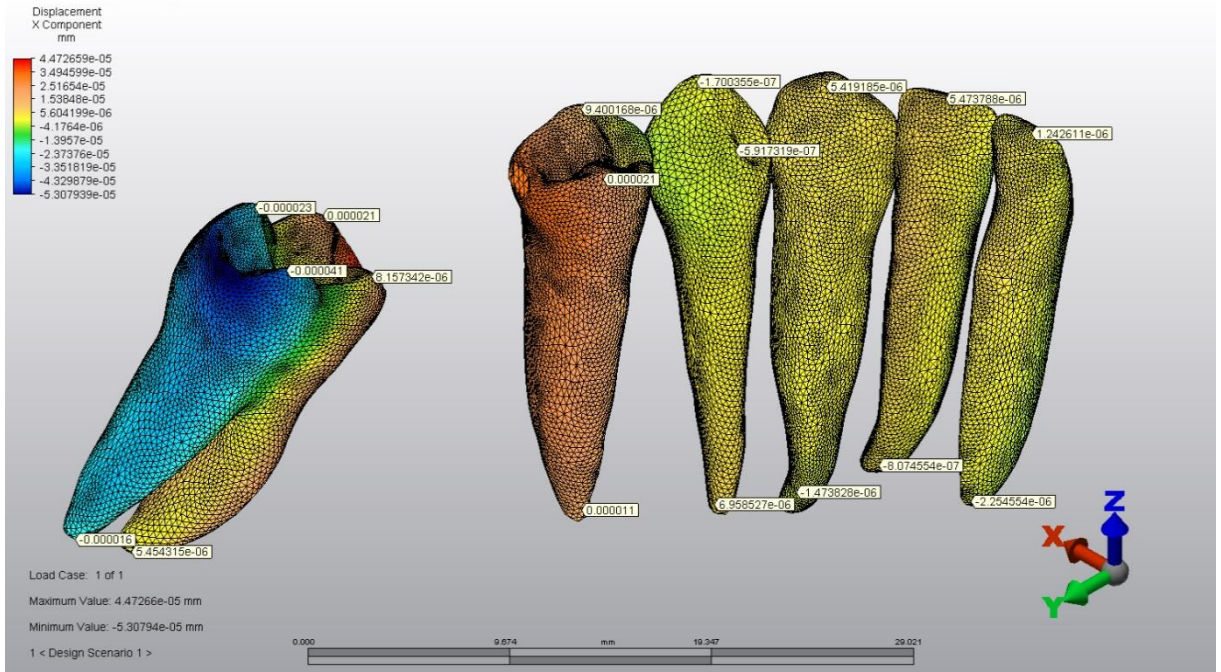
Şekil 21.2. Birinci modelde dişlerin üç boyuttaki anlık yer değiştirme değerlerinin bileşkesi (lingual görünüm)

Transversal yönde:

İkinci moların kronunun meziali ile mezial kökünün bukkale, kronun distali ile distal kökün linguale hareketi gözlenmektedir. En fazla yer değiştirmenin, ikinci moların distolingual tüberkülünde lingual yönde olduğu görülmektedir (Şekil 22.1). İkinci premoların ise sadece distolingual tarafında düşük miktarda bukkal yönde hareket izlenmektedir (22.2). Bu durum uygulanan kuvvet sonucu ikinci moların distobukkal, ikinci premoların meziobukkal yönde rotasyona uğradığını göstermektedir.



Şekil 22.1 Birinci modelde dişlerde transversal yöndeki anlık yer değiştirmeler (bukkal görünüm)

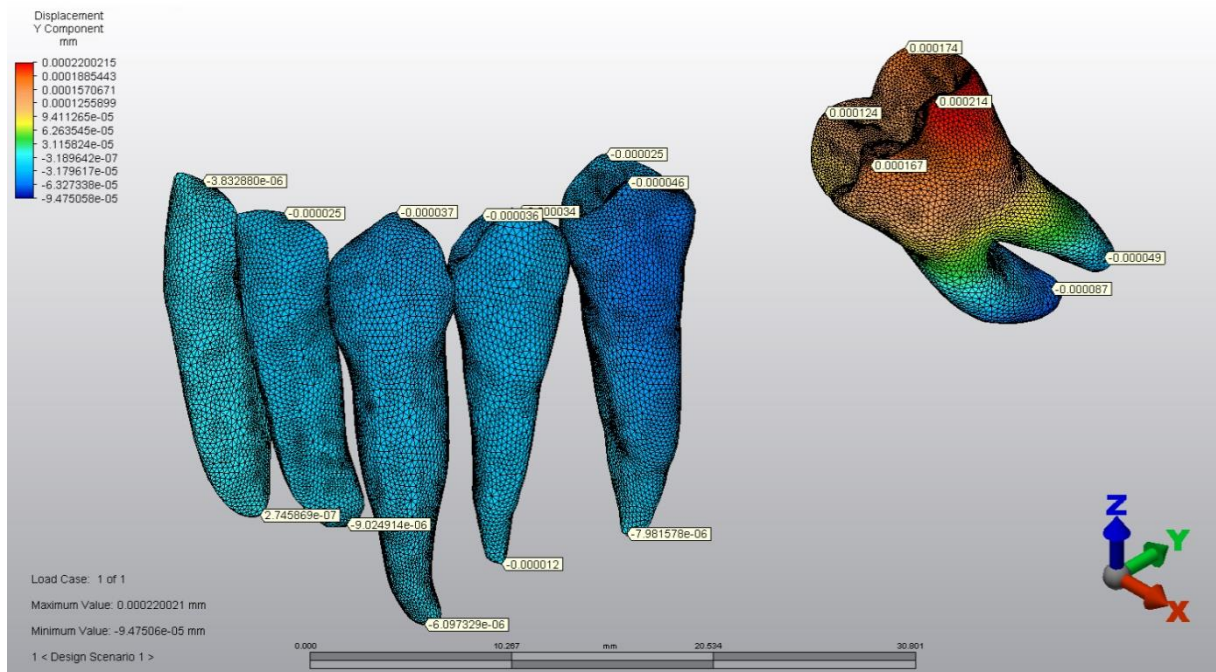


Şekil 22.2 Birinci modelde dişlerde transversal yöndeki anlık yer değiştirmeler (lingual görünüm)

Sagittal yönde:

Şekil 23'te birinci modelde sagittal yönde meydana gelen yer değiştirmeler gösterilmektedir. En fazla yer değiştirme, distal yönde ikinci moların kronunda görülmektedir. Kronndan servikale doğru hareket miktarı giderek azalmakta, servikalden köklerin uçlarına doğru giderek artan mezial yönlü hareket gerçekleşmektedir. İkinci moların kronunun mezial, köklerinin distal yönde yer hareket etmesiyle, bu dişte tipping hareketinin gerçekleştiği söylenebilir.

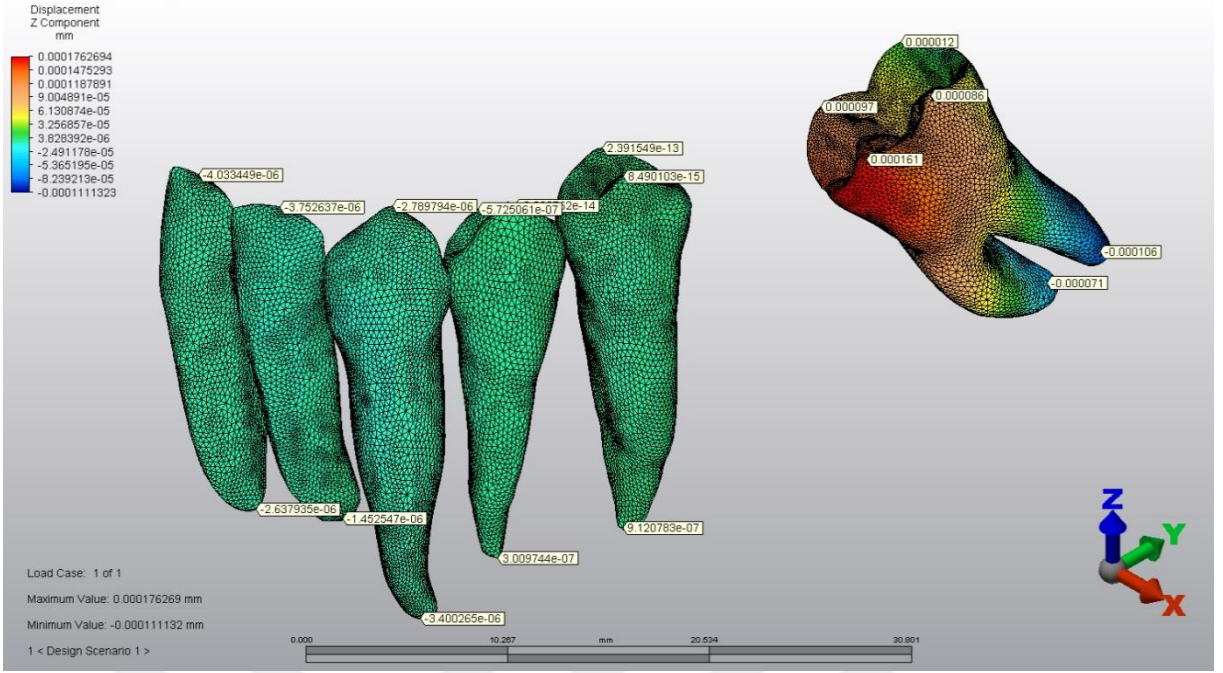
İkinci premolarlarda daha fazla olmak üzere birinci premolar, kanin ve keser dişlerde meziale hareket olduğu görülmektedir.



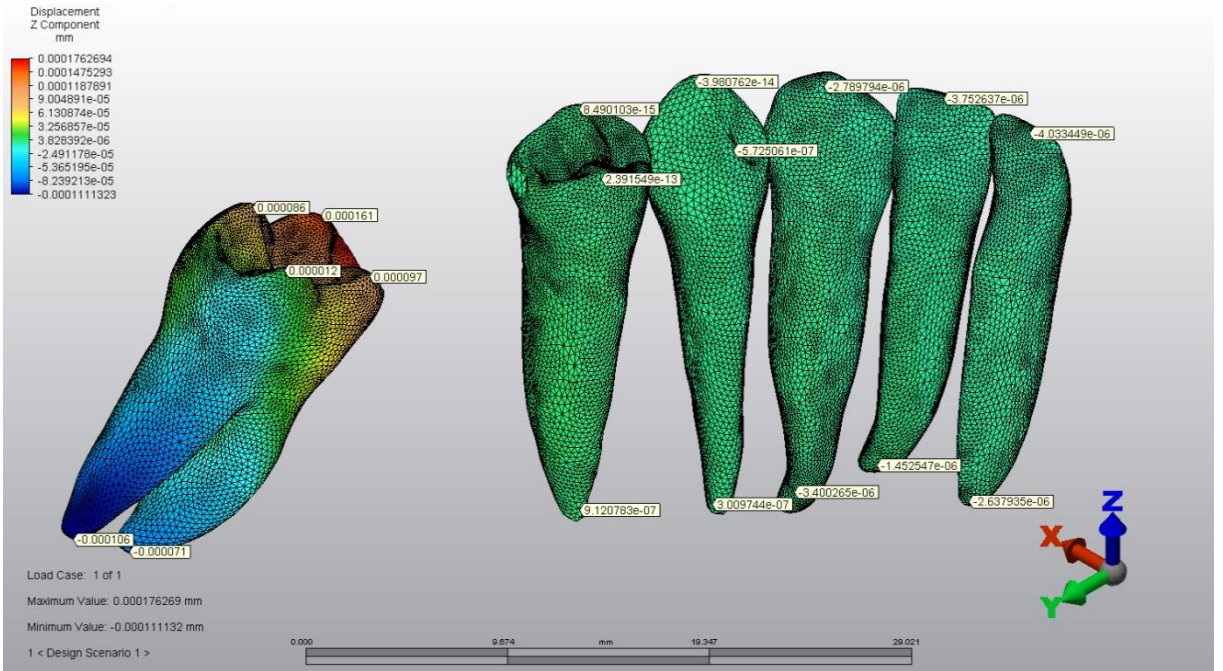
Şekil 23. Birinci modelde dişlerde sagittal yönde anlık yer değiştirmeler

Vertikal yönde:

Uygulanan kuvvet sonucu, ikinci molar kronunun meziobukkal yüzünün ekstrüze olduğu görülmektedir. Birinci modelde vertikal yöndeki en fazla hareket meziobukkal tüberkülde izlenmektedir. Buna karşılık, ikinci moların köklerinde ise daha düşük miktarda intrüzyon izlenmektedir. Premolar ve anterior dişlerde vertikal yöndeki yer değiştirmeler ise minimuma yakın değerdedirler (Şekil 24.1, Şekil 24.2).



Şekil 24.1. Birinci modelde dişlerde vertikal yöndeki anlık yer değiştirmeler (bukkal görünüm)



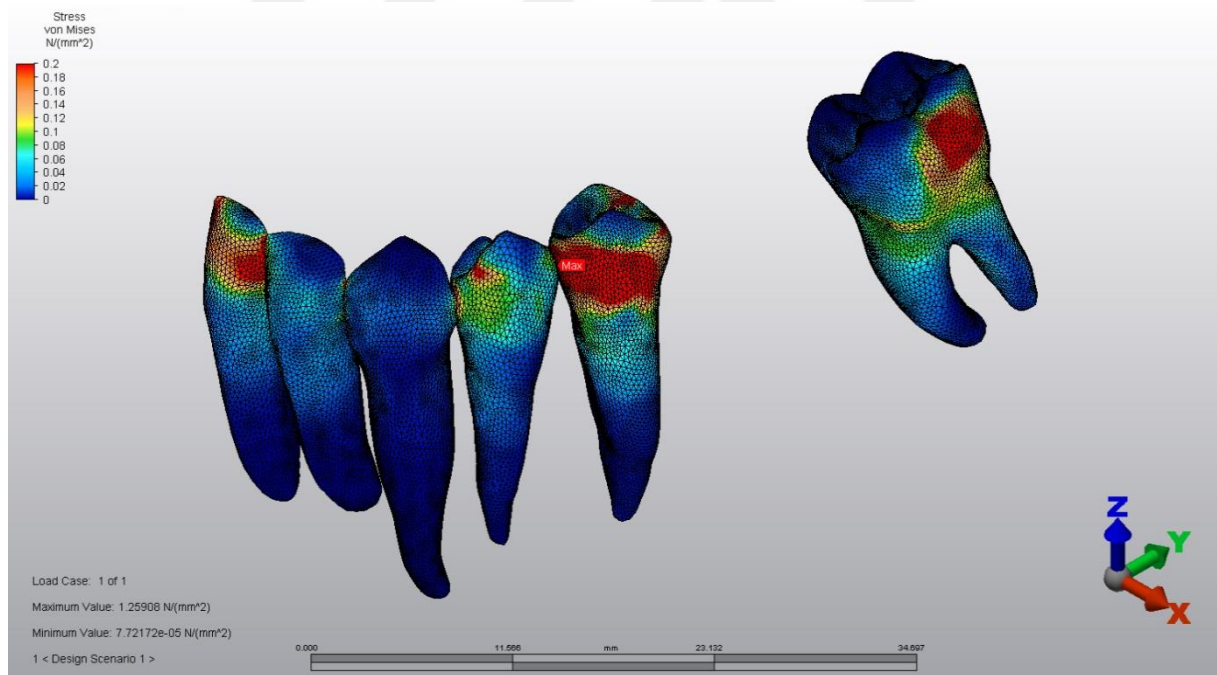
Şekil 24.2. Birinci modelde dişlerde vertikal yöndeki anlık yer değiştirmeler (lingual görünüm)

4.1.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmeler

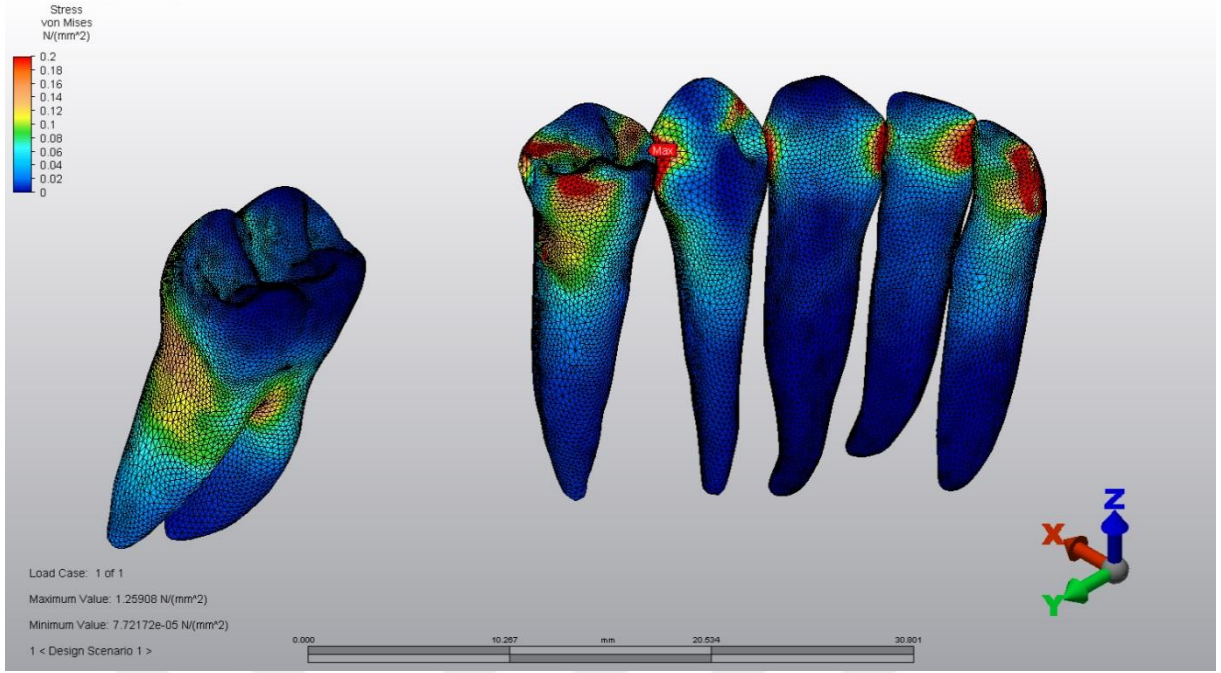
Birinci modelde dişlerde oluşan gerilmeler incelendiğinde, en yüksek von Mises gerilme değerleri ikinci moların kronunun distobukkal yüzeyinde, ikinci premolar kronun bukkalinde ve distolingualinde gözlenmektedir. Bununla birlikte ikinci premolardan sağ santral dişe kadar olan tüm dişlerin kontak noktalarında ve santral dişte kronun bukkalinde de yoğun von Mises stres alanları izlenmektedir (Şekil 25.1,25.2).

İkinci molarda kronda oluşan yoğun gerilmenin servikale doğru azaldığı görülmektedir. Bununla birlikte ikinci moların distal yüzünde servikal alana yakın bölümde de değeri yüksek olmayan gerilmeler mevcuttur (Şekil 25.1, 25.2).

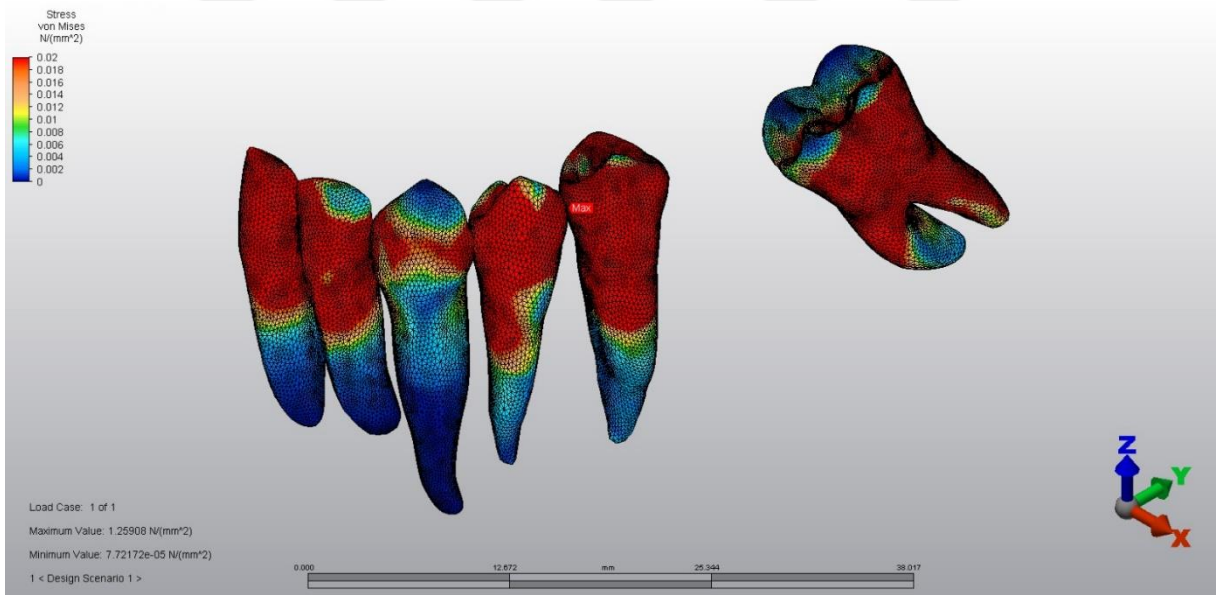
Dişlerde meydana gelen gerilmeyi detaylı değerlendirebilmek amacıyla renk skalasının aralığı 0-0,2 N/mm²'den 0-0,02 N/mm²'ye düşürülmüştür (Şekil 25.3). Bu skala ile incelendiğinde ikinci molarda oluşan gerilmelerin köklerin apikaline kadar devam ettiği görülmektedir. Birinci ve ikinci premolarda ve keser dişlerde oluşan gerilmeler kökün orta üçlüsüne doğru devam ederken, kanin dişte ise sadece kronun orta üçlüsünde gerilme alanları gözlenmektedir.



Şekil 25.1. Birinci modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmelerinin 0-0,2 N/mm² aralığındaki skalada gösterilmesi (bukkal görünüm)



Şekil 25.2. Birinci modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmelerinin 0-0.2 N/mm² aralığındaki skalada gösterilmesi (lingual görünüm)



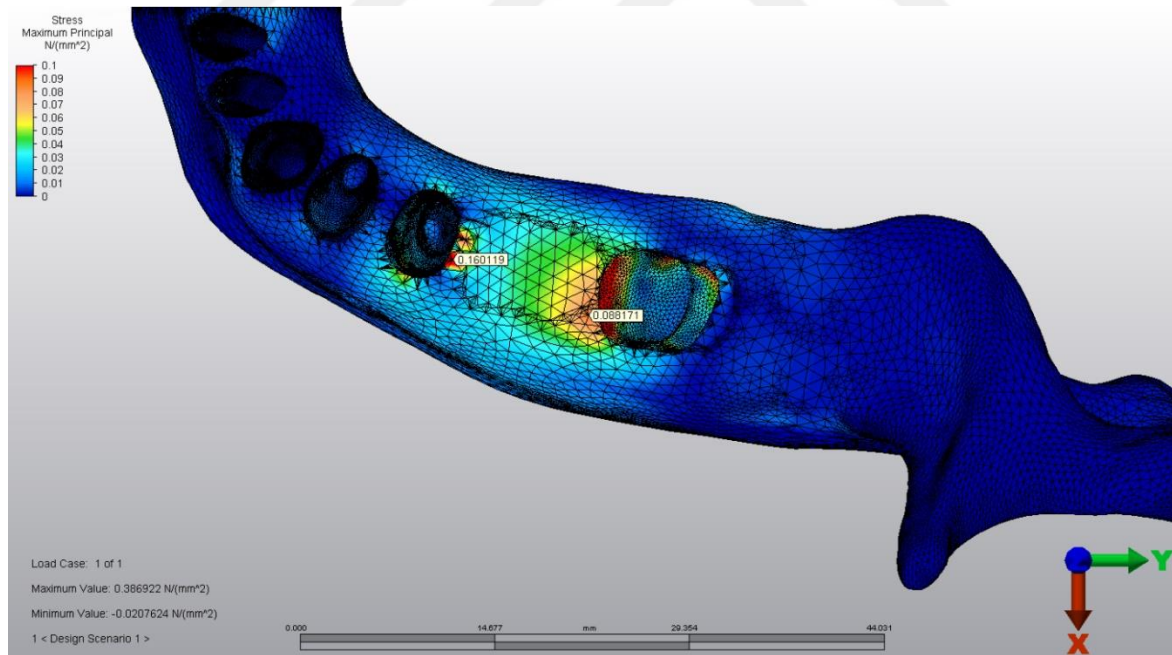
Şekil 25.3. Birinci modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmelerinin 0-0,02 N/mm²'e düşürülmüş skala aralığında gösterilmesi (bukkal görünüm)

4.1.3. Kortikal Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler

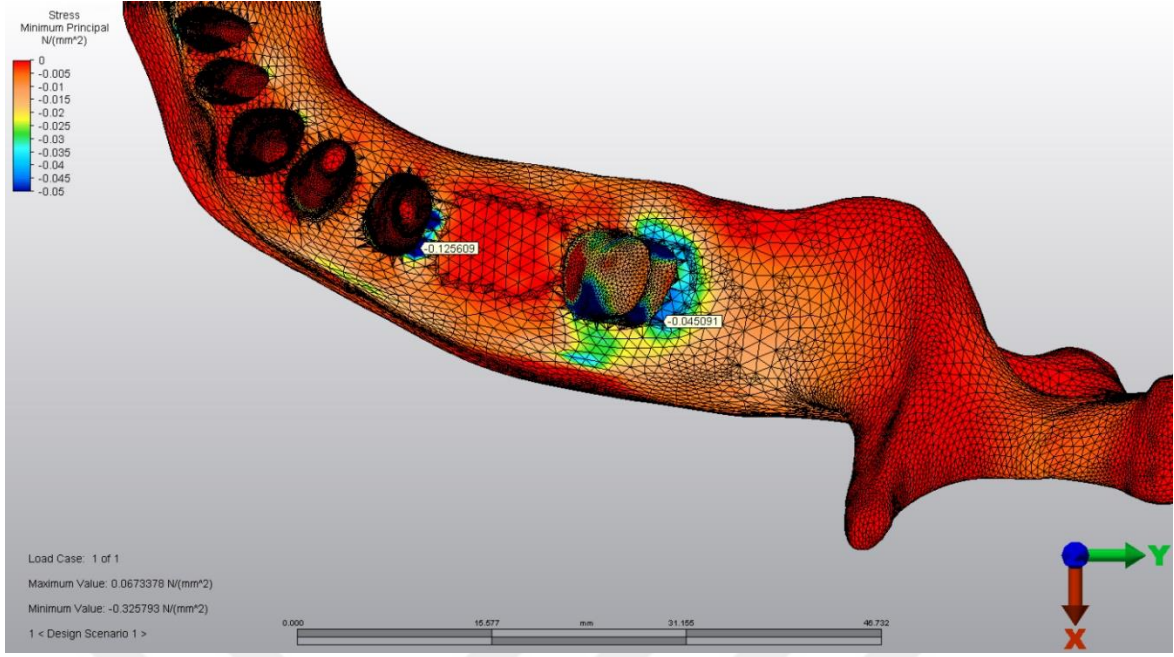
Birinci modelde kortikal kemikte oluşan çekme gerilmeleri Şekil 26'da sıkışma gerilmeleri Şekil 27'de gösterilmektedir.

Şekil 26 incelendiğinde, ikinci molar socketinin mezial yüzünde birinci molar boşluğuna doğru giderek azalan şekilde yoğun çekme gerilmeleri izlenmektedir. İkinci premolar socketinin distal tarafında dar bir alanda yüksek değerlerde çekme gerilmeleri gözlenmektedir. En yüksek gerilme değeri ikinci premoların distalinde oluşmuştur.

Minimum asal gerilme bulguları incelendiğinde, ikinci molar socketinin distal, distolingual ve bukkal alanlarında sıkışma gerilmelerin olduğu görülmektedir (Şekil 27). İkinci premoların socketinin distalinde de sıkışma gerilmeleri mevcuttur. İkinci premoların distalinde oluşan sıkışma gerilmeleri ikinci molar çevresinde oluşan gerilmelere göre oldukça kısıtlı bir alanda meydana gelmesine rağmen, en yüksek gerilme değeri ikinci premolar distalinde izlenmektedir.



Şekil 26. Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler



Şekil 27. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler

4.1.4. Süngerimsi Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler

Birinci modelde süngerimsi kemikte meydana gelen maksimum gerilmeler Şekil 28’de, minimum asal gerilmeler Şekil 29’da gösterilmektedir.

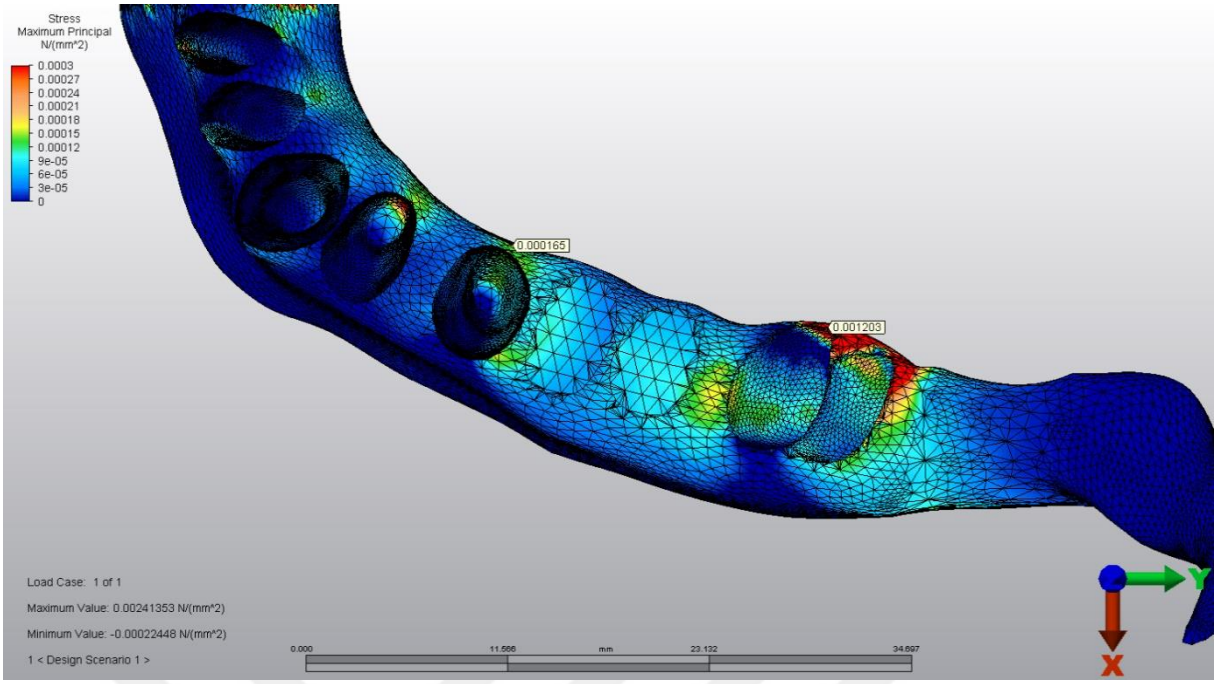
Maksimum gerilme değerleri incelendiğinde, ikinci moların lingual ve distolingual tarafındaki süngerimsi kemikte çekme gerilimlerinin olduğu görülmektedir. Birinci premoların lingualindeki ve ikinci moların mezialindeki kemikte ise çok düşük değerlerde çekme gerilmeleri izlenmektedir (Şekil 28).

Süngerimsi kemikte, ikinci molar socketinin distolingual köşesinde ve ikinci premolar socketinin bukkal tarafında sıkışma gerilimleri görülmüştür (Şekil 29).

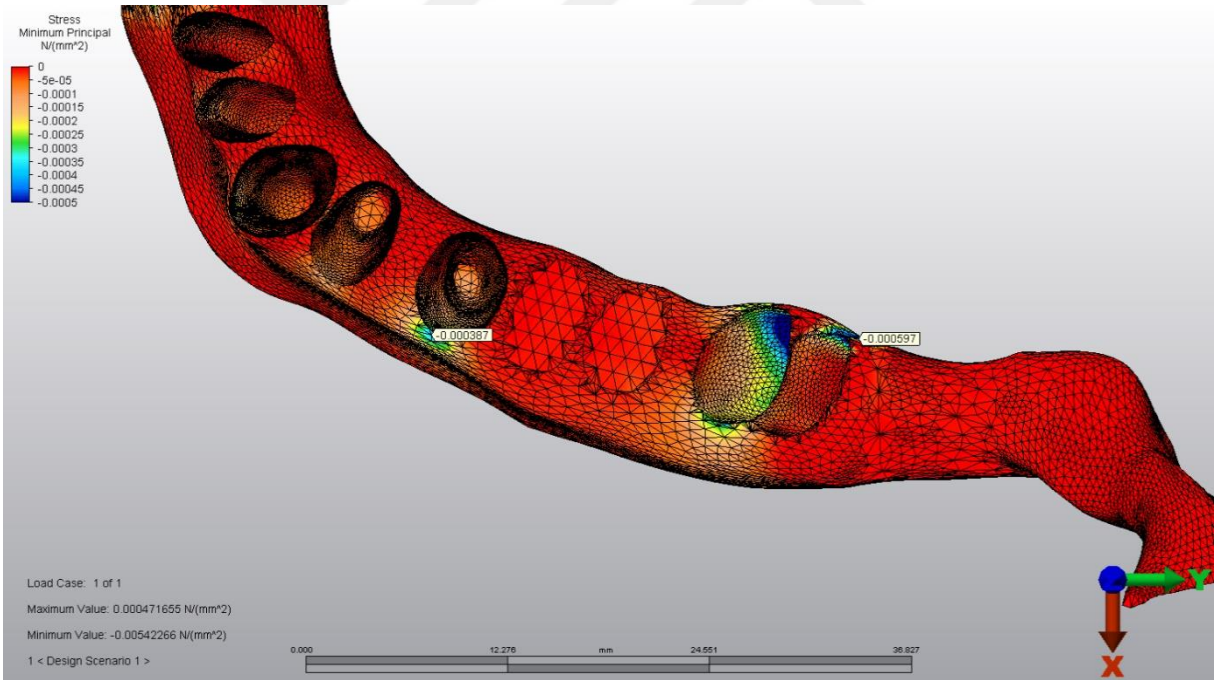
Analiz sonucunda süngerimsi kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilmelere göre oldukça düşük değerdedir (Şekil 26-29).

İkinci moların çevresi değerlendirildiğinde, kortikal ve süngerimsi kemiklerin her ikisinde de çekme gerilmelerinin, sıkışma gerilmelerinden daha yüksek değerde olduğu ve daha geniş alanda meydana geldiği görülmektedir (Şekil 26-29).

İkinci premoların çevresi değerlendirildiğinde de her iki kemik dokusunda meydana gelen çekme geriliminin, sıkışma gerilime göre daha yüksek değerde olduğu tespit edilmiştir (Şekil 26-29).



Şekil 28. Süngerimsi kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler

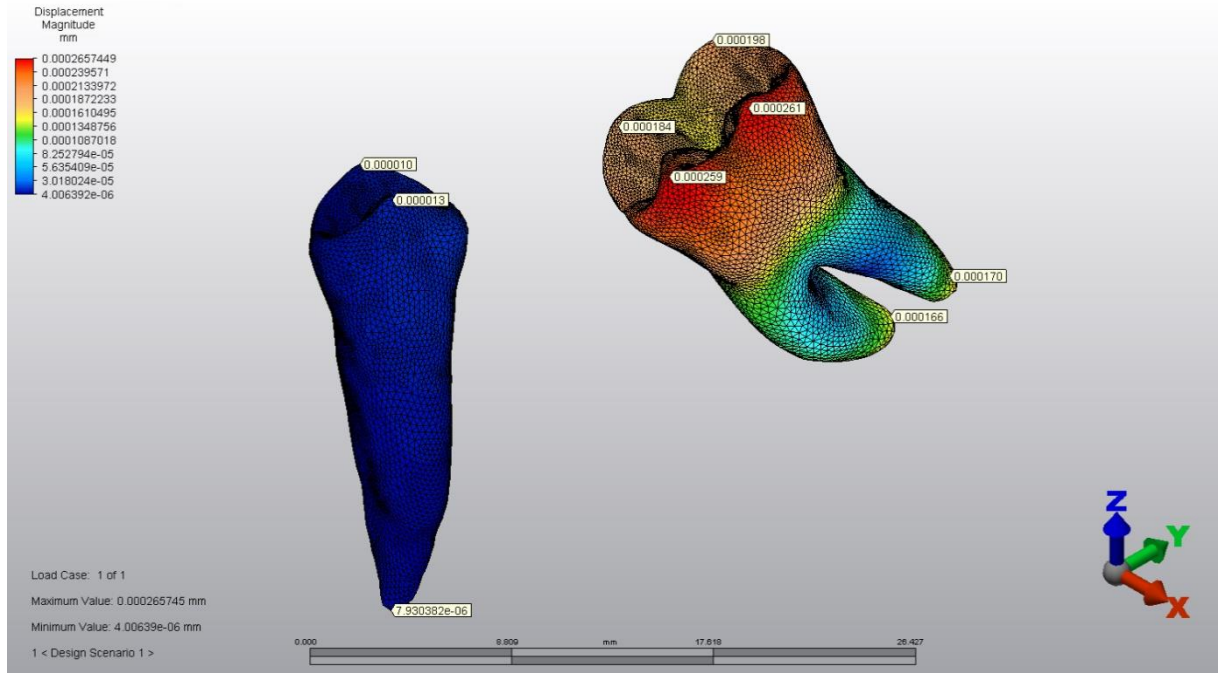


Şekil 29. Süngerimsi kemikte oluşan minimum asal gerilmeler

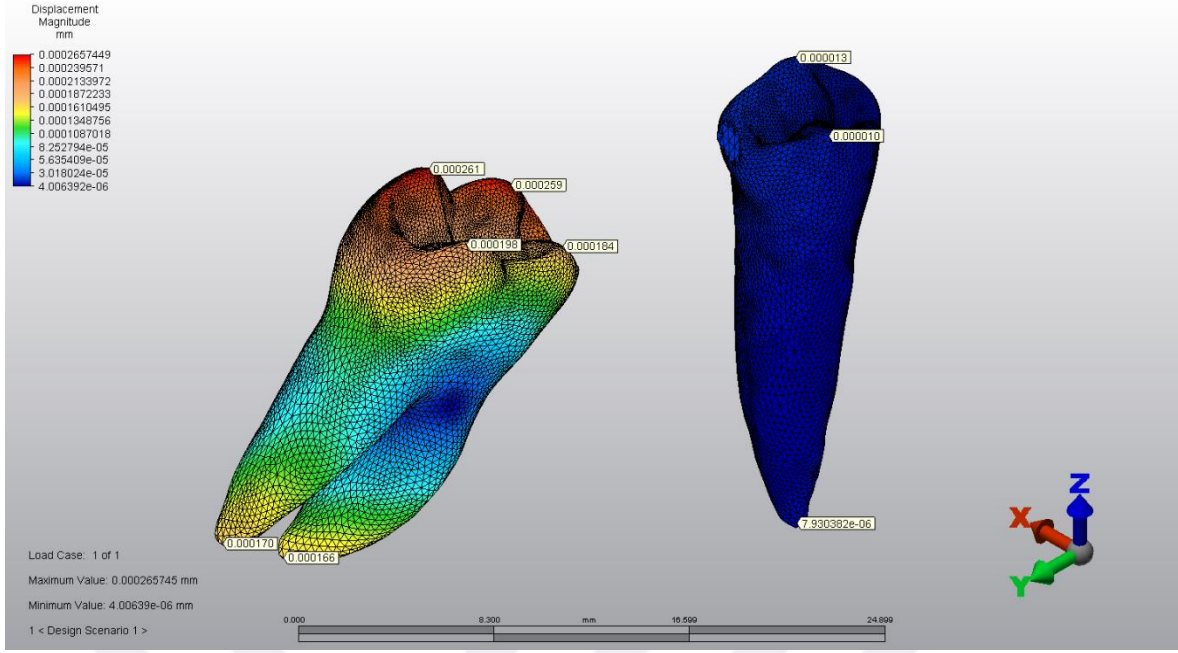
4.2. Mini Vidadan Ankraj Alınarak Moların Dikleştirildiği İkinci Modelin Bulguları

4.2.1. Yer Değiştirme Bulguları

İkinci modelde, ikinci moların üç boyuttaki yer değiştirme miktarının bileşkesi incelendiğinde, en fazla hareketin bukkal tüberküllerde olmak üzere kronun bukkalinde gerçekleştiği görülmektedir. Krondan köklere doğru hareket miktarı azalmakta, kök uçlarında ise yeniden bir miktar artış izlenmektedir (Şekil 30.1, 30.2).



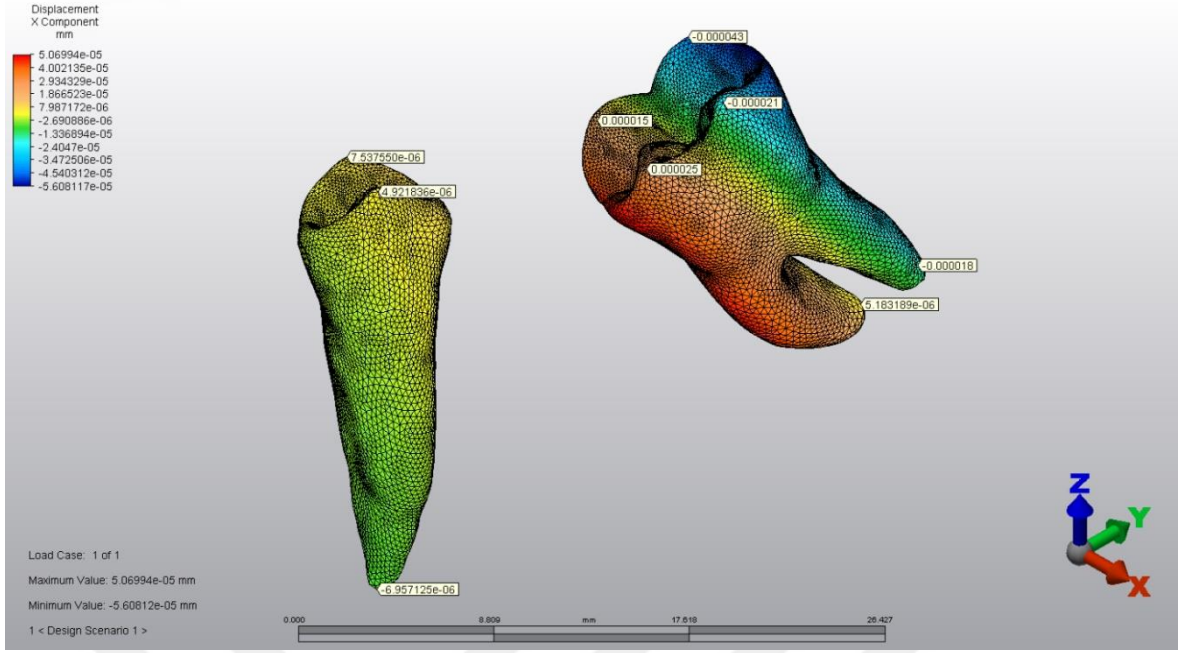
Şekil 30.1 İkinci modelde ikinci moların üç boyuttaki anlık yer değiştirme değerlerinin bileşkesi (bukkal görünüm)



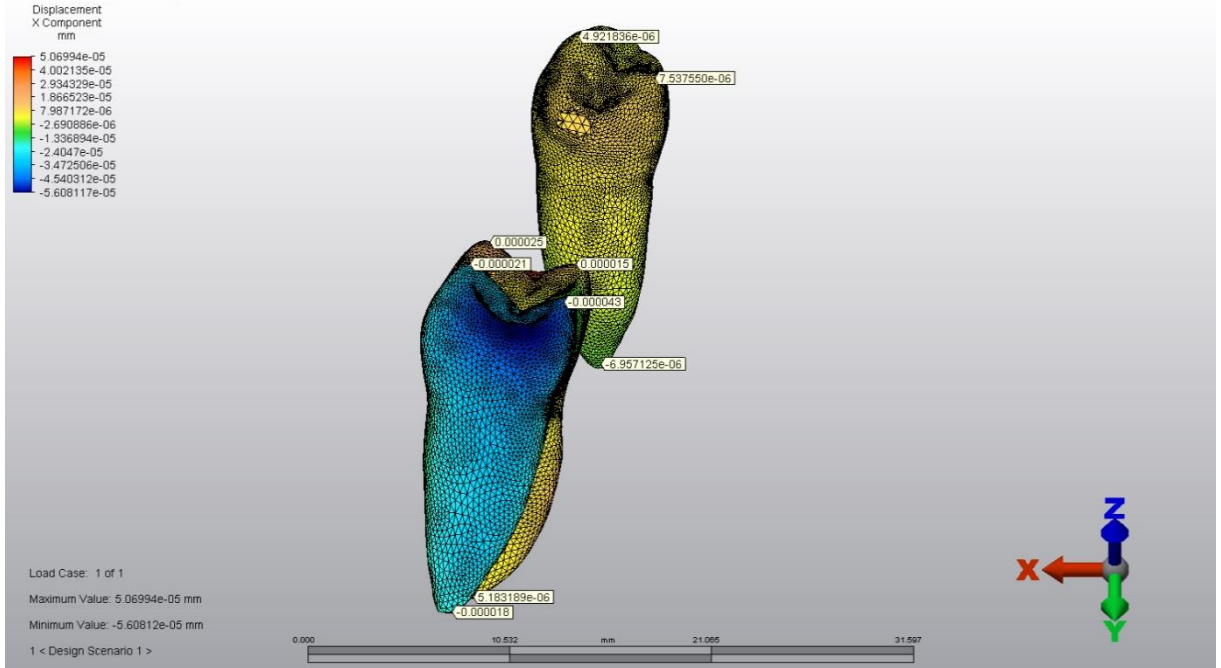
Şekil 30.2 İkinci modelde ikinci moların üç boyuttaki anlık yer değiştirme değerlerinin bileşkesi (lingual görünüm)

Transversal yönde:

İkinci modelde ikinci molar kronunun mezial tarafında ve mezial kökte bukkal yöne doğru, kronun distal bölümünde ve distal kökte lingual yönde yer değiştirme izlenmektedir. Transversal yöndeki en fazla yer değiştirme, distolingual tüberkülde lingual tarafa doğru gerçekleşmektedir. Bu durum, birinci modeldeki gibi ikinci moların distolingual yönde rotasyona uğradığını göstermektedir (Şekil 32.1, 31.2).



Şekil 31.1. İkinci modele transversal yönde anlık yer değiştirmeler (bukkal görünüm)

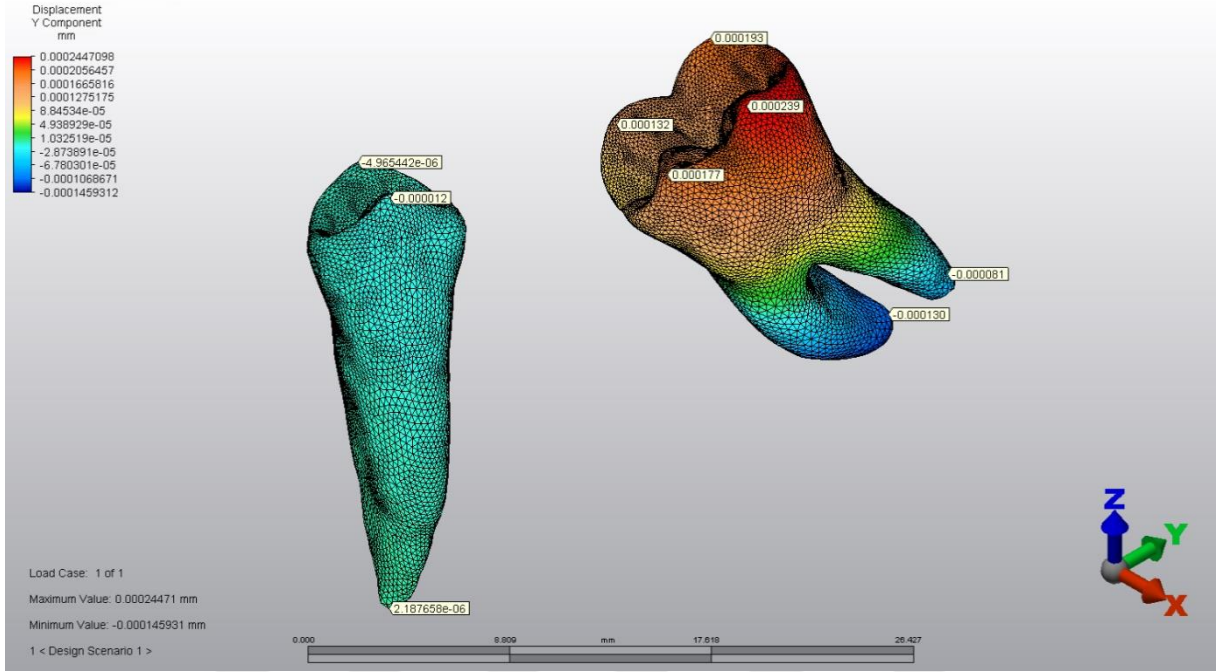


Şekil 31.2. İkinci modelde transversal düzlemde anlık yer değiştirmeler (anterio-posterior görünüm)

Sagittal yönde:

İkinci moların kronunun distal yönde hareket ettiği görülmektedir. En fazla yer değiştirme değeri distobukkal tüberkülünde izlenmektedir. Tüberküllerden servikal bölgeye doğru gidildikçe distal yöndeki hareket minimuma yaklaşmaktayken, servikalden köklere doğru

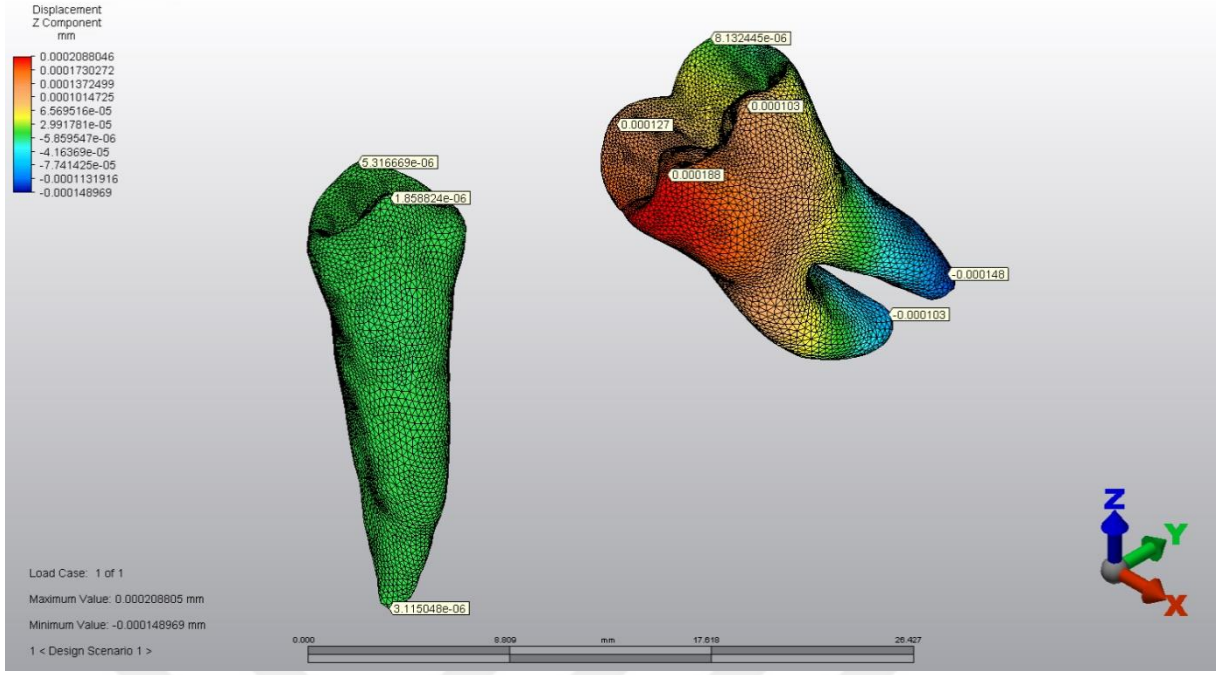
giderek artan şekilde mezial hareket gerçekleşmektedir (Şekil 32). Birinci modelde olduğu gibi ikinci moların kronunun distal, köklerinin mezial yönde yer hareket etmesiyle, bu dişte tipping hareketinin gerçekleşeceği beklenebilir.



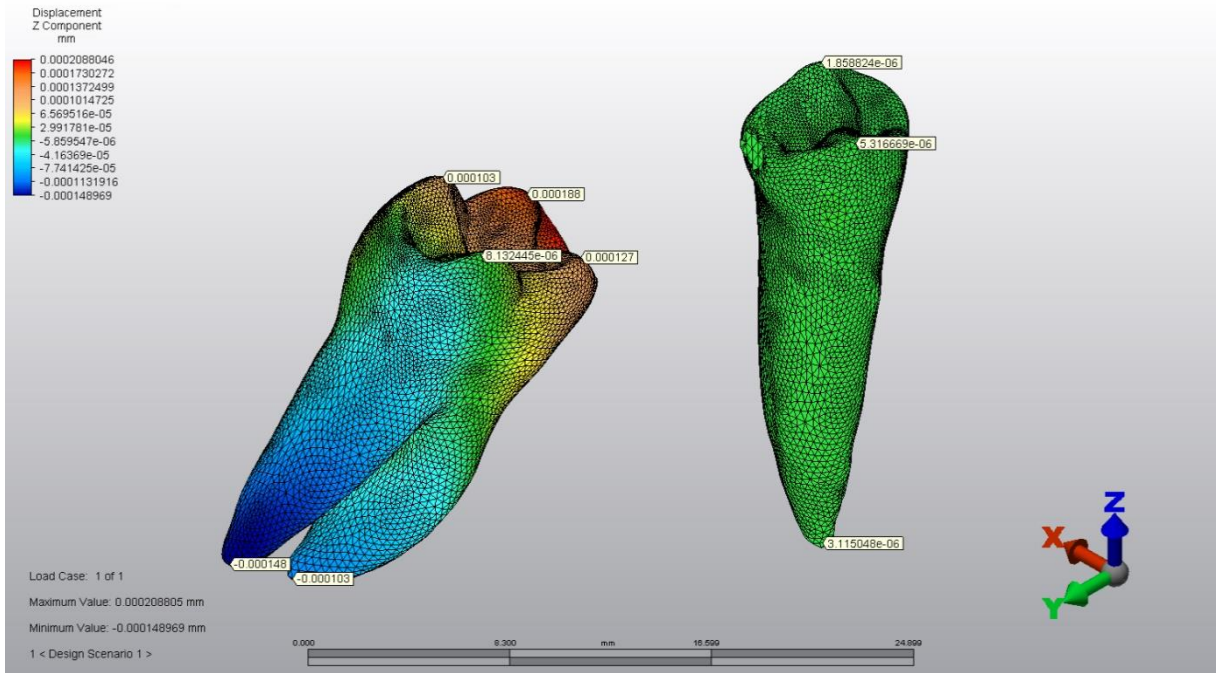
Şekil 32. İkinci modelde sagittal yönde anlık yer değiştirmeler (bukkal görünüm)

Vertikal yönde:

İkinci moların kronunda en yüksek yer değiştirme değerinin izlendiği meziobukkal tüberkülde ekstrüzyon görülmektedir. Mezial ve distal köklerde ise daha düşük değerlerde intrüzyon hareketi gözlenmektedir (Şekil 33.1, 33.2).



Şekil 33.1. İkinci modelde vertikal eksendeki anlık yer değiştirmeler (bukkal görünüm)



Şekil 33.2. İkinci modelde vertikal eksendeki anlık yer değiştirmeler (lingual görünüm)

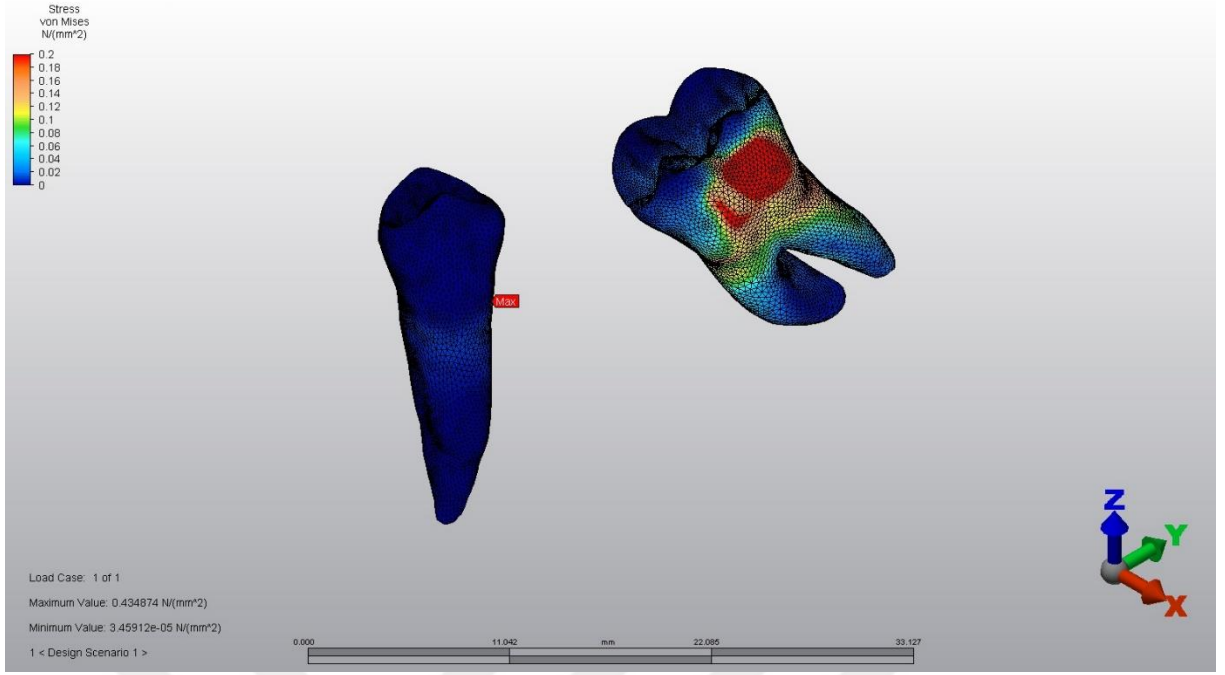
4.2.2. İkinci Molarda Meydana Gelen Gerilmeler

İkinci modelde ikinci moların kronunun distobukkal yüzeyinde yoğun von Mises gerilmeleri gözlenmektedir. Kronun bukkalinde mezial yarısında gerilmeler izlenmemektedir. Oluşan gerilmeler furkasyon bölgesine doğru gittikçe azalmaktadır (Şekil 34.1). Bu bulgular birinci modelde ikinci molarda meydana gelen gerilme bulguları ile benzerdir. Ancak distobukkal yüzeyde görülen gerilmelerin, ikinci modelde daha meziale doğru ilerlediği görülmektedir.

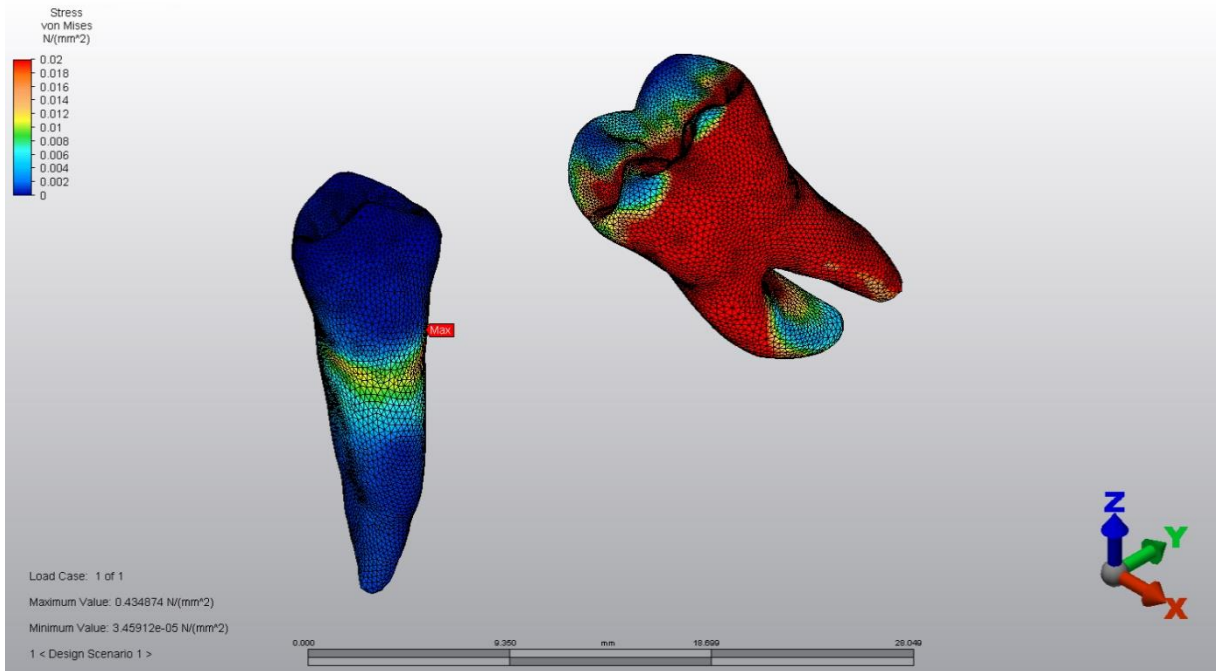
Şekil 34.2 ve Şekil 34.3'te ikinci molarda oluşan gerilmelerin detaylı incelenebilmesi için gerilmeleri gösteren skala aralığı küçültülmüştür ($0-0,2 \text{ N/mm}^2 \rightarrow 0-0,02 \text{ N/mm}^2$). Bu görüntülerde ikinci moların mezial kök ucunun mezialinde ve lingual tüberküllerde gerilmelerin neredeyse hiç oluşmadığı görülmektedir.

İkinci premolara kuvvet uygulanmamasına rağmen, ikinci premoların kökünün servikal üçlüsünde düşük değerlerde gerilmelerin olduğu göze çarpmaktadır (Şekil 34.1). Şekil 34.2 ve Şekil 34.3'te detaylı incelendiğinde, ikinci premoların bukkalinde, kortikal kemikle komşu olduğu hatta gerilmelerin daha yoğun olduğu, lingual tarafta aynı bölgedeki gerilmelerin ise daha düşük değerlerde olduğu görülmektedir. İkinci premolarda meydana gelen gerilmelerin en yüksek değeri distal tarafta kole bölgesinde izlenmektedir.

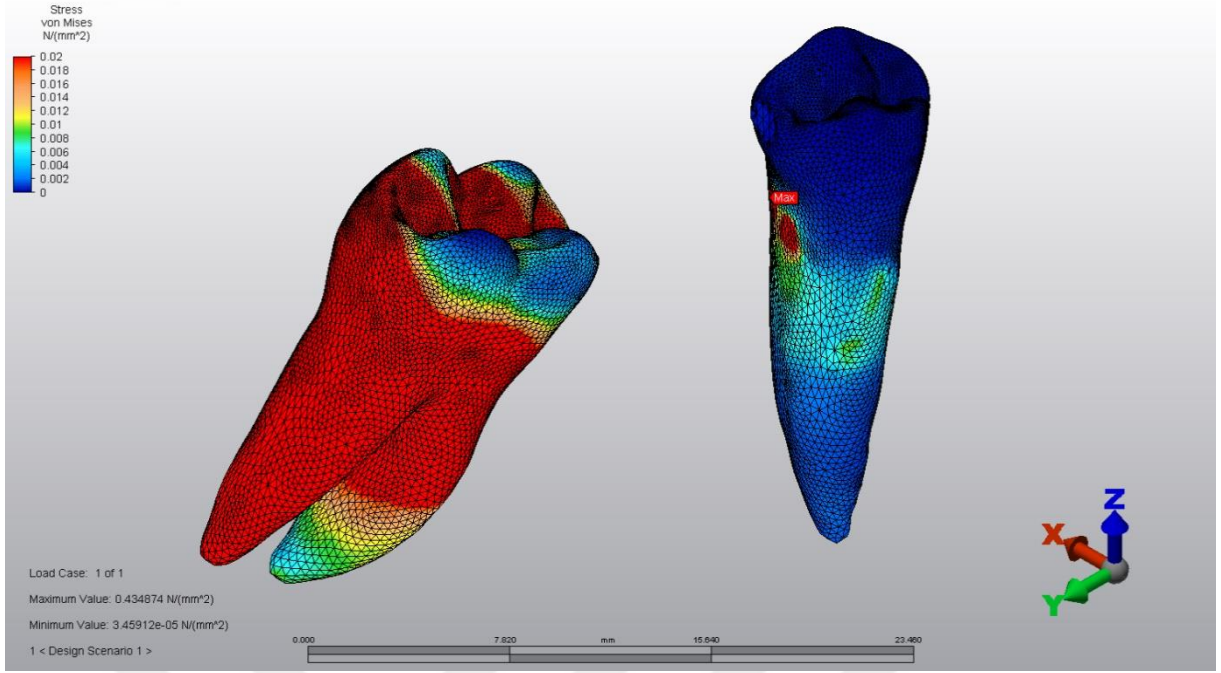
İkinci premolarda oluşan bu gerilmeler mini vidanın kortikal kemikte yarattığı gerilmelerin ikinci premolara iletildiğini göstermektedir.



Şekil 34.1. İkinci modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmelerinin 0- 0,2 N/mm² aralığındaki skalada gösterilmesi (bukkal görünüm)



Şekil 34.2. İkinci modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmelerinin 0-0,02 N/mm²'e düşürülmüş skala aralığında gösterilmesi (bukkal görünüm)

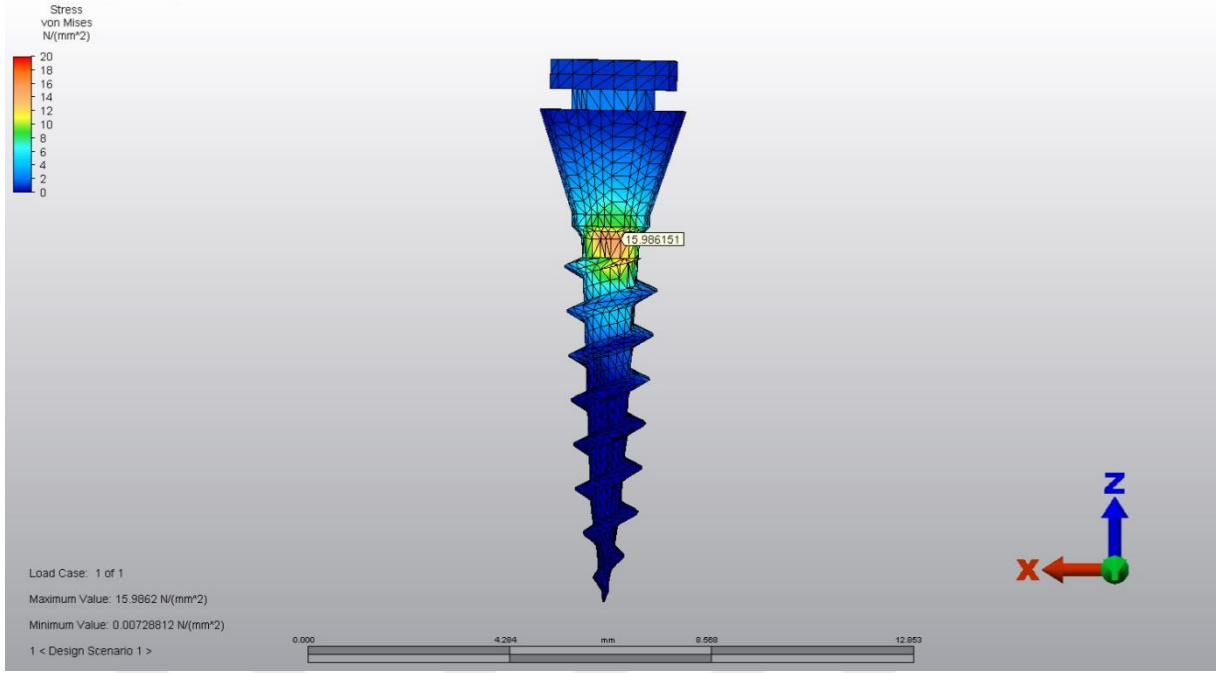


Şekil 34.3 İkinci modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmelerinin 0-0,02 N/mm²'e düşürülmüş skala aralığında gösterilmesi (bukkal görünüm)

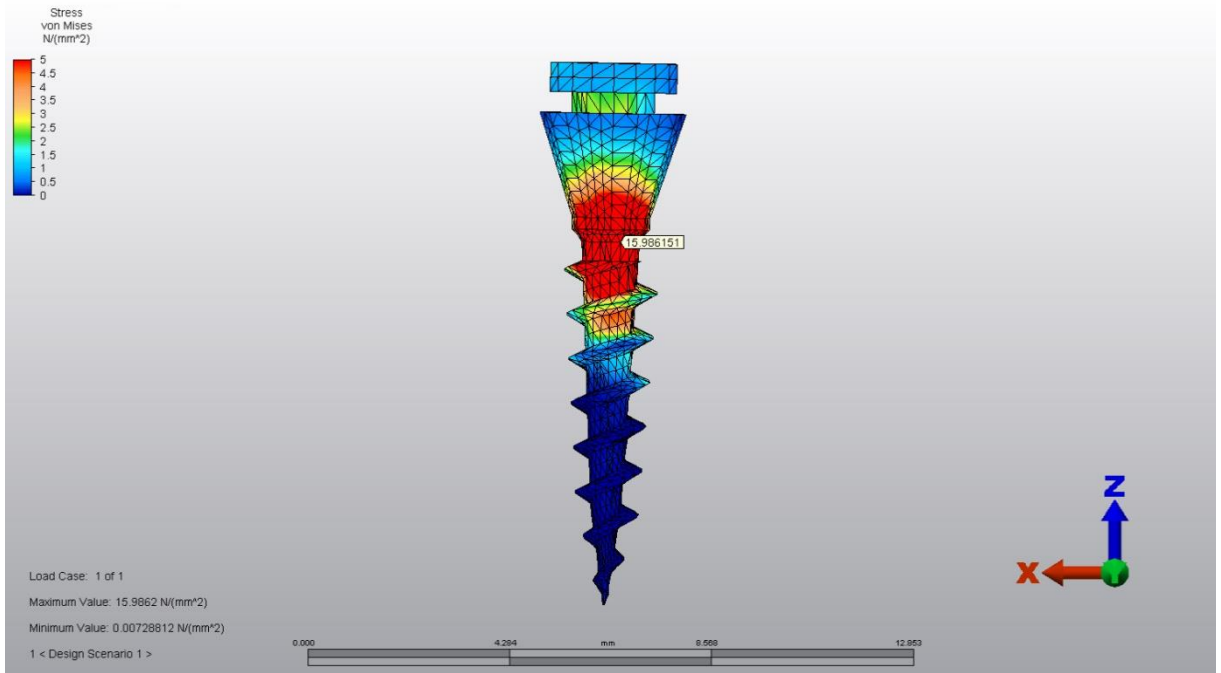
4.2.3. Mini Vidada Meydana Gelen Gerilmeler

Şekil 35.1'de mini vidada oluşan von Mises gerilmeleri 0-20 N/mm² aralığındaki renk skalasında gösterilmektedir. Analiz sonucunda mini vidada en fazla gerilmenin boyun bölgesinde meydana geldiği görülmektedir.

Şekil 35.2'de, mini vidada oluşan gerilmelerin detaylı izlenebilmesi için, gerilmeleri gösteren renk skalasının aralığı küçültülmüştür (0-20 N/mm² → 0-5 N/mm²). Buna göre, vidanın boynunda meydana gelen yoğun gerilmelerin, vida başının alt kısmına ve vidanın ilk yivine doğru devam ettiği gözlenmektedir (Şekil 35.2).



Şekil 35.1. Mini vidada oluşan von Mises gerilmelerin 0-20 N/mm² aralığındaki skalada gösterilmesi



Şekil 35.2. Mini vidada oluşan von Mises gerilmelerin 0-5 N/mm² aralığındaki skalada gösterilmesi

4.2.4. Kortikal Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler

İkinci modelde kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal gerilmeler Şekil 36'da minimum asal gerilmeler Şekil 37'de gösterilmektedir.

Şekil 36'da uygulanan kuvvetin ikinci molar ve mini vidayı etkilediği yönün tersinde çekme gerilmelerin oluşturduğu görülmektedir. Çekme gerilmeleri ikinci molar socketinin mezialinden, mini vida yuvasının distaline kadar olan kortikal kemikte devam etmektedir. Mini vida yuvasının bukkalinde ve lingualinde de gerilme alanları izlenmektedir.

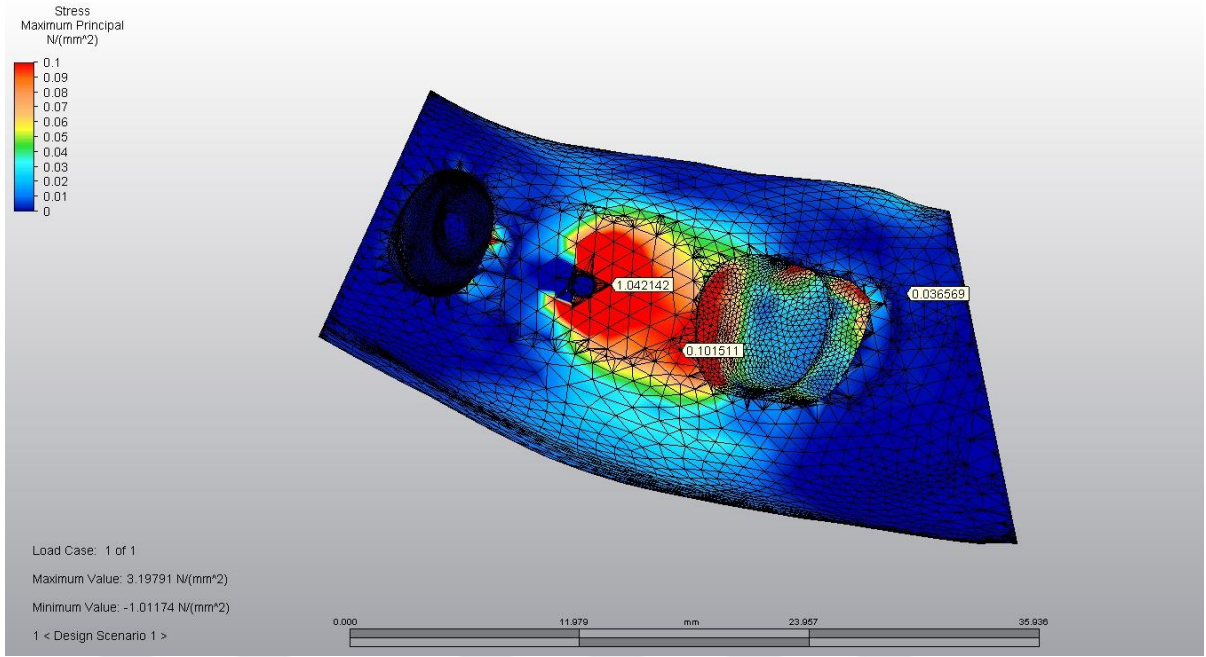
İkinci modelde en yüksek çekme gerilme değeri, mini vidanın distalinde görülürken, mini vidanın mezial tarafında ise çekme geriliminin hiç oluşmadığı gözlenmektedir.

Şekil 37'de, ikinci molar ve mini vidaya uygulanan kuvvet yönünde sıkışma gerilmelerin oluştuğu görülmektedir. Mini vida yuvasının mezialinde yoğun olduğu görülen sıkışma gerilmeleri bukkal ve lingual yönde devam edip, ikinci premolar socketinin distaline doğru azalmaktadır. Mini vidanın distalinde kortikal kemikte küçük bir alanda sıkışma gerilmeleri izlenmektedir.

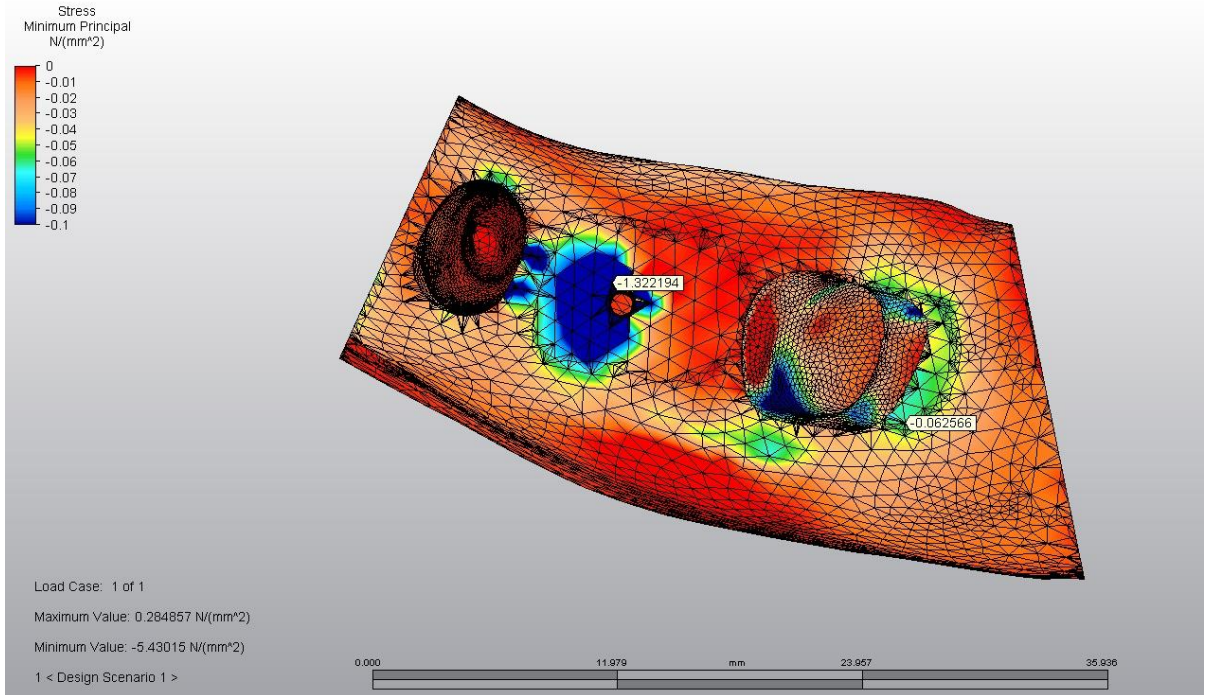
İkinci modelde en yüksek sıkışma gerilme değeri mini vidanın meziolingualine yakın bir noktada görülmektedir (Şekil 37).

İkinci moların distalinde ve meziobukalinde düşük değerlerde sıkışma gerilmeleri izlenmektedir (Şekil 37).

İkinci molar socketi çevresinde görülen çekme gerilim değeri, sıkışma gerilim değerinden fazla iken, mini vida çevresindeki kemikte saptanan sıkışma değeri, çekme gerilim değerinden daha yüksektir (Şekil 36,37).



Şekil 36. Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler



Şekil 37. Kortikal kemikte minimum asal gerilmeler

4.2.5. Süngerimsi Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler

İkinci modelde süngerimsi kemik dokusunda oluşan maksimum asal gerilmeler Şekil 38’da, minimum asal gerilmeler Şekil 39’da gösterilmektedir.

Analiz sonucunda en yüksek çekme gerilim değeri, ikinci molar socketinin lingual tarafında izlenmektedir (Şekil 38). İkinci moların lingualindeki çekme gerilmeleri distale doğru devam etmektedir.

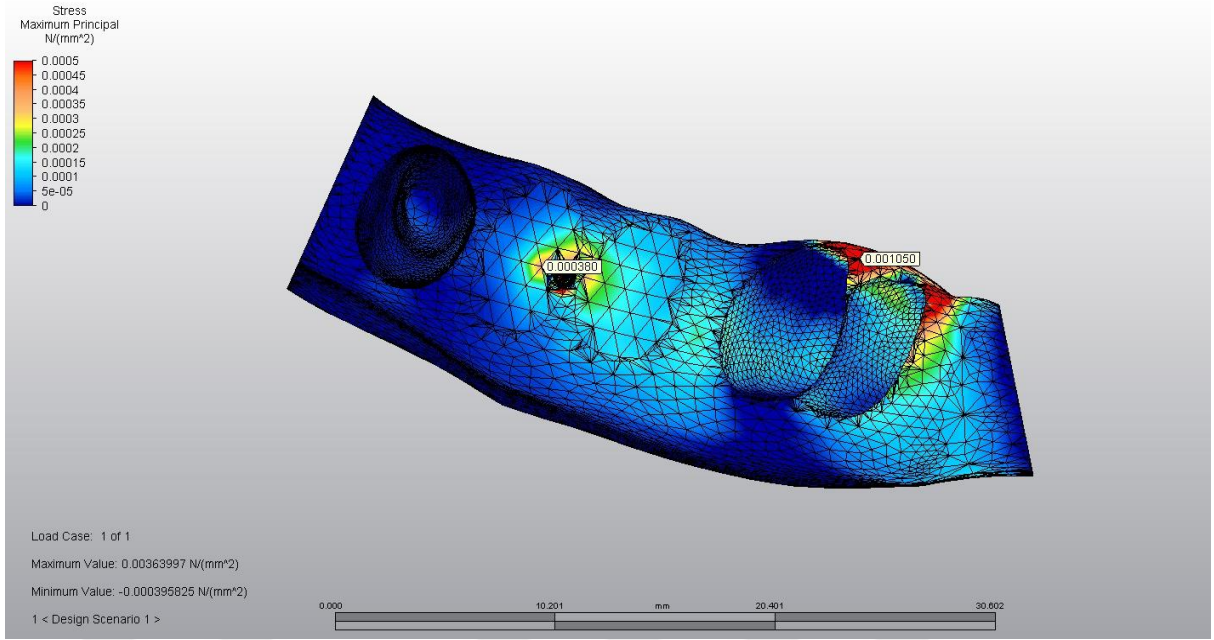
Mini vida yuvasının mezial, distal ve lingual tarafındaki süngerimsi kemik dokusunda yoğun olmayan çekme gerilimleri izlenmektedir. Mini vida çevresindeki en yüksek çekme gerilme değerinin, mini vidanın mezialinde oluştuğu görülmektedir (Şekil 38).

Şekil 39’da ikinci moların sadece distolingual köşesinde ve bukkalinde sıkışma gerilmeleri olduğu görülmektedir.

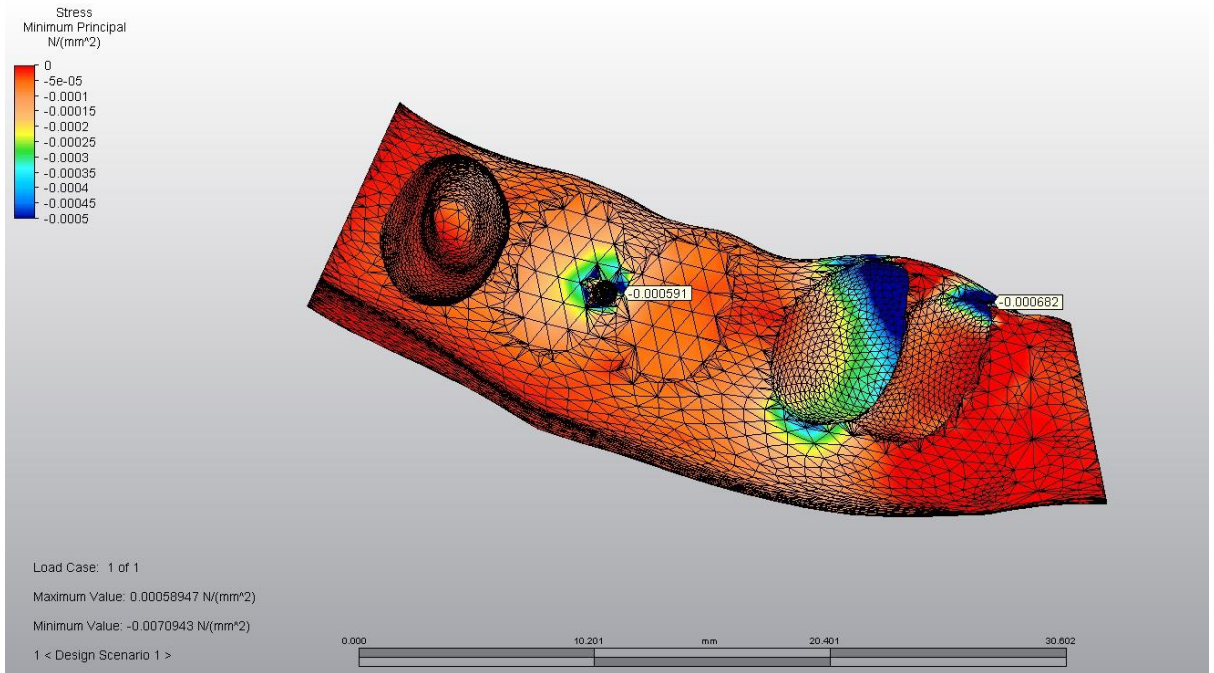
Mini vida yuvasının tüm çevresindeki süngerimsi kemikte geniş olmayan alanda sıkışma gerilimleri görülmektedir. Burada en yüksek sıkışma gerilme değeri mini vidanın distalinde izlenmektedir (Şekil 39).

İkinci modelde süngerimsi kemikte oluşan asal gerilme sonuçlarına göre, ikinci molar etrafındaki çekme gerilmeleri, sıkışma gerilmelere göre daha baskındır.

Mini vida etrafındaki süngerimsi kemikte ise oluşan sıkışma ve çekme gerilmeleri birbirlerine yakın yoğunluklardadır (Şekil 38,39).



Şekil 38. Süngerimsi kemikte maksimum asal gerilmeler

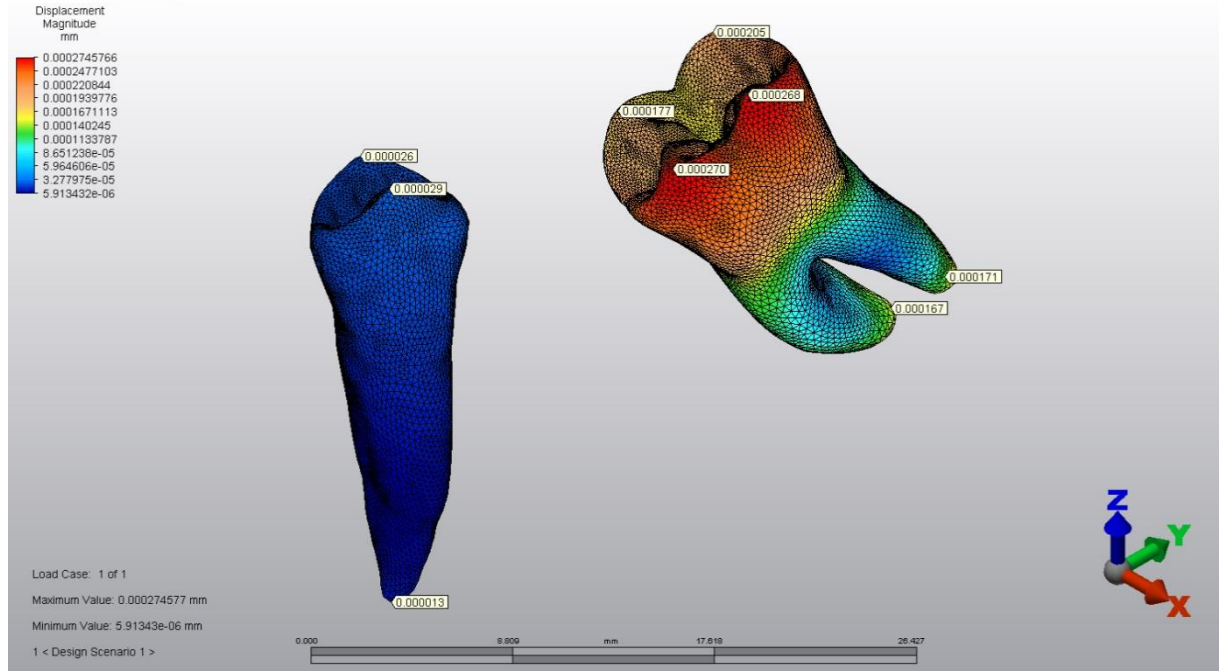


Şekil 39. Süngerimsi kemikte minimum asal gerilmeler

4.3. Dental İmplanttan Ankraj Alınarak Moların Dikleştirildiği Üçüncü Modelin Bulguları

4.3.1. Yer Değiştirme Bulguları

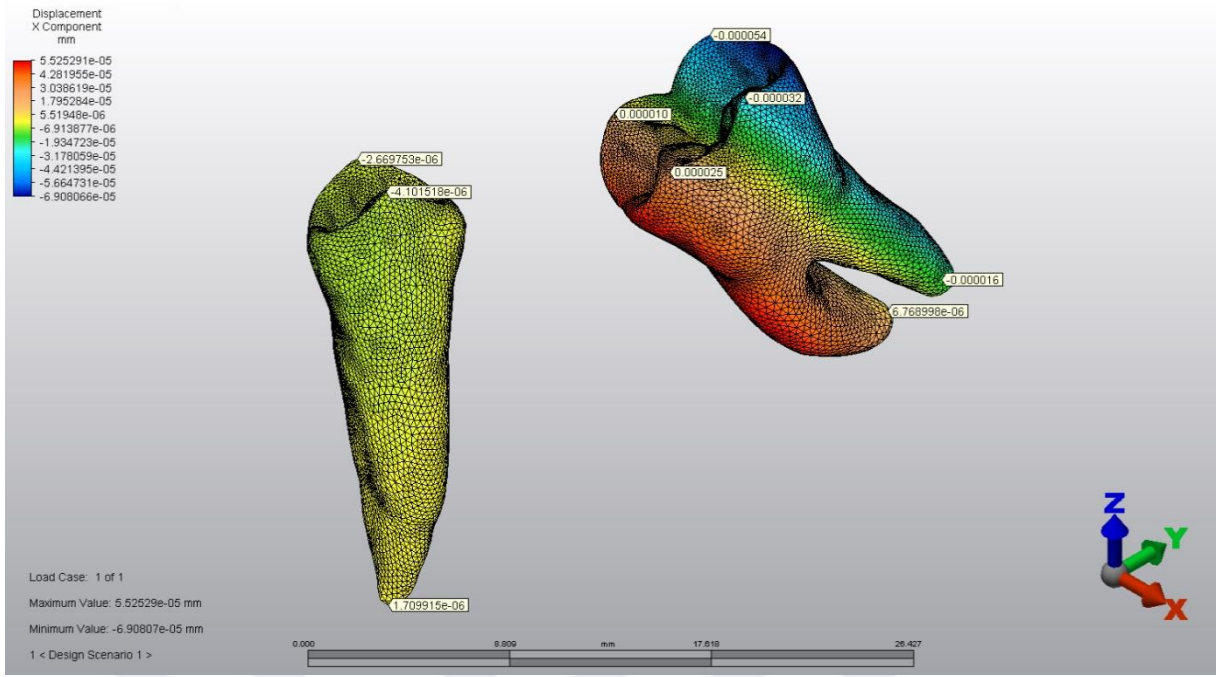
İkinci moların üç boyuttaki yer değiştirme miktarlarının bileşkesi incelendiğinde kronun bukkalinde yer değiştirmenin fazla olduğu ve en fazla değer mezobukkal ve distobukkal tüberküllerinde olduğu saptandı. Anlık hareket miktarı krondan, köklere doğru giderek azalmakta, mezial ve distal köklerin apekslerinde tekrar bir miktar artmaktadır. Bu bulgular, birinci ve ikinci modeldeki ikinci molarların anlık yer değiştirme bulguları ile benzerdir (Şekil 40).



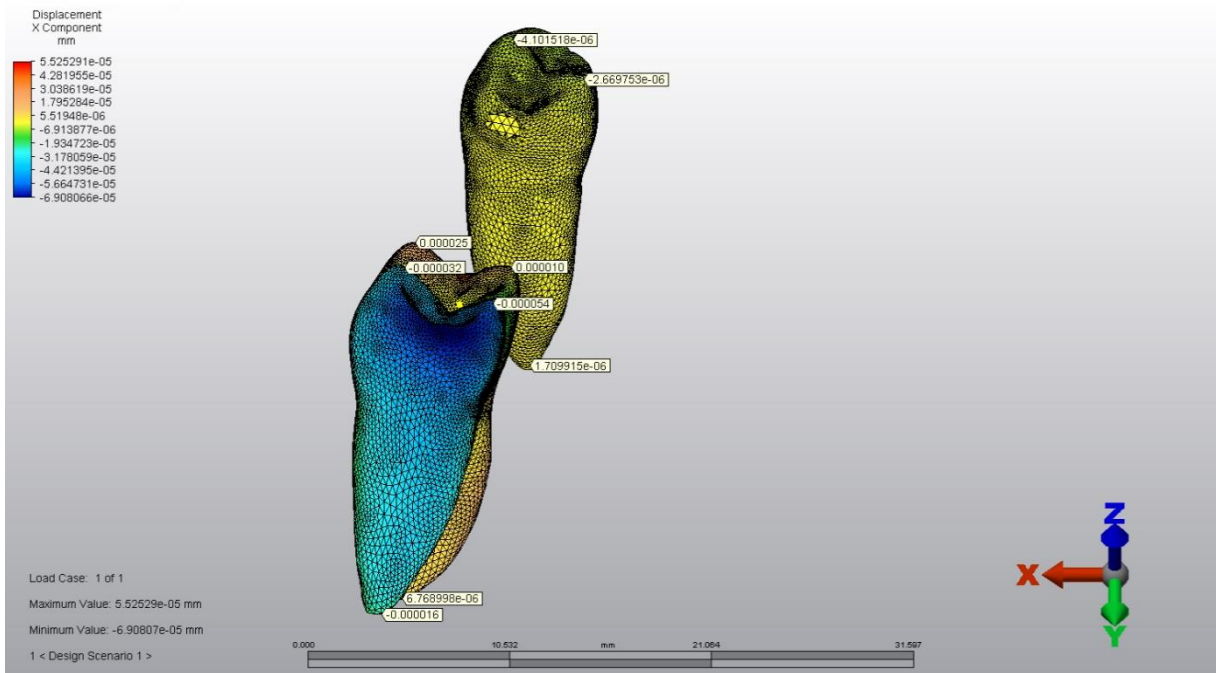
Şekil 40. Üçüncü modelde dişlerin üç boyuttaki anlık yer değiştirme değerlerinin bileşkesi (bukkal görünüm)

Transversal yönde:

İkinci molar kronun mezial yüzü ve mezial kökün mezial tarafının bukkal yöne doğru, kronun distal bölümü ve distal kökü lingual yönde yer değiştirmiştir. Bu durum, ikinci moların distolingual yönde rotasyona uğradığını göstermektedir (Şekil 41.1, 41.2).



Şekil 41.1. Üçüncü modelde transversal yöndeki anlık yer değiştirmeler (bukkal görünüm)

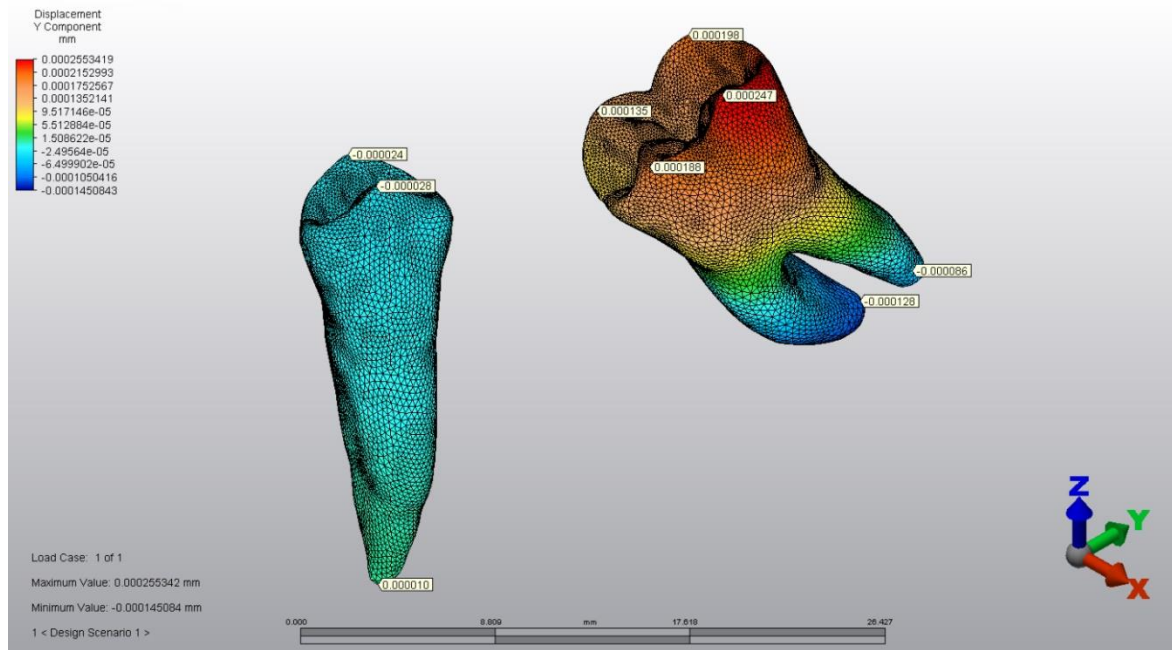


Şekil 41.2. Üçüncü modelde transversal yöndeki anlık yer değiştirmeler (anterio-posterior görünüm)

Saggital yönde:

İkinci moların kronunun distale hareket ettiği görülmektedir. En fazla anlık yer değıştirme değeri distobukkal tüberkülünde izlenmektedir. Tüberküllerden servikal bölgeye doğru gidildikçe distal yöndeki hareket minimuma yaklaşmaktayken, servikalden köklere doğru giderek artan şekilde mezial hareket gerçekleşmektedir (Şekil 42).

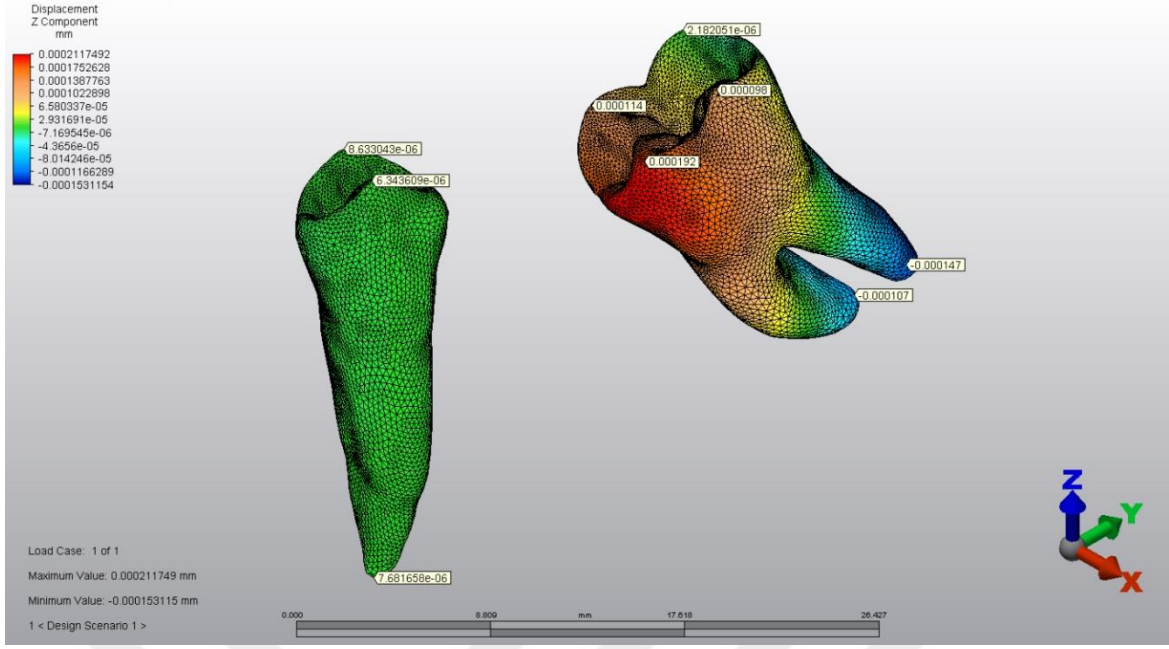
Birinci ve ikinci modelde olduğu gibi ikinci moların kronunun distal, köklerinin mezial yönde yer hareket etmesiyle, bu dişte tipping hareketinin gerçekleştiği söylenebilir. (Şekil 42).



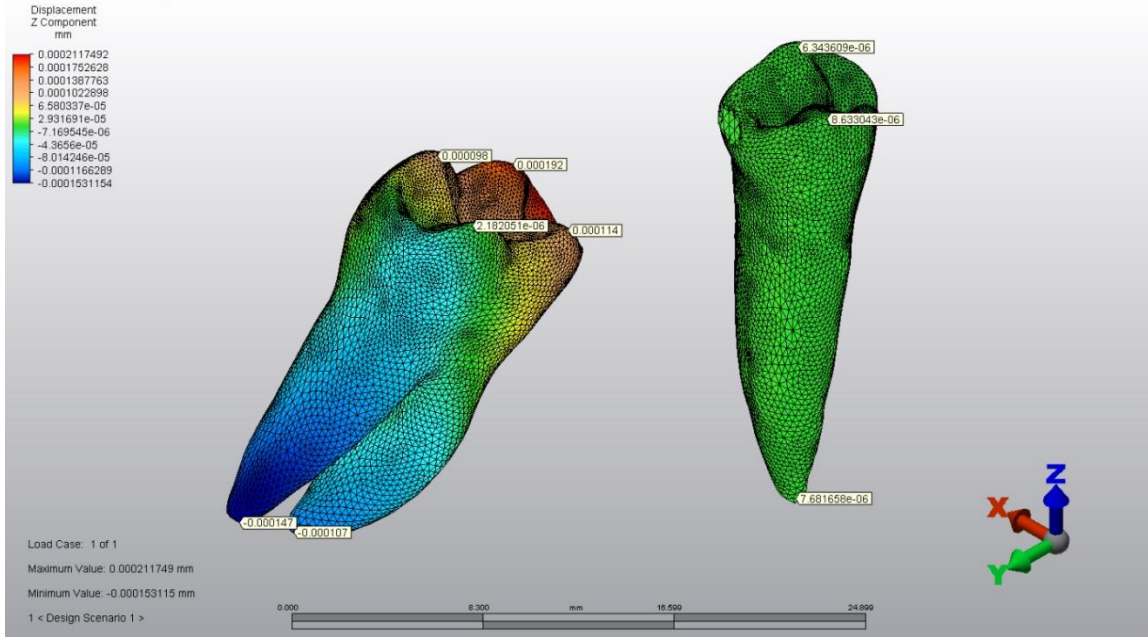
Şekil 42. Üçüncü modelde sagittal yöndeki anlık yer değıştirmeler (bukkal görünüm)

Vertikal yönde:

İkinci moların kronunda en yüksek anlık yer değıştirme değeri izlendiği meziobukkal tüberkülde, ekstrüzyon görülmektedir. Mezial ve distal köklere ise daha düşük değerde intrüzyon hareketi gözlenmektedir (Şekil 43.1, 43.2).



Şekil 43.1. Üçüncü modelde vertikal yöndeki anlık yer değiştirmeler (bukkal görünüm)

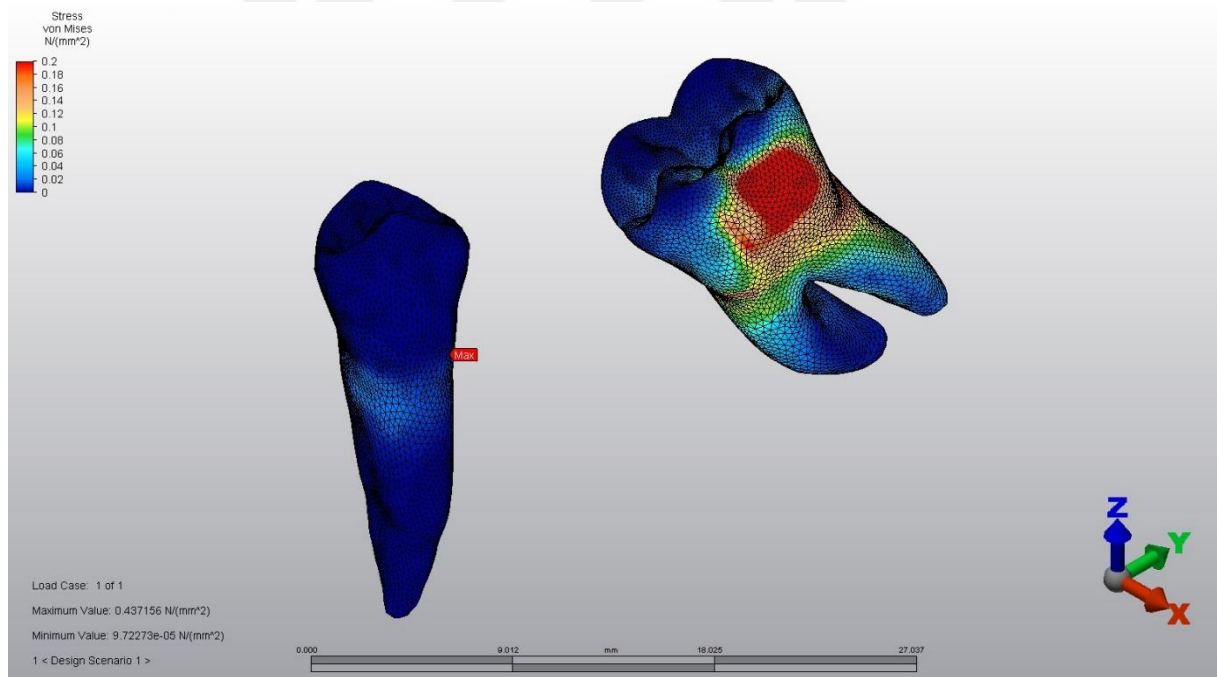


Şekil 43.2. Üçüncü modelde vertikal yöndeki anlık yer değiştirmeler (lingual görünüm)

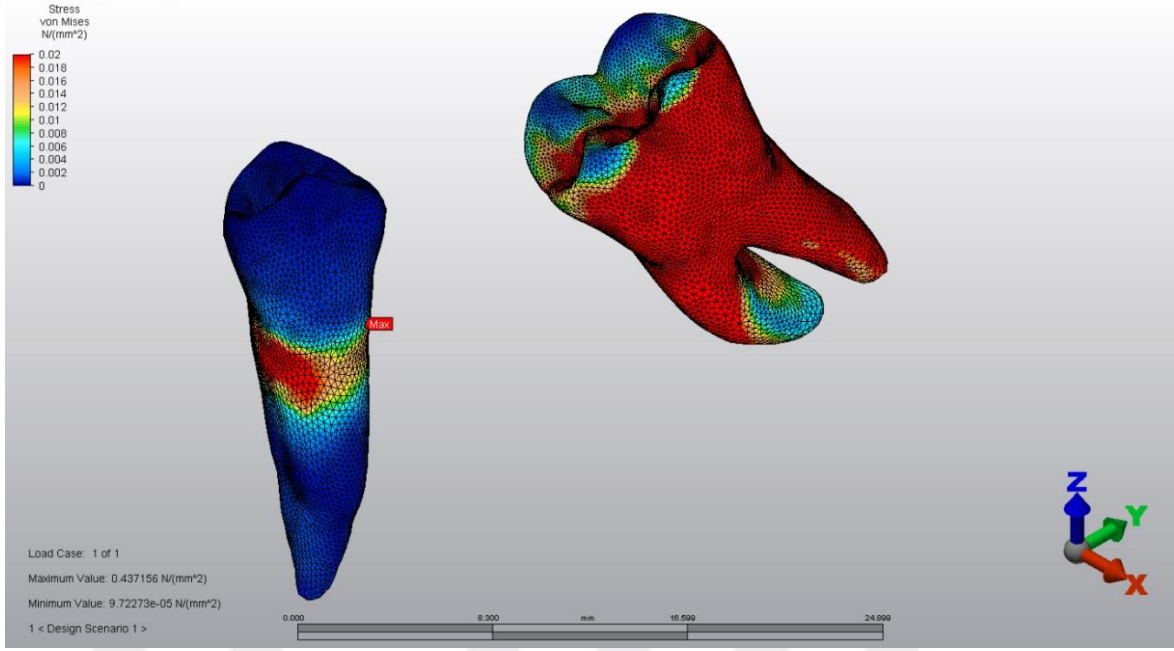
4.3.2. Dişlerde Meydana Gelen Gerilmeler

Üçüncü modelde ikinci moların kronunun distobukkal yüzeyinde yoğun von Mises gerilmeleri gözlenmektedir. Kronun bukkalinde mezial yarısında gerilmeler izlenmemektedir. Oluşan gerilmeler furkasyon bölgesine doğru gittikçe azalmaktadır (Şekil 44.1). Bu bulgular birinci modelde ikinci molarlarda meydana gelen gerilme bulguları ile benzerdir. Ancak distobukkal yüzeyde görülen gerilmelerin, ikinci modelde daha meziale doğru ilerlediği görülmektedir.

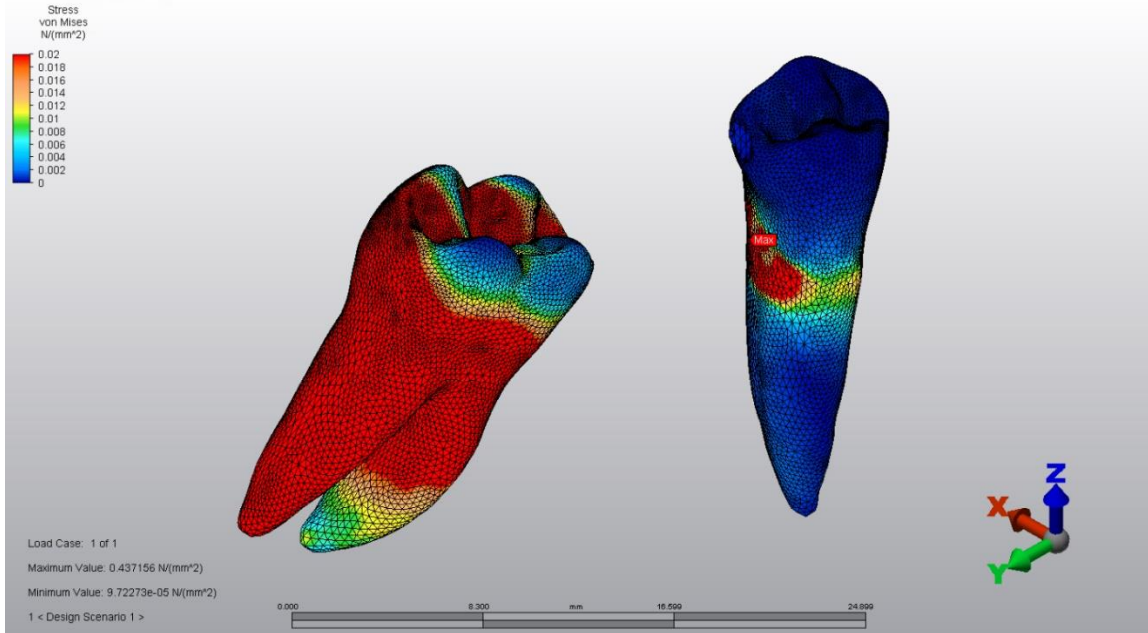
İkinci moların kronunda lingual tüberkülleri ve bukkal tüberkül tepeleri dışında tüm kron yüzeyinde ve mezial kök ucu dışında tüm kök alanında yoğun stres alanları oluşmuştur. İkinci premoların kökün koronal 1/3'ünde mezial ve distal alanlarda yoğun gerilim alanları gözlenmiştir (Şekil 44.2, 44.3). Bu bulgular, birinci ve ikinci modelde ikinci molarlarda meydana gelen von Mises gerilme bulguları ile benzerdir.



Şekil 44.1. Üçüncü modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmelerinin 0-0,2 N/mm² aralığındaki skalada gösterilmesi (bukkal görünüm)



Şekil 44.2. Üçüncü modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmelerinin 0-0,02 N/mm² aralığındaki skalada gösterilmesi (bukkal görünüm)

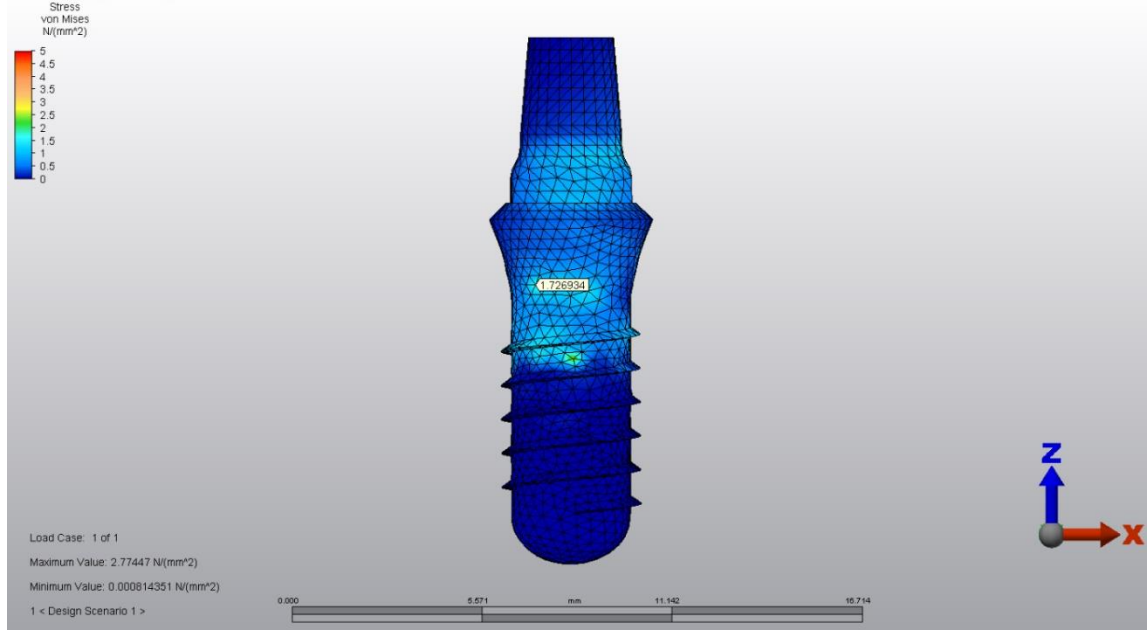


Şekil 44.3. Üçüncü modelde dişlerde oluşan von Mises gerilmelerinin 0-0,2 N/mm² aralığındaki skalada gösterilmesi (lingual görünüm)

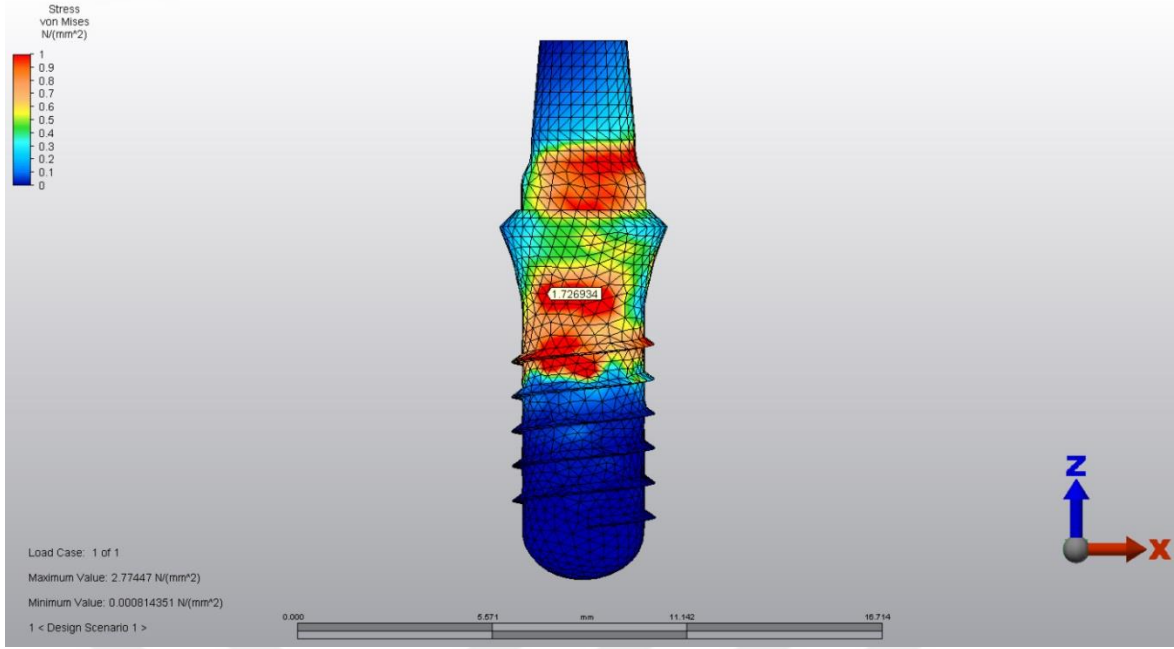
4.3.3. İmplantta Meydana Gelen Gerilmeler

Analiz sonucunda implantta meydana gelen von Mises gerilmeleri implant boynunda, abutmentin alt kısmında ve implantın ilk yivi etrafında yoğunlaştığı görülmektedir (Şekil 45.1).

Şekil 45.2’de implantta oluşan gerilmeler, daha düşük skala aralığında gösterilmektedir. Buna göre implantın çıkış profilinde von Mises gerilmeleri izlenmemektedir (Şekil 45.2)



Şekil 45.1. Dental implantta meydana gelen von Mises gerilmelerinin 0-5 N/mm² aralığındaki skalada gösterilmesi



Şekil 45.2. Dental implantta meydana gelen von Misses gerilmelerinin 0-1 N/mm² aralığındaki skalada gösterilmesi

4.3.4. Kortikal Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler

Üçüncü modelde meydana gelen çekme gerilmeleri Şekil 46’da sıkışma gerilmeleri Şekil 47’de gösterilmektedir.

Şekil 46’da uygulanan kuvvetin ikinci moları ve implantı etkilediği yönün tersinde çekme gerilmelerin oluşturduğu görülmektedir. Üçüncü modelde kortikal kemikte meydana gelen en yüksek çekme gerilmesi implantın distalindeki bir noktada izlenmektedir.

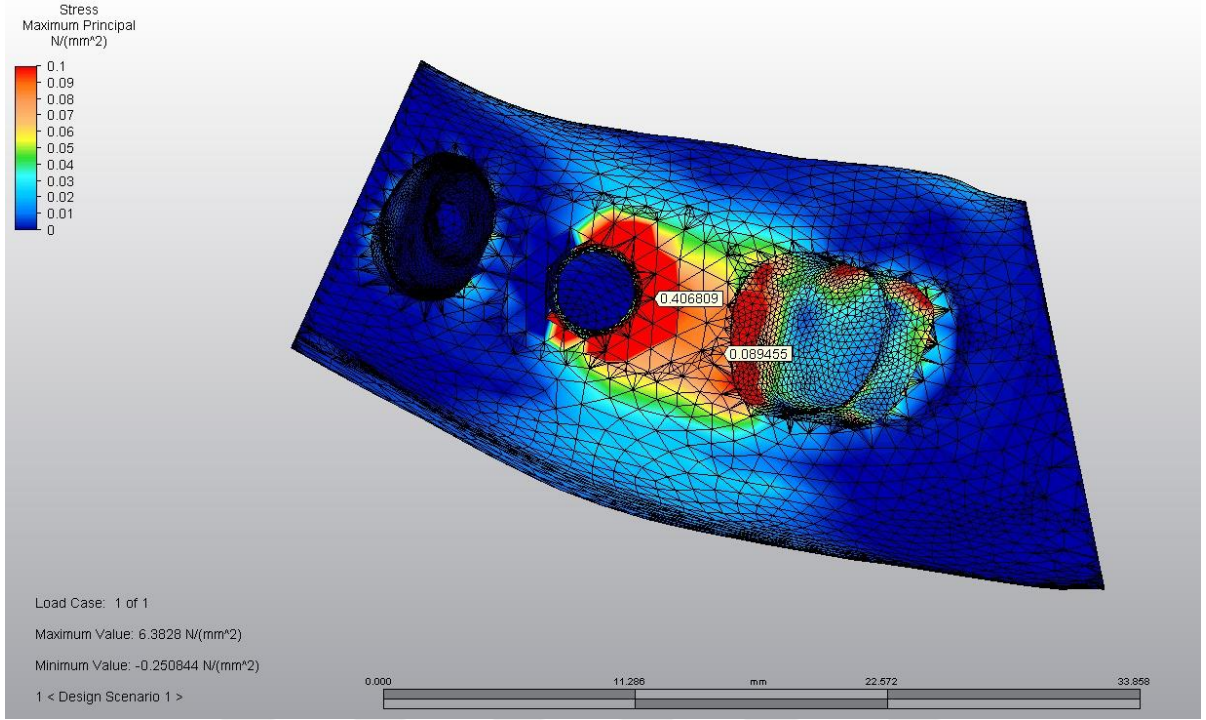
İkinci moların mezialinde oluşan çekme gerilmeleri, implant yuvasına doğru devam etmektedir.

İmplant yuvasının distalinde bukkal ve lingualinde yoğun çekme gerilmeleri gözlenmektedir. Bu bölgelerde oluşan çekme gerilmeleri, ikinci moların mezialinde oluşan çekme gerilmelere göre daha yüksek değerdedir. İmplant yuvasının mezialindeki kemik bölümünde ise çekme gerilmelerinin hiç oluşmadığı görülmektedir (Şekil 46).

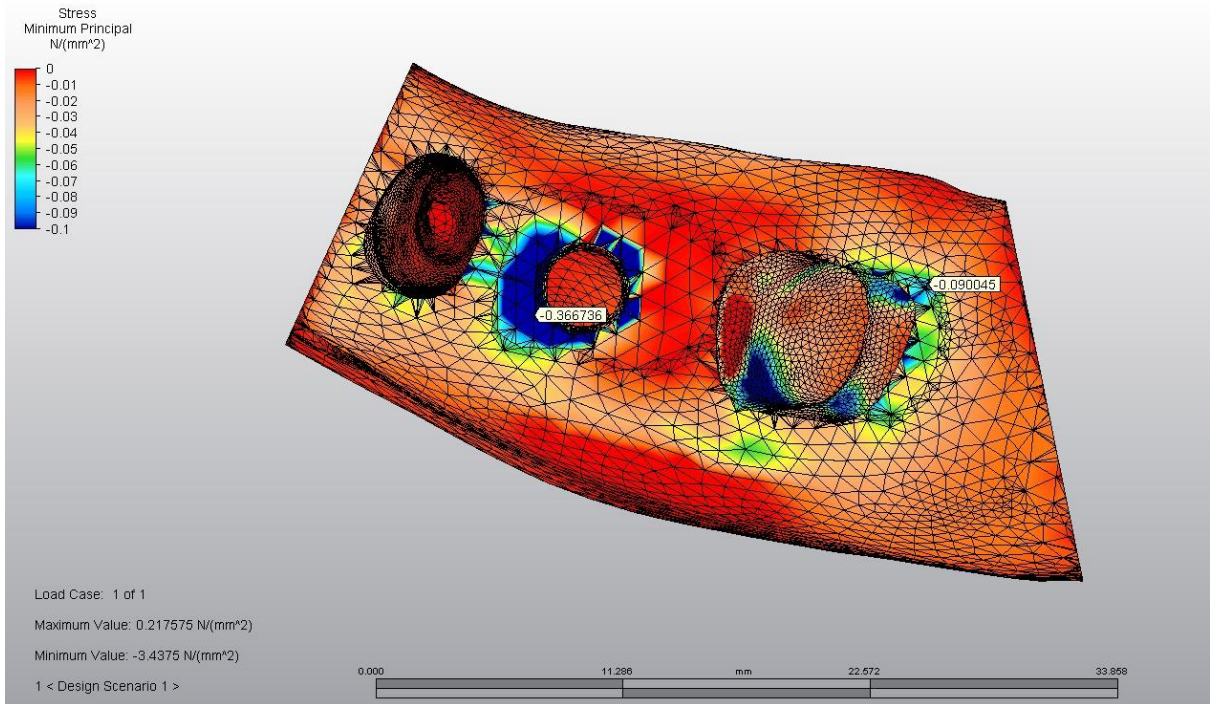
Şekil 47’de ikinci moların distalinde ve meziobukalinde yoğun olmayan sıkışma gerilmelerin olduğu görülmektedir (Şekil 47).

İmplantın mezial kısmında daha geniş alanda olmak üzere, tüm çevresindeki kortikal kemikte yoğun sıkışma gerilmeleri izlenmektedir. En yüksek sıkışma gerilme değerinin, implantın meziobukkal tarafında olduğu görülmektedir (Şekil 47).

İmplantın çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilmeleri birbirine yakın yoğunluktadır.



Şekil 46. Üçüncü modelde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler



Şekil 47. Üçüncü modelde kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilmeler

4.3.5. Süngerimsi Kemikte Meydana Gelen Gerilmeler

Üçüncü modelde süngerimsi kemik dokusunda oluşan maksimum asal gerilmeler Şekil 48’da, minimum asal gerilmeler şekil 49’da gösterilmektedir.

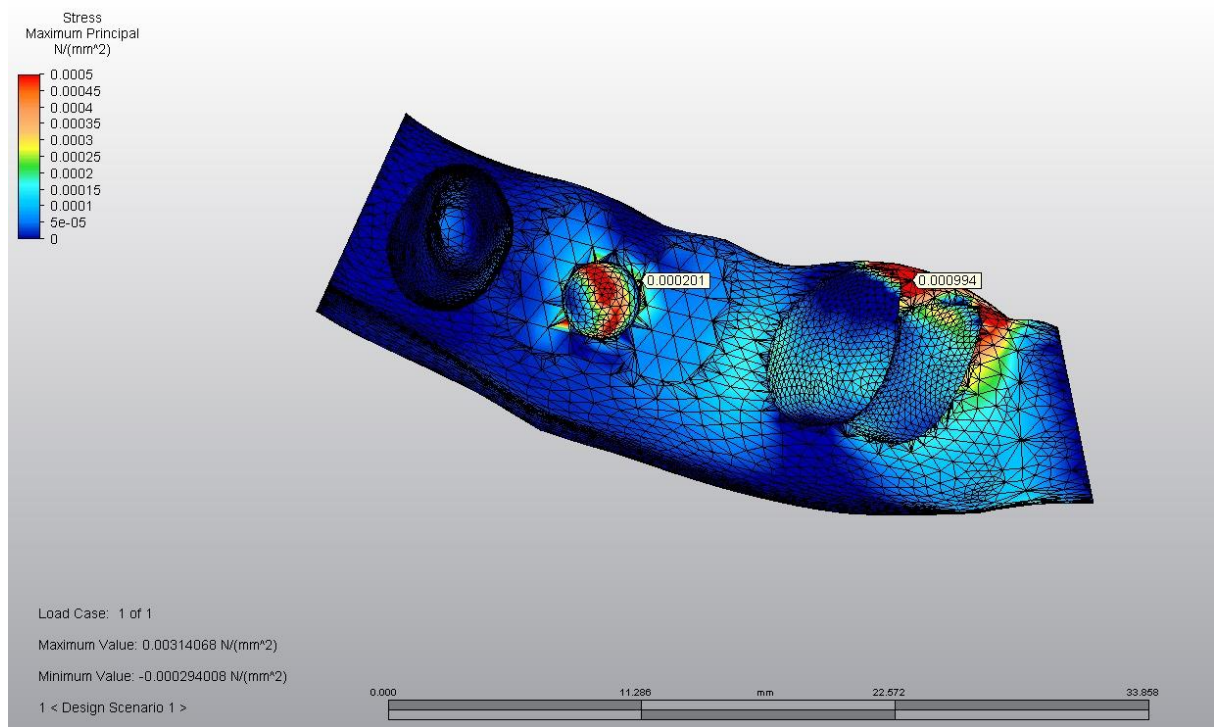
Analiz sonucunda en yüksek çekme gerilme değeri, birinci ve ikinci modelde olduğu gibi, ikinci molar soketinin lingual tarafında izlenmektedir (Şekil 48). İkinci moların lingualindeki çekme gerilmeleri distale doğru devam etmektedir.

İmplantın çevresindeki süngerimsi kemikte çekme gerilmeleri neredeyse hiç oluşmadığı görülmektedir. En yüksek değer implantın distolingual alanındaki bir noktadır (Şekil 48).

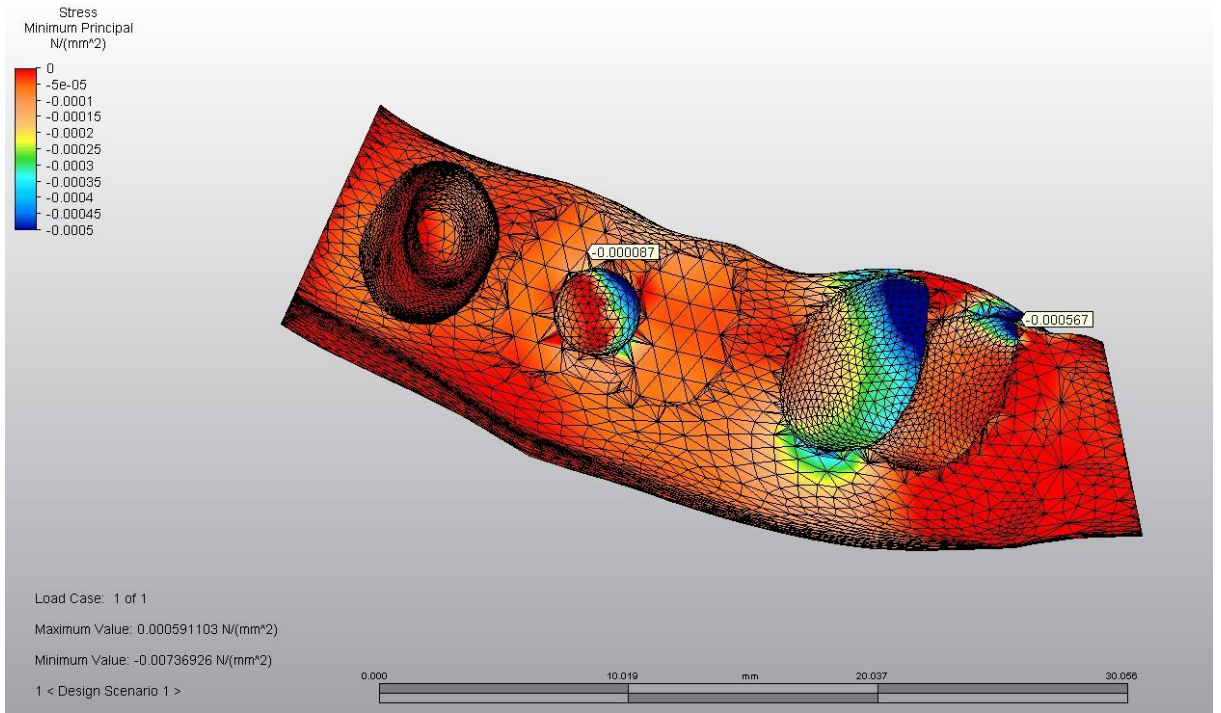
Şekil 49’da ikinci moların sadece distolingual köşesinde ve meziobukkalinde yoğun olmayan sıkışma gerilmeleri izlenmektedir. Bu bulgular birinci ve ikinci modeldeki ikinci moların çevresindeki sıkışma gerilme bulguları ile benzerdir.

Üçüncü modelde, birinci ve ikinci modelde de olduğu gibi ikinci molar etrafındaki çekme gerilmeleri sıkışma gerilmelere göre daha baskındır (Şekil 48,49).

İmplantın çevresindeki süngerimsi kemikte sıkışma gerilmelerinin neredeyse hiç oluşmadığı görülmektedir. En yüksek değer implantın meziolingual alanındaki bir noktadır (Şekil 49).



Şekil 48. Üçüncü modelde süngerimsi kemikte oluşan maksimum asal gerilmeler



Şekil 49.Üçüncü modelde süngerimsi kemikte oluşan minimum asal gerilmeler

5. TARTIŞMA

5.1. Amacın Tartışılması

Birinci büyük azı dişleri ilk süren dişler olması sebebiyle oral kavitede en uzun süre geçiren dişlerdir. Çürük, diş kırığı, periodontal hastalık gibi problemlere diğer dişlere oranla daha fazla maruz kalması, ağızda en sık kaybedilen dişler olmalarıyla ilişkilendirilmektedir.

Mandibular birinci molar diş kaybı sonrasında, dişlerin ömür boyu meziale hareket etme eğilimi nedeniyle ikinci moların meziale hareketi ve kronun çekim boşluğuna doğru eğilmesi sıklıkla görülmektedir. İkinci moların meziale eğilmesi, prematür kontak yaratarak okluzal çatışmalara, temporomandibular eklem problemlerine, sabit protetik tedavi için gerekli boşluğun azalmasına, protezin giriş yolunun olmamasına, mezial yüzünde çürük oluşmasına, kalıcı periodontal hasarlara, kron kök oranının artması gibi bir çok soruna yol açarak multidisipliner bir konu haline gelmektedir (5,28,41,137–140). Bu nedenlerle birinci molar yerine ister protetik tedavi planlanlansın, ister boşluğun yerine ikinci moların hareket ettirilmesi istensin, her iki durumda da ortodontik olarak mandibular ikinci moların eksen eğiminin düzeltilmesi gerekmektedir.

Birinci molar boşluğu olan yerde yeterli genişlik mevcut olup, ikinci molar dişlerin köklerinin distalde olduğu durumlarda hastaya protetik tedavi seçeneği sunmak uygun bir seçenektir. Birçok klinisyen, gerek diş dokularının korunarak protetik tedavi için hazırlanması, gerek stabil okluzyon oluşturabilmek gerekse periodontal dokuların iyileşmesi için protetik tedaviden önce ikinci moların dikleştirilmesi için ortodontistlere başvurumaktadırlar.

Premolar, kanin ve anterior dişlerden ankraj alınarak molar dikleştirilmesi yapılabilmektedir (2,4,14,30). Bunun yanı sıra mini vida, mini plak, implant gibi stabil ankraj sağladığı bildirilen iskeletsel ankraj üniteleri pek çok diş hareketinde kullanıldığı gibi molar dikleştirme uygulamalarında da kullanılmıştır (8,17,32,80,141). Böylece dişlerden destek alınarak yapılan tedavilerde oluşabilecek yan etkilerin önüne geçilmeye çalışılmıştır.

Çalışmamızda dişlerin, mini vidanın ve dental implantın ankraj alınarak mandibular ikinci molar dişin dikleştirildiği ortodontik tedavilerde, ankraj yapıları üzerinde ve kemikte meydana gelen streslerin dağılımı sonlu elemanlar analizi ile incelenmiştir. Bu çalışmada elde edilen sonuçların yorumlanmasıyla klinisyenleri aydınlatacak veriler elde edip, klinikte hastanın koşullarına göre uygun tedavi seçeneğinin tercih edilmesi amaçlanmıştır.

5.2. Materyal Metodun Tartışılması

5.2.1. Kullanılan Bilgisayar Analizinin ve Yöntemin Tartışılması

Ortodontik tedavilerin başarısı için, dişlere, ortodontik materyallere ve kemiğe uygulanan kuvvetin etkilerini ön görebilmek en önemli husustur. Ancak kuvvetler karşısında canlı yapılarda meydana gelen değişiklikleri ve yer değiştirmeleri ölçebilmek oldukça zor, neredeyse imkansızdır (101,118,122). Bu nedenle organizmaların cansız modelleri üzerinde yapılan gerilim analizleri önem kazanmıştır.

İn vitro gerilim analizi yöntemlerinden olan fotoelastik gerilme analizinde implant, mini vida gibi karmaşık geometriye sahip cisimlerin modellenememesi ve sayısal veriler elde edilememesi; gerilim ölçer metodunda ise sadece ölçeklerin yapıştırıldığı bölgelerde ölçüm yapılabilmesi gibi dezavantajlar mevcuttur (142–144).

Sonlu elemanlar analizi yönteminin ise her tür cisme ve karmaşık yapılara uygulanabilmesi, materyallerin fiziksel özelliklerinin bilgisayar ortamına aktarılabilmesi, bilgisayar ortamında yapıldığı için modelde sınırsız değişiklikler yapılabilmesi, tekrarlanabilir olması nedeniyle gerçeğe yakın sonuçlar elde edilmektedir (145,146). Gerilme dağılımlarının ve yer değiştirme değerlerinin duyarlı olarak elde edilmesi nedeniyle çalışmamızda bu analiz yöntemi tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar analizinde kullanılan materyallerin fiziksel özellikleri önceden saptanmış ortalama değerler çerçevesinde belirlenip, bilgisayar ortamına aktarılmaktadır. Çalışmamızda da modellemenin gerçeğe en yakın şekilde yapılması için materyal özelliklerinin aktarılması literatür ışığında gerçekleşmiştir (135,136,147–150). Modelleri oluşturan her materyal yapısal olarak izotropik ve homojen kabul edilmektedir. Oysaki gerçekte canlı dokular, dinamik iç yapıları nedeniyle izotropik ve homojen değildirler. Bu nedenle sonlu elemanlar analizi sonuçları birebir gerçeği yansıtamamaktadır. Bu dezavantajlı durum göz önünde tutulmalı, analiz sonuçları nicel değil nitel olarak değerlendirilmeli ve gerçek değerlere yakın bir yaklaşım olarak kabul edilmelidir.

Sonlu elemanlar analizinin hassas bir şekilde yapılması için başka husus, modellerin olabildiğince fazla sayıda elemana bölünmesidir (101,108). Diğer yandan, gereğinden fazla sayıda eleman kullanıldığında denklem sayısı artmakta ve çözüm zamanı uzamaktadır. Bu nedenle çözüm için gereken optimum eleman sayısı başlangıçta belirlenmelidir (132). Çalışma modellerimizde eleman sayısı belirlenirken, bu hususlar göz önüne alınmıştır. Tüm mandibular kemiğin ve dişlerin temsil edildiği birinci modelde kullanılan eleman ve düğüm sayısı, 118965

ve 51557 olup, Kestane'nin (151) çalışmasındaki değerlere yakındır. Mandibular kemik bloğuna yerleştirilmiş mini vidanın modellendiği çalışmalarda kullanılan eleman sayıları 48210-80000, düğüm sayıları 80.000-304000 arasında değişmektedir (70,134). Çalışmamızda mini vida ve posterior dişlerle birlikte segmental mandibulanın modellendiği ikinci modelde kullanılan 56784 sayıda eleman ve 2611333 sayıdaki düğümün, literatürdeki değerler arasında üst sınıra yakın olduğu, hassas ölçümlere izin verecek şekilde olduğu görülmektedir (70,134). İmplant ve posterior dişlerin modellendiği üçüncü modelde de ikinci modeldekine benzer sayıda eleman ve düğüm sayısı kullanılmıştır (eleman sayısı:64751- düğüm sayısı: 268343). Vasquez ve ark.nın (94) çalışmalarında segment halindeki maksiller kemik, buraya yerleştirilmiş implant ve kanin diş modellenmiş olup kullandıkları eleman ve düğüm sayısı; 3410 ve 14953 tür. Araştırmamızın üçüncü modelinde kullanılan eleman ve düğüm sayıları bildirilen bu değerden fazla olduğu açıktır. Eleman ağı oluşturulurken kritik bölgeler, diğer bölgelere göre daha fazla eleman ve düğüm sayısı barındıracak şekilde oluşturulmuştur. Bu nedenle çalışmamızdaki modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayılarının bu problemi yeterli düzeyde aydınlayabileceğini düşünmekteyiz.

Önceki yıllarda yapılan sonlu elemanlar modelleri incelendiğinde genellikle 4 düğümlü ve 5 düğümlü elemanlar kullanıldığı görülmektedir (152,153). Sonlu elemanlar analiz yönteminde modeli oluşturan elemanların yüzey sayısı arttıkça, kuvvet uygulandığında oluşan elemanlar arasındaki stres aktarımı daha gerçekçi olmaktadır. Bu amaçla günümüzde 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi yapılırken, daha fazla yüzeye, diğer bir deyişle daha fazla sayıda düğüme sahip elemanların kullanımı önerilmektedir (154). Biz de, çalışma modellerimizde mümkün olduğu kadar 8 düğümlü elemanlar kullanılarak, gerçeğe yakın sonuçlar elde etmeyi amaçladık. 8 düğümlü elemanların gerekli detaya ulaşamadığı yerlerde daha az sayıdaki düğümlü elemanlar kullanılmıştır.

5.2.2. Kullandığımız materyallerin tartışılması

Bir çok araştırmacıya göre, birinci molar boşluğu için protetik tedavi planlanıyorsa ve molardaki meziale eğilme çok şiddetli değilse ikinci moların dikleştirmek için open coil spring kullanımı uygun bir tekniktir (9,10,14,47).

Ortodontide kuvvet uygulayan elemanlardan olan Ni-Ti open coil springin paslanmaz çelikten üretilenlere göre daha düşük yük/esneme oranına sahip olup, uzun süre hafif ve devamlı kuvvet uyguladığı gösterilmiştir (155,156). Paslanmaz çelik ve krom-kobalt springlerde aktivasyon sonrasında plastik deformasyon gözlenirken, Ni-Ti coil springlerde bu

oran oldukça azdır (157). Çalışma modellerimizde, uzun süre düşük kuvvet uygulaması ve klinisyenlerin sık kullandığı bir malzeme olması nedeniyle Ni-Ti open coil spring kullanılmıştır.

Open coilin yerleştirildiği ark telinin, eğimli moların tüpünden geçebilecek kadar esnek, hareket kontrol edebilecek kadar kalın ve sürtünmesiz olması tercih edilir. Norton ve Proffit (10), eğimli moların tüpünden geçebilmesi için 0,019x0,019 inç çapında olan paslanmaz çelik telin kullanımını önermişlerdir. Proffit ve ark. (13), 0,017x0,025 inç Ni-Ti ark telinin moların dikleştirilmesinde kullanabileceğini belirtmiştir. Çalışmamızda ise eğimli tüpten geçebilecek kadar elastik deformasyona sahip olması ve tork, angulasyon gibi hareketleri kontrol edebilmesi nedeniyle 0,016x0,022 inç kalınlığında paslanmaz çelik tercih edilmiştir (158,159).

Mandibular birinci moların kaybı sonrası ikinci moların meziale eğilme derecesi ve meziale hareketi, çekimden sona geçen zamana, hastanın iskeletsel ve dental paternine, kas fonksiyonlarına göre değişmektedir (7). Lundgren ve ark. (140), mandibular birinci moları en az 10 yıl önce çekilmiş hastalarda ikinci molarların dikleştirme sonrası periodontal durumunu değerlendirmişlerdir. Çalışmalarına, dikleştirme ihtiyacının belirgin olması bakımından 30°'den fazla eğimli molarlar dahil edilmiştir. Kojima ve ark. (15), dikleştirici spring ile mandibular ikinci moların dikleştirilmesini sonlu elemanlar analizi ile inceledikleri çalışmalarında ikinci moların meziale eğimini, 30° olarak belirlemişlerdir. Biz de bu çalışmalardan yola çıkarak çalışma modellerimizde, ikinci moların meziale eğimini 30° olarak belirledik.

5.2.3. Ankraj Ünitelerinin Tartışılması

Segmental olarak yapılan molar dikleştirme tedavilerinde ankraj dişlerde bazı yan etkiler oluşmaktadır. Bu nedenle Vig (34), devamlı ark yöntemi ile arktaki tüm dişlerin ankraja dahil edilmesini önermiştir. Biz de çalışmamızın birinci modelinde, dikleşme sırasında ikinci moların mezialindeki dişlerde yan etkilerin azalacağını düşünerek, mandibular arktaki tüm dişleri ankraj ünitesi olarak kullandık.

Mini vidaların istenilen mutlak ankrajı sağlaması, ancak yerleştirildikleri kemikte stabil olmalarıyla mümkündür. Araştırmacılar mini vidaların stabilitesini etkileyen faktörler arasında mini vidanın çapı ve uzunluğu, yerleştirme açısı, kortikal kemiğin kalınlığı ve yoğunluğu, yumuşak dokuya bağlı faktörler, etkiyen kuvvetin yönü ve miktarı, oral hijyen ve hastanın sistemik durumu gibi faktörlerin olduğunu belirtmişlerdir (50,59,69,71).

Pek çok araştırmacı, mini vida uzunluğunun artmasının, stabiliteyi arttıran ve kemikte oluşan stresi azaltan dominant bir faktör olmadığı konusunda hem fikirdir (59,67,70). Esas olan mini vidanın kortikal kemikte kat ettiği uzunluk miktarıdır. Gracco ve ark.nın (66) sonlu elemanlar analizi çalışmasına göre ideal mini vida uzunluğunun 9-11 mm arasında olmalıdır. Biz de araştırmamızda, dişsiz olan posterior alveoler bölgede, mandibular düzleme dik olarak yerleştirilecek mini vidanın uzunluğunun 11 mm olmasını tercih ettik.

Mini vida çapının artmasının stabiliteye olumlu katkıda bulunduğu pek çok klinik ve sonlu elemanlar analizi ile yapılan araştırmalarda belirtilmiştir (51,57,70,160,161). Kalın kortikal tabakaya sahip alt çene posterior bölgede Wu ve ark. (69) 1,4 mm den kalın, Berens ve ark. (68) 2 mm çaplı mini vida kullanımını önermişlerdir. Bununla birlikte kalın çaplı mini vidaların interdental alanlarda köklere zarar verme olasılığı vardır. Çalışmamızda mini vidayı dişsiz posterior alveoler bölgede kullanacağımız için önerilen en büyük çap olan 2 mm çaptaki mini vida kullanılmıştır.

İstenilen dayanıklılığı elde etmek için yerleştirme açısının ve uygulanan kuvvetin vektörünün açısının nasıl olması gerektiği konusunda literatürde farklı görüşler mevcuttur. Kimi araştırmacılara göre, kuvvetin horizontal komponenti arttıkça vidada eğilme momenti oluşup, kemikte oluşan stres değeri arttığı için mini vidalar açılı yerleştirilmelidir (70,162,163). Bazı sonlu eleman analizi çalışmalarında ise kemiğe dik yerleştirilen mini vidaların kuvvetleri daha iyi karşıladıkları, daha az stres dağılımına yol açtığı bildirilmiştir (72,75,76). İkinci çalışma modelinde bu düşüncelerden yola çıkarak 2 mm çap ve 11 mm uzunluğundaki mini vida, dişsiz alveoler krete mandibular düzleme dik bir şekilde uygulanmıştır. Mini vidanın bu şekilde konumlanması, bukkal taraftan uzaklaşan materyallerin hasta konforunu arttırması, dikleştirme mekaniğinin kurulmasını kolaylaştırması gibi avantajlar sağlayabilmektedir.

Araştırmamızda, Wilmes ve ark. (54) tarafından tanıtılmış Benefit sisteme ait braket abutmentli mini vida kullandık. Daha önce alveol krete dik yerleştirilen mini vidanın, direkt ankraj apareyi olarak kullanıldığı molar dikleştirme uygulamasının stres dağılımını inceleyen bir analiz çalışmasına rastlanılmamıştır.

Nienkemper ve ark (17), mandibular birinci molar ve ikinci premoların eksik olduğu bir olguda, dişsiz alana dik yerleştirdikleri 2mm çap ve 11mm uzunluğundaki braket abutmentli mini vidadan destek alan, 0,016x0,022 inç kesitli TMA heliksli spring ile ikinci moları dikleştirmişlerdir. Bizim çalışma modelimizde ise birinci moların eksik olduğu var sayılmıştır. Dolayısıyla mini vida ile ikinci molar arasındaki mezio-distal mesafe kısa olduğu için kuvvet kaynağı olarak 0,016x0,022 paslanmaz çelik tel ile uygulanan open coil spring tercih edilmiştir.

Sonlu eleman analizlerinde iki cisim arasında kaynaşma yoksa, kontak yüzeyleri arasındaki sürtünme değeri analiz programına girilmelidir (101). Her ne kadar Zhang ve ark.nın (164) çalışmalarında mini vida ile kemik arasında kısmi osteointegrasyon olduğu gösterilse de, genel olarak histolojik araştırmalar sonucunda varılan kanı osteointegrasyon gerçekleşmediği yönündedir (40,51,61,165). Çalışmamızda mini vida ile kemik arasında kaynaşma olmadığı varsayılmış, Woodal ve ark.nın (75) sonlu elemanlar analizi çalışmasında bildirildiği gibi mini vida ile kemik arasındaki sürtünme değeri 0,37 olarak belirlenmiştir.

Üçüncü çalışma modelinde direkt ankraj apareyi olarak dental implanttan faydalanılan molar dikleştirilmesi temsil edilmektedir. Protetik amaçla kullanılacak implantın ortodontik diş hareketleri için de ankraj olarak kullanılmasının, hastada başka ankraj aparey uygulanmasına veya diğer dişlerin braketlenmesine ihtiyaç duyulmaması avantajdır. Araştırmamızda, posterior diş eksikliklerinde yaygın olarak kullanıldığı bilinen 4,1 mm çapında ve 10 mm boyunda implant seçilmiştir (166,167).

Bir çok vaka raporunda ortodontik tedaviden önce, protetik implantın osteointegrasyon sürecini tamamlanması için beklenildiği görülmektedir (18,95,97,106). İmplantların horizontal yönde olan ortodontik kuvvetler tarafından immedat yüklenmesinin, osteointegrasyonun gerçekleşmesini olumsuz yönde etkilediği, implantta mobilite yarattığı endişesi mevcuttur (36). Oysaki, Gallas ve ark.nın (93) sonlu elemanlar analizi çalışmalarında osteointegre olmamış implantta ve çevresindeki kemikte, osteointegre olan implanta göre daha az düzeyde von Mises gerilimi olduğu gösterilmiştir. Araştırmamızda osteointegre olmamış implant ankrajı, klinik uygulamalarda implant osteointegrasyon sürecinde iken, ikinci moların ortodontik tedavisinin tamamlanıp, hastanın total tedavi süresini kısalmasına olanak vereceğinden tercih edilmiştir. Ayrıca ortodontik tedavi sırasında, implant çevresindeki gingival maturasyonun tamamlanacak olmasının da tedavi süresini azaltacağı düşünülmüştür.

Çalışmamızda implant yerleştirildiği anda kuvvet uygulamayı tasarladığımız için, kemikle implant yüzeyi arasında kaynaşma olmadığını var sayarak, kontak yüzeyleri arasında sürtünme katsayısını, Ao ve ark.nın (136) sonlu elemanlar analizi çalışmalarında bildirildiği gibi 0,3 olarak belirledik.

Üçüncü çalışma modelinde implant iyileşme başlığının üzerine braket yapıştırılmıştır. İyileşme başlığı yüzeyine braketin lehimlendiği var sayıldığı için bu iki yüzey arasındaki sürtünme ihmal edilmiştir. İkinci modeldekine benzer şekilde, implanttan ikinci molar tüpüne 0,016x0,022 inç kalınlıkta paslanmaz çelik telin üzerine open coil uygulanarak dikleştirme mekaniği hazırlanmıştır.

Literatür incelendiğinde mandibular molar dikleştirilmesi için 50 gr - 450 gr arasında kuvvet uygulandığı görülmektedir (33,81,111,168). Abrao ve ark.na (111) göre ,150 gr'a kadar kuvvet uygulayan molar dikleştirme mekaniklerinden herhangi biri biyolojik olarak kabul edilebilir etkiler yaratmaktadır. Bu bilgiler ışığında araştırmamızda tüm çalışma modellerinde 150 gr kuvvet uygulanmıştır.

Sonlu elemanlar analizi sonucunda elde edilen veriler, von Mises gerilmeleri ve asal gerilmeler üzerinden elde edilir. İmplant, vida gibi esneyebilir materyaller için von Mises gerilmelerinin hesaplanması önerilmiştir. Bu cisimlerde meydana gelen von Mises gerilmeleri, materyalin akma dayanımını aşarsa materyalde geri dönüşümsüz bükülme diğer bir deyişle plastik deformasyon meydana gelecektir. Bir çok sonlu eleman analizi araştırmasında olduğu gibi çalışmamızda da mini vida, implant ve dişler üzerindeki stresler von Mises gerilimi üzerinden hesaplanmıştır (15,55,56,93,149).

Von Mises değerleri, oluşan gerilmelerin dağılımı ve yoğunluğunu gösterirken, gerilmenin karakterini belirtmez. Gerilmenin karakterini ve hangi bölgede etkin olduğunu belirlemek için asal gerilmelerin incelenmesi gerekmektedir. Kemik gibi kırılğan maddelerde von Mises değerlerinin kullanılmasının hatalı yoruma sebep olduğu, asal gerilmenin hesaplanması gerektiği bildirilmiştir. Çünkü bu tür maddeler sıkışma gerilmelerine, çekme gerilmelerinden daha dayanıklıdır. Meydana gelen maksimum ya da minimum asal gerilmenin, materyalin akma dayanıklılığına ulaşması başarısızlığın meydana geldiğini belirtmektedir (134).

5.3. Çalışma Modellerinde Meydana Gelen Bulguların Tartışılması

5.3.1. Dişlerden Ankraj Alınan Molar Dikleştirilmesinin Bulgularının Tartışılması

5.3.1.1. Dişlerde meydana gelen yer değiştirmelerin tartışılması

Dişlerin ankraj alındığı birinci modelde oluşan transversal düzlemdeki anlık hareketler değerlendirildiğinde, ikinci moların distobukkal yönde rotasyona uğradığı görülmektedir (Şekil 22.1). Bu sonuç, dikleştirme kuvvetinin ikinci moların direnç merkezinin vestibülünden uygulanması ve kullandığımız 0,016x0,022 inç çapındaki telin 0,022x0,025 inç slotlu molar tüpü için yeterince kalın olmayıp, rotasyonu kontrol edememesiyle ilişkilendirilebilir. Pesce ve ark.nın (169) çalışmalarında, bulgularımızla uyumlu olacak şekilde, sürtünmeli mekaniklerde telin braket içinde oynama miktarı arttığında, dişlerde yan etki olarak rotasyon olduğu bildirilmiştir. Bununla birlikte çalışmamızda, eğimli molar tüpünden geçebilecek esneklikte

olmayacağı için ve destek dişlerde görülen yan etkileri arttıracığı için daha kalın çaplı tel tercih edilmemiştir.

Sagittal yöndeki bulgular değerlendirildiğinde ikinci molarlarda tipping hareketinin gerçekleştiği görülmektedir (Şekil 23). İkinci moların kronun distale hareket miktarı, köklerin meziale hareket miktarlarına göre oldukça fazla bulunmuştur. Ayrıca ikinci moların üç düzlemdeki yer değiştirmesinin bileşke değerlerine bakıldığında, kromda en fazla, köklerde ise minimum yer değiştirmenin olduğu görülmektedir. Araştırmamızda incelediğimiz bu tedavi yöntemi, birinci molar eksikliği yerine protetik tedavi planlanacağı durumlarda meziale eğimli ikinci moları dikleştirmek için kullanılabilir.

Geramy ve ark. (170) yaptıkları sonlu eleman analizi çalışmalarında, meziale eğimli ikinci molar dikleştirme yöntemlerinden olan 0,019x0,025 inç TMA'dan bükülen segmental T loopun, retromolar bölgeye yerleştirilen mini vidadan chain uygulanmasının, distal alveoler bölgeye yerleştirilen mini vidadan 0,016x0,022 inç TMA düz tel uygulamasının ve meziale yerleştirilmiş mini vidaya uygulanan 0,018x0,025 inç TMA heliksli dikleştirici springin ikinci molarlarda yarattığı anlık yer değiştirmeleri incelemişlerdir. Çalışma sonunda dikleşme sırasında meydana gelen ekstrüzyon en az, retromolardaki mini vidadan chain uygulamasında, en fazla ise meziale yerleştirilen mini vidadan TMA spring uygulamasında görülmüştür. Yazarlar, tüm yöntemlerde en fazla ekstrüzyonu, moların meziobukkal tüberkülünde gözlemlemişlerdir. Çalışmamızın birinci modelinde de ikinci molar kronunun en fazla meziobukkal tüberkülünde, ekstrüzyon gözlenmiştir (Şekil 24.1, Şekil 24.2). İkinci moların direnç merkezi olan furkasyon bölgesinde minimuma yakın ekstrüzyon, lingualde ise distal tüberkülden köklere doğru devam eden kısımda intrüzyon gözlenmiştir. İkinci moların kronunun bukkalinde genel olarak ekstrüzyon, lingualinde intrüzyon görülmesi, ikinci moların dikleşme sırasında linguale devrilme eğilimi olduğunu düşündürdürebilir.

Bulgularımıza göre, klinik olarak dişlerin ankraj alındığı molar dikleştirilmesinde ikinci molarlarda belirgin ekstrüzyon beklenmediği söylenebilir. Bununla birlikte söz konusu verilerin kuvvet uygulandığı ana ait olduğu göz önünde bulundurulmalıdır. High angle bireylerde, üst molar eksikliği olan hastalarda, anterior açık kapanışa meyilli hastalarda dikleştirilme sırasında ekstrüzyon kontrolü yapılmasında fayda bulunmaktadır (4,9,30,81).

Khouw ve Norton'un (14) molar dikleştirilmesi hakkındaki derleme çalışmalarında, segmental olarak yapılan open coil ile molar dikleştirilmesi sonucu ikinci premolarlarda mezial yönde rotasyon olduğu ve premolar dişlerin meziale devrildiği bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda da open coilin uyguladığı kuvvetin, ikinci premoların mezial yönde rotasyonuna, her iki premolar, kanin ve anterior dişlerin ise meziale hareketine neden olduğu görülmüştür

(Şekil 22.1,22.23). Bununla birlikte ankraj dişlerin meziale hareket miktarı, ikinci moların kron ve köklerinin yer değiştirme miktarından daha azdır.

Ni-Ti open coilin uyguladığı kuvvet dışında, uygulanan 0,016x0,022 paslanmaz çelik ark telinin ankraj dişler üzerinde etkisi olduğu da göz önünde bulundurulmalıdır. Eğimli molarla yerleştirilen paslanmaz çelik tel, ankraj dişler üzerinde intrüziv ve protrüziv kuvvet bileşenleri doğurarak meziale devrilme etkisi yaratmaktadır (171). Her ne kadar çalışmamızda arktaki tüm dişlerin tel ligatürlenerek bir ünite halinde getirildiği düşünülse de kronlarında mezializasyon görülmesi bu etkiden kaynaklanabilir.

Çalışmamızda elde ettiğimiz yer değiştirme verileri anlık olmakla birlikte, klinikte tedavi mekaniklerinin etkisinin ön görülmesine yardımcı olacaktır. Buna göre, arktaki tüm dişlerin dahil edildiği devamlı ark teli üzerinde open coil ile molar dikleştirilmesinde, ikinci premolarda rotasyon, premolar ve kanin dişlerde mezializasyon, keser dişlerde protrüzyon yan etki olarak görülebilir.

5.3.1.2. Dişlerde meydana gelen gerilmelerin tartışılması

İkinci molarlarda en fazla gerilme, kronun distobukkal yüzeyinde, tüpün yapıştırıldığı bölgede görülmektedir (Şekil 25.1). Bu sonuç, 0,016x0,022 inç düz ark telinin eğimli olan molar dişin tüpünden geçmesi sırasında oluşan sürtünmenin ve open coilin uyguladığı kuvvetin molar tüpünde oluşturduğu stresten kaynaklandığını düşünmekteyiz. Algora ve ark.(172), Knox ve ark.nın (130) yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmalarında, bizim bulgularımıza benzer olarak kuvvet uygulandığı sırada ortodontik ataşman, adeziv materyali ve kron yüzeyinde gerilmelerin oluştuğunu göstermişlerdir. Çalışmamızda da adeziv materyalin olduğu var sayıldığı için, moların distobukkal yüzeyinde oluşan stresin, molar tüpü ile diş yüzeyi arasında bağlantıdan kaynaklandığını söyleyebiliriz.

Braket, tüp gibi ortodontik ataşmanların dişle yapıştırıldığı yerde oluşan gerilmeler fazla olduğunda, ataşmanların dişle bağlantısı etkilenecek kopma kırılma gerçekleşebilir (173,174).(174) Hajizadeh ve ark. (175) sonlu elemanlar analizi çalışmalarında santral, kanin ve premolar dişlere debonding için 200 N kuvvet uygulayarak, mine yüzeyinde, braket ve yapıştırıcı simanda oluşan von Mises gerilmelerini incelemişlerdir. Analiz sonunda, dişlerin debonding sırasında mine yüzeylerinde oluşan gerilmelerin 12 Mpa ile 198 Mpa arasında değiştiği görülmüştür. Bizim araştırmamızda mine ile dentin dokusu tek ünite halinde modellenirse de, krona tespit ettiğimiz gerilmeler, molar tüpü ve diş bağlantısını etkilemesi konusunda fikir verebilir. Birinci çalışma modelimizde dişlerde tespit edilen en yüksek değer 1,2 N/mm olup, Şekil 25.1’de sol altta gösterilmektedir. Araştırmamız sonucunda dikleştirme

kuvvetinin etkisiyle ikinci molarda oluşan gerilmelerin, tüpün dişten ayrılmasına neden olmayacağı söylenebilir. Bu nedenle seçtiğimiz tel kalınlığının ve uyguladığımız kuvvet miktarının open coil ile dikleştirme yöntemi için uygun olduğunu düşünmekteyiz.

Ortodontik hareket tiplerinin diş yapıları üzerindeki etkilerini inceleyen sonlu eleman analizi çalışmalarında, tipping hareketi sonucu köklerde oluşan stresin, en fazla alveol krete yakın bölgelerinde yoğunlaşıp, apeks bölümünde ise yok denecek kadar az olduğu gösterilmiştir (176–178). Bu çalışmalarla uyumlu şekilde, araştırmamızda da, tipping hareketinin gerçekleştiği ikinci moların mezial ve distal köklerinin koronalinde gerilmelerin meydana geldiği, apeks bölümünde ise gerilmenin oluşmadığı izlenmektedir.

Ankraj ünitesindeki dişler incelendiğinde en fazla gerilmenin ikinci premoların ve santral dişin kronunda olduğu göze çarpmaktadır (Şekil 25.1, 25.2). Kuvvetin direkt uygulandığı diş ikinci premolar olduğu için, ankraj ünitesindeki diğer dişlerden fazla stresin oluşması beklenen bir sonuçtur. Sagittal düzlemde dental arkın son dişi olan santral dişte, stres iletimi sonlandığı için, bu dişte gerilmelerin yoğun olarak görüldüğünü düşünmekteyiz. Field ve ark. nın (179) çalışmalarında da ortodontik kuvvet sonucu dişte oluşan stresin komşu dişlere kontak noktalarından aktarıldığı ve kontağı olmayan son dişte en fazla gerilmenin olduğu gösterilmiştir. Bununla birlikte, AlQabandi ve ark.nın (171) çalışmalarında bildirildiği gibi kullandığımız 0,016x0,022 paslanmaz çelik ark teli, eğimli molar tüpüne yerleştirildiğinde keser dişlerin labiale devrilmesine yol açabilir. Santral dişte tespit edilen yoğun gerilmenin bu etkiden de kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

İkinci premolardan santral dişe kadar olan tüm dişlerin kontak noktalarında görülen stres alanları, open coilin uyguladığı mezial yönlü kuvvetin, dişlerin birbirine iletimi sonucu oluşmuştur. Gerilmeleri detaylı incelemek için, Von Mises gerilmelerinin skala aralığının azaltıldığı Şekil 25.3'te birinci premolar, lateral ve santral dişlerin kronlarında meydana gelen gerilmelerin, köklerinin ortasına kadar devam ettiği görülmektedir. Kanin dişin kökündeki gerilmelerin daha az oluşmasını, en uzun köke sahip olmasıyla ilişkilendirmekteyiz. Aynı zamanda mandibular arkın köşesinde yer alan kanin diş, kendisine iletilen kuvvet vektörlerinin yönünü değiştirerek stres aktarımı sağlamış olabilir.

Çalışmamızda molar dikleştirme sırasında dişlerden ankraj alındığı durumda ankraj dişlerin kronlarında oluşan düşük yoğunluktaki gerilmeler, bu dişlerin yan etki olarak anlık meziale hareket ettiğini gösteren yer değiştirme bulgularımızla örtüşmektedir.

5.3.1.3. Kemikte meydana gelen gerilimlerin tartışılması

Ortodontik tedavilerde diş hareketleri sırasında dişin hareket ettiği tarafta periodontal liflerde sıkışma ve kemikte rezorpsiyon meydana geldiği, uzaklaştığı tarafta periodontal liflerde gerilme ve kemik apozisyonu görüldüğü bildirilmiştir (13,180). Viecilli ve ark. nın (181), sonlu elemanlar analizi çalışmalarında da, dişin hareket yönündeki periodontal ligament ve kemikte minimum asal gerilmelerin, aksi yöndeki periodontal ligament ve kemikte maksimum asal gerilmelerin ağırlıkta olduğu gösterilmiştir. Çalışmamız sonucunda, söz konusu çalışmayla tutarlı olarak, ikinci molar soketinin kortikal kemik dokusunda kuvvetin ikinci molar uygulandığı tarafta (mezial) çekme gerilimleri, aksi tarafta (distal) sıkışma gerilimleri gözlenmiştir (Şekil 26,27). Bununla birlikte ikinci moların bukkal tarafındaki kortikal kemikte de bir miktar sıkışma gerilimi görülmüştür. Gerilmelerin karakteri ikinci molar kronunun distale hareket ettiğini ve distolingual yönde rotasyona uğradığını gösteren bulgularımızla uyumlu bulunmuştur. Çalışmamızda 0,016x0,022 inç paslanmaz çelik telin, 0,022x0,025 inç slotlu tüpü olan molar bukkalden kuvvet uygulanması sonucunda ikinci moların rotasyonunu kontrol edemediğini düşünmekteyiz. Ancak, anlık değerlere ait olan analiz bulgularımızın, kliniğe yansımalarının belirsiz olduğu göz önünde bulundurulmalıdır.

İkinci moların etrafındaki süngerimsi kemik dokusunda da görülen sıkışma ve çekme gerilimler ise kortikal kemikte tespit edilen değerlerden oldukça düşüktür (Şekil 28,29). Bu sonuç kortikal kemiğin spongioz kemiğe göre yüksek elastikiyet modülüne sahip olup, kuvvetlerin çoğunluğunu taşımasıyla ilgilidir (182,183)

İkinci premoların çevresi değerlendirildiğinde kortikal kemikte sıkışma ve çekme gerilmelerinin ikisinin de premoların distalinde olduğu göze çarpmaktadır (Şekil 26,27). Ni-Ti open coilin ikinci premolarda yarattığı gerilmeler, mezial tarafta kontak noktasından birinci premolara iletildiği için kemikte stres yaratmamış olabilir. Bu sonuç da molar dikleştirilmesi sırasında ankraj dişlerde yan etkinin çok fazla oluşmayacağını düşündürmektedir.

İkinci premoların etrafındaki süngerimsi kemikte ise oldukça düşük yoğunlukta lingual tarafta çekme gerilimleri, bukkal tarafta sıkışma gerilimleri oluşmuştur (Şekil 28,29). Gerilmelerin karakterleri ikinci premoların rotasyona uğradığını gösteren anlık yer değiştirme bulgularıyla uyumludur.

5.3.2. Mini Vidanın Ankraj Alındığı Molar Dikleştirilmesinin Bulgularının Tartışılması

5.3.2.1. İkinci molarlarda meydana gelen yer değiştirmelerin tartışılması

Mini vidadan ankraj alınarak molar dikleştirilmesinin yapıldığı ikinci modelde, ikinci moların distobukkal yönde rotasyona uğradığı görülmektedir (Şekil 31.1, 32.2). Kullandığımız 0,016x0,022 inç paslanmaz çelik telin, 0,022x0,025 inç slot kalınlığındaki tüp içinde boşluk bırakması nedeniyle rotasyonu tam olarak kontrol edemediği söylenebilir. Çalışmamızda daha kalın çaplı tel, eğimli olan moların tüpünden geçebilecek esneklikte olmayacağı düşünülerek tercih edilmemiştir.

Sagittal yöndeki bulgular değerlendirildiğinde, ikinci moların kronunun distale hareketi sırasında köklerde az da olsa meziale anlık hareket gözlenmiştir (Şekil 32). Ayrıca ikinci moların 3 düzlemdeki yer değiştirmesinin bileşke değerleri, köklerin minimuma yakın anlık hareket ettiğini göstermektedir. Bu yöntemde, ikinci molarlarda kronun distale hareketi, köklerin de minimuma yakın meziale hareketiyle dikleşmenin gerçekleştiği söylenebilir.

Vertikal eksenindeki bulgular incelendiğinde Geramy ve ark.nın (170) çalışmalarıyla uyumlu olacak şekilde, ikinci moların en fazla meziobukkal tüberkülünde anlık ekstrüzyonun gerçekleştiği görülmektedir. Kronun bukkalinde ve mezial kökün koronalinde minimuma yakın ekstrüzyon izlenirken, dışın lingualinde ve her iki kökün apeksinde de anlık intrüzyon gözlenmiştir (Şekil 33.1, 33.2). Bu değerler ikinci modelde ikinci moların dikleşmesi sırasında belirgin bir ekstrüzyonun görülmediğini ifade edebilir. Bununla birlikte ikinci moların bukkalinde genel olarak anlık ekstrüzyon, lingualinde intrüzyon görülmesi ikinci moları linguale doğru eğimine sebep olacak etki yarattığını düşündürülebilir.

5.3.2.2. İkinci molar ve ikinci premolarlarda oluşan gerilmelerin tartışılması

Mini vida ankrajının kullanıldığı ikinci modelde ikinci moların tüpünün yapışması gereken bölgede görülen yoğun stres kronun ortasına doğru devam etmektedir (Şekil 34.1). Bunun nedeninin, open coilin uyguladığı kuvvetin ve paslanmaz çelik telin tüpün içinden geçerken zorlanmasının olduğunu düşünmekteyiz. Algera ve ark.nın (172), Knox ve ark.nın (130) çalışmalarında gösterildiği gibi molar tüpüne uygulanan kuvvetler neticesinde, molar tüpünde ve adeziv materyalinde oluşan gerilmeler krona iletilmiş olabilir. Söz konusu gerilmeler fazla olduğu durumda ortodontik ataşman-mine yüzeyi arasındaki bağlantının zarar gördüğü bilinmektedir. Hajizadeh ve ark.nın (175) sonlu elemanlar çalışmalarında debonding için kesme kuvveti uygulanan dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeleri 12 ile 198 Mpa arasında bulunmuştur. Şekil 34'te görüldüğü gibi çalışmamızın ikinci modelinde ikinci

moların kronunda oluşan stresler tüpün diştten ayrılmasına neden olacak büyüklükte değildir (0,43 Mpa). Mini vidadan ankraj olarak open coil ile molar dikleştirilmesinde kullandığımız tel kalınlığının ve kuvvet miktarının uygun olduğunu söyleyebiliriz.

İkinci moların mezial ve distal köklerinin koronalinde stres izlenirken, apekslerinde stres yoğunluğunun görülmemesi, tipping hareketinde dişte meydana gelen gerilmeleri inceleyen çalışmaların sonuçları ile uyumludur (176–178). Şekil 34.2’de gerilmelerin skala aralığı küçültülerek incelendiğinde, kökler üzerinde stres oluştuğu görülse de bunun oldukça düşük değerlerde olduğu göz önünde bulundurulmalıdır.

Şekil 34.2 ve 34.3’te ikinci premoların servikal alanında kortikal kemikle temasının olduğu bölgede düşük miktarda gerilmeler tespit edilmiştir. İkinci premoların mezial tarafında görülen gerilmeler daha yüksek değerdedir. Kuvvet uygulanmamasına rağmen ikinci premolarlarda meydana gelen bu gerilmeler, mini vidanın etrafındaki kortikal kemikte oluşan gerilmelerin ikinci premolar soketine, daha sonra da ikinci premolara iletildiğini göstermektedir.

5.3.2.3. Mini vidada oluşan gerilmelerin tartışılması

Gracco ve ark. nın (66), kemik bloklarına yerleştirilmiş farklı uzunluklardaki mini vidalara dik olarak uygulanan kuvvet karşısında stres dağılımlarını incelendiği sonlu elemanlar analizi çalışmalarında, tüm vidalarda stresin yoğunlaştığı yerin boyun bölgesi olduğu bildirilmiştir. Balta (125), mandibulada birinci ve ikinci premolar kökleri arasına farklı açılarla yerleştirilmiş, mezial yönlü kuvvet uygulanan tüm mini vidalarda en fazla gerilmenin boyun bölgesinde oluştuğunu bildirmişlerdir. Bir çok araştırmada, mini vidaya uygulanan kuvvetler sonucu boyun bölgesinde gerilmenin yoğunlaşmasının, bu bölgenin mini vidanın stabilitesinde primer rol oynayan kortikal kemik ile çevrili olmasından kaynaklandığını belirtilmiştir (55,77,147).

Çalışmamızda da literatürle uyumlu olacak şekilde mini vidada meydana gelen en yüksek gerilme, vidanın boyun bölgesinde kortikal kemik içinde kalan bölümünde meydana gelmiştir (Şekil 35.1). Burada oluşan yoğun stres, Kuroda ve ark.nın (55), Ammar ve ark.nın (147) çalışmalarında olduğu gibi mini vida baş kısmının alt kısmında ve vidanın ilk yivinde devam etmektedir (Şekil 35.2).

Ajami ve arkadaşları (148), interdental alanlarda kullanılan braket başlıklı mini vidaların hem tek yönlü hem de torsiyonel kuvvetler altında kaldığını belirtmiştir. Çalışmamızda alveol krete dik yerleştirilen mini vidayı, open coilin uyguladığı horizontal kuvvetin yanında, 0,016x0,022 inç paslanmaz çelik telin abutmenttaki 0,018x0,022 inç slotlu braketi içinde

yarattığı torsiyonel kuvvet de etkilemektedir. Mini vidanın stres analizi değerlendirilirken horizontal ve torsiyonel kuvvetlerin etkisinde olduğu göz önünde bulundurulmalıdır.

Araştırmamızda kullanılan mini vidanın materyali olan titanyumun dayanıklılık limitinin 500 Mpa ile 1000 Mpa arasında olduğu bildirilmiştir (184). Çalışmamızda mini vidada görülen 15,9 Mpa değerindeki maximum von Mises gerilmesinin (Şekil 35.1, 35.2), mini vidanın zarar göreceği stres aralığından oldukça uzakta olduğu açıktır.

5.3.2.4. Kemikte meydana gelen gerilmelerin tartışılması

İkinci modelde ikinci molar soketinin kortikal kemik dokusunda kuvvet yönünde sıkışma, aksi yönde çekme gerilmeleri gözlenmiştir. İkinci moların bukkal tarafındaki kortikal kemikte de bir miktar sıkışma gerilimi görülmüştür (Şekil 36,37). Gerilmelerinin karakteri, ikinci molar kronunun distale ve az miktarda bukkal yönde anlık hareket ettiğini bulgularla uyumlu bulunmuştur.

Kortikal kemik, spongioz kemiğe göre daha kompakt olup, streslerin büyük bir bölümünü kompanse ettiği için, ikinci moların etrafındaki süngerimsi kemik dokusunda görülen sıkışma ve çekme gerilmeleri, kortikal kemikte tespit edilen değerlerden oldukça düşüktür (84,183).

İkinci modelde, open coilin mini vidaya uyguladığı mezial yönlü kuvvet sonucu beklenildiği gibi mini vidanın distal tarafındaki kortikal kemikte yoğun çekme gerilmeleri, mezial tarafında ise yoğun sıkışma gerilmeleri saptanmıştır. Bu sonuçlar Viyakashmi ve ark. (183) nın çalışmalarıyla uyumludur. Maksimum sıkışma değeri maksimum çekme gerilim değerinden bir miktar fazla olsa da aradaki fark oldukça küçüktür.

Mini vidanın etrafındaki spongioz kemik dokusunda gerilmelerin kortikal kemiğe oranla oldukça az olduğu göze çarpmaktadır (Şekil 38). Meher ve ark. (77), kortikal kemiğin, spongioz kemikle karşılaştırıldığında daha yüksek esneklik katsayısına sahip olduğunu, bunun sonucunda da kuvvetin, mini vidadan vida-kemik ara yüzüne transfer olduğunda kortikal kemikte daha fazla gerilim oluşmasına yol açtığını söylemişlerdir. Gracco ve ark. (66), Singh ve ark. (135) da çalışmalarında mini vidaya uygulanan kuvvetlerin kortikal kemikte spongioz kemiğe oranla daha yüksek değerlerde stres oluştuğunu belirtmişlerdir.

Çalışmamızda mini vida çevresindeki süngerimsi kemik dokusunda çekme ve sıkışma gerilmeleri benzer yoğunlukta oluşmuştur (Şekil 38,39). Ancak süngerimsi kemikte maksimum sıkışma ve çekme gerilmelerinin tespit edildiği noktalar, kortikal kemik dokusunda oluşan maksimum sıkışma ve gerilme noktaları ile ters yönlüdür. Gracco ve ark. (66) ile Liu ve ark.a (70) göre, mini vida, kemiğe osteointegre olmadığı için, kortikal kemik ve süngerimsi kemiğin kontak alanına yakın bir yer etrafında kuvvet yönüne doğru rotasyona uğramaktadır. Bu

durumda mini vidanın başının kuvvet yönünde, apikal kısmının ise kuvvet ile ters yönde harekete zorlanacağı düşünülebilir. Araştırmamızda kortikal kemikte ve süngerimsi kemikte; maksimum sıkışma ve çekme gerilmelerin farklı yönlerde izlenmesinin nedeninin bu etki olduğunu düşünmekteyiz.

Gracco ve ark.nın (66) yaptıkları çalışmada kemiğin dayanıklılık limitine yakın değerlerde stres oluşmasının kemik dokusunda mikro kırıklara neden olduğu, enflamatuvar reaksiyonlar yaratarak kemik dokusunda biyolojik döngüyü bozduğu bildirilmiştir. Kemik rezorpsiyonuyla sonlanan bu durum mini vida kaybına yol açabilmektedir (66). Boccacio ve ark. (185) nın çalışmalarına göre, kortikal kemiğin dayanıklılık limiti 122 Mpa, spongioz kemiğinki 2 Mpa dır. Çalışmamızda elde ettiğimiz mini vida etrafındaki kortikal kemikte görülen en yüksek gerilim değeri 1,03 Mpa, süngerimsi kemikteki 0,000652 Mpa olup bahsedilen dayanıklılık limitlerinin oldukça altındadır. Dolayısıyla, çalışmamızın bulgularına dayanarak mini vidadan ankraj alınan Ni-Ti open coil ile molar dikleştirilmesinde mini vida kaybı olacağını düşünmemekteyiz.

5.3.3. İmplantın Ankraj Alındığı Molar Dikleştirilmesinin Bulgularının Tartışılması

5.3.3.1. İkinci molar ve ikinci premolarlarda meydana gelen yer değiştirmelerin tartışılması

İmplanttan ankraj alınarak yapılan molar dikleştirilmesinin transversal yöndeki anlık yer değiştirme bulguları, ikinci moların distobukkal yönde rotasyona uğradığını göstermektedir (Şekil 41.1,41.2).

Sagittal yöndeki anlık yer değiştirme bulgularına bakıldığında, ikinci moların kronunun distal yönde, köklerinin ise daha az miktarda meziale hareket ettiği görülmektedir (Şekil 42). Ayrıca 3 düzlemdeki anlık yer değiştirme değerlerinin bileşkesine göre, kökler minimuma yakın miktarda hareket etmiştir. Çalışmamızın bu sonuçlarına göre, implanttan ankraj alınarak open coil ile yapılan molar dikleştirilmesinde, kronun distale, köklerin ise düşük miktarda meziale hareketiyle dikleşmenin sağlanacağını söyleyebiliriz.

Gereamy ve ark.nın (170) çalışmalarının bulgularıyla uyumlu olarak, Şekil 43.1 ve 43.2’te moların dikleşmesi sırasında en fazla meziobukkal tüberkülün ekstrüze olduğu görülmektedir. İkinci moların bukkalinde genel olarak anlık ekstrüzyon, lingualinde intrüzyon görülmesi ikinci moları linguale doğru eğimine sebep olacak etki yarattığını düşündürebilir.

5.3.3.2. İkinci molarda ve ikinci premolarda meydana gelen gerilmelerin tartışılması

İmplantın ankraj alındığı open coil ile molar dikleştirilmesinde, ikinci moların tüpün yapıştırıldığı bölgede oluşan gerilmelerin kronun ortasına doğru devam ettiği görülmektedir (şekil 44.1). Open coilin ikinci molara uyguladığı kuvvetin ve paslanmaz çelik telin eğimli molar tüpün içinden geçerken zorlanmasının sonucu olarak, gerilmelerin burada yoğunlaştığını düşünmekteyiz. Molar tüpünde oluşan gerilmeler, tüp-adeziv materyali- diş yüzeyi arasındaki bağlantı nedeni ile kron yüzeyine aktarılmış olabilir. Hajizadeh ve ark.nın (175) nın çalışmalarında debonding yapılan dişlerde meydana gelen von Mises gerilmeleri 12-198 Mpa arasında bulunmuştur. Şekil 44.1' de görüldüğü üzere ikinci molar kronunda oluşan gerilmelerin en yüksek değeri 0,43 Mpa olup, braket ve tüp arasında kopma yaratacak büyüklükte değildir (175).

İkinci moların mezial ve distal köklerinin koronalinde stres izlenirken, apekslerinde stres yoğunluğunun görülmemesi, tipping hareketinde dişin apeksinde gerilme oluşmadığını belirten çalışmaların bulguları ile desteklenmektedir (176–178). Şekil 44.2 ve 44.3'te gerilmelerin skala aralığı küçültülerek incelendiğinde, kökler üzerinde stres oluştuğu görülse de bunun oldukça düşük değerlerde olduğu göz önünde bulundurulmalıdır.

Şekil 44.2 ve 44.3'te ikinci premoların kökünün koronal üçlüsünde özellikle mezial ve distal yüzeyde düşük değerlerde gerilmeler izlenmiştir. Kuvvet uygulanmamasına rağmen ikinci premolarda oluşan bu gerilmeler, implantın çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilmelerin ikinci premolara iletilildiğini göstermektedir.

5.3.3.3. İmplantta meydana gelen gerilmelerin tartışılması

İmmediat yükleme yapılan implantların değerlendirildiği Ding ve ark.nın (56) sonlu elemanlar analizi çalışmalarında bukkolingual kuvvetler sonucu, implant üzerinde stresin en fazla görüldüğü yerin boyun bölgesi olduğu bildirilmiştir. Gallas ve ark. (93), immediat yüklemeyi temsil eden osteointegre olmayan ve tamamen kemikle osteointegre iki implant modeline ortodontik kuvvet uygulamışlar, iki implantta da stresin en fazla boyun bölümünde ve ilk yivinde oluştuğunu bildirmişlerdir. Cheng ve ark.nın (186) sonlu elemanlar analizi çalışmaları implantla birlikte abutment ve üst yapı da modellenmiş, horizontal ve vertikal çiğneme kuvvetleri karşısında bu bölgelerdeki stres dağılımları incelenmiştir. Çalışma sonunda yazarlar, horizontal kuvvetler uygulandığında implant abutmenlerinin alt kısmında stresin oluştuğunu tespit etmişlerdir.

Çalışmamızda değerlendirdiğimiz implanta ait bulgular söz konusu çalışmaların bulguları ile benzerdir. Von Mises gerilmelerinin 0-5 N/mm² skala aralığının gösterildiği Şekil 45.1'de

implantın abutmentının alt kısmında, boyun bölgesinde ve ilk yivinde stresin meydana geldiği izlenmiştir. Gerilmelerin skala aralığını 0-1 N/mm² ye düşürdüğümüzde (Şekil 45.2) ilk yivinden sonra stresin kesildiği izlenmiştir. Kortikal kemikle çevrili boyun bölgesinde oluşan gerilmeler, süngerimsi kemikte yer alan ilk yive doğru devam edip, burdan sonra ise süngerimsi kemikte kompanse edilmiştir.

İmplant üzerinde meydana gelen maksimum gerilme değeri (1,72 Mpa), implantın materyali olan titanyumun dayanıklılık sınırının (500-1000 Mpa) oldukça altındadır (184). Buna göre implanta uyguladığımız ortodontik kuvvet karşısında implantın zarar görmeyeceği söylenebilir.

5.3.3.4. İmplantın ankraj alındığı molar dikleştirilmesinde kemikte meydana gelen gerilmelerin tartışılması

Üçüncü modelde ikinci moların çevresindeki kortikal kemikte Ni-Ti open coilin ikinci moları etkilediği yönde sıkışma, aksi tarafta çekme gerilmeleri tespit edilmiştir. İkinci moların bukkal tarafındaki kortikal kemikte de bir miktar sıkışma gerilimi görülmüştür (Şekil 46,47). Gerilmelerinin karakteri, ikinci molar kronunun distale ve az miktarda bukkal yönde anlık hareket ettiğini bulgularla uyumlu bulunmuştur.

Eser ve ark.nın (187) çalışmalarında osteointegre olmayan implantlara uygulanan horizontal kuvvetler sonucu kuvvetin uygulandığı tarafta sıkışma, diğer tarafta çekme gerilmelerin olduğu maksimum ve minimum asal gerilmeler hesaplanarak gösterilmiştir. Söz konusu çalışmaya uyumlu olacak şekilde, araştırmamızda implanta etkiyen kuvvetler sonucu Ni-Ti open coilin implanta uyguladığı kuvvet yönünde, diğer bir deyişle implantın mezialinde sıkışma, kuvvet yönünün aksi tarafında ise çekme gerilmeleri görülmüştür. Bununla birlikte implantın bukkalinde sıkışma, lingualinde çekme gerilmelerinin yoğunlukta görülmesi, uyguladığımız mekanikte implantı bukkale doğru hareket ettirecek kuvvetin var olduğunu gösterebilir. Düşüncemize göre, ikinci molar tüpü, implant braketine göre daha vestibülde konumlandığı için, ikinci molar ve implant arasına yerleştirilen paslanmaz çelik tel, implant braketinin içinde bukkal yönlü kuvvet açığa çıkarmıştır.

İmplantın etrafındaki süngerimsi kemik dokusunda ise çok düşük değerlerde çekme ve sıkışma gerilmeleri izlenmektedir (Şekil 48,49). İmplantın ikinci yivinden itibaren apikale doğru neredeyse hiç von Mises gerilmesi görülmemesi aslında beklediğimiz bir sonuçtur. Çünkü bir çok araştırmacının belirttiği gibi implanta etkiyen kuvvetlerin çoğunluğu kortikal kemikte absorbe olmuştur (56,79,84).

Kemik-implant arayüzündeki kuvvet transferinin analizi, bir implantın başarısını veya başarısızlığını belirleyen genel yükleme analizinde önemli bir adımdır. Hem implantın hem de kemiğin fizyolojik homeostaz için belirli bir aralıkta gerilmesi gerektiği uzun zamandır bilinmektedir. Ancak kemiğin aşırı yüklenmesi, implantta başarısızlığa neden olabilir (101). İmmediat ortodontik yüklemenin temsil edildiği üçüncü modelde kemikte görülen çekme ve sıkışma gerilme değerleri, kemiğin osteointegrasyonunu bozacak büyüklükte değildir. Bulgularımıza göre, Ni-Ti open coil ile ikinci molar dikleştirilmesinde, henüz osteointegre olmamış implant ankrajının kullanılabileceği sonucu ortaya çıkmaktadır.

Çalışmamızda, kemik densitesi ideale yakın ve dişsiz birinci molar boşluğundaki alveoler kemik yüksekliği 1 mm azalmış olarak modellenmiştir. Yaptığımız analiz neticesinde, osteointegre olmamış implanta ortodontik kuvvetin uygulanabilir olduğunu düşünsek de gerçekte kemik özelliklerinin farklı olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Alveoler kemik kaybına uğramış ve daha az dens kortikal kemiğe sahip bireylerde, osteointegre olmamış implanta uygulanacak ortodontik kuvvetlerin osteointegrasyona etkisini araştırarak çalışmalar yapılmalıdır.

5.3.4. Modellere Ait Bulguların Karşılaştırılarak Tartışılması

Anlık yer değiştirme bulgularını renkli skala ile gösteren görüntülerde, genel olarak üç modeldeki ikinci molarların birbirine yakın değerlerde hareket ettiği, değerler arasında küçük farklar olduğu görülmüştür (Şekil 21.1,30.1,40.1). Sonlu elemanlar analizi sonucunda elde edilen bu değerlerin, kuvvet uygulandığı anda periodontal ligamentin izin verdiği ölçüde dişlerin hareketine ait olduğu göz önünde bulundurulmalıdır. Dolayısıyla analiz sonucunda modeller arasında gözlenen anlık hareket miktarları arasındaki farkın küçük de olsa kliniğe yansımalarının önem arz edebileceğini düşünmekteyiz.

İkinci moların dikleşmesi sırasında beklenen kronun distal yöndeki hareketi mini vida ve implant ankrajlı modellerde birbirine yakinken (Şekil 32,42), bu değerler dişlerin ankraj olarak kullanıldığı modelde tespit edilen değerden daha fazladır (Şekil 23). Dikleşmenin doğası gereği tipping hareketinden kaynaklanan köklerin düşük değerlerde meziale hareketi de yine mini vida ve implant ankrajlı modelde birbirine yakinken, dişlerin ankraj olarak kullanıldığı modele göre daha fazladır. Modeller arasında köklerin anlık yer değiştirme farkı, kronun anlık yer değiştirme farkından daha belirgindir. Çalışmamızın bulgularına dayanarak, mini vida ve implant ankrajının kullanıldığı open coil ile molar dikleştirilmesinde sagittal ekseninde tippingin daha belirgin olduğunu söyleyebiliriz.

İkinci moların dikleşmesi sırasında tüm modellerde yan etki olarak meydana gelen ikinci moların distolingual yönde rotasyonu, mini vida ve implant ankrajı kullanıldığında (Şekil 31.1,41.1), dişlerin ankraj alındığı birinci modeldekine göre fazla bulunmuştur (Şekil 22.1). Düşüncemize göre, mini vida ve implant, ikinci molarlara göre daha lingualde yer aldığı için, uyguladığımız kısa tel üzerinde iletilen dikleştirme kuvveti ikinci ve üçüncü modellerde daha fazla rotasyon görülmesine neden olmuştur.

İkinci moların dikleşmesi sırasında gözlemlediğimiz diğer yan etki olan moların ekstrüzyonu, en az dişlerin ankrajının kullanıldığı birinci modelde gözlenmiştir (Şekil 24.1). Mini vida ve implant ankrajının kullanıldığı modellerde, ikinci moların anlık ekstrüzyon miktarı birbirine yakındır (Şekil 33.1,43.1). Ancak dikleşme sırasında oluşan tüm modellerde oluşan köklerin anlık intrüzyonu da yine ikinci ve üçüncü modelde birbirine yakın iken, birinci modeldekine göre daha fazladır. Ayrıca bu fark, kronların anlık yer değiştirme farkına göre daha belirgindir. Bu nedenle mini vida ve implant ankrajı kullanıldığında dikleşme sırasında vertikal kontrolün daha iyi yapıldığını düşünmekteyiz.

Üç yöntemde de vertikal yöndeki anlık yer değiştirmeler incelenirken ikinci moların meziobukkalinde ekstrüzyonun, kronun disto lingualinde anlık intrüzyonun görülmesi, open coil ile dikleştirmede, ikinci moların kronunun linguale eğilmesine neden olacak etkiler oluştuğunu düşündürmektedir.

Tüm çalışma modellerinde ikinci moların köklerinde meydana gelen gerilmelerin dağılımı ve değerleri genel itibarı ile benzerdir (Şekil 25.3, Şekil 34.2, Şekil 44.2). Ancak ikinci ve üçüncü modelde birinci modelden farklı olarak, ikinci moların kronunun distobukkalinde görülen yoğun stres kronun ortasına doğru devam etmektedir. Ayrıca mini vidanın kullanıldığı modelde kronta oluşan gerilmeler bir miktar daha yoğundur. Düşüncemize göre, implanttan ve mini vidadan ankraj alındığı molar dikleştirilmesinde daha fazla gerilmenin oluşmasının nedeni, bu modellerde kullanılan telin kısa olmasıdır. Kısa olduğu için rijidliği artan paslanmaz çelik telin, bu modellerdeki eğimli molar tüpünün içinden geçerken zorlanması, ikinci molar kronunda daha fazla stres yaratmış olabilir. Mini vidadan ankraj alındığı yöntemde, implantın ankraj alındığı dikleştirmeye göre ikinci molarda daha yoğun gerilmenin gözlenmesi ise mini vidadaki braketin slotunun (0,018x0,025 inç), implanttaki braketin slotuna göre (0,022x0,025) dar olmasından kaynaklanabilir. Kusy'nin (158) çalışmasında gösterildiği gibi, 0,016x0,022 inç paslanmaz çelik telin mini vidanın slotunun içinde oynama miktarının az olması, eğimli ikinci molarlara uygulanırken daha fazla stres yaratmış olabilir.

İmplant ankrajının kullanıldığı üçüncü modeldeki ikinci premolarda, ikinci modeldeki ikinci premolara göre meydana gelen streslerin fazla olmasının nedeninin, implantın mini

vidaya göre daha geniş çaplı olup ikinci premoların distalindeki kemik dokusunun hacminin azalmasıyla ilgili olduğunu düşünmekteyiz. Shan ve ark. (126), Motoyoshi ve ark.(188) mini vidalar komşu dişin periodontal ligamentinden uzaklaştıkça, kortikal kemikte gerilmelerin azaldığını bildirmişlerdir. İmplant çevresindeki kortikal kemikte sıkışma ve çekme gerilmelerin değerleri mini vida çevresine göre daha az olmasına rağmen, kompanse edilemeyen streslerin bir kısmı ikinci premolara yansımıştır.

İmplantta tespit ettiğimiz maksimum von Mises gerilme değeri ($1,7 \text{ N/mm}^2$), mini vidada tespit ettiğimiz maksimum von Mises gerilmesinden ($15,9 \text{ N/mm}^2$) düşüktür (Şekil 35.1,45.1) İmplant daha geniş çaplı olduğu için, implant üzerinde oluşan stresin daha düşük olduğunu düşünmekteyiz. Gerek implant gerek mini vida ile ilgili yapılan sonlu eleman analizi araştırmaları sonucunda ortak varılan düşünce, çapın artmasıyla birlikte çeşitli kuvvetler karşısında, mini vida veya implantlarda daha az stresin oluştuğudur (55,67,70,101) .

Kusy ve Whitley'in (159) çalışmalarında, braket slotu ile ark teli arasındaki boşluk miktarı azaldıkça telin rijidliğinin arttığı bildirilmiştir. Çalışmamızda eğimli molar tüpünden uygulanan $0,016 \times 0,022$ inç paslanmaz çelik telin, $0,018 \times 0,022$ inç slotlu braketli olan mini vidada yerleştirildiğinde, $0,022 \times 0,025$ inç slotlu braketli olan implanttaki durumuna göre daha rijid olacağı düşünülebilir. Mini vidada, implanta göre daha fazla gerilmenin oluşmasının diğer bir nedeninin bu olduğunu düşünmekteyiz. Bununla birlikte çalışmamızda mini vida abutmentında $0,018 \times 0,022$ inç slot tercih kullanmamızın sebebi, Benefit'in değişebilir abutment sisteminde sadece $0,018 \times 0,022$ inç slotlu braket üretilmesidir. Sonuçların kliniğe uyarlanabilir olması açısından mini vida üzerinde modellenen braketin $0,018 \times 0,022$ inç slotlu olması çalışmamızda tercih edilmiştir.

Yapılan analiz sonunda, kortikal kemikte oluşan sıkışma ve çekme gerilmeleri en fazla mini vida ankrajının kullanıldığı ikinci modelde (Şekil 36,37), daha sonra implantın kullanıldığı üçüncü modelde (Şekil 46,47), en az ise dişlerin ankraj olarak kullanıldığı birinci modelde (Şekil 26,27) oluşmuştur. Kortikal kemikte modeller arasında bu farkın oluşmasını ikinci ve üçüncü modelde kullanılan ark telinin rijid olmasına ve mini vida abutmentında kullanılan braket slotunun, implant abutmentının slotundan daha dar olmasıyla açıklamaktayız.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda mandibular birinci molar eksikliği nedeniyle meziale devrilmiş ikinci moların dişlerden, mini vidadan ve dental implanttan ankraj alınarak Ni-Ti open coil ile dikleştirilmesinin ankraj yapıları, ikinci molar dişler ve kemik üzerindeki stres dağılımları in vitro analiz yöntemi olan sonlu elemanlar analizi ile incelenmiştir. Ayrıca sonlu elemanlar analizi sayesinde, dikleştirme kuvveti uygulandığı andaki dişlerde meydana gelen yer değiştirmeler çalışmamızda değerlendirilmiştir.

- 1) Araştırmamızda mandibular molar dikleştirilmesi amacıyla yapılan tedavi yöntemlerinin hepsinin klinik olarak uygulanabilir olduğu sonucuna varılmıştır.
- 2) Tüm çalışma modellerinde, ikinci molarların dikleşmesi sırasında kronlarının mezialinde anlık ekstrüzyon görülmüştür. Mini vida ve implant ankrajı kullanıldığında ekstrüzyon kontrolü daha iyi sağlanmaktadır.
- 3) Üç çalışma modelinde de, ikinci molarlar üzerinde dikleşmenin yan etkisi olarak distolingual yönde rotasyona ve kronun linguale eğilmesine neden olacak kuvvetler oluşmaktadır. Yan etkiler mini vida ve implant ankrajı kullanıldığında daha fazla görülmüştür.
- 4) Tüm çalışma modellerindeki ikinci molar köklerinde benzer stres yoğunluğu oluşmuştur. İkinci moların kronunda tüpün yapıştırıldığı bölgede oluşan stresler, en fazla mini vida ankrajı kullanıldığında, daha sonra implant ankrajı kullanıldığında, en az dişlerin ankrajı kullanıldığında izlenmiştir.

Çalışmamızda incelediğimiz her yöntemin kendi içinde avantajları, dezavantajları, klinik olarak uygulama kısıtlılıkları bulunmaktadır. Örneğin molar dikleştirilmesi dışında başka malokluzyonu olup ortodontik tedavi görecektir bireylerde dişlerin ankraj olarak kullanılması uygun olabilir. Ankraj dişlerinde meydana gelebilecek yan etkiler tedavi süresince hekim tarafından kontrol edilebilir. Gelecek çalışmalarda arktaki tüm dişlerin ankraj olarak kullanıldığı dikleştirme yöntemlerinde, dişlerde gözlenecek yan etkiyi azaltmak için ilave yöntemler denenmeli, etkileri incelenmelidir.

Tüm dişlerin braketlenmesiyle yapılan tedavilere ihtiyacı olmayan bireyler için direkt mini vida veya implant ankrajının kullanımı molar dikleştirilmesi için avantajlı olacaktır. Böylece hastada başka ankraj ünitesine ihtiyaç kalmayacaktır.

Eğer ikinci premolar ile ikinci molar arasındaki meziodistal mesafe hastaya implant uygulanması için yeterli değilse, ankraj olarak mini vida alveol krete mandibular düzleme dik olacak şekilde uygulanabilir. Çalışmamız sonucunda elde ettiğimiz veriler mini vidanın bu şekilde yerleştirilerek ankraj olarak kullanılmasının uygun olduğunu göstermektedir. Bununla birlikte ikinci modelde mini vida abutmentında bulunan braket slotunda, kullandığımız telin oynama miktarının az olması, telin rijidliğini arttırarak sonuçlarımızın büyük bir bölümünü etkilemiştir. Gelecek çalışmalarda farklı slot genişliğine sahip braket abutmenli mini vidaların farklı mekanikler ile stres analizi yapılmasını önermekteyiz.

Yaptığımız analiz sonuçlarına göre, molar dikleştirilmesi için alveol krette yeterli meziodistal mesafe mevcutsa dental implant yerleştirildiğinde implant ankrajı ile molar dikleşmesi yapılabilir. Böylece osteointegrasyon için bekleme olmaması hastaya ve hekime zaman kazandırmaktadır. Araştırmamızda immediat yüklemeyi temsil etmesi için, kemik ile implant arasında osteointegrasyonun olmadığı kabul edilmiştir.

Çalışmamızın sonuçları değerlendirilirken sonlu elemanlar analizinin bir simülasyon olduğu, yer değiştirme verilerinin anlık olduğu unutulmamalıdır. Ayrıca araştırmamızda kemiğin yoğunluğu, yüksekliği, dişetin özellikleri gibi parametrelerin ideal şekilde ele alındığı göz önünde bulundurulmalıdır. Burada önemli olan nokta, klinisyenin tedavi yöntemlerinin her açıdan etkisini değerlendirerek, bireye özgü en uygun tedavi yöntemini seçilmesidir.

ÖZET

Çalışmamızda birinci molar boşluğuna doğru eğilmiş mandibular ikinci moların farklı ankraj yapılarıyla dikleştirilmesi sırasında ikinci molar ve ankraj ünitelerinde ve kemikte meydana gelen stres dağılımı sonlu elemanlar analizi ile incelenmiştir. Ayrıca sonlu elemanlar analizi sayesinde hesaplanabilen kuvvet uygulandığı anda dişlerde meydana anlık yer değiştirmeler çalışmamızda değerlendirilmiştir.

Araştırmamızda ikinci molar dikleştirilmesi için kullanılan üç farklı ankraj yapısı üç çalışma modeli oluşturularak değerlendirilmiştir. Birinci çalışma modelinde, arktaki tüm dişler; ikinci modelde, birinci molar boşluğundaki alveoler krete mandibular düzleme dik yerleştirilen braket abutmentli mini vida; üçüncü modelde, dişsiz boşluğa dik yerleştirilen osteointegre olmadığı varsayılan dental implant ankraj olarak kullanılmıştır. Tüm modellerde dikleştirme amacıyla, paslanmaz çelik tel üzerine yerleştirilen ve 150 gr kuvvet uygulayan Ni-Ti open coil kullanılmıştır.

Yapılan değerlendirmeler sonucunda tüm çalışma modellerindeki ikinci molar köklerinde benzer stres yoğunluğu oluşmuştur. İkinci moların kronunda oluşan stresler, en fazla mini vida ankrajı kullanıldığında, daha sonra implant ankrajı kullanıldığında, en az dişlerin ankrajı kullanıldığında izlenmiştir. Tüm çalışma modellerinde, dikleşme kuvveti uygulandığında yan etki olarak kronlarda ekstrüzyon, distolingual rotasyon ve linguale eğilme görülmüştür. Ekstrüzyon mini vida ve implant ankrajı kullanıldığında daha az görülürken, rotasyon ve linguale eğilme ise dişlerin ankrajı kullanıldığında daha az oluşmuştur.

Birinci modelde dikleştirme sırasında ankraj olarak kullanılan dişlerde bazı yan etkiler oluşmuştur. Mini vida ve implant ankrajı kullanıldığında, her iki yapı üzerinde de stres en fazla boyun bölgesinde yoğunlaşmıştır. Mini vidada implanta göre stresin daha fazla olduğu izlenmiştir.

Mini vida üzerindeki braket slotunun, implanttaki braket slotuna göre daha ince olması, ikinci modeldeki ikinci molarda ve kortikal kemikte daha fazla stres oluşmasına yol açmıştır.

Sonuç olarak araştırmamızda mandibular molar dikleştirilmesi amacıyla yapılan tedavi yöntemlerinin hepsinin klinik olarak uygulanabilir görülmüştür.

SUMMARY

In our study, stress distribution which occurs in the second molar, anchorage units and the bone were examined by finite element analysis with different second molar uprighting methods. Besides, the displacements occurring in the teeth when the force is applied were evaluated by finite element analysis.

In our study, three different anchorage structures used for the second molar uprighting were evaluated by creating three study model. In the first study model all the teeth in the arch were anchored. In the second model, the bracket abutment mini screw anchorage which placed in the first molar space, perpendicular to the mandibular plane; in the third model, dental implant anchorage which placed in the first molar space, perpendicular to the mandibular plane were used. We assumed that the implant we used is not yet osteointegrated. In all models, Ni-Ti open coil, which applies 150 gr force placed on stainless steel wire, was used for uprighting.

At the end of analysis, similar stress intensity occurred in the second molar roots in all study models. The stresses occurred in second molars crown were followed the most when mini screw anchor was used, then the implant anchor was used, and the least anchorage of the teeth was used. In all study models, when the uprighting force was applied, extrusion, distolingual rotation and lingual bending were observed as side effects. While the extrusion was observed less when the mini screw and implant anchorage were used, rotation and bending to the lingual were occurred less when using anchorage of the teeth.

In the first model, some side effects have occurred in the teeth used as an anchor during uprighting. When using mini screws and implant anchors, stress is mostly concentrated on the neck area on both structures. It was observed that the stress in the mini screw was higher than the implant.

Since the bracket slot on the mini screw is thinner than the bracket slot in the implant, more stress has occurred in the second molar and cortical bone in the second model.

As a result, it has been seen that all the treatment methods for mandibular molar erection are clinically feasible.

KAYNAKÇA

1. Marcus SE, Drury TF, Brown LJ, Zion GR. Tooth Retention and Tooth Loss in the Permanent Dentition of Adults: United States, 1988–1991. *J Dent Res*. 2017;75(2):684–95.
2. Magkavali-Trikka P, Emmanouilidis G, Papadopoulos MA. Mandibular molar uprighting using orthodontic miniscrew implants: a systematic review. *Prog Orthod*. 2018;19(1):1–12.
3. Martires S, Kamat N V, Dessai SR. A CBCT evaluation of molar uprighting by conventional versus microimplant-assisted methods: an in-vivo study. *Dental Press J Orthod*. 2018;23(3):35.e1-35.e9.
4. Zachrisson BU, Bantleon H-P. Optimal mechanics for mandibular molar uprighting. *World J Orthod*. 2005;6(1):80–7.
5. Kessler M. Interrelationships between orthodontics and periodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1976;70(2):154–72.
6. Diedrich P, Fritz U, Kinzinger G. Interrelationship between Periodontics and Adult Orthodontics. *J Periodontol*. 2004;1(3):143–9.
7. Tulloch JFC. Uprighting Molars as an Adjunct to Restorative and Periodontal Treatment of Adults. *Br J Orthod*. 1982;9(3):122–8.
8. Melo ACM, Duarte da Silva R, Shimizu RH, Campos D, Andrighetto AR. Lower molar uprighting with miniscrew anchorage: direct and indirect anchorage. *Int J Orthod*. 2013;24(3):9–14.
9. Roberts WCF. A segmental approach to mandibular molar uprighting. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1982;81(3):177–84.
10. Norton LA, Proffit WR. Molar uprighting as an adjunct to fixed prosthesis. *J Am Dent Assoc*. 1968;76(2):312–5.
11. Tuncay OC. Orthodontic tooth movement as an adjunct to prosthetic therapy. *J Prosthet Dent*. 1981;46(1):41–7.
12. Tosun Y. Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri. İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi; 1999. 205–208.
13. Proffit W, Fields H, Sarver DM. Contemporary Orthodontics, 5th Edition, St. Louis, Elsevier/Mosby, 2013. :607–27.
14. Khouw FE, Norton LA. Fixed partial dentures and operative dentistry. *J Prosthet Dent*. 1972;27(4):381–9.
15. Kojima Y, Mizuno T, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement produced by molar uprighting spring. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2007;132(5):630–8.
16. Romeo DA, Burstone CJ. Tip-back mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1977;72(4):414–21.
17. Nienkemper M, Pauls A, Ludwig B, Wilmes B, Drescher D. Preprosthetic Molar Uprighting Using Skeletal Anchorage. *J Clin Orthod*. 2013;47(7):433–7.

18. Weitz ML, Mukamal EO, Jurim A. An Orthodontic Device to Capitalize on the Rigid Fixation of Osseointegrated Implants. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1998;18(3):241–24.
19. Musilli M, Marsico M, Romanucci A, Grampone F. Molar uprighting with mini screws: Comparison among different systems and relative biomechanical analysis. *Prog Orthod*. 2010;11(2):166–73.
20. Solow RA. Preorthodontic implant placement in the planned postorthodontic position: A simplified technique and clinical report. *Gen Dent*. 2012;60:193–203.
21. Borcic J, Braut A. Finite Element Analysis in Dental Medicine. Ebrahimi F, editor. Intech Open; 2012. 3–20 p.
22. Middleton J, Jones M, Orth D. The role of the periodontal ligament in bone modeling : The initial development of a time-dependent finite element model. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1996;109:155–62.
23. İncebeyaz B, Deniz HA, Polat E, Kolsuz ME. Birinci daimi molar dişlerin yaş ve cinsiyete göre klinik durumlarının değerlendirilmesi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2019;46(3):16–24.
24. Müftüoğlu Ö, Özdiler O, Memikoğlu TUT. Daimi mandibular ikinci molar dişlerin gömülülük prevalansı: Retrospektif çalışma. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2019;46(3):145–50.
25. Cortelli JR, Pallos D, Krug T, Cortelli SC, Hart TC. Prevalence of missing teeth in adolescents and young adults. *Bras Dent Sci*. 2001;4(2):20–7.
26. Yoshino K, Ishizuka Y, Watanabe H. Sex- and Age-based Differences in Single Tooth Loss in Adults. 2015;56:63–7.
27. Balkaya B, Aydemir H. Birinci büyük azı dişlerin çürük, eksiklik ve dolgu dağılımı. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2000;10(1):17–20.
28. Wehrbein H, Diedrich P. Mesio-marginal findings at tilted molars. A histological-histomorphometric study. *Eur J Orthod*. 2001;23:663–670.
29. Evans CA, Dan N. Indications for orthodontic-prosthetic collaboration in dental treatment. *J Am Dent Assoc*. 1979;99(5):825–30.
30. Tuncay OC, Biggerstaff RH, Cutcliffe JC, Berkowitz J. Molar uprighting with T-loop springs. *J Am Dent Assoc*. 1980;100(6):863–6.
31. Sander F, Wichelhaus A. The clinical use of the new NiTi-SE-steel uprighting spring. *Fortschr Kieferorthop*. 1995;56(6):296–308.
32. Jain S, Aggarwal S, Mohan S. Effective and efficient way of uprighting molar. *Int J Curr Res*. 2016;8(6):33506–8.
33. Carano A, Testa M, Siciliani G. The Distal Jet for uprighting lower molars. *J Clin Orthod*. 1996;30:707–10.
34. Vig KWL. Some methods of uprighting lower second molars. *Br J Orthod*. 1975;2(4):217–23.

35. Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson Å. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969;3(2):81–100.
36. Roberts W, Moszary P, Smith RK, Zilbemaai Y. Osseous adaption to continuous loading of rigid rigid endosseous implants. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1984;86(2):95–111.
37. Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod*. 1983;17:266–9.
38. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod*. 1997;31:763–7.
39. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*. 1998;13(3):201–9.
40. Cope JB. Temporary anchorage devices in orthodontics: A paradigm shift. *Semin Orthod*. 2005;11(1):3–9.
41. Wehrbein H, Yildirim M, Peter D. Osteodynamics around orthodontically loaded short maxillary implants. An experimental pilot study. *J Orofac Orthop*. 1999;60(6):409–15.
42. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1995;107(3):251–8.
43. De Clerk H, Geerinckx V, Siciliano S. The zygoma anchorage system. *J Clin Orthod*. 2002;36(8):455–9.
44. Melsen B. Mini-Implants : Where Are We ? *J Clin Orthod*. 2005;34(9):539–47.
45. Celenza F, Hochman MN. Absolute anchorage in orthodontics: direct and indirect implant-assisted modalities. *J Clin Orthod*. 2000;34(7):397–402.
46. Papadopoulos MA. Skeletal anchorage in orthodontic treatment of class II malocclusion. 1st Editio. Papadopoulos MA, editor. Mosby Ltd.; 2014, 62.
47. Lee K-J, Park Y-C, Hwang S-W, Seong H-E. Uprighting mandibular second molars with direct miniscrew anchorage. *J Clin Orthod*. 2007;42(10):627–35.
48. Giancotti A, Muzzi F, Greco M, Arcuri C. Palatal implant supported distalizing devices: clinical application of the Strauman Orthosystem. *World J Orthod*. 2002;3(2):135–9.
49. Ozkan S, Bayram M. Comparison of direct and indirect skeletal anchorage systems combined with 2 canine retraction techniques. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 150(5):763–70.
50. Önçağ G. Ortodontide mini vida uygulamalarında temel kavramlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Derg*. 2010;31:61–8.
51. Alharbi F, Almuzian M, Bearn D. Miniscrews failure rate in orthodontics: Systematic review and meta-analysis. *Eur J Orthod*. 2018;40(5):519–30.
52. Brown RN, Sexton BE, Chu TG, Katona TR, Stewart KT, Kyung H, et al. Comparison of stainless steel and titanium alloy orthodontic miniscrew implants: A mechanical and histologic analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2014;145(4):496–504.
53. Muhamad A, Watted N. Miniscrews: Clinical application of orthodontic. *J Dent Sci*. 2015;2(3):32–43.

54. Wilmes B, Drescher D. A Miniscrew System with Interchangeable Abutments. *J Clin Orthod.* 2008;42(10):574–80.
55. Kuroda S, Nishii Y, Okano S, Sueishi K. Stress distribution in the mini-screw and alveolar bone during orthodontic treatment : a finite element study analysis. *J Orthod.* 2014;41:275–84.
56. Ding X, Zhu XH, Liao SH, Zhang XH, Chen H. Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont.* 2009;18(5):393–402.
57. Wilmes B, Ottenstreuer S, Su YY, Drescher D. Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini implants. *J Orofac Orthop.* 2008;69(1):42–50.
58. Brinley CL, Behrents R, Kim KB, Condoor S, Kyung HM, Buschang PH. Pitch and longitudinal fluting effects on the primary stability of miniscrew implants. *Angle Orthod.* 2009;79(6):1156–61.
59. Wiechmann D, Meyer U, Büchter A. Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: A prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(2):263–7.
60. El H, Taner TU. Ortodonti Pratiginde Kemik İçi Ankraj Kullanımı. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg.* 2007;31(4):81–8.
61. Liou EJ, Betty CP, James CL. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2004;126(1):42–7.
62. Kravitz ND, Kusnoto B. Risks and complications of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2007;131(4):43–51.
63. Perillo L, Jamilian A, Shafieyoon A, Karimi H, Cozzani M. Finite element analysis of miniscrew placement in mandibular alveolar bone with varied angulations. *Eur J Orthod.* 2015;37(1):56–9.
64. Tseng Y, Hsieh C, Chen C, Shen Y, Huang I, The CC. The application of mini-implants for orthodontic anchorage. 2006;704–7.
65. Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2006;130(1):18–25.
66. Gracco A, Cirignaco A, Cozzani M, Boccaccio A, Pappalettere C, Vitale G. Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. *Eur J Orthod.* 2009;31:12–20.
67. Lee J, Frias V, Lee K, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review. *J Prosthet Dent.* 2005;34:377–81.
68. Berens A, Wiechmann D, Dempf R. Mini- and Micro-screws for Temporary Skeletal Anchorage in Orthodontic Therapy. *J Orofac Orthop.* 2006;(6):450–8.
69. Wu T-Y, Kuang S-H, Wu. C-H. Factors associated with the stability of mini-implants for orthodontic anchorage: a study of 414 samples in Taiwan. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(8):1595–9.
70. Liu TC, Chang CH, Wong TY, Liu JK. Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2012;141(4):468–76.

71. Wilmes B, Su Y, Drescher D. Insertion Angle Impact on Primary Stability of Orthodontic Mini-Implants. *Angle Orthod.* 2008;78(6):1065–70.
72. Zhao L, Xu Z, Wei X, Zhao Z, Yang Z, Zhang L, et al. Effect of placement angle on the stability of loaded titanium microscrews: A microcomputed tomographic and biomechanical analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2011;139(5):628–35.
73. Petrey JS, Saunders MM, Kluemper GT, Cunningham LL, Beeman CS. Temporary anchorage device insertion variables: effects on retention. *Angle Orthod.* 2010;80(4):634–41.
74. Noble J, Bloorview H, Rehabilitation K, Hechter FJ, Wiltshire W. Stress on Bone from Placement and Removal of Orthodontic Miniscrews at Different Angulations. *J Clin Orthod.* 2009;43(5):88–91.
75. Woodall N, Marshall SD, Southard TE, Qian F, Tadeipalli SC, Grosland NM. Effect of miniscrew angulation on anchorage resistance. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2011;139(2):e147–52.
76. Jasmine MIF, Yezdani AA, Tajir F, Venu RM. Analysis of stress in bone and microimplants during en-masse retraction of maxillary and mandibular anterior teeth with different insertion angulations: A 3-dimensional finite element analysis study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2012;141(1):71–80.
77. Meher AH, Shrivastav SS, Vibhute PJ, Hazarey P V. Deflection and stress distribution around mini-screw implants: A finite element investigation into the effect of cortical bone thickness, force magnitude and direction. *J Orthod.* 2012;39(4):249–55.
78. Keilig L, Jäger A, Stahl E, Bourauel C, Abdelgader I. Numerical analyses of biomechanical behavior of various orthodontic anchorage implants. *J Orofac Orthop.* 2009;70(2):115–27.
79. Motoyoshi M, Inaba M, Ono A, Ueno S, The NS. The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on the stress distribution in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009;38(1):13–8.
80. Park H-S, Kyung H-M, Sung J-H. A simple method of molar uprighting with micro-implant anchorage. *J Clin Orthod.* 2002;36(10):592–6.
81. Gracco A, Lombardo L. Uprighting mesially inclined mandibular second molars with a modified uprighter jet. *J Clin Orthod.* 2007;41(5):281–4.
82. Carlos A, Ruellas DO, Pithon MM, Lacerda R. Miniscrew-supported coil spring for molar uprighting: Description. *Dental Press J Orthod.* 2013;18(1):45–9.
83. Rose TP, Jivraj S, Chee W. The role of orthodontics in implant dentistry. *Br Dent J.* 2006;201(12):753–64.
84. Guan H, van Staden R, Loo Y-C, Johnson N, Ivanovski S, Meredith N. Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2009;24(5):866–76.
85. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants: Requirements for ensuring a long- lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52(2):155–70.

86. Flanagan D, Ilies H, Lasko B, Stack J. Force and movement of non-osseointegrated implants: An in vitro study. *J Oral Implantol*. 2009;35(6):270–6.
87. Marins B de R, Togashi AY, Marchi LC, Pramiu SE, Busato MCA. Peri-implant evaluation of osseointegrated implants subjected to orthodontic forces: results after three years of functional loading. *Dental Press J Orthod*. 2016;21(2):73–80.
88. Akat B, Ünsal MK. İmplant destekli protezlerde immediat yüklemede dikkat edilecek hususlar. 2015;42(3):205–21.
89. Branemark P, Zarb G, Albrektsson T. Tissueintegrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Pub Co; 1985. 57 p.
90. Çömlekoğlu E, Sağırkaya E, Kaya E, Günbay S, Güngör MA. İmplant Üstü Tüm Ağız Sabit Restorasyonlarda Erken Yükleme : Olgu sunumu. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Derg*. 2009;30:53–9.
91. Hartog L, Slater J, Vissink A, Meijer H, Raghoobar G. Treatment outcome of immediate, early and conventional single-tooth implants in the aesthetic zone: a systematic review of survival, bone level, soft-tissue, aesthetics and patient satisfaction. *J Clin Periodontol*. 2008;35(12):1073–86.
92. Bağrıvatan GN, Çelik M, Bayraktar AÇ, Çilingir G. İmmediat implant yükleme protokolü: Güncel yaklaşımlar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2014;9:169–74.
93. Gallas MM, Abeleira MT, Fernández JR, Burguera M. Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. *Eur J Orthod*. 2005;27(1):12–6.
94. Vásquez M, Calao E, Becerra F, Ossa J, Enríquez C, Fresneda E. Initial Stress Differences between Sliding and Sectional Mechanics with an Endosseous Implant as Anchorage: A 3-Dimensional Finite Element Analysis. *Angle Orthod*. 2001;71(4):247–56.
95. Drago CJ. Use of osseointegrated implants in adult orthodontic treatment: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 1999;82(5):504–9.
96. Roberts WE, Engen DW, Schneider PM, Hohlt WF. Implant-anchored orthodontics for partially edentulous malocclusions in children and adults. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2004;126(3):302–4.
97. El H, Kan H, Adiloğlu I, Aktas G. Orthodontic treatment of relapse using the preinserted endosseous dental implants. 2011;14(1):119–24.
98. Palagi LM, Sabrosa CE, Gava EC, Baccetti T, Miguel JAM. Long-term follow-up of dental single implants under immediate orthodontic load. *Angle Orthod*. 2010;80(5):807–11.
99. Huang LH, Shotwell JL, Wang HL. Dental implants for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2005;127(6):713–22.
100. Karaçay Ş, Günaydin Y, Akin E, Dalkiz M, Ortakoğlu K. Tek diş implant uygulamalarında multidisipliner yaklaşım: Olgu sunumu. *Gulhane Med J*. 2005;47(4):305–8.
101. Geng J-P, Tan KBC, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant A review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):585–98.

102. Higuchi T, Slack, JM W. The use of titanium fixtures for intraoral anchorage to facilitate orthodontic tooth movement. *J Oral Maxillofac Surg.* 1991;6(3):338–44.
103. Saito S, Sugimoto N, Morohashi T, Ozeki M, Kurabayashi H, Shimizu H, et al. Endosseous titanium implants as anchors for mesiodistal tooth movement in the beagle dog. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2000;118(6):601–7.
104. Majzoub Z, Finotti M, Miotti F, Giardino R. Bone response to orthodontic loading of endosseous implants in the rabbit calvaria : Early continuous distalizing forces. *Eur J Orthod.* 1999;21(3):223–39.
105. Yavuz U, Kirtiloglu T, Acikgoz G, Turk T, Trisi P. Bone response to early orthodontic loading of endosseous implants. *J Oral Implantol.* 2011;37.sp1:87-95.
106. Shellhart WC, Moawad M, Lake P. Case report: Implants as anchorage for molar uprighting and intrusion. *Angle Orthod.* 1996;66:169–72.
107. Moaveni S. Finite element analysis: Theory and application with Ansys. 3rd ed. New Jersey: Pearson Prentice Hall; 2007. 437–495 p.
108. Ramoğlu S, Ozan O. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2013;9:175–80.
109. Hancı M, Bozdağ EA. Biyomekanik. Logos Yayıncılık; 2010. 410–55 p.
110. Sakaguchi RL, Sasik CT, Bunczak MA, Douglas WH. Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. *J Dent.* 1991;19(5):312–6.
111. Abrão AF, Domingos RG, de Paiva JB, Laganá DC, Abrão J. Photoelastic analysis of stress distribution in mandibular second molar roots caused by several uprighting mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2018;153(3):415–21.
112. Öndürücü A, Kılınç M. Bruksizm Tedavisinde Kullanılan Oklüzal Splintlerdeki Gerilme Dağılımının Fotoelastik Yöntemle İncelenmesi. *Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilim Enstitüsü Derg.* 2018;22(2):861–6.
113. Korkmaz T. Dişhekimliğinde Holografi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 1998;8(2):81–5.
114. Korkmaz T, Suca Ç. Porselen üst yapıya destek oluşturacak metal alt yapı bağlantı bölgelerinin holografik interferometre yöntemi ile incelenmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Dergisi.* 1998;15(1-2-3):61–7.
115. Kumar YM, Ravindran NS, Balasubramaniam MR. Holographic analysis of the initial canine displacement produced by four different retraction springs. *Angle Orthod.* 2009;79(2):368–72.
116. Güngör MA, Dündar M, Artunç C. Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Derg.* 2005;26:107–16.
117. Gümrükçü Z, Kurt S. Sonlu elemanlar analizi yönteminin implant cerrahisinde kullanımı. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2019;29(3):534–41.
118. Adıgüzel Ö. Sonlu Elemanlar Analizi. *Dicle Üniversitesi Diş Hekim Derg.* 2010;11(1):18–23.

119. Ledley R, HUANG H. Linear model of tooth displacement by applied forces. J Dent Res. 1968;47(3):427–32. J Dent Res. 1966;47(3):427–32.
120. Davidian EJ. Use of a computer model to study the force distribution on the root of the maxillary central incisor. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1971;59(6):581–8.
121. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses : Advances and challenges in dental applications. 2008;36:463–71.
122. Küçükkurt S. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ve dental implantoloji alanında yapılan araştırmalar. Atatürk üni diş hek fakderg. 2017;29(4):701–10.
123. Brien WJO. Dental Materials and Their Selection. 4rd ed. Quintessence Publishing Co, Inc; 2008. 12-23,214-215 p.
124. Tosun Y. Sabit Ortodontik Apeylerin Biyomekanik Prensipleri k. İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi; 1999. 20–24 p.
125. Balta C. Alt çenede uygulanan üç farklı tip mini vidanın çevresinde oluşan gerilimlerin fem analizi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi; 2017.
126. Shan LH, Guo N, Zhou GJ, Qie H, Li CX, Lu L. Finite element analysis of bone stress for miniscrew implant proximal to root under occlusal force and implant loading. J Craniofac Surg. 2015;26(7):2072–6.
127. Logan DL. A First Course in the Finite Element Method. 5th ed. Global Engineering: Christopher; 2011. 534–556 p.
128. Toms SR, Dakin G, Lemons J, AW E. "Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament. J Biomech. 2002;35(10):1411–5.
129. Yıldız AR. Makine elemanları mukavemet hesabı-ders notları. Bursa teknik üniversitesi. 2015. p. 1–51.
130. Knox J, Jones ML, Hubsch P, Middleton J, Kralj B. An evaluation of the stresses generated in a bonded orthodontic attachment by three different load cases using the finite element method of stress analysis. J Orthod. 2000;27(1):39–46.
131. Şenel V F, Sıdika D, Soydan S, Yılmaz D. Farklı tipte endosteal implantların, farklı kuvvetler altında çevre kemikte oluşturduğu değişikliklerin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2010;20(1):25–33.
132. İlgün A, Korkmaz HH, Malkoç S, Başçiftçi FA. İnsan mandibulasında sonlu elemanlar metodu kullanılarak gerilme analizi yapılması. SÜ Müh-Mim Fak Derg. 2004;19(1):29–38.
133. Mohammed S, Desai H. Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry : an overview. J Oral Hyg Heal. 2014;2(5):1–5.
134. Duaibis R, Kusnoto B, Natarajan R, Zhao L, Evans C. Factors affecting stresses in cortical bone around miniscrew implants A three-dimensional finite element study. Angle Orthod. 2012;82(5):875–80.

135. Singh S, Mogra S, Shetty VS, Shetty S, Philip P. Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage: A conical, self-drilling miniscrew implant system. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2012;141(3):327–36.
136. Ao J, Li T, Liu Y, Ding Y, Wu G, Hu K, et al. Optimal design of thread height and width on an immediately loaded cylinder implant : A finite element analysis. *Comput Biol Med.* 2010;40(8):681–6.
137. Becker A, Zalkind M, Stern N. "The tilted posterior tooth. Part II: Biomechanical therapy. *J Prosthet Dent.* 1982;48(2):149–55.
138. Lubow, Richard M., Robert L. Cooley and DK. Periodontal and restorative aspects of molar uprighting. *The Journal of prosthetic dentistry* 47.4 (1982): 373-376. *J Prosthet Dent.* 1982;47(4):373–6.
139. Simon R. Rationale and practical technique for uprighting mesially inclined molars. *J Prosthet Dent.* 1984;52:256–9.
140. Lundgren D, Kurol J, Thorstensson B, Hugoson A. Periodontal conditions around tipped and upright molars in adults An intra-individual retrospective study. 1992;14:449–55.
141. Kaur H, Pavithra U, Shabeer N, Reji A. Treatment planning considerations for molar uprighting. *Int J Orthod.* 2014;25(3):43–6.
142. Clelland N, Papazoglou E, Carr A, Gilat A. Comparison of strains transferred to a bone simulant among implant overdenture bars with various levels of misfit. *J Prosthodont.* 1995;4(4):243–50.
143. Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2009;17(2):50–7.
144. Borcic J, Antonic R, Muhvic U, Petricevic N, Nola-Fuchs P, Catic A, et al. 3-D stress analysis in first maxillary premolar. *Coll Antropol.* 2007;31(4):1025–9.
145. LA L, Kang B, Wang R-F, Lang B. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent.* 2003;90(6):539–46.
146. Akça K, Uysal S, Çehreli MC. Implant–tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(3):331–6.
147. Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, Mucino VH, Mukdadi OM. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2011;139(1):e59–71.
148. Ajami S, Mina A, Nabavizadeh S. Stress distributions of a bracket type orthodontic miniscrew and the surrounding bone under moment loadings: Three-dimensional finite element analysis. *J Orthod Sci.* 2016;5(2):64.
149. Yukio Saga A, Maruo H, Argenta MA, Toshio Maruo I, Motohiro Tanaka O. Orthodontic intrusion of maxillary incisors: a 3D finite element method study. *Dental Press J Orthod.* 2016;21(1):75–82.

150. Rossi AC, Freire AR, Botacin PR, Caria PH, Prado FB. Computer graphics applied to anatomy: a Study of two bio-CAD modeling methods on finite element analysis of human edentulous hemi-mandible. *Int J Morphol*. 2014;32(3):803–11.
151. Kestane R. Farklı şekillerde yapılan marjinal mandibulektomilerde çeşitli rekonstrüksiyon plağı uygulamalarının kuvvet iletimine etkisinin üç boyutlu sonlu eleman analizi ile değerlendirilmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2015.
152. Vollmer D, Meyer U, Joos U, Vegh A, Piffko J. Experimental and finite element study of a human mandible. *J Craniofac Surg*. 2000;28(2):91–6.
153. Bosse A, Vollmer E, Bocker W, Roessner A, Wuisman P, Jones D. The impact of osteonectin for differential diagnosis of bone tumors. An immunohistochemical approach. *Pathol – Res Pract*. 1990;186(5):651–7.
154. Cruz M, Lourenco A, Toledo E, Da Silva B, De Castro L, Wassalt T. Finite element stress analysis of cuneiform and cylindrical threaded implant geometries. *Int J Healthc Technol Manag*. 2006;14(4–5):421–438.
155. Von Fraunhofer JA, Bonds PW, Johnson BE. Force generation by orthodontic coil springs. *Angle Orthod*. 1993;63(2):145–8.
156. Bourke A, Daskalogiannakis J, Tompson B, Watson P. Force characteristics of nickel-titanium open-coil springs. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2010;138(2):142-e1.
157. Angolkar P V, Arnold J V, Nanda RS, Duncanson MG. Force degradation of closed coil springs: An in vitro evaluation. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1992;102(2):127–33.
158. Kusy RP, Whitley JQ. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: Derivations and determinations of the critical contact angles for binding. *Eur J Orthod*. 1999;21(2):199–208.
159. Kusy RP, Whitley JQ. Assessment of second-order clearances between orthodontic archwires and bracket slots via the critical contact angle for binding. *Angle Orthod*. 1999;69(1):71–80.
160. Antoszewska J, Raftowicz-Wójcik K, Kawala B, Matthews-Brzozowska T. Biological factors involved in implant-anchored orthodontics and in prosthetic-implant therapy: A literature review. *Arch Immunol Ther Exp*. 2010;58(5):379–83.
161. Lu Y, Chang S, Ye J, Ye Y, Yu Y. Analysis on the stress of the bone surrounding mini-implant with different diameters and lengths under torque. *Biomed Mater Eng*. 2015;26:S541–5.
162. Sütpideler M, Eckert S, Zobitz M, An K. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application and implant offset on supporting bone. *J Oral Maxillofac Surg*. 2004;19(6):819–25.
163. Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Vander PG. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil*. 1998;25(11):847–58.
164. Zhang L, Zhao Z, Li Y, Wu J, Zheng L, Tang T. Osseointegration of orthodontic micro-screws after immediate and early loading. *Angle Orthod*. 2010;80(2):9–14.

165. Melsen B, Costa A. Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res.* 2000;3(1):23–8.
166. Polat EM, Saruhan N, Gojayeve G. Dental implant uygulanan hastaların demografik olarak değerlendirilmesi. *J Biotechnol Strateg Heal Res.* 2019;3(2):85–90.
167. Olate S, Lyrio MCN, de Moraes M, Mazzonetto R, Moreira RWF. Influence of diameter and length of implant on early dental implant failure. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010;68(2):414–9.
168. Giancotti A, Arcuri C, Barlattani A. Treatment of ectopic mandibular second molar with titanium miniscrews. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2004;126:113–7.
169. Pesce RE, Uribe F, Janakiraman N, Neace WP, Peterson DR, Nanda R. Evaluation of rotational control and forces generated during first-order archwire deflections: A comparison of self-ligating and conventional brackets. *Eur J Orthod.* 2014;36(3):245–54.
170. Geramy A, Sheikhzadeh S, Majd H. Second molar uprighting with temporary anchorage devices: A finite element study. *J Babol Univ Med Sci.* 2018;20(11):7–12.
171. AlQabandi AK, Sadowsky C, BeGole EA. A comparison of the effects of rectangular and round arch wires in leveling the curve of Spee. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1999;116(5):522–9.
172. Algera TJ, Feilzer AJ, Prahl-Andersen B, Kleverlaan CJ. A comparison of finite element analysis with in vitro bond strength tests of the bracket-cement-enamel system. *Eur J Orthod.* 2011;33(6):608–12.
173. Pickett KL, Sadowsky PL, Jacobson A, Lacefield W. Orthodontic in Vivo Bond Strength: Comparison with in Vitro Results. *Angle Orthod.* 2001;71(2):141–8.
174. Chen CS, Hsu ML, Chang K Di, Kuang SH, Chen PT, Gung YW. Failure analysis: enamel fracture after debonding orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2008;78(6):1071–7.
175. Hajizadeh M, Ghalichi F, Mirzakouchaki B, Shahrbafe S. Pattern of stress distribution in different bracket-adhesive-tooth systems due to debonding load application. *Orthod Waves.* 2014;73(1):8–16.
176. Rudolph DJ, Willes MG, Sameshima GT. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. *Angle Orthod.* 2001;71(2):127–31.
177. McGuinness N, Wilson A, Jones M, Middleton J. A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings. *Eur J Orthod.* 1991;13(3):231–42.
178. McGuinness N, Wilson A, Jones M, Middleton J, Robertson N. Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament-a finite element study. *Angle Orthod.* 1992;62(1):15–22.
179. Field C, Ichim I, Swain M V, Chan E, Darendeliler MA, Li W, et al. Mechanical responses to orthodontic loading : *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009;135(2):174–81.
180. Işeri H, Kurt G, Kişnişci R. Biomechanics of Rapid Tooth Movement by Dentoalveolar Distraction Osteogenesis [Internet]. *Current Therapy in Orthodontics.* Mosby, Inc.; 2010. 321–337 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-323-05460-7.00025-9>

181. Viecilli RF, Katona TR, Chen J, Hartsfield JK, Roberts WE. Three-dimensional mechanical environment of orthodontic tooth movement and root resorption. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2008;133(6):791.e11-791.e26.
182. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(6):781–90.
183. Vijayalakshmi PS, Veereshi AS, Jayade VP, Dinesh MR, Kumar M. Finite element analysis of stress and strain distribution in the bone around the implants used for orthodontic anchorage. 2012;46(4):175–82.
184. Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Mater Sci Eng.* 1998;243(1–2):231–6.
185. Boccaccio A, Lamberti L, Pappalettere C, Carano A, Cozzani M. Mechanical behavior of an osteotomized mandible with distraction orthodontic devices. *J Biomech.* 2006;39(15):2907-2918.740,
186. Cheng H, Peng B, Chen M, Huang C, Lin Y, Shen Y. Influence of Deformation and Stress between Bone and Implant from Various Bite Forces by Numerical Simulation Analysis. *Bio-Medic Res Int.* 2017;1–7.
187. Eser A, Tonuk E, Akca K, Dard MM, Cehreli MC. Predicting bone remodeling around tissue- and bone-level dental implants used in reduced bone width. *J Biomech.* 2013;46(13):2250–7.
188. Motoyoshi M, Ueno S, Okazaki K, Shimizu N. Bone stress for a mini-implant close to the roots of adjacent teeth - 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009;38(4):363–8.