
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Gazi
1926

MİNİ VİDA DESTEĞİ UYGULANAN FORSUS AYGITININ MANDİBULA ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

Mine DÖKÜCÜ İLHAN

UZMANLIK TEZİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

GAZİ ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

MAYIS 2019

Mine DÖKÜCÜ İLHAN tarafından hazırlanan "Mini Vida Desteği Uygulanan Forsus Aygıtının Mandibula Üzerindeki Etkilerinin Sonlu Eleman Analizi ile İncelenmesi" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile Gazi Üniversitesi Ortodonti Anabilim Dalında UZMANLIK TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Doç. Dr. Çağrı TÜRKÖZ
Ortodonti Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum .....

Başkan: Prof. Dr. Neslihan ÜÇÜNCÜ
Ortodonti Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum .....

Üye: Prof. Dr. Ayça ARMAN ÖZÇIRPICI
Ortodonti Anabilim Dalı, Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum .....

Yedek Üye: Prof. Dr. Tuba TORTOP
Ortodonti Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum .....

Yedek Üye: Prof.Dr. Okan AKÇAM
Ortodonti Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum .....

Tez Savunma Tarihi:20/05/2019

Jüri üyeleri tarafından kabul edilen bu tezin Uzmanlık Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

.....
Prof. Dr. Nurdan ÖZMERİÇ KURTULUŞ
Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmasında yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.



Mine DÖKÜCÜ İLHAN
20/05/2019

MİNİ VİDA DESTEĞİ UYGULANAN FORSUS AYGITININ MANDİBULA ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

(Uzmanlık Tezi)

Mine DÖKÜCÜ İLHAN

GAZİ ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Mayıs 2019

ÖZET

Bu çalışmanın amacı; sonlu elemanlar stres analiz (SESA) yöntemi ile Forsus aygıtının farklı uygulamalarının mandibula üzerindeki etkilerini dört farklı senaryo altında karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir. Çalışma mini vida destekli uygulamaların ve posterior bölge uygulamalarının forsusun mandibula üzerindeki istenmeyen etkilerini azaltmaya katkı sağlayacağı hipotezi üzerine kurulmuştur. Bu nedenle senaryolar oluşturulurken aygıtın üst çenedeki uygulama noktası sabit tutulup (üst 1. Molar diş) alt çenede ki uygulama noktaları değiştirilmiştir. Forsus aygıtı; birinci senaryoda, alt kanin diş braketinin distaline; ikinci senaryoda, alt 1. premolar diş braketinin distaline; üçüncü senaryoda, alt kanin ve 1. premolar dişler arasına uygulanan mini vidadan iskeletsel indirekt ankraj alarak kanin diş distaline; dördüncü senaryoda, alt 1. premolar ve 2. premolar dişler arasına uygulanan mini vidadan iskeletsel indirekt ankraj alarak 1. Premolar diş distaline uygulanmıştır. Mini vida desteği uygulanan tüm senaryolarda; kortikal ve spongioz kemikte görülen stresler artmaktadır, kondilde görülen stresler azalmaktadır, alt santral dişte görülen protrüzyon hareketinin miktarı azalırken intrüzyon hareketinin miktarı artmaktadır; alt posterior dişlerde meziyalizasyon miktarı azalmakta ve ekstrüzyon miktarı artmaktadır. Forsus aygıtının daha posterior bölgeden uygulandığı senaryolarda; alt santral dişte görülen protrüzyon hareketinin miktarı azalmaktadır; alt posterior dişlerde görülen meziyalizasyon miktarı azalmaktadır.

Bilim Kodu	:	1045
Anahtar Kelimeler	:	Forsus, mini vida, SESA
Sayfa Adedi	:	132
Danışman	:	Doç. Dr. Çağrı TÜRKÖZ

EVALUATION OF EFFECTS MİNİSCREW SUPPORTED FORSUS DEVICE AT MANDİBLE WİTH FINITE ELEMENT ANALYSIS

(Speciality Thesis)

Mine DÖKÜCÜ İLHAN

GAZI UNIVERSITY FACULTY OF DENTISTRY

DEPARTMENT OF ORTHODONTICS

May 2019

ABSTRACT

The aim of this study is to evaluate the effects of different applications of Forsus device using finite element stress analysis (FEM) method with four different scenarios. The study is based on the hypothesis that miniscrew-supported applications and posterior region applications will contribute reducing the undesirable effects of the forsus device on the mandible. Because of this reason, during creation of the scenarios application points of in the upper jaw were kept constant (upper 1. Molar tooth) but application points in the lower jaw were changed. In the first scenario, forsus device was applied to the distal of the lower canine bracket; in second scenario, to distal of the lower first premolar bracket; in the third scenario, it was applied distally to canine bracket by taking an indirect anchorage from the miniscrew that was inserted between lower canine and first premolar teeth, in the fourth scenario, distally to first premolar tooth by taking an indirect anchorage from the miniscrew inserted between lower first and second premolar teeth. In miniscrew supported scenarios; it was seen that stress levels at the cortical and spongious bone increases, and mandibular condyle decreases. While the amount of protrusion movement at lower central incisor tooth decreases, amount of intrusion movement increases, mesialization at lower posterior teeth decreases and extrusion increases. In the scenarios that forsus device is applied more posteriorly; stresses at the cortical and spongious bone increases; amount of protrusion at lower central tooth decreases, mesialization of lower posterior teeth decreases.

Science Code : 1045
Key Words : Forsus, miniscrew, FEM
Sayfa Adedi : 132
Advisor : Assoc. Prof. Çağrı TÜRKÖZ

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimin her aşamasında, tecrübe ve bilgisiyle gerek mesleki gerek sosyal anlamda bana yol gösteren ve örnek olan, büyük emeği geçen ve en zor zamanlarımda desteğini esirgemeyen, bu zor süreci benim için kolaylaştırmaya çalışan, Gazi Üniversitesi'ndeki şansım, değerli hocam sayın Doç. Dr. Çağrı TÜRKÖZ'e,

Eğitimim süresince bilgileri ile katkıda bulunan, anlayışını ve hoşgörüsünü esirgemeyen, bölüm başkanımız değerli hocam Prof. Dr. Neslihan ÜÇÜNCÜ'ye, ve Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda görev yapmakta olan tüm hocalarıma,

Eğitimim hayatıma verdikleri destekle birlikte, en zor anlarımda beni sabırla dinleyen, şifa veren değerli hocalarım Prof. Dr. Lale TANER ve Prof. Dr. Nilüfer DARENDELİLER'e, desteğini her zaman hissettiğim değerli hocam Doç. Dr. Emine ULUĞ KAYGISIZ'a,

Eğitim boyunca bana yol arkadaşı olan ve her ihtiyacımda yanımda olan sevgili dönem arkadaşlarım, dostlarım Dt. Şeyma AKÇAY'a, Dt. Abdullah IŞIK'a, Dt. Hakan YILDIRIM'a, Dt. Burhan BARIN'a,

Eğitim sürecimin her aşamasını daha anlamlı ve keyifli kılan, hep yanımda olan, onlar olmasa olmazdı dediğim, dostlarım, Dt. Merve KURNAZ'a ve Dt. Başak ARSLAN'a, bölümdeki ailem Uzm. Dt. Doğu ALPAT ÇİÇEK ve Uzm. Dt. Begüm ULAŞAN'a,

Her şeyden önemlisi, bugünlere gelmemde en çok emeği olan, hayatımın her anında koşulsuz sevgi ve destekleri ile yanımda olan annem Gülüzar DÖKÜCÜ, babam Ali DÖKÜCÜ ve ablam Melike ÖZARSLAN'a, enişteden çok bana abi olan Harun ÖZARSLAN'a,

Ve hayatıma girdiği günden bu yana dürüstlüğüne ve zekasına gıpta ettiğim, çalışkanlığını örnek aldığım, bu zorlu yolda sevgisini derinden hissettiren eşim, yol arkadaşım Dr. Çağrı İLHAN'a,

SONSUZ TEŞEKKÜRLERİMİ SUNARIM

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET iv

ABSTRACT v

TEŞEKKÜR vi

İÇİNDEKİLER vii

ÇİZELGELERİN LİSTESİ x

ŞEKİLLERİN LİSTESİ xi

SİMGELER VE KISALTMALAR xvi

1.GİRİŞ 1

2.GENEL BİLGİLER 5

2.1. Sınıf II Maloklüzyonların Tanımı 5

2.2. Sınıf II Maloklüzyonların Prevalansı ve Etiyolojisi 5

2.3. Tedavi Seçenekleri 7

2.3.1. Fonksiyonel tedavi 8

2.4.Forsus Sabit Fonksiyonel Apareyi 14

2.4.1. Forsus sabit fonksiyonel apareyi tarihçesi 14

2.4.2. Forsus sabit fonksiyonel apareyi tipleri 14

2.5. Mini Vida Ankrajlı Forsus Uygulamaları 17

2.6. Diş hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri 19

2.6.1. Fotoelastik gerilme analiz yöntemi 20

2.6.2. Denek hayvanları kullanılarak yapılan analiz yöntemi 20

2.6.3. Gerinim ölçer stres analiz yöntemi (Strain-Gauges) 21

2.6.4. Kırılgan vernikle kaplama yöntemi (Brittle laquer) 21

2.6.5. Holografik interferometri (Lazer ışını ile gerilme analizi) 21

2.6.6. Sonlu elemanlar analizi (Finite element metot / FEM) 21

Sayfa

2.6.7. Radyo telemetri 22

2.7. Sonlu Elemanlar Analizi (Finite Element Metot / FEM) 22

2.7.1. Sonlu elemanlar ile ilgili temel kavramlar 24

2.7.2. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin çalışma prensibi 34

2.7.3. Lineer ve nonlineer analizler 38

2.8. Ortodontide Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi Kullanılarak Yapılan Çalışmalar 39

3. GEREÇ VE YÖNTEM 43

3.1. Mandibular Kemiğin Modellenmesi 46

3.2. Mandibular Dişlerin Modellenmesi 51

3.3. Braketler, Tüpler ve Tel Ünitesinin Modellenmesi 52

3.4. Forsusun ve Mini Vida Destekli İndirekt Ankraj Ünitesinin Modellenmesi 54

3.5. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Modelinin Hazırlanması..... 55

3.6. Materyallerin Fiziksel Özellikleri ve Sınır Koşulları 57

3.6.1. Sınır koşulları 57

3.7. Senaryoların Oluşturulması 58

3.7.1. Senaryo 1 59

3.7.2. Senaryo 2 60

3.7.3. Senaryo 3 61

3.7.4. Senaryo 4 62

4. BULGULAR 63

4.1. Birinci Senaryoya Ait Bulgular 64

4.1.1. Mandibular kemikte meydana gelen maksimum ve minimum asal stres değerleri 64

4.1.2. Mandibular dişlerde görülen deplasman miktarları 69

4.2. İkinci Senaryoya Ait Bulgular 71

Sayfa

4.2.1. Mandibular kemikte meydana gelen maksimum ve minimum asal stres değerleri 71

4.2.2. Mandibular dişlerde görülen deplasman miktarları 77

4.3. Üçüncü Senaryoya Ait Bulgular 79

4.3.1. Mandibular kemikte meydana gelen maksimum ve minimum asal stres değerleri 79

4.3.2. Mandibular dişlerde görülen deplasman miktarları 85

4.4. Dördüncü Senaryoya Ait Bulgular 87

4.4.1. Mandibular kemikte meydana gelen maksimum ve minimum asal stres değerleri 87

4.4.2. Mandibular dişlerde görülen deplasman miktarları 93

4.5. Ölçümlerin Senaryolar Arasında Değerlendirilmesi 95

4.5.1. Mandibular kemikte ölçülen maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında değerlendirilmesi 95

4.5.2. Alt santral dişin y ekseninde (labiolingual) görülen deplasman miktarlarının senaryo içinde ve senaryolar arasında değerlendirilmesi 97

4.5.3. Alt santral dişin z ekseninde (oklüzogingival) görülen deplasman miktarları 99

5. TARTIŞMA 101

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 113

KAYNAKLAR 115

ÖZGEÇMİŞ 131

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge		Sayfa
Çizelge 3.1.	Senaryolarda kullanılan Elastisite modülleri ve Poisson oranları	45
Çizelge 3.2.	Senaryolarda tanımlanan düğüm ve eleman sayıları	56
Çizelge 4.1.	Kortikal kemikte görülen en yüksek maksimum ve minimum asal stres değerlerinin senaryolar arasında karşılaştırılması	96
Çizelge 4.2.	Spongioz kemikte görülen maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması	96
Çizelge 4.3.	Kondil bölgesinde görülen maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması	97
Çizelge 4.4.	Alt santral dişin y eksenindeki (labiolingual) deplasman miktarlarının tüm senaryolarda insizal kenardan kök ucuna doğru 11 farklı noktada değerleri	98
Çizelge 4.5.	Alt santral dişin z eksenindeki deplasman miktarlarının senaryolar arasında karşılaştırılması	99

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil **Sayfa**

Şekil 2.1. Bir elemana etki eden gerilme tipleri 26

Şekil 2.2. Gerilme / Gerinim eğrisi..... 30

Şekil 2.3. Farklı sayıda düğüm içeren elemanların geometrik yapıları..... 33

Şekil 3.1. Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Bochum) Optik tarayıcı . 44

Şekil 3.2. Konik huzme ışınlı tomografide (NewTom 3G), 40 saniyelik tarama ile elde edilen 601 kesitlik görüntü..... 46

Şekil 3.3. 3D- doctor yazılımına ait görüntü 47

Şekil 3.4. 3D- Doctor yazılımında segmentasyon işlemine ait görüntü..... 48

Şekil 3.5. Mandibular kortikal kemiğin görüntüsü 49

Şekil 3.6. Mandibular spongioz kemiğin görüntüsü 50

Şekil 3.7. Modellerde kullanılan mandibular dişlerin görüntüsü 51

Şekil 3.8. Modellerde kullanılan dişlerin periodontal ligament ile birlikte görüntüsü 51

Şekil 3.9. Modelin dişler eklendikten sonra görüntüsü..... 52

Şekil 3.10. Modellenmiş braket,tüp ve tellerin görüntüsü..... 53

Şekil 3.11. Modellenmiş braket,tüp ve tellerle birlikte dişlerin görüntüsü..... 53

Şekil 3.12. Forsus apareyinin görüntüsü 54

Şekil 3.13. Modellenmiş mini vidanın ve indirekt ankraj ünitesinin görüntüsü..... 55

Şekil 3.14. Kullanılan elemanları geometrik yapıları 56

Şekil 3.15. Lateral yönden kondil diskinin sabitleme bölgelerinin görüntüsü 57

Şekil 3.16. Oklüzal yönden 31 numaralı dişin meziyalinden vertikal bir hat boyunca yapılan sabitlenme bölgelerinin görünümü..... 58

Şekil 3.17. Senaryo 1'in sagital düzlemden görünümü..... 59

Şekil 3.18. Senaryo 2'nin sagital düzlemden görünümü..... 60

Şekil 3.19. Senaryo 3'ün sagital düzlemden görünümü..... 61

Şekil 3.20. Senaryo 4'ün sagital düzlemden görünümü..... 62

Şekil **Sayfa**

Şekil 4.1. Senaryo 1'de kortikal kemikte görülen maksimum asal stres dağılımının sagital yönden görünümü 64

Şekil 4.2. Senaryo 1'de kortikal kemikte görülen maksimum asal stres dağılımının transvers yönden görünümü..... 65

Şekil 4.3. Senaryo 1'de kortikal kemikte görülen minimum asal streslerin sagital yönden görünümü..... 65

Şekil 4.4. Senaryo 1'de kortikal kemikte görülen minimum asal streslerin transvers yönden görünümü..... 66

Şekil 4.5. Senaryo 1'de spongioz kemikte görülen maksimum asal streslerin sagital yönden görünümü..... 66

Şekil 4.6. Senaryo 1'de spongioz kemikte görülen maksimum asal streslerin transvers yönden görünümü..... 67

Şekil 4.7. Senaryo 1'de spongioz kemikte görülen minimum asal streslerin sagital yönden görünümü..... 67

Şekil 4.8. Senaryo 1'de spongioz kemikte görülen minimum asal streslerin transvers yönden görünümü..... 68

Şekil 4.9. Senaryo 1'de kondil bölgesinde görülen maksimum asal streslerin sagital yönden görünümü..... 68

Şekil 4.10. Senaryo 1'de kondil bölgesinde görülen minimum asal streslerin sagital yönden görünümü..... 69

Şekil 4.11. Senaryo 1'de mandibular dişlerin Y eksenindeki deplasman miktarlarının görünümü..... 70

Şekil 4.12. Senaryo 1'de mandibular dişlerin Z eksenindeki deplasman miktarlarının görünümü..... 70

Şekil 4.13. Senaryo 1'de alt santral dişin Y eksenindeki insizal kenardan kök ucuna doğru 11 farklı noktadan deplasman miktarlarının görünümü 71

Şekil 4.14. Senaryo 2'de kortikal kemikte görülen maksimum asal stres dağılımının sagital yönden görünümü 72

Şekil 4.15. Senaryo 2'de kortikal kemikte görülen maksimum asal stres dağılımının transvers yönden görünümü..... 72

Şekil 4.16. Senaryo 2'de kortikal kemikte görülen minimum asal streslerin sagital yönden görünümü..... 73

Şekil **Sayfa**

Şekil 4.17. Senaryo 2'de kortikal kemikte görülen minimum asal streslerin transvers yönden görünümü..... 73

Şekil 4.18. Senaryo 2'de spongioz kemikte görülen maksimum asal streslerin sagital yönden görünümü..... 74

Şekil 4.19. Senaryo 2'de spongioz kemikte görülen maksimum asal streslerin transvers yönden görünümü..... 74

Şekil 4.20. Senaryo 2'de spongioz kemikte görülen minimum asal streslerin sagital yönden görünümü..... 75

Şekil 4.21. Senaryo 2'de spongioz kemikte görülen minimum asal streslerin transvers yönden görünümü..... 75

Şekil 4.22. Senaryo 2'de kondil bölgesinde görülen maksimum asal streslerin sagital yönden görünümü..... 76

Şekil 4.23. Senaryo 1'de kondil bölgesinde görülen minimum asal streslerin sagital yönden görünümü..... 76

Şekil 4.24. Senaryo 2'de mandibular dişlerin Y eksenindeki deplasman miktarlarının görünümü..... 77

Şekil 4.25. Senaryo 1'de mandibular dişlerin Z eksenindeki deplasman miktarlarının görünümü..... 78

Şekil 4.26. Senaryo 2'de alt santral dişin Y eksenindeki insizal kenardan kök ucuna doğru 11 farklı noktadan deplasman miktarlarının görünümü 79

Şekil 4.27. Senaryo 3'te kortikal kemikte görülen maksimum asal stres dağılımının sagital yönden görünümü 80

Şekil 4.28. Senaryo 3'te kortikal kemikte görülen maksimum asal stres dağılımının transvers yönden görünümü..... 80

Şekil 4.29. Senaryo 3'te kortikal kemikte görülen minimum asal streslerin sagital yönden görünümü..... 81

Şekil 4.30. Senaryo 3'te kortikal kemikte görülen minimum asal streslerin transvers yönden görünümü..... 81

Şekil 4.31. Senaryo 3'te spongioz kemikte görülen maksimum asal streslerin sagital yönden görünümü..... 82

Şekil 4.32. Senaryo 3'te spongioz kemikte görülen maksimum asal streslerin transvers yönden görünümü..... 82

Şekil **Sayfa**

Şekil 4.33. Senaryo 3'te spongioz kemikte görülen minimum asal streslerin sagital yönden görünümü..... 83

Şekil 4.34. Senaryo 3'te spongioz kemikte görülen minimum asal streslerin transvers yönden görünümü..... 83

Şekil 4.35. Senaryo 3'te kondil bölgesinde görülen maksimum asal streslerin sagital yönden görünümü..... 84

Şekil 4.36. Senaryo 3'te kondil bölgesinde görülen minimum asal streslerin sagital yönden görünümü..... 84

Şekil 4.37. Senaryo 3'te mandibular dişlerin Y eksenindeki deplasman miktarlarının görünümü..... 85

Şekil 4.38. Senaryo 3'te mandibular dişlerin Z eksenindeki deplasman miktarlarının görünümü..... 86

Şekil 4.39. Senaryo 3'te alt santral dişin Y eksenindeki insizal kenardan kök ucuna doğru 11 farklı noktadan deplasman miktarlarının görünümü 87

Şekil 4.40. Senaryo 4'te kortikal kemikte görülen maksimum asal stres dağılımının sagital yönden görünümü 88

Şekil 4.41. Senaryo 4'te kortikal kemikte görülen maksimum asal stres dağılımının transvers yönden görünümü..... 88

Şekil 4.42. Senaryo 4'te kortikal kemikte görülen minimum asal streslerin sagital yönden görünümü..... 89

Şekil 4.43. Senaryo 4'te kortikal kemikte görülen minimum asal streslerin transvers yönden görünümü..... 89

Şekil 4.44. Senaryo 4'te spongioz kemikte görülen maksimum asal streslerin sagital yönden görünümü..... 90

Şekil 4.45. Senaryo 4'te spongioz kemikte görülen maksimum asal streslerin transvers yönden görünümü..... 90

Şekil 4.46. Senaryo 4'te spongioz kemikte görülen minimum asal streslerin sagital yönden görünümü..... 91

Şekil 4.47. Senaryo 4'te spongioz kemikte görülen minimum asal streslerin transvers yönden görünümü..... 91

Şekil 4.48. Senaryo 4'te kondil bölgesinde görülen maksimum asal streslerin sagital yönden görünümü..... 92

Şekil **Sayfa**

Şekil 4.49. Senaryo 4'te kondil bölgesinde görülen minimum asal streslerin sagital yönden görünümü..... 92

Şekil 4.50. Senaryo 4'te mandibular dişlerin Y eksenindeki deplasman miktarlarının görünümü..... 93

Şekil 4.51. Senaryo 4'te mandibular dişlerin Z eksenindeki deplasman miktarlarının görünümü..... 94

Şekil 4.52. Senaryo 4'te alt santral dişin Y eksenindeki insizal kenardan kök ucuna doğru 11 farklı noktadan deplasman miktarlarının görünümü 95

Şekil 4.53. Alt santral dişin labiolingual yöndeki deplasman miktarları 99

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	**Açıklamalar**
γ	Gerinim
cm^2	Santimetrekare
F	Kuvvet
g	Gram
gf	Gramforce
m	Kütle
MPa	Megapascal
N	Newton
nm	Nanometre
º	Derece
σ	Gerinme

Kısaltmalar	**Açıklamalar**
PDL	periodontal ligament
SESA	Sonlu elemanlar stres analizi
TMA	Titanyum Molibden Alaşımı

1.GİRİŞ

Sınıf II anomaliler iskeletsel, dişsel ve her ikisinin kombinasyonu olacak şekilde görülebilmektedir. İskeletsel sınıf 2 maloklüzyon, genetik ve/veya çevresel faktörlere bağlı olarak çene yüz yapılarının gelişimi esnasında ortaya çıkan üst ve/veya alt çenenin sagital yön ilişkisindeki uyumsuzlukla kendini gösteren bir ortodontik anomalidir (Ackerman ve Proffit, 1969). Toplumda sık rastlanan bir maloklüzyon olmakla birlikte Sayın ve Türkkahraman (2004), kliniklerine ortodontik tedavi için başvuran 1356 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada hastaların % 24'ünün dişsel sınıf II anomali gösterdiğini ve bunların %19'unun sınıf II bölüm I anomaliye sahip olduğunu belirtmişlerdir. Massler ve Frankel (1951) ise dişsel sınıf II anomalilerinin toplumdaki görülme sıklığının % 16-68 arasında olduğunu belirtmişlerdir.

İskeletsel sınıf 2 maloklüzyon üst çene protrüzyonu, alt çene retrüzyonu ya da her ikisinin kombinasyonu ile birlikte görülebilmektedir (McNamara, 1981). Fakat iskeletsel sınıf 2 maloklüzyonların en önemli sebeplerinden birisi alt çenenin kafa kaidesine göre geride konumlanmasıdır. McNamara'nın incelediği iskeletsel sınıf 2 vakaların yaklaşık %60'ında, alt çene kafa kaidesine göre geride konumlanmıştır (McNamara, 1981). Pancherz ve arkadaşları (1997) ise çalışmalarında bu oranı % 29-49 olarak bildirmişlerdir.

İskeletsel sınıf 2 maloklüzyonların tedavi yaklaşımında günümüzde kabul edilen tedavi yöntemleri şunlardır (Ruf ve Pancherz, 2003):

1. Pubertal büyüme atılımı hemen öncesinde ve pubertal büyüme atılımı içerisinde fonksiyonel apareyler veya headgear aracılığı ile büyümenin modifikasyonu

2. Pubertal büyüme atılımını geçmiş vakalarda diş çekimi ve sonrasında sabit mekaniklerle yapılan kamuflaj tedavisi

3. Erişkin hastalarda ortognatik cerrahi

Büyüme ve gelişim dönemindeki bireylerde alt çene geriliğine bağlı sınıf 2 maloklüzyonda tedavi hedefi, alt çenenin fonksiyonel apareyler ile öne alınarak alt çene gelişiminin stimüle

edilmesi ve böylece iskeletsel problemin düzeltilerek profilde iyileşme sağlanmasıdır (McNamara, 1981). Bu amaçla sabit ya da hareketli olmak üzere çeşitli fonksiyonel apareyler kullanılmaktadır. Hareketli ve sabit fonksiyonel apareylerin etkilerinin incelendiği çalışmalarda, her iki aparey grubu farklı avantaj ve dezavantajlara sahip olmakla beraber sabit fonksiyonel apareylerin hasta kooperasyonuna bağlı olmamasından dolayı hareketli apareylere göre üstün bulunmuşlardır (Bishara ve Ziaja, 1989; Carels ve Van Der Linden, 1987; McNamara ve ark., 1990; Weiland ve ark., 1997). Hareketli apareylerin dezavantajlarını ortadan kaldırmak amacıyla üretilen sabit fonksiyonel apareyler günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır (Franchi ve ark., 2011; Pancherz ve ark., 2014; Stucki ve Ingervall, 1998). Rijit ve fleksible tiplerinin olumlu özelliklerini barındıran hibrit sabit fonksiyonel apareylerin günümüzde çok kullanılan tiplerinden biri olan Forsus apareyi (3M Unitek Orthodontic Products, Monrovia, California), dayanıklı olması, klinik kullanımının kolay ve hasta konforunun yüksek olması gibi avantajları sebebiyle kullanımı yaygın olan bir apareydir (Vogt, 2006).

Forsus apareyinin konvansiyonel kullanımı üst 1. molar diş ile alt kanin diş arasındadır. Fakat literatürlerde farklı uygulamaları da mevcuttur. Franchi ve arkadaşları (2011), Forsus apareyini üst 1. molar alt 1. premolar diş arasına uygulamışlardır.

Sabit fonksiyonel apareylerin etkinliği birçok çalışmada incelenmiş ve bu çalışmalarda, alt kesici dişlerde protrüzyon meydana geldiği ve apareyin etkisinin büyük oranda dentoalveolar olduğu rapor edilmiştir (Aras ve ark., 2011; Franchi ve ark., 2011; Jones ve ark., 2008). Alt kesici dişlerde meydana gelen protrüzyon, apareyin iskeletsel etkisini minimalize etmektedir. Son yıllarda istenmeyen bu yan etkiyi ortadan kaldırmak için mini vida ve mini plak gibi geçici iskeletsel ankraj üniteleri sabit fonksiyonel apareyler ile birlikte farklı kombinasyonlarda kullanılmaktadır.

Aslan ve arkadaşları (2014), Eissa ve arkadaşları (2017) ve Elkordy ve arkadaşları (2016) forsus apareyini; üst birinci molar diş ve kanin diş arasına, alt çenede kanin ve 1. premolar diş arasına yerleştirdikleri mini vidadan indirekt ankraj alarak uygulamışlardır. Ünal ve arkadaşları (2015) forsus apareyini; üst çenede 1. molar dişten, alt çenede simfiz bölgesine yerleştirilen mini plaklara direk ankraj alarak uygulamışlardır. Gandedkar ve arkadaşları

(2010) ise forsus apareyini üst çenede 1. molar diş ve alt çenede kanin 1. premolar diş arasına yerleştirdikleri mini vidadan direk ankraj alarak uygulamışlardır.

Ortopedik kuvvetlerin kraniyofasiyal sistemde neden olduğu stresleri değerlendirmek için diş hekimliğinin diğer alanlarında da kullanılan; foto elastik gerilme analizi (photoelastic stress analysis), denek hayvan çalışmaları, gerinim ölçer (strain gauge) kullanımı, lazer ışını ile gerilme analizi (holografik interferometri), kırılgan vernikle kaplama (brittle laquer) ve sonlu elemanlar (finite element analysis/FEM) gibi farklı analiz yöntemleri kullanılmaktadır (Geramy, 2002). Mühendislik yapılarındaki statik yüklemelerin hesaplanması amacıyla geliştirilen sonlu elemanlar analizinin, ortodontik kuvvetlerin kraniyofasiyal sistemde neden olduğu biyomekanik etkileri de değerlendirmek amacıyla kullanım alanı artmıştır. Sonlu elemanlar analizi ortodontik kuvvetlerin veya ortodontik kuvvet oluşturan apareylerin dişler, periodontal ligament, alveol kemiği ve kraniyofasiyal yapılardaki biyomekanik etkilerinin değerlendirilmesi ya da ankraj amacıyla kullanılan mini vidaların etrafında oluşan gerilmelerin değerlendirilmesi gibi farklı alanlarda kullanılmaktadır (Bathe, 2006; Knop ve ark., 2015).

İskeletsel sınıf 2 maloklüzyon tedavisinde kullanılan Forsus apareyinin mandibula ve çevre dokularda yarattığı etkiyi sonlu elemanlar analizi ile inceleyen sınırlı sayıda çalışma vardır (Akış ve Doruk, 2018; Chai ve ark., 2009; Chaudhry ve ark., 2015; Panigrahi ve Vineeth, 2009; Patil ve ark., 2017).

Yapılan literatür taramasında; mini vida desteği ile alt çenenin farklı bölgelerine uygulanmış Forsus aygıtının mandibula üzerindeki etkilerinin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilerek karşılaştırıldığı herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Çalışmamızın amacı; sonlu elemanlar analiz yöntemi ile Forsus aygıtının mandibula üzerindeki etkilerini, aygıtın üst çenede uygulama noktası sabit tutulup (üst 1. molar diş) alt çenede ki uygulama noktaları değiştirilerek ve mini vida destekli uygulanarak; alt kanin diş braketi distaline (konvansiyonel uygulama), alt 1. premolar diş braketinin distaline , alt kanin ve 1. premolar dişler arasına mini vida indirekt ankrajlı, alt 1. premolar ve 2. premolar

dişler arasına mini vida indirekt ankrajlı olmak üzere dört farklı uygulama tipi modelleyerek karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Sınıf II Maloklüzyonların Tanımı

E.H. Angel (1899) tarafından, ortodontik maloklüzyonlar tanımlanmış ve sınıflandırılmıştır. Maloklüzyonun belirlenmesinde üst molar dişlerin konumu anahtar rol oynar ve buna göre alt çene dişlerinin sagital yöndeki konumu değerlendirilir. Sınıf II maloklüzyon, mandibular I. molar dişin üst I. molar dişe göre ideal konumundan daha distalde yer alması durumu olarak tanımlanmaktadır (Angle, 1907). Günümüzde halen en çok kullanılan sınıflandırma yöntemidir.

Angle, Sınıf II maloklüzyonları üç alt gruba ayırmıştır:

1. Sınıf II Bölüm I: Sınıf II molar ilişki ile beraber artmış overjet görülmektedir.
2. Sınıf II Bölüm II: Sınıf II molar ilişki ile beraber artmış overbite görülmektedir. Maksiller keser dişlerin eksen eğimleri azalmıştır ve üst çenede genellikle çapraşıklık görülür.
3. Sınıf II Subdivizyon: Bir tarafta sınıf I, diğer tarafta sınıf II molar ilişki vardır.

Maloklüzyonların iskeletsel olarak sınıflandırılması ise lateral sefalometrik analizler aracılığı ile yapılabilmektedir. Steiner, 1953'te maloklüzyonların iskeletsel sınıflandırmasını yapabilmek amacıyla geliştirmiş olduğu sefalometrik analiz yönteminde ANB açısını kullanmıştır. ANB açısının 4°' den büyük olduğu vakalar için sınıf 2 iskeletsel maloklüzyon tanımını yapmıştır (Steiner, 1953).

2.2. Sınıf II Maloklüzyonların Prevalansı ve Etiyolojisi

Sınıf II maloklüzyonlar, popülasyonun yaklaşık üçte birini etkileyen en sık görülen sagital yön anomalileridir (Franchi ve ark., 2011). E.H. Angel, sınıf II maloklüzyonların oranını kendi vakalarında % 27 olarak rapor etmiştir (Angle, 1907). Giray (1977), yaptığı çalışmada Türkiye'de sınıf II maloklüzyon oranını % 25 olarak tespit etmiştir. Amerika Birleşik Devletleri halk sağlığı servisinin yaptığı çalışmalarda, sınıf II bölüm I maloklüzyon oranını, 6-11 yaş için % 17, 12-17 yaş için % 15 olarak saptamıştır (Graber, 2005).

Sınıf II maloklüzyonlar, genetik ya da çevresel faktörlere bağlı olarak oluşabilmektedir.

Harris ve Johnson (1991), 1930 - 1970 yılları arasında alçı modeller ve sefalometrik filmler üzerinde uzun dönem çalışmalar yapmışlar ve kalıtımın dişler üzerindeki etkisinin iskeletsel yapıdaki etkisine oranla daha az olduğu sonucuna varmışlardır.

Nakasima ve arkadaşları (1982), 96 bireyin ebeveyn ve çocukları üzerinde yaptıkları bir araştırmada, sefalometrik filmler üzerindeki çakıştırmalarından elde ettikleri verileri değerlendirerek, sınıf II maloklüzyonun oluşumunda genetik geçisin yüksek oranda rol oynadığını rapor etmişlerdir.

Başçiftçi ve arkadaşları (2002), Konya yöresinde okul çocuklarında maloklüzyon görülme sıklığını değerlendirmek amacıyla yaptıkları okul taramasında, yaşları 6-19 yıl arasında değişen 965 bireyi incelemiş, maloklüzyon yüzdesini %81 olarak belirlemiş ve bunların %15.9'unun Sınıf II bölüm 1 olduğunu rapor etmiştir.

Sarı ve arkadaşları (2003), ortodontik maloklüzyona sahip ve bu amaçla ortodonti kliniğine başvurmuş, yaşları 0-38 yıl arasında değişen 1602 bireyi maloklüzyon dağılımı açısından incelemiş ve bu bireylerin %28.07'sinin Sınıf II maloklüzyona sahip olduğunu bildirmiştir.

Çelikoğlu ve arkadaşları (2010), Erzurum'da 1507 hasta üzerinde yaptığı çalışmada Sınıf II görülme oranının %38.3 olduğunu bildirmiş, bunun %28.9'unun Sınıf II bölüm 1, %9.4'ünün Sınıf II bölüm 2 olduğunu rapor etmiştir.

Sayın ve Türkkahraman (2004), ortodontik tedavi için başvuran 1356 bireyi farklı tipteki maloklüzyon sıklığını belirlemek amacıyla incelemiş ve %24'ünün Sınıf II maloklüzyona sahip olduğunu bildirmiş, bunların %19'unu Sınıf II bölüm 1 maloklüzyonun oluşturduğunu belirtmiştir.

Sınıf II maloklüzyonların oluşumunda birçok faktörün etkili olduğu düşünülmektedir. Proffit ve arkadaşları (2000), maloklüzyon sebeplerini şu şekilde sınıflandırmaktadır:

• Kalıtımsal faktörler

• Çevresel faktörler

• Kalıtımsal ve çevresel faktörlerin kombinasyonu

Parmak emme, ağız solunumu, yanlış yutkunma gibi kötü alışkanlıklar, erken süt dişi kaybı gibi nedenler çevresel faktörler olarak sınıf II maloklüzyonun oluşmasına zemin hazırlayabilmektedirler (Smith, 1939). Travma, kötü beslenme, kötü alışkanlıklar, fiziksel etkenler, hastalıklar gibi etiyolojik faktörlerden bir ya da birkaçının belirli bir süre ortodontik bölgelere etki etmesi sonucunda anomali oluşabilmektedir. Etiyolojik faktörlerin etki ettiği dönem prenatal, postnatal veya farklı yaslarda olabilir. Kısa ya da uzun süreli, kesik kesik ya da devamlı olabilir. Etiyolojik faktörlerin dişleri etkilemesi sonucunda malpozisyonlar ve maloklüzyonlar, kemikleri etkilemesi sonucunda iskeletsel anomaliler, nöromusküler sistemi etkilemesi sonucunda fonksiyon anomaliler oluşabilmektedir. Fakat hepsini bağımsız düşünmek yanlış olacaktır, kendi aralarında etkileşim içindedirler (Ülgen, 2000).

2.3. Tedavi Seçenekleri

Ortodonti pratiğinde iskeletsel sınıf 2 kapanış bozukluğu sıklıkla iskeletsel alt çene geriliğinden kaynaklı görülmektedir (Baccetti ve ark., 1997; Proffit ve ark., 1998). Altta yatan iskeletsel problem, büyüme ile kendiliğinden düzelmemekte ve müdahale gerektirmektedir (Stahl ve ark., 2008).

İskeletsel sınıf 2 maloklüzyonların tedavisinde başlıca tedavi hedefi, çenelerin birbirine göre olan uyumsuzluğunun ve profilin düzeltilmesidir (Saraçoğlu, 2007).

İskeletsel sınıf 2 kapanış bozukluğunda iskeletsel problemi çözmek için üç alternatif tedavi seçeneği vardır. Bunlar; büyüme modifikasyonu, dişsel kamuflaj ve ortognatik cerrahidir. Büyümesi devam eden hastalar için her üç tedavi seçeneği uygulanabilirken erişkin hastaları

dişsel kamuflaj ve ortognatik cerrahi ile tedavi etmek mümkündür (Bishara, 2001; Pancherz, 2000). Büyüme modifikasyonundaki amaç, büyümesi devam etmekte olan hastalardaki kalan büyümeyi, arzu edilen iskeletsel büyümeye doğru yönlendirebilmektir. Büyüme modifikasyonu; ağız dışı (headgear) apareyler, çeneler arası uygulanan sabit (Herbst, Jasper Jamper, Forsus, Twin Force Bite Corrector) ve hareketli (Bionatör, Twinblock) fonksiyonel apareyler aracılığıyla yapılabilmektedir (Bishara, 2001). Headgearin üst çene gelişimi üzerinde engelleyici etkisi varken alt çene üzerindeki etkisi çok azdır (Baumrind ve ark., 1981; Baumrind ve ark., 1983; Firouz ve ark., 1992; Hubbard ve ark., 1994; McNamara, 1973). Alt çenenin gelişim geriliği nedeni ile oluşan iskeletsel Sınıf II maloklüzyonda ise ideal tedavi yaklaşımı, alt çenenin boyu ve konumunu değiştirerek büyümesini aktive etmek ve iskeletsel ilişkiyi düzeltmek olmalıdır. Bu amaçla fonksiyonel apareyler kullanılmaktadır (Ülgen, 2000). Çeneler arası fonksiyonel apareylerin üst çene gelişimini az da olsa yavaşlatma, alt çene gelişimini teşvik etme, alt kesici dişleri öne itme etkisi vardır (Barton ve Cook, 1997; Bishara ve Ziaja, 1989).

Büyüme potansiyeli çok az ya da hiç bulunmayan iskeletsel sınıf 2 maloklüzyonlarda mevcut problemin çözümü için ortodontik tedavi tek başına yeterli olmamaktadır. Ayrıca ortodontik problemi şiddetli olan, büyüme potansiyeli bulunmayan ve kamuflaj için uygun endikasyonları taşımayan hastalarda uygun tedavi yaklaşımı, çenelerin ve dentoalveolar segmentlerin yeniden konumlandırıldığı ortognatik cerrahidir (Bishara, 2001; Proffit, 2000).

2.3.1. Fonksiyonel tedavi

Çenelere ait iskeletsel bozuklukların tedavisi için gerekli dokusal değişikliklerin, organa ait fonksiyonel uyarılar aracılığı ile elde edilmesi sonucu yapılan tedaviye fonksiyonel tedavi denir. Bu etkileri elde etmek üzere kullanılan apareyler ise fonksiyonel apareyler olarak tanımlanır (Ülgen, 2000).

Fonksiyonel tedavinin dayanağı, fonksiyonel apareyler yardımı ile yeni bir fonksiyonel model oluşturmak ve bu yeni fonksiyonel modelin yeni bir morfolojik model geliştirmesine izin vermektir (Carels ve Van Der Linden, 1987).

Fonksiyonel tedavi felsefesi, aşağıdaki teorilere dayanmaktadır:

1. Wolff Prensibi
2. Muzy'nin Enerjivital Teorisi
3. Muzy'nin Lienplastik Teorisi
4. Moss'un Fonksiyonel Matriks Teorisi.

- Wolff Prensibi: Kemiğin mikro yapısındaki değişiklik matematiksel bir düzen içinde morfolojik değişikliğe neden olmaktadır (Graber ve ark., 1997).
- Muzy'nin Enerjivital Teorisi: Bütün canlılar, erişkin olmaya ve daha iyi bir şekil almaya eğilimlidir (Muzy, 1952).
- Muzy'nin Lienplastik Teorisi: Birbiriyle ilişkili olan iki kemikten birinde oluşan değişiklikler diğerini de etkiler (Muzy, 1952).
- Fonksiyonel Matriks Teorisi: Her bir fonksiyonel yapı, kemik ve çevre yumuşak dokularla bir bütün içerisindedir. İskeletsel yapılara ait boyutsal, biçimsel ve konumsal değişikliklerin tümü, iskeletsel yapının fonksiyonel matriksinde meydana gelen değişimler sayesinde ortaya çıkmaktadır (Moss, 1975; Moss ve Salentijn, 1969).

Ülgen, diş-çene-yüz bölgesindeki fonksiyonel uyarıların; çiğneme, mimik ve dil kaslarının dinlenme durumundaki tonusları nedeniyle veya çiğneme sırasında kasılma sonucu ortaya çıktığını belirtmiştir. Bu fonksiyonel kuvvetler ya çene kemiklerine yapışan kaslar ile doğrudan, ya da periodontal membran aracılığı ile dolaylı olarak çene ve alveol kemiğine iletilerek kemikte rezorpsiyon ve apozisyon yapmaktadırlar. Kemiğin erişkin şeklini alması, genetik olarak belirlenen örneğe göre fonksiyonel stimülusların etkisi altında olmaktadır. Bu apareyler iskeletsel sınıf 2 maloklüzyona sahip bireylerde alt çeneyi önde ve aşağıda konumlandırır. Burada amaç alt çeneyi orijinal konumuna taşımaya çalışan kasların ve yumuşak dokuların baskılarının büyümeyi modifiye etmesi ve alt çenenin büyüme miktarının arttırılmasıdır (Ülgen, 1993).

Hareketli Fonksiyonel apareyler

Hareketli fonksiyonel apareyler hasta tarafından takılıp çıkarılabilen apareylerdir. Takıp çıkarılmaları sayesinde daha rahat ağız hijyeni sağlama imkanı vermesi ve maliyetinin düşük olması bu apareylerin avantajları arasında yer alırken hacimli olmaları, dilin alanını daraltması sebebi ile konuşma ve yutkunmada zorluk oluşturması ve sabit apareyler ile birlikte kullanılamaması gibi dezavantajları mevcuttur (Franchi ve ark., 2011; Upadhyay, 2010). Bu apareylerin en büyük dezavantajı ise tedavinin başarısının hasta kooperasyonuna bağlı olmasıdır (Franchi ve ark., 2011). Birçok araştırıcı, fonksiyonel apareylerin başarısında hasta kooperasyonunun büyük bir önemi olduğunu belirtmektedir (Bishara ve Ziaja, 1989; Pangrazio ve Berger, 1993). Tedavinin kooperasyon gerektirmesi bu apareyler ile tedavinin daha uzun sürmesine neden olmaktadır (Franchi ve ark., 2011).

Sahm ve arkadaşları (1990), fonksiyonel aparey kullanan hastalarının kooperasyonlarını, hastaların apareylerine bir mikro elektronik denetleme aygıtı yerleştirerek incelemişlerdir. Araştırma sonucunda hastaların apareylerini günde ortalama olarak 7,5 saat kullandığını belirtmiş olup, bu sürenin ise istenilen sürenin ancak %50-60'ını oluşturduğunu bildirmişlerdir.

Tüm bu dezavantajları ortadan kaldırmak için hareketli fonksiyonel apareylere alternatif olarak sabit fonksiyonel apareyler üretilmiştir. Boyutlarının küçük olması sebebiyle konuşma ve yutkunma gibi fonksiyonların daha rahat yapılabilmesi, hasta kabulünün daha yüksek olması ve sabit mekaniklerle birlikte kullanılabilmesi bu apareylerin başlıca avantajlarındandır. En büyük avantajı ise sabit olması nedeniyle kooperasyon gerektirmemesidir. Bu sayede aparey 24 saat etkilidir ve tedavi daha kısa sürede tamamlanmaktadır (Franchi ve ark., 2011; Stucki ve Ingervall, 1998).

Sabit fonksiyonel apareyler

Sabit fonksiyonel apareyler, esnekliklerine göre 3 grupta sınıflandırılmaktadır (Ritto ve Ferreira, 2000):

• Rijit Sabit Fonksiyonel Apareyler

• Fleksible Sabit Fonksiyonel Apareyler

• Hibrit Sabit Fonksiyonel Apareyler

Rijit Sabit Fonksiyonel Apareyler

Bu gruptaki apareylerin rijiditesi oldukça yüksek olup ağız açma-kapama hareketi dışındaki hareketlere toleransı genellikle azdır. Bu türden apareyler alt çenenin lateral hareketlerine izin vermediğinden hastada kullanım zorluğu, destek dişlerde travma ve apareyin kırılması gibi ciddi yan etkilere yol açabilirler. Bu grupta üretilen ilk mekanik Herbst apareyidir. Diğer apareylerin çoğu ise Herbst apareyinin modifikasyonudur (Ritto ve Ferreira, 2000).

Bu grupta en çok bilinen apareyler şunlardır:

1. Herbst Apareyi
    • Bantlı Herbst Apareyi
    • Akrilik Herbst Apareyi
    • Döküm Herbst Apareyi
    • Cantilever Herbst Apareyi

2. Herbst Apareyi Modifikasyonları

    • Cantilever Bite Jumper

    • Goodman'ın Modifiye Herbst Apareyi

    • Flip-Lock Herbst Apareyi

    • Hanks Teleskobik Herbst Apareyi

    • Ağız içi Horlama Tedavi Apareyi

    • Mandibular Düzeltici Aparey

    • Magnetik Teleskobik Aparey

    • Molar Moving Bite Jumper

    • Mandibular İlerletici ve Yeniden Konumlandırıcı Splint

    • Openbite İntrüzyon Herbst

    • Universal Bite Jumper

3. Ritto Apareyi

4. Mandibular Protraksiyon Apareyi

5. Mandibular Anterior Konumlandırıcı Aparey

6. Fonksiyonel Mandibular İlerletici.

Fleksible sabit fonksiyonel apareyler

Bu gruptaki apareyler esnek bir yapıya sahiptir. Rijit sabit fonksiyonel apareylerin lateral hareketlerde kısıtlılık ve destek dişlerde travma gibi olumsuz özellikleri bu aygıtlarda yoktur. Elastikiyet bu açıdan avantajlı olsa da aynı zamanda apareyin kırılmasına neden olabildiği için bu gruptaki apareylerin en büyük dezavantajıdır. Ayrıca hastanın apareyi çiğneme eğiliminde olması apareyin zarar görmesine ya da kırılmasına neden olabilir (Ritto, 1999).

Bu grupta üretilen ilk aparey Jasper Jumper'dır. Bu apareylerden en çok bilinen ve kullanılanlar aşağıda sıralanmıştır:

1. Jasper Jumper

2. Forsus Nitinol Flat Spring

3. Adjustable Bite Corrector

4. Gentle Jumper

5. Bite Fixer

6. Flex Developer

7. Klapper Superspring II

8. Churro Jumper

9. Amoric Torsion Coils

10. Ribbon Jumper

Hibrit sabit fonksiyonel apareyler

Bu apareyler yarı rijittir. Esneklikleri piston sisteminin içinde yer alan coil springten sağlanmaktadır. Kullanımları rijit apareylere göre daha kolay olmakla beraber, iskeletsel etki açısından rijit fonksiyonel apareyler kadar etkin değillerdir. Uyguladıkları kuvvet 150-200 g arasında değişmektedir (Günay, 2009).

Bu gruptaki apareyler, diğer iki grubun olumlu özelliklerinin bir arada bulunduğu apareylerdir. Nikel titanyum yay sistemi ile çalışan ve alt çene lateral hareketlerini kısıtlamayan apareylerdir. Teleskobik yapılı olanlarda alt çene zorunlu olarak önde konumlandırılmamaktadır. Bunun yerine, yayların aktivasyonu sonucu alt çeneye öne doğru bir kuvvet etkimekte ve birey alt çeneyi önde konumlandırma ihtiyacı hissetmektedir (Ritto ve Ferreira, 2000).

Bu apareylerden en çok kullanılanlar aşağıda sıralanmıştır:

1. Forsus Fatigue Resistant Device (FRD)

2. Eureka Spring

3. Sabbah Universal Spring II

4. Twin Force

2.4. Forsus Sabit Fonksiyonel Apareyi

2.4.1. Forsus sabit fonksiyonel apareyi tarihçesi

Forsus sabit fonksiyonel apareyi ilk olarak 2001 yılında Bill Vogt tarafından geliştirilmiştir. Aparey 3M firması (3M Unitek Orthodontic Products, Monrovia, California) tarafından üretilmektedir. İlk geliştirilen örnek Forsus Nitinol Flat Spring'dir. Daha sonra Forsus L-pin ve son olarak da 2003 yılında Forsus EZ2 Module geliştirilmiştir.

2.4.2. Forsus sabit fonksiyonel apareyi tipleri

<u>Forsus nitinol flat spring</u>

Forsus Flat Nitinol Spring 3M firması tarafından üretilen bir sabit fonksiyonel aygıttır. %45 Nikel %55 titanyum içeren şeffaf plastik kaplamalı dikdörtgen kesitli bir springtir. Aparey 28, 31, 34 ve 37 mm olmak üzere dört farklı boyutta üretilmiştir (Heinig ve Goz, 2001).

<u>Forsus L-pin apareyi</u>

Bu aygıt Forsus Nitinol Spring apareyinden, silindirik bir yay yapısına sahip olması dolayısıyla farklılık göstermektedir. Molar parça üst molar bandına bir L pin yardımıyla bağlanır. Aygıt bu farklılıklar haricinde temelde ilk versiyonuyla benzer bir mekanizma içermektedir (Günay, 2009).

Forsus EZ 2 modül apareyi

Forsus EZ modül 2003 yılında William Vogt tarafından geliştirilmiştir. 2006 yılında da bu aygıta ait ilk vaka sunumu yayınlanmıştır (Vogt, 2006).

Forsus EZ 2 apareyi, 3M firması (3M Unitek Orthodontic Products, Monrovia, California) tarafından üretilmektedir. EZ modülün avantajı, yayın ucundaki klip sayesinde L pine ihtiyaç duyulmadan tek bir klik sesiyle (click-in-place) headgear tüpüne yerleşebilmesidir.

Daha sonraları bu apareyden daha dirençli ve anti rotasyon kolu daha kalınlaştırılmış olan Forsus EZ 2 apareyi üretilmiştir. Apareyin bu tipi günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır (Resim 2.1).



Resim 2.1. Forsus EZ 2 apareyi

Forsus EZ 2 apareyi 22 mm, 25 mm, 29 mm, 32 mm, 35 mm ve 38 mm olmak üzere 6 farklı boyutta üretilmektedir. Bunlardan en kısa üçünde mandibular stop noktası 1. premolar braketin distali olarak alınırken, diğer üçünde bu nokta kanin braketin distali olarak alınır. Forsus apareyi uygulanmadan önce ağız içi cetvelle dişler sentrik oklüzyonda iken maksiller 1. molar dişin bukkal tüpünün distali ile mandibular stop noktası arası mesafe ölçülerek uygun boyuttaki aparey kullanılır. Apareyin uygulanmasından sonraki aktivasyonlar için ise aktivasyon krimp adı verilen 3 mm'lik küçük metal parçacıklardan yararlanılır.

2. molar dişlerin arka dahil edilmesi, 1. molar dişlere gelen kuvvetin etkisiyle bukkale devrilmesine veya ekstrüze olmasına engel olacaktır. Mandibula posteriorda cinch back

yapılması ve tüm dişlerin ligatüre edilerek blok haline getirilmesi oluşabilecek boşlukların önüne geçilebilmesi için gereklidir (Vogt, 2006).

Aparey üst çenede molar bandının headgear tüpüne yerleştirilir. Alt çenedeki bağlanma sekli farklılık gösterebilir. İtici kol, mandibular arka direkt olarak yerleştirilebilir, ark üzerindeki ataşman loopuna bağlanabilir yada alt 1. molar dişten kanin dişe uzanan yardımcı ark teline bağlanabilir (Dionne, 2002). Bunların dışında, iskeletsel etkiyi artırabilmek ve alt keser dişlerde oluşan protrüzyonu azaltmak amacıyla son zamanlarda mini plaklardan ve mini vidalardan destek alındığı rapor edilmiştir (Aslan ve ark., 2014; Çelikoğlu ve ark., 2015; Eissa ve ark., 2017).

Forsus apareyinin bilinen etkilerini dentoalveolar ve iskeletsel olarak şu şekilde sıralayabiliriz:

- Mandibulanın anterior yönde gelişimini sağlayarak mandibula boyutunu artırıcı etkisi vardır (Bilgiç ve ark., 2015; Franchi ve ark., 2011; Mahamad ve ark., 2012).
- Maksillanın anterior gelişimini baskılamaktadır (Jasper ve McNamara, 1995; Pancherz, 1982).
- Ön yüz yüksekliği ile beraber, kondildeki remodelinge bağlı olarak arka yüz yüksekliğinde artış meydana gelebilmektedir (Bilgiç ve ark., 2015; Karaçay ve ark., 2006; Mahamad ve ark., 2012)
- Alt dudak ve pogonion noktasında öne hareket gözlenebilir (Karaçay ve ark., 2006).
- Üst molar dişlerde intrüzyon ve alt keser dişlerde intrüzyon ve proklinasyona bağlı oklüzal düzlemde saat yönünde rotasyon olmaktadır (Bilgiç ve ark., 2015; Günay ve ark., 2011; Heinig ve Goz, 2001).
- Overbite ve overjet miktarları azalmaktadır ((Bilgiç ve ark., 2015; Franchi ve ark., 2011; Heinig ve Goz, 2001; Mahamad ve ark., 2012).
- Üst 1. molar dişlerde distalizasyon ve intrüzyon, üst keser dişlerde retrüzyon ve ekstrüzyon, alt molar dişlerde ekstrüzyon ve meziyalizasyon, alt keser dişlerde protrüzyon ve intrüzyon etkisi vardır (Bilgiç ve ark., 2015; Franchi ve ark., 2011; Heinig ve Goz, 2001).

- Aparey, post-pubertal dönemde herhangi sagital yada vertikal değişikliğe neden olmadan sadece dentoalveolar etkiye sahipken, pubertal atılım döneminde hem iskeletsel hem de dentoalveolar etki elde edilmektedir (Aras ve ark., 2011; Günay ve ark., 2011; Öztoprak ve ark., 2012).

Üretici firmanın tavsiyesi ve klinik çalışmalarda Forsus apareyinin ideal aktif tedavi süresi olarak 6-7 ay verilmektedir (Aras ve ark., 2011; Franchi ve ark., 2011; Günay ve ark., 2011; Öztoprak ve ark., 2012).

Üretici firma uygulanan yorgunluk testinde 5 milyon açma kapama hareketi sonucunda bile herhangi bir kırılma olmadığı ifade edilen apareyi, dayanıklılığı ön planda olduğu için 'Fatigue Resistant Device' olarak tanımlanmıştır.

2.5. Mini Vida Ankrajlı Forsus Uygulamaları

Tüm sabit fonksiyonel apareylerde alt kesici dişlerde protrüzyon meydana gelmesi, apareyin iskeletsel etkisini sınırlayan ve istenmeyen bir yan etkidir. Literatürde sabit fonksiyonel aparey uygulanması sonrasında 2.4-12.9° arasında değişen miktarlarda alt kesici protrüzyonundan bahsedilmektedir (Karaçay ve ark., 2006; Öztoprak ve ark., 2012). Ayrıca yapılan çalışmalar dişsel ve aynı zamanda iskeletsel etki gösteren sabit fonksiyonel apareylerin iskeletsel etkilerinin, dişsel etkileri kadar fazla olmadığını bildirmektedir (Heinig ve Goz, 2001; Karaçay ve ark., 2006). Bu nedenle son dönemlerde istenmeyen yan etkileri azaltmak ve iskeletsel etkiyi arttırmak amacıyla iskeletsel ankraj ile birlikte kullanılan sabit fonksiyonel apareyler ile ilgili çalışmalar yapılmıştır.

Uygulanan mini vidanın şekli, yiv sayısı, uzunluğu ve çapı primer stabilite üzerinde etkilidir. Mini vidanın konik yapıda olması ve yiv sayısının fazla olması primer stabiliteyi arttıran faktörlerdir (Şar, 2013). Wilmes ve arkadaşları (2008) yaptıkları çalışmada, 6 ayrı tip mini vidanın farklı çaplarda ve şekillerdeki primer stabilitelerini değerlendirmiş, konik vidaların primer stabilite açısından çok daha iyi olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca mini vida çapının da stabilitede çok etkili olduğunu savunmuşlardır.

Mini vidaların kökler arası bölgeye uygulanabilecek kadar küçük olması, uygulanma ve çıkarılma işlemlerinin kolay olması sebebiyle geniş kullanım alanına sahiptir (De Clerck ve ark., 2002). Ayrıca yerleştirildikten sonra osseointegrasyon için beklemeyi gerektirmez. Yumuşak doku iyileşmesi için 2 hafta beklendikten sonra kuvvet uygulanabilir (Liou ve ark., 2004; Park ve ark., 2003). Ohashi ve arkadaşları (2006) yaptıkları sistematik derlemede iki haftalık yumuşak doku iyileşmesini beklemeden de kuvvet yüklemesi yapılabileceğini; stabilite açısından sorun teşkil etmeyeceğini belirtmiştir. Klinik çalışmalarda mini vida üzerine uygulanan ortodontik kuvvetler 50 gr – 400 gr arasında değişiklik göstermekle beraber, çoğunlukla 200 gr veya daha az kuvvet uygulanmıştır. İmplantlara uygulanan farklı kuvvetler ve bu kuvvetlerin implantı saran kemikteki reaksiyonu çeşitli hayvan çalışmalarında araştırılmıştır (Duyck ve ark., 2001; Wehrbein ve ark., 1997). Kemiğin yapısal özellikleri yanında, uygulanan kuvvet miktarı kemiğin yeniden şekillenmesini etkiler (Wehrbein ve ark., 1997). Wehrbein ve arkadaşları (1997) köpek palatal kemiklerinde 1N kuvvet uygulaması sonucu kontrol grubuna göre ilave kemik yapımı bulmamışlar, ancak kuvvet 2 N olduğunda baskı olan tarafta kontrol grubundan daha fazla ilave kemik yapımı gözlemişlerdir. Forsus apareyinde ise yay ağız kapalı iken en güçlü halini alarak tek taraflı 200 gr kuvvet uygulamaktadır (Jones ve ark., 2008).

Mutlak ankraj amacıyla kullanılan implant çeşitlerinden osseointegre implantlar cerrahi prosedür gerektirir ve iyileşme periyodu için 4-6 ay beklenilmelidir. Geniş çaplı implantların yerleştirilmesi için her bölgede yeterli kemik varlığının olmamasına bağlı olarak pterigoid bölge, retromolar bölge, palatinal sütur gibi dişsiz bölgeler tercih edilmektedir. (Higuchi ve Slack, 1992; Roberts ve ark., 1984). Maksiller sinüs, yumuşak doku, sinirler, çocuklarda sürmemiş daimi dişler gibi anatomik limitasyonlar, 16 yaşından küçük bireylerde kullanılamamaları ve pahalı olmalarından dolayı implantların uygulanmaları her zaman mümkün olmamaktadır. Bu nedenle son yıllarda iskeletsel veya mutlak ankraj sağlamak için titanyum mini vidalardan, palatal implantlardan ve mini plaklardan daha yaygın olarak faydalanılmaktadır. Mini vidalar; anatomik limitasyonlarının az olması, flep kaldırılmadan vidanın yerleştirilebilmesi sayesinde daha az invazif olması, yerleştirilmesinin ve çıkarılmasının kolay olması, osseointegrasyon için beklemeye gerek kalmadan hemen kuvvet uygulanabilmesi, maliyetinin konvansiyonel implantlardan çok daha düşük olması,

16 yaşından küçük bireylerde de kullanılabilir olması nedeniyle daha fazla tercih edilir olmuştur (Lee ve ark., 2007).

2.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri

Stres analiz yöntemleri, bir cisme gelen kuvvetlerin nerede yoğunlaştığını ve buna göre cismin seklinin nasıl oluşturulması gerektiğini gösteren yöntemlerdir.

Stres analizi, bir yapı içerisinde yüklere bağlı olarak meydana gelebilecek gerilmelerin incelendiği bir uygulamadır. Stres analizi analitik, sayısal ve deneysel olarak yapılabilir. Analitik yaklaşımlar, matematiksel formüller ve sonuç denklemlerinin çözümünü gerektirir. Sayısal modellemeler, sonlu elemanlar modeli benzeri yöntemleri kapsar. Deneysel yaklaşımlar ise genellikle ilgili yapı üzerinde doğrudan elde edilen ölçümlerin kullanımını içerir (Caputo ve Standlee, 1987). Bir cismin üzerine gelen kuvvetlerin nerelerde yoğunlaştığını görmek ve uygulama sırasında o cismin daha dayanıklı ve güçlü olabilmesi için seklinin nasıl olması gerektiğini önceden saptayabilmek için gerilme analizleri yapılması gereklidir (Knoell, 1977).

Diş hekimliğinde kuvvet analiz yöntemleri, tedavi sırasında uygulanan kuvvetlerin biyolojik yapılar üzerinde oluşturduğu gerilme ve gerinimlerin, bunların yoğunlaştığı bölgelerin, çene ve diş yapısında meydana gelebilecek deformasyonların izlenmesi amacıyla kullanılmaktadır (Veli, 2012).

Tüm yapısal analiz ve tasarımlar, uygulanacak kuvvet ve bu kuvvete dayanması gereken materyalin mekanik özelliklerinin bilinmesini gerektirir. Ağız içinde oluşan fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetlerden dolayı, oral dokular tarafından aşırı derecede karmaşık yapısal cevaplar oluşmaktadır. Oluşan streslerin hesaplanması, restoratif materyaller ve oral dokuların özelliklerinin bilinmesi ile yalnızca sayısal ve deneysel stres analiz teknikleri ile yapılabilir. Dental yapıların karmaşık geometrileri ve fizyolojileri nedeni ile diş hekimliğinde birçok biyomekanik çalışmalar in-vitro olarak yapılmaya çalışılmaktadır.

Ortodontik kuvvetlerin dokularda oluşturduğu stres ve gerilimi ölçmek için literatüre bakıldığında farklı yöntemler kullanıldığı görülmektedir. Bu metotların bazıları kuvvetin

biyolojik dokularda meydana getirdiği etkileri incelemek için başarılı bulunurken bazıları ise sadece tahmin metodu olarak kullanılmaktadır (Borchers ve Reichart, 1983).

Günümüzde, diş hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemleri şunlardır:

- Foto elastik Kuvvet Analiz Yöntemi
- Denek Hayvanları Kullanılarak Yapılan Analiz Yöntemi
- Gerinim Ölçer Stres Analiz Yöntemi (Strain-Gauges)
- Kırılgan Vernikle Kaplama Yöntemi (Brittle Laquer)
- Holografik İnterferometri (Lazer Işını ile Gerilme Analizi)
- Sonlu Elemanlar Analizi (Finite Element Analysis / FEM)
- Radyo telemetri

2.6.1. Foto elastik gerilme analiz yöntemi

Fotoelastik gerilme analizi; saydam cisimler içinden geçen polarize ışığın kırılması olayına dayanan, geometrik şekilli olmayan cisimlerde kuvvetin akışını gözlemlemek için kullanılan gerilme analiz yöntemidir. Polarize ışık demeti, üzerine kuvvet uygulanmış fotoelastik bir materyalden geçerken materyali farklı hızlarda kat ederek dikey titreşimlere dönüşür. Karmaşık yapılar içerisinde oluşan mekanik gerilmeleri gösteren bu titreşimler, polariskop cihazı ile izlenerek gerilme bölgeleri tespit edilir (Sonugelen ve Artunç, 2002).

Donanımlı bir laboratuvar ve özel hazırlanmış modeller gerektiren bu analiz, diş hekimliğinde protetik ve restoratif materyallerin geliştirilmesinde kullanılmaktadır. Ortodontide ise genellikle kuvvet altında kalan basınç alanlarında meydana gelen değişikliklerin belirlenmesinde kullanılmaktadır (Caputo ve ark., 1974).

2.6.2. Denek hayvanları kullanılarak yapılan analiz yöntemi

Denek hayvan çalışmalarında canlı dokuların kuvvet veya çeşitli uyaranlara cevaplarının incelenebilmesi, diğer metotlara göre avantaj oluşturmaktadır. Ancak tüm sonuçları insan dokularına uyumlandırmak ve insana ait destek dokuların gerçek cevabını ölçmek mümkün olmamaktadır (Geramy, 2002). Ortodontide ise Oppenheim (2007), özellikle diş hareketi

sırasında kemik ve diğer dokuların yanıtlarını inceleyen çalışmaları ile bu konunun öncülerindendir.

2.6.3. Gerinim ölçer stres analiz yöntemi (Strain-Gauges)

Gerinim ölçerler, yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan aygıtlardır. Bunların mekanik, mekanik- optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik bünyeye sahip olan şekilleri mevcuttur. Bu metotta incelenecek bölgelere sekil değiştirmeye duyarlı kalibre edilmiş elektriksel direnç elemanları yerleştirilir ve gerilme altındaki boyutsal değişiklikler incelenir (Ulusoy ve Aydın, 2010). İn vivo veya in vitro şartlarda statik ve dinamik yüklemeler altında sekil değiştirme ile ilgili sonuçlar sağlar (Szwedowski ve ark., 2010).

2.6.4. Kırılgan vernikle kaplama yöntemi (Brittle laquer)

Bu analiz yöntemi, incelenecek olan model üzerine sürülen özel verniğin fırınlanmasından sonra kuvvet yüklenerek bölgede oluşan çatlakların yorumlanması esasına dayanır (Eraslan, 2004; Sonugelen ve Artunç, 2002).

2.6.5. Holografik interferometri (Lazer ışını ile gerilme analizi)

Hologram, koharent ışık kaynağından çıkan iki ışının karşılıklı etkisiyle oluşturduğu mikroskobik girişim saçaklarının kaydedilmesi işlemidir. Cisimlerin üç boyutlu görüntüsünü elde etmek için kullanılır. Işığın iki temel özelliği olan girişim ve kırınım olaylarından faydalanır. Bu yöntemde interferometri adı verilen ışık girişim saçaklarını uzaktan ölçen bir alet kullanılır. Çıkardığı iki lazer ışın demeti ile cisimler üzerindeki aralık ve yer değiştirme miktarını ölçer. Cisim ışın verilirken hareket ettirildiğinde, holografik görüntüde şekillenen saçakların değerlendirilmesi ile sonuca ulaşılmaktadır (Kumar ve ark., 2009).

2.6.6. Sonlu elemanlar analizi (Finite element metot / FEM)

Sonlu elemanlar analizi; farklı materyal özelliklerini bir arada gösteren düzensiz geometriye sahip yapılara uygulanabilen, oluşan gerilmeleri ve yer değiştirmeleri detaylı şekilde ölçebilen sayısal stres analiz tekniğidir (Geramy, 2002).

2.6.7. Radyo telemetri

Bu yöntem, bilgisayar donanımları ile herhangi bir materyalle bağlantısı olmadan verilerin iletimi üzerine kurulu bir yöntemdir. Yöntemde bir güç kaynağı, radyotransmitter, bir alıcı, materyal üzerine yapışan gerilim ölçerler, gerilim ölçer amplifieri, anten ve bir veri kaydedici kullanılır. Gerilim ölçer üzerinde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebep olmakta, bu da radyo-elementlerin frekansını ayarlamakta ve etkilemektedir (Craig, 2002).

2.7. Sonlu Elemanlar Analizi (Finite Element Metot / FEM)

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi komplike mühendislik problemlerinin bilgisayar ortamında çözümünde kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemin temeli; sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde modellenmesi ve böylece oluşan parçalar veya elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanmaktadır (Tuna, 2010).

Sonlu elemanlar analizi, karmaşık sistemleri mantıklı sayılarda elemanlara bölerek gerçeğe yakın sonuçlar elde etmeye dayalı analiz şeklidir. Mühendislikte yapıların gerilme-gerinim problemlerini çözmek için kullanılan güçlü bir bilgisayarlı simülasyon yöntemidir (Szwedowski ve ark., 2010; Wakabayashi ve ark., 2008).

Sonlu elemanlar yöntemi sonsuz sayıda serbestlik derecesini sonlu sayıya indirmekte ve çözüm işlemini kolaylaştırmaktadır. Uygulamalar asıl olarak katı mekanikleri için ortaya çıkmış olsada, benzer basit matematiksel tabana sahip birçok farklı alanda da bu yöntem kullanılmaktadır. Sonlu elemanlar analizinin birincil hedefi bir yapıdaki stres ve sapmaları yaklaşık olarak hesaplamaktır (Weaver ve Johnston, 1984).

Sonlu elemanlar metodu yeni bir metot değildir, ilk defa 1950'lerde tanıtılmış ve günümüze kadar geliştirilerek, ilerleyerek kullanılmıştır. Sonlu elemanlar analizi ilk defa 1956'da uçak endüstrisinde kullanılmaya başlanmıştır. Mühendislik yapılarının tamamının analitik formülasyon veya her koşulda denemeye uygun olmaması sebebi ile karşılaşılan zorluklar sonlu elemanlar metodunun doğuş nedeni olmuştur. Sonlu elemanlar yöntemi ile modellenen yapı, sanki bir etki altındaymış gibi incelenebilmektedir. Asıl olarak uçaklara ait karmaşık yapılardaki gerilmelerin hesaplanması için geliştirilmiş olsada; sonraları ısı

transferi, akışkanlar mekaniği, akustik, elektromanyetizma ve biyomekanik gibi birçok alanda kullanılmaya başlamıştır. Günümüzde inşaat ve makine mühendisliği gibi mühendislik bölümlerinde sık olarak kullanılmaktadır. Bu analiz metodu ile; gerilme, gerinim, yer değiştirme ve sıcaklık dağılımı gibi parametrelerin araştırıldığı sayısal problemler kabul edilebilir bir değerle çözülebilmektedir (Eraslan, 2004; Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru, 1995; Hughes, 1987; Moaveni, 2001; Yaman, 1995).

Bu sayısal yaklaşım yöntemi her ne kadar karmaşık geometriye sahip mühendislik sistemleri için geliştirilmiş olsa da bilgisayar teknolojisindeki gelişmelere paralel bir şekilde diş hekimliği biyomekaniğinde de kullanım alanı bulmuştur (Adıgüzel, 2010).

Diş hekimliği alanında sonlu elemanlar analizi ile ilk çalışma 1968 yılında yapılmıştır. Ledley ve Huang (1968) yaptıkları çalışmada, matematik modeli oluşturulmuş bir dişe çeşitli yönlerde kuvvetler uygulamış ve bu kuvvetlerin dişi destekleyen kemik dokusunda meydana getirdikleri gerilmeleri değerlendirmişlerdir. Bu çalışmayı 1971 yılında Davidian'ın yapmış olduğu öncül çalışma izlemiştir (Davidian, 1971). Çalışmada, üst orta kesici dişin teorik rotasyon merkezini bulmak için diş modeli oluşturularak dişe uygulanan kuvvet sonucu periodonsiyumda oluşan mekanik cevap incelenmiş, rotasyon ve direnç merkezlerinin yer değişimi gözlenmiştir. Bu tarihlerden itibaren sonlu elemanlar analizi; diş, periodontal ligament, alveol kemiği gibi birçok yapıda meydana gelen gerilmelerin incelenmesi için yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (Tanne ve ark., 1998). Günümüzde ise bu analiz yönteminin diş hekimliğindeki kullanım alanı genişlemiş; protez, implantoloji, ortodonti ve restoratif diş hekimliği çalışmalarında yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır.

Sonlu elemanlar analizi yönteminin avantajları:

- Mühendislikten diş hekimliğine kadar birçok alanda, farklı problemlerin çözümü için kullanılabilmektedir.
- Düzgün geometri göstermeyen ve farklı malzeme özelliklerine sahip yapılara uygulanıp gerçek yapıya çok yakın bir model hazırlanabilmektedir.
- Oluşturulan modelin geometrisi, sınır şartları, uygulanan kuvvetlerin yönü ve büyüklüğü gibi özellikler değiştirilip analiz gerektiği kadar tekrarlanabilmektedir.
- Esnek ve karmaşık yapılarda, analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuç vermektedir.

- Birden fazla katmandan oluşan objeler, katmanların fiziksel özellikleri ve katmanlar arası birleşim özelliklerini yansıtacak şekilde modellenebilmektedir.
- Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme ve temaslar gerçeğe yakın şekilde oluşturulabilmektedir.
- Gerilme, gerinim ve yer değiştirmeler duyarlı bir şekilde hesaplanabilmektedir.
- Prototip olarak denenmesi mümkün olmayan veya tehlikeli olan tasarımların simülasyonuna olanak sağlamaktadır (Hughes, 1987; Moaveni, 2001).

Tüm avantajlarına rağmen sonlu elemanlar analizinin araştırmacılar tarafından oluşturulan bir simülasyon olduğu unutulmamalıdır. Sonlu elemanlar stres analizi sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Malzeme özellikleri ve sistemin yüklenmesi (kuvvetlerin uygulanması) analizin doğruluğu için çok hassas noktalar olup bu noktalarda hata yapıldığında analiz sonuçları gerçeklikten uzaklaşmaktadır. Sonlu elemanlar analizinin; detaylı bilgi aktarımı gerektirmesi, ileri teknoloji ve zamana ihtiyaç duyması, gerçek şartların model üzerinde uygulanmasının bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar programının kapasitesi ile sınırlı olması gibi dezavantajları da mevcuttur (Holmgren ve ark., 1998). Sonlu elemanlar analizinde; oluşturulan modellerin çözüme olanak sağlayacak sadelikte olup gereksiz ayrıntılar içermemesi, ancak gerçek yapıyı da tanımlayabilmesi gerekmektedir. Amaç, elde edilen değerlerin ve stres dağılımlarının dikkatli bir şekilde incelenmesi ve yorumlanmasıdır. Bu ve benzeri çalışmalar sonunda varılacak klinik sonuçlar açısından, elde edilen verilerin en doğru ve güvenilir şekilde değerlendirilmesi çok önemlidir.

2.7.1. Sonlu elemanlar ile ilgili temel kavramlar

Stres analizlerinin amacı, bir cisme değişik yön ve büyüklükte kuvvetler uygulandığında o cisim içerisinde ortaya çıkan gerilimleri tespit etmek ve değerlendirmektir. Analiz sürecinde hata yapmamak ve sonuçların doğru yorumlanması için bazı teknik terimlerin bilinmesi gerekmektedir.

Kuvvet

Kuvvet, cisimlerin hareket durumlarını ve/veya şekillerini değiştirebilen doğrultu, yön, şiddet gibi vektörle özellikleri içeren etki olarak tanımlanmaktadır. Cisimler arasında itme veya çekme olarak değişiklik gösterebilen bu etkileşim, temas halindeki cisimler arasında olabildiği gibi belirli uzaklıktaki cisimler arasında da oluşabilir.

Kuvvetin şiddeti; Newton (N), kilogram-kuvvet (kgf), gram-kuvvet (gf), ons (oz) veya dyne (dyn) cinsinden belirtilebilir. Mekanikte kullanılan kuvvetin birimi genellikle Newton (N)'dur ve N=kg.m/s olarak formüle edilir.

Ortodonti literatüründe ise kuvvetlerin büyüklükleri genelde ''gram-kuvvet (gf)'' cinsinden verilmekte fakat genellikle kütle birimine benzer olarak ''Gram'' olarak kullanılmaktadır (Mow, 2005).

Gerilme (Stres)

Herhangi bir cisme dışarıdan deforme edici kuvvet uygulandığında cismin iç moleküler yapısında, bu kuvvetle eşit büyüklükte ve zıt yönde bir tepkisel kuvvet oluşur. Cisme kuvvet uygulanması sonucu kuvvete karşı birim alanda meydana gelen tepki gerilme (stres) olarak tanımlanabilir. Diğer bir deyişle gerilme (stres) dış kuvvetlerin etkisi altında olan bir cismin herhangi bir kesit yüzeyi boyunca dağılmış olan iç kuvvetin birim alana denk gelen değeridir.

Gerek uygulanan dış kuvvet gerekse içsel direnç nesnenin üzerinde belli bir alana yayılır, bu nedenle hem stres hem de dış basınç birim alana düşen kuvvet cinsinden gösterilir. Bir dış kuvvete karşı direnç gösteren bir kütlenin birim alanına uygulanan kuvvet olarak tanımlanan gerilme (stres), "S" ya da "σ" simgeleri ile gösterilir (McNeill, 1997; Şeker, 2011).

Gerilme birimi olarak genellikle Paskal terimi (1 Pa = 1 N/mm2) kullanılmaktadır. Ancak diş hekimliği ile ilgili araştırmalarda incelenen boyutların milimetrik olması nedeni ile genellikle Mega paskal terimi (Mpa veya N/mm2) tercih edilmektedir (1 Mpa = 106 Pa).

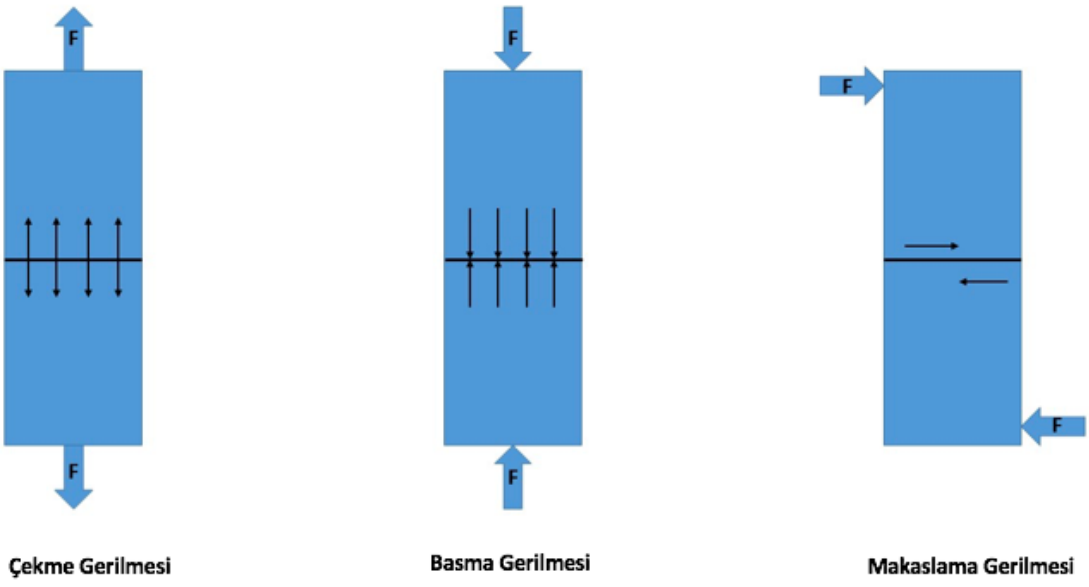
Stres, aşağıdaki formülle hesaplanır;

Stres(σ) = Kuvvet(F) / Alan(A) = N / mm2 = MPa

Farklı açı veya doğrultudan uygulanan kuvvetler çoğu zaman yapıda karmaşık gerilmeler oluşturabilir (Şekil 2.1). Bu kuvvetlerin birleşenleri gerilmelerin türünü belirler (Ayalı, 2012).

Temel olarak üç temel gerilme tipi mevcuttur:

1. Çekme gerilmesi (Tensile stress): Cismin moleküllerini birbirinden ayrılmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesiyle oluşan gerilme tipidir.
2. Basma gerilmesi (Compressive stress): Cismin moleküllerini birbirine yaklaşmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur.
3. Makaslama gerilmesi (Shear stress): Cismin moleküllerini birbiri üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde ve zıt yöndeki iki kuvvetin cismi aynı anda etkilemesi ile oluşur (Craig, 2002; Veli, 2012).



Şekil 2.1. Bir elemana etki eden gerilme tipleri

Kesit yüzeyi üzerindeki gerilme vektörünün yüzey normali doğrultusundaki bileşkesi normal gerilme olarak tanımlanır ve σ ile gösterilir. Normal gerilmeler; cisimde uzamaya yol açtığında çekme gerilmeleri, cisimde kısalmaya yol açtığında ise basma gerilmeleri olarak adlandırılır. Kesit yüzeyine dik olanlar normal gerilme bileşenleri yaratırken, yüzeye teğet olanlar kayma-makaslama bileşenlerini yaratırlar. Makaslama stresleri ise "τ" simgesi ile gösterilir.

Asal gerilme (Principal stress)

Cisimler genellikle karmaşık yüklerin etkisi altında altında kalır ve bu nedenle gerilme kesit yüzeyi boyunca değişim gösterir. Kesit yüzeyi üzerindeki her noktada ayrı bir gerilme durumu mevcuttur. Normal gerilme ile kayma gerilmeleri çoğu zaman aynı anda oluşur (Phillips ve Skinner, 1991). Böyle durumlarda kesit yüzeyinin herhangi bir noktasındaki eşdeğer gerilme durumu von Mises vb. kriterler kullanılarak tanımlanır. Her noktada en yüksek ve en düşük normal gerilmeleri de bulmak mümkündür. Bu gerilme değerleri cismin o noktasının gerilme açısından ne kadar kritik olduğunu belirlemekte kullanılır.

Koordinat eksenleri ile ilişkilendirilerek gerilme tensörü tanımlanır. Bu durumda normal gerilmeler σxx, σyy, σzz sembolleriyle, kesme gerilmeleri τxy = τyx, τyz = τzy, τxz = τzx şeklinde gösterilir. Üç boyutlu bir gerilme elemanının x, y ve z düzlemlerinin her birine bir normal, iki kesme gerilmesi etki eder. Dolayısıyla bir üç boyutlu elemanın gerilme durumu, uzaydaki x, y, z düzlemlerinde üç normal ve altı kesme gerilmesi ile tanımlanır (MacGregor ve ark., 1980).

Üç boyutlu elemanda en büyük stres değeri, bütün makaslama streslerinin vektörlerinin sıfır olduğu durumda meydana gelir. Bu gerilme tipine asal gerilme (principal stress) adı verilir. Diğer bir deyişle bütün düzlemlerde makaslama gerilmelerinin sıfır olduğu ve sadece alana dik olan normal gerilmelerden oluşan gerilmelerdir.

Asal gerilme; maksimum asal gerilme (σ1), ara (intermediate) asal gerilme (σ2) ve minimum asal gerilme (σ3) olmak üzere üçe ayrılır (Franklin, 1998; Veli, 2012). Ancak yük uygulanan cisimlerde genellikle tek tip bir gerilme yerine üç tip gerilmenin bir arada bulunduğu birleşik gerilme durumu oluşmaktadır.

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 basma gerilmelerini ifade eder.

Basma ve çekme gerilmelerinin dağılımı asal gerilme dağılımına göre incelenir. Analiz sonuçlarında elde edilen pozitif değerler çekme şeklinde gerilmeleri, negatif değerler ise basma şeklinde gerilmeleri (sıkışma) ifade etmektedir. Mutlak değeri daha büyük olan gerilme, bir düğüm noktasında etkin olan gerilme şeklidir (Gümüş, 2007).

Kemik veya cam gibi hassas materyaller için asal stres değerleri önem taşımaktadır. Bunun sebebi ise materyalin limitlerini aşan maksimum gerilme değerleri ile sıkışma direnci için minimum asal stress değerleri cismin davranışını belirler.

Eşdeğer stres (Equivalent stress, Von misses stress)

Von Mises gerilmesi "Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirecektir" prensibi ile elde edilmiş bir kriterdir. Çekilebilir (ductile) özelliği olan maddeler için gerilme kriterinin belirlenmesinde kullanılmakta ve şekil değiştirmenin başlama anını ifade etmektedir. Diğer bir deyişle uzunluk olarak artış gösterebilen materyallerde izlenen deformasyon başlangıç değeri olarak tanımlanır.

Von Mises gerilme değerleri bir kuvvet uygulanan cisimde oluşan gerilmenin dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilmektedir (O'Brien, 1997; Veli, 2012). Von Mises gerilmesi, iki veya üç boyutta oluşan asal gerilmeleri kombine ederek, tek yönde yüklenen materyalin çekme dayanıklılığını verir. Ayrıca kırılma dayanıklılığının ölçülmesinde de kullanılır. Gerilme genel olarak üç boyutlu olarak ifade

edilir. Von Misses gerilmeleri, germe kriterini değerlendirebilmek amacıyla, üç boyutlu ifadeyi bir skala üzerinde okunabilen tek bir pozitif sayı haline dönüştürür (Cattaneo ve ark., 2003; Gallas ve ark., 2005; Gümüş, 2007).

Gerinim (Strain)

Her tip stres yapıda deformasyon oluşturabilir. Gerçekte var olan tüm cisimler üzerine etki eden kuvvetler karşısında şekil değiştirmeye (deformasyon) uğrar. Çekme kuvvetinden oluşan deformasyon uygulanan kuvvet yönünde cismin uzamasıdır. Basma kuvvetinde oluşan deformasyon ise uygulanan kuvvet yönünde cismin kısalmasıdır. Makaslama kuvvetinde oluşan deformasyon ise öncekine göre göreceli olarak cismin bir parçasında açıdaki değişim olarak tanımlanabilir (Caputo ve Standlee, 1987).

Gerinim (strain), cisme uygulanan belirli bir kuvvet sonucu o yapı içerisinde birim boyutta oluşan şekil değişimidir. Cisme uygulanan kuvvet gerilim oluşturduğunda, aynı zamanda gerinim de oluşturmaktadır.

Gerinim atomların yer değiştirme miktarı olarak da ifade edilebilir. Atomların arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler gerilim iken, atomların yer değiştirme direnci gerinimdir. Herhangi bir ölçü birimi yoktur. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim ise sadece bir büyüklüktür ve gerinim deformasyonun orijinal uzunluğa oranı olarak tanımlanmaktadır.

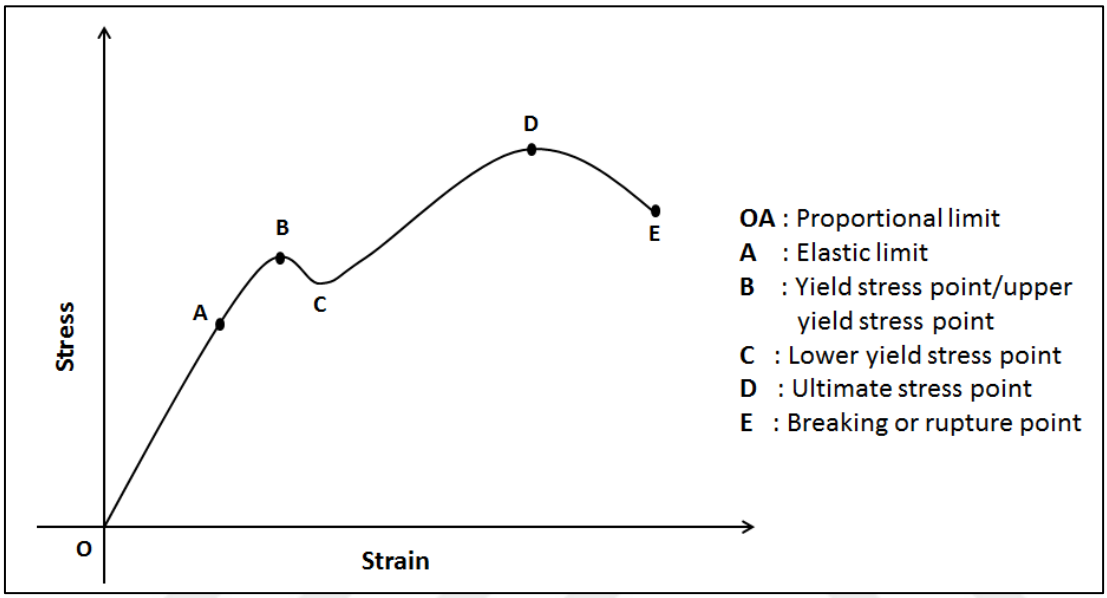
Gerinim aşağıdaki formülle hesaplanmaktadır:

Strain(ε) = Deformasyon / Orijinal Uzunluk = ΔL / L0

Gerinim, elastik veya plastik ya da her ikisi birden olabilir. Elastik gerinim geri dönüşümlüdür. Yani stres ortadan kalkınca atomlar eski haline dönerler. Plastik gerinim ise malzeme içindeki atomların daimî bir şekilde yerlerinden oynamasıdır. Eğer stres, birim alan başına bileşke kuvveti aşarsa, enerji veya çekim kuvveti atomların tamamen ayrıldığı bir noktaya gelebilir. Bu durumda kopma ve kırılma meydana gelir.

Gerilme / Gerinim eğrisi (Stress / Strain curve)

Materyallerin davranışlarını; kuvvet karsısındaki deformasyon, elastisite veya limitlerini belirlemek için kullanılan bir eğridir. Alınan gerilme ve gerinim değerlerine göre bir eğri elde edilir (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Gerilme / Gerinim eğrisi

Gerilme gerinim eğrisi incelenirken bazı terimlerin bilinmesinde fayda vardır.

Elastiklik Sınırı (Elastic limit): Cismin belirli bir kuvvet karşısında plastik şekil değişikliğine uğramadan dayanabildiği maksimum gerilmedir (Şeker, 2011). Cismin elastik özellik gösterdiği maksimum yük-esneme limiti olarak tanımlanabilir (Nanda ve ark., 2005).

Oransal Sınır (Proportional Limit): Oransal sınır, gerilimin gerilmeye oransal değerinin değişmeden stabil kalabildiği maksimum gerilim olarak ifade edilir. Oransal sınır değerinin altında uygulanan kuvvetler materyalde daimî deformasyona sebep olmaz ve kuvvet kalkınca materyal ilk formuna döner (Şeker, 2011).

Homojen Cisim: Cisim içerisinde elastik özelliklerin her noktada aynı olduğu cisimlerdir (Moaveni, 2001).

Lineer Elastik Cisim: Kuvvet karşısında birim uzamasının gerilim ile doğru orantılı olduğu cisimlerdir. Bu varsayımsal yaklaşım, ancak belli bir gerilim sınırına kadar geçerlidir. Kemik için bu sınır kabul edilebilir olsa da yumuşak dokuda oldukça küçüktür ve bu sınırın ötesinde ciddi hesaplama yanlışları ortaya çıkar (Moaveni, 2001).

İzotropi ve Anizotropi: İzotropi, bir cismin farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri göstermesidir. İzotrop cisimler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetler sonucu oluşan çekme, basma ve makaslama gerilmelerinde aynı elastiklik modülüne sahiptirler. Anizotrop cisimler ise farklı elastiklik modülüne sahiptirler (Hughes, 1987).

Elastisite modülü (Young modülü)

Gerilimin gerinime oranı olan elastisite modülü, cismin elastikiyet sınırları içerisinde dayanıklılığını gösteren bir katsayıdır. Elastisite modülü, elastik sınırın altındaki yüklemeler için gerilim ve stres arasındaki bağlantıyı verir (O'Brien, 1997; Franklin, 1998; Ayalı, 2012).

Elastisite Modülü(E) = Gerilim (σ) / Gerinim(ε)

Elastiklik modülü farklı materyaller için farklı değerler almaktadır. Bu değer arttıkça cismin uzamaya karşı gösterdiği direnç de artacaktır. Elastiklik modülü arttıkça cismin katılığı ve iç direnci de aynı oranda artış göstermektedir. Yüksek elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvet altında, düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğramaktadır (Şeker, 2011). Bu özellik mekanik özellikler ile dolaylı bir ilişki içerisindedir. Doğrusal (lineer) elastik materyallerde sabit bir elastiklik modülü söz konusu iken, doğrusal olmayan (non- lineer) elastik materyallerde zamana bağlı değişkenlik gösterir (Shaw ve ark., 2004; Yoshida ve ark., 2001).

Poisson oranı (Poisson’s ratio)

Cisimlerin çekme veya basma kuvvetleri altında, elastik sınır içerisinde, enindeki birim boyut değişiminin boyundaki birim boyut değişimine oranıdır.

Poisson Oranı (V) = Lateral Strain / Axial Strain Poisson Oranı = Endeki Birim Uzama / Boydaki Birim Uzama

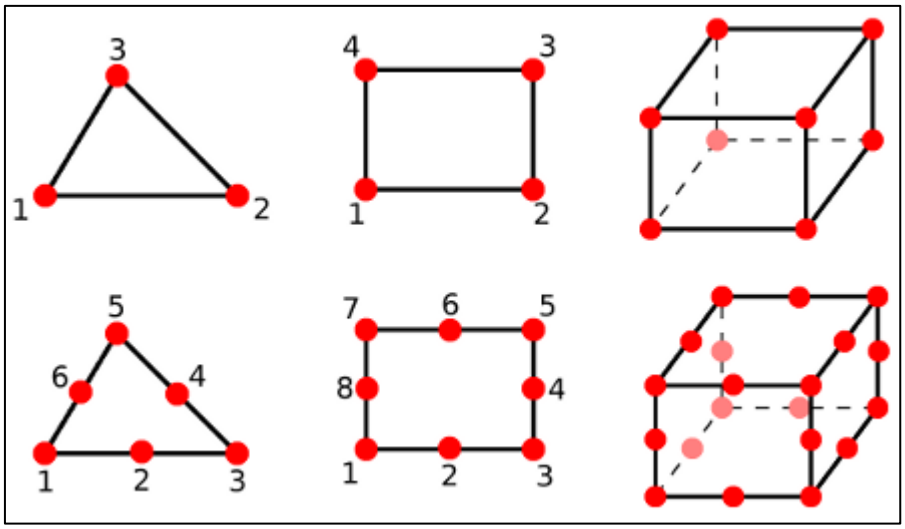
Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0,5 arasında değişkenlik gösterir ve elastisite modülü gibi cisme ait ayırıcı mekanik bir özelliktir. Örnek olarak bir cisme uygulanan çekme kuvveti etki sonucu yükün geldiği yönde boyda uzama olurken, yüke dik olan diğer boyutlarda ise boy kısalması olmaktadır. Basma kuvvetleri altında ise cismin boyu kısalırken eni kalınlaşır (Franklin, 1998; Şeker, 2011).

Poisson oranı cismin kuvvet karşısında nasıl boyutsal değişikliğe uğrayacağını belirler. Bir yönde birim şekil değişikliğine maruz kalan her cisim, buna dik yönlerde Poisson oranı ile belirlenen miktarda aynı tür şekil değiştirme gösterir.

Eleman (Element) ve düğüm (Node)

Sonlu elemanlar analizini gerçekleştirebilmek amacıyla oluşturulan üç boyutlu geometrik model, ‘‘eleman’’ olarak adlandırılan basit geometrik şekillere ayrılmaktadır (Şekil 2.3). Bu elemanlar, düğüm olarak adlandırılan özel noktalardaki bilinmeyen değerler cinsinden ifade edilmektedir.

Elemanlar geometrilerine (üçgen, paralel kenar, dörtgen) boyutlarına (tek boyutlu, iki boyutlu, dönel elemanlar, üç boyutlu elemanlar), düğüm sayısına, düğüm sayısındaki bilinmeyenlere ve problemin özelliklerine göre sınıflandırılır. (Geng ve ark., 2001; Moaveni, 2001). Elemanların isimlendirilmesine örnek vermek gerekirse; 3 adet düğüm içeren sonlu eleman üç düğümlü eleman olarak ifade edilmektedir.



Şekil 2.3. Farklı sayıda düğüm içeren elemanların geometrik yapıları

Sınır koşullarını da içerecek şekilde, elemanların birleştirilmesi sonucu lineer veya lineer olmayan matematiksel denklemler elde edilir ve bu denklemlerin çözümü, sistemin gerçeğe yakın davranışını verir. Model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse daha gerçeğe yakın sonuçlar elde edilir.

Sınır koşullarını da içerecek şekilde, elemanların birleştirilmesi sonucu lineer veya lineer olmayan matematiksel denklemler elde edilir ve bu denklemlerin çözümü, sistemin gerçeğe yakın davranışını verir. Model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse daha gerçeğe yakın sonuçlar elde edilir.

Sınır koşulları (Boundary conditions)

Sınır koşulları; gerilmelerin ve yer değiştirmelerin (translasyon) sınır ifadelerini kapsar. Modelin sabitlendiği ve kuvvetin uygulandığı noktaları gösterir. Analizi yapılan modelin sınır şartları kuvvetlerin uygulanma noktalarına göre belirlenmektedir (Fraklin, 1998; Hughes , 1987; Marghitu, 2001).

2.7.2. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin çalışma prensibi

Sonlu elemanlar analizi metodun çalışma prensibi, materyalleri küçük geometrideki elementlere ayırarak basit analitik sonuçlar üretmek üzerinedir. Çalışma prensibi farklı basamaklarda sırası ile uygulandıktan sonra verilerin analizi gerçekleştirilir (Hughes, 1987; Marghitu, 2001).

Sonlu elemanlar analizini oluşturan aşamalar:

- Problemin veya kurgu özelliklerinin öğrenilmesi

- Geometrik modelin oluşturulması

- Matematik modelin oluşturulması (Ağ yapısının oluşturması)

- Materyal özelliklerinin programa entegrasyonu

- Sınır koşullarının tanımlanması

- Kuvvet özelliklerinin tanımlanması ve kuvvetlerin uygulanarak denklemlerin çözülmesi

- Sonuçların yorumlanması

Problemin veya kurgu özelliklerinin öğrenilmesi

Bir problemin çözümünde en önemli adım problemin tanımlanmasıdır. Problemin yetersiz tanımlanması, modelin gerçekten uzak şekilde tasarlanması ile sonuçlanacaktır (Moaveni, 2001).

Geometrik modelin oluşturulması

Model oluşturma işlemi, analiz sonuçlarının gerçeğe yakın olabilmesi için büyük önem taşımaktadır. Oluşturulan modelin gerçeğe yakınlığı, sonuçların doğruluğunu belirleyen en önemli etkenlerdendir (Moaveni, 2001).

Biyomekanik uygulamalarda kullanılan üç boyutlu model;

- *MRI (Manyetik Rezonans Görüntüleme) ve BT (Bilgisayarlı Tomografi) ile modelleme:* Geometrik modelin görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılması ile elde edilir. Biyolojik dokuların modellenmesinde en sık kullanılan yöntemdir. Kesitsel görüntüler bu amaçla birleştirilerek üç boyutlu geometriler elde edilir.

- *Tarama ile modelleme:* Modellenmesi istenen cismin iki boyutlu veya üç boyutlu yüzey tarayıcıları ile taranıp bilgisayar ortamında modelin oluşturulmasıdır.

- *Manuel modelleme:* Üç boyutlu modelleme programları kullanılarak cismin araştırmacı tarafından çizilmesi ile yapılan modelleme yöntemidir. Protez, implant, mini vida, ortodontik apareyler veya mekaniklerin modellenmesinde tercih edilebilir (Chen ve ark., 2006; İsmail ve ark., 2002; Kusnoto ve Evans, 2002; Oliveira ve ark., 2004).

Matematik modelin oluşturulması (Ağ yapısının oluşturulması)

Süreklilik gösteren problemler sonsuz sayıda bilinmeyen içermektedir. Matematiksel problemin oluşturulup ağ yapısının tanımlanabilmesi için öncelikle belirsiz sayıdaki bilinmeyeni tanımlamak gerekir. Problemin parçalara ayırılması ile belirli sayıda bilinmeyen elde edilmiş olur; yani oluşturulmuş olan modelin basit geometrik şekle sahip sonlu sayıda elemana bölünmesi (ağ yapısı oluşturma) ile gerçekleştirilmektedir.

Yapının bilgisayara girilen verilerinden oluşan geometrik modeller, elle dijitize edilerek veya sonlu elemanlar programı kullanılarak ağ yapısına dönüştürülmektedir. Araştırmacılar genellikle manuel modelleme ile oluşturulan ağ yapısı üzerinde daha iyi kontrol sağlarken, bu işlem çalışma süresini oldukça artırmaktadır (Richmond ve ark., 2005).

Araştırılacak problemin boyutuna ve özelliklerine bağlı olarak, oluşturulacak olan ağ yapısında farklı sayı ve tipte elemanlar kullanılmaktadır. Kuvvet dağılımının hassas olarak ölçülebilmesi için mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanmak önemlidir. Ağ yapıyı oluşturan elemanların, modele uygun büyüklükte ve geometride olup, düzgün sıralanması analiz sonucunun gerçeğe yakınlığında önemli rol oynamaktadır (Moaveni, 2001).

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin kullanıldığı araştırmalarda ağ yapısının oluşturulmasında, bir ve iki boyutlu eleman tipleri biyolojik gerçeği aşırı basitleştirdiği için nadiren kullanılmaktadır. Günümüzde ağ yapısının oluşturulmasında yaygın olarak kullanılan üç boyutlu eleman tipleri; dört düğümlü, beş düğümlü, altı düğümlü ve sekiz düğümlüdür (Geng ve ark., 2001; Korioth ve Versluis, 1997).

Ağ yapısını oluşturmak amacıyla kullanılan elemanların sayı ve tiplerindeki bu değişimlere bağlı olarak gerilme ve gerinimin değerlendirildiği düğüm noktalarının sayısında da önemli artışlar görülmektedir. Bu artışlar çözülmesi gereken daha fazla denklem, daha büyük bilgisayar hafızaları ve daha fazla çalışma zamanı anlamına gelmektedir (Geng ve ark., 2001).

Materyal özelliklerinin programa entegrasyonu

Sonlu elemanlar analiz yönteminin önemli özelliklerinden biri de biyolojik yapının elastik özelliklerine ait bilgileri geometrik modele yansıtabilme kabiliyetidir. Lineer analizlerde elemanların en önemli iki materyal özelliği, elastik modülü ve poisson oranıdır.

Elastik modülü ve poisson oranı her materyal için özeldir ve araştırmalar sonucu elde edilmiş verilerdir. Elastik modülü, yapının yükleme sırasındaki gerilme/gerinim oranının ölçümü olarak tanımlanmaktadır. Yapılacak herhangi bir yükleme altında materyalin ne kadar deforme olacağını gösterir. Poisson oranı ise yükleme sırasında yapının yan yöndeki şekil değiştirmesine oranı olarak tanımlanmaktadır (Van Staden ve ark. 2006).

Nonlineer analizlerde viskoelastik, yani zamana bağlı deformasyon özelliği gösteren yapıların malzeme özellikleri programa girilmektedir. Bu özellikler uygulanacak yüklemeler sonucu ağ yapısını oluşturan elemanlardaki gerilme ve gerinimin nasıl olacağını belirlemektedir. Ancak ortodonti ve diş hekimliğindeki materyallerin çoğunda olduğu gibi bu materyallerin analizinde lineer denklemler kullanılmaktadır (Hughes, 2012).

Sınır koşullarının tanımlanması

Materyal özellikleri ve yükleme koşulları tanımlanmış olan matematik modelin sınırlarındaki kuvvet uygulama noktaları ve destek noktalar gibi koşullar tanımlanarak sonlu elemanlar analizi programa girilmektedir (Moaveni, 2001).

Modelde dışarıdan uygulanacak kuvvetlerin model üzerindeki gerilme ve gerinim etkileri, ancak dengeli bir model üzerinde hesaplanabilir. Çünkü uzay boşluğunda bulunan geometrik modele uygulanacak olan dış kuvvetler, modeli evrensel referans düzleminde biyolojik yapının elastik cevabından etkilenmeksizin hareket ettirecektir. Bu durum ise araştırılmak istenen problem denkleminin sonsuz sayıdaki analitik çözümünü doğurur. Modelde sınır koşullarının tanımlanması ise modele bir dayanak noktası oluşturduğundan problem denkleminin tek bir çözümünü ortaya çıkarmaktadır. Sınır koşulları materyalin bir limit içerisinde davranmasından sorumludur (Geng ve ark., 2001; Moaveni, 2001).

Matematik model üzerinde sınır koşullarının tanımlanması sırasında yapılan küçük bir hata bile sınırlamaya komşu olan elemanlara ait düğüm noktalarındaki gerilme ve gerinimlerin hesaplanmasını etkileyebileceği için bu sınırlamalar, araştırmada ilgilenilen temel problem bölgesinden uzağa yerleştirilmelidir. Ağ yapısına sahip modelini sınır koşullarının düğüm noktalarında tanımlanması ile matematiksel model analize hazır hale gelmektedir (Geng ve ark., 2001).

Kuvvet özelliklerinin tanımlanması ve kuvvetlerin uygulanarak denklemlerin çözülmesi

Hazır hale gelmiş ve sınır koşulları kesinleştirilmiş sonlu elemanlar modeli üzerine kuvvet uygulanarak dokulardaki gerilim-gerinim özellikleri incelenir. Bu amaçla istenen bir bölgeden kuvvet yüklemesi yapılır. Uygulanan kuvvetin yönü ve şiddeti için vektörel bir yapı sergilediği unutulmamalıdır. Bu şekilde bütün model üzerinde kuvvetlerin etkileri kesitsel veya noktasal olarak incelenebilmektedir (Shetty ve ark., 2010).

Sonuçların yorumlanması

Kuvvetin uygulanmasının ardından sistem her bir düğüm ve eleman için oluşturulan denklemi çözümleyerek sayısal verilerden oluşan sonuçlar ortaya çıkmaktadır. İyi tanımlanmış geometrik bir modelde binlerce denklem ve sonuç ortaya çıktığı için genellikle sistemin verilerini okumak amacıyla renk skalası veya animasyonlar gibi görüntüler elde edilmektedir. Sayısal verilerle renk haritalamasına birlikte bakıldığında kuvvetin gerilme-gerinim tarzında oluşturduğu etkiler yorumlanabilir bir hal almaktadır (Moaveni, 2001).

Bazı sistemlerde ise displacement verileri bir çıktı olarak sunulmakta ve lineer denklemlerin çözümlenip yorumlanmasında bu yer değiştirme miktarları kullanılmaktadır. Yer değiştirme verileri özellikle dinamikte önem kazanmaktadır (Moaveni, 2001).

2.7.3. Lineer ve nonlineer analizler

Lineer sonlu elemanlar analizleri, günümüzde diş hekimliğinin birçok alanında yaygın olarak kullanılmaktadır (Hughes, 2012).

Lineer analizler; gerilme-gerinim eğrisinde elastiklik sınırına kadar doğrusal bir ilişki gösteren ve tüm hacimleri tek bir yapıdan oluşan materyaller için uygun olmakla birlikte, biyolojik sistemlerdeki daha karmaşık davranış özellikleri gösteren ve daha gerçekçi olarak modellenmesi gereken yapılar için geçerlilikleri tartışmalıdır. Bu yüzden viskoelastik özelikler gösteren biyolojik yapıların incelenmesinde nonlineer analizler kullanılmaktadır (Hughes, 2012).

Nonlineerlik 3 grup altında toplanabilir:

a- Materyal nonlineerliği

b- Objeler arası ilişkilerin değişimine bağlı nonlineerlik

c- Geometrik nonlineerlik

Materyal nonlineerliği, yapının dayanıklılığının farklı yükleme seviyeleri ile değişimi anlamına gelir ve bu materyaller nonlineer gerilme-gerinim ilişkileri gösterirler. Zamana ve doğrultuya bağlı yükleme hikayesi, sıcaklık gibi çevre şartları ve kuvvetin uygulama süresi gibi birçok faktör materyalin gerilme-gerinim ilişkisini etkileyebilir. Ağız içi yumuşak dokular, periodontal dokular, sutüralar ve artiküler disk gibi yapıların dinamik özellikleri bu yolla gerçeğe en yakın şekilde modellenebilir (Hughes, 2012).

Objeler arası ilişkilerin değişimine bağlı nonlineerlik; ağız içinde diş-diş arası ve materyal-doku arası kontak noktalarında görülmektedir. Bu yapıların birbirleri ile olan ilişkileri zamana bağlı değişkenlik göstermektedir. Değişen geometrik konfigürasyonlar materyalin nonlineer davranmasına neden olabilir. Geometrik nonlineerlik, ark telleri gibi materyallerde zamana bağlı oluşan deformasyonlar ile karakterizedir (Hughes, 2012; Moaveni, 2001).

Nonlineer analizler, lineer statik bir model ile çözülemeyecek olan yapıların gerilme altındaki davranışlarını değerlendirmede çok güçlü bir yaklaşım haline gelmiştir (Hughes, 2012).

2.8. Ortodontide Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi Kullanılarak Yapılan Çalışmalar

Ortodontide sonlu elemanlar analizi yöntemi;

- Ortodontik kuvvetlerin dişler, periodontal ligament ve alveol kemiğinde neden oldukları gerilmelerin değerlendirilmesinde (Cattaneo ve ark., 2003; Mestrovich ve ark., 2003; Nakajima ve ark., 2007),
- Ortodontik diş hareketlerine neden olan farklı ortodontik ve ortopedik apareylerin biyomekanik etkilerinin değerlendirilmesinde (Cattaneo ve ark., 2003; Geiger ve ark., 2003; Tanne ve ark., 1987),
- Farklı ortopedik kuvvetler uygulanan apareylerin kraniyofasiyal yapılardaki biyomekanik etkilerinin değerlendirilmesinde (Gupta ve ark, 2009A; Gupta ve ark, 2009B; Holberg ve ark., 2008),

- Hızlı üst çene genişletmesi için kullanılan apareylerin kraniyofasiyal yapılardaki biyomekanik etkilerinin değerlendirilmesinde (Holberg ve Rudzki, 2006; Lee ve ark., 2009; Provatidis ve ark., 2008),

- Ankraj amacıyla kullanılan mini vidaların etrafında oluşan gerilmelerin değerlendirilmesinde (Gracco ve ark., 2009 ; Wakabayashi ve ark., 2008) kullanılmıştır.

Ortodonti alanında bilgisayar destekli olarak stres analizlerinin yapıldığı ilk çalışma 1971 yılına dayanmaktadır. Davidian'ın (1971) yaptığı bu çalışmada amaç üst santral dişin teorik olarak rotasyon merkezinin belirlenmesidir. Çalışmada dişe uygulanan kuvvet ile periodonsiyumda meydana gelen cevap incelenmiş, rotasyon ve direnç merkezlerinin yerlerinin değişimi değerlendirilmiştir.

Benzer şekilde ortodontik kuvvetlerin dişler, periodontal ligamentte ve alveol kemiğinde neden oldukları gerilmelerin değerlendirilmesi amacıyla yapılan çalışmalardan öncül çalışmalardan biri de Wright ve Yettram'a aittir (Wright ve Yettram, 1979). Üst orta kesici dişe ortodontik kuvvet uygulaması sonucu oluşan gerilme ve gerinimleri üç boyutlu olarak incelemişler ve sonuçları biyolojik apozisyon-rezorpsiyon süreçleri ile karşılaştırmışlardır.

Yoshikawa ve arkadaşları (1981) ortodontik paslanmaz çelik ark tellerinin elastiklik modüllerini sonlu elemanlar metodu ile incelemişlerdir. Çalışma sonuçlarına göre paslanmaz çelik tellerin elastiklik modülünü 175x103 mn/mm2 olarak bulmuşlardır ve sonlu elemanlar metodu ile materyallerin davranışları üzerine farklı bir yorum getirmişlerdir.

Rubin ve arkadaşları (1983), asimetrik geometriye ve homojen olmayan materyal yapısına sahip alt sağ büyük azı dişinin üç boyutlu modelini hazırlayarak oklüzal kuvvetler karşısında gerilmelerin dağılımını incelemişlerdir.

Miyakawa ve arkadaşları (1985), ortodontik kuvvetlerin etkilerinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesindeki önemli prensipleri ortaya koymuşlar ve bu yöntemin benzer yöntemlere, özellikle fotoelastik gerilme analizi yöntemine göre sistematik ve kantitatif olması nedeni ile üstün olduğunu bildirmişlerdir.

Tanne ve arkadaşları (1987), alt birinci küçük azı dişini üç boyutlu olarak modellemişlerdir. Dişe bir noktadan kuvvet ve kuvvet çifti uygulayarak diş kökü, alveol kemiği ve periodontal ligamentte oluşan gerilmeleri ölçmüşlerdir.

Tanne ve arkadaşları (1988), diğer araştırmalarında kraniyofasiyal komplekse distal yönlü ortopedik kuvvet uygulamasının etkilerini incelemek için kafatasının üç boyutlu modeli üzerinde sonlu elemanlar analizi yapmışlar, nazomaksiller kompleksin geriye ve aşağı yönde hareketi ile öne ve aşağı rotasyonunu tespit etmişlerdir. Bu sonucun; daha önce gerinim ölçer kullanımı, fotoelastik yöntem ve holografik interferometri yöntemleri ile gerilme analizi yapılmış diğer araştırmaların sonuçları ile uyumlu olduğunu bildiren araştırmacılar; sonlu elemanlar analizinin üstünlüğünün ortodontik kuvvetin istenilen noktadan, istenilen yönde ve şiddette uygulanabilmesi olduğunu bildirmişlerdir.

Jeon ve arkadaşları (1999), Reinmann ve arkadaşları (2007) ve Cattaneo ve arkadaşları (2008); farklı ortodontik kuvvet uygulamalarının diş hareket tipine olan etkilerini sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmişlerdir.

Geramy (2002), ortodontik kuvvetlerin, farklı alveol kemik seviyelerine sahip dişlerin periodontal ligamentlerde oluşturduğu gerilme dağılımlarını sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmiştir.

Kawarizadeh ve arkadaşları (2003, 2004), Gonzales ve arkadaşları (2009), Milne ve arkadaşları (2009) ortodontik diş hareketlerinin biyolojik mekanizmalarını inceledikleri çalışmalarında ratların kemik ve diş dokularını simüle eden sonlu elemanlar modellerini kullanmışlardır.

Tanne ve arkadaşları (1998), ortodontik kuvvetlerin dişlerde, periodonsiyumda ve alveol kemiğinde oluşturdukları biyomekanik etkilerin, büyüme dönemindeki bireyler ile erişkin dönemdeki bireylere ait farklılıklarını ilk kez sonlu elemanlar analizi yöntemini kullanarak göstermişlerdir.

Rudolph ve arkadaşları (2001), ortodontik kuvvetlerin kök yüzeyinde neden oldukları gerilmelerin sonucunda oluşabilecek kök rezorpsiyonlarının in vivo olarak değerlendirilmesi

mümkün olmadığı için, bu tip karmaşık yapısal problemlerde sonlu elemanlar analizinin kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir.

Nagahara ve arkadaşları (1999), Tanaka ve arkadaşları (2001) ile Gupta ve arkadaşları (2009); TME üzerinde oluşabilecek gerilme ve gerinim dağılım modellerinin in vivo olarak değerlendirilmesi mümkün olmadığı için bu tip araştırmalarda da sonlu elemanlar analizinin kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir.

Tanne ve arkadaşları (1993, 1998), üst çene kemiğine protraksiyon veya retraksiyon amacıyla uygulanan ortopedik kuvvetlerin maksiller komplekse ait kemikler ve suturalardaki biyomekanik cevaplarını ilk kez sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir.

Gracco ve arkadaşları (2009), çalışmalarında iskeletsel ankraj amacıyla maksillaya uygulanan farklı uzunluklardaki mini vidaların, farklı osseointegrasyon seviyelerinde kemik-vida ara yüzünde meydana gelen gerilme dağılımlarını foto elastik gerilme analizi ve sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda iskeletsel sınıf 2 maloklüzyon tedavisinde kullanılan Forsus aygıtının farklı uygulamalarının mandibula üzerindeki mekanik etkilerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Çalışmada üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemi kullanılmış ve statik lineer analiz yapılmıştır.

Aygıtın mandibula ve dişler üzerindeki stres oluşumuna etkileri, üst çenede ki uygulama noktası sabit tutulup (üst 1. molar diş), alt çenede ki uygulama noktaları değiştirilerek ve mini vida destekli uygulanarak;

1. Alt kanin diş braketi distaline diş destekli forsus uygulaması,
2. Alt 1. premolar diş braketi distaline diş destekli forsus uygulaması,
3. Alt kanin ve 1. premolar dişler arasına mini vida destekli iskeletsel indirekt ankraj ile forsus uygulaması,
4. Alt 1. premolar ve 2. premolar dişler arasına mini vida destekli iskeletsel indirekt ankraj ile forsus uygulaması

olmak üzere dört farklı senaryo altında modellenmiş ve karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Bu Çalışma, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de (Ay Tasarım Şti., Ankara, Türkiye) gerçekleştirilmiştir.

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, Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu tarama cihazından ve Rhinoceros 4.0 (Seattle, WA, USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR Inc., Pittsburgh, PA, USA) analiz programından; 3 boyutlu aǧ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için yararlanılmıştır (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Bochum) Optik Tarayıcı

VRMesh yazılımı ile geometrik olarak modeller oluşturulduktan sonra, analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanabilmektedir. Böylelikle programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Stl formatı bu özelliklerinden dolayı 3D modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin hangi bölgesinin kemik dokusu olduğunu, diş yapılarının ve kullanılan malzemelerin hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir.

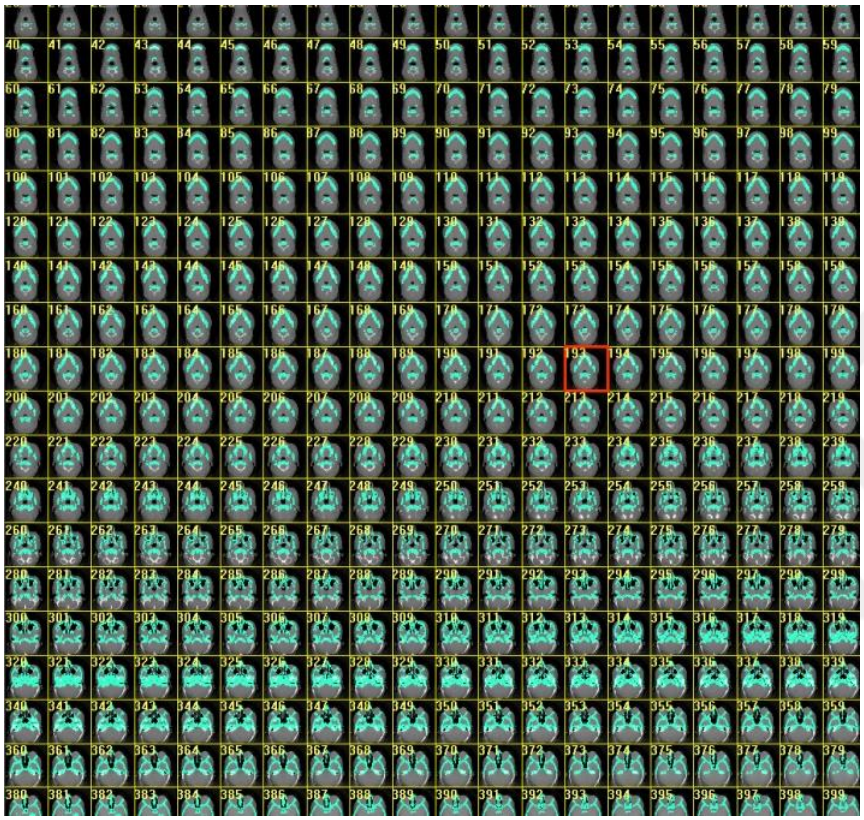
Modelleri oluşturan yapıların her birine ait fiziksel özelliklerini tanımlayan elastiklik modülü ve Poisson oranı Çizelge 3.1'de verilmiştir (Akça ve İplikçioğlu, 2001; Atmaram ve Mohammed, 1981; Holmes ve Loftus, 1997; Ozçelik ve Ersoy, 2007; O'Brien, 1997).

Çizelge 3.1. Senaryolarda kullanılan Elastisite modülleri ve Poisson oranları

Materyal	**Elastisite Modülü (Mpa)**	**Poisson Oranı**
Kortikal Kemik	13 600 Mpa	0.30
Spongioz Kemik	1 360 Mpa	0.30
Periodontal Ligament(PDL)	50 Mpa	0.45
Kallus	76 Mpa	0.33
Paslanmaz Çelik (17x25)	210 000 Mpa	0.30
Titanyum Molibden Alaşımı (TMA)	69 000 Mpa	0.30
Titanyum	110 000 Mpa	0,33
Yapıştırıcı	11 721 Mpa	0.21
Diş	84 100 Mpa	0.33

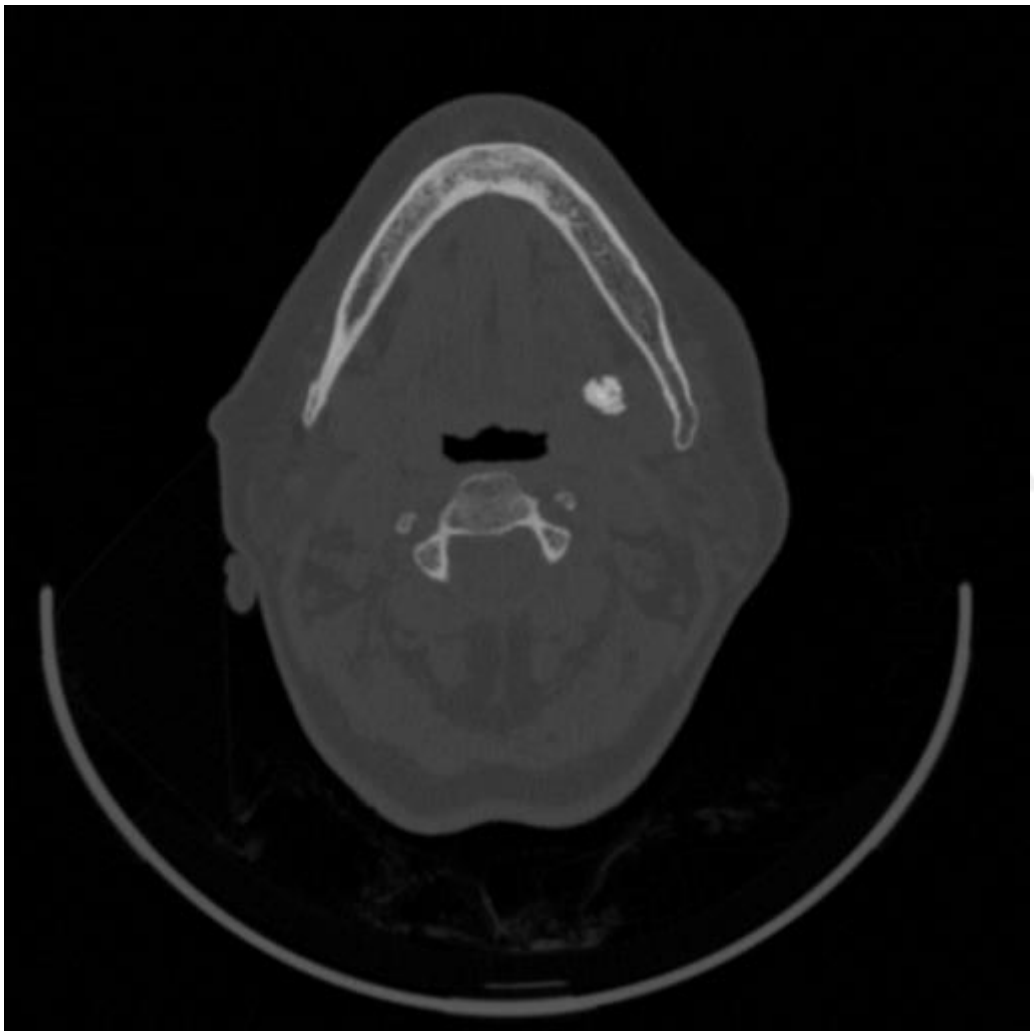
3.1. Mandibular Kemiğin Modellenmesi

Kemik dokularının modellenmesi için, erişkin bir hastanın kafatası ve mandibulası, Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA, 3M Imtec, Oklahoma, USA) taranmıştır. Taramada 120 kvp, 3.8 mA'de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edilmiştir (Şekil 3.2).



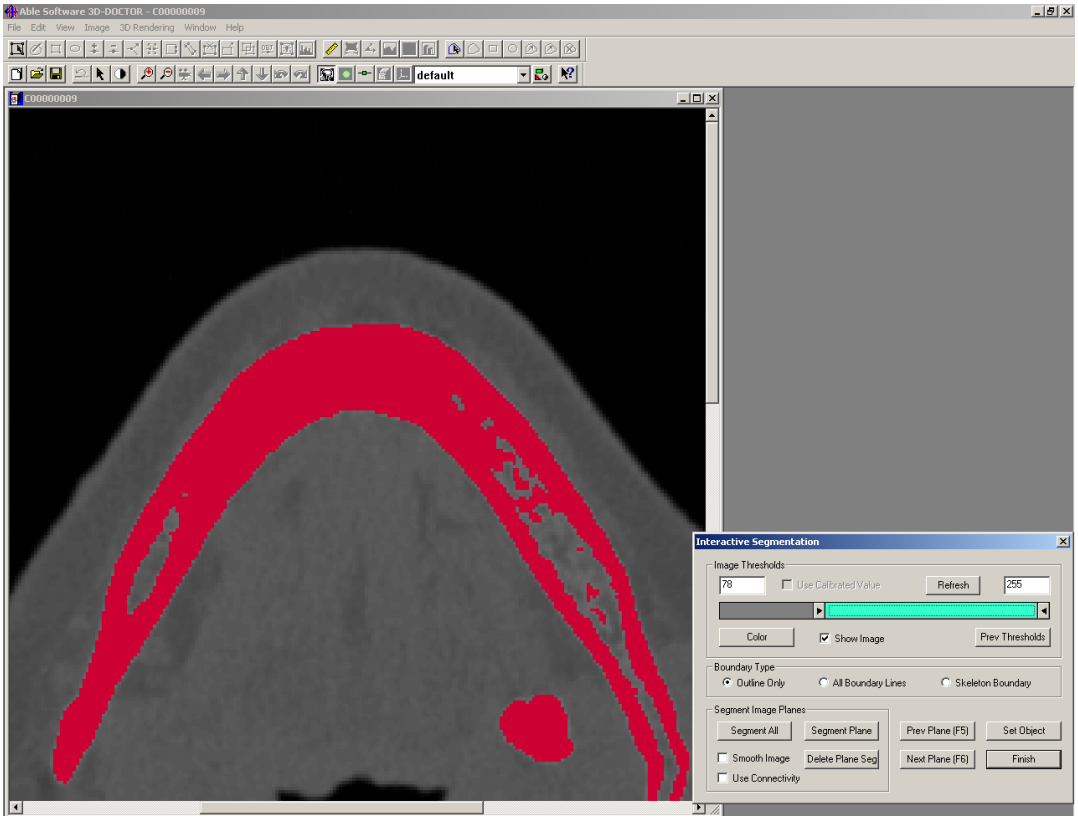
Şekil 3.2. Konik huzme ışınlı tomografide (NewTom 3G), 40 saniyelik tarama ile elde edilen 601 kesitlik görüntü

Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edilmiştir. 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 değişiklikler yapılabilmektedir. Bu nedenle export edilen kesitler 3D-Doctor yazılımına alınmıştır (Şekil 3.3).



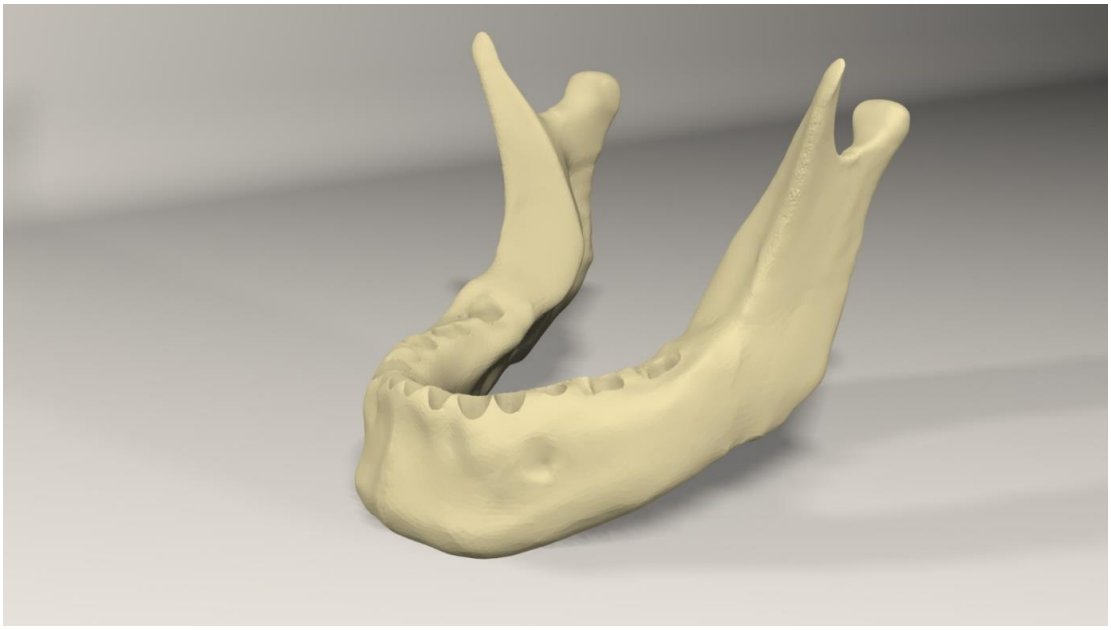
Şekil 3.3. 3D- doctor yazılımına ait görüntü

Radyografik görüntüler, 3D-Doctor yazılımına atılmış “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırılmıştır (Şekil 3.4).



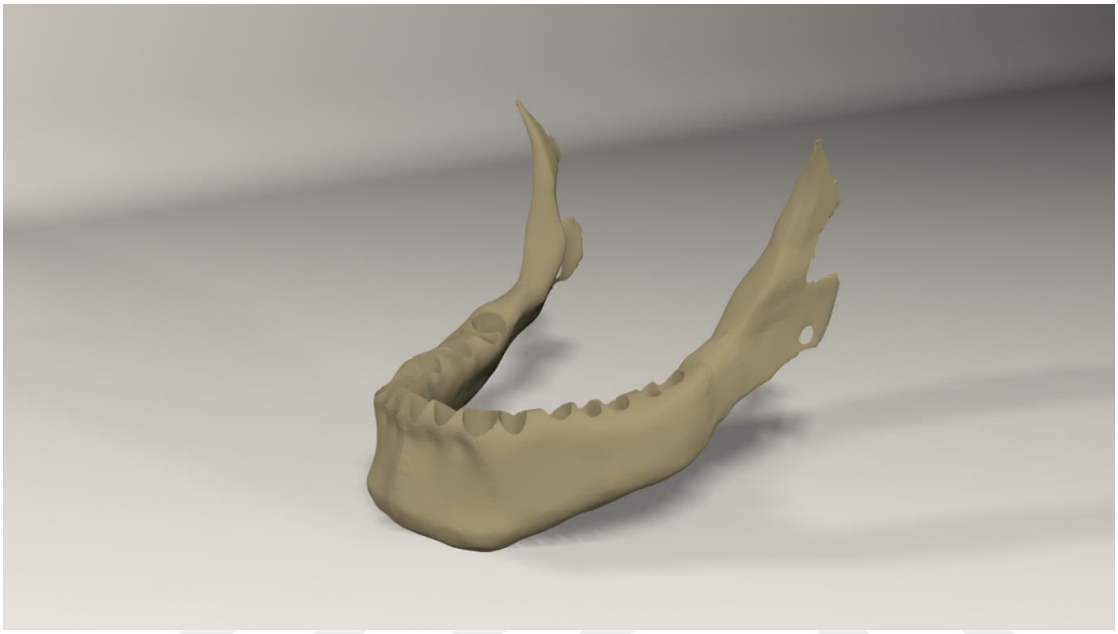
Şekil 3.4. 3D- Doctor yazılımında segmentasyon işlemine ait görüntü

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3D Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edilmiş ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiştir. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek mandibular kemiğin modelleme işlemi tamamlanmıştır (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Mandibular kortikal kemiğin görüntüsü

3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından stl formatında elektronik ortamda dışarı aktarılıp standardizasyonu yapılarak analiz için kullanıma hazır hale getirilmiştir. Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongiyoz kemik elde edilmiş ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmıştır (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Mandibular spongioz kemiğin görüntüsü

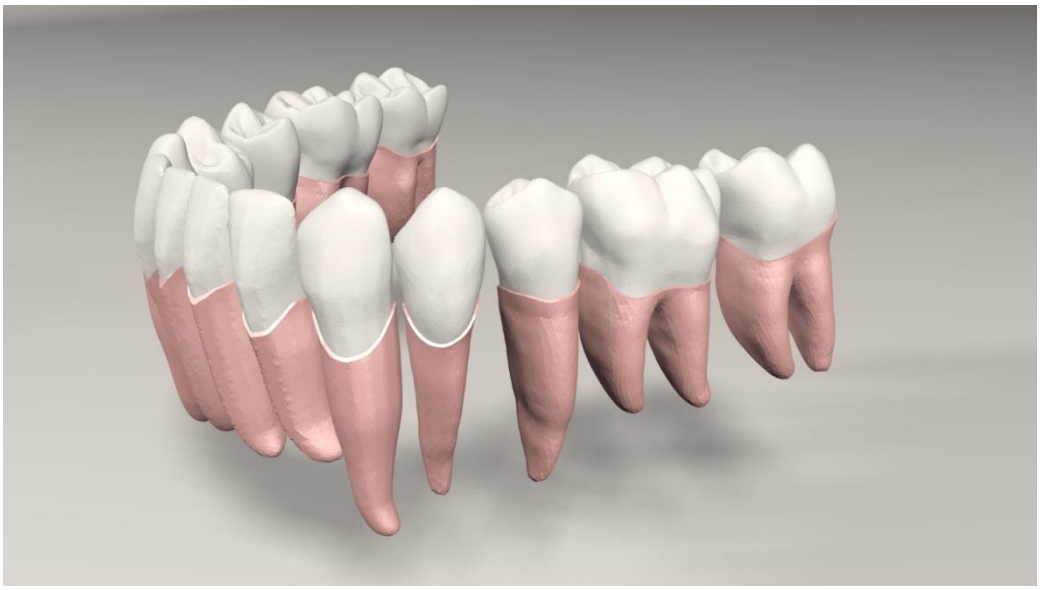
3.2. Mandibular Dişlerin Modellenmesi

Mandibular dişler; keser dişlerden 2. Molar dişe kadar 0,017x0,025 paslanmaz çelik telin uygulanabileceği şekilde seviyeli olarak modellenmiştir. Destek alınmadığı için yirmi yaş dişleri modele dahil edilmemiştir (Şekil 3.7).



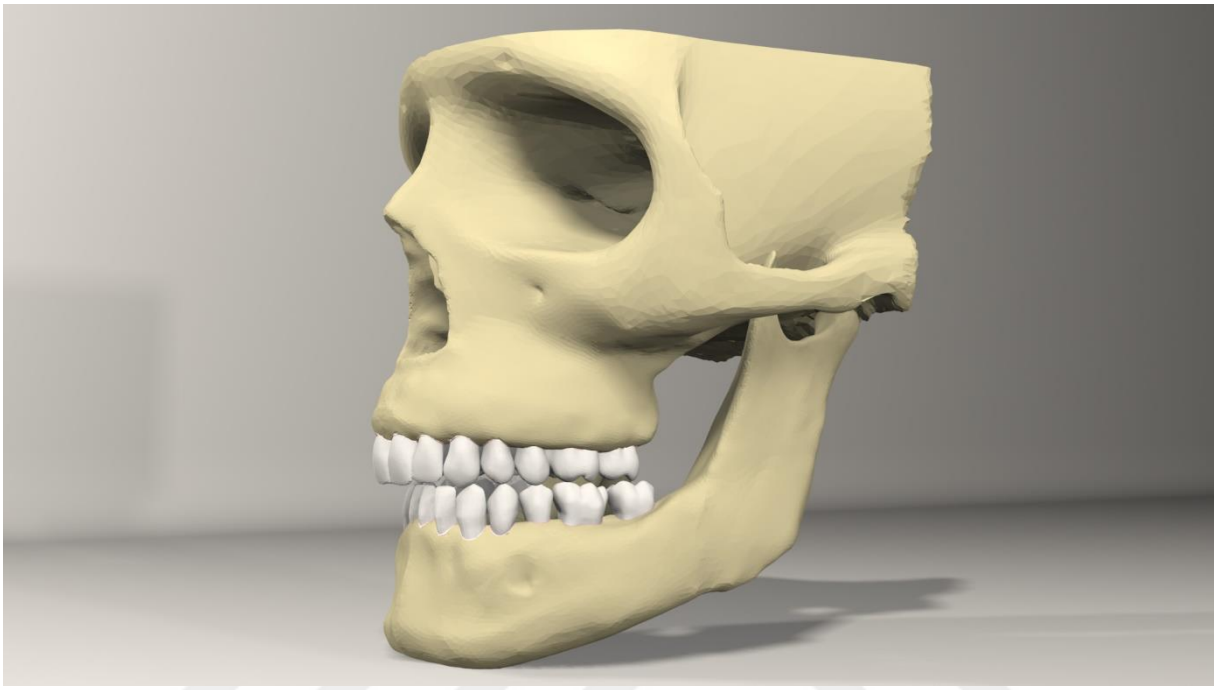
Şekil 3.7. Modellerde kullanılan mandibular dişlerin görüntüsü

Diş modellerinin kortikal kemik içerisinde kalan kısımlarının slice işlemi ile kesilmesi ile elde edilen ara yüzlerden 0.15 mm'lik offset komutu ile PDL elde edilmiştir (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Modellerde kullanılan dişlerin periodontal ligament ile birlikte görüntüsü

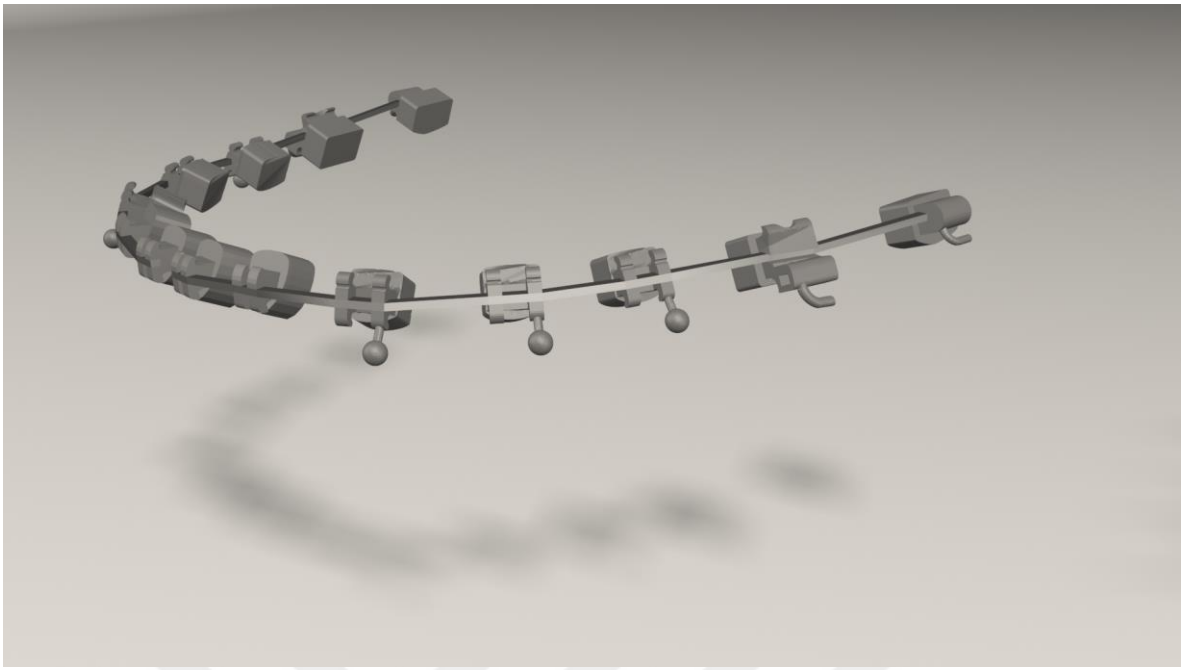
PDL dokularının Rhinoceros yazılımında kortikal kemikten boolean yöntemi ile çıkarılması ile diş soketleri elde edilmiştir. Kemik ile dental bölgenin entegrasyonu sağlanarak model standardize edilmiş ve analize uygun tam dişli model elde edilmiştir (Şekil 3.9).



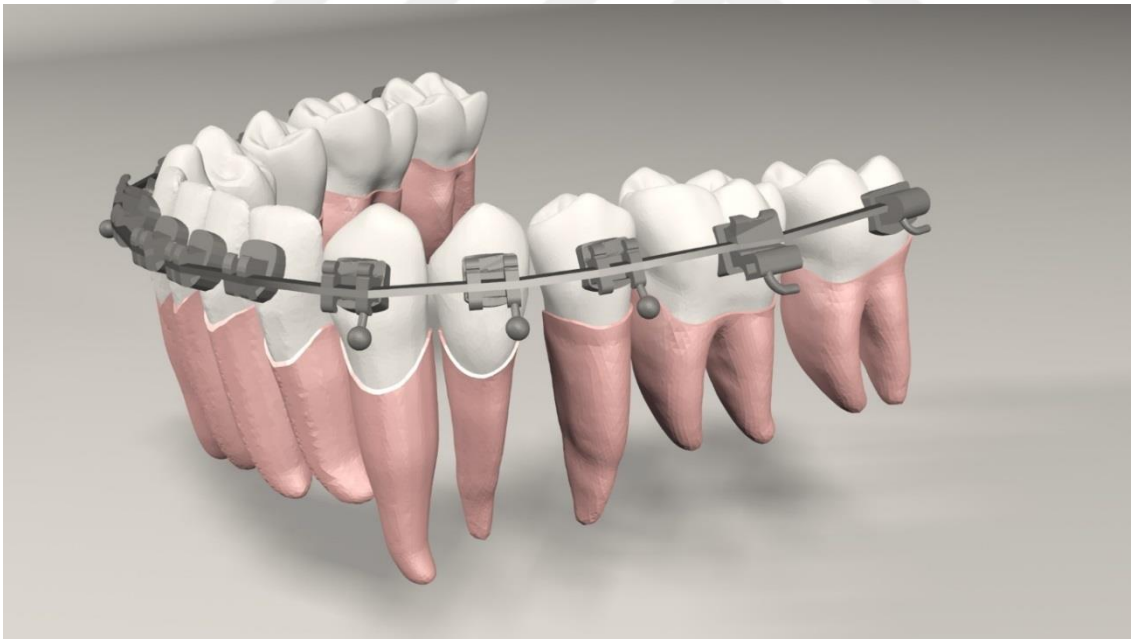
Şekil 3.9. Modelin dişler eklendikten sonra görüntüsü

3.3. Braketler, Tüpler ve Tel Ünitesinin Modellenmesi

Çalışmada 0,018 x 0,025 inç slot titanyum roth braket ve tüp, alt kanin ve 1. Premolar dişler için indirekt ankraj ünitesini sağlayabilmek amacıyla aynı zamanda 0,018 x 0,018 inç vertikal slotlu titanyum braketler, 0,017 x 0,025 inç ve 0,018 x 0,025 inç paslanmaz çelik teller kullanılmıştır. Kullanılan tüm materyallerin modelleri stl formatı ile elde edildikten sonra, 0,017 x 0,025 inç paslanmaz çelik tel tüm braketlerin slotlarını, 1. Molar ve 2. Molar tüplerini pasif olarak dolduracak şekilde yerleştirilerek modellenmiştir (Şekil 3.10, Şekil 3.11). Dişler ile braketler ve tüpler arasına 0,15 mm kalınlığında kompozit yapıştırıcı (Concise, 3M dental products, MN, ABD) modellenmiştir.



Şekil 3.10. Modellenmiş braket,tüp ve tellerin görüntüsü



Şekil 3.11. Modellenmiş braket,tüp ve tellerle birlikte dişlerin görüntüsü

3.4. Forsusun ve Mini Vida Destekli İndirekt Ankraj Ünitesinin Modellenmesi

Çalışmamızda forsus aygıtı maksillada 1. molar diş tüpünün yardımcı slotundan, mandibulada uygulanacağı yer senaryolara göre değişiklik göstermekle birlikte 200 gr kuvvet uygulayacak şekilde modellenmiştir (Şekil 3.12). Forsusun iskeletsel ankraj ile uygulandığı senaryolarda iskeletsel ankraj ünitesi için çapı 1,5 mm x 8 mm olan mini vida (Spider screw 1.5x8; Ortho Technology Inc, Tampa, Fla) kullanılmıştır. İndirekt ankraj ünitesini elde etmek amacıyla 0,018x0,025 inç paslanmaz çelik tele mini vidada ile senaryolara göre kanin veya 1. premolar diş braketinin vertikal slotu arasında büküm verilerek bağlantı sağlanmış ve bu şekilde modellenmiştir.



Şekil 3.12. Forsus apareyinin görüntüsü



Şekil 3.13. Modellenmiş mini vidanın ve indirekt ankraj ünitesinin görüntüsü

Çalışmamızda kullanılan tüm objelerin ;

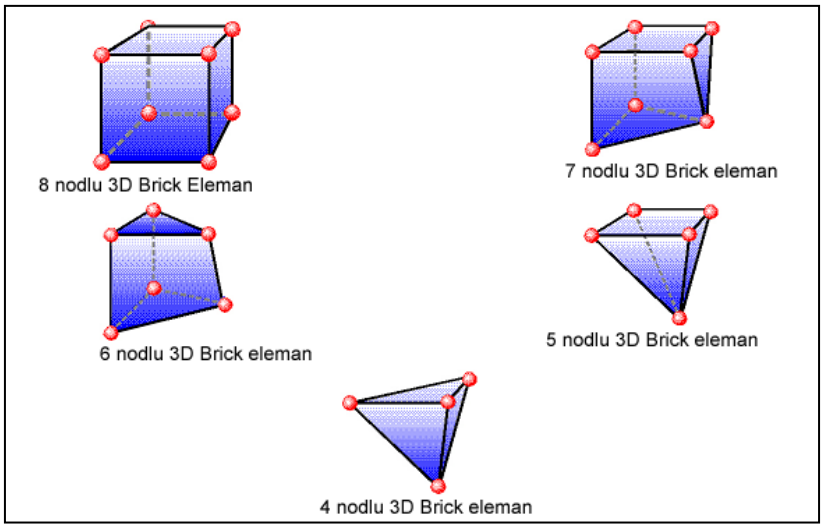
- Braketler, tüpler ve teller,
- Mini vida ve indirekt ankraj ünitesi,
- İndirekt ankraj ünitesi ile braket vertikal slotu (alt kanin veya 1. premolar diş)

arasındaki bağlantı beam elementleri kullanılarak yapılmış ve birbirlerinden ayrı deplasmana uğramamaları için rijit olarak kabul edilmiştir.

3.5. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Modelinin Hazırlanması

Mandibula da kortikal kemik, spongioz kemik, dişler, braketler, tüpler, teller, mini vida, bükümler ve forsus apareyi modele taşındı. Modeller, Rhinoceros yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu.

Rhinoceros'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatları korunarak Fempro yazılımına aktarıldı. Burada modeller Bricks ve Tetrahedral elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedral katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanıldı. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanıldı (Şekil 3.14).



Şekil 3.14. Kullanılan elemanları geometrik yapıları

Çalışmada kullanılan düğüm sayısı toplamda birinci senaryoda 184 969; ikinci senaryoda 184 969 ; üçüncü senaryoda 188 839; dördüncü senaryoda 189 034'tür (Çizelge 3.2).

Çizelge 3.2. Senaryolarda tanımlanan düğüm ve eleman sayıları

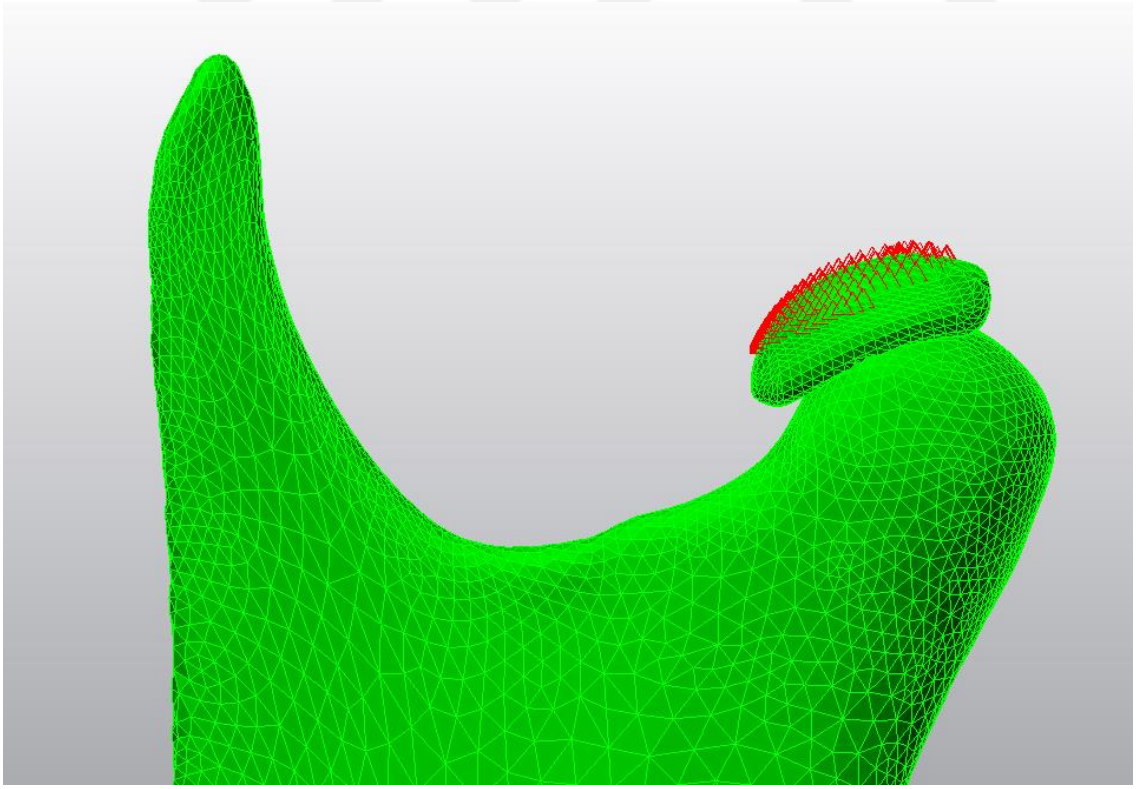
	Düğüm Sayısı	**Eleman Sayısı**
Senaryo 1	184 969	604 416
Senaryo 2	184 969	604 416
Senaryo 3	188 839	617 129
Senaryo 4	189 034	618 577

3.6. Materyallerin Fiziksel Özellikleri ve Sınır Koşulları

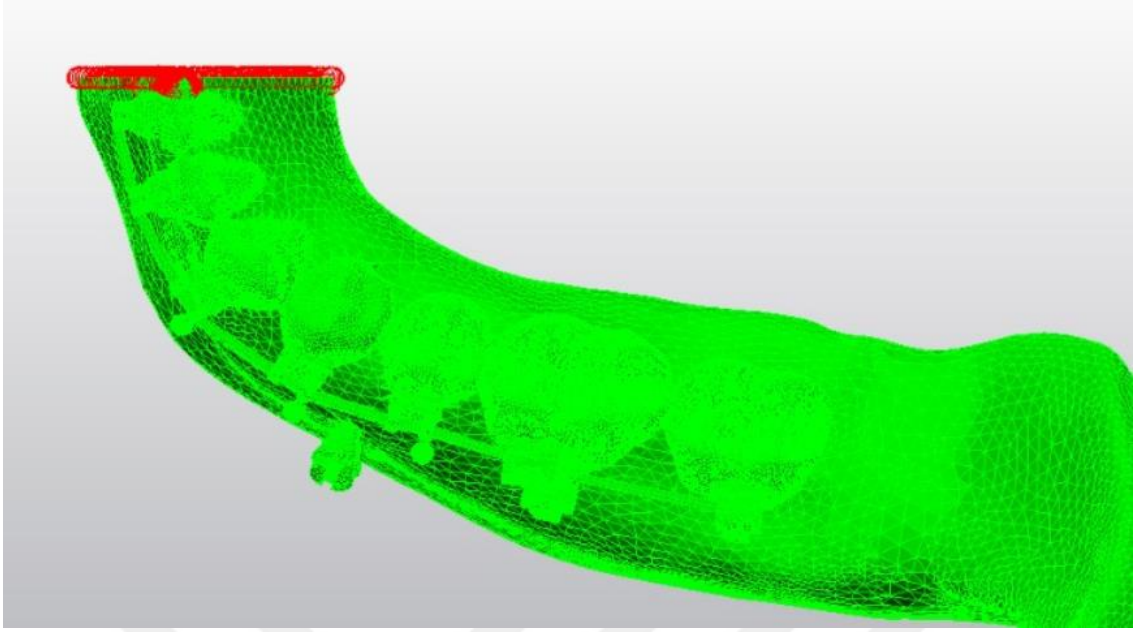
Lineer elastisite bir yapının, deformasyon veya gerilimin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesi demektir. Herhangi bir materyalin homojen olması ise mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterirken; izotropik olması yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlar. Bu nedenle bu çalışmada modellenen yapılardaki değişkenliklerin önüne geçebilmek için tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir.

3.6.1. Sınır koşulları

Çalışmamızda kullanılan modelde posteriorda mandibular kondil bölgesinde disk üzerinde her serbestlik derecesinde (Degree of freedom) sıfır harekete sahip ve yan bölgelerden simetrik olacak şekilde sabitleme yapılmıştır (Şekil 3.15). Anteriorda ise 31 nolu dişin meziyalinden vertikal bir hat boyunca sabitleme yapılmıştır (Şekil 3.16).



Şekil 3.15. Lateral yönden kondil diskinin sabitleme bölgelerinin görüntüsü



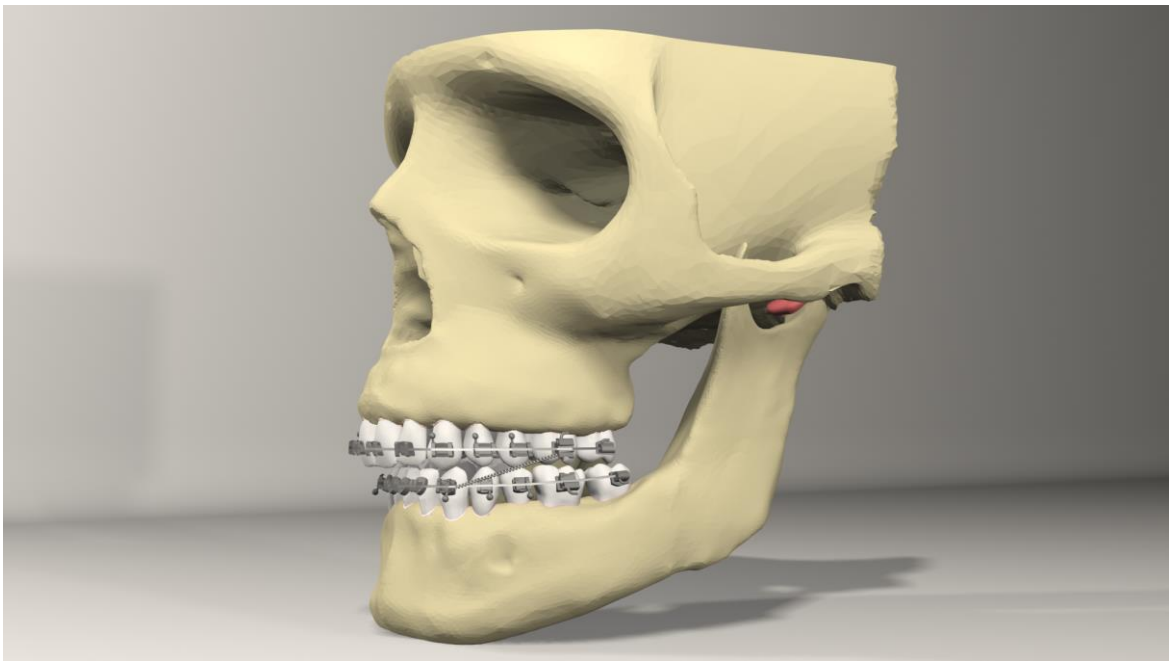
Şekil 3.16. Oklüzal yönden 31 numaralı dişin meziyalinden vertikal bir hat boyunca yapılan sabitlenme bölgelerinin görünümü

3.7. Senaryoların Oluşturulması

Bu çalışmada diş destekli ve mini vida indirekt ankrajlı farklı forsus uygulamaları ile dört senaryo oluşturulmuştur. Senaryolarda forsusun üst çenede uygulama yeri değişmezken (üst 1. molar diş tüpünün aksesuar kanalının meziyali) alt çenede farklı bölgelere diş destekli veya mini vidadan indirekt ankraj alarak uygulanmıştır. Forsus aygıtının uyguladığı kuvvetin mandibula üzerinde meydana getirdiği stresler, dişlerdeki deplasmanlar üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmiştir.

3.7.1. Senaryo 1

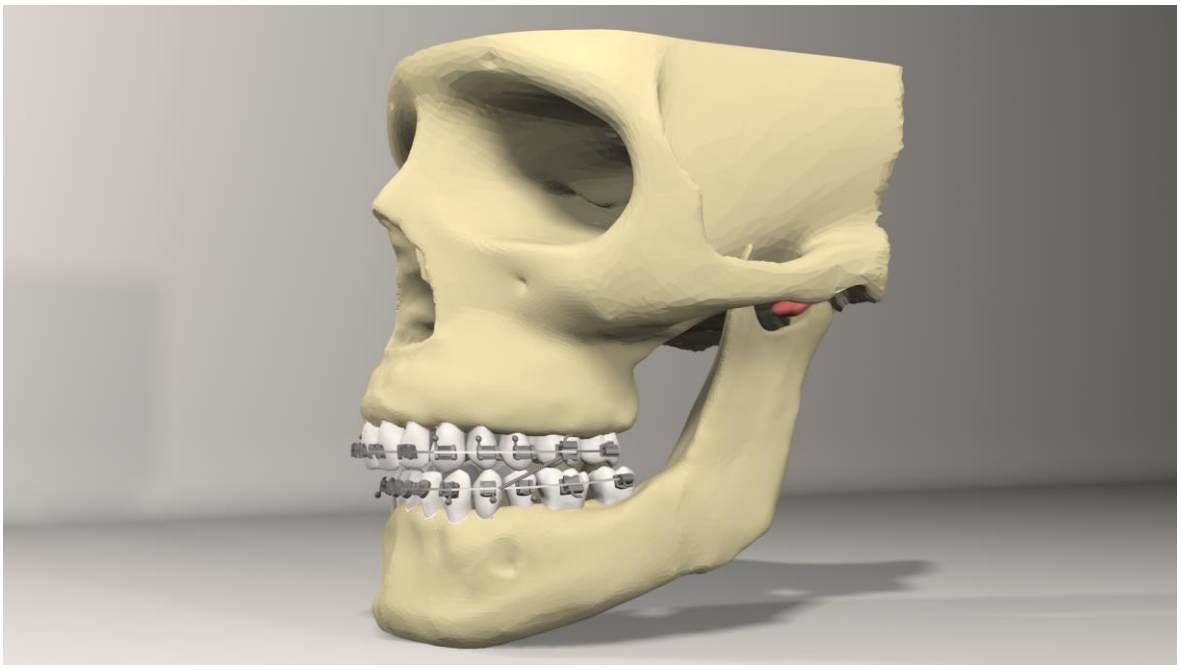
Birinci senaryoda konvansiyonel forsus uygulaması modellenmiştir. Bu senaryoda forsus aygıtı üst çenede 1. molar diş tüpünün yardımcı slotundan, alt çenede ark teli üzerinde kanin diş braketinin distaline 200 gr kuvvet uygulayacak şekilde modellenmiştir (Şekil 3.17).



Şekil 3.17. Senaryo 1'in sagital düzlemden görünümü

3.7.2. Senaryo 2

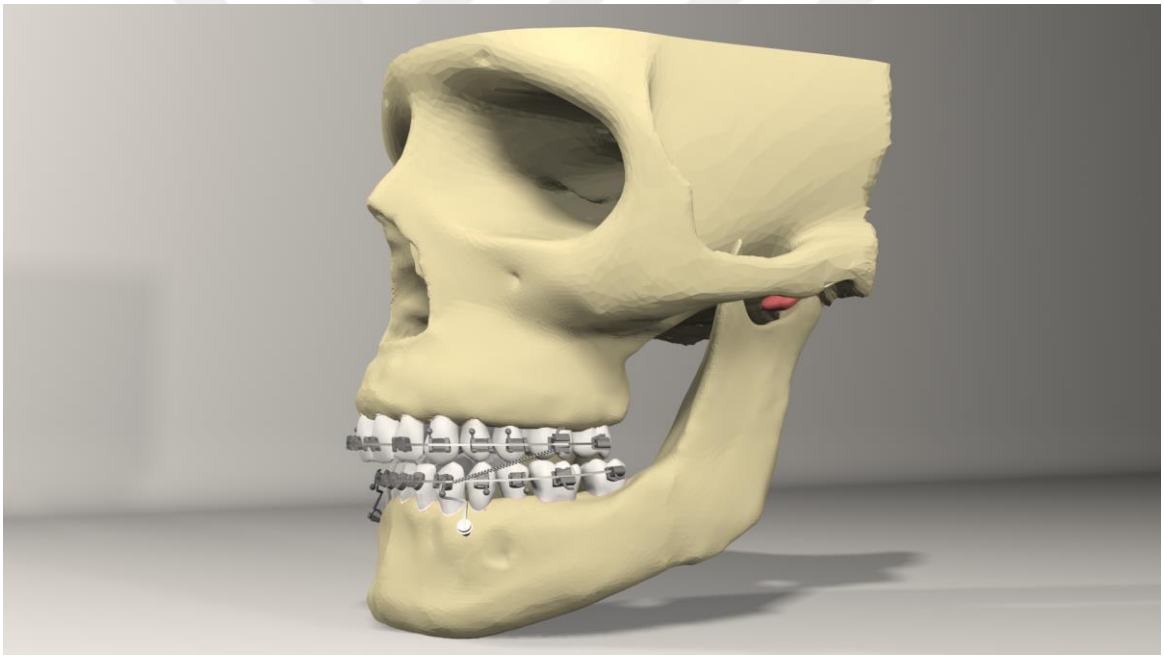
İkinci senaryoda forsus aygıtı üst çenede 1. molar diş tüpünün yardımcı slotundan, alt çenede ark teli üzerinde 1. premolar diş braketinin distaline 200 gr kuvvet uygulayacak şekilde modellenmiştir (Şekil 3.18).



Şekil 3.18. Senaryo 2'nin sagital düzlemden görünümü

3.7.3. Senaryo 3

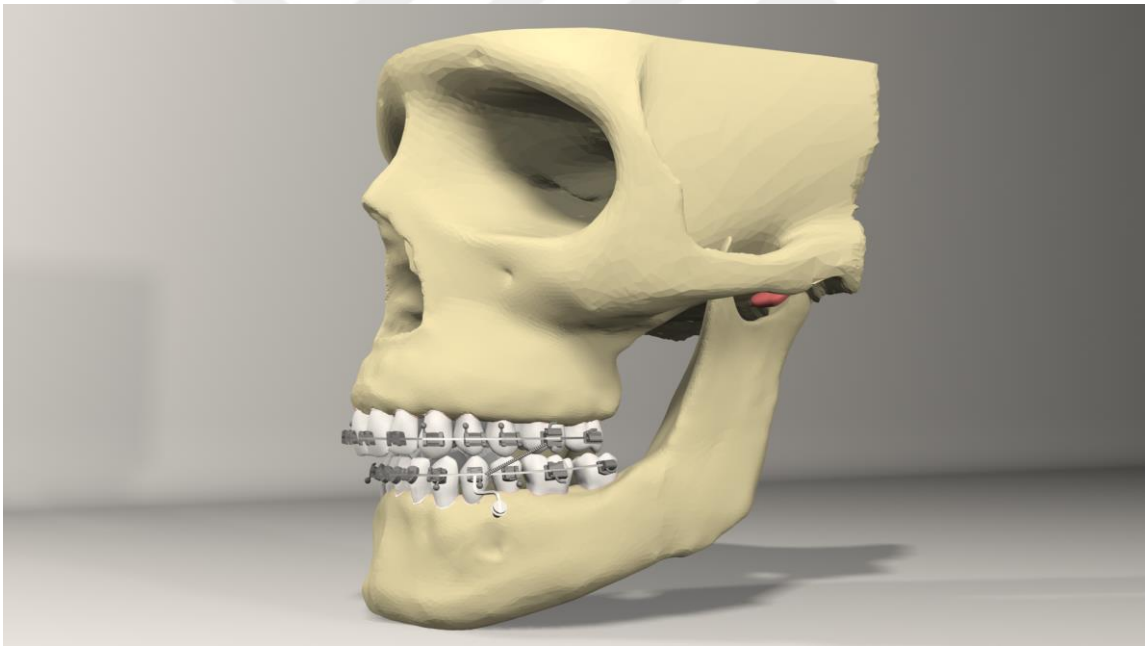
Üçüncü senaryoda, forsus aygıtının maksiller bölümü 1. molar diş tüpünün yardımcı slotuna uygulanmıştır. Mandibular bölümü ise kanin ve 1. premolar dişler arasına uygulanan mini vidadan indirekt ankraj alınarak ark teli üzerinde kanin diş braketinin distaline 200 gr kuvvet uygulayacak şekilde modellenmiştir. İskeletsel ankraj için çapı 1,5 mm x 8 mm olan mini vida (Spider screw 1.5 x 8; Ortho Technology Inc, Tampa, Fla) kullanılmıştır. Mini vida alt kanin diş ile alt 1. premolar diş kökleri arasındaki kemiğe bukkal bölgeden uygulanmıştır. İndirekt ankraj için 0,018x0,025 inç paslanmaz çelik tele mini vida ve kanin diş vertikal slotuna oturacak şekilde büküm verilmiştir. Beam elementleri kullanılarak mini vida, büküm verilmiş tel ve braket arasındaki bağlantı sağlanmış ve modellenmiştir (Şekil 3.19).



Şekil 3.19. Senaryo 3'ün sagital düzlemden görünümü

3.7.4. Senaryo 4

Dördüncü senaryoda, forsus aygıtının maksiller bölümü 1. molar diş tüpünün yardımcı slotuna uygulanmıştır. Mandibular bölümü ise 1. premolar ve 2. premolar dişler arasına uygulanan mini vidadan indirekt ankraj alınarak ark teli üzerinde 1. premolar diş braketinin distaline 200 gr kuvvet uygulayacak şekilde modellenmiştir. İskeletsel ankraj için çapı 1,5 mm x 8 mm olan mini vida (Spider screw 1.5 x 8; Ortho Technology Inc, Tampa, Fla) kullanılmıştır. Mini vida alt 1. premolar diş ile 2. premolar diş kökleri arasındaki kemiğe bukkal bölgeden uygulanmıştır. İndirekt ankraj için 0,018 x 0,025 inç paslanmaz çelik tele mini vida ve 1. premolar diş vertikal slotuna oturacak şekilde büküm verilmiştir. Beam elementleri kullanılarak mini vida, büküm verilmiş tel ve braket arasındaki bağlantı sağlanmış ve modellenmiştir (Şekil 3.20).



Şekil 3.20. Senaryo 4'ün sagital düzlemden görünümü

4. BULGULAR

Bu çalışmada diş destekli ve indirekt ankrajlı olarak simüle edilmiş dört farklı forsus uygulama senaryosu ile mandibulada; kortikal kemik, spongioz kemik ve kondil üzerinde meydana gelen maksimum ve minimum asal stresler ve mandibular dişlerde görülen deplasman miktarları sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Oluşturulan tüm senaryolarda forsus üst çenede aynı bölgeye, 1. molar diş tüpünün yardımcı kanalına, uygulanmıştır. Alt çenede ise uygulama şekli (diş destekli, indirekt ankrajlı) ve uygulama bölgesi (kanin-1. premolar, 1. premolar-2. premolar) değiştirilmiştir. Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında elde edilen bulgular kuvvetin ilk uygulama anında elde edilen değerlerini verir; çalışmamızda da elde edilen bulgular kuvvetin ilk uygulama anındaki değerleri göstermektedir.

Çalışmamızda stres değerleri megapaskal (MPa), deplasmanlar nanometre (nm) cinsinden verilmiştir. Modelde oluşan maksimum asal stresler (maximum principal) en yüksek çekme stresini, minimum asal stresler (minimum principal) ise en yüksek basma stresini belirtmektedir. Maksimum asal stresler pozitif değerlere, minimum asal stresler negatif değerlere sahiptir. Mutlak değeri diğerine göre daha büyük olan stres, hangi tip stresin daha etkili olduğunu göstermektedir. Sonlu elemanlar stres analizi maksimum ve minimum asal stres değerlerini bir renk skalasına göre görselleştirmektedir. Çalışmamızda da maksimum asal stres değerlerinin gösterildiği şekillerde kırmızı renkli alanlar bu streslerin en fazla olduğu bölgeleri göstermektedir. Minimum asal stres değerlerinin gösterildiği şekillerde ise mavi renkli alanlar streslerin en fazla olduğu bölgeleri göstermektedir.

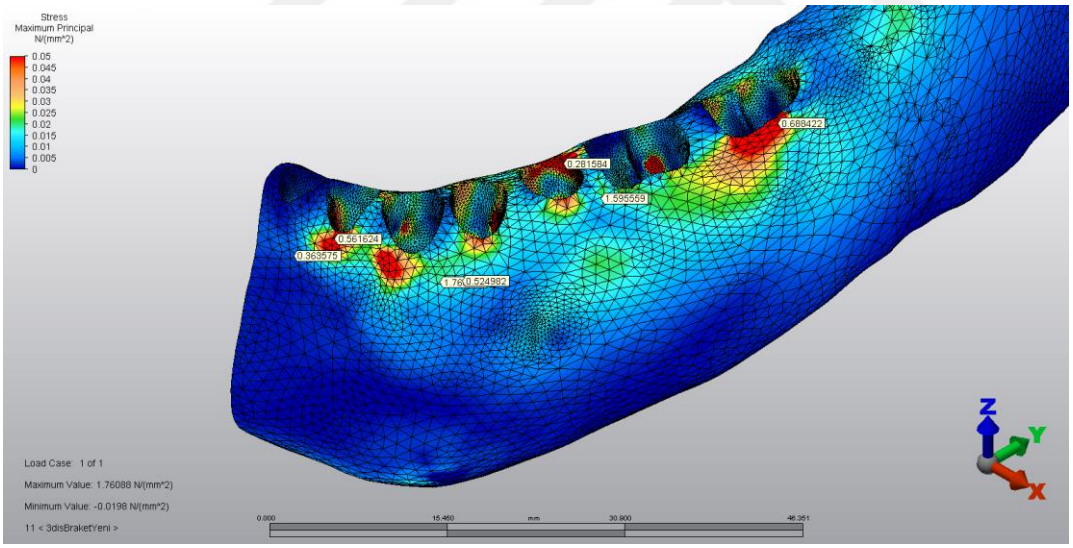
4.1. Birinci Senaryoya Ait Bulgular

Senaryo 1'de forsus aygıtı üst çenede 1. molar diş tüpünün yardımcı slotundan, alt çenede ark teli üzerinde kanin diş braketinin distaline 200 gr kuvvet uygulayacak şekilde modellenmiştir.

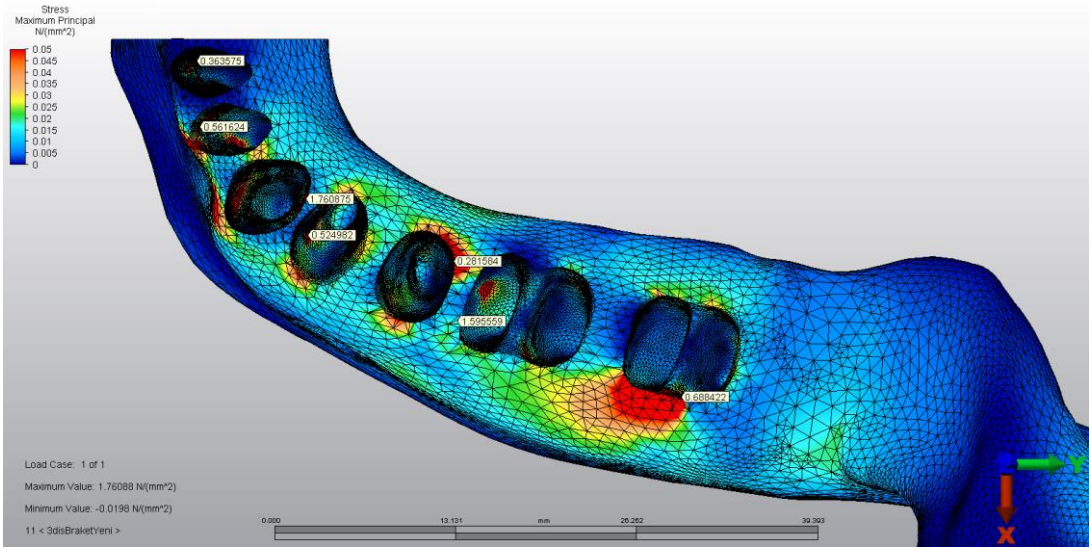
4.1.1. Mandibular kemikte meydana gelen maksimum ve minimum asal stres değerleri

Mandibulada, kortikal kemikte, spongioz kemikte ve kondil bölgesindeki kemikte oluşan maksimum ve minimum asal stresler değerlendirilmiştir.

Kortikal kemiğin sagital ve transvers yönden yapılan incelemesinde maksimum asal stresler diş soketlerinin koronal kısımlarının etrafında yoğunlaşmış olup en yüksek maksimum asal stres 1,76 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.1, Şekil 4.2).

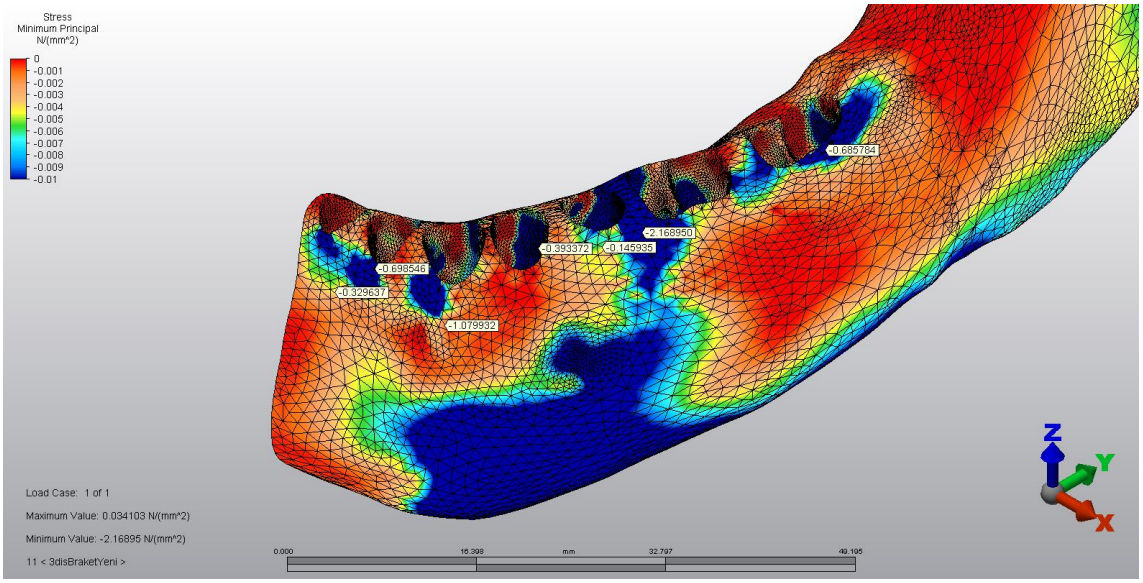


Şekil 4.1. Senaryo 1'de kortikal kemikte görülen maksimum asal stres dağılımının sagital yönden görünümü

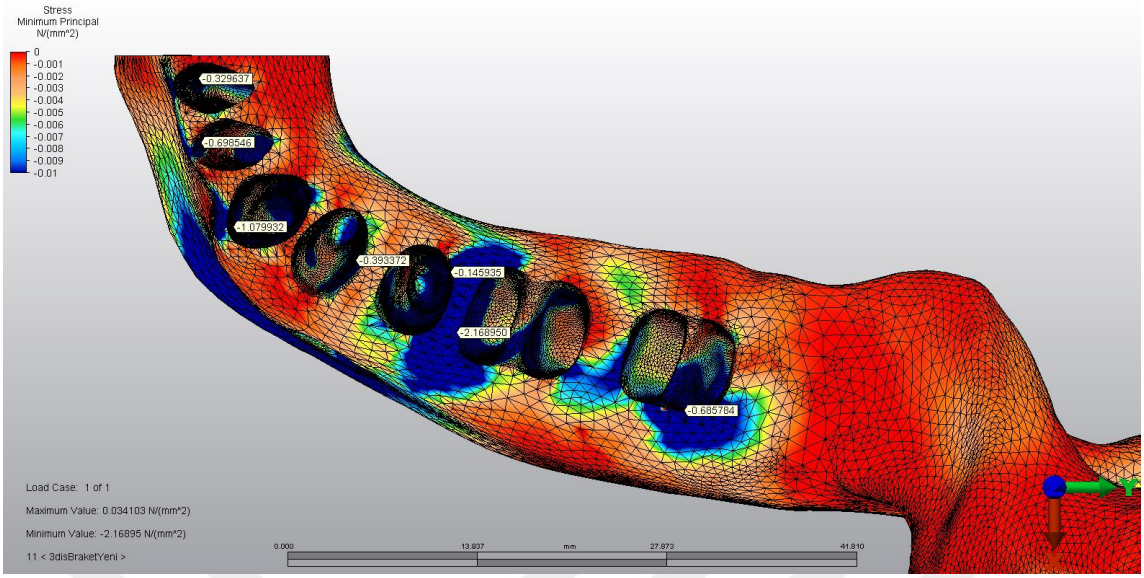


Şekil 4.2. Senaryo 1'de kortikal kemikte görülen maksimum asal stres dağılımının transvers yönden görünümü

Kortikal kemikteki minimum asal stresler ise posterior bölgedeki dişlerin soketlerinin etrafındaki kortikal kemikte daha yoğun olmakla birlikte anterior diş köklerinin supralabial bölgesindeki kortikal kemik kısımlarında görülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise -2,16 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.3, Şekil 4.4).

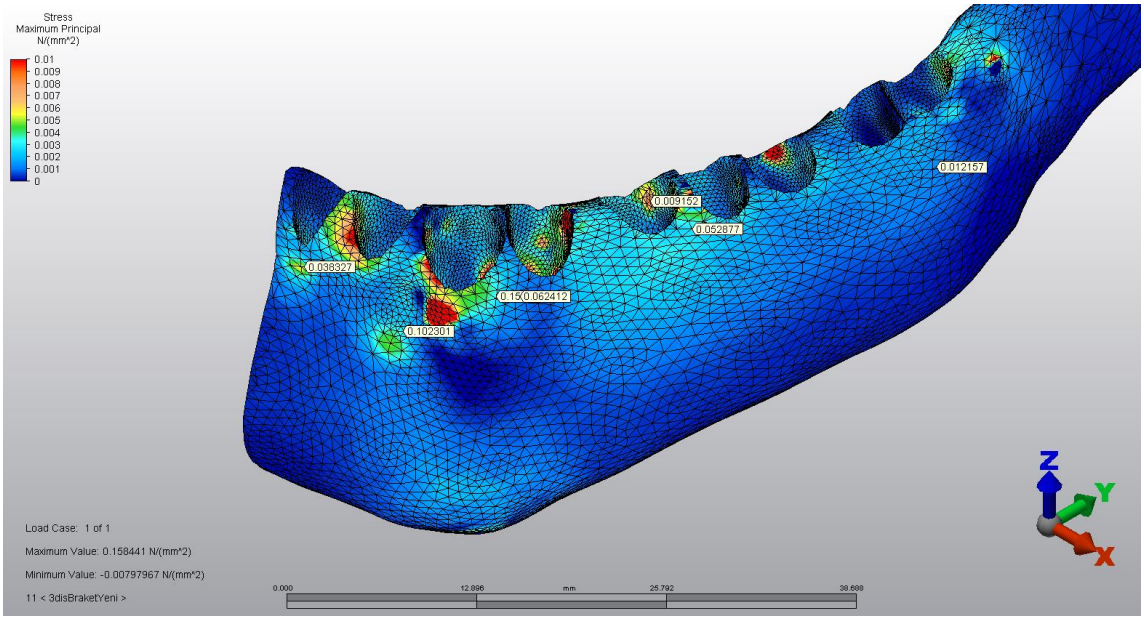


Şekil 4.3. Senaryo 1'de kortikal kemikte görülen minimum asal streslerin sagital yönden görünümü

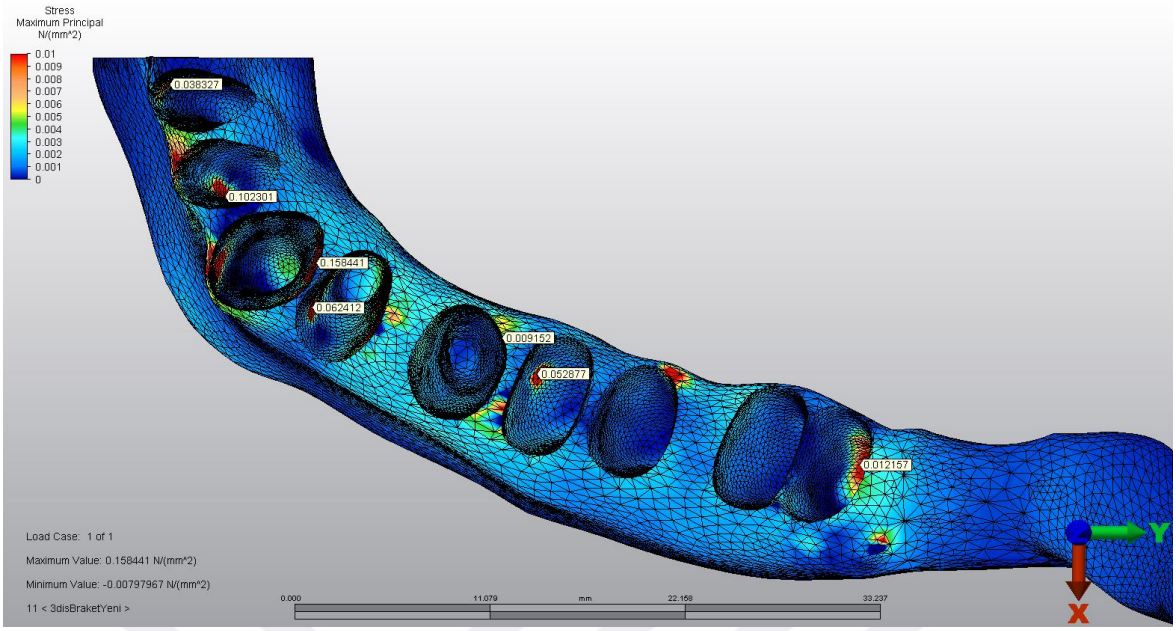


Şekil 4.4. Senaryo 1'de kortikal kemikte görülen minimum asal streslerin transvers yönden görünümü

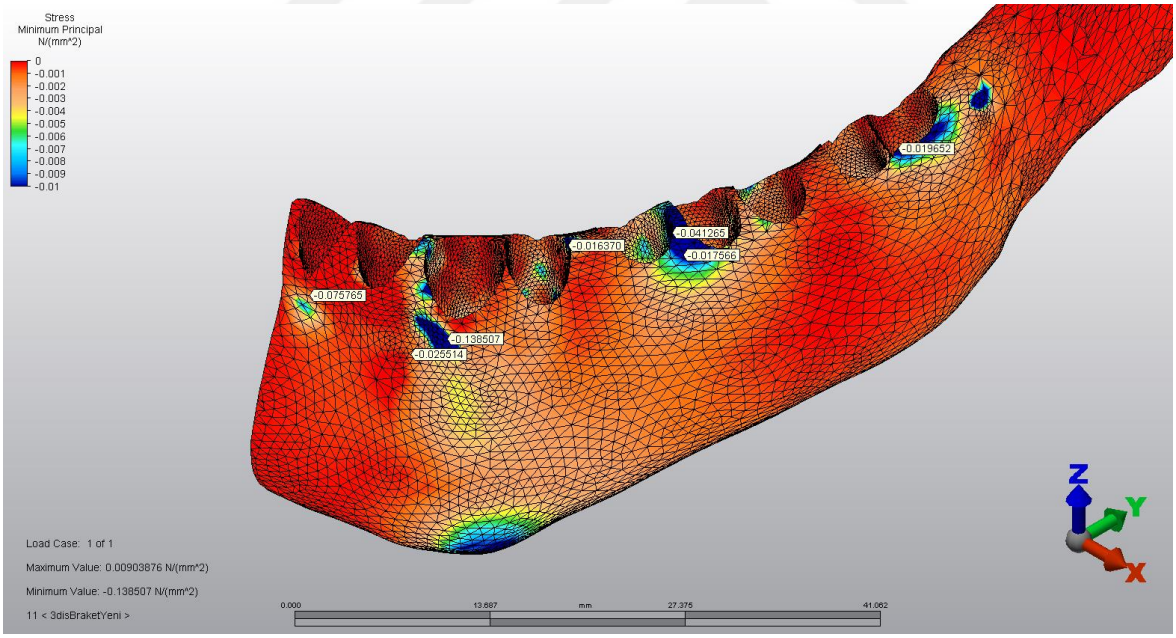
Spongioz kemiğin sagital ve transvers yönden yapılan incelemesinde en yüksek maksimum asal stres 0,15 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.5, Şekil 4.6). Spongioz kemikte ölçülen en yüksek minimum asal stres değeri ise -0,13 MPa'dır (Şekil 4.7, Şekil 4.8). Spongioz kemikte maksimum ve minimum asal streslerin yoğun olarak ölçüldüğü bölgeler, kortikal kemikte görülen bölgelerle aynı olmakla birlikte ölçümlerin sayısal değerleri çok daha azdır.



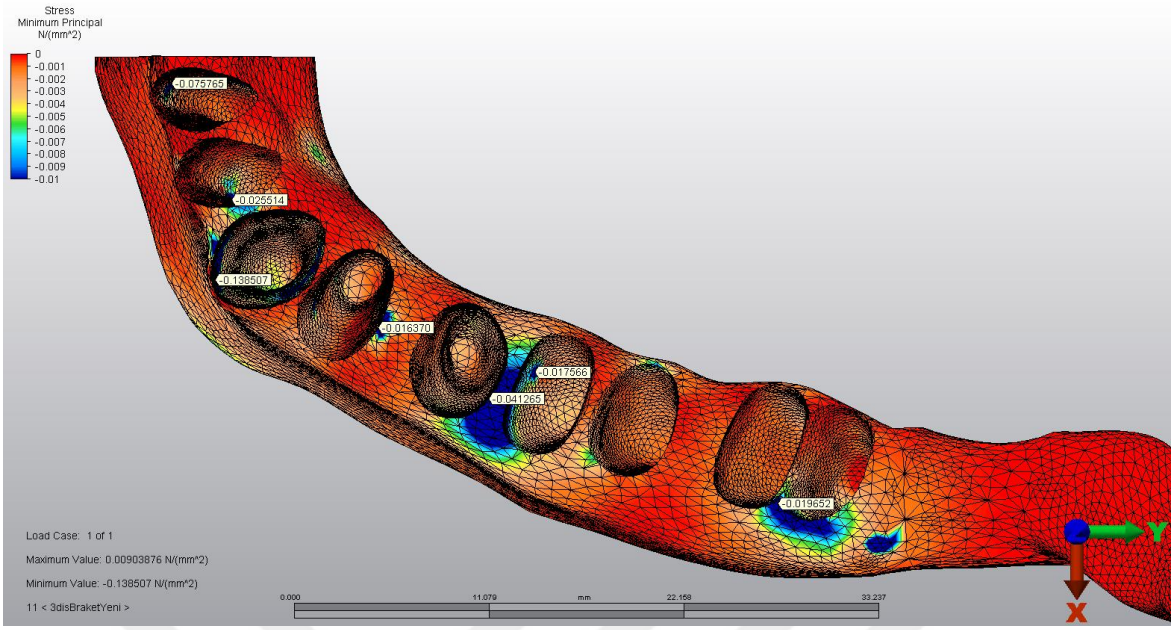
Şekil 4.5. Senaryo 1'de spongioz kemikte görülen maksimum asal streslerin sagital yönden görünümü



Şekil 4.6. Senaryo 1'de spongioz kemikte görülen maksimum asal streslerin transvers yönden görünümü

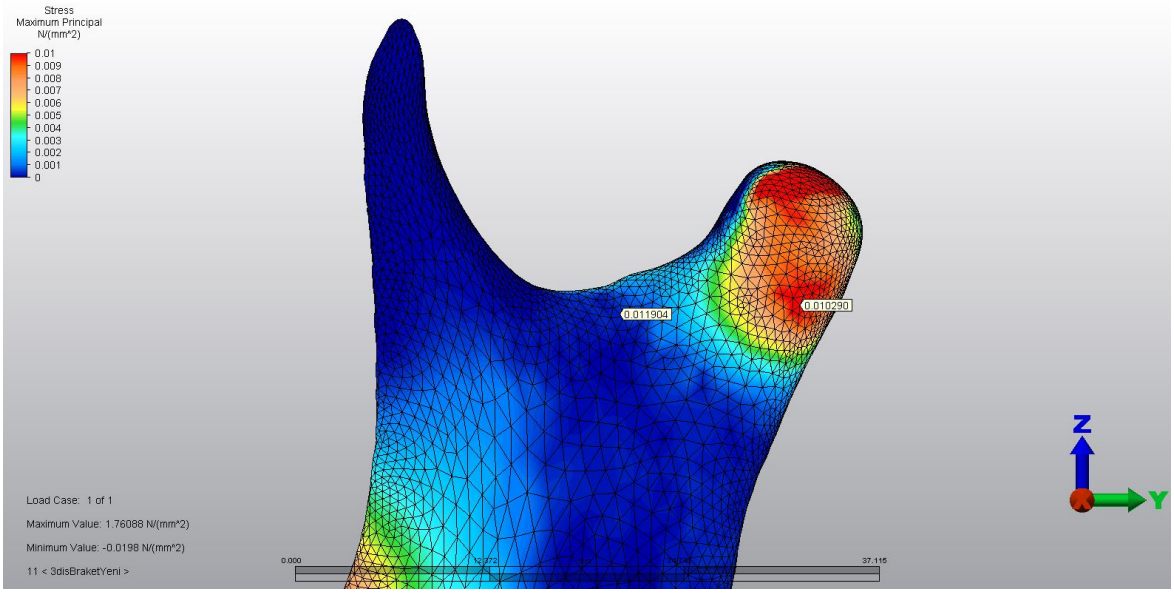


Şekil 4.7. Senaryo 1'de spongioz kemikte görülen minimum asal streslerin sagital yönden görünümü



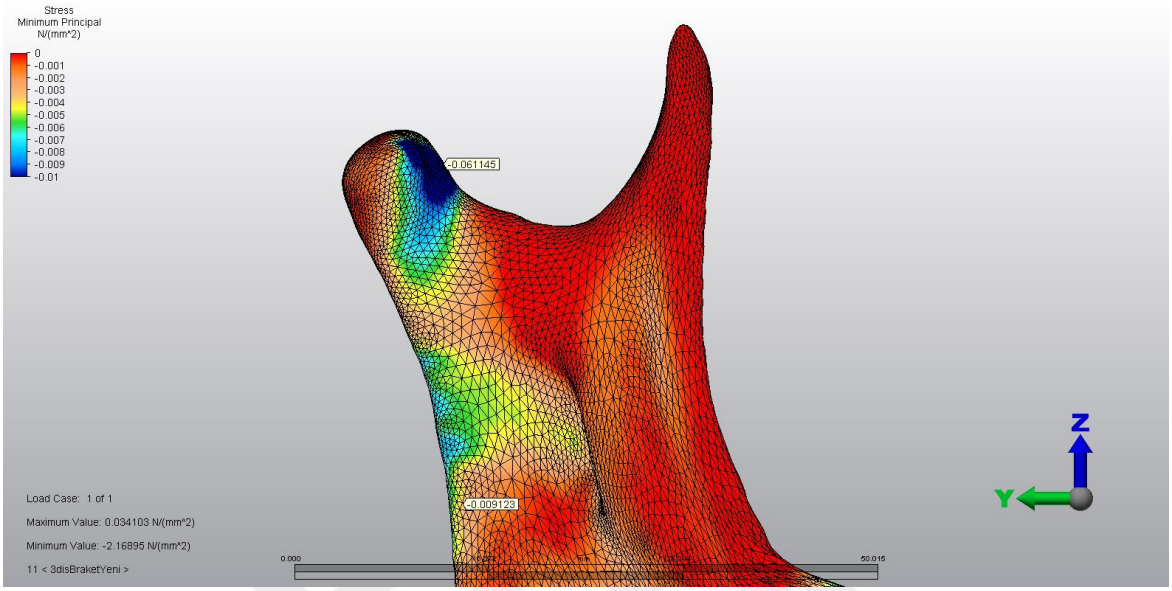
Şekil 4.8. Senaryo 1'de spongioz kemikte görülen minimum asal streslerin transvers yönden görünümü

Kondil bölgesinin incelemesinde çekme tipi gerilmeler kondil boynunun meziyal ve posterior bölgelerinde yoğunlaşmıştır. Ölçülen en yüksek maksimum asal stres değeri ise 0,042 MPa'dır (Şekil 4.9).



Şekil 4.9. Senaryo 1'de kondil bölgesinde görülen maksimum asal streslerin sagital yönden görünümü

Kondil bölgesindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek minimum asal stres -0.061 MPa ile kondil boynunun anterior bölgelerinde gözlenmiştir (Şekil 4.10).

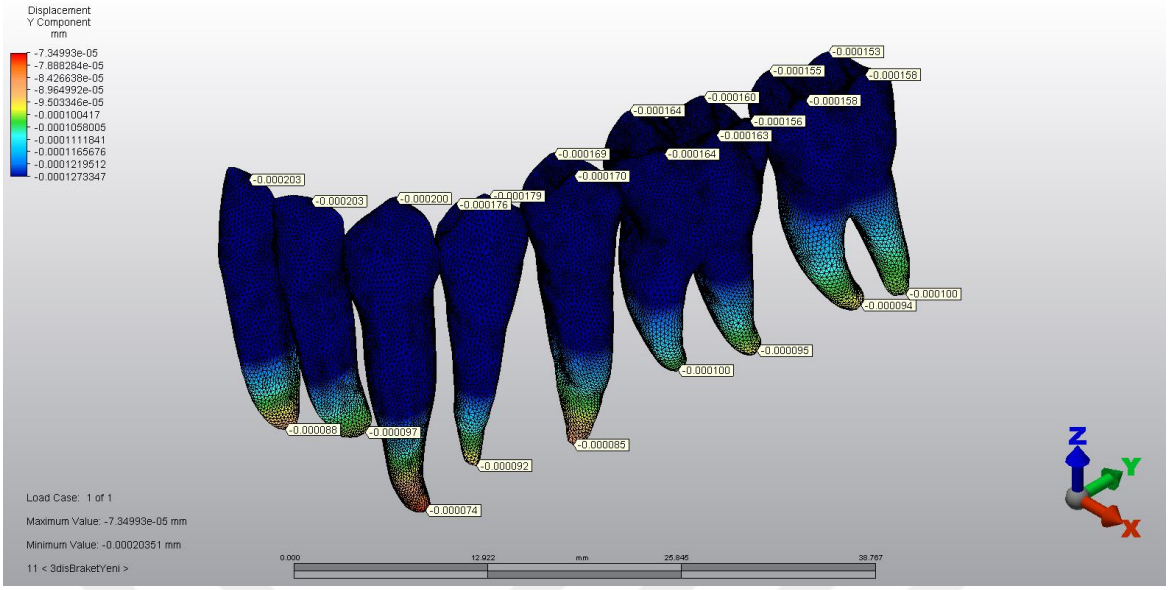


Şekil 4.10. Senaryo 1'de kondil bölgesinde görülen minimum asal streslerin sagital yönden görünümü

4.1.2. Mandibular dişlerde görülen deplasman miktarları

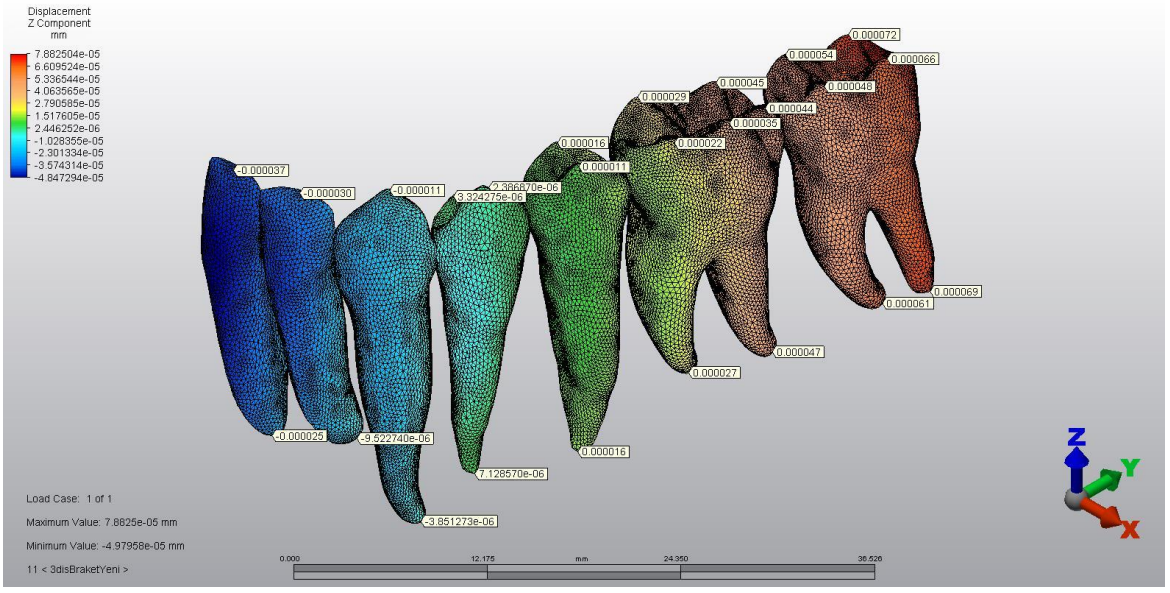
Mandibular dişlerde görülen deplasman miktarları y ve z eksenleri üzerinde değerlendirilmiştir. Y ekseni sagital (anterior dişler için labial-lingual, posterior dişler için meziyal-distal) yönü; z ekseni ise oklüzogingival yönü göstermektedir.

Birinci senaryoda mandibular dişlerin y ekseni üzerinde yapılan değerlendirmesinde posterior dişlerin tüm kök ve kronlarıyla birlikte kronlarında köklerinden daha fazla olmak üzere meziyal yönde hareket ettiği; anterior dişlerin de yine kronlarında köklerinden daha fazla olmak üzere labial yönde hareket ettiği görülmektedir. Alt santral dişte görülen deplasman miktarı -203 nm olarak ölçülmüştür (Şekil 4.11).



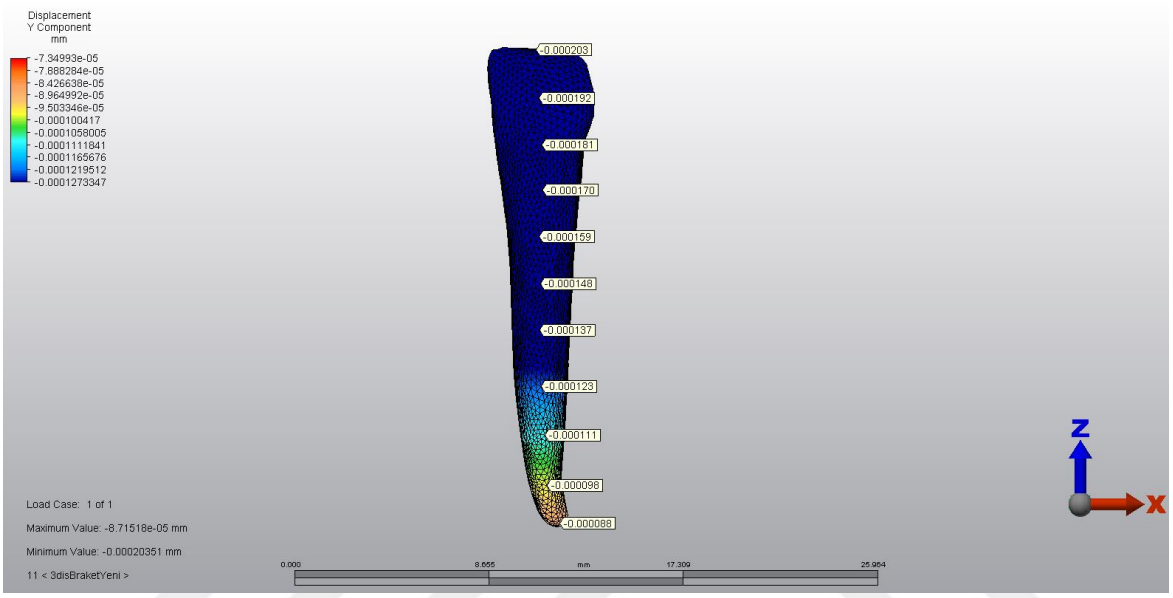
Şekil 4.11. Senaryo 1'de mandibular dişlerin Y eksenindeki deplasman miktarlarının görünümü

Mandibular dişlerin z ekseni (oklüzogingival) yönde yapılan değerlendirmesinde ise alt santral, lateral ve kanin dişlerde kanine doğru gittikçe azalan intrüzyon; alt 1. premolar dişten 2. molar dişe kadar 2. molar diş dahil olacak şekilde gittikçe artan ekstrüzyon gözlenmiştir. Z ekseninde görülen en fazla intrüzyon alt santral kronunda olup -37 nm ölçülmüştür; en fazla ektrüzyon ise 2. molar dişin distopalatinal tüberkülünde ölçülmüş olup değeri 72 nm'dir (Şekil 4.12).



Şekil 4.12. Senaryo 1'de mandibular dişlerin Z eksenindeki deplasman miktarlarının görünümü

Alt santral dişin y eksenindeki deplasman miktarını detaylı olarak incelemek için 11 faklı noktadan ölçüm yapılmıştır. İnsizal kenardan kök ucuna doğru görülen deplasman miktarı gittikçe azalmaktadır. Alt santral dişin y eksenindeki deplasman miktarı en fazla insizal kenarda -203 nm, en az ise kök ucunda -88 nm olarak ölçülmüştür (Şekil 4.13).



Şekil 4.13. Senaryo 1'de alt santral dişin Y eksenindeki insizal kenardan kök ucuna doğru 11 farklı noktadan deplasman miktarlarının görünümü

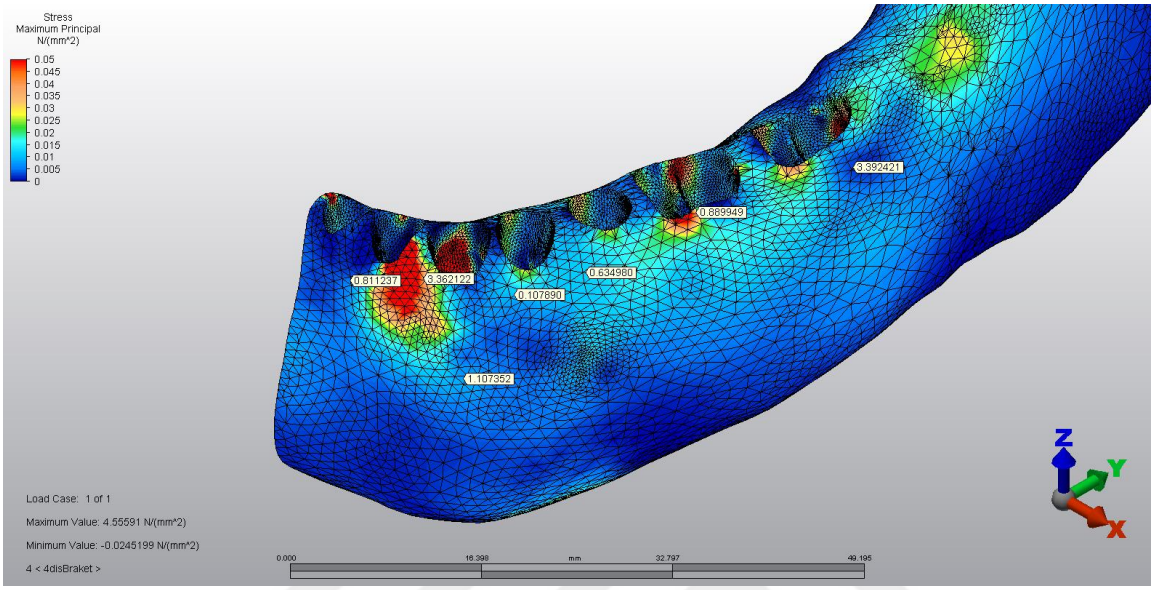
4.2. İkinci Senaryoya Ait Bulgular

Senaryo 2'de forsus aygıtı üst çenede 1. molar diş tüpünün yardımcı slotundan, alt çenede ark teli üzerinde 1. premolar diş braketinin distaline 200 gr kuvvet uygulayacak şekilde modellenmiştir.

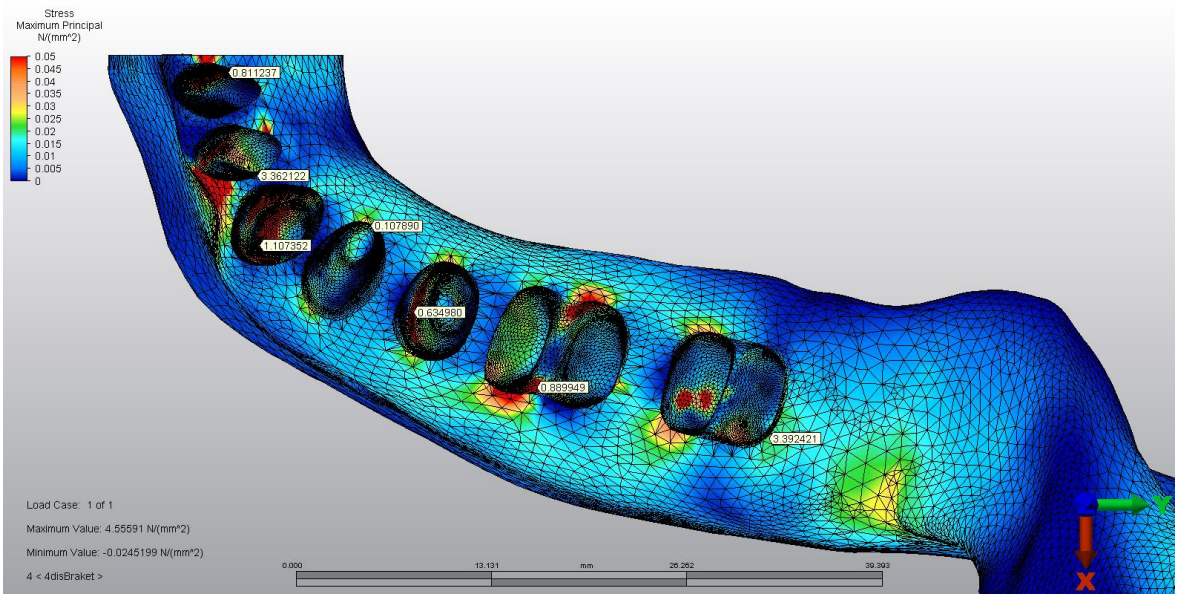
4.2.1. Mandibular kemikte meydana gelen maksimum ve minimum asal stres değerleri

Mandibulada, kortikal kemikte, spongioz kemikte ve kondil bölgesindeki kemikte oluşan maksimum ve minimum asal stresler değerlendirilmiştir.

Kortikal kemiğin sagital ve transvers yönden yapılan incelemesinde maksimum asal stresler diş soketlerinin koronal kısımlarının etrafında yoğunlaşmış olup en yüksek maksimum asal stres 4,55 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.14, Şekil 4.15).

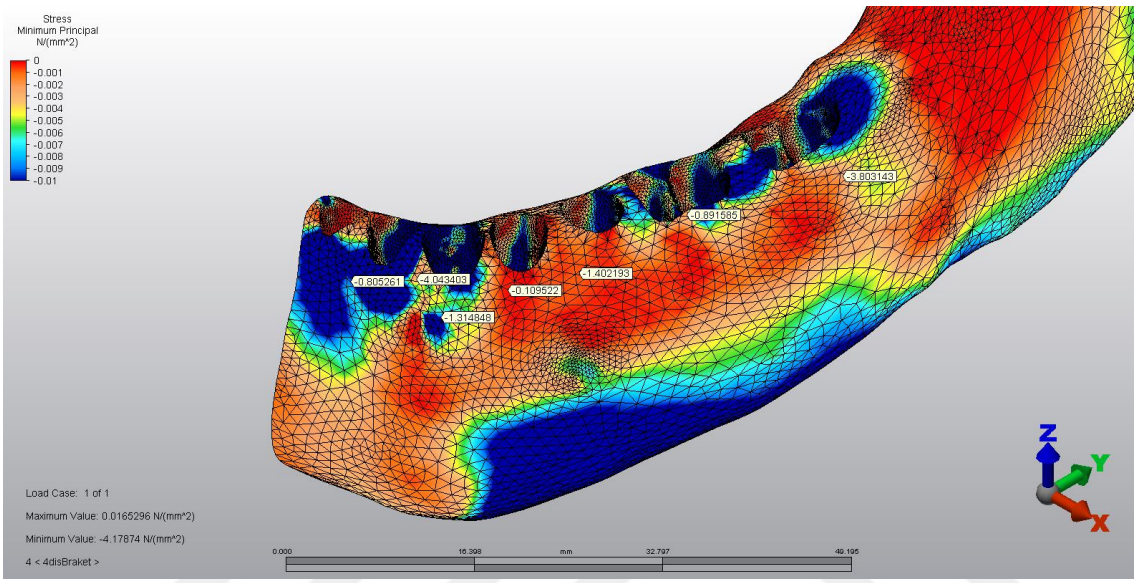


Şekil 4.14. Senaryo 2'de kortikal kemikte görülen maksimum asal stres dağılımının sagital yönden görünümü

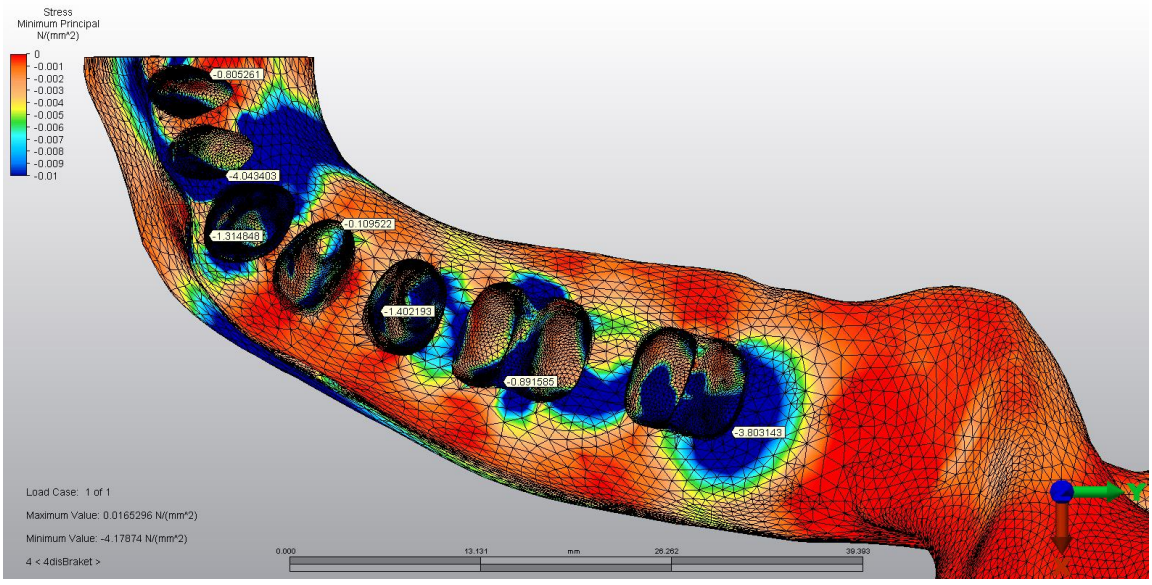


Şekil 4.15. Senaryo 2'de kortikal kemikte görülen maksimum asal stres dağılımının transvers yönden görünümü

Kortikal kemikteki minimum asal stresler ise posterior bölgedeki dişlerin soketlerinin etrafındaki kortikal kemikte özellikle de 2. Molar dişin krestal kemiğinin distal bölgesinde daha yoğun olmakla birlikte anterior diş köklerinin labial bölgesindeki kortikal kemik kısımlarında görülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise -4,17 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.16, Şekil 4.17).

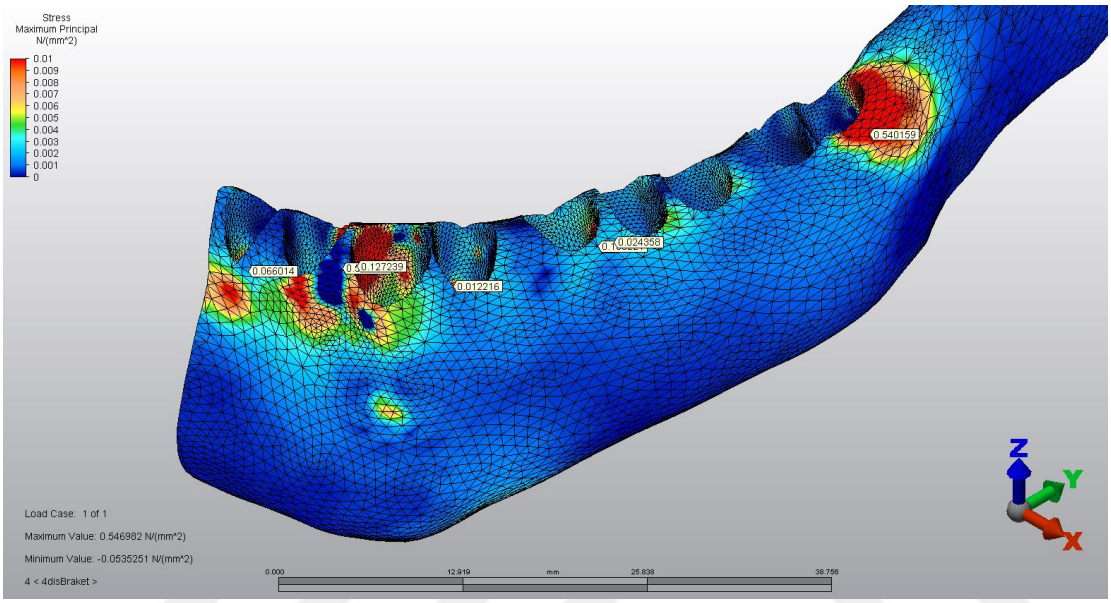


Şekil 4.16. Senaryo 2'de kortikal kemikte görülen minimum asal streslerin sagital yönden görünümü

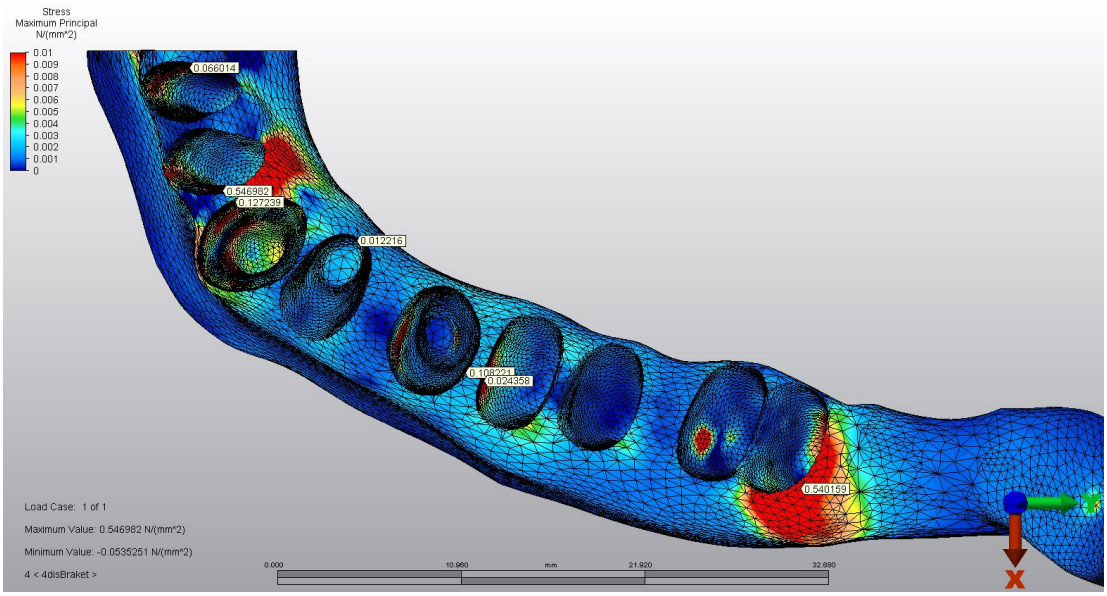


Şekil 4.17. Senaryo 2'de kortikal kemikte görülen minimum asal streslerin transvers yönden görünümü

Spongioz kemiğin sagital ve transvers yönden yapılan incelemesinde maksimum asal stresler anterior diş soketlerinde ve 2. molar dişin distalindeki bölgede yoğunlaşmış olup en yüksek maksimum asal stres 0,54 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.18, Şekil 4.19).

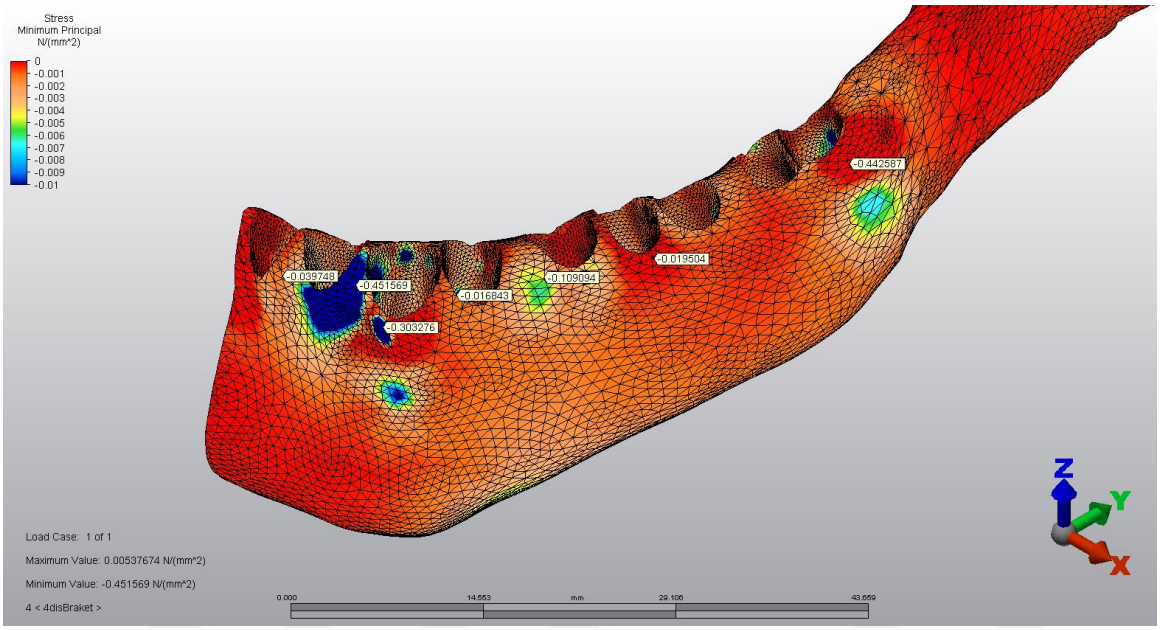


Şekil 4.18. Senaryo 2'de spongioz kemikte görülen maksimum asal streslerin sagital yönden görünümü

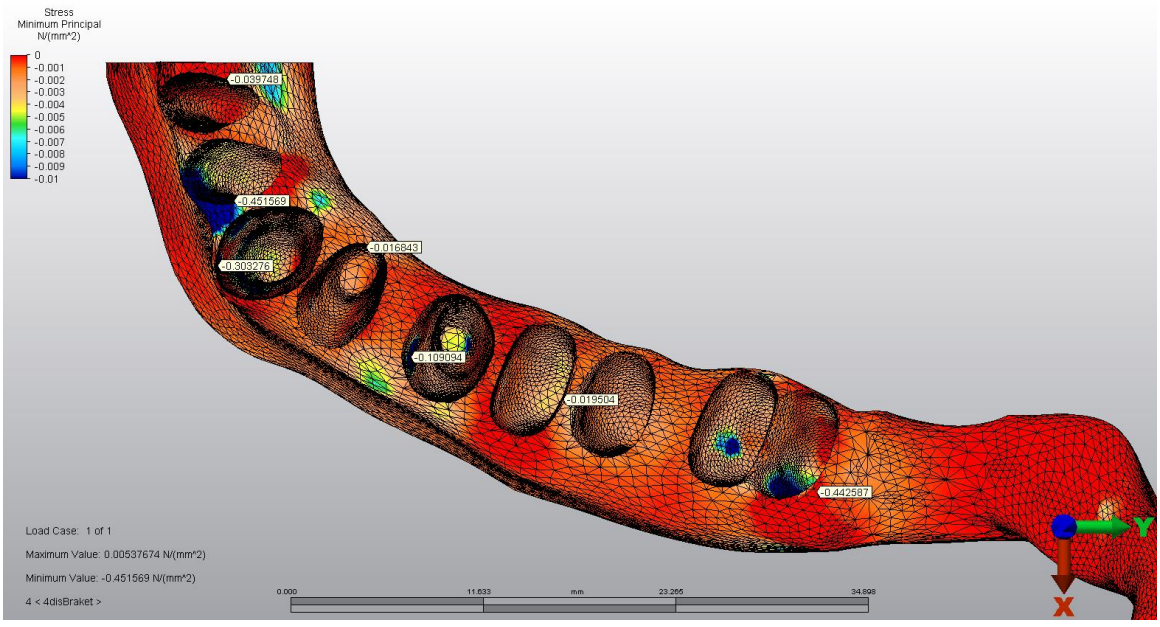


Şekil 4.19. Senaryo 2'de spongioz kemikte görülen maksimum asal streslerin transvers yönden görünümü

Spongioz kemikte ölçülen en yüksek minimum asal stres değeri -0,45 MPa'dır (Şekil 4.20, Şekil 4.21). Spongioz kemikte maksimum ve minimum asal streslerin yoğun olarak ölçüldüğü bölgeler, kortikal kemikte görülen bölgelerle benzer olmakla birlikte ölçümlerin sayısal değerleri çok daha azdır.

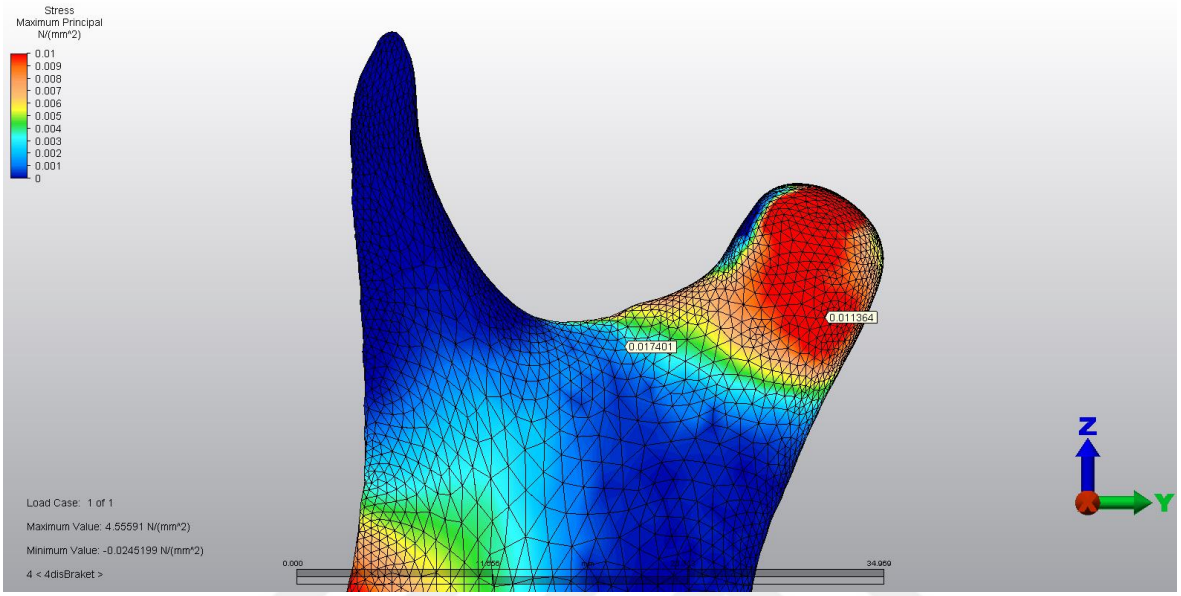


Şekil 4.20. Senaryo 2'de spongioz kemikte görülen minimum asal streslerin sagital yönden görünümü



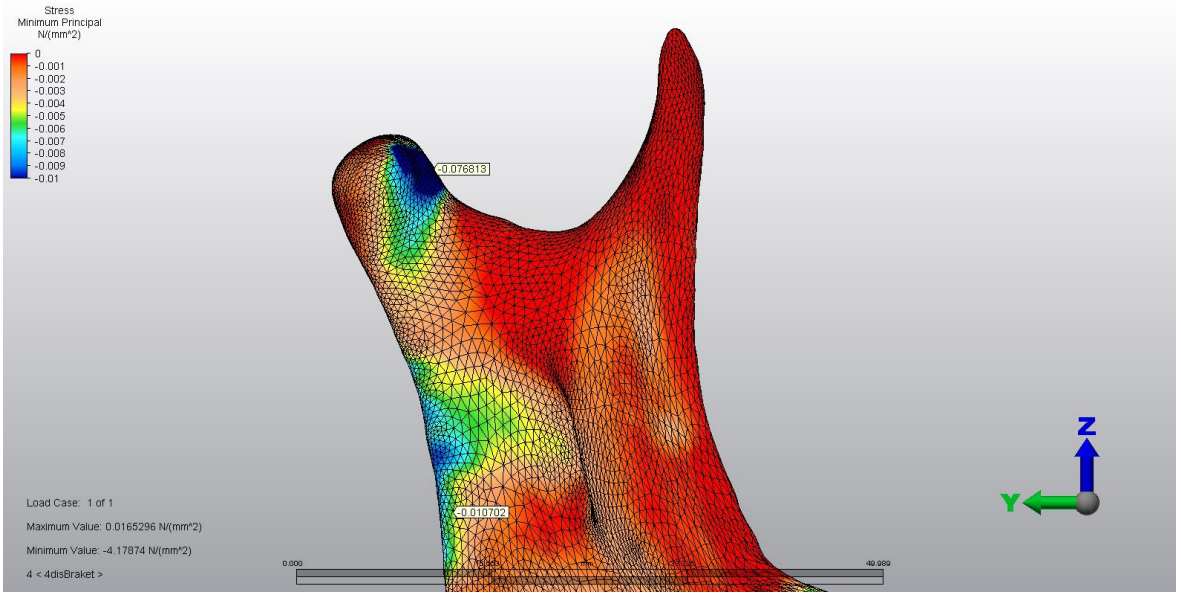
Şekil 4.21. Senaryo 2'de spongioz kemikte görülen minimum asal streslerin transvers yönden görünümü

Kondil bölgesinin incelemesinde çekme tipi gerilmeler kondil boynunun meziyal ve posterior bölgelerinde yoğunlaşmıştır. Ölçülen en yüksek maksimum asal stres değeri ise 0,059 MPa'dır (Şekil 4.22).



Şekil 4.22. Senaryo 2'de kondil bölgesinde görülen maksimum asal streslerin sagital yönden görünümü

Kondil bölgesindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek minimum asal stres -0.076 MPa ile kondil boynunun anterior bölgelerinde gözlenmiştir (Şekil 4.23).

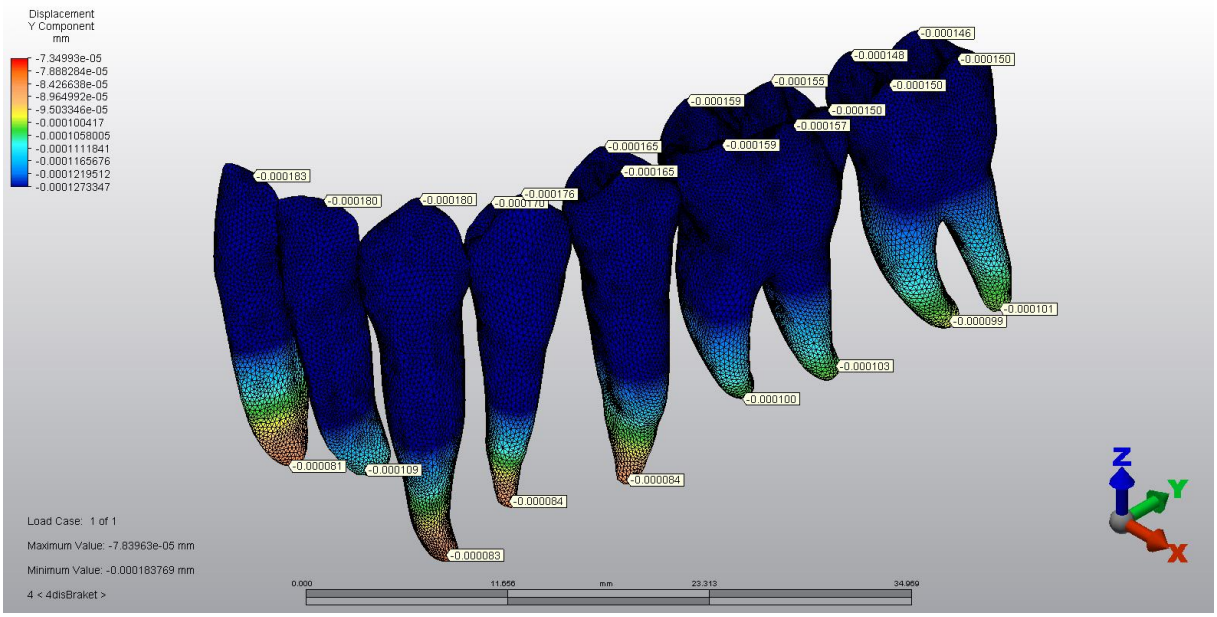


Şekil 4.23. Senaryo 1'de kondil bölgesinde görülen minimum asal streslerin sagital yönden görünümü

4.2.2. Mandibular dişlerde görülen deplasman miktarları

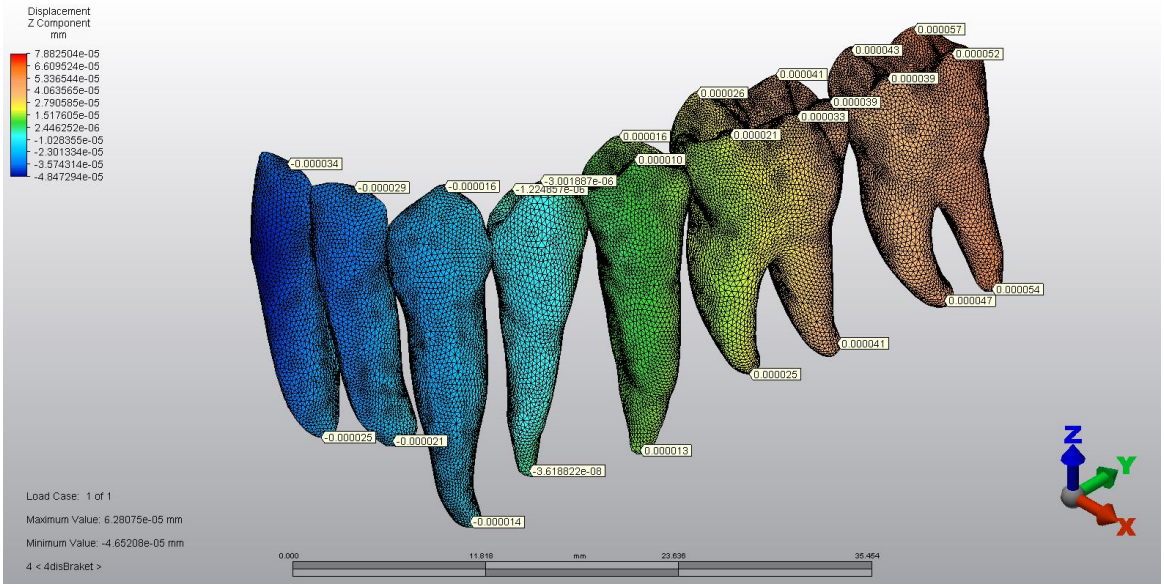
Mandibular dişlerde görülen deplasman miktarları y ve z eksenleri üzerinde değerlendirilmiştir. Y ekseni sagital (anterior dişler için labial-lingual, posterior dişler için meziyal-distal) yönü; z ekseni ise oklüzogingival yönü göstermektedir.

Birinci senaryoda mandibular dişlerin y ekseni üzerinde yapılan değerlendirmesinde posterior dişlerin tüm kök ve kronlarıyla birlikte kronlarında köklerinden daha fazla olmak üzere meziyal yönde hareket ettiği; anterior dişlerin de yine kronlarında köklerinden daha fazla olmak üzere labial yönde hareket ettiği görülmektedir. Alt santral dişte görülen deplasman miktarı -183 nm olarak ölçülmüştür (Şekil 4.24).



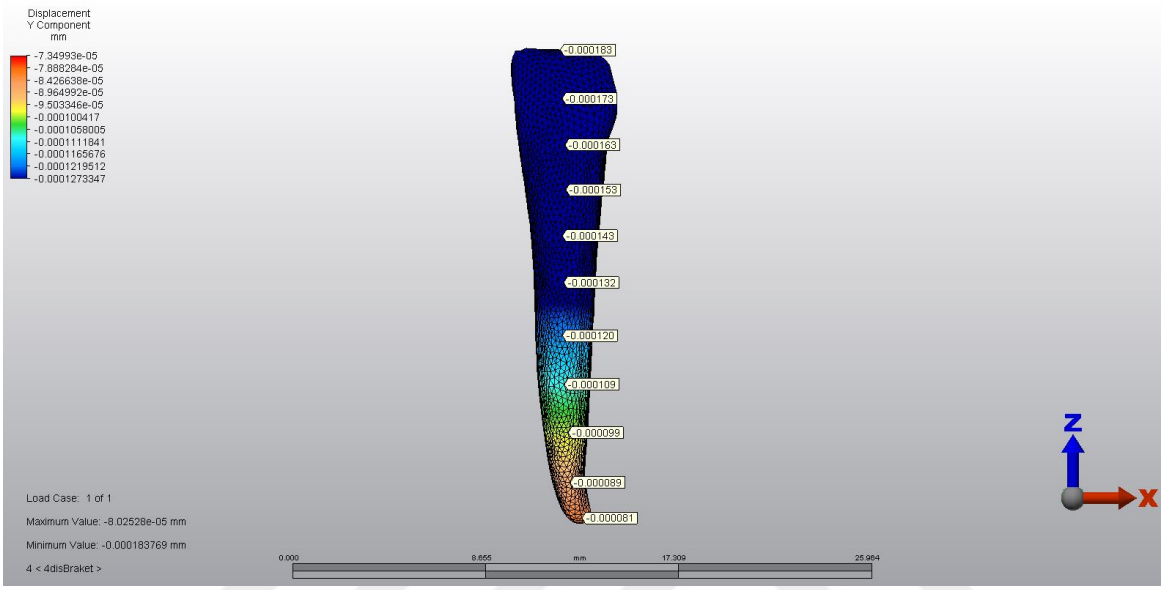
Şekil 4.24. Senaryo 2'de mandibular dişlerin Y eksenindeki deplasman miktarlarının görünümü

Mandibular dişlerin z ekseni (oklüzogingival) yönde yapılan değerlendirmesinde ise ise alt santral, lateral, kanin ve 1. premolar dişlerde santral dişten 1. premolar dişe doğru gittikçe azalan intrüzyon; alt 2. premolar dişten 2. molar dişe kadar 2. molar diş dahil olacak şekilde gittikçe artan ekstrüzyon gözlenmiştir. Z ekseninde görülen en fazla intrüzyon alt santral kronunda olup -34 nm ölçülmüştür; en fazla ektrüzyon ise 2. molar dişin distopalatinal tüberkülünde ölçülmüş olup değeri 57 nm'dir (Şekil 4.25).



Şekil 4.25. Senaryo 1'de mandibular dişlerin Z eksenindeki deplasman miktarlarının görünümü

Alt santral dişin y eksenindeki deplasman miktarını detaylı olarak incelemek için 11 faklı noktadan ölçüm yapılmıştır. İnsizal kenardan kök ucuna doğru görülen deplasman miktarı gittikçe azalmaktadır. Alt santral dişin y eksenindeki deplasman miktarı en fazla insizal kenarda -183 nm, en az ise kök ucunda -81 nm olarak ölçülmüştür (Şekil 4.26).



Şekil 4.26. Senaryo 2'de alt santral dişin Y eksenindeki insizal kenardan kök ucuna doğru 11 farklı noktadan deplasman miktarlarının görünümü

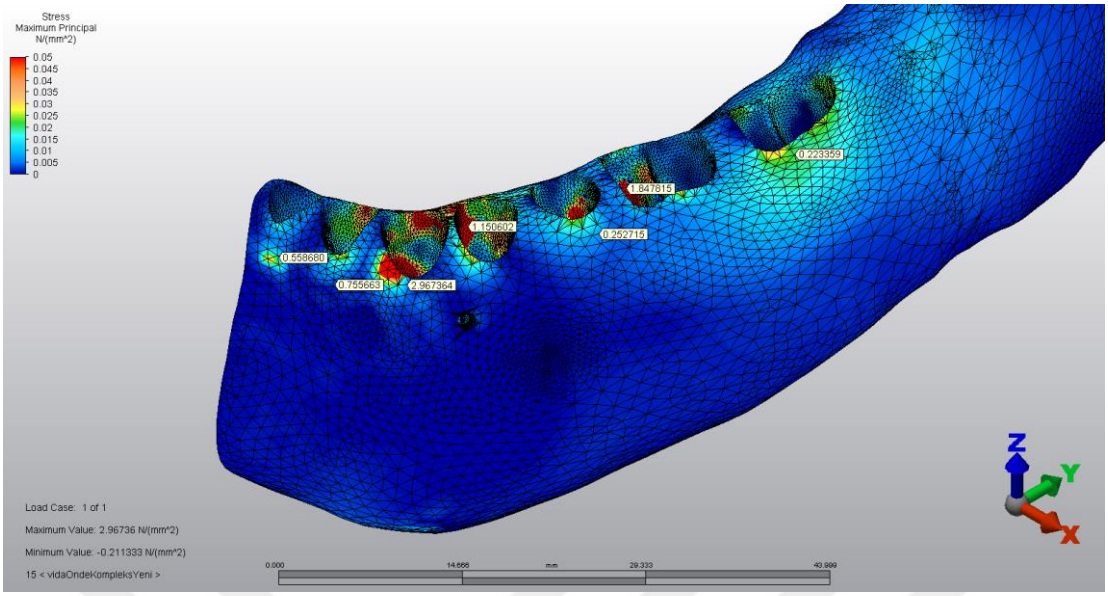
4.3. Üçüncü Senaryoya Ait Bulgular

Üçüncü senaryoda, forsus aygıtının maksiller bölümü 1. molar diş tüpünün yardımcı slotuna uygulanmıştır. Mandibular bölümü ise kanin ve 1. premolar dişler arasına uygulanan mini vidadan indirekt ankraj alınarak ark teli üzerinde kanin diş braketinin distaline 200 gr kuvvet uygulayacak şekilde modellenmiştir.

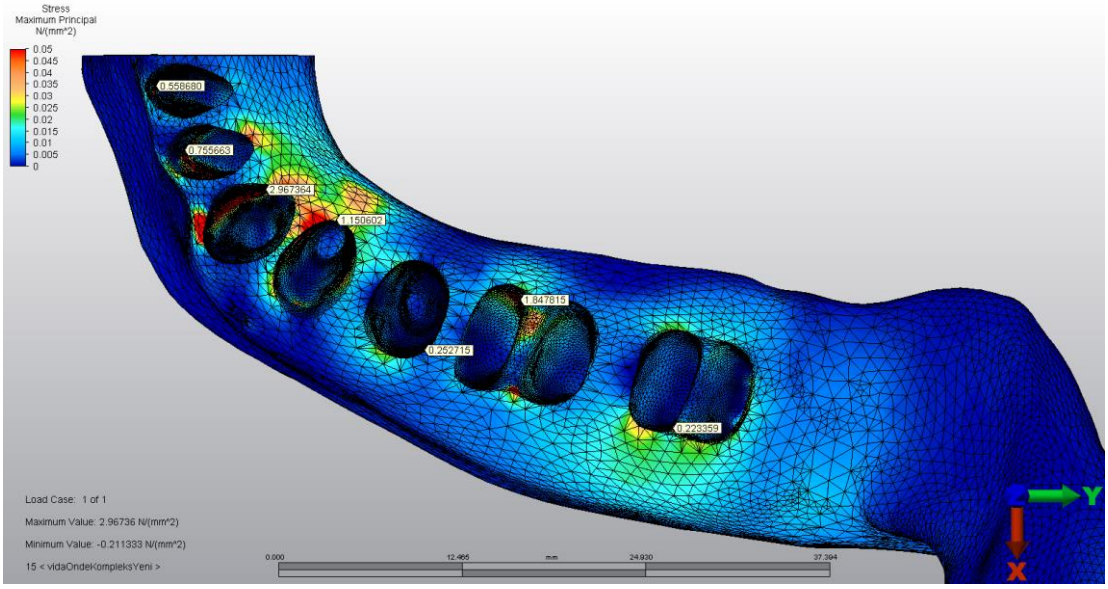
4.3.1. Mandibular kemikte meydana gelen maksimum ve minimum asal stres değerleri

Mandibulada, kortikal kemikte, spongioz kemikte ve kondil bölgesindeki kemikte oluşan maksimum ve minimum asal stresler değerlendirilmiştir.

Kortikal kemiğin sagital ve transvers yönden yapılan incelemesinde maksimum asal stresler diş soketlerinin koronal kısımlarının etrafında yoğunlaşmış olup en yüksek maksimum asal stres 2,96 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.27, Şekil 4.28).

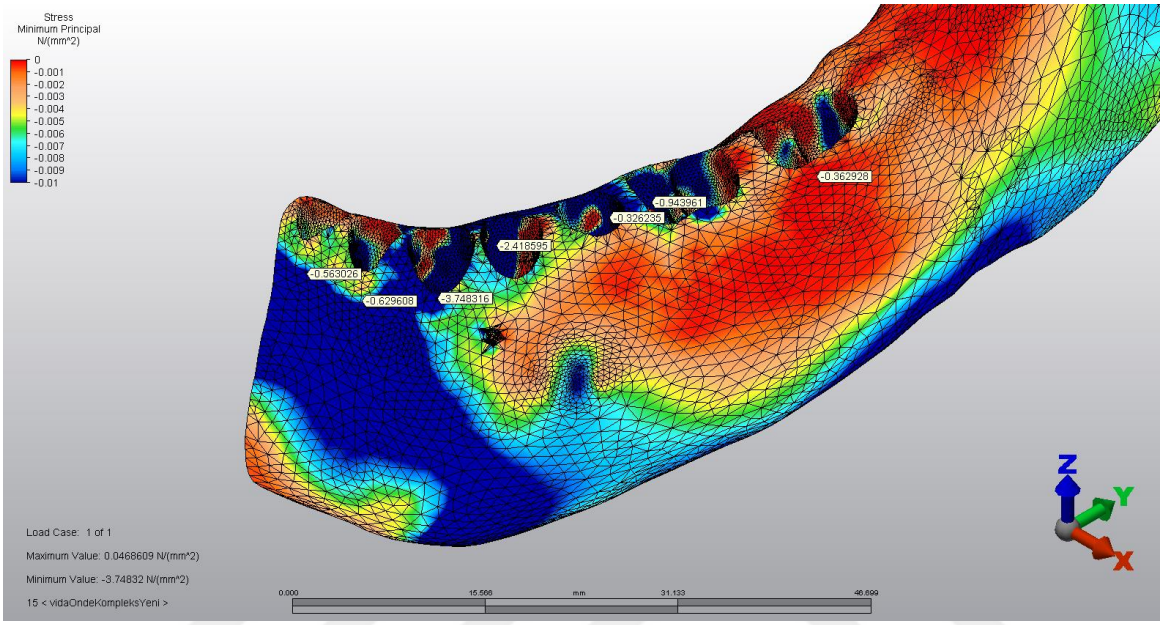


Şekil 4.27. Senaryo 3'te kortikal kemikte görülen maksimum asal stres dağılımının sagital yönden görünümü

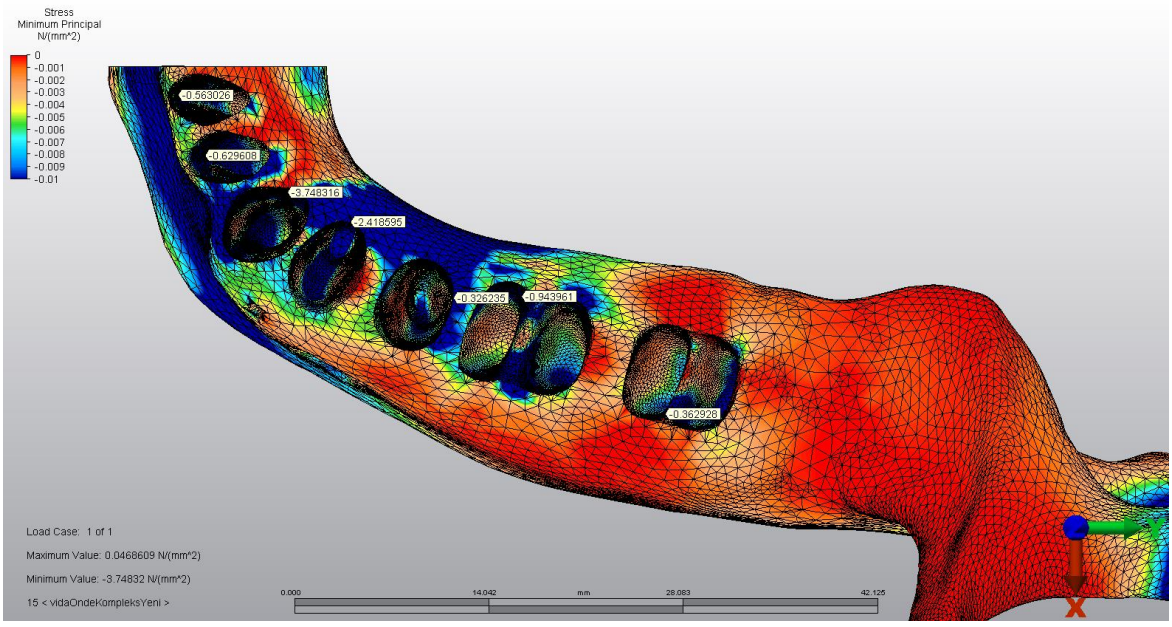


Şekil 4.28. Senaryo 3'te kortikal kemikte görülen maksimum asal stres dağılımının transvers yönden görünümü

Kortikal kemikteki minimum asal stresler ise anterior diş köklerinin labial bölgesindeki kortikal kemik kısımlarındaki kemikte yoğun olmakla birlikte dişlerin soketlerinin etrafındaki kortikal görülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise -3,74 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.29, Şekil 4.30).

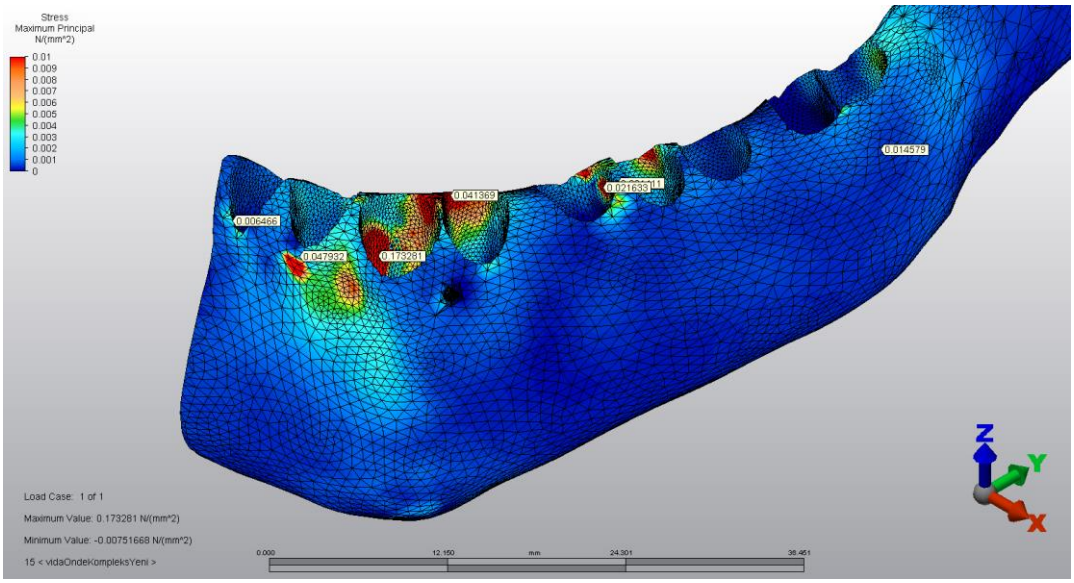


Şekil 4.29. Senaryo 3'te kortikal kemikte görülen minimum asal streslerin sagital yönden görünümü

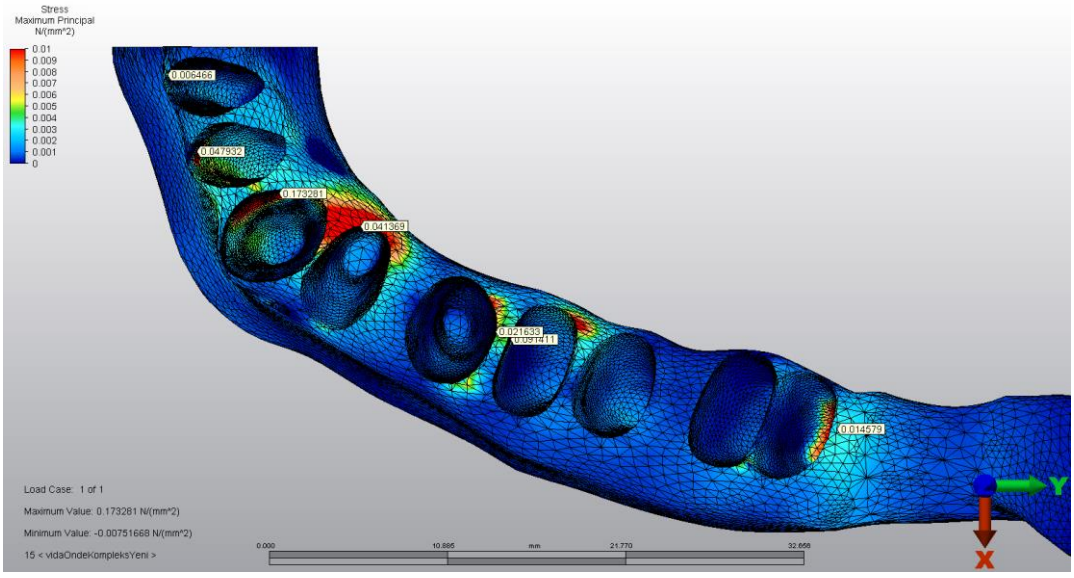


Şekil 4.30. Senaryo 3'te kortikal kemikte görülen minimum asal streslerin transvers yönden görünümü

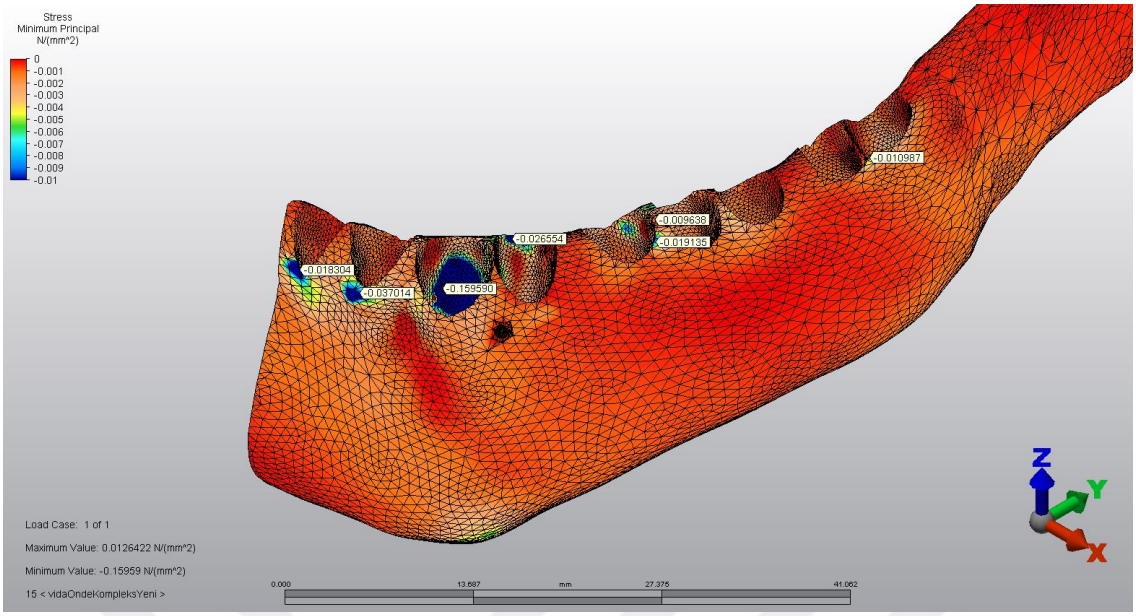
Spongioz kemiğin sagital ve transvers yönden yapılan incelemesinde maksimum asal stresler diş soketlerinde (anterior diş soketlerinde daha yaygın) yoğunlaşmış olup en yüksek maksimum asal stres 0,17 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.31, Şekil 4.32). Spongioz kemikte ölçülen en yüksek minimum asal stres değeri ise -0,15 MPa'dır (Şekil 4.33, Şekil 4.34). Spongioz kemikte maksimum ve minimum asal streslerin yoğun olarak ölçüldüğü bölgeler, kortikal kemikte görülen bölgelerle benzer olmakla birlikte daha küçük alanlarda görülmekte ve ölçümlerin sayısal değerleri çok daha azdır.



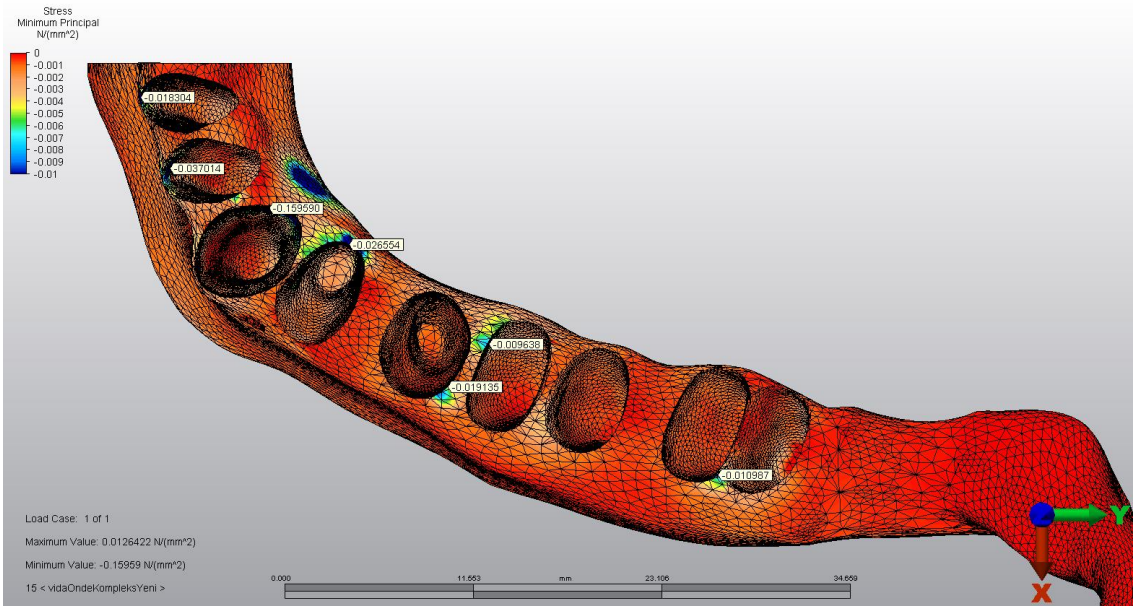
Şekil 4.31. Senaryo 3'te spongioz kemikte görülen maksimum asal streslerin sagital yönden görünümü



Şekil 4.32. Senaryo 3'te spongioz kemikte görülen maksimum asal streslerin transvers yönden görünümü

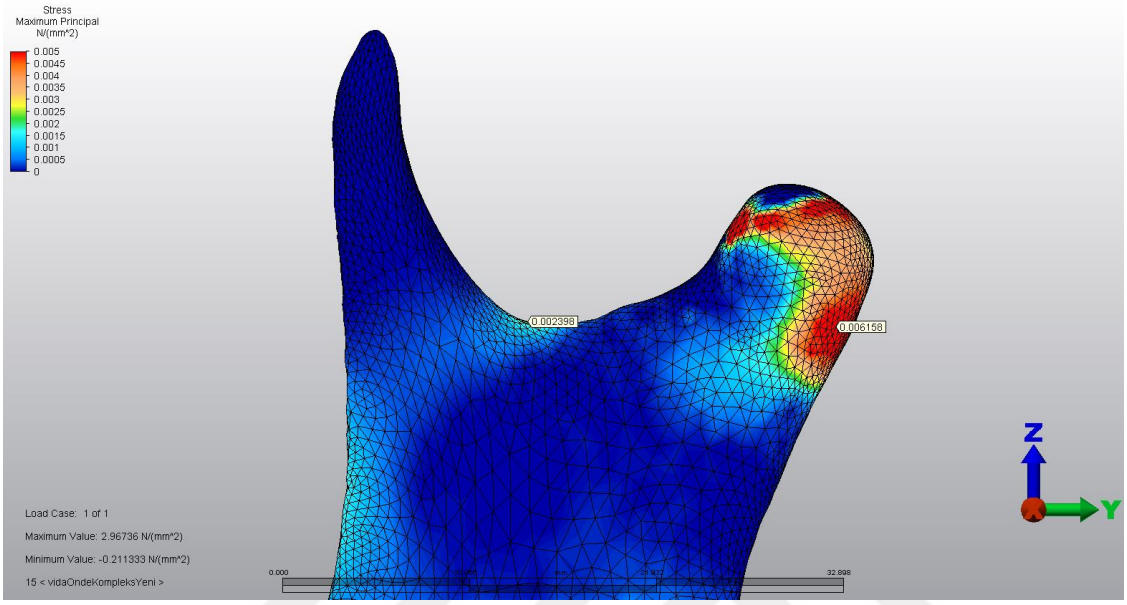


Şekil 4.33. Senaryo 3'te spongioz kemikte görülen minimum asal streslerin sagital yönden görünümü



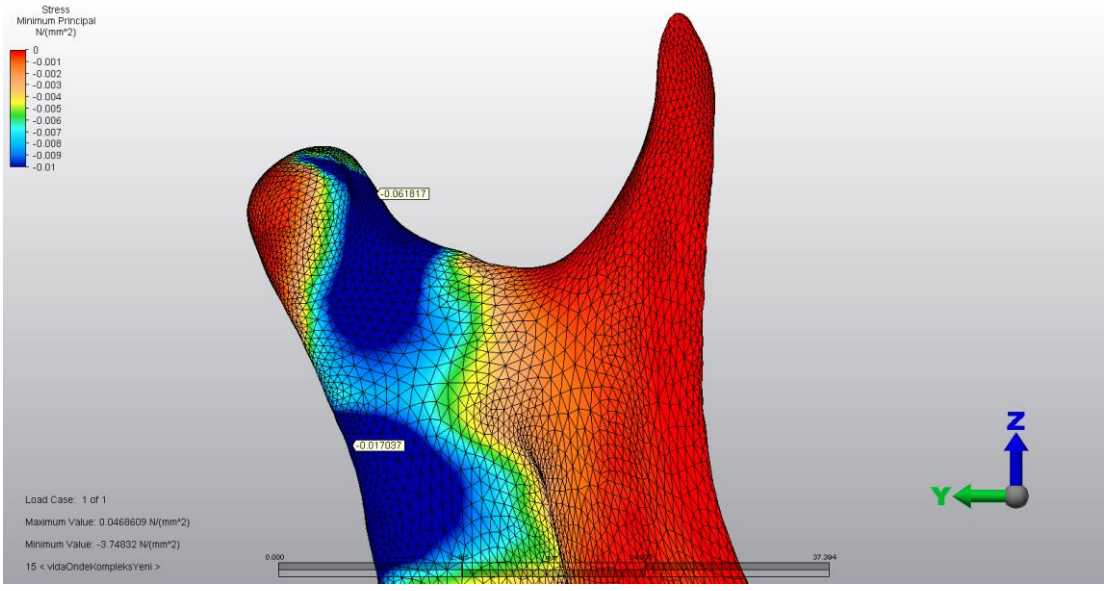
Şekil 4.34. Senaryo 3'te spongioz kemikte görülen minimum asal streslerin transvers yönden görünümü

Kondil bölgesinin incelemesinde çekme tipi gerilmeler kondil boynunun meziyal ve posterior bölgelerinde yoğunlaşmıştır. Ölçülen en yüksek maksimum asal stres değeri ise 0,017 MPa'dır (Şekil 4.35).



Şekil 4.35. Senaryo 3'te kondil bölgesinde görülen maksimum asal streslerin sagital yönden görünümü

Kondil bölgesindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek minimum asal stres -0.063 MPa ile kondil boynunun anterior bölgelerinde gözlenmiştir (Şekil 4.36).

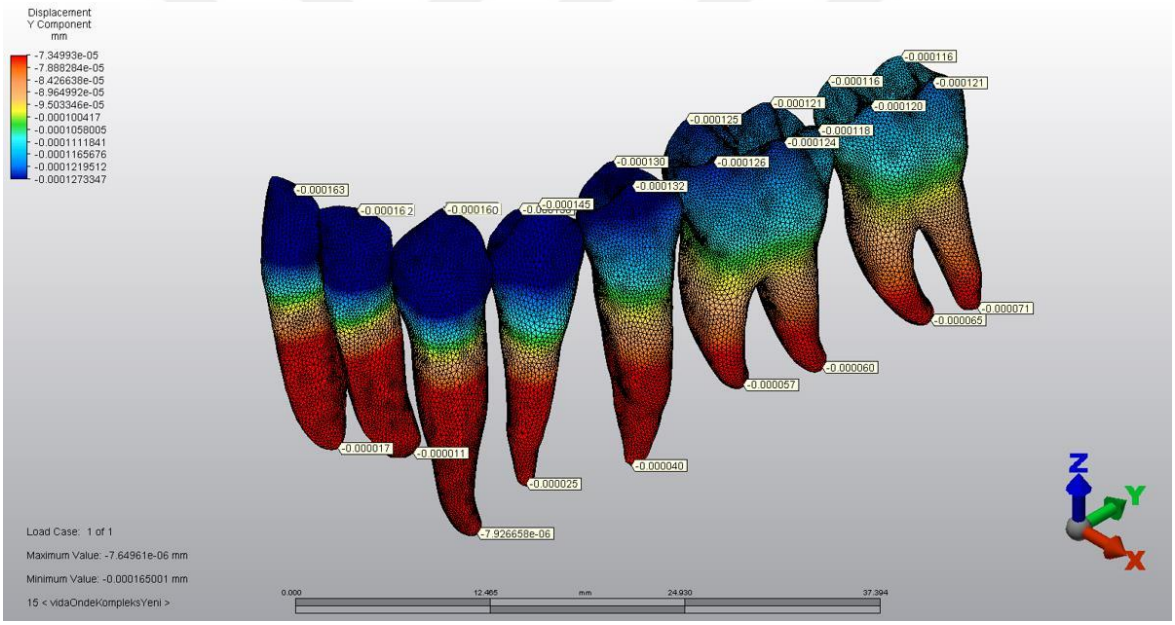


Şekil 4.36. Senaryo 3'te kondil bölgesinde görülen minimum asal streslerin sagital yönden görünümü

4.3.2. Mandibular dişlerde görülen deplasman miktarları

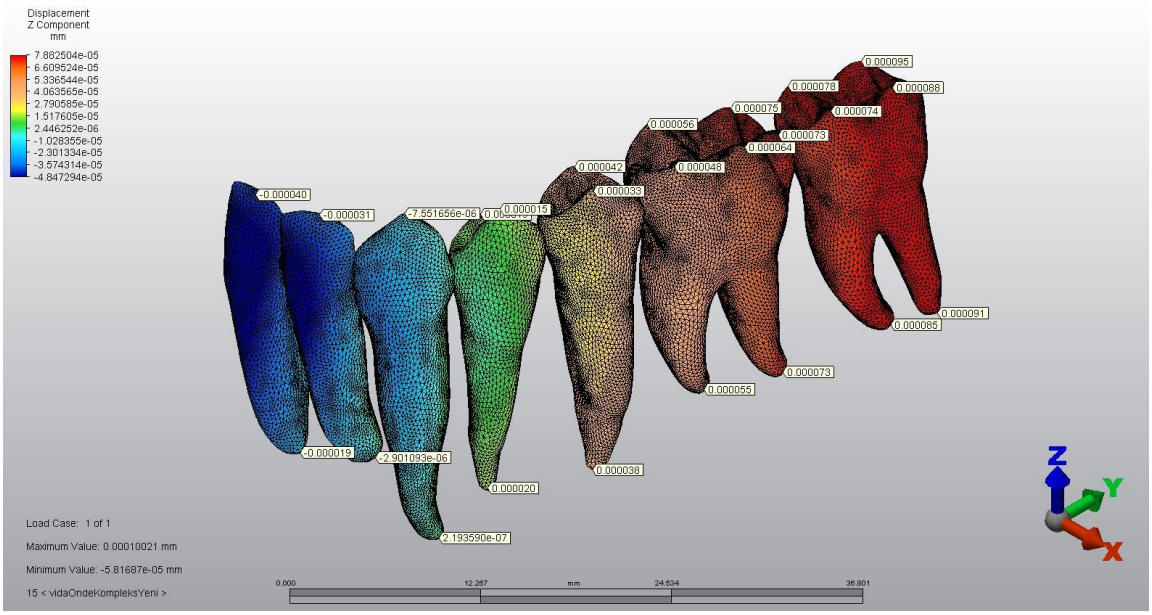
Mandibular dişlerde görülen deplasman miktarları y ve z eksenleri üzerinde değerlendirilmiştir. Y ekseni sagital (anterior dişler için labial-lingual, posterior dişler için meziyal-distal) yönü; z ekseni ise oklüzogingival yönü göstermektedir.

Üçüncü senaryoda mandibular dişlerin y ekseni üzerinde yapılan değerlendirmesinde posterior dişlerin tüm kök ve kronlarıyla birlikte kronlarında köklerinden daha fazla olmak üzere meziyal yönde hareket ettiği; anterior dişlerin de yine kronlarında köklerinden daha fazla olmak üzere labial yönde hareket ettiği görülmektedir. Alt santral dişte görülen deplasman miktarı -163 nm olarak ölçülmüştür (Şekil 4.37).



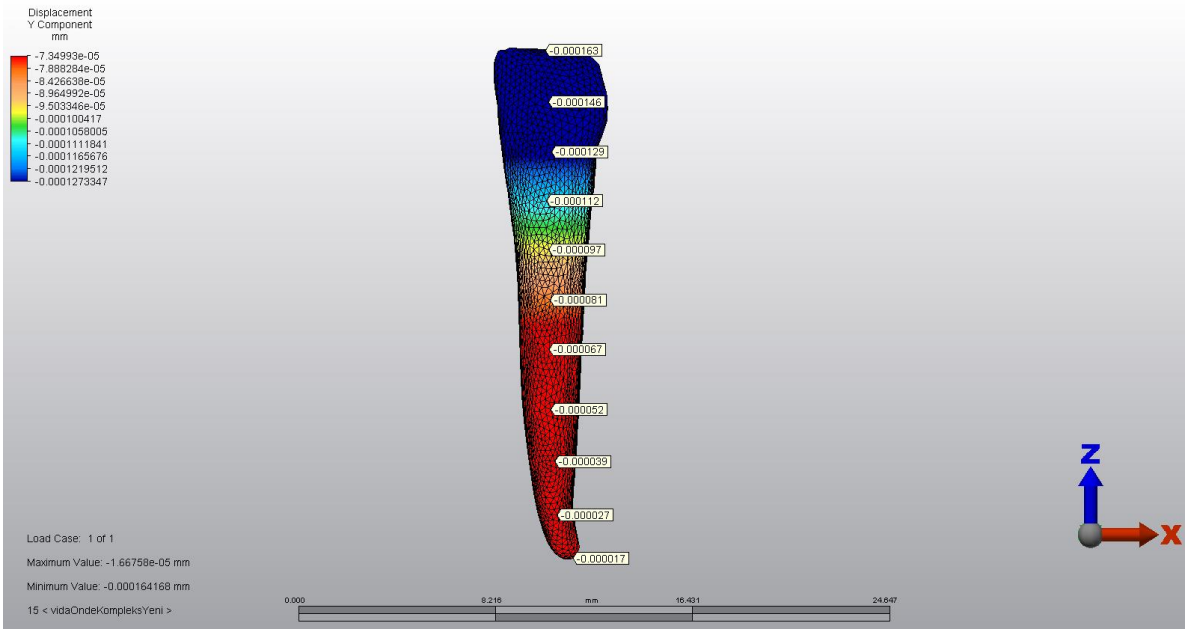
Şekil 4.37. Senaryo 3'te mandibular dişlerin Y eksenindeki deplasman miktarlarının görünümü

Mandibular dişlerin z ekseni (oklüzogingival) yönde yapılan değerlendirmesinde ise alt santral, lateral ve kanin dişlerde kanine doğru gittikçe azalan intrüzyon; alt 1. premolar dişten 2. molar dişe kadar 2. molar diş dahil olacak şekilde gittikçe artan ekstrüzyon gözlenmiştir. Z ekseninde görülen en fazla intrüzyon alt santral kronunda olup -40 nm ölçülmüştür; en fazla ektrüzyon ise 2. Molar dişin distopalatinal tüberkülünde ölçülmüş olup değeri 95 nm'dir (Şekil 4.38).



Şekil 4.38. Senaryo 3'te mandibular dişlerin Z eksenindeki deplasman miktarlarının görünümü

Alt santral dişin y eksenindeki deplasman miktarını detaylı olarak incelemek için 11 faklı noktadan ölçüm yapılmıştır. İnsizal kenardan kök ucuna doğru görülen deplasman miktarı gittikçe azalmaktadır. Alt santral dişin y eksenindeki deplasman miktarı en fazla insizal kenarda -163 nm, en az ise kök ucunda -17 nm olarak ölçülmüştür (Şekil 4.39).



Şekil 4.39. Senaryo 3'te alt santral dişin Y eksenindeki insizal kenardan kök ucuna doğru 11 farklı noktadan deplasman miktarlarının görünümü

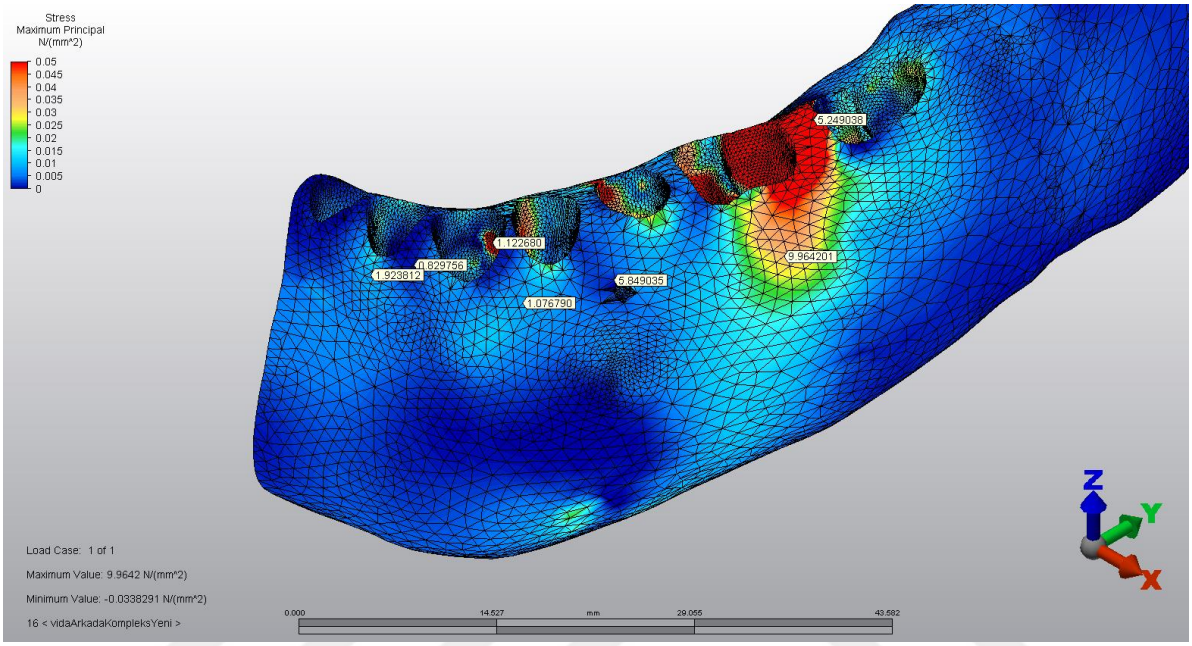
4.4. Dördüncü Senaryoya Ait Bulgular

Dördüncü senaryoda, forsus aygıtının maksiller bölümü 1. molar diş tüpünün yardımcı slotuna uygulanmıştır. Mandibular bölümü ise 1. premolar ve 2. premolar dişler arasına uygulanan mini vidadan indirekt ankraj alınarak ark teli üzerinde 1. premolar diş braketinin distaline 200 gr kuvvet uygulayacak şekilde modellenmiştir.

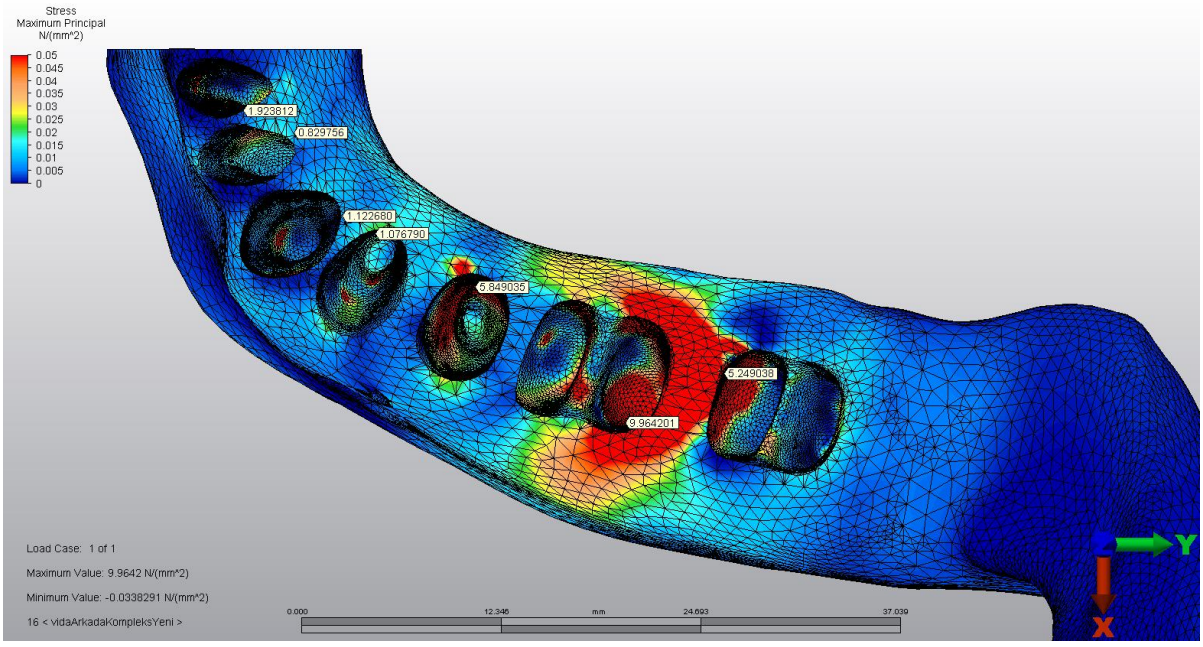
4.4.1. Mandibular kemikte meydana gelen maksimum ve minimum asal stres değerleri

Mandibulada, kortikal kemikte, spongioz kemikte ve kondil bölgesindeki kemikte oluşan maksimum ve minimum asal stresler değerlendirilmiştir.

Kortikal kemiğin sagital ve transvers yönden yapılan incelemesinde maksimum asal stresler posterior bölgede alt 1. molar ve 2. molar diş interproksimal ve bukkal bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaşmış olup diş soketlerinin koronal kısımlarının etrafında görülmektedir. En yüksek maksimum asal stres 9,96 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.40, Şekil 4.41).

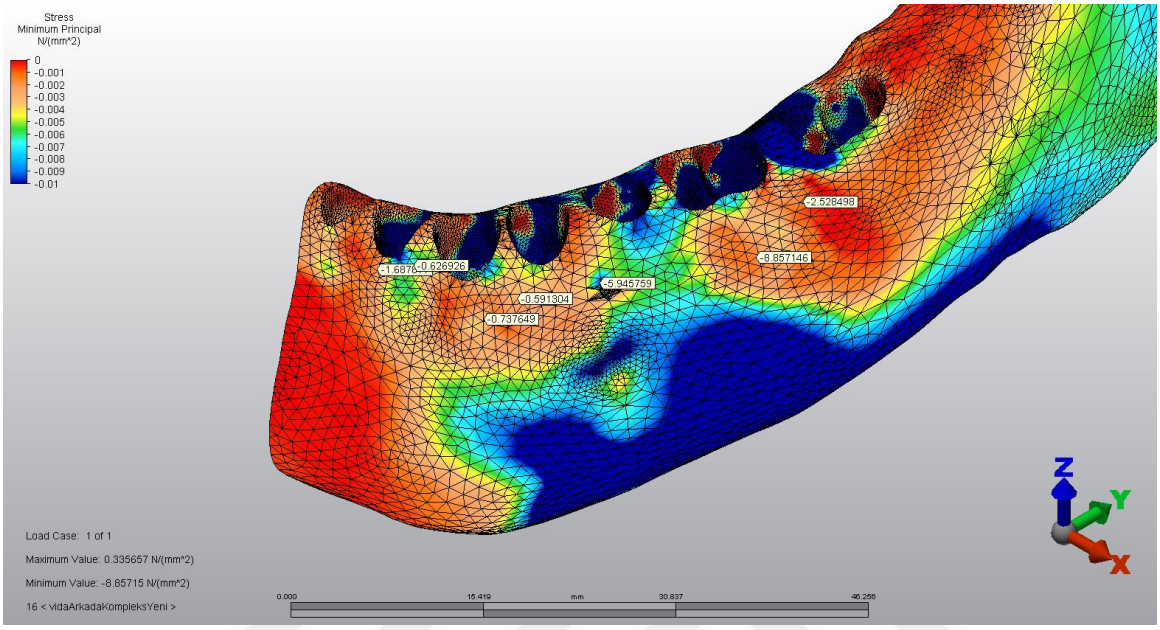


Şekil 4.40. Senaryo 4'te kortikal kemikte görülen maksimum asal stres dağılımının sagital yönden görünümü

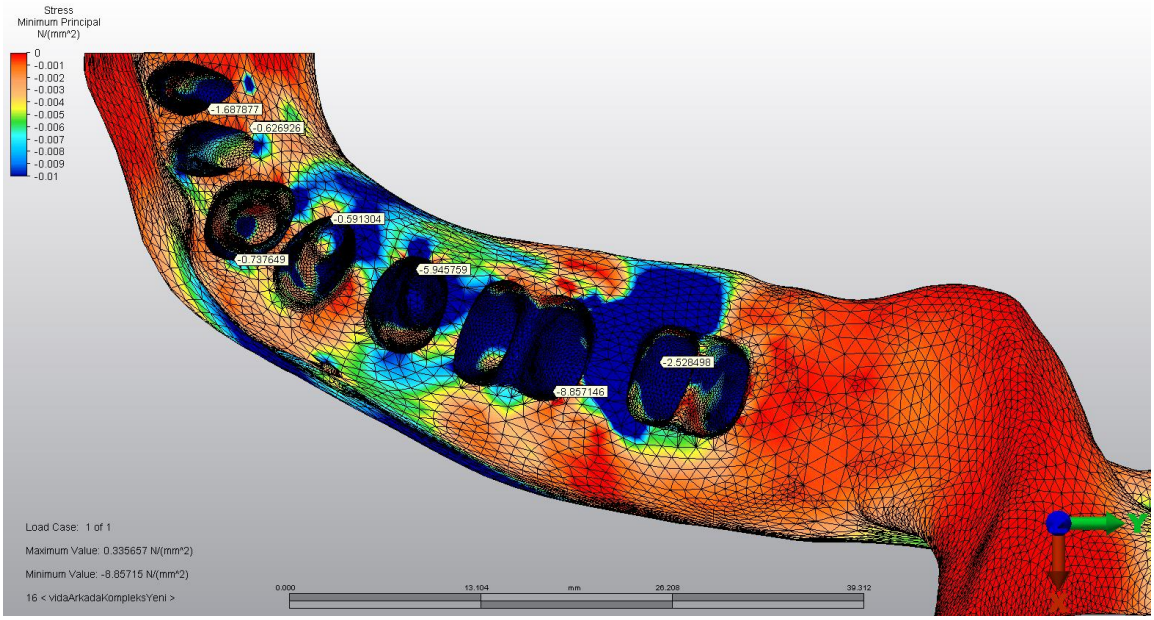


Şekil 4.41. Senaryo 4'te kortikal kemikte görülen maksimum asal stres dağılımının transvers yönden görünümü

Kortikal kemikteki minimum asal stresler posterior dişlerin soketlerinde diş çevresi boyunca yoğunlaşmıştır. En yüksek minimum asal stres değeri ise -8,85 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.42, Şekil 4.43).

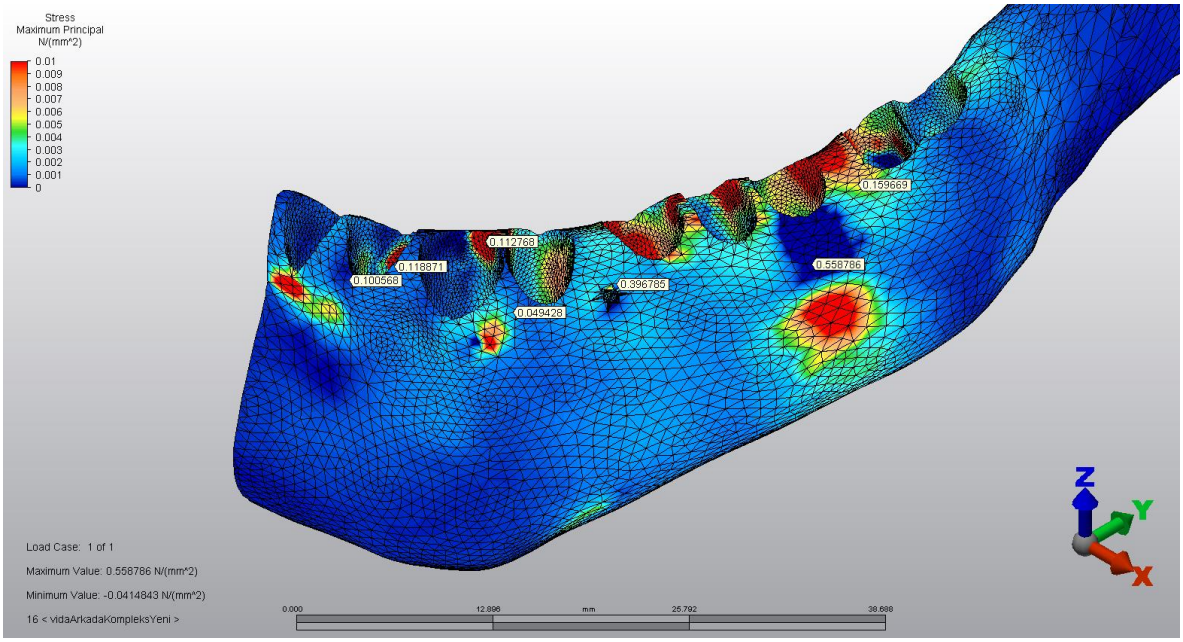


Şekil 4.42. Senaryo 4'te kortikal kemikte görülen minimum asal streslerin sagital yönden görünümü

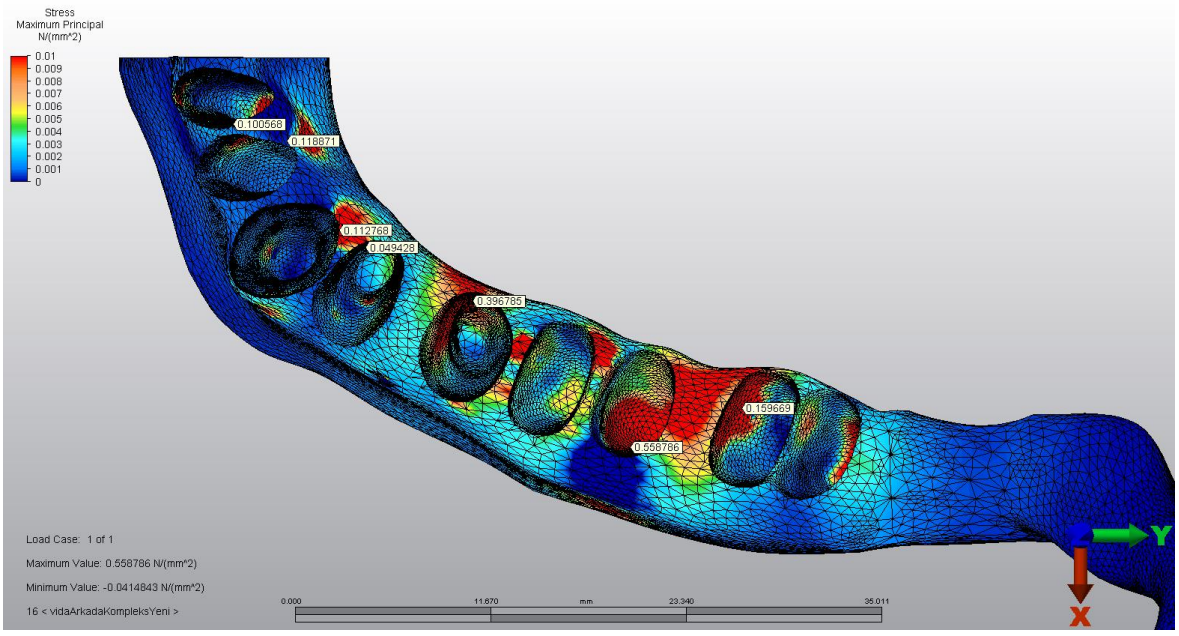


Şekil 4.43. Senaryo 4'te kortikal kemikte görülen minimum asal streslerin transvers yönden görünümü

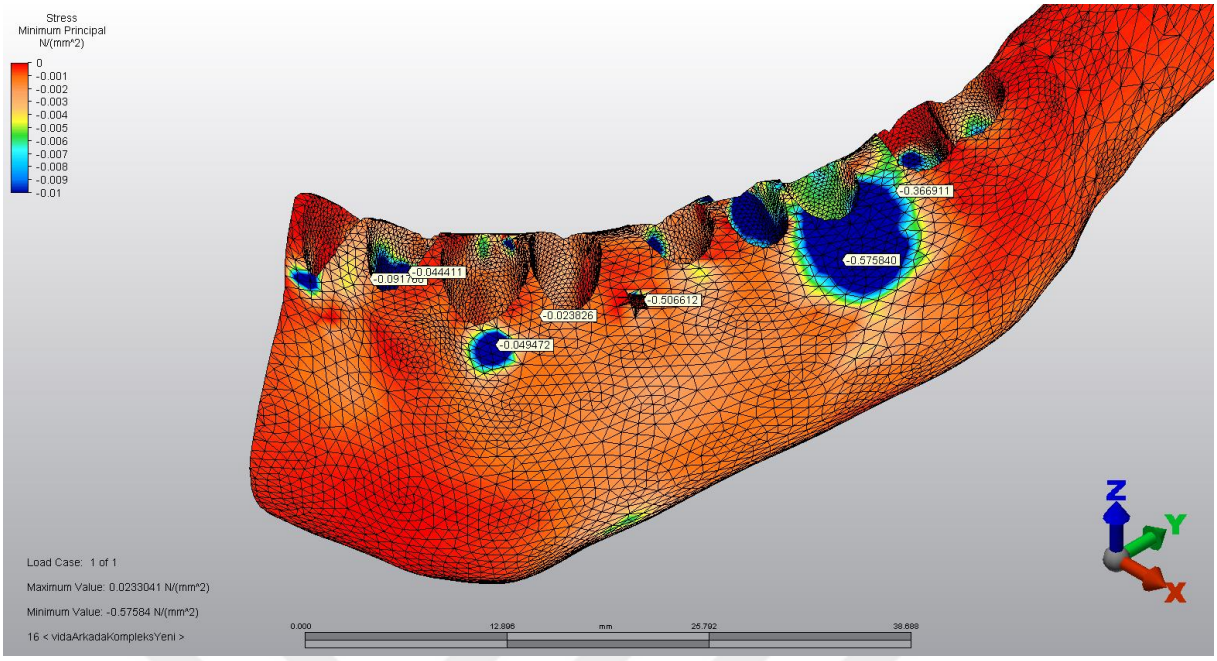
Spongioz kemiğin sagital ve transvers yönden yapılan incelemesinde maksimum asal stresler diş soketlerinin koronal bölgelerinde yoğunlaşmış olup en yüksek maksimum asal stres 0,55 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.44, Şekil 4.45). Spongioz kemikte ölçülen en yüksek minimum asal stres değeri ise -0,57 MPa'dır. Bu değer alt 1. molar diş distal kök soketinin bukkal bölgelerinde gözlenmiştir (Şekil 4.46, Şekil 4.47).



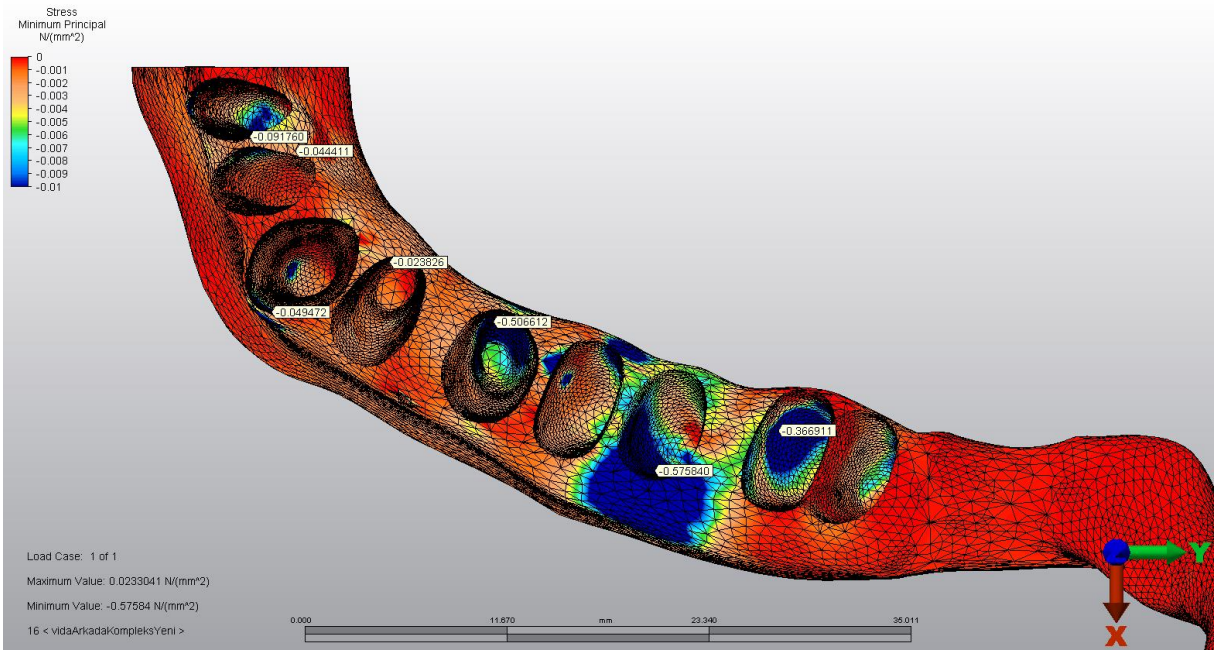
Şekil 4.44. Senaryo 4'te spongioz kemikte görülen maksimum asal streslerin sagital yönden görünümü



Şekil 4.45. Senaryo 4'te spongioz kemikte görülen maksimum asal streslerin transvers yönden görünümü

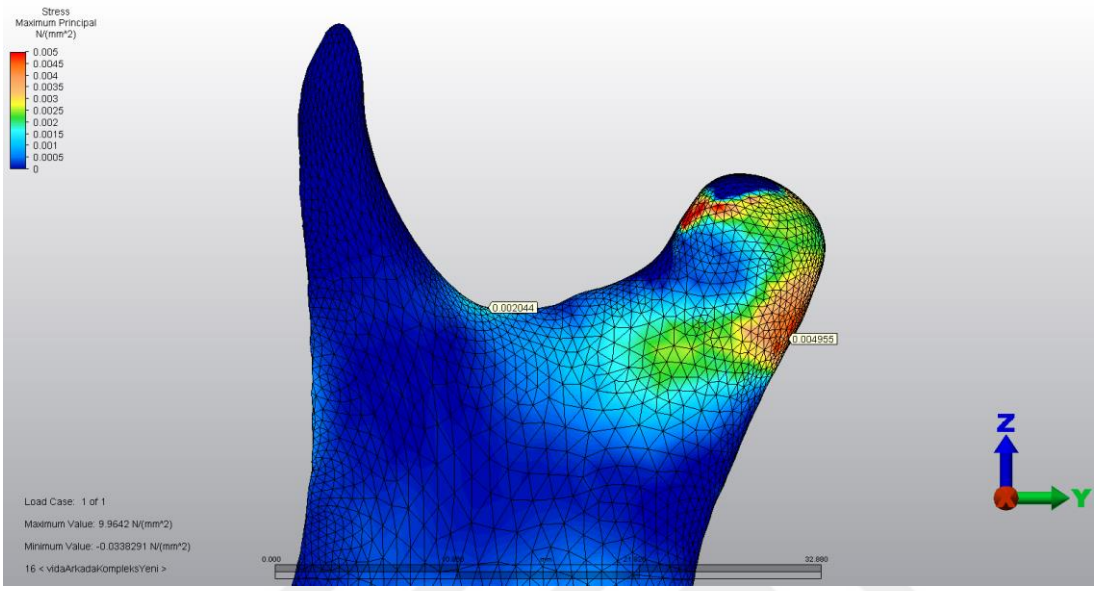


Şekil 4.46. Senaryo 4'te spongioz kemikte görülen minimum asal streslerin sagital yönden görünümü



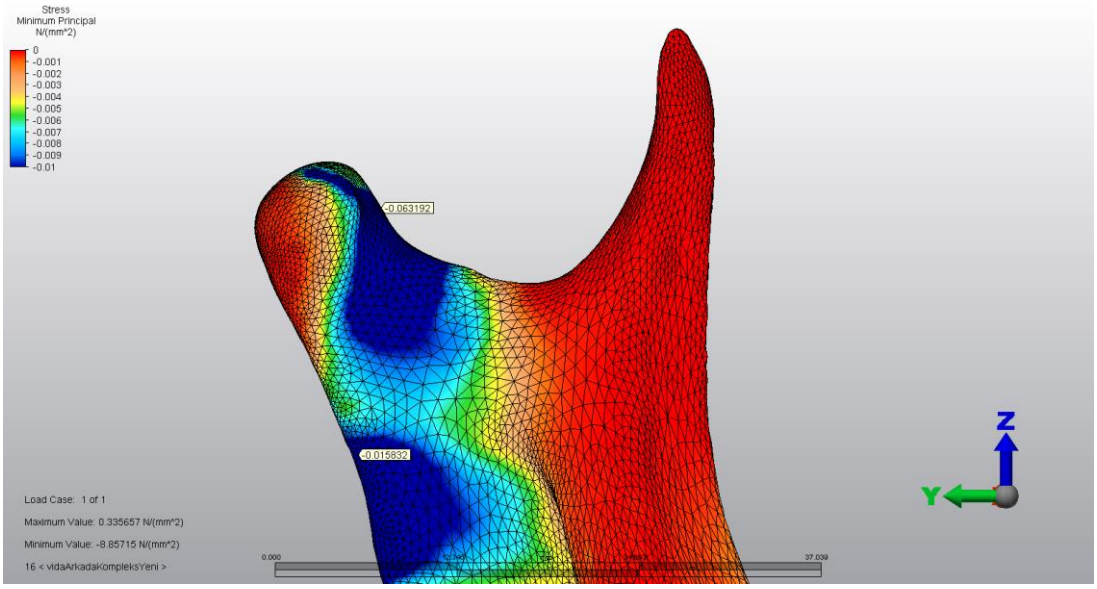
Şekil 4.47. Senaryo 4'te spongioz kemikte görülen minimum asal streslerin transvers yönden görünümü

Kondil bölgesinin incelemesinde çekme tipi gerilmeler kondil boynunun posterior bölgelerinde yoğunlaşmıştır. Ölçülen en yüksek maksimum asal stres değeri ise 0,014 MPa'dır (Şekil 4.48).



Şekil 4.48. Senaryo 4'te kondil bölgesinde görülen maksimum asal streslerin sagital yönden görünümü

Kondil bölgesindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek minimum asal stres -0.063 MPa ile kondil boynunun anterior bölgelerinde gözlenmiştir (Şekil 4.49).

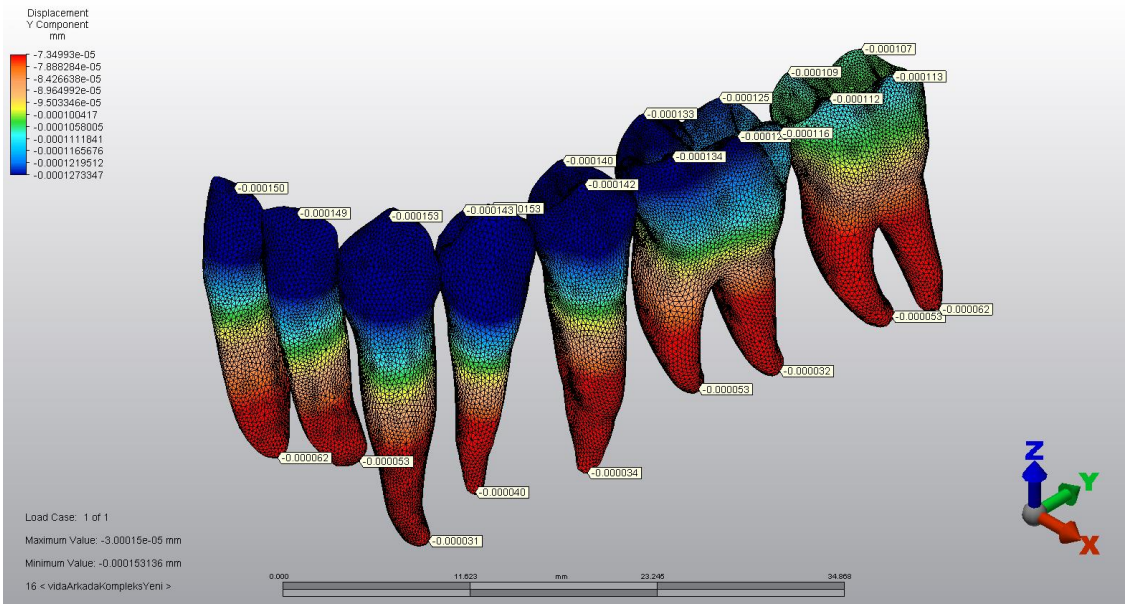


Şekil 4.49. Senaryo 4'te kondil bölgesinde görülen minimum asal streslerin sagital yönden görünümü

4.4.2. Mandibular dişlerde görülen deplasman miktarları

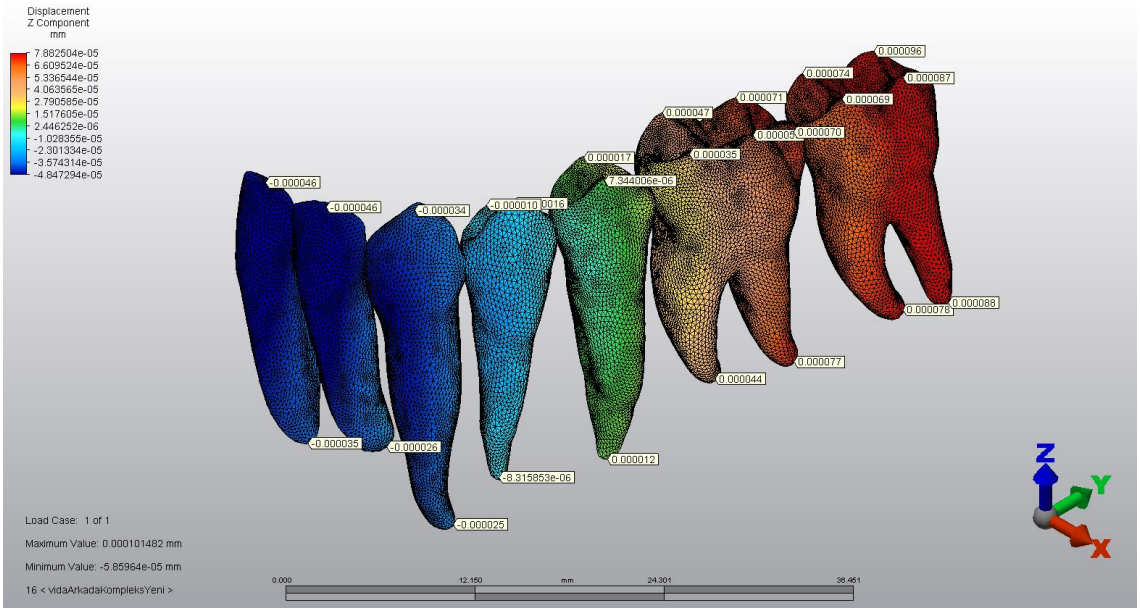
Mandibular dişlerde görülen deplasman miktarları y ve z eksenleri üzerinde değerlendirilmiştir. Y ekseni sagital (anterior dişler için labial-lingual, posterior dişler için meziyal-distal) yönü; z ekseni ise oklüzogingival yönü göstermektedir.

Birinci senaryoda mandibular dişlerin y ekseni üzerinde yapılan değerlendirmesinde posterior dişlerin tüm kök ve kronlarıyla birlikte kronlarında köklerinden daha fazla olmak üzere meziyal yönde hareket ettiği; anterior dişlerin de yine kronlarında köklerinden daha fazla olmak üzere labial yönde hareket ettiği görülmektedir. Alt santral dişte görülen deplasman miktarı -150 nm olarak ölçülmüştür (Şekil 4.50).



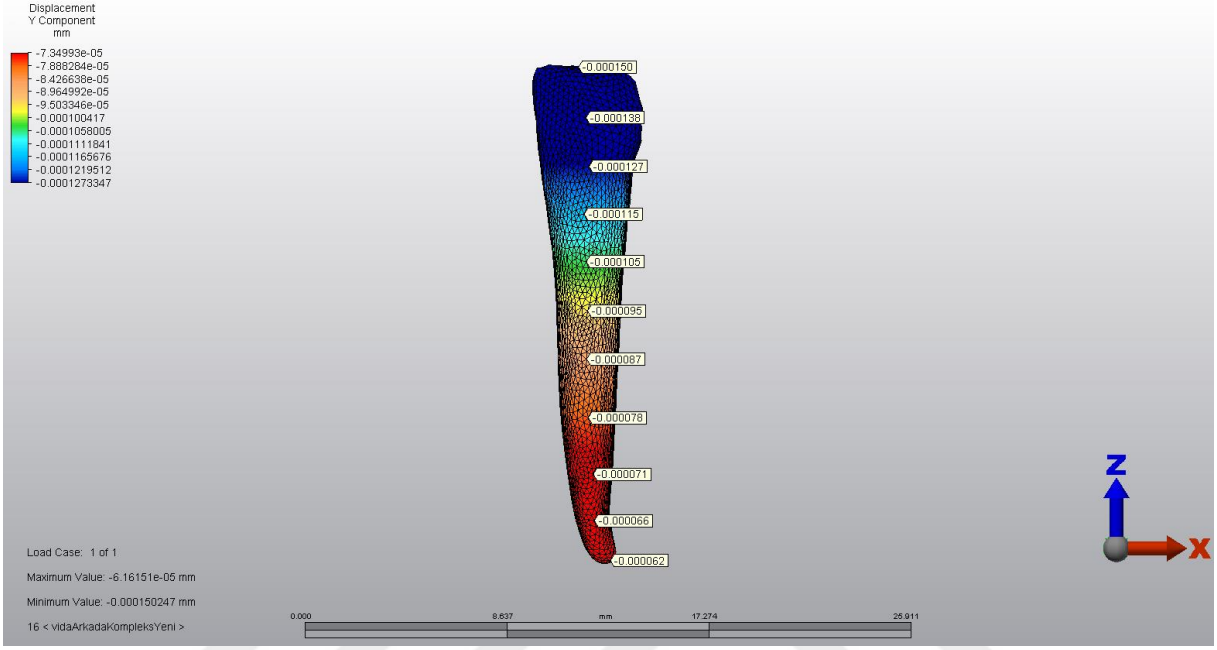
Şekil 4.50. Senaryo 4'te mandibular dişlerin Y eksenindeki deplasman miktarlarının görünümü

Mandibular dişlerin z ekseni (oklüzogingival) yönde yapılan değerlendirmesinde ise alt santral, lateral ve kanin dişlerde kanine doğru gittikçe azalan intrüzyon; alt 1. premolar dişten 2. molar dişe kadar 2. molar diş dahil olacak şekilde gittikçe artan ekstrüzyon gözlenmiştir. Z ekseninde görülen en fazla intrüzyon alt santral kronunda olup -46 nm ölçülmüştür; en fazla ektrüzyon ise 2. molar dişin distopalatinal tüberkülünde ölçülmüş olup değeri 96 nm'dir (Şekil 4.51).



Şekil 4.51. Senaryo 4'te mandibular dişlerin Z eksenindeki deplasman miktarlarının görünümü

Alt santral dişin y eksenindeki deplasman miktarını detaylı olarak incelemek için 11 faklı noktadan ölçüm yapılmıştır. İnsizal kenardan kök ucuna doğru görülen deplasman miktarı gittikçe azalmaktadır. Alt santral dişin y eksenindeki deplasman miktarı en fazla insizal kenarda -150 nm, en az ise kök ucunda -62 nm olarak ölçülmüştür (Şekil 4.52).



Şekil 4.52. Senaryo 4'te alt santral dişin Y eksenindeki insizal kenardan kök ucuna doğru 11 farklı noktadan deplasman miktarlarının görünümü

4.5. Ölçümlerin Senaryolar Arasında Değerlendirilmesi

4.5.1. Mandibular kemikte ölçülen maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında değerlendirilmesi

Kortikal kemikte ölçülen maksimum asal stres miktarları senaryo 1, senaryo 2, senaryo 3 ve senaryo 4'te sırasıyla; 1,76 MPa, 4,55 MPa, 2,96 MPa ve 9,96 MPa 'dır. Buna göre en fazla maksimum asal stres Senaryo 4'te görülürken, en az maksimum asal stres senaryo 1'de görülmektedir (Çizelge 4.1).

Kortikal kemikte ölçülen minimum asal stres miktarları senaryo 1, senaryo 2, senaryo 3 ve senaryo 4'te sırasıyla; -2,16 MPa, -4,17 MPa, -3,74 MPa ve -8,85 MPa 'dır. Minimum asal streslerde büyüklük değerlendirmesi mutlak değere göre yapılmaktadır. Buna göre en yüksek minimum asal stres Senaryo 4'te görülürken, en az minimum asal stres senaryo 1'de görülmektedir (Çizelge 4.1).

Çizelge 4.1. Kortikal kemikte görülen en yüksek maksimum ve minimum asal stres değerlerinin senaryolar arasında karşılaştırılması

Kortikal Kemik	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3	Senaryo 4
Maksimum Asal Stres	1,76 MPa	4,55 MPa	2,96 MPa	9,96 MPa
Minimum Asal Stres	-2,16 MPa	-4,17 MPa	-3,74 MPa	-8,85 MPa

Spongioz kemikte ölçülen maksimum asal stres miktarları senaryo 1, senaryo 2, senaryo 3 ve senaryo 4'te sırasıyla; 0,15 MPa, 0,54 MPa, 0,17 MPa ve 0,55 MPa 'dır. Buna göre en fazla maksimum asal stres Senaryo 4'te görülürken, en az maksimum asal stres senaryo 1'de görülmektedir (Çizelge 4.2).

Spongioz kemikte ölçülen minimum asal stres miktarları senaryo 1, senaryo 2, senaryo 3 ve senaryo 4'te sırasıyla; -0,13 MPa, -0,45 MPa, -0,15 MPa ve -0,57 MPa 'dır. Buna göre en yüksek minimum asal stres Senaryo 4'te görülürken, en az minimum asal stres senaryo 1'de görülmektedir (Çizelge 4.2).

Çizelge 4.2. Spongioz kemikte görülen maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması

Spongioz Kemik	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3	Senaryo 4
Maksimum Asal Stres	0,15 MPa	0,54 MPa	0,17 MPa	0,55 MPa
Minimum Asal Stres	-0,13 MPa	-0,45 MPa	-0,15 MPa	-0,57 MPa

Kondil bölgesinde ölçülen maksimum asal stres miktarları senaryo 1, senaryo 2, senaryo 3 ve senaryo 4'te sırasıyla; 0,042 MPa, 0,059 MPa, 0,017 MPa ve 0,014 MPa 'dır. Buna göre en fazla maksimum asal stres Senaryo 2'de görülürken, en az maksimum asal stres senaryo 4'te görülmektedir (Çizelge 4.3).

Kondil bölgesinde ölçülen minimum asal stres miktarları senaryo 1, senaryo 2, senaryo 3 ve senaryo 4'te sırasıyla; -0,061 MPa, -0,076 MPa, -0,061 MPa ve -0,063 MPa 'dır. Senaryolarda ölçülen minimum asal stres değerleri birbirine çok yakın bulunmuştur (Çizelge 4.3).

Çizelge 4.3. Kondil bölgesinde görülen maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması

Kondil Bölgesi	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3	Senaryo 4
Maksimum Asal Stres	0,042 MPa	0,059 MPa	0,017 MPa	0,014 MPa
Minimum Asal Stres	-0,061 MPa	-0,076 MPa	-0,061 MPa	-0,063 MPa

4.5.2. Alt santral dişin y ekseninde (labiolingual) görülen deplasman miktarlarının senaryo içinde ve senaryolar arasında değerlendirilmesi

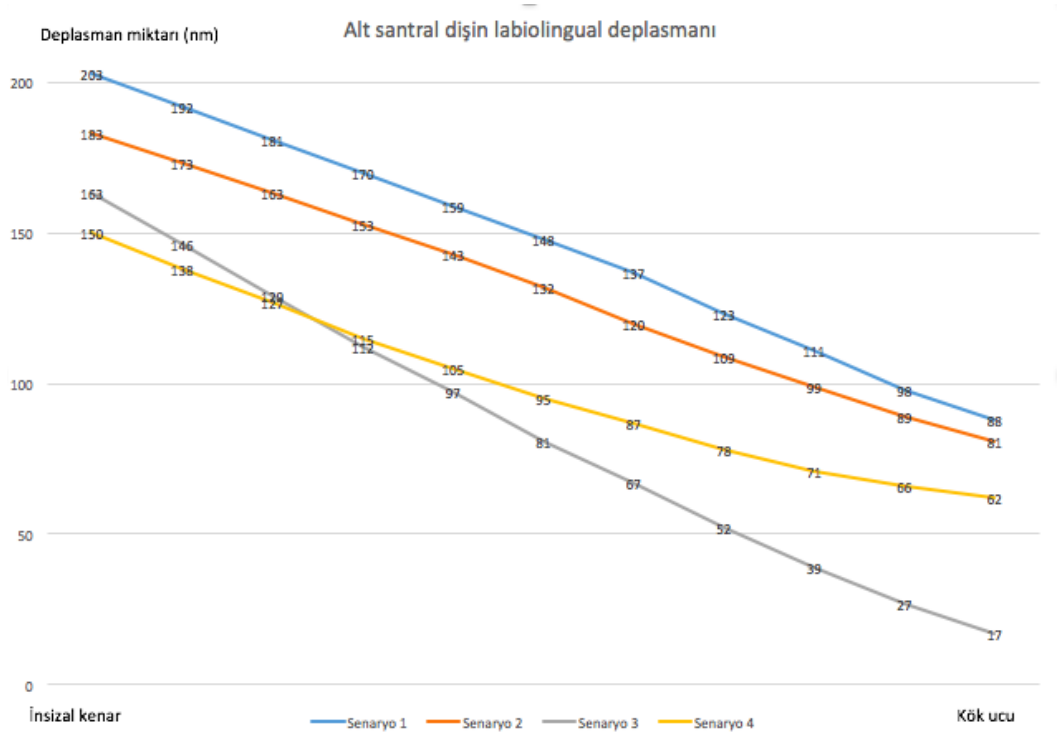
Alt santral dişler labiolingual yönde (y ekseninde) her dört senaryoda da 11 farklı noktadan deplasman miktarları ölçülerek değerlendirilmiştir. Buna göre tüm senaryolarda alt santral dişin hem kron hem de kökünde labial yönde deplasman görülmektedir. Deplasmanın en fazla ölçüldüğü yer ise yine tüm senaryolarda aynı olup santral dişin insizal kenarına denk gelmektedir, insizalden kök ucuna doğru görülen deplasman miktarları gittikçe azalmaktadır ve minimum deplasman kök ucunda görülmektedir. (Çizelge 4.4).

Tüm senaryolarda alt santral dişte labial yönde deplasman görülmüştür. Ayrıca maksimum deplasman miktarı tüm senaryolarda dişin insizal kenarında ölçülmüş olup, senaryolar karşılaştırıldığında görülen en yüksek deplasman miktarı -203 nm ile senaryo 1'de ölçülmüştür (Eksi işareti vektörel olarak yönü belirttiği için büyüklük mutlak değere göre

hesaplanmıştır). Bunu senaryo 2 ve senaryo 3 sırasıyla -183 nm ve -163 nm ölçülen deplasman değerleriyle takip etmektedir. En az deplasman ise -150 nm değeri ile senaryo 4'te ölçülmüştür (Çizelge 4.4, Şekil 4.53).

Çizelge 4.4. Alt santral dişin y eksenindeki (labiolingual) deplasman miktarlarının tüm senaryolarda insizal kenardan kök ucuna doğru 11 farklı noktada değerleri

Alt santral dişin labiolingual deplasman miktarları	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3	Senaryo 4
1.Nokta (İnsizal Kenar)	-203 nm	-183 nm	-163 nm	-150 nm
2.Nokta	-192 nm	-173 nm	-146 nm	-138 nm
3.Nokta	-181 nm	-163 nm	-129 nm	-127 nm
4.Nokta	-170 nm	-153 nm	-112 nm	-115 nm
5.Nokta	-159 nm	-143 nm	-97 nm	-105 nm
6.Nokta	-148 nm	-132 nm	-81 nm	-95 nm
7.Nokta	-137 nm	-120 nm	-67 nm	-87 nm
8.Nokta	-123 nm	-109 nm	-52 nm	-78 nm
9.Nokta	-111 nm	-99 nm	-39 nm	-71 nm
10.Nokta	-98 nm	-89 nm	-27 nm	-66 nm
11.Nokta (Kök Ucu)	-88 nm	-81 nm	-17 nm	-62 nm



Şekil 4.53. Alt santral dişin labiolingual yöndeki deplasman miktarları

4.5.3. Alt santral dişin z ekseninde (oklüzogingival) görülen deplasman miktarları

Tüm senaryolarda alt santral dişte z ekseninde gingival yönde deplasmanlar görülmüştür. Alt santral dişin insizal kenarında görülen maksimum deplasman miktarları senaryo 1, senaryo 2, senaryo 3 ve senaryo 4'te sırasıyla; -37 nm, -34 nm, -40 nm ve -46 nm'dir (Çizelge 4.5). Santral dişin deplasman miktarı büyükten küçüğe sırasıyla senaryo 4, senaryo 3, senaryo 1 ve senaryo 2 şeklinde ölçülmüştür (Eksi işareti vektörel olarak yönü belirttiği için büyüklük mutlak değere göre hesaplanmıştır).

Çizelge 4.5. Alt santral dişin z eksenindeki deplasman miktarlarının senaryolar arasında karşılaştırılması

Alt santral dişin y eksenindeki deplasman miktarları	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3	Senaryo 4
	-37 nm	-34 nm	-40 nm	-46 nm

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda iskeletsel sınıf 2 maloklüzyon tedavisinde kullanılan Forsus apareyinin diş destekli ve mini vida destekli uygulamalarının mandibula üzerindeki mekanik etkileri dört farklı senaryo oluşturularak SESA yöntemi ile karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

Yapılan literatür taramalarında ortodontik kuvvetlerin dokularda oluşturduğu stres ve gerilimi ölçmek için çeşitli analiz yöntemlerinin kullanıldığı görülmektedir (Caputo, 1987; Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru, 1995; Meijer ve ark., 1992; Oyar, 2002). Kullanılan analiz yöntemleri; fotoelastik kuvvet analizi yöntemi, gerinim ölçer stres analizi yöntemi, radyo telemetri yöntemi, deney hayvanları kullanılarak yapılan stres analizi yöntemi, kırılgan vernikle kaplama yöntemi ve SESA yöntemidir (Adıgüzel, 2010; Van Staden ve ark., 2006). Bu metotların bazıları kuvvetin biyolojik dokularda meydana getirdiği etkileri incelemek için başarılı bulunurken bazıları ise sadece tahmin metodu olarak kullanılmaktadır (Borchers ve Reichart, 1983).

Gerilme değerlerinin inceleneceği yapının fotoelastik malzemeden bir modelini yapmak için, foto elastik kuvvet analiz yönteminde bir cisimden ölçü alınarak, elde edilen kalıbın içerisine ışığı geçirebilme özelliğine sahip fotoelastik bir dolgu maddesi dökülür (Pryputniewicz ve ark., 1978). Materyale kuvvet yüklenmesi sonucu oluşan mekanik iç gerilimler, özel bir ışın ile gözle görülebilen ışık taslaklarına dönüşür. Kullanılan materyaller, gerçek dokuların mekanik özelliklerini tam olarak yansıtamamaktadır. Oluşturulan modelin karmaşık geometrileri temsil edecek kadar ayrıntılı yapılandırılamaması, karmaşık geometriye sahip yapıların analizinde gerçeğe yakın sonuçlar elde edilememesine neden olmaktadır (Tanne ve ark., 1987). Örneğin dişin elastik katsayısı 14700 MPa iken, dişi simüle eden PLM-1 materyalinin elastik katsayısı 2931 MPa'dır. Alveol kemik için elastik katsayısı 490 MPa iken, PL-2 simülantının elastik katsayısı 207165 MPa'dır. Değerlerin oransız azalması göz önüne alındığında, bu stres analiz yöntemi ile elde edilen sayısal değerlerin güvenilirliği düşündürücü olmaktadır. Tekniğin ışığın kalitesinin değişmesi, stres tipleri ve miktarlarının belirlenmesinde yetersiz kalması ve sonuçların değerlendirilmesinde kişisel yorum farklılıklarının oluşması gibi birçok dezavantajı vardır.

Miyakawa ve arkadaşları (1985), ortodontik kuvvetlerin etkilerinin sonlu SESA yöntemi ile incelenmesindeki önemli prensipleri ortaya koymuşlar ve bu yöntemin benzer yöntemlere, özellikle fotoelastik gerilme analizi yöntemine göre sistematik ve kantitatif olması nedeni ile üstün olduğunu bildirmişlerdir.

Stres analiz yöntemlerinden gerilim ölçer ise yük altındaki yapıların bünyesindeki doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılır. Gerinim ölçer kullanılarak ancak iç streslerin değerlendirilmesi mümkün değilken, çok küçük yapıların yüzeyel stresleri ölçülebilir (D'lima ve ark., 2005; Hart ve ark., 1992). Gerilim ölçerlerin diş hareketlerinin ölçümünde güvenilir olduğu bildirilmiştir. Ancak in-vivo analizlerde, dokuların içinde oluşan gerilmelerin belirlenebilmesi için gerilim ölçerlerin doku içine yerleştirilmeleri gerekmektedir. İnvaziv bir yöntem olması bu yöntemin başlıca dezavantajıdır (Andersen ve ark., 1999; Tanne ve ark., 1987). İn-vitro ortamda kullanılan gerilim ölçerlerin kullanıldığı analizlerde, oluşturulan çevre dokuların fiziksel özelliklerinin gerçek dokuların fiziksel özelliklerini tam olarak yansıtamaması ise bu yöntemin bir diğer dezavantajıdır (Andersen ve ark., 1999).

Radyo telemetri yönteminde ise stres oluşumu incelenecek olan yapının üzerine implantasyon veya yüzeye yapıştırma yöntemi ile bir verici bağlanmakta ve sonrasında radyo dalgalarını yayacak bir anten ve bir alıcı ile oluşan frekans farklılıkları değerlendirilmektedir. Bu yöntem ile in vivo araştırma yapılabilir ancak vericinin yerleştirilmesi için bir operasyon gereklidir. Ayrıca direnç farklılıkları, frekansın ayarlanması, verici aygıt yerleştirildikten sonra aygıtta oluşabilecek olumsuzluklar bu yöntemin dezavantajlarıdır (D'lima ve ark., 2005).

SESA yöntemi, kompleks materyaller göz önüne alındığında, karmaşık bir yapıyı doğrusal şekle basitleştiren matematiksel bir modeldir ve üzerindeki yer değiştirme, gerilmeler ve zorlamaları belirleyebilen sayısal bir analiz tekniğidir. Bu basitleştirilmiş yapıların mekanik davranış hesaplamaları ve bu yapıların etkileşimi sonlu elemanlar stres analizi ile analiz edilebilmektedir (Sarkarat ve ark., 2012; Kharmanda ve Kharma, 2017). Modeli oluşturan parçaların her birine fiziksel özellikleri kazandırılarak, analizlerin gerçeğe uygun bir şekilde yapılmasına olanak sağlanmaktadır. Birçok yazar, kemik modellerinin biyomekanik davranışlarını tanımlamada sonlu elemanlar analizinin doğruluğunu bildirmiş ve bu yöntem

ile mandibula örnekleri üzerindeki in vitro ölçümler arasında yüksek bir korelasyon bulmuştur. Kemik biyomekaniği ile ilgili sonlu elemanlar stres analizi çalışmaları ile biyomekanik testlerin verilerinin paralel olduğunu bildirilmiştir. Sonlu elemanlar analizinin doğruluğunu test etmek için klinik çalışmalarla sonlu elemanlar analizi sonuçları karşılaştırılmış olup yapılan varsayımların sonucu etkilemeyecek kadar önemsiz olduğu belirtilmiştir (Huang ve ark., 2005; Keyak ve ark., 1990; Korioth ve Versluis, 1997; Voo ve ark., 1996). Sonlu elemanlar stres analizi sayesinde çalışmalarda deney hayvanlarına ve kadavralara olan ihtiyaç nispeten azalmıştır ve çalışmalar istendiğinde tekrarlanabilmektedir. Bu avantajlarından ötürü araştırmamızda, analiz yöntemi olarak SESA kullanılmıştır.

SESA yöntemi iki ya da üç boyutlu yapılabilmektedir. Meijer ve arkadaşları (1992) çalışmalarında gerçek vakalarla iki boyutlu ve üç boyutlu modelleri karşılaştırmışlar ve üç boyutlu modellerin gerçek durumu yansıtmada daha başarılı olduğunu bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda da SESA yöntemi üç boyutlu olarak yapılmıştır.

Sonlu elemanlar analizinde kullanılan eleman sayısı ve düğüm nokta sayısı arttıkça elde edilen çözümün doğruluğu artmaktadır. Uygulanan kuvvetle düğüm noktalarında meydana gelen değişimler analiz edildiğinden ve eleman sayısı kuvvet dağılımı üzerinde etkili olduğundan, fazla sayıda kullanılması modelin doğruluk ve hassasiyet derecesinin yüksek olmasını sağlamaktadır. Teixeira ve arkadaşları (1998), doğru ve güvenilir sonuçların elde edilebilmesi için düğüm sayısının 30 000 - 200 000 arasında olması gerektiğini söylemişlerdir. Nagara ve arkadaşları (1999) SESA yöntemini kullandıkları çalışmalarında modelleri elde ederken kullandıkları düğüm sayısı 40 136, eleman sayısı 31 879'dur. Vollmer ve arkadaşlarının (2000) yaptıkları çalışmada ise modellerin elde edilmesinde 11 500 düğüm, 7 100 eleman kullanılmıştır. Bizim çalışmamızda ise senaryo 1'de 184 969 düğüm 604 416 eleman, senaryo 2' de 184 969 düğüm 604 416 eleman, senaryo 3'te 188 839 düğüm 617 129 eleman, senaryo 4'te 189 034 düğüm 618 577 eleman kullanılmıştır. Diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında yüksek sayıda düğüm ve eleman kullanmamız daha doğru sonuçlar veren analizler yapmamıza olanak sağlamıştır.

İskeletsel sınıf 2 maloklüzyon tedavisinde farklı birçok sabit fonksiyonel aparey kullanılabilmektedir. Rijit ve fleksible tiplerinin olumlu özelliklerini barındıran hibrit sabit fonksiyonel apareylerin günümüzde çok kullanılan tiplerinden biri olan Forsus apareyi, dayanıklı olması, klinik kullanımının kolay ve hasta konforunun yüksek olması gibi avantajları sebebiyle yaygın kullanılan bir apareydir (Vogt, 2006). Bu özelliklerinden dolayı bizim çalışmamızda da Forsus apareyi kullanılmıştır.

Forsus apareyinde sistem alt çenenin üst çeneye aksi yönde hareket etmesiyle çalışmaktadır. Aparey takıldığı süre içinde sürekli kuvvet uygulamaktadır ve gücü ağız hareketine göre değişmektedir. Aparey en güçlü kuvvetini ağız kapalıyken ortalama 200-250 gr kuvvetle uygulamaktadır. Optimal kuvvetler tedaviye ve bireye göre değişmekle birlikte alt çeneye öne doğru 200 gr lık kuvvet uygulandığında hastaların bu kuvvetten rahatsız olarak çenelerini önde konumlandırdıkları görülmüştür. Çenenin önde konumlandırılması ile kondil başı öne gelmekte ve endokondral kemikleşme uyarılmakta yani kondil bölgesinde yeni kemik oluşmaktadır (Jones ve ark., 2008; Ülgen, 1993; Vogt, 2006). Bu nedenle çalışmamızda forsus apareyi üretici firmanında tavsiyesi olan 200 gr kuvvet uygulayacak şekilde simüle edilmiştir.

Forsus apareyi yaygın kullanılan bir sabit fonksiyonel apareydir ve literatürde bu apareyin yer aldığı pek çok çalışma yer almaktadır. Literatürler incelendiğinde Forsus apareyinin birçok farklı kullanımı ile karşılaşılmaktadır (Aslan ve ark., 2014; Eissa ve ark., 2017; Elkordy ve ark., 2016; Elkordy ve ark., 2018; Franchi ve ark., 2011; Gandedkar ve ark., 2010; Jones ve ark., 2008; Ünal ve ark., 2015). Ancak yapılan literatür taramalarında, forsus apareyinin (diş destekli veya mini vida iskeletsel ankrajlı) alt çenede daha posteriorda bir bölgeye uygulanması sonucunda konvansiyonel uygulanan forsusa göre mandibula üzerinde meydana gelecek etkileri karşılaştıran herhangi bir literatüre rastlanmamıştır. Bu durum çalışmamızın senaryolarının belirlenmesinde etkili olmuştur.

Çalışmamızın birinci senaryosunda senaryoda forsus aygıtı üst çenede 1. molar diş tüpünün yardımcı slotundan, alt çenede ark teli üzerinde kanin diş braketinin distaline 200 gr kuvvet uygulayacak şekilde modellenmiştir. İkinci senaryoda forsus aygıtı üst çenede 1. molar diş tüpünün yardımcı slotundan, alt çenede ark teli üzerinde 1. premolar diş braketinin

distaline 200 gr kuvvet uygulayacak şekilde modellenmiştir. Böylelikle forsus uygulaması alt çenede daha posteriorda bir bölgeye diş destekli olarak uygulanmıştır. Üçüncü senaryoda, forsus aygıtının maksiller bölümü 1. molar diş tüpünün yardımcı slotuna uygulanmıştır. Mandibular bölümü ise kanin ve 1. premolar dişler arasına uygulanan mini vidadan indirekt ankraj alınarak ark teli üzerinde kanin diş braketinin distaline 200 gr kuvvet uygulayacak şekilde modellenmiştir. İndirekt ankraj için 0,018x0,025 inç paslanmaz çelik tele mini vida ve kanin diş vertikal slotuna oturacak şekilde büküm verilmiştir. Dördüncü senaryoda ise üçüncü senaryodaki kurgu daha posteriora 1. premolar ve 2. premolar arasındaki bölgeye uygulanmıştır. Tüm bu uygulamaların mandibula üzerinde meydana getirdiği stresler, dişlerdeki deplasmanlar üç boyutlu SESA yöntemi ile karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Tüm sabit fonksiyonel apareylerde alt kesici dişlerde protrüzyon meydana gelmesi, apareyin iskeletsel etkisini sınırlayan ve istenmeyen bir yan etkidir. Literatürde sabit fonksiyonel aparey uygulanması sonrasında 2.4-12.9° arasında değişen miktarlarda alt kesici protrüzyonundan bahsedilmektedir (Karaçay ve ark., 2006; Öztoprak ve ark., 2012). Ayrıca yapılan çalışmalar dişsel ve aynı zamanda iskeletsel etki gösteren sabit fonksiyonel apareylerin iskeletsel etkilerinin, dişsel etkileri kadar fazla olmadığını bildirmektedir (Heinig ve Goz, 2001; Karaçay ve ark., 2006). Bu nedenle son dönemlerde istenmeyen yan etkileri azaltmak ve iskeletsel etkiyi arttırmak amacıyla iskeletsel ankraj ile birlikte kullanılan sabit fonksiyonel apareyler ile ilgili çalışmalar yapılmıştır (Aslan ve ark., 2014; Eissa ve ark., 2017; Elkordy ve ark., 2016; Gandedkar ve ark., 2010; Ünal ve ark., 2015). Bizim çalışmamızın da üçüncü ve dördüncü senaryolarında bu sebeple mini vida destekli forsus uygulaması simüle edilmiştir.

Çalışmamızın tüm senaryolarında forsus aygıtı ark teli üzerinden uygulanmıştır. Sabit fonksiyonel apareylerin ark teli üzerine uygulandığı çalışmalarda, seviyelinmiş olan arkın stabilizasyonunu sağlamak ve ankrajı arttırmak için; mümkün olan en kalın ark telini kullanmak, tüm dişler ligatürlenmesi, gibi yöntemler kullanılmaktadır (Blackwood, 1991; Cope ve ark., 1994; Jasper ve McNamara, 1995; Weiland ve Bantleon, 1995). Bu nedene bizim çalışmamızda da 18 slot roth braketler üzerinde 0,017x0,025 inç paslanmaz çelik ark teli kullanılmıştır.

Kayalıoğlu ve arkadaşları (2007) vida uzunluğunun 6-12 mm arasında olmasının ideal olduğunu daha uzun ve kısa olanların kullanım alanının çok sınırlı olduğunu bildirmişlerdir. Freudenthaler ve arkadaşları (2001) mini vidanın stabilitesinin sağlanabilmesi için en az 5 mm uzunluğunda olması gerektiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda 8 mm uzunluğunda mini vidalar kullanılmıştır. Böylece farklı araştırıcılar tarafından farklı önerilerde bulunulan vida uzunlukları arasında, hem kökler arası alanda güvenle kullanılabilecek hem de yeterli stabiliteyi sağlayabilecek bir uzunluk tercih edilmiştir.

Yapılan çalışmalarda vida çapının 1 mm den küçük olmasının vidanın stabilitesini olumsuz etkilediği, 1.5 mm çapın üstündeki değerlerin ideal olduğu bildirilmiştir (Jiang ve ark., 2009; Kayalıoğlu ve ark., 2007; Miyawaki ve ark., 2003). Miyawaki ve arkadaşları (2003) çalışmalarında mini vida çapının 1.5-2.3 mm arasında olduğu durumlarda başarı oranlarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı belirtilmiştir. Bu çalışmada mini vidanın hem yeterli stabiliteyi elde etmesini hem de kökler arası alanda kök hasarına sebep olmayacak çapta olmasını sağlamak amacıyla 1.5 mm çapında mini vidalar tercih edilmiştir.

Çalışmamızda kortikal kemikte ölçülen maksimum asal stres miktarları senaryo 1, senaryo 2, senaryo 3 ve senaryo 4'te sırasıyla; 1,76 MPa, 4,55 MPa, 2,96 MPa ve 9,96 MPa 'dır. Senaryolar uygulama bölgelerine göre karşılaştırıldıklarında, forsusun 1. premolar diş distaline uygulandığı yani daha posteriordan uygulandığı senaryolar olan senaryo 2 ve 4'te kortikal kemikte görülen streslerde artış meydana gelmiştir. Kanin distaline diş destekli uygulama olan senaryo 1'de maksimum asal stres 1,76 MPa iken aynı bölgeye mini vida desteği ile uygulanan senaryo 3'te maksimum asal streste artış meydana gelerek değer 2,96 MPa ölçülmüştür. 1. premolar diş distaline diş destekli uygulama olan senaryo 2'de maksimum asal stres değeri 4,55 MPa iken, aynı bölgeye mini vida desteği ile uygulanan senaryo 4'te yine maksimum asal streste artış meydana gelerek 9,96 MPa ölçülmüştür. Kortikal ve spongioz kemikte görülen maksimum ve minimum asal stres değerlerinin senaryolar arasındaki karşılaştırması kortikal kemik maksimum asal stres değerlerinin karşılaştırması ile orantısal olarak aynıdır. Tüm bulgular değerlendirildiğinde forsus aygıtı mini vida desteği ile uygulandığında kortikal ve spongioz kemikte görülen stresler artmaktadır. Lim ve arkadaşlarının (2003), sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları çalışmada mini vida uygulandığında oluşan stresin önemli bir kısmının kortikal kemik tarafından

absorbe edildiğini bildirmişlerdir. Forsusun uyguladığı kuvvet mini vidalar üzerinden alt çene kemiğine iletilmektedir. Bizim çalışmamızda da mini vida destekli senaryolarda kemikte meydana gelen streslerin artmasında mini vidaların forsusun uyguladığı kuvveti absorbe ederek kortikal ve spongioz kemiğe iletmesinin etkili olduğunu düşündük.

Senaryolar birbirleri ile karşılaştırıldıklarında mini vida desteği ile uygulanan forsus senaryolarında kondilde görülen maksimum asal stresler ise azalmaktadır. Kortikal ve spongioz kemikte stresler artarken ve kondil streslerin azalmasında; iskeletsel destekli Forsus apareyinin uyguladığı kuvvetin bir kısmının mandibula tarafından azaltılarak kondile iletilmesinin etkili olduğunu düşünmekteyiz. Diş destekli uygulamalarda forsus kuvveti, blok haline getirilmiş dişler üzerinden kondile iletilmektedir; iskeletsel destekli uygulamalarda ise kuvvet, mini vidalar üzerinden alt çene kemiğine iletilmektedir.

Chaudhry ve arkadaşlarının (2015), forsus apareyinin kortikal kemik ve kondil üzerindeki etkilerini sonlu elemanlar analizi ile değerlendirdikleri çalışmada; kortikal kemikte ölçülen maksimum asal stres değerleri bizim çalışmamızın bulgularını destekler şekilde kondilde ölçülen maksimum asal stres değerlerine göre fazla bulmuşlardır.

Lim ve arkadaşları (2003), sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları çalışmada oluşan stresin önemli bir kısmının spongioz kemikten ziyade kortikal kemik tarafından absorbe edildiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızın tüm senaryolarında benzer şekilde kortikal kemiklerde görülen asal gerilmeler spongioz kemikte görülen asal gerilmelere oranla daha yüksek bulunmuştur.

Gupta ve arkadaşları (2009), çalışmalarında 12 yaşında aktif büyüme dönemindeki erkek çocukta 5 mm mandibular ilerletme yaparak ile kondilde oluşan basma ve çekme gerilme bölgelerini SESA yöntemi ile incelemişlerdir. Çalışmanın sonuncunda çekme gerilmeleri kondilin posteriorunda iken, basma tipi gerimeler kondilin anteriorunda görülmüştür. Hu ve arkadaşlarının (2001), SESA yöntemi ile Herbst apareyinin mandibulayı 3-7 mm kademeli olarak öne alması sonucunda oluşan stresleri değerlendirdikleri çalışmada, maksimum asal stresler kondilin posteriorunda gözlenirken, minimum asal stresler kondilin anteriorunda gözlenmiştir. Zhou ve arkadaşlarının (1999), SESA ile mandibulayı 8mm öne alarak

kondildeki maksimum asal stresleri değerlendirdikleri çalışmada; maksimum asal stres kondilin posterosuperiorunda bulunmuştur. Akış ve Doruk (2018), SESA ile Forsus ve Twin-Force apareylerinin diş ve iskeletsel destekli kullanımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında; maksimum asal stresler kondil boynunun posterosuperiorunda görülürken, minimum asal stresler kondil boynunun anterosuperiorunda görülmektedir. Tüm bu çalışmalarla uyumlu olacak şekilde bizim çalışmamızın da tüm senaryolarında maksimum asal stresler kondilin posteriorunda görülürken, minimum asal stresler kondilin anteriorunda görülmüştür.

Yapılan literatür taramalarında sabit fonksiyonel apareylerin alt anterior dişlerde protrüzyona ve labioversiyona sebep olduğunu gösteren birçok çalışma bulunmaktadır (Aras ve ark., 2011; Günay ve ark., 2011; Karaçay ve ark., 2006; Stucki ve Ingervall, 1998; Şengün, 2010; Weiland ve Bantleon, 1995).

Manni ve arkadaşları (2012), alt keserlerde gözlenen protrüzyonu engellemek amacıyla iskeletsel ankraj ünitesi olarak mini vidaları kullandıkları çalışmalarında, ortalama yaşları 11.8±1.7 yıl olan 50 hastanın 25'ine mini vida ankraj destekli rezin splint Herbst apareyini, 25'ine ise mandibular rezin splint Herbst apareyini 7.6 ay süreyle uygulamış ve apareylerin iskeletsel ve dentoalveolar etkinliklerini incelemişlerdir. Alt keserlerde mini vida destekli grupta ortalama 0,6° protrüzyon, konvansiyonel Herbst apareyi grubunda ise ortalama 7,5° protrüzyon olduğunu; mini vida destekli Herbst apareyinde alt kesici protrüzyonunun önemli ölçüde daha az meydana geldiği rapor etmişlerdir.

Eissa ve arkadaşları (2017), mandibula kaynaklı iskeletsel sınıf 2 maloklüzyona sahip büyüme gelişimi devam eden 14 bireye diş destekli , 15 bireye mini vida iskeletsel ankrajlı Forsus apareyi uyguladıkları çalışmalarında; mini vida ankrajlı forsus apareyinde daha az keser protrüzyonu oluştuğunu rapor etmişlerdir.

Aslan ve arkadaşları (2014), Sınıf II ilişkiye sahip 33 hastadan ortalama yaşları 13.68±1.09 yıl olan 16 hastaya mini vida destekli Forsus uygulaması, ortalama yaşları 14.64±1.56 yıl olan 17 hastaya ise konvansiyonel Forsus uygulaması yapmış, meydana gelen değişiklikleri hem birbirleri ile hem de benzer özelliklere sahip olan tedavi edilmemiş Sınıf II ilişkiye sahip kontrol grubu ile karşılaştırmışlardır. Araştırıcılar mini vidaların tedavi süresince stabil

kaldığı takdirde mandibular keserlerin protrüzyonunu önlemede etkili bir yol olabileceğini belirtmişlerdir. Konvansiyonel Forsus uygulanan grupta alt kesici dişlerin protrüzyonu önemli derecede daha fazla bulunurken, mini vida destekli Forsus tedavisi sonucunda alt kesici protrüzyonunun minimalize edildiğini rapor etmişlerdir.

Luzi ve arkadaşları (2013), 10 hastayı 2 gruba ayırarak gerçekleştirdikleri pilot çalışmalarında, mini vida destekli Herbst ve konvansiyonel Herbst apareylerinin tedavi etkinliğini karşılaştırmışlardır. Mini vida destekli Herbst apareyinin keser protrüzyonunu azalttığını ve keserlerde ortalama 1° protrüzyon görüldüğünü bildirmişlerdir.

Elkordy ve arkadaşlarının (2015), yapmış oldukları çalışmada, diş destekli ve iskeletsel destekli forsus apareyi uygulamalarının etkilerini karşılaştırmışlardır. Çalışmamızın üçüncü ve dördüncü senaryolarına benzer şekilde, iskeletsel ankraj ünitesi olarak alt kanin ve 1. premolar diş arasına mini vida uygulayarak, mini vida ile kanin diş arasındaki bağlantı için 0,019x0,025 inç paslanmaz çelik telden büküm yapmışlardır. Bizim çalışmamızın bulgularını destekler şekilde mini vida ankraj alınan grupta alt keserlerde daha az protrüzyon meydana gelmiştir.

Forsus aygıtının alt kanin ve 1. premolar diş arasına diş destekli olarak uygulandığı birinci senaryoda intrüzyon değeri -37 nm ölçülürken, aynı bölgeye mini vida desteği ile indirekt uygulamanın kurgulandığı üçüncü senaryoda intrüzyon değeri -40 nm'dir. Forsus aygıtının alt 1. premolar ve 2. premolar diş arasına diş destekli olarak uygulandığı ikinci senaryoda intrüzyon değeri -34 nm ölçülürken, aynı bölgeye mini vida desteği ile indirekt uygulamanın kurgulandığı dördüncü senaryoda intrüzyon -46 nm olarak ölçülmüştür. Senaryolar arasında intrüzyon değerleri karşılaştırıldığında diş destekli forsus uygulamasının yapıldığı senaryolara göre, mini vidadan indirekt destek alınarak uygulanan forsus senaryolarında daha fazla intrüzyon görülmüştür. Bu durumun oluşmasında mini vida destekli senaryolarda mini vidaların moment noktası gibi davranıp forsusun uyguladığı kuvvetin vertikal etkisini arttırdığını, bu nedenle mini vida nın anteriorunda kalan dişlerde meydana gelen intrüzyon miktarının arttığını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda tüm senaryolarda değişen miktarlarda intrüzyon görülmüştür. Pancherz ve Hagg (1985), McNamara ve arkadaşlarının (1990), Hagg ve arkadaşlarının (2002), Herbst apareyi ile tedavi ettikleri bireylerde tedavi sonunda alt keser dişlerde intrüzyon görülmüştür. Karaçay ve arkadaşlarının (2006), Jones ve arkadaşlarının (2008), Eliaçık (2015), Öztoprak ve arkadaşlarının (2012) Forsus apareyi ile yaptıkları çalışmalarda da tedavi sonunda, bizim bulgularımıza benzer şekilde alt keser dişlerde intrüzyon görülmüştür.

Çalışmamızın bulguları değerlendirildiğinde tüm senaryolarda molar dişlerde ekstrüzyon görülmüştür. Bulgularımız alt molar dişlerde ekstrüzyon olduğunu rapor eden çalışmalar ile uyumludur (Heinig ve Goz, 2001; Karaçay ve ark., 2006; Stucki ve Ingervall, 1998; Weiland ve Bantleon, 1995). Tüm senaryolarda en fazla ekstrüzyon 2. molar dişin distopalatinal tüberkülünde ölçülmüştür. Senaryolarda ölçülen ekstrüzyon miktarları alt keserde ölçülen intrüzyon miktarları ile orantılıdır. Forsus aygıtının Alt kanin ve 1. premolar diş arasına diş destekli olarak uygulandığı birinci senaryoda 2. moların distoplatinal tüberkülünde ekstrüzyon değeri 72 nm ölçülürken, aynı bölgeye mini vida desteği ile indirekt uygulamanın kurgulandığı üçüncü senaryoda ekstrüzyon değeri 95 nm'dir. Forsus aygıtının alt 1. premolar ve 2. premolar diş arasına diş destekli olarak uygulandığı ikinci senaryoda ekstrüzyon değeri 57 nm ölçülürken, aynı bölgeye mini vida desteği ile indirekt uygulamanın kurgulandığı dördüncü senaryoda ekstrüzyon 96 nm olarak ölçülmüştür. Senaryolar arasında ekstrüzyon değerleri karşılaştırıldığında diş destekli forsus uygulamasının yapıldığı senaryolara göre, mini vidadan indirekt destek alınarak uygulanan forsus senaryolarında daha fazla esktrüzyon görülmüştür. Bu durumun oluşmasında mini vida destekli senaryolarda mini vidaların moment noktası gibi davranıp forsusun uyguladığı kuvvetin vertikal etkisini arttırdığını, bu nedenle mini vida nın posteriorunda kalan dişlerde meydana gelen ekstrüzyon miktarının arttığını düşünmekteyiz.

Forsus apareyi kuvveti alt çenede kanin ve premolar bölgesinden destek alarak iletmektedirler. Dolayısı ile ön bölgeye iletilen kuvvet molar dişlere de iletilmiş olur. Böylece molar dişlerde de alveol üzerinde meziyalizasyon gözlenebilmektedir. Aras ve arkadaşları (2011) ile Franchi ve arkadaşlarının (2011), Forsus apareyi ile yaptıkları çalışmada, tedavi sonunda, alt 1. molar dişlerde meziyalizasyon olduğunu tespit etmişlerdir. Karaçay ve

arkadaşlarının (2006), Forsus Nitinol Flat Spring ile Jasper Jumper apareyini karşılaştırdıkları çalışmada her iki grupta da mandibular molar dişlerin öne doğru hareket ettiğini gözlemlemişlerdir. Kuntay (2010), Forsus apareyi uyguladığı sınıf II maloklüzyonlu genç erişkin bireylerde, tedavi sonunda, mandibular molar dişlerin öne hareket ettiğini ve ekstrüze olduğunu gözlemlemiştir. Küçükkeleş (1989), Herbst apareyi uyguladığı sınıf II maloklüzyona sahip bireylerde, alt molar dişlerde kontrol grubuna göre anlamlı derecede meziyalizasyon olduğunu belirtmiştir. Sarı (1998), Jasper Jumper apareyi, Kamacı (2007), Eureka Spring apareyi ile yaptıkları çalışmalarda alt molar dişlerde anlamlı miktarda meziyalizasyon olduğunu belirtmişlerdir.

Tüm bu çalışmalarla uyumlu olarak bizim çalışmamızın da tüm senaryolarında posterior dişlerde meziyalizasyon gözlenmiştir. Görülen meziyalizasyon miktarları alt kesici dişlerde gözlenen protrüzyon miktarları ile orantılıdır. Senaryolar arasındaki meziyalizasyon miktarının sıralaması protrüzyon sıralaması ile aynı olmakla birlikte en çoktan en aza olacak şekilde sırasıyla senaryo 1, senaryo 2, senaryo 3 ve senaryo 4 de ölçülmüştür. Çalışmamızda forsusun uygulama noktası posterior bölgeye alındığında ve forsus iskeletsel ankraj ile uygulandığında posterior dişlerde meziyalizasyon miktarının azaldığı görülmüştür.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Mandibulada uygulama yeri ve şekli değişen farklı forsus uygulamalarının (diş destekli, mini vida indirekt ankrajlı) dört farklı senaryo oluşturularak modellendiği ve sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirildiği bu çalışmada aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

1. Forsus aygıtı mini vida desteği ile uygulandığında, kortikal ve spongioz kemikte görülen stresler artmaktadır.
2. Forsus aygıtı mini vida desteği ile uygulandığında, kondilde görülen maksimum asal stresler azalmaktadır.
3. Forsus aygıtı mini vida desteği ile uygulandığında, alt santral dişte görülen protrüzyon miktarı azalmaktadır.
4. Forsus alt çenede daha posterior bölgeden uygulandığında, alt santral dişte görülen protrüzyon miktarı azalmaktadır.
5. Forsus aygıtı mini vida desteği ile uygulandığında, alt santral dişte görülen intrüzyon miktarı artmaktadır.
6. Forsus aygıtı mini vida desteği ile uygulandığında, posterior dişlerde görülen meziyalizasyon miktarı azalmaktadır.
7. Forsus alt çenede daha posterior bölgeden uygulandığında, posterior dişlerde görülen meziyalizasyon miktarı azalmaktadır.
8. Forsus aygıtı mini vida desteği ile uygulandığında, posterior görüle dişlerde görülen ekstrüzyon miktarı artmaktadır.

Sonlu elemanlar stres analizi kuvvetin ilk uygulandığı andaki değeri veren in-vitro bir analiz yöntemidir. Bu çalışmada uygulanan forsus aygıtının; mandibula kortikal ve spongioz kemiğindeki, kondildeki ve dişlerdeki etkisi sadece mekanik olarak değerlendirilmiştir. Oysa Forsus uygulaması yaklaşık 6 ay süren, çiğneme kasları, dil, dudak gibi bir çok faktörden etkilenen biyolojik bir süreçtir. Bu nedenle bu araştırmanın sonuçları gelecekte yapılacak klinik çalışmalarla desteklenmelidir.

KAYNAKLAR

Ackerman JL, Proffit WR. (1969). The characteristics of malocclusion: a modern approach to classification and diagnosis. *American Journal of Orthodontics.* 56(5):443-54.

Adıgüzel Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: derleme, bölüm 1: Dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11(1): 18-23.

Akca K, İplikcioğlu H. (2001). Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants.* 16 (5), 722-730.

Akış H, Doruk C. (2018). Dentofacial Effects of Fixed Functional Appliances with or without Mini Screw Anchorage in the Treatment of Class II Division I Malocclusion: A Finite Element Analysis. *Turkish Journal of Orthodontics*. 31: 7-12.

Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B. (1999). Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 99(5):427

Angle EH. (1899). Classification of malocclusion. Dental cosmos, 41, 248-264,350-357'den alınmıştır Gencer, D. (2012). *Frog Apareyi İle Molar Distalizasyonunun İskeletsel Ve Dentoalveolar Yapılar Üzerine Etkilerinin İncelenmesi.* Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi, Ankara.

Angle EH. (1907). *Treatment of malocclusion of the teeth: Angle's system.* White Dental Manufacturing Company.

Aras A, Ada E, Saracoglu H, Gezer NS, Aras I. (2011). Comparison of treatments with the Forsus fatigue resistant device in relation to skeletal maturity: a cephalometric and magnetic resonance imaging study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 140(5):616-25.

Aslan BI, Kucukkaraca E, Turkoz C, Dincer M. (2014). Treatment effects of the Forsus Fatigue Resistant Device used with miniscrew anchorage. *The Angle Orthodontist.* 84(1):76-87.

Atmaram GH, Mohammed H. (1981). Estimation of physiologic stresses with a natural tooth considering fibrous PDL structure. *J Dent Res.* 60 (5), 873-877.

Ayalı A. (2012). *Mandibular Angulus Bölgesi Favorable ve Unfavorable Fraktürlerinde Uygulanan Farklı Fiksasyon Metotlarının Biyomekanik Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ile Incelenmesi.* Doktora Tezi. Yakın Doğu Üniversitesi, KKTC.

Baccetti T, Franchi L, McNamara JA Jr, Tollaro I. (1997). Early dentofacial features of Class II malocclusion: a longitudinal study from the deciduous through the mixed

dentition. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 111:502-9.

Barton S, Cook PA. (1997). Predicting functional appliance treatment outcome in Class II malocclusions- review*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 112: 282-286.

Başçiftçi F, Demir A, Sarı Z, Uysal T. (2002). Konya yöresi okul çocuklarında ortodontik maloklüzyonların prevelansının araştırılması: Epidemiyolojik Çalışma. *Türk Ortodonti Dergisi* 15(2):92-8.

Bathe KJ. (2006*). Finite element procedures (*Pearson Education). United States of America: Prentice Hall, 1-17.

Baumrind S, Korn EL, Molthen R, West EE. (1981). Changes in mandibular dimensions associated with the use of force to retract the maxilla. *American Journal of Orthodontics.* 79:17-30.

Baumrind S, Korn EL, Molthen R, West EE. (1983). Changes in facial dimensions associated with use of forces to retract the maxilla. *American Journal of Orthodontics.* 84:384-98.

Bilgiç F, Başaran G, Hamamci O. (2015). Comparison of Forsus FRD EZ and Andresen activator in the treatment of class II, division 1 malocclusions. *Clinical oral investigations*. 19(2):445-451.

Bishara SE, Ziaja RR. (1989). Functional appliances: a review*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 95(3):250-258.

Bishara SE. (2001). *Textbook of orthodontics.* 1st edition Saunders Company, Philadelphia, p 83-85, 324-374.

Blackwood HO. (1991). 3rd. Clinical management of the Jasper Jumper. *J Clin Orthod* 25(12):755-60.

Borchers L, Reichart P. (1983). Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *Journal of Dental Research.* 62(2): 155-159.

Caputo AA, Standlee JP. (1987). *Biomechanics in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing.

Caputo AA, Chaconas SJ, Hayashı RK. (1974). Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. *American Journal of Orthodontics.* 65(3):250-9.

Carels C, Van Der Linden FP. (1987). Concepts on functional appliances' mode of action. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 92(2):162-168.

Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. (2003). The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: A finite element study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 123(49):367-73.

Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. (2008). Moment-to–force ratio, center of rotation, and force level: A finite element study predicting their interdepency for simulated orthodontic loading regimens. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 133:681-9.

Celikoglu M, Akpinar S, Yavuz I. (2010). The pattern of malocclusion in a sample of orthodontic patients from Turkey. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 15(5):e791-6.

Celikoglu M, Buyuk SK, Ekizer A, Unal T. (2015). Treatment effects of skeletally anchored Forsus FRD EZ and Herbst appliances: a retrospective clinical study. *The Angle Orthodontist.* 86(2):306-314.

Chai ZW, Li LH, Song JL, Deng F, Fan YB. (2009). Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in mandible advanced with Forsus. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 44(5):293-6.

Chaudhry A, Sidhu MS, Chaudhary G, Grover S ,Chaudhry N, Kaushik A. (2015). Evaluation of stress changes in the mandible with a fixed functional appliance: A finite element study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 147:226-34.

Chen F, Terada K, Hanada K, Saito S. (2006). Anchorage effect of palatal implants under various forces: A finite element study. *Orthodontic Waves.* 65:1-8.

Cope JB, Buschang PH, Cope DD, Parker J, Blackwood HO. (1994), 3rd. Quantitative evaluation of craniofacial changes with Jasper Jumper therapy. *The Angle Orthodontist.* 64(2):113-22.

Cox T, Kohn M. W, Impelluso T. (2003). Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for the rigid fixation of mandibular angle fractures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery,* 61 (4), 481-487.

Craig R. G. (2002). *Restorative Dental Materials* (11. bs.) Toronto: Mosby

Davidian EJ. (1971). Use of a computer model to study the force distrubution on the root of the maxillary central incisor. *American Journal of Orthodontics. 59(6):581-8.*

De Clerck H, Geerinckx V, Siciliano S. (2002). The zygoma anchorage system. *Journal of Clinical Orthodontics.* 36(8):455-9.

Dionne DG.(2002). Clinical Trial Report: ForsusTM Fatigue Resistant Device. *Orthod Persp.* 9:11-12.

D'lima DD, Townsend CP, Arms SW, Morris BA, Colwell CW JR. (2005). An implantable telemetry device to measure intra-articular tibial forces. *Journal of Biomechanical Engineering.* 38(2): 299-304.

Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H. (2001). The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clinical Oral Implants Research.* 12: 207-218.

Eissa O, El-Shennawy M, Gaballah S, El-Meehy G, El Bialy T. (2017). Treatment outcomes of Class II malocclusion cases treated with miniscrew- anchored Forsus Fatigue Resistant Device: A randomized controlled trial. *The Angle Orthodontist.* 87:824–833

Eliaçık Ş. (2015*). Sınıf II bölüm 1 maloklüzyonlu bireylerde iskeletsel ankraj ve diş destekli sabit fonksiyonel apareylerin etkilerinin karşılaştırılması.* Doktora Tezi. Süleyman Demirel Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Isparta.

Elkordy SA, Abouelezz AM, Fayed MMS, Attia KH, Rahman IRA, Mostafa AY. (2016). Three-dimensional effects of the mini-implant–anchored Forsus Fatigue Resistant Device. A randomized controlled trial*. The Angle Orthodontist.* 86(2):292 305.

Elkordy SA, Abouelezz AM, Fayed MMS., Aboulfotouh MH, Mostafa AY. (2018). Evaluation of the miniplate-anchored Forsus Fatigue Resistant Device in skeletal Class II growing subjects:A randomized controlled trial. *The Angle Orthodontist.* 89:391-403.

Elkordy SA, Fayed MMS, Abouelezz AM, Attia KH. (2015). Comparison of patient acceptance of the Forsus Fatigue Resistant Device with and without mini-implant anchorage. A randomized controlled trial. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 148(5): 755-764.

Eraslan O. (2004). *Farklı oklüzyon tiplerinin temporomandibular eklem üzerinde oluşturdukları fonksiyonel stresslerin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi.* Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti Anabilim Dalı, Konya.

Eskitaşçıoğlu G, Yurdukoru B. (1995). Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *A Ü Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 22:201-5.

Firouz M, Zernik J, Nanda R. (1992). Dental and orthopedic effects of high-pull headgear in treatment of Class II, Division 1 malocclusion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.*102:197-205.

Franchi L, Alvetro L, Giuntini V, Masucci C, Defraia E, Baccetti T. (2011). Effectiveness of comprehensive fixed appliance treatment used with the Forsus Fatigue Resistant Device in Class II patients. *The Angle Orthodontist.* 81(4):678-83.

Franklin FE. (1998). *Stress Analysis.* M. Kutz (Ed.). *Mechanical Engineers' Handbook*. ABD: Wiley Publishing (s.191-245).

Freudenthaler JW, Haas R, Bantleon HP. (2001). Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: A preliminary report on clinical applications. *Clinical Oral Implants Research.* 2: 358- 363.

Gallas MM, Abeleira MT, Fernandez JR, Burguera M. (2005). Three- dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchrorage. *European Journal of Orthodontics.* 27(1):12-6.

Gandedkar NH, Revankar AV, Ganeshkar SV. (2010). Correction of a severe skeletal Class II occlusion with a fixed functional appliance anchored on mini-implants: a patient report. *World Journal of Orthodontics.* 11(4):369-379.

Geng JP, Tan KB, Lıu GR. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 85(6):585-598.

Geiger M, Schneider J, Sander FG. (2003). Finite element calculation of bone remodeling in orthodontics by using forces and moments. *Journal of Mechanics in Medicine Biology.* 3:72-8.

Geramy A. (2002). Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: A three- dimensional finite element analysis. *European Journal of Orthodontics.* 24:21-33.

Giray B. (1977). *Sosyo-ekonomik faktörlerin angle siniflamasina göre anomalilerle iliskileri.* Doktora Tezi, Ankara Universitesi Dishekimligi Fakültesi.

Gonzales C, Hotokezaka H, Arai Y, Ninomiya T, Tominaga J, Jang I, Hotokezaka Y, Tanaka M, Yoshida N. (2009). An in vivo 3D micro-CT evaluation of tooth movement after the application of different force magnitudes in rat molar. *The Angle Orthodontist.* 79:703-14.

Graber TM. (2005). *Functional appliances.* Graber TM, Vanarsdall RL, Katherine WL Orthodontics current principles and techniques. St Louis: Elsevier, Mosby. 515.

Graber TM, Rakosi T, Petrovic A. (1997). *Dentofacial orthopedics with functional appliances.* W.B. Saunders Co., St Louis: Elsevier, Mosby.

Gracco A, Cirignaco A, Cozzani M, Boccaccio A, Pappalettere C, Vitale G. (2009). Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. *European Journal of Orthodontics.* 31:12-20.

Gupta A, Hazarey PV, Kharbanda OP, Kohli VS, Gunjal A. (2009) Stress distribution in the temporomandibular joint after mandibular protraction: a 3-dimensional finite element study. Part 1. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* Jun;135(6):749-56.

Gupta A, Kohli VS, Hazarey PV, Kharbanda OP, Gunjal A. (2009). Stress distribution in the temporomandibular joint after mandibular protraction: a 3-dimensional finite element method study. Part 2*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* Jun;135(6):737-48.

Gümüş HÖ. (2007). *Üç Farklı Dental Implant Yiv Tasarımının ve Iki Farklı Dental Implant Çapının Değişik Yoğunluktaki Kemik Üzerinde Oluşturdukları Gerilmelerin Üç Boyutlu*

Sonlu Elemanlar Gerilme Analiz Yöntemi Ile Karşılaştırılması. Doktora Tezi. Hacettepe Üniversitesi, Ankara.

Günay EA, Arun T, Nalbantgil D. (2011). Evaluation of the immediate dentofacial changes in late adolescent patients treated with the ForsusTM FRD. *European journal of dentistry.* 5(4):423.

Günay EA. (2009). *Genç erişkinlerde uygulanan Forsus apareyinin iskeletsel, dişsel ve yumuşak dokular üzerine olan etkilerinin değerlendirilmesi*. Doktora tezi, Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, İstanbul.

Hagg U, Du X, Rabie ABM. (2002). Initial and late treatment effects of headgear-Herbst appliance with mandibular step-by-step advancement. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics.* 122(5):477-485.

Harris EF, Johnson MG. (1991). Heritability of craniometric and occlusal variables: a longitudinal sib analysis*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 99(3):258-268.

Hart RT, Hennebel VV, Thongpreda N, Van Buskırk WC and Anderson RC. (1992). Modeling the biomechanics of the mandible: a threedimensional finite element study. *Journal of Biomechanical Engineering*. 25(3): 261-286.

Heinig N, Goz G. (2001). Clinical application and effects of the Forsus spring. A study of a new Herbst hybrid. *Journal of Orofacial Orthopedics Fortschritte der Kieferorthopadie*. 62(6):436-50.

Higuchi K, Slack J. (1992). The use of titanium fixtures for intraoral anchorage to facilitate orthodontic tooth movement. *Implant Dentistry.* 1: 162.

Holberg C, Holberg N, Janson IR. (2008). Sutural strain in orthopedic headgear therapy: A finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 134:53-9.

Holberg C, Rudzki-Janson I. (2006). Stresses at the cranial base induced by rapid maxillary expansion. *The Angle Orthodontist.* 76(4):543-50.

Holmes DC, Loftus JT. (1997). Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants*. The Journal of Oral Implantology.* 23 (3), 104-111.

Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. (1998). Evaluating parameters of oseointegrated dental implants using finite element analysis- A two dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape and load direction. The *Journal of Oral Implantology.* 24:80-7.

Hu L, Zhao Z, Song JL, Fan Y, Jiang W, Chen J. (2001). The influences of the stress distribution on the condylar cartilage surface by Herbst appliance under various bite reconstruction a three dimensional finite element analysis. *West China Journal of Stomatology. 19*(1), 46-48.

Huang HL, Huang JS, Ko CC, Hsu JT, Chang CH, Chen MY. (2005). Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. *Clinical oral implants research.* 16 (4), 466-472.

Hubbard GW, Nanda RS, Currier GF. (1994). A cephalometric evaluation of nonextraction cervical headgear treatment in Class II malocclusions. *The Angle Orthodontist.* 64:359-70.

Hughes TJ. (1987). *The finite element method*. New Jersey: Prentice-Hall.

Hughes TJ. (2012). *The finite element method: linear static and dynamic finite element analysis*. United States. Courier Corporation.

Ismail SF, Moss JP, Hennessy R. (2002). Three-dimensional assesment of the effects of extraction and nonextraction orthodontic treatment on the face. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 121(3):244-56.

Jasper J, McNamara JA. (1995). The correction of interarch malocclusions using a fixed force module. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 108(6):641-650.

Jeon PD, Turley PK, Moon HB, Ting K. (1999). Analysis of stress in the periodontium of the maxillary first molar with a three-dimensional finite element model. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 125:267-74.

Jiang L, Kong L, Li T. (2009). Optimal selections of orthodontic mini-implant diameter and length by biomechanical consideration: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software.* 40: 1124- 1130.

Jones G, Buschang PH, Kim KB, Oliver DR. (2008). Class II non-extraction patients treated with the Forsus Fatigue Resistant Device versus intermaxillary elastics. *The Angle Orthodontist.* 78(2):332-8.

Kamacı S. (2007). *Alt çene geriliğine bağlı sınıf II olgularda Eureka Spring apareyi ile ortodontik tedavi sonrası dişsel, iskeletsel ve stomatognatik sistem değişikliklerinin incelenmesi.* Doktora Tezi. Hacettepe Üniversitesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Ankara.

Karacay S, Akin E, Olmez H, Gurton AU, Sagdic D. (2006). Forsus nitinol flat spring and Jasper jumper corrections of Class II division 1 malocclusions. *The Angle Orthodontist*. 76(4):666-672.

Kawarizadeh A, Bourauel C, Jager A. (2003). Experimental and numerical determination of initial tooth mobility and material properties of the periodontal ligament in rat molar specimens. *European Journal of Orthodontics.* 25(6):569-78

Kawarizadeh A, Bourauel C, Zhang D, Gotz W, Jager A. (2004). Correlation of stress and strain profiles and the distribution of osteoclastic cells induced by orthodontic loading in rat. *European Journal of Oral Sciences.* 112:140-7.

Kayalıoğlu M, Uzdil F, Kendi E, Toroğlu SM, Gürey E, Uzel I. (2007). Klinik ortodontide mini-implant uygulamaları. *ADO Klinik Bilimler Dergisi.* 1: 18- 24.

Keyak J, Meagher J, Skinner H, Mote C. (1990). Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method*. Journal of biomedical engineering.* 12 (5), 389-397.

Kharmanda G, Kharma MY. (2017). Evaluating the effect of minimizing screws on stabilization of symphysis mandibular fracture by 3D finite element analysis. *Journal of maxillofacial and oral surgery.* 16 (2), 205-211.

Knoell AC. (1977). A mathematical model of an in vitro human mandible. *Journal of Biomechanics*. 10(3): 159-166.

Knop L, Gandini LG, Shintcovsk RL, Gandini MREAS. (2015). Scientific use of the finite element method in Orthodontics*. Dental Press Journal of Orthodontics.* 20(2): p. 119-125.

Korioth T, Versluis A. (1997). Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis*. Critical Reviews in Oral Biology & Medicine.* 8 (1), 90- 104.

Kumar YM, Ravindran NS, Balasubramania MR. (2009). Holographic analysis of the initial canine displacement produced by four different retraction springs. *The Angle Orthodontist.* 79(2):368-372.

Kuntay Ş. (2010). *Büyüme Gelişimi Devam Eden İskeletsel 2.Sınıf Bireylerde Forsus Fatique Resistant Device Apareyinin Etkilerinin Sefalometrik Olarak Değerlendirilmesi.* Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

Kusnoto B, Evans CA. (2002). Reability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 122(4):342-8.

Küçükkeleş N. (1989). Sınıf II bölüm 1 olguların tedavisinde Herbst apareyi ile Aktivatörün etkilerinin sefalometrik olarak karşılaştırılması. Doktora Tezi. Marmara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

Ledley RS, Huang HK. (1968). Linear model of tooth displacement by applied forces. *Journal of Dental Research.* 47(3):427-32.

Lee H, Ting K, Nelson M, Sun N, Sung SJ. (2009). Maxilllary expansion in customized finite element method models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 136:36774.

Lee JS, Kim JK, Park YC, Vanarsdall RL. (2007). *Applications of Ortodontic Miniimplants,* Hanover Park, IL: Quintessence Publishing Co, Inc.

Lim JW, Kim WS, Kim IK, Byun HI. (2003). Three dimensional finite element method for stress distribution on the length and diameter of orthodontic miniscrew and cortical bone thickness*. Korean Journal of Orthodontics.* 33(1):11-20.

Liou EJ, Pai BC, Lin JC. (2004). Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.*126(1):42-7.

Luzi C, Luzi V, Melsen B. (2013). Mini-implants and the efficiency of Herbst treatment: a preliminary study. *Progress in Orthodontics.* 14(1):1-6.

Macgregor AR, Miller TP, Farah JW. (1980). Stress analysis of mandibular partial dentures with bounded and free-end saddles. *Journal of Dentistry***.** 8:27- 34.

Mahamad IK, Neela PK, Mascarenhas R, Akhter Husain B. (2012). A comparision of Twin-block and Forsus (FRD) functional appliance–a cephalometric study. *Indian Journal of Orthodontics.* 23(3).

Manni A, Pasini M, Mauro C. (2012). Comparison between Herbst appliances with or without miniscrew anchorage. *Dental Research Journal.* 9(2):216-21.

Marghıtu DB. (2001). *Mechanical engenieer's handbook.* Academic Press.

Massler M, Frankel JM. (1951). Prevalence of malocclusion in children aged 14 to 18 years. *American journal of orthodontics.* 37(10):751-768.

McNamara JA Jr. (1973). Neuromuscular and skeletal adaptations to altered function in the orofacial region. *American Journal of Orthodontics.* 64:578-606.

McNamara JA Jr. (1981). Components of Class II malocclusion in children 8-10 years of age. *The Angle Orthodontist.* 51(3):177-202.

McNamara Jr JA, Howe RP, Dischinger TG. (1990). A comparison of the Herbst and Fränkel appliances in the treatment of Class II malocclusion. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics.* 98(2):134-144.

McNeill C. (1997). *Science and practice of occlusion.* Hong Kong: Quintessence Publishing.

Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F. (1992). Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 68(1), 96-102.

Mestrovic S, Slaj M, Rajic P. (2003). Finite element method analysis of the tooth movement induced by orthodontic forces. *Collegium Antropologium*. 2:17-21.

Mıyakawa O, Shıokawa N, Matsuura T, Hanada K. (1985). A new method for finite element simulation of orthodontic appliance-teeth- periodontium-alveolus system. *Journal of Biomechanics.* 18(4):277-84.

Miyawaki S, Koyama I, Inoue M. (2003). Factors associated with the stability of the titanium mini screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 124: 373-378.

Milne TJ, Ichim I, Patel B, McNaughton A, Meikle MC. (2009). Induction of osteopenia during experimental tooth movement in the rat: Alveolar bone remodelling and the mechanostat theory. *European Journal of Orthodontics.* 31**:**221- 31.

Moaveni S. (2001). *Finite element analysis: Theory and application with Ansys.* New Jersey: Prentice Hall.

Moss JP. (1975). Function-fact or fiction. *American Journal of Orthodontics.* 67(6):625-46.

Moss ML, Salentijn L. (1969). The primary role of functional matrices in facial growth. *American Journal of Orthodontics.* 55(6):566-77.

Mow VC. (2005). *Basic Orthopaedic Biomechanics and Mechano-Biology* (Third Edition). New York: TechBooks, 1-29.

Muzy E. (1952). *La therapeutique orthopedique fonctionelle de la face.* Julien Prelat, Paris.

Nagahara K, Murata S, Nakamura S, Tsuchiya T. (1999). Displacement and stress distribution in the temporomandibular joint during clenching. *The Angle Orthodontist.* 69:372-9.

Nakajima A, Murata M, Tanaka E, Arai Y, Fukase Y, Nishi Y, Sameshıma G, Shimizu N. (2007). Development of three-dimensional finite element modeling system from the limited cone beam CT images for orthodontic tipping tooth movement. *Dental Materials Journal*. 26:882-91.

Nakasima A, Ichinose M, Nakata S, Takahama Y. (1982). Hereditary factors in the craniofacial morphology of Angle's Class II and Class III malocclusions. *American Journal of Orthodontics.* 82(2):150-156.

Nanda R, Kuhlberg A, Urıbe F. (2005). *Biomechanic Basis of Extraction Space Closure; Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics*. St. Louis: Elsevier Inc.

O' Brien WJ. (1997). *Dental Materials and Their Selection.* Tokyo: Quintessence Publishing.

Ohashi E, Pecho OE, Moron M, Lagravere MO. (2006). Implant vs screw loading protocols in orthodontics. *The Angle Orthodontist.* 76(4):721-7

Oliveira NL, Da Silveira AC, Kusnoto B, Viana G. (2004). Three- dimensional assesment of morphologic changes of the maxilla: A comparison of two kinds of palatal expanders. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 126(3):35- 62.

Oppenheim A. (2007). Tissue changes, particularly of the bone, incident to tooth movement. *European Journal of Orthodontics.* 29. 2-15.

Oyar P. (2002). *Farklı diş preperasyonlarının, metal destekli ve tam seramik kronlarda stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz (SESA) yöntemi ile incelenmesi*. Doktora tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi. Ankara.

Ozçelik T, Ersoy AE. (2007). An investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: an in vitro study. *Journal of Prosthodontics.* 16 (2), 107-116.

Oztoprak MO, Nalbantgil D, Uyanlar A, Arun T. (2012). A cephalometric comparative study of class II correction with Sabbagh Universal Spring (SUS (2)) and Forsus FRD appliances. *European Journal of Dentistry.* 6(3):302-310.

Pancherz H. (1982). The mechanism of Class II correction in Herbst appliance treatment: a cephalometric investigation. *American Journal of Orthodontics.* 82(2):104-113.

Pancherz H. (2000). Dentofacial orthopedics or orthognathic surgery: Is it a matter of age. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 117: 571-574.

Pancherz H, Bjerklin K, Lindskog-Stokland B, Hansen K. (2014). Thirty-two- year follow-up study of Herbst therapy: a biometric dental cast analysis*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 145(1):15.

Pancherz H, Hagg U. (1985). Dentofacial orthopedics in relation to somatic maturation: an analysis of 70 consecutive cases treated with the Herbst appliance*. American Journal of Orthodontics.* 88(4):273-287.

Pancherz H, Zieber K, Hoyer B. (1997). Cephalometric characteristics of Class II division 1 and Class II division 2 malocclusions: a comparative study in children. *The Angle orthodontist.* 67(2):111-120.

Pangrazio KV, Berger JL. (1993). Treatment of identical twins with Frankel and Herbst appliances: a comparison of results. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 103(2):131-7.

Panigrahi P, Vineeth V. (2009). Biomechanical effects of fixed functional appliance on craniofacial structures. *The Angle orthodontist.* 79(4):668-75.

Park YC, Lee SY, Kim DH, Jee SH. (2003). Intrusion of posterior teeth using mini- screw implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 123(6):690-4

Patil HA, Tekale PD, Kerudi VV, Sharan JS, Lohakpure RA, Mude NN. (2017). Assessment of stress changes in dentoalveolar and skeletal structures of the mandible with the miniplate anchored Forsus: A three-dimensional finite element stress analysis study. *APOS Trends in Orthodontics.* 7:87-93.

Phillips RW, Skinner EW. (1991). *Skinner's Science of dental materials.* Philadelphia: W.B. Saunders Co.

Proffit WR, Fields HW, Moray LJ. (1998). Prevalence of malocclusion and orthodontic treatment need in the United States: estimates from the NHANES-III survey. The *International Journal of Adult Orthodontics and Orthognathic Surgery.* 13:97-106.

Proffit, Fields, Ackerman, Bailey, Tulloch. (2000). *Contemporary orthodontics*. 3/e. p 113, 674.

Provatidis C, Georgiopoulos B, Kotinas A, McDonald JP. (2008). Evaluation of craniofacial effects during rapid maxillary expansion through combined in vivo/in vitro and finite element studies. *European Journal of Orthodontics.* 30:437-48.

Pryputnıewıcz RJ, Burstone, Cj and Bowley, Ww. (1978). Determination of arbitrary tooth displacements*. Journal of Dental Research*. 57(5-6):663-674.

Reinmann S, Keilig L, Jager A, Bourauel C. (2007). Biomechanical finite- element investigation of the position of the centre of resistance of the upper incisors. *European Journal of Orthodontics.* 29:219-24.

Richmond BG, Wright BW, Grosse I, Dechow PC, Ross CF, Spencer MA, Strait DS. (2005). Finite element analysis in functional morphology. The *Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology*. 283:259-74.

Ritto AK. (1999). Fixed functional appliances-trends for the next century. The *Functional Orthodontist.* 16(2):22-39.

Ritto AK, Ferreira AP. (2000). Fixed functional appliances a classification. *The Functional Orthodontist.* 17: 12-30, 32.

Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. (1984). Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 86: 95- 111.

Rubin C, Krishnamurty N, Capilouto E, Yi H. (1983). Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *Journal of Dental Research* .62:82-6.

Rudolph DJ, Willes PMG, Sameshima GT. (2001). A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. *The Angle Orthodontist.* 71:127-31.

Ruf S, Pancherz H. (2003). When is the ideal period for Herbst therapy early or late. *Seminars in orthodontics.* 9: 47-56.

Sahm G, Bartsch A, Witt E. (1990). Micro-electronic monitoring of functional appliance wear. *European Journal of Orthodontics.* 12(3):297-301.

Saraçoğlu H. (2007). *Sınıf II bölüm 1 maloklüzyona sahip iki farklı yaş grubundaki bireylerin tedavisinde sabit çeneleraras ı yayların değerlendirilmesi.* Doktora tezi. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi. İzmir.

Sarı Z. (1998). *Angle sınıf II bölüm 1 maloklüzyonlu bireylerde hareketli plaklarla birlikte Jasper Jumper uygulamasının dentofasiyal yapılar üzerine etkisi.* Doktora Tezi. Selçuk Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Konya.

Sarı Z, Uysal T, Karaman A, Başçiftçi F, Üşümez S, Demir A. (2003). Ortodontik maloklüzyonlar ve tedavi seçeneklerinin değerlendirilmesi: Epidemiyolojik çalışma. *Türk Ortodonti Dergisi.* 16:119-26.

Sarkarat F, Motamedi MHK, Bohluli B, Moharamnejad N, Ansari S, Shahabi-Sirjani H. (2012). Analysis of stress distribution on fixation of bilateral sagittal split ramus osteotomy with resorbable plates and screws using the finite-element method. *Journal of oral and maxillofacial surgery.* 70 (6), 1434-1438.

Sayin M, Türkkahraman H. (2004). Malocclusion and crowding in an orthodontically referred Turkish population. *The Angle Orthodontist.* 74(5):635-639.

Shaw AM, Saweshıma GT, Vu HV. (2004). Mechanical stress generated by orthdontic forces on apical root cementum: A finite element model. *Orthodontics Cranifacial Research.* 7:98-107.

Shetty P, Hegde A, Rai K. (2010). Finite Element Method–An Effective Research Tool for Dentistry. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry.* 34(3): p. 281-285.

Smith RA. (1939). The etiology of Angle class II division I malocclusion. *The Angle Orthodontist.* 9(1):15-19.

Sonugelen M, Artunç C. (2002*). Ağız Protezleri ve Biyomekanik* (1. basım). Izmir. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.

Stahl F, Baccetti T, Franchi L, Mc Namara A. (2008). Longitudinal growth changes in untreated subjects with Class II Division 1 malocclusion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 134:125-37.

Steiner CC. (1953). Cephalometrics for you and me. *American Journal of Orthodontics.* 39(10):729-755.

Stucki N, Ingervall B. (1998). The use of the Jasper Jumper for the correction of Class II malocclusion in the young permanent dentition. The *Europen Journal of Orthodontics.* 20(3):271- 81.

Szwedowskı TD, Whyne CM, Fialkov JA. (2010). Toward characterization of craniofacial biomechanics. *J Craniofac Surg.* 21:202-7.

Şar Ç. (2013). Mini implantlar ile tedavide başarısızlık sebepleri ve önleme yöntemleri. *Türkiye Klinikleri Dergisi Dental Sci.* Özel Sayısı:59-65.

Şeker E. (2011). *Greftlenmiş ve greftlenmemiş posterior maksillada uygulanan implant destekli farklı tasarımlı sabit protezlerin destek dokulardaki etkilerinin üç boyutlu*

sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi*.* Yakın Doğu Üniversitesi, KKTC.

Şengün K. (2010*). Büyüme gelişimi devam eden iskeletsel Sınıf II bireylerde Forsus Fatigue Resistant Device apareyinin etkilerinin sefalometrik olarak değerlendirilmesi.* Doktora tezi. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi. İstanbul.

Tanaka E, Sasaki A, Tahmina K, Yamaguchi K, Mori Y, Tanne K. (2001). Mechanical properties of human articular disk and its influence on TMJ loading studied with the finite element method. *Journal of Oral Rehabilitation.* 28:273-9.

Tanne K, Lu YC, Tanaka E, Sakuda M. (1993). Biomechanical changes of the mandible from orthopaedic chin cup force studied in a three-dimensional finite element model. *European Journal of Orthodontics.* 15(6):527-33.

Tanne K, Miyasaka J, Yamagata Y, Sachdeva R, Tsutsumi S, Sakuda M. (1988). Three dimensional model of the human craniofacial skeleton: Method and preliminary results using finite element analysis. *Journal of Biomedical Engineering*. 10:24652.

Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. (1987). Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 92:499-505.

Tanne K, Yoshıda S, Kawata T, Sasaki A. (1998). An evalution of the biomechanical response of the tooth and periodontium to orthodontic forces in adolescent and adult subjects. *British Journal of Orthodontics.* 25:109-15.

Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *Journal of oral rehabilitation*. 25(4), 299-303.

Tuna FK. (2010). *Farklı destek ve gövde boyutlarındaki kantilever köprülerde fonksiyonel streslerin sonlu elemanlar yöntemiyle analizi.* Doktora Tezi*.* Gazi Üniversitesi, Ankara.

Ulusoy Ç, Darendeliler N. (2008). Çenelik uygulamasının mandibula üzerinde oluşturduğu gerilmenin üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. *Acta Odontologica Turcica*. 25(2): 25.

Ulusoy M, Aydın AK. (2010). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler.* Cilt I. (3. bs). Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.

Unal T, Celikoğlu M, Candirli C. (2015). Evaluation of the effects of skeletal anchoraged Forsus FRD using miniplates inserted on mandibular symphysis: A new approach for the treatment of Class II malocclusion. *The Angle Orthodontist.* 85:413–419.

Upadhyay M. (2010). Dentoskeletal and soft tissue treatment effects of two different methods for treating Class II malocclusions*. Master's Theses.* p 32.

Ülgen M. (1993). *Ortodontik tedavi prensipleri.* Ankara. sayfa, 115, 161, 232, 233.

Ülgen M. (2000). Anomaliler, sefalometri, etioloji, büyüme ve gelişim, tanı. Yeditepe Üniversitesi Yayınları, İstanbul. p 29, 115, 116, 134.

Van Staden RC, Guan H, Loo YC. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering.* 9(4): p. 257-270.

Veli I. (2012). *Üst Kanin Distalizasyonunda Oluşan Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analizi ile incelenmesi.* Doktora Tezi. Dicle Üniversitesi, Diyarbakır.

Vogt W. (2006). The Forsus Fatigue Resistant Device. *Journal of Clinical Orthodontics.* 40(6):368- 77.

Vollmer D, Meyer U, Joos U, Vegh A, Piffko J. (2000). Experimental and finite element study of a human mandible. *Journal of Craniomaxillofacil Surgery*. 28(2), 91-96.

Voo L, Kumaresan S, Pintar FA, Yoganandan N, Sances A. (1996). Finite-element models of the human head. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 34 (5), 375-381.

Wakabayashı N, Ons M, Suzuki T, Igarashi Y. (2008). Nonlinear finite element analyses: Advances ve challenges in the dental applications. *Journal of Dentistry.* 36:463-71.

Weaver W, Johnston PR. (1984). *Finite elements for structural analysis.* Prentice- Hall Incorporation, Englewood Cliffs, New Jersey.

Wehrbein H, Glatzmaier J, Yildrim M. (1997). Orthodontic anchorage capacity of short titanium screw implants in the maxilla: an experimental study in the dog. *Clinical Oral Implants Research.* 8: 131-141.

Weiland FJ, Bantleon HP. (1995). Treatment of Class II malocclusions with the Jasper Jumper appliance-a preliminary report. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 108(4):341-50.

Weiland FJ, Ingervall B, Bantleon HP, Droschl H. (1997). Initial effects of treatment of Class II malocclusion with the Herren activator, activator-headgear combination, and Jasper Jumper. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics.* 112(1):19-27.

Wilmes B, Ottenstreuer S, Su YY, Drescher D. (2008). Impact of implant design on primary stability of orthodontic mini-implants. *Journal of Orofacial Orthopedics Fortschritte der Kieferotrhopadie.* 69(1):42- 50.

Wright KW, Yettram AL. (1979). An analytical investigation into possible mechanical causes of bone remodeling. *Journal of Biomedical Engineering*. 1(1):41-9.

Yaman SD. (1995). Sonlu elemanlar yöntemi ve dişhekimliğindeki uygulamalar. *Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi.* 5: 87-96.

Yoshıda N, Brınkmann PGJ, Koga Y, Mımakı N, Kobayashı K. (2001). Experimental evulation of initial tooth displacement, center of resistance, and center od rotation under the influence of an orthodontic force. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 120(2):190-7.

Yoshikawa DK, Burstone CJ, Goldberg AJ, Morton J. (1981). Flexure modulus of orthodontic stainless steel wires. *Journal of Dental Research*. 60(2):139-45.

Zhou X1, Zhao Z, Zhao M. (1999). Analysis of the condyle in the state on the mandibular protraction by means of the three-dimensional finite element method. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 34(2):85-7.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler



Soyadı, adı : DÖKÜCÜ İLHAN, Mine

Uyruğu : T.C.

Doğum tarihi ve yeri : 16/08/1987 / Kahramanmaraş

Medeni hali : Evli

Telefon : 0 533 133 97 08

E- posta : minedokucu@hotmail.com

Eğitim

Derece	**Eğitim Birimi**	**Mezuniyet**
Yüksek Lisans	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı	Devam ediyor.
Lisans	Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2010
Lise	Kahramanmaraş Anadolu Öğretmen Lisesi	2005

Yabancı Dil

İngilizce

Bilimsel Etkinlikler

1- 14th Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Sempozyumu, 2-4 Kasım 2015, Eskişehir, Türkiye

2- 15th Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, 1-5 Ekim 2016, Antalya, Türkiye

3- 15th Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Sempozyumu, 5-7 Kasım 2017, Ankara, Türkiye

4- 94th Congress of the European Orthodontic Society, 17-21 Haziran 2018, Edinburgh, UK

5- 16th Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, 13-17 Ekim 2018, İzmir

Poster Sunumları

1- Palatal Morfolojinin Pendulum Apareyi İle Yapılan Molar Distalizasyonuna Etkisi 15. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Sempozyumu; 5-7 Kasım 2017, Ankara, Türkiye

2- Presurgical Nasoalveolar Molding of an Infant With Unilateral Cleft Lip And Palate:Case report 94th Congress of the European Orthodontic Society, 17-21 Haziran 2018, Edinburgh, UK



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR,…