
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Gazi
1926

FARKLI KORTİKOTOMİ TEKNİKLERİ KULLANILARAK YAPILAN MANDİBULAR KANİN İNTRÜZYONUNUN SONLU ELEMAN ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

Begüm ULAŞAN

UZMANLIK TEZİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

EKİM 2017

Begüm ULAŞAN tarafından hazırlanan “Farkli Kortikotomi Teknikleri Kullanilarak Yapilan Mandibular Kanin İntrüzyonunun Sonlu Eleman Analizi ile İncelenmesi” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile Gazi Üniversitesi Ortodonti Anabilim Dalı 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. Metin ORHAN
Ortodonti Anabilim Dalı, Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum .....

Üye: Prof. Dr. Cumhur TUNCER
Ortodonti Anabilim Dalı, Gazi 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: Doç.Dr. Hakan EL
Ortodonti Anabilim Dalı, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum .....

Tez Savunma Tarihi: 11/10/2017 Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Uzmanlık Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

.....
Prof. Dr. Nurdan ÖZMERİÇ KURTULUŞ
Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekan V.

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.

Begüm ULAŞAN

11/10/2017

FARKLI KORTİKOTOMİ TEKNİKLERİ KULLANILARAK YAPILAN MANDİBULAR KANİN İNTRÜZYONUNUN SONLU ELEMAN ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

(Uzmanlık Tezi)

Begüm ULAŞAN
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Ekim 2017

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, alt sağ kanin dişin segmental intrüzyonunun, üç farklı senaryo altında, dişler ve çevre yapılar üzerindeki mekanik etkilerinin, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi (SESA) ile değerlendirilmesidir. Çalışma, mandibular kanin dişin intrüzyonunda uygulanacak kortikal kemik kesilerinin, istenen diş hareketine katkı sağlayacağı hipotezi üzerine kurulmuştur. Çalışmada üç farklı senaryo oluşturulmuştur; birinci senaryoda kortikotomi kesisi yapılmamıştır, ikinci senaryoda bukkal kortikal kemik üzerinde kortikotomi kesisi, üçüncü senaryoda ise hem bukkal hem de lingual kortikal kemik üzerinde kortikotomi kesisi yapılmıştır. İntrüzyon mekaniği tarafından üretilen 0,37 N'luk intrüzyon kuvvetinin modellere yüklenmesinden sonra oluşan stres seviyeleri ve deplasman miktarları 3 boyutlu SESA ile incelenmiştir. Rahatlatıcı kesilerin yapıldığı tüm senaryolarda kanin dişinde görülen deplasman miktarları artmıştır. Diş köklerinde ve periodontal ligamentlerde oluşan stres seviyelerinde ise kortikotomi uygulaması ile belirgin bir değişiklik izlenmemiştir. Rahatlatıcı kortikotomi kesileri yapıldığında, kret tepelerinde vertikal kesi hatlarının başladığı yerde stres birikimi olurken, kesi yapılmadığında stres dağılmaktadır. Sonuç olarak, kortikotomi destekli intrüzyon mekaniklerinin, ortodontide elde edilen en zor diş hareketi olan intrüzyon hareketine katkı sağlayabileceği düşünülmektedir.

Bilim Kodu : 1045

Anahtar Kelimeler : İntrüzyon, kortikotomi, SESA

Sayfa Adedi : 160

Danışman : Doç. Dr. Çağrı TÜRKÖZ

EVALUATION OF MANDIBULAR CANINE INTRUSION USING DIFFERENT CORTICOTOMY TECHNIQUES WITH FINITE ELEMENT ANALYSIS

(Speciality Thesis)

Begüm ULAŞAN

GAZI UNIVERSITY FACULTY OF DENTISTRY

DEPARTMENT OF ORTHODONTICS

October 2017

ABSTRACT

The aim of this study is to evaluate the mechanical effects of segmental intrusion of the lower right canine on teeth and peripheral structures under three different scenarios with 3D FEM. The study was established on the hypothesis that mandibular canine intrusion that involves cortical bone incisions would contribute to the desired tooth movement. Three different scenarios were simulated in the study; no corticotomy, corticotomy on the buccal cortical bone and corticotomy on both lingual and buccal cortical bone of the mandibular right canine. The stress levels that occurred after the intrusion force of 0.37 N produced by the intrusion mechanism were loaded into the models were investigated by 3D FEM. In corticotomy applied scenarios, displacement values of the canine were increased. No significant changes were observed in all scenarios for the stress levels in the dental roots and periodontal ligaments. When corticotomy incisions are made, stress accumulates where the vertical incision lines begin on crest tops, while stress is dissipated when incisions are not made. In conclusion, it is thought that the combination of corticotomy and orthodontics may contribute to the intrusive movement, which is the most difficult tooth movement obtained from orthodontics.

Science Code : 1045

Key Words : Intrusion, corticotomy, FEM

Sayfa Adedi : 160

Advisor : Assoc. Prof. Çağrı TÜRKÖZ

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca ilk günden beri engin bilgi ve birikimini benimle paylaşan, bir klinisyen olarak her zaman bana yol gösteren, hem beraber çalışmaktan hem de sohbetinden büyük keyif aldığım, her zaman iyi ki dediğim, en zor zamanlarımda desteğini esirgemeyen ağabeyim, değerli hocam Doç. Dr. Çağrı TÜRKÖZ'e,

Eğitimim süresince bilgileri ile katkıda bulunan başta bölüm başkanımız Prof. Dr. Neslihan ÜÇÜNCÜ olmak üzere, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nın değerli öğretim elemanlarına,

Tez çalışmamda büyük emeği geçen Parsim Mühendislik Şirketine,

Bölüme girdiğim ilk günden beri tecrübelerini benimle paylaşan sevgili arkadaşlarım Dr. Dt. Nehir CANİGÜR BAVBEK, Dr. Dt. Erdal BOZKAYA, Dr. Dt. Füsun TÜRKYILMAZ, Dr. Dt. Duygu ÖZTÜRK, Dt. Altuğ YENİAY'a, bir abla gibi beni dinleyen Jale DEMİRBAŞ'a, klinik ve laboratuvardaki çalışma arkadaşlarıma ve Dt. Yaman GÜRAY, Dt. N. Derin DEMİRCİOĞLU, Dt. Nazenin DANESHVAR, Dt. Eda ÖZEŞER, Dt. Yağmur ÇAYLAK, Dt. Amir MAMUSHA ve Dt. Fatma TEKİN'e, bölümdeki ailem Uzm. Dt. Doğu ALPAT ÇİÇEK ve Dt. Mine DÖKÜCÜ 'ye,

Uzmanlık eğitimim boyunca her daim yanımda olan, onlar olmasa olmazdı dediğim, haklarını asla ödeyemeyeceğim, dostlarım, Dr. Dt. Hande ODABAŞI, Uzm. Dt. Doğu ALPAT ÇİÇEK'e,

Hayatım boyunca beni her zaman destekleyen, varlıklarından güç aldığım, sabretmeyi öğrendiğim canım annem ve babama, her zaman örnek aldığım, gururla söz ettiğim, yerine kimseyi koyamayacağım, canım ağabeyim Dr. Turgut Batuhan BATURALP'e,

Sınava girmem için beni destekleyen ve başaracağıma inanan, hayatımın en önemli zamanlarını beraber geçirdiğim, sadece eşim değil aynı zamanda 11 senelik dostum olan, idolüm, Dr. Dt. Ali Direnç ULAŞAN'a,

SONSUZ TEŞEKKÜRLERİMİ SUNARIM

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET iv

ABSTRACT v

TEŞEKKÜR vi

İÇİNDEKİLER vii

ÇİZELGELERİN LİSTESİ x

ŞEKİLLERİN LİSTESİ xii

GRAFİKLERİN LİSTESİ xvii

SİMGELER VE KISALTMALAR xviii

1. GİRİŞ 1

2. GENEL BİLGİLER 3

2.1. Ortodontik Diş Hareketi 4

2.1.1. Ortodontide kuvvet 5

2.1.2. Direnç merkezi, rotasyon merkezi ve moment 7

2.1.3. İntrüzyon 10

2.2. Ortodontik Hızlı Diş Hareketi Uygulamaları. 17

2.2.1. Diş hareketi sırasında bölgesel hızlandırıcı fenomen (RAP) ve geçici osteopeninin oluşumu 18

2.2.2. Ortodontik tedaviyle kombine edilen dentoalveolar cerrahi teknikler 21

2.3. Kuvvet Analiz Yöntemleri 27

2.3.1. Gerinim ölçer (strain gauge) analiz yöntemi 27

2.3.2. Holografik interferometre analiz yöntemi (Lazer ışınlı kuvvet analiz yöntemi) 28

2.3.3. Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi 28

2.3.4. Kırılgan vernikle (Brittle Lacquer) kaplama yöntemi 28

Sayfa

2.3.5. Termografik kuvvet analiz yöntemi 29

2.3.6. Radyotelemetri kuvvet analiz yöntemi 29

2.3.7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (SESA) 29

3. GEREÇ VE YÖNTEM 41

3.1. Kemiğin Modellenmesi 42

3.2. Dişlerin modellenmesi 45

3.3. Kesi Hatlarının Modellenmesi 47

3.4. Posterior Ankraj Ünitesi ve İntrüzyon Mekaniğinin Modellenmesi 47

3.5. Üç Boyutlu SESA Modelinin Hazırlanması 50

3.6. Materyallerin Fiziksel Özellikleri ve Sınır Koşulları 51

3.6.1. Sınır koşulları 52

3.7. Senaryoların Oluşturulması 53

3.7.1. Senaryo 1 53

3.7.2. Senaryo 2 55

3.7.3. Senaryo 3 56

4. BULGULAR 59

4.1. Birinci Senaryoya Ait Bulgular 59

4.1.1. Kemikte meydana gelen stres değerleri 60

4.1.2. Dişlerde meydana gelen stres değerleri 63

4.1.3. Periodontal ligamentlerde meydana gelen stres değerleri 64

4.1.4. Periodontal ligamentlerde meydana gelen stresin eksenlere göre değerlendirilmesi 67

4.1.5. Kanin ve birinci molarda görülen deplasman miktarları 73

4.2. İkinci Senaryoya Ait Bulgular 78

4.2.1. Kemikte meydana gelen stres değerleri 78

Sayfa

4.2.2. Dişlerde meydana gelen stres değerleri 81

4.2.3. Periodontal ligamentlerde meydana gelen stres değerleri..... 82

4.2.4. Periodontal ligamentlerde meydana gelen stresin eksenlere göre değerlendirilmesi 85

4.2.5. Kanin ve birinci molarda görülen deplasman miktarları 89

4.3. Üçüncü Senaryoya Ait Bulgular 94

4.3.1. Kemikte meydana gelen stres değerleri 94

4.3.2. Dişlerde meydana gelen stres değerleri 97

4.3.3. Periodontal ligamentlerde meydana gelen stres değerleri..... 98

4.3.4. Periodontal ligamentlerde meydana gelen stresin eksenlere göre değerlendirilmesi 101

4.3.5. Kanin ve birinci molarda görülen deplasman miktarları 105

4.4. Kanin ve 1. Molar Dişte Görülen Deplasmanların Çizelgeler ve Grafiklerle Değerlendirilmesi 110

4.4.1. Kanin dişin x ekseninde (oklüzogingival) görülen deplasmanı 110

4.4.2. Kanin dişin y ekseninde (meziyodistal) görülen deplasmanı..... 112

4.4.3. Kanin dişin z ekseninde (bukkolingual) görülen deplasmanı 113

4.4.4. Molar dişin x ekseninde (oklüzogingival) görülen deplasmanı 114

4.4.5. Molar dişin y ekseninde (meziyodistal) görülen deplasmanı..... 116

4.4.6. Molar dişin z ekseninde (bukkolingual) görülen deplasmanı 117

4.5. Maksimum ve Minimum Asal Streslerin ve Deplasmanların Senaryolar ve Eksenler Arasında Çizelgeler ile Karşılaştırıması 118

5. TARTIŞMA 133

6. SONUÇ VE ÖNERİLER..... 143

KAYNAKLAR 145

ÖZGEÇMİŞ..... 159

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge **Sayfa**

Çizelge 3.1. Senaryolarda kullanılan Young modülleri ve Poisson oranları 51

Çizelge 3.2. Senaryolarda kullanılan düğüm ve eleman sayıları 51

Çizelge 4.1. 43 no'lu dişin oklüzogingival yöndeki deplasmanının senaryolar arasında karşılaştırılması 111

Çizelge 4.2. 43 no'lu dişin meziyodistal yöndeki deplasmanının senaryolar arasında karşılaştırılması 113

Çizelge 4.3. 43 no'lu dişin bukkolingual yöndeki deplasmanının senaryolar arasında karşılaştırılması 114

Çizelge 4.4. 46 no'lu dişin oklüzogingival yöndeki deplasmanının senaryolar arasında karşılaştırılması 115

Çizelge 4.5. 46 no'lu dişin meziyodistal yöndeki deplasmanının senaryolar arasında karşılaştırılması 117

Çizelge 4.6. 46 no'lu dişin bukkolingual yöndeki deplasmanının senaryolar arasında karşılaştırılması 118

Çizelge 4.7. Kortikal kemikteki maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması 119

Çizelge 4.8. Spongioz kemikteki maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması 119

Çizelge 4.9. 43 no'lu dişteki maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması 120

Çizelge 4.10. 46 no'lu dişteki maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması 121

Çizelge 4.11. 43 no'lu dişin PDL'indeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması 121

Çizelge 4.12. 46 no'lu dişin PDL'indeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması 122

Çizelge 4.13. 43 no'lu dişin PDL'indeki oklüzogingival yöndeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması 123

Çizelge 4.14. 43 no'lu dişin PDL'indeki meziyodistal yöndeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması 123

Çizelge 4.15. 43 no'lu dişin PDL'indeki bukkolingual yöndeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması 124

Çizelge **Sayfa**

Çizelge 4.16. 43 no'lu dişin PDL'indeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryo 1'de oklüzogingival, meziyodistal, bukkolingual yönler arasında karşılaştırılması 125

Çizelge 4.17. 43 no'lu dişin PDL'indeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryo 2'de oklüzogingival, meziyodistal, bukkolingual yönler arasında karşılaştırılması 125

Çizelge 4.18. 43 no'lu dişin PDL'indeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryo 3'de oklüzogingival, meziyodistal, bukkolingual yönler arasında karşılaştırılması 126

Çizelge 4.19. 46 no'lu dişin PDL'indeki oklüzogingival yöndeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması 127

Çizelge 4.20. 46 no'lu dişin PDL'indeki meziyodistal yöndeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması 127

Çizelge 4.21. 46 no'lu dişin PDL'indeki bukkolingual yöndeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması 128

Çizelge 4.22. 46 no'lu dişin PDL'indeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryo 1'de oklüzogingival, meziyodistal, bukkolingual yönler arasında karşılaştırılması 128

Çizelge 4.23. 46 no'lu dişin PDL'indeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryo 2'de oklüzogingival, meziyodistal, bukkolingual yönler arasında karşılaştırılması 129

Çizelge 4.24. 46 no'lu dişin PDL'indeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryo 3'de oklüzogingival, meziyodistal, bukkolingual yönler arasında karşılaştırılması 130

Çizelge 4.25. 43 no'lu dişin deplasmanının senaryo 1'de oklüzogingival, meziyodistal, bukkolingual yönler arasında karşılaştırılması 130

Çizelge 4.26. 43 no'lu dişin deplasmanının senaryo 2'de oklüzogingival, meziyodistal, bukkolingual yönler arasında karşılaştırılması 130

Çizelge 4.27. 43 no'lu dişin deplasmanının senaryo 3'de oklüzogingival, meziyodistal, bukkolingual yönler arasında karşılaştırılması 131

Çizelge 4.28. 46 no'lu dişin deplasmanının senaryo 1'de oklüzogingival, meziyodistal, bukkolingual yönler arasında karşılaştırılması 131

Çizelge 4.29. 46 no'lu dişin deplasmanının senaryo 2'de oklüzogingival, meziyodistal, bukkolingual yönler arasında karşılaştırılması 132

Çizelge 4.30. 46 no'lu dişin deplasmanının senaryo 3'de oklüzogingival, meziyodistal, bukkolingual yönler arasında karşılaştırılması 132

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil **Sayfa**

Şekil 2.1. Gerilme formülü 32

Şekil 2.2. Gerilme tipleri 33

Şekil 3.1. Mandibulanın sağ yarısının, braketler, tüpler ve intrüzyon mekaniği ile birlikte sagittal düzlem görüntüsü 41

Şekil 3.2. Konik huzme ışınlı tomografide (NewTom 3G), 40 saniyelik tarama ile elde edilen 601 kesitlik görüntü 42

Şekil 3.3. Sagittal düzlemden kortikal kemiğin görüntüsü 43

Şekil 3.4. Transvers düzlemden kortikal kemiğin görüntüsü 43

Şekil 3.5. Sagittal düzlemden spongioz kemiğin görüntüsü 44

Şekil 3.6. Transvers düzlemden spongioz kemiğin görüntüsü 44

Şekil 3.7. Kortikal ve spongioz kemik segmentlerinin iç içe uyumlanması 45

Şekil 3.8. Dişlerin görüntüsü 45

Şekil 3.9. Tüm dişlere ait PDL görüntüsü 46

Şekil 3.10. Dişler ve PDL'in birlikte görüntüsü 46

Şekil 3.11. Dişler eklendikten sonra çalışma modelinin görüntüsü 47

Şekil 3.12. Braket, tüp, ankraj ünitesi ve intrüzyon mekaniği ile beraber modelin sagittal düzlemden görüntüsü 48

Şekil 3.13. İntrüzyon mekaniğinin sagittal düzlemden görünümü 48

Şekil 3.14. İntrüzyon mekaniğinin transvers düzlemden görünümü 49

Şekil 3.15. Kortikotomi kesisi yapılmış modelde intrüzyon mekaniğinin aktif hali 49

Şekil 3.16. Kullanılan elemanların geometrik yapıları 50

Şekil 3.17. Lateral yönden koronoid proçes, kondil, mandibular korpusun alt kenarı ve 41 numaralı dişin meziyalinden vertikal bir hat boyunca yapılan sabitlenme bölgelerinin görünümü 52

Şekil 3.18. Frontal yönden koronoid proçes, kondil, mandibular korpusun alt kenarı ve 41 numaralı dişin meziyalinden vertikal bir hat boyunca yapılan sabitlenme bölgelerinin görünümü 53

Şekil 3.19. Kortikotomi yapılmamış 3 boyutlu modelin sagittal düzlemden görünümü 54

Şekil **Sayfa**

Şekil 3.20. Kortikotomi yapılmamış 3 boyutlu modelin transvers düzlemden görünümü 54

Şekil 3.21. Tek taraflı kortikotomi yapılmış modelin sagittal düzlemden görünümü 55

Şekil 3.22. Tek taraflı kortikotomi yapılmış modelin transvers düzlemden görünümü.. 55

Şekil 3.23. Çift taraflı kortikotomi yapılmış modelin sagittal düzlemden görünümü 56

Şekil 3.24. Çift taraflı kortikotomi yapılmış modelin transvers düzlemden görünümü.. 57

Şekil 4.1. Senaryo 1'de kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres dağılımı..... 60

Şekil 4.2. Senaryo 1'de kortikal kemikte oluşan minimum asal stres dağılımı 61

Şekil 4.3. Senaryo 1'de spongioz kemikte oluşan maksimum asal stres dağılımı..... 62

Şekil 4.4. Senaryo 1'de spongioz kemikte oluşan minimum asal stres dağılımı 62

Şekil 4.5. Senaryo 1'de 43 numaralı dişte oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı 63

Şekil 4.6. Senaryo 1'de 46 numaralı dişte oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı 64

Şekil 4.7. Senaryo 1'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan maksimum asal streslerin dağılımı 65

Şekil 4.8. Senaryo 1'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı 65

Şekil 4.9. Senaryo 1'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan maksimum asal streslerin dağılımı 66

Şekil 4.10. Senaryo 1'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı..... 67

Şekil 4.11. Senaryo 1'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde meziyodistal yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı 68

Şekil 4.12. Senaryo 1'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde bukkolingual yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı 69

Şekil 4.13. Senaryo 1'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oklüzogingival yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı 70

Şekil 4.14. Senaryo 1'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oklüzogingival yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı 71

Şekil 4.15. Senaryo 1'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde meziyodistal yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı 72

Şekil **Sayfa**

Şekil 4.16. Senaryo 1'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde bukkolingual yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı 73

Şekil 4.17. Deplasman eğrisinin ve eksenlerin kanin dişi üzerindeki gösterimi..... 73

Şekil 4.18. 43 numaralı dişin oklüzogingival yönde gösterdiği deplasman..... 74

Şekil 4.19. 43 numaralı dişin meziyodistal yönde gösterdiği deplasman 75

Şekil 4.20. 43 numaralı dişin bukkolingual yönde gösterdiği deplasman..... 75

Şekil 4.21. Deplasman eğrisinin 1. molar dişi üzerindeki gösterimi 76

Şekil 4.22. 46 numaralı dişin oklüzogingival yönde gösterdiği deplasman..... 77

Şekil 4.23. 46 numaralı dişin meziyodistal yönde gösterdiği deplasman 77

Şekil 4.24. 46 numaralı dişin bukkolingual yönde gösterdiği deplasman..... 78

Şekil 4.25. Senaryo 2'de kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres dağılımı 79

Şekil 4.26. Senaryo 2'de kortikal kemikte oluşan minimum asal stres dağılımı 79

Şekil 4.27. Senaryo 2'de spongioz kemikte oluşan maksimum asal stres dağılımı..... 80

Şekil 4.28. Senaryo 2'de spongioz kemikte oluşan minimum asal stres dağılımı 80

Şekil 4.29. Senaryo 2'de 43 numaralı dişte oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı..... 81

Şekil 4.30. Senaryo 2'de 46 numaralı dişte oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı..... 82

Şekil 4.31. Senaryo 2'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan maksimum asal streslerin dağılımı..... 83

Şekil 4.32. Senaryo 2'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı..... 83

Şekil 4.33. Senaryo 2'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan maksimum asal streslerin dağılımı..... 84

Şekil 4.34. Senaryo 2'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı..... 84

Şekil 4.35. Senaryo 2'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde meziyodistal yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı 85

Şekil 4.36. Senaryo 2'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde bukkolingual yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı 86

Şekil **Sayfa**

Şekil 4.37. Senaryo 2'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oklüzogingival yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı 86

Şekil 4.38. Senaryo 2'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oklüzogingival yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı 87

Şekil 4.39. Senaryo 2'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde meziyodistal yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı 88

Şekil 4.40. Senaryo 2'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde bukkolingual yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı 88

Şekil 4.41. Deplasman eğrisinin ve eksenlerin kanin dişi üzerindeki gösterimi..... 89

Şekil 4.42. 43 numaralı dişin oklüzogingival yönde gösterdiği deplasman..... 90

Şekil 4.43. 43 numaralı dişin meziyodistal yönde gösterdiği deplasman 90

Şekil 4.44. 43 numaralı dişin bukkolingual yönde gösterdiği deplasman..... 91

Şekil 4.45. Deplasman eğrisinin 1. molar dişi üzerindeki gösterimi 92

Şekil 4.46. 46 numaralı dişin oklüzogingival yönde gösterdiği deplasman..... 92

Şekil 4.47. 46 numaralı dişin meziyodistal yönde gösterdiği deplasman 93

Şekil 4.48. 46 numaralı dişin bukkolingual yönde gösterdiği deplasman..... 94

Şekil 4.49. Senaryo 3'de kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres dağılımı 95

Şekil 4.50. Senaryo 3'de kortikal kemikte oluşan minimum asal stres 95

Şekil 4.51. Senaryo 3'de kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres 96

Şekil 4.52. Senaryo 3'de kortikal kemikte oluşan minimum asal stres 96

Şekil 4.53. Senaryo 3'de 43 numaralı dişte oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı..... 97

Şekil 4.54. Senaryo 3'de 46 numaralı dişte oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı..... 98

Şekil 4.55. Senaryo 3'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan maksimum asal streslerin dağılımı..... 99

Şekil 4.56. Senaryo 3'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı..... 99

Şekil 4.57. Senaryo 3'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan maksimum asal streslerin dağılımı..... 100

Şekil **Sayfa**

Şekil 4.58. Senaryo 3'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı 100

Şekil 4.59. Senaryo 2'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde meziyodistal yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı..... 101

Şekil 4.60. Senaryo 3'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde bukkolingual yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı..... 102

Şekil 4.61. Senaryo 3'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oklüzogingival yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı..... 102

Şekil 4.62. Senaryo 3'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oklüzogingival yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı..... 103

Şekil 4.63. Senaryo 3'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde meziyodistal yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı..... 104

Şekil 4.64. Senaryo 3'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde bukkolingual yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı..... 104

Şekil 4.65. Deplasman eğrisinin ve eksenlerin kanin dişi üzerindeki gösterimi 105

Şekil 4.66. 43 numaralı dişin oklüzogingival yönde gösterdiği deplasman 106

Şekil 4.67. 43 numaralı dişin meziyodistal yönde gösterdiği deplasman..... 106

Şekil 4.68. 43 numaralı dişin bukkolingual yönde gösterdiği deplasman 107

Şekil 4.69. Deplasman eğrisinin 1. molar dişi üzerindeki gösterimi 108

Şekil 4.70. 46 numaralı dişin oklüzogingival yönde gösterdiği deplasman 108

Şekil 4.71. 46 numaralı dişin meziyodistal yönde gösterdiği deplasman..... 109

Şekil 4.72. 46 numaralı dişin bukkolingual yönde gösterdiği deplasman 110

GRAFİKLERİN LİSTESİ

Grafik **Sayfa**

Grafik 4.1. Kanin dişin x ekseninde (oklüzogingival) görülen deplasmanı 111

Grafik 4.2. Kanin dişin y ekseninde (meziyodistal) görülen deplasmanı 112

Grafik 4.3. Kanin dişin z ekseninde (bukkolingual) görülen deplasmanı..... 113

Grafik 4.4. Molar dişin x ekseninde (oklüzogingival) görülen deplasmanı 115

Grafik 4.5. Molar dişin y ekseninde (meziyodistal) görülen deplasmanı 116

Grafik 4.6. Molar dişin z ekseninde (bukkolingual) görülen deplasmanı..... 117

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	**Açıklamalar**
σ	Gerinme
γ	Gerinim
º	Derece
cm²	Santimetrekare
F	Kuvvet
g	Gram
gf	Gramforce
m	Kütle
MPa	Megapascal
N	Newton
nm	Nanometre

Kısaltmalar	**Açıklamalar**
BHF	Bölgesel hızlanma fenomeni
CAO	Kortikotomi destekli ortodonti
CAOT	Kortikotomi destekli ortodontik tedavi
PDL	periodontal ligament
RAP	Bölgesel hızlandırıcı fenomen (Regional acceleratory phenomenon)
SESA	Sonlu elemanlar stres analizi
TMA	Titanyum Molibden Alaşımı

1. GİRİŞ

Ortodontik diş hareketi; uygulanan kuvvetin büyüklük, yön, moment/kuvvet oranı gibi özelliklerinden ve periodontal dokuların fizyolojik yapısından etkilenmektedir (Proffit ve Fields, 2000).

İntrüzyon, dişin alveol kreti içerisinde, uzun ekseni doğrultusunda apikal yöndeki hareketidir. Dişlerin ortodontik tedavi ile intrüze edilmesi uzun süre imkansız görülmüştür. Günümüzde ise intrüzyon hareketi, çesitli mekanikler kullanılarak başarıyla yapılabilmektedir (Proffit ve Fields, 2000).

Tedavinin uzun sürmesi ve kök rezorbsiyonu, marjinal kemik kaybı gibi yan etkiler, yetişkin hastaların ortodontik tedavisinde genellikle karşılaşılan iki ana zorluktur (Killiany, 1999; Fisher ve ark. 2010). Bu zorluklarla başa çıkmak için, ortodontik diş hareketinin hızlandırmak adına, kortikotomi, osteotomi ve distraksiyon osteogenezi gibi cerrahi teknikler kullanılmaktadır. Osteotomi ve distraksiyon osteogenezi ile karşılıştırıldığında, kortikotominin giderek daha popüler hale gelmesinde tekniğin daha basit olması, cerrahi hasarın daha az olması gibi sebepler mevcuttur (Liou ve Huang, 1998; Wilcko ve ark., 2001; Ren ve ark., 2007).

Kortikotomi/dekortikasyon basitçe; kortikal kemiğin kasıtlı olarak kaldırılması ile tanımlanabilir. Yoğun kortikal kemiğin ortodontik diş hareketine karşı olan direnci kaldırıldığı için tedavi süresi dramatik olarak azalır (Kole, 1959). Direncin azalması, altında yatan bölgesel hızlandırılmış fenomen (Regional Acceleratory Phenomenon-RAP) ile açıklanır; bu durum yaralanma sonrası osteoklast ve osteoblastların yaralanma alanına gelerek, geçici demineralizasyon ve remineralizasyona sebep olması ile gerçekleşir (Yaffe ve ark., 1994).

Kortikotomi destekli ortodontik tedavinin; kök rezorbsiyonu ve periodontal hasar gibi tedavinin istenmeyen yan etkilerinin azalmasına sebep olduğu iddia edilmektedir (Gantes ve ark., 1990). Hastalar tarafından kortikotominin istenmemesinin ana sebebi, operasyonun invaziv olması nedeniyle postoperatif rahatsızlıkların ve komplikasyon riskinin artmasıdır (Casetta ve ark., 2012).

Ortodontik tedaviler sırasında sabit mekaniklerle oluşturulan kuvvet sistemleri bazı durumlarda arzu edilen sonuçları vermemekte ve istenmeyen diş hareketleri oluşmaktadır. İstenmeyen diş hareketlerini önlemek ve hedeflenen sonuçlara en kısa zamanda ulaşabilmek amacıyla uygulanacak kuvvet sistemlerinin etkilerinin öngörülmesi klinisyenler için faydalı olacaktır.

Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi (SESA), gerçek fiziksel sistemlerin mekanik süreçlerini taklit eden sayısal bit tekniktir. Dentoalveolar yapılardaki; stres, gerilme ve yer değiştirmenin değerlendirilmesinde geçerli ve güvenilir bir yöntem olarak kabul edilir. Bu teknik ile, klinik ve hayvan çalışmalarının aksine, örneklemdeki hasta veya hayvan sayıları arttırılmadan, ortodontik olarak farklı tedavi planları ve bunların biyomekanik etkileri taklit edilerek karşılaştırılabilir (Ammar ve ark.2011; Wang ve ark. 2014).

Bu çalışmanın amacı, alt sağ kanin dişin segmental intrüzyonunun, kortikotomi destekli ve desteksiz olarak, üç farklı senaryo altında, dişler ve çevre yapılar üzerindeki mekanik etkilerinin, 3 boyutlu SESA ile değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ortodontik Diş Hareketi

Ortodontik diş hareketi; yeterli süre ve büyüklükte kuvvet uygulandığı zaman alveol kemik soketinde remodeling olayının gerçekleşmesi sonucunda dişin hareket etmesidir (Proffit ve Fields, 2000; Thilander ve ark., 2000).

Remodeling kemik boyutundaki veya şeklindeki değişikliği ifade eder. Bu olay kemiğin periosteal ve endosteal yüzeyleri boyunca meydana gelen apozisyon ve rezorpsiyon olaylarından oluşmaktadır (Frost, 1994; Katona ve ark. 1995). Apozisyon kemik yapımını, rezorpsiyon ise kemik yıkımını anlamına gelmektedir ve bunlar mekanik faktörler tarafından kontrol edilmektedir (Ülgen, 2006).

Periodontal ligament, kemik cevabını uyardığı için ortodontik diş hareketinin meydana gelmesinden sorumlu olan başlıca yapıdır (Proffit ve Fields, 2000). Dişlerin kökleri ve alveol kemik soketi arasında yer alan periodontal ligament yaklaşık 0,25 mm kalınlığında olup sement ile kemik soket duvarı arasında uzanan kollajen fibrillerden, hücresel elemanlardan, kapillerlerden, sinir fibrillerinden ve doku sıvısından meydana gelmektedir. Bu doku çiğneme kuvvetleri sonucu dişe etkiyen basınçları absorbe edici özellik gösterir (Proffit ve Fields, 2000; Thilander ve ark., 2000).

Kemikteki yeniden şekillenmeyi ve diş hareketini açıklamaya çalışan bazı teoriler vardır. Bunlar:

- Piezoelektrik (Biyoelektrik) (Gross ve Williams, 1982; Thilander ve ark., 2000; Proffit ve Fields, 2000),
- Basınç-gerilim (Schwarz, 1932),
- Kan akımı (Akışkan dinamik teorisi) (Bien, 1966)

teorileridir.

Bu teorilerde kemiğin ortodontik diş hareketine cevabı farklı anlatılsa da, sonuçta kuvvete komşu alandaki kemikte ortodontik kuvvet rezorbsiyon yaratır.

Piezoelektrik (Biyoelektrik) Teorisi

Piezoelektrik teorisine göre uygulanan kuvvet etkisiyle şekil değişikliği sonucu doku sıvısındaki iyonların hareketi, elektrik akımı oluşturmaktadır. Meydana gelen bu elektrik akımına "piezoelektrik" denilmektedir. Şekil değişikliğine uğrayan kemiğin konkav yüzeyinde negatif elektrik yükü, konveks yüzeyinde ise pozitif elektrik yükü meydana gelmektedir. Negatif elektrik yükünün oluştuğu yüzeyde kemik apozisyonu ve pozitif elektrik yükünün oluştuğu yüzeyde ise kemik rezorpsiyonu oluşmaktadır (Gross ve Williams, 1982; Tosun, 1998; Proffit ve Fields, 2000; Thilander ve ark., 2000).

Basınç-Gerilim Teorisi

Schwarz (1932) tarafından ileri sürülen basınç-gerilim teorisi en basit ve en çok kabul edilen teoridir. Uygulanan kuvvet yönünde periodontal ligamentteki damarların sıkışması ile kan akımının azalması ve ters tarafta gerilme sonucu kan akımındaki artışla birlikte, çeşitli kimyasal ajanların (prostaglandinler, sitokinler vb.) salınımı sonucunda hücresel değişiklikler başlamaktadır. Bu teoriye göre uygulanan kuvvet yönünde yani sıkışma bölgesinde kemikte rezorpsiyon olurken, ters yönde yani gerilim bölgesinde ise kemikte apozisyon oluşmaktadır (Proffit ve Fields, 2000; Thilander ve ark., 2000).

Kan Akımı Teorisi (Akışkan Dinamik Teorisi)

Bien (1966) tarafından öne sürülen bu teoriye göre diş hareketi, periodontal ligamentteki sıvı dinamiğinde meydana gelen değişikliklerin sonucu olarak gerçekleşmektedir.

Kuvvet uygulandığı zaman basınç yönündeki periodontal ligamentte bulunan kan damarlarında sıkışma ve buna bağlı olarak da stenoz meydana gelmektedir. Stenozun diğer tarafındaki kan damarları genişlemekte ve anevrizma oluşmaktadır. Anevrizma sonucu ise kandaki gazlar hücreler arası sıvıya geçmekte ve böylece rezorpsiyona elverişli ortam meydana gelmektedir.

Bu teorilerde kemiğin ortodontik diş hareketine cevabı farklı anlatılsa da, sonuçta kuvvete komşu alandaki kemikte ortodontik kuvvet rezorbsiyon yaratır. Ortodontik diş hareketinin meydana gelmesi için dişe yeterli miktarda ve sürede kuvvet uygulanmalıdır.

2.1.1. Ortodontide kuvvet

Vektörel bir büyüklük olan kuvvet, bir cismin uzayda yer değiştirmesine ya da şeklinin değişmesine neden olan etki şeklinde tanımlamıştır (Proffit ve Fields, 2000).

Kuvvet, ön-arka (sagital), sağ-sol (transversal) ve dik (vertikal) yönde olmak üzere uzayın üç yönünde uygulanabilir (Ülgen, 2006). Uygulanacak kuvvet tek yönde olabileceği gibi bu yönlerin farklı kombinasyonlarında da olabilmektedir.

Şiddetine göre kuvvetler hafif ve ağır olmak üzere iki türlüdür. Dişin hareket eşiğinin üstünde, kemikte direkt rezorpsiyona sebep olan kuvvetler hafif kuvvetler olarak adlandırılmaktadır. Periodonsiyumda aşırı sıkışma yaratarak hiyalinizasyona ve indirekt kemik rezorpsiyonuna neden olacak şiddetteki kuvvetler de ağır kuvvetler olarak tanımlanmaktadır (Tosun, 1999).

Süresine göre ise kuvvetler sürekli, kesikli ve aralıklı olarak üçe ayrılmaktadır. Sürekli kuvvet uygulamasında iki aktivasyon arasında kuvvetin şiddeti yavaş yavaş azalmakta ancak sıfırlanmamaktadır. Sabit apareylerde kullanılan Ni-Ti yayların uyguladığı kuvvetler bu tip kuvvetlerdir. Kesikli kuvvet uygulamasında kuvvetin şiddeti, kuvvet kaynağının aktivasyonu ile başlangıçta çok yüksek olup kısa bir süre sonra sıfırlanmaktadır. Kesikli kuvvetler genellikle ağır kuvvetler olup indirekt rezorpsiyona neden olurlar. Bu kuvvetlerin uygulmasını takiben ikinci aktivasyona kadar tamir olayları gerçekleşir (Örn: hızlı genişletme vidaları) (Tosun, 1998). Aralıklı kuvvetlerin uygulamasında ise kuvvet, ağız dışı apareylerin kullanımında olduğu gibi aparey hasta tarafından çıkarıldığında sıfırlanmakta, yeniden takıldığında ise kaldığı düzeyden başlayıp azalarak sürmektedir (Tosun, 1999: Proffit ve Fields, 2000).

Literatürde hafif, devamlı kuvvetlerin minimum doku hasarı ile etkili diş hareketi oluşturduğu bildirilmiştir (King ve Fischlschweiger,1982; Kohno ve ark., 2002).

Owmann-Moll ve arkadaşları (1995), aynı miktardaki devamlı kuvvet ile aralıklı kuvveti değerlendirmişler ve yatay yöndeki diş hareketlerinde devamlı kuvvetin aralıklı kuvvetten daha etkin olduğunu bildirmişlerdir.

Ortodontik tedavide amaç optimum kuvvet ile dişlere ve çevre dokulara zarar vermeden mümkün olduğunca etkili bir şekilde dişleri hareket ettirmektir. Optimum kuvvet, kök rezorpsiyonu veya alveolar kemik kaybı gibi doku hasarı oluşturmadan ve hastaya rahatsızlık vermeden en hızlı diş hareketini oluşturan kuvvet miktarıdır (Nikolai, 1975; Proffit ve Fields, 2000). Histolojik anlamda optimum kuvvet, kök yüzeyi boyunca periodontal ligament dokusunun canlılığını ve bütünlüğünü koruyarak maksimum hücresel cevabı oluşturan kuvvettir (Burstone, 2000; Thilander ve ark., 2000).

Diş hareketi sağlamak için gerekli olan optimal kuvvet miktarı hâlen tam olarak belirlenememiştir. Birçok araştırmacı farklı diş hareket tipleri için farklı optimum kuvvet değerleri bildirmişlerdir (Storey ve Smith, 1952; Berman, 1988; McLaughlin ve Bennett, 1989).

Yapılan birçok çalışmada optimum kuvvet miktarının dişin kök yüzey alanı ile orantılı olduğu bildirilmiştir (Moyers, 1958; Proffit ve Fields, 2000). Schwarz (1932) optimum devamlı kuvveti "Sıkıştırılan periodontal ligamentteki yapıların canlılığını engellemeyen, doku basıncında kapillerlerdeki kan basıncına yakın değişiklik meydana getiren kuvvet" olarak ifade etmiştir. Schwarz'a göre optimum seviyenin altındaki kuvvetler periodontal ligamentte herhangi bir değişiklik meydana getirmezken, bu seviyenin üstündeki kuvvetler ise dokularda nekroza yol açmaktadır.

Düşük kuvvetler altında periodontal ligamentin kanlanmasının kısmen durduğunu ve ligament içindeki hücresel aktivitenin direk kemik rezorpsiyonunu uyardığı, ağır kuvvetler altında ise periodontal ligamentte iskemi ve hücre ölümü oluşup indirekt kemik rezorpsiyonu meydana geldiği bildirilmiştir (Begg ve Kesling, 1977; Graber, 2000).

Nikolai (1975) optimum kuvvetin belirlenebilmesi için bireysel doku cevabı, kuvvetin uygulama şekli, kök yüzey alanı ve şekli, dişte istenen hareket tipi gibi faktörlerin göz önünde bulundurulması gerektiğini bildirmiştir.

Oppenheim (1942) diş hareketi meydana getirebilen en hafif kuvvetin kullanılmasını savunmuştur.

Burstone ve Graves (1961) diş hareketinde optimal kuvvetin devamlı kuvvet olduğunu bildirmişlerdir.

Iwasaki ve arkadaşları (2000) 18 gr kuvvetin etkin diş hareketi oluşturabileceğini ve optimum kuvvetin 100 gr'dan daha düşük olması gerektiğini belirtmişlerdir.

2.1.2. Direnç Merkezi, Rotasyon Merkezi ve Moment

Direnç merkezi, dişin translasyon hareketi yapmasına neden olan bileşke kuvvetin etki çizgisinin, dişin uzun eksenini kestiği nokta olarak tanımlanmaktadır (Nanda ve Kuhlberg, 1997; Tosun, 1999). Direnç merkezi, kökün üzerinde yani kemik içinde yer alan teorik bir noktadır (Smith ve Burstone, 1984). Bir dişin direnç merkezinin konumu; kök uzunluğuna, sayısına, morfolojisine ve destek alveol kemiğinin seviyesine bağlıdır. Destek kemik kaybı olan dişlerde direnç merkezi apikale doğru yer değiştirmektedir (Nanda ve Kuhlberg, 1997).

Literatürde farklı dişlerin veya diş gruplarının direnç merkezleri teorik olarak tanımlanmakta olup, laboratuvar deneyleri veya bilgisayar modellemeleri ile belirlenmeye çalışılmaktadır (Davidian, 1971; Nagerl ve ark.,1991).

Tek köklü dişlerde direnç merkezinin dişin uzun ekseni üzerinde, alveol kretten diş kökü uzunluğunun %33-%42'i kadar bir mesafede yer aldığı bildirilmiştir (Papageorgiou, 2005).

Burstone ve Pryputniewicz (1980), lazer holografi yöntemini kullanarak yaptıkları çalışmalarında, tek köklü dişlerde direnç merkezinin apeks ile alveoler kret mesafesininin %33'ünde yer aldığını bildirmişlerdir.

Burstone (1962) bir diğer çalışmasında parabolik şekilli, tek köklü dişlerin direnç merkezinin apeks ile alveoler kret arasındaki mesafenin %40'ında yer aldığını bildirmiştir.

Vollmer ve arkadaşları (1999), kanin dişlerin direnç merkezinin alveol kretinden yaklaşık olarak kök uzunluğunun 2/5'i kadar uzaklıkta olduğunu bildirmişlerdir.

Üst molar dişlerin direnç merkezinin vertikal düzlemde yaklaşık olarak trifurkasyonun ortasında, horizontal düzlemde ise palatinal bölgeye yakın konumlandığı bildirilmiştir (Scuzzo ve Takemoto, 2003; Smith ve Burstone, 1984).

Etki çizgisi direnç merkezinden geçmeyen kuvvetler, şiddetiyle ve direnç merkezine dik uzaklığıyla doğru orantılı olarak bir moment oluşturur (Proffit ve Fields, 2000).

Moment kuvvetin şiddeti ile dişin direnç merkezinden, bu kuvvetin etki çizgisine indirilen mesafenin çarpımıdır. Ortodonti pratiğinde genellikle g.mm olarak ifade edilir.

Moment, cismin rotasyon merkezi etrafında dönmesine neden olur. Direnç merkezi dışından, örneğin kron üzerinden uygulanan kuvvet moment oluşturarak dişin, kuvvetin uygulama yönünde devrilmesine yol açar. Direnç merkezinden geçen kuvvetler ise direnç merkezi ile aralarındaki mesafe "0" olduğu için dişte hiçbir moment oluşturmazlar. Bu kuvvet uygulaması sonucunda diş translasyon hareketi yapar (Tosun, 1999).

Kuvvetin şiddeti ve direnç merkezine olan dik uzaklığı momenti eşit derecede etkilediğinden, kuvvetin şiddetini iki katına çıkarıp mesafeyi yarıya düşürmek veya kuvvetin şiddetini yarıya düşürerek mesafeyi iki katına çıkarmak aynı rotasyon etkisini yaratacaktır (Tosun, 1999).

Moment/kuvvet (M/F) oranı dişin rotasyon merkezinin yerini belirler. M/F oranı braket kanatları üzerine uygulanan kuvvete bağlı olarak oluşan moment ile uygulanan kuvvet arasındaki oranı ifade eder. Bu oran kuvvet uygulanan dişe, alveolar kemik desteğine ve istenen hareket tipine göre değiştirilerek farklı diş hareketleri elde edilebilmektedir (Proffit ve Fields, 2000; Uzuner Esen, 2001).

Rotasyon merkezi, uygulanan kuvvetler sonucu dişin, etrafında dönme hareketi yaptığı hayali noktadır. Bu noktanın yeri, diş üzerine uygulanan kuvvet sistemine bağlı olarak değişiklik gösterir. Dişe kuvvet çifti uygulandığında bu nokta tam direnç merkezi ile çakışır (Tosun, 1999).

Tek köklü bir dişe braket hizasından uygulanacak bir kuvvet sonucu dişin direnç merkezinin hemen apikalinde bir rotasyon merkezi oluşacak ve diş bu nokta etrafında bir

devrilme hareketi yapacaktır. Dişe translasyon hareketi yaptıran kuvvetler uygulandığında ise rotasyon merkezi sonsuzda yer almaktadır (Burstone, 1966).

Geramy (2000) alveoler kemik kaybı ve direnç merkezi arasındaki ilişkiyi üç boyutlu (3D) SESA ile incelemiştir. Çalışmasında 100 gr kuvvet uygulaması altında; alveoler kemik yüksekliğinin azalması ile birlikte translasyon hareketinin elde edilebilmesi için braket seviyesindeki M/F oranının arttığını; kemik kaybı sonucunda direnç merkezinin alveoler krete yaklaştığını ve artan alveoler kemik kaybı ile birlikte insizal kenarda ve apikal bölgede daha fazla yer değiştirme meydana geldiğini bildirmiştir.

Tanne ve arkadaşları, (1988) M/F oranı ile rotasyon merkezi arasındaki ilişkiyi SESA ile incelemişler ve M/F oranındaki değişimlerin, rotasyon merkezinde klinik olarak anlamlı değişiklikler yaptığını bildirmişlerdir.

Dişe kuvvet uygulaması sonucu ortaya çıkan hareketin şekli, uygulanan kuvvetin doğrultusuna ve uygulama noktasının dişin direnç merkezine olan mesafesine bağlıdır (Smith ve Burstone, 1984).

Dişin direnç merkezinden geçen bir kuvvet uygulandığında diş translasyon hareketi yaparken, kuvvet direnç merkezinden geçmediğinde ise diş oluşan momentin etkisiyle rotasyon hareketi yapmaktadır (Smith ve Burstone, 1984; Ülgen, 1993; Tosun, 1999).

Devrilme (tipping) hareketi en kolay gerçekleşen diş hareketidir. Bu harekette diş, direnç merkezinin hemen apikalinde yer alan rotasyon merkezi etrafında basit bir dönme hareketi yapar. Devrilme hareketi kontrollü ve kontrolsüz devrilme hareketi olarak 2'ye ayrılmaktadır (Jason ve ark., 2003). Kontrolsüz devrilme hareketinde rotasyon merkezi direnç merkezi ile apeks arasında bulunurken, kontrollü devrilme hareketinde ise apekte yer almaktadır.

Kök hareketi ise dişin, insizal kenarında ya da braket üzerinde yer alan rotasyon merkezi etrafında hareket etmesi ile gerçekleşir.

Translasyon (paralel) hareketinde dişin üzerindeki herhangi bir doğru, sabit bir referans noktasına göre açı değiştirmeksizin paralel olarak hareket eder ve bu harekette rotasyon merkezi sonsuzda yer almaktadır (Burstone, 1966).

Kuvvet direnç merkezinden geçmediğinde ise diş, oluşan momentin etkisiyle rotasyon hareketi yapar. Yani dişe braket seviyesinde uygulanan kuvvet direnç merkezinin uzağından geçtiği zaman dişte tipping ve rotasyon hareketi beklenir. Eğer diş, direnç merkezi etrafında rotasyon yaparsa buna saf rotasyon hareketi adı verilmektedir.

2.1.3. İntrüzyon

Ortodontide intrüzyon dişin alveolü içinde uzun ekseni doğrultusunda, apikal yöndeki hareketi olarak tanımlanabilir. Translatif bir hareket olması, uygulanan net kuvvetin, dişin direnç merkezinden geçmesini gerektirmektedir. (Tosun, 1999; Proffit ve Fields, 2000).

Hemen hemen tüm ortodontik tedaviler sırasında, mekaniğe bakılmaksızın intrüzyon kaçınılmaz bir sonuçtur. Ark teli, farklı seviyedeki iki dişi bağladığı için bir miktar intrüzyon bir miktar ekstrüzyon oluşturmaktadır. Bu nedenle intrüzyon hemen hemen bütün ortodontik tedavilerde meydana gelmekte olup ortodontistin seçimine bağlı değildir (Gioka ve Eliades, 2003).

Dişlerin ortodontik tedavi ile intrüze edilmesi uzun süre imkansız görülmüstür. Günümüzde ise intrüzyon hareketi, çesitli mekanikler kullanılarak başarıyla yapılabilmektedir (Proffit ve Fields, 2000).

<u>İntrüzyon biyomekaniği</u>

Moment/Kuvvet oranı dişin dönme merkezinin yerini belirler. Bu oran kuvvet uygulanan dişe, alveolar kemik desteğine ve istenen hareket tipine göre değiştirilerek farklı diş harekeleri elde edilebilmektedir (Tosun, 1999).

Keser intrüzyonu genelde en önemli biyomekanik problem olarak görülür. İntrüzyon mekanikleri ile saf intrüzyon elde edebilmek için saf intrüziv kuvvet oluşturmak gerekir. Saf intrüziv kuvvet için de aparey sistemine bu kuvveti iletebilecek mekanikler eklemek gerekir aksi taktirde keser dişlerde istenen saf intrüzyon elde edilemez (Burstone, 1977; Nanda, 1997).

Bir dişin veya diş grubunun intrüze edilmesine karar vermeden önce o dişin veya diş grubunun direnç merkezinin lokalizasyonunun belirlenmesi çok önemlidir. Direnç

merkezi, tek bir kuvvetin salt translasyon meydana getirdiği nokta olarak tanımlanır (Burstone ve Pryputniewicz, 1980). Tek köklü bir dişin direnç merkezi dişin uzun ekseni üzerinde alveoler kretten apekse olan kök uzunluğunun 1/3'ü ile 1/2'si arasındadır. Çok köklü bir diş için ise direnç merkezi, kökler arasında furkasyonun 1 veya 2 mm apikalindedir (Burstone, 1981).

Direnç merkezinin konumu kök uzunluğu ve alveoler kemik yüksekliği ile değişebilmektedir, dolayısıyla uygulanan kuvvet aynı olsa da farklı dişlerde farklı etkiler oluşabilmektedir (Burstone ve Pryputniewicz, 1980; Melsen ve ark., 1989).

Bir diş; translasyon, saf rotasyon, translasyon ve rotasyon kombinasyonu olmak üzere üç farklı şekilde hareket edebilmektedir. Dişe uygulanan kuvvet direnç merkezinden geçerse saf translasyon elde edilebilir ancak direnç merkezinden geçmez ise rotasyon merkezi olarak kabul edilen bir nokta etrafında rotasyon oluşturur ve bu moment olarak ölçülür. Oluşan bu moment kuvvet ile kuvvetin uygulama noktası ile direnç merkezi arasındaki dik mesafenin çarpımına eşittir (Smith ve Burstone, 1984). Farklı diş hareketleri için oluşacak rotasyon merkezlerinin pozisyonları da farklı olacaktır. Rotasyon merkezinin kontrolü diş hareket tipinin de kontrol edilmesine olanak verir. Salt rotasyon veya salt translasyon dışında herhangi bir hareketin oluşabilmesi için direnç merkezinde bir kuvvet çiftinin bulunması gerekir. Ancak klinikte uygulanan kuvvetler direnç merkezi seviyesinden değil braket seviyesinden olduğundan dişin nasıl hareket edeceğini anlayabilmek için direnç merkezindeki kuvvet sisteminin braket seviyesindeki eşdeğerini bulmak gerekir. Salt translasyon elde edebilmek için braketteki kuvvet sistemi direnç merkezindeki kuvvete eşit olmalıdır. Ancak brakete uygulanan kuvvetin hareket doğrultusu direnç merkezinden uzakta olduğundan brakete uygulanan basit kuvvetler geniş rotasyon etkileri oluşturur (Smith ve Burstone, 1984; Bulcke ve ark., 1986).

Burstone'a (1977) göre saf intrüzyonun istendiği durumlarda kuvvet sisteminin kontrolü için 6 biyomekanik faktör önemlidir:

1. Kuvvet büyüklüğü ve sürekliliği
2. Anterior Tek Nokta Teması
3. Kuvvet Uygulama Noktası
4. Seçici İntrüzyon

5. Reaktif Ünitelerin Kontrolü
6. Dikey/Vertikal Kuvvetler

Kuvvet büyüklüğü ve sürekliliği

İntrüzyon hareketini gerçekleştirmek üzere uygulanan kuvvetler diş kökünün uca doğru incelen konik morfolojisi nedeniyle dişin apeksinde ufak bir bölgede yoğunlaşmaktadır. Bu nedenle dişin apeks bölgesinde yüksek gerilme alanları meydana gelmektedir. Bu yüksek gerilme nedeniyle dokunun rejenerasyon kapasitesi aşıldığında, diş kökünde rezorpsiyon meydana gelmektedir. Bu rezorpsiyon, mikroskobik düzeyde olabileceği gibi, radyografik olarak tesbit edilebilecek ve kök boyunun kısalmasına neden olabilecek boyutlara da ulaşabilir (Xun ve ark., 2007). Bu nedenle uygulanan kuvvetlerin optimal şiddette uygulanması çok önemlidir. Optimal kuvvet uygulanmasının yanı sıra, kuvvetin nispeten değişmez olması da önemlidir (Burstone, 1977).

İntrüzyonu sağlayabilecek en düşük kuvvetin uygulanması gerekir. Kuvvet değeri çok yüksek olduğunda kök rezorpsiyonu meydana gelebildiği gibi, posterior segmentler üzerinde ekstrüziv kuvvet artmaktadır. Arkın etkisiyle molar kronu distale, kökü ise meziyale devrilmektedir. Molarlarda meydana gelen moment miktarı, intrüzyon kuvvetiyle doğru orantılı olmaktadır (Burstone, 1977).

İntrüzyonu gerçekleştirmek üzere uygulanan kuvvetler labial veya lingual kuron yüzeylerinden uygulanmaktadır. Bu hareket translatif (gövdesel) bir hareket olduğu için bileşke kuvvetin, dişin direnç merkezinden geçmesi gerekir. Aksi halde kuvvet uygulanan dişte, baskın momentin oluştuğu tarafa doğru devrilme meydana gelecektir (Park ve ark., 2005).

Diğer ortodontik diş hareketlerinde olduğu gibi, intrüzyon için de kullanılan kuvvetlerin sürekli olması (continuous force) tercih edilmelidir. Kemik aktivitesinin düşük olduğu erişkin hastalarda ise, hasar gören sement tabakası tamirine ve kemiğin yeniden şekillenmesine zaman tanımak için aralıklı kuvvetlere (intermittent force) ihtiyaç duyulabilir (Acar ve ark., 1999; Graber, 2000; Kravitz ve ark., 2007).

İdeal ortodontik bir uygulamada kuvvet hafif ve sürekli olmalıdır. Bunun için intrüzyon arkında, uzun bir ataçman mesafesiyle yük/defleksiyon oranı azaltılabilmekte ve intrüzyonda bu amaca yönelik olarak TMA gibi hafızalı teller kullanılabilmektedir. İntrüzyon gerçekleştikçe kuvvet azalacağından, kuvvetin devamlılığı için, ark telinin belirli aralıklarla aktive edilmesi gerekmektedir (Nanda, 1997).

Nanda (1997), üst santral kesici diş için 15 gr, üst lateral kesici diş için 10 gr, üst kanin diş için 25 gr, alt kesici diş için 10 gr, alt kanin diş için 25 gr, üst 4 kesici diş için 50-60 gr, alt 4 kesici diş için 40 gr intrüzyon kuvvet kullanımını önermiş ve bu kuvvetler ile posterior bölgede yan etki oluşturmadan istenen intrüziv hareketin oluşturulacağını savunmuştur. Nandaya göre keser dişlerin intrüzyonu, direnç merkezi boyunca apikale doğru uygulanan 50 gramlık kuvvete ihtiyaç duyar.

Burstone (1977) ise maksiller orta keserler için diş başına 25 gr, mandibular keserler için bunun yarısı kadar kuvvetin intrüzyon için en etkili kuvvet olduğu görüşündedir. Mandibular 4 keser için toplam 40 gr kuvvet uygulanmasını önermiştir. Ancak bu değerlerin ortalama değerler olduğunu, değerlerin kök uzunluğu ve kök yüzeyi ile değişebileceğini belirtmektedir. Burstone (1977) kesici intrüzyonu için uygulanması gereken kuvvetin, küçük miktarlarda olması gerektiğini savunmaktadır ve yüksek kuvvet değerlerinin molarlar üzerinde ekstrüziv kuvvetler oluşturduğunu ifade etmiştir.

Bu kuvvet, üst oklüzyon düzlemini dikleştiren, alt oklüzyon düzlemini yassılaştıran bir moment veya tork oluşturur. İntrüzyon arkı 1. molar gibi sadece tek bir dişe bağlandığında oluşan moment bu dişin köklerini meziale, kronunu distale hareket ettirmektedir. Molar seviyesinde meydana gelen moment miktarı, intrüzyon kuvvetinin miktarıyla doğru orantılıdır. İntrüzyon sırasında ankraj kaybına daha çok moment neden olur. Çünkü okluzal kuvvetler erüpsiyon eğilimini yok etmeye yöneliktirler (Burstone, 1977).

Bench ve arkadaşları (1977) alt dört keser dişin intrüzyonunda toplam 60-80 gr veya diş başına 20 gr kuvvet uygulamasını önermiştir.

Mcnamara (1986) alt keser intrüzyonunda diş başına 25 gr kuvvet uygulanmasının ideal olarak kabul edildiğini belirtmiştir.

Bioprogressive tedavi tekniğinde diş hareketi için her 1 cm^2'ye 100 gr kuvvet gelecek şekilde aktivasyon yapılmalıdır. Buna göre üst santral diş için 40 gr, lateral diş için ise 30 gr kuvvet uygulanır (Ricketts ve ark., 1979).

Begg tekniği kullanılarak keser dişlerin intrüze edildiği bir çalışmada, araştırıcılar, hasta ihtiyacı doğrultusunda 70 derecelik ankraj bükümleri ile 80-100 gr kuvvet uygulamışlardır (Liu ve Herschleb, 1981).

Mini implantlar ile kesici dişlerin intrüzyonu sırasında uygulanan kuvvetin şiddeti 20-120 gr arasında değişmektedir (Deguchi ve ark., 2008; Polat-Ozsoy ve ark., 2009).

Anterior Tek Nokta Teması

İntrüzyon arkının braketlerin içine yerleştirilmesi klinisyenin ne tip veya ne oranda bir kuvvet ilettiğini belirleyemediği bir sistem yaratır. Burstone'nın önerdiği sistemde ise intrüzyon arkının anterior dişlerin braketlerine direk olarak yerleştirilmemesi iletilen kuvvet sisteminin daha kesin olarak belirlenebilmesini sağlar. Bu sistemde intrüzyon arkı anterior bölgede kesiciler üzerine tek noktadan kuvvet iletir ve bu kuvvet sistemi hem kesiciler hem de bukkal bölgede statik olarak belirlenebilir (Burstone, 1977).

Kuvvet Uygulama Noktası

İntrüziv kuvvet bir diş veya diş grubunun direnç merkezinden geçerse, saf intrüzyon elde edilir. İntrüziv kuvvet, genellikle, üst kesici dişlerin braketleri seviyesinden, direnç merkezinin önünden uygulanmaktadır. Kesici dişlerin aksiyel eğimleri optimal değerlerde ise, direnç merkezinde bir miktar saat yönünün tersine moment oluşmaktadır. Vestibüle doğru olan hareketin engellenmesi için intrüzyon ana arkı, molarların arkasından bağlanmaktadır. Dişler başlangıçta zaten protrüziv konumda ise, intrüzyon kuvvetinin oluşturduğu moment ile aksiyel eğimin daha da bozulmasına neden olunmaktadır. Bu durumda sürekli bir intrüzyon arkı kullanılması önerilmemektedir (Burstone, 1977). Bu olgularda, ön segmentin direnç merkezi kesici dişlerin kronlarının lingualinde olduğundan ön segmentin intrüzyonu için üç parçalı base-ark kullanıldığı belirtilmektedir (Shroff ve ark., 1995).

Direnç merkezinin, tek köklü dişlerde alveolar kretten, kök uzunluğunun %24-%35'i kadar bir mesafede olduğu gösterilmektedir (Tosun, 1999).

Kesici dişler bölgesinde oluşan moment miktarı, bu dişlerin eğimlerine bağlıdır. Eğer kesici diş dik konumda veya az miktarda protrüziv ise, dikey kuvvet, dişin direnç merkezinin biraz önünden geçer ve böylece de az miktarda moment oluşur. Bu moment, ark telinin, molar tüpünün distalinden bağlanması veya cinch back ile kolaylıkla kontrol edilebilmektedir. Eğer kesici diş orta veya ileri derecede protrüziv ise, dikey kuvvet direnç merkezinin oldukça önünden geçer ve dişlerde intrüzyonla birlikte protrüzyon da gözlenir. Bu olgularda saf intrüzyon isteniyorsa, intrüzyon arkı laterallerin distalinden bağlanabilmektedir. Eğer kesici dişler retrüze konumda iseler, kuvvet direnç merkezinin arkasından geçeceğinden uygulanan kuvvet bu dişlerin linguale tipingine neden olabilmektedir (Greenfield, 1993).

Van Steenbergen ve ark. (2005), 40 adölesan hasta ile yaptıkları araştırmada, dental arkı bir anterior ve iki bukkal segment olarak stabilize ettikten sonra tek parçalı intrüzyon arkını lateral diş braketinin hemen distalinden uygulamışlardır. Normal aksiyel kesici egımına sahip hastalarda bu uygulama noktasının aksiyel inklinasyon değişimine neden olup olamayacağını araştırdıkları çalışmalarında, santral kesicilerde, 8,74 derecelik labiale devrilme saptamışlar ve bu değerin istatistiksel olarak anlamlı olduğunu bulmuşlardır. Bu sonucu, uygulanan kuvvetin iddia edilen direnç merkezinin önünden, lateral diş braketinin distal kenarının 3 mm anterior bölgesinden geçmesine bağlamışlardır.

Seçici İntrüzyon

Selektif kesici intrüzyonu gerektiren vakalar, yüzün dik yön boyutlarının arttığı, molar dişlerin uzamasının istenmediği ve/veya üst kesici dişlerin oklüzal düzlemin ve üst dudağın altına saktığı vakalardır. Bu vakaların çoğunda gülme sırasında normalden daha fazla dişeti görünürlüğü mevcuttur. Erişkinlerde periodontal sorunlara bağlı olarak destek kemik kaybının görüldüğü vakalarda da kesici intrüzyonu önerilmektedir (Melsen ve ark., 1989). Sınıf II bölüm 2 bir vakada anterior segmentte kesiciler arasında oklüzo-gingival stepler bulunabilir. Santral kesiciler laterallere göre daha oklüzalde konumlanmıştır. Bu durumda önce iki santral kesiciyi lateral kesiciler seviyesine gömmek, daha sonra dört kesici dişi birleştirip intrüzyona devam etmek gerekebilir. Aynı şekilde Sınıf II bölüm 1 hastada da

hem maksiller hem de mandibuler dört keser dişin kanin dişler seviyesine kadar gömülmesi gerekebilir. Çoğu zaman infraoklüzyonda görünen kaninlerin ekstrüze edilmesi istenmez, onun yerine ön dört keser dişin kanin seviyesine kadar gömülmesi daha başarılı bir tedavi sonucu oluşturur (Burstone, 1977).

Reaktif ünitelerin kontrolü

İntrüzyon arkı uygulandığında, dikey kuvvetler ve momentler oluşmaktadır. Posterior bölgede, telin rotasyonel eğilimi, molar kronunun distale, kökünün ise meziale hareketine neden olmaktadır. Molarlar üzerinde oluşan bu momentin engellenmesi için kuvvetin düşük tutulması, bukkal segmente mümkün olduğunca fazla sayıda diş dahil edilmesi yararlı olmaktadır. Karşılıklı iki segmentin ankrajını birleştiren bir transpalatal arktan faydalanılmaktadır (Greenfield, 1993; Nanda, 1997).

Molarların distale devrilmesi, dolayısıyla da kapanışın açılmasının istenmediği olgularda, bu yan etkinin eliminasyonu için headgear kullanılması gerekebilmektedir. Kısa kollara sahip bir high-pull headgear moların direnç merkezinin 5-6 mm yukarısından geçirildiğinde, molar köklerinin öne doğru hareketini önlemekte ve maksiler oklüzal düzlemin dikleşmesini engellemektedir (Burstoe, 1977).

Kesici intrüzyonu esnasında posterior bölgede oluşturulacak reaktif ünitenin en iyi kontrolü kuvvet miktarının azaltılması ile sağlanabilir.

Dikey/vertikal kuvvetler

İntrüzyon sırasında bukkal segmente de eşit fakat zıt yönde ekstrüziv kuvvet oluşabilmektedir. 40 ile 60 gr arasındaki ekstrüziv kuvvetler oklüzal kuvvetlerle kolaylıkla kontrol edilebilmektedir. Ekstrüzyon istenmiyorsa kuvvet bu sınırları geçmemeli veya headgear kullanılmalıdır. Kaninler anterior segmente dahil edildiklerinde ise posterior segmente 50 gr'lık ek bir ekstrüziv kuvvet ve daha büyük bir moment oluşmasına sebep olur dolayısıyla ön bölgede 6 dişin birlikte intrüze edilmesi tercih edilmemektedir (Burstone, 1977).

Ayrıca, sabit kuvvet oluşması için, kullanılan telin düşük yük/defleksiyon oranına sahip olması gerekmektedir (Burstone, 1977).

Sifakakis ve arkadaşları (2009), maksiller ve mandibuler arkta, farklı intrüzyon mekanikleri ile kesici dişlerin intrüzyonu sırasında posterior dentisyonda meydana gelen ekstrüziv kuvvet ve tork momentinin değerlendirilmesini amaçladıkları deneysel çalışmalarında, alt ve üst dental arkta, 0,016 x 0,016''Blue Elgiloy, 0,017 x 0,025''TMA utility ark ve Burstone 0,017 x 0,025''TMA intrüzyon arkı kullanmıştır. 3mm'lik kesici diş intrüzyonu gerçekleştirildiğinde, alt posterior dentisyonda oluşan ortalama ekstrüzyon kuvvetinin 1,59-2,10 Newton (N) (≈162,18-214,2 g.f) arasında olduğu, 0,016 x 0,016''Blue Elgiloy utility arkta ortalama 2,10 N (≈214,2 g.f) ile en yüksek, 0,017 x 0,025''TMA utility arkta 1,81 N (≈184,62 g.f), Burstone 0,017x 0,025''TMA intrüzyon arkta ise 1,56 N (≈159,12 g.f) ile en düşük ekstrüzyon kuvveti oluştuğu belirtilmektedir. Aynı boyut ve tipteki telde oluşan kuvvet ve momentlerin, mandibulada maksillaya göre istatistiksel olarak daha fazla olduğu bildirilmektedir.

2.2. Ortodontik Hızlı Diş Hareketi Uygulamaları

Uygulanan tedavi protokolü ve maloklüzyonun şiddeti; tedavi sonuçlarını, süresini ve sonuç olarak tedavinin verimliliğini etkilemektedir (Vig ve ark., 1998; Janson ve ark., 2003; Janson ve ark., 2004).

Yüksek tempoda yaşayan bilinçli toplumlarda, zaman ve estetik giderek artan bir öneme sahip olmaktadır (Dilbart ve ark., 2010). Hastanın dentofasiyal estetiğini ve fonksiyonlarını geliştirerek yaşam kalitesini arttırmayı amaçlayan ortodontik tedavinin hedefleri doğrultusunda; özellikle yetişkin hastalar için tedavi süresinin kısalması önemli bir konudur (Robb ve ark., 1998). Bu bağlamda, daha kısa süreli tedavilere olan talep göz önüne alındığında, geleneksel tedavilerden daha iyi veya onlara eşit sonuçlar elde etmek için, tedavi süresinin kısaltılarak ortodontik tedavinin etkinliğinin arttırılması, yeni yaklaşımların araştırılması ve optimal sonuçlardan ödün vermeden tedavi sürecini kolaylaştırmak ortodontinin bütün alanlarında birincil hedef haline gelmiştir (Oliveira ve ark., 2010).

Konvansiyonel ortodontik tedavinin en önemli dezavantajlarından biri, bir yıldan fazla zaman gerektiren tedavi süresidir. Tedavi süresini kısaltmak için, üç seçenek vardır (Wilcko ve ark., 2009):

1) Kimyasal maddelerin lokal uygulamaları
2) Fiziksel stimülasyon (elektrik akımı veya magnetler)
3) Cerrahi (alveolar kortikotomi, kompresyon veya distraksiyon)

Ortognatik (maksillofasiyal kemiklerin total veya segmental düzeltimi) veya dentoalveolar (tek bir diş veya bir grup dişin kortikal ve/veya trabeküler kemiğini içeren dentoalveolar bölgeyle sınırlı cerrahi yaklaşım) cerrahi dahil olmak üzere, cerrahi müdahale ile yapılan kemik manipülasyonu, diş hareketinin kemik biyolojisindeki değişimine bağlı olarak ortodontistler için kullanılabilir hale gelmektedir (Oliveira ve ark., 2010).

Çeşitli araştırmacılar; yetişkinlerdeki limitasyonların üstesinden gelmek için, kemik cerrahisiyle geleneksel ortodontik hareketlerin basitleştirilmesini ve olası periodontal hasar riskini azaltmayı amaçlamışlardır. Kortikotomi destekli ortodontik tedavinin (CAOT) ve alveolar dekortikasyonun gelişimi, özellikle yetişkinlerin ortodontik tedavileri için birçok sınırlamaya çözüm önermiş ve yeni kapılar açmıştır (Kole, 1959).

Kortikotomi destekli ortodonti (CAO) ve alveolar dekortikasyon, yükselişe geçen bir ortodontik tedavi yaklaşımıdır. Kontrollü cerrahi yaralanma nedeniyle kemik metabolizmasını hızlandırarak ortodontik diş hareketine yardımcı olan terapötik bir prosedürdür. Konvansiyonel ortodonti ile ortognatik cerrahi arasında ara bir tedavi olarak düşünülmektedir (Oliveira ve ark., 2010).

2.2.1. Diş hareketi sırasında bölgesel hızlandırıcı fenomen (RAP) ve geçici osteopeninin oluşumu

Ortodontik tedaviyi kolaylaştırma amacıyla yapılan alveolar sırtlardaki cerrahi girişimler yeni uygulamalar değildir (Kole, 1959). Frost (1981), kemik kortikotomisi ve/veya osteotomisinin şiddeti ile iyileşme yanıtının yoğunluğu arasında doğrudan bir korelasyon bulmuştur. Bu durum “bölgesel hızlandırıcı fenomen” (RAP) olarak adlandırılmıştır. RAP, yaralı alanın prekürsörler, destek hücreleri, kan kapiller damarları ve lenfleri içeren lokal hücreler arası mediatör mekanizmalar aracılığıyla, osteoklastlar ve osteblastların takviyesiyle normal duruma doğru yenilenmesiyle sonuçlanan, lokalize yumuşak ve sert doku remodelasyonunun geçici bir aşaması olarak açıklanabilir (Verna ve ark., 2000). Bu

hızlandırılmış remodelasyon, kemik yoğunluğundan ve periodontal ligamentin (PDL) hiyalinizasyonundan etkilenmektedir (Verna ve ark., 2000; Bohl ve ark., 2004).

Bölgesel hızlandırıcı fenomen, dokuların zararlı uyaranlara lokal bir cevabıdır, böylece doku, bölgesel bir remodeling sürecinde normalden daha kısa sürede (uyarı olmadan) rejenere olmaktadır (Frost, 1981). Bu, iliğe doğru uzanan kesilerin etrafında daha şiddetli bir kemik yanıtıdır. Bu yanıt, uyaranın büyüklüğü, süresi, boyutu ve yoğunluğu ile doğrudan ilişkilidir ve yaralanmaların iyileşmesini hızlandıracak fizyolojik "acil" bir mekanizma olarak düşünülmektedir. RAP'ın süresi; dokunun tipine bağlıdır ve insan kemiğinde genellikle yaklaşık 4 ay sürmektedir. İnsan uzun kemiklerinde, RAP cerrahiden sonraki birkaç gün içerisinde başlamakta, genellikle 1-2 ay içerisinde pik yapmaktadır. Bu fenomen, kemik iyileşmesinin normal iyileşmeden 10-50 kat daha hızlı olmasına neden olmaktadır. RAP'ın iyileşme fazları, rat tibiası üzerinde çalışılmıştır. Woven (nonlameller) kemik formasyonunun, periosteal alanda başlayan, daha sonra medullar kemiğe uzanan başlangıç aşaması vardır ve 7. günde maksimum kalınlığa ulaşmaktadır. Woven kemiğin bu kortikal köprüsü, RAP'ın, yaralanmadan sonra kemiğin mekanik stabilitesini sağlayan esas komponentidir. Yedinci günden itibaren kortikal bölgedeki woven kemik lameller kemik formuna dönüşmeye başlamakta, ancak medullar bölgedeki woven kemik rezorbe olmaya başlamaktadır. Bu da geçici lokal osteopeni anlamına gelmektedir (Frost, 1981).

Mostafa ve arkadaşları (2009), köpeklerde, kortikotomiden sonra iki kat oranında diş hareketi rapor etmiştir ve bu durumu kemik dönüşümünde gözlenen artışa ve RAP fenomenine dayandırmışlardır. Bir başka hayvan çalışmasında, 12 köpekte CAOT'un kullanıldığı tarafta üçüncü premolar, kontrol grubuna göre önemli derece daha hızlı meziyale hareket etmiştir. Kortikotominin, diş hareketini cerrahiden en az iki hafta sonra arttırdığı ve alveolar duvardaki periodontal ligamentlerin hiyalinizasyonunun kortikotomiden sonraki ilk haftada sınırlandığı görülmüştür. Bu durum ayrıca, hızlı alveolar kemik reaksiyonuna dayandırılmıştır (Iino ve ark., 2007).

Cerrahi yaralanma sonrası alveolar kemikte meydana gelen geçici osteopeni, (kemik mineral yoğunluğunda geçici ve geriye dönüşümlü azalma), biyomekanik direnci azaltmakta ve trabeküler kemik boyunca hızlı diş hareketini mümkün kılmaktadır (Cano ve ark., 2012).

Wilcko ve arkadaşları (2003), alveolar dekortikasyonla birlikte, alveolar genişliği arttırmak için kemik greftleri kullanılan ve yeni genişletme alanlarında hızlı diş hareketine izin verilen hastanın tedavisini rapor etmişlerdir. Bukkal ve lingual alveolar kemikte kapsamlı dekortikasyonlarla birlikte bukkal ve lingualde tam kalınlık flepler kaldırmışlardır. Bu fiziksel hasar (yaralanma) bölgesel hızlandırıcı fenomeni (RAP) karakterize eden artmış bölgesel kemik döngüsüyle birlikte geçici demineralizasyon sürecinin başlamasından sorumlu tutulmuştur. Yazarlar, bu geçici osteopeninin, dişler daha esnek bir çevrede hareket ettiğinden beri hızlı diş hareketinden sorumlu olduğunu düşünmüşlerdir.

Wilcko ve arkadaşları (2003), periodontal olarak hızlandırılmış osteojenik ortodonti tekniğini kullanarak, konvansiyonel ortodontik hareketten 3-4 kat daha fazla bir oranda hızlı diş hareketi elde etmişlerdir. Geri dönüşümlü osteopeninin konseptini, bilgisayarlı tomografi kullandığı beş hastayı dahil ettiği çalışmasında açıklamışlardır. Kortikotomiden sonra, alveolar kemikte demineralizasyon meydana gelmekte ve kemiğin geriye kalan kollajen matriksi hareket sırasında dişle birlikte hareket etmektedir. Ortodontik hareketten sonra matriks yeniden mineralize olmaktadır.

Wang ve arkadaşları (2009), ratlarda kortikotomiden sonra meydana gelen olayları sıralamışlardır. CAOT, osteotomi destekli diş hareketi ve kontrol grubuyla karşılaştırılmıştır. Kortikotomi, cerrahiden sonraki 21. günde hareket ettirilen dişler etrafında kemik rezorpsiyonuna neden olmuştur ve bu alan 60 gün sonra yeniden kemikle dolmuştur. Bu durum CAOT sırasında, geçici osteopeni meydana geldiğini doğrulamaktadır.

Özetle; kortikotomi, hareket yönünde ince tabaka kemiğin uygun morfolojik durumuyla birlikte, stimüle edilmiş bölgesel hızlandırıcı fenomenin sonucunda, diş hareketinde periodontal ligament mediatörlü hızlanma sağlamaktadır (Wilcko ve Wilcko, 2013). Kemik turnover'ının (dönüşüm) indüklenen artışı ve kemiğin mineral içeriğinde azalma (demineralizasyon) diş hareketinin hızlanmasına yardımcı olmaktadır. Kortikotomi destekli ortodontide, en uygun diş hareketi, kemik hasarıyla yakın ilişkili diş hareketinin istendiği yönde, kök yüzeyinde sadece ince bir kemik tabakası olduğunda elde edilmektedir. Bu ince kemik tabakası, demineralize olmakta ve geriye kalan yumuşak doku matriksi ve osteoid adacıkları kök yüzeyleri ile birlikte taşınmaktadır. Böylece ortodontik tedavi sonunda kemik matriksi remineralize olmaktadır.

Klinik olarak, yumuşak doku fleplerinin kaldırılmasını takiben alveolar kemiğin açığa çıkması sonucunda, özellikle dişlerin ve dental implantların çevresinde bir miktar kemik rezorpsiyonu meydana geldiği bilinmektedir (Yaffe ve ark., 1994). RAP sadece kortikal kemiğe yapılan bir girişimden sonra değil, kemiğe dokunmaksızın tam-kalınlık mukoperiostal fleplerin kaldırılmasından sonra da gözlenmektedir. Ratların mandibulasında yapılan bir çalışmada, flep kaldırıldıktan sonra geçici trabeküler kemik rezorpsiyonu gözlenmiştir. Lingual ve bukkal flepler kullanıldığında rezorpsiyonun derecesi daha fazla görülmekle birlikte, lingual tarafta daha fazla rezorpsiyon görülmüş ve cerrahiden 3 hafta sonra maksimum seviyeye ulaşmıştır. Bu durum insanlarda 3 ay sonrasıyla aynıdır. Alveolar kemik, cerrahiden 120 gün sonra kontrol seviyesine ulaşmıştır. Bu durum, periodontal cerrahiden sonra diş mobilitesinin artışından sorumludur (Yaffe ve ark., 1994).

Hızlı diş hareketi elde etmek için, yapılan yetersiz dekortikasyon teknikleri, birçok hareket için gerekli olan güçlü RAP oluşturamamakta ama prosedürün doğası gereği kemik desteği miktarını azaltmaktadır (Dibart ve ark., 2010).

Konvansiyonel ortodontik tedavilerin aksine, cerrahiyle indüklenen geçici osteopeninin sonucunda, kemik matriksi hacminde değişiklik olmaksızın dişlerin mobilitesinde keskin bir artış gözlenebilmektedir. Bunların tümü normaldir ve olması beklenir. Kemik insizyonlarını sadece hareket planlanan dişler etrafında yapmaya özen gösterilmelidir. Cerrahi alandan uzakta olan dişlerin göreceli ankraj değerleri yüksek iken, cerrahi alana yakın dişlerin ise düşüktür. Alveolar kemiğin mekanik stimülasyonunun devam ettirilmesi için dişlere daha yüksek kuvvetlerin uygulanması gerektiğini bilmek önemlidir. Dişlere uygulanan daha ağır kuvvetlerin alveolar kemiğin mekanik stimülasyonunu ve hızlı tedaviye izin veren geçici osteopenik durumu devam ettirmek için olduğu bilinmelidir. Dişlerin devamlı mekanik stimülasyonu, bu prosedürle desteklenen osteopenik etkiyi uzatmaktadır, bu nedenle tedavi sırasında hastayı iki haftada bir görmek ve apareyini ayarlamak gerekmektedir (Dibart ve ark., 2010).

2.2.2. Ortodontik tedaviyle kombine edilen dentoalveolar cerrahi teknikler

1. Dentoalveolar kortikotomi ve/veya kortisektomi
2. Dentoalveolar osteotomi ve/veya ostektomi

3. Dentoalveolar mikro-fraktür tekniği
4. Dental distraksiyon

Dentoalveolar kortikotomi ve/veya kortisektomi

Tarihsel gelişim ve klinik uygulama

Kortikotomi destekli diş hareketini ilk olarak 1893'de L.C. Bryan tanıtmıştır. Kortikotomi, dişlerin mobilizasyonu ile hızlı diş hareketi elde etmek için, dişleri çevreleyen kortikal plaklarda yapılan doğrusal kesi tekniği olarak tanımlanmıştır (Fitzpatrik, 1980). Yaklaşık 50 yıl sonra, Bichlmayr (1931) ortognatik cerrahiyi "major" (total veya segmental maksiler veya mandibular düzeltim) ve "minör" (interdental osteotomi veya kortikotomi) olarak sınıflandırmış ve 16 yaşın üzerindeki hastalarda diastemaların kapatılması için kortikotomi prosedürünü ilk defa tanımlamıştır. Bu prosedür, birinci premolarların çekimi, kesicileri örten palatal korteksin bölünmesi, ayrılması ve kaninlerin distalindeki alveolar kemiğin kaldırılmasıyla, maksiller kesicilerin protrüzyonunun düzeltiminde kullanılmaktadır.

Köle (1959), ortodontik diş hareketini hızlandırmak için, osteotomi ve kortikotomiyi içeren cerrahi bir prosedür tanıtmıştır. Bu prosedür, "Dişler, cerrahi bir prosedür yardımıyla onları çevreleyen kortikal kemik kaldırıldığında azalan direnç nedeniyle daha hızlı hareket ederler." teorisine dayanmaktadır. Köle, prosedürü İngiliz literatüründe kendi "kemik blok" tekniğiyle popüler hale getirmiştir. Tek tek dişlerin hareket ettirilmesinden ziyade, kemik bloklarının hareketi sağlandığında, kök rezorpsiyonlarının meydana gelmeyeceğini ve retansiyon süresinin kısalacağını rapor etmiştir.

Köle (1959), hem bukkal hem de lingualde tam kalınlık flep kaldırdıktan sonra interdental alanlarda kortikal kemik boyunca medullar kesiler yapmıştır. Böylece, diş hareketine tek direnç, daha az yoğun olan medullar kemikten kaynaklanmıştır. İnterdental vertikal kortikotomi ve subapikal horizontal osteotominin, alveolar kemiğin bütünüyle kök uçlarının apikalinden bölünmesi, retrüziv (derin kapanış) veya protrüziv kesicilerin (açık kapanış veya aralıklı kesiciler) düzeltilmesi için kombine edildiği vakalar rapor etmiştir. Ayrıca molar lingoversiyonunu düzeltmek ve ortodontik genişletmeyi kolaylaştırmak için posterior inferior alanda yapılan bukkal kortikotomi uygulamalarını rapor etmiştir. Kortikal direncin azalmasına ve trabeküler kemikten dişlere gelen vasküler desteğe

güvenmiştir. Alveolar genişlemeyi sağlamak ve posterior dişlerin bukkale eğilmesini sınırlandırarak daralmış maksillayı düzeltmek için bukkal ve palatal kortikotomiler de tanımlanmıştır.

Diş hareketini arttırmak için blok hareketi teorisi, takip eden birçok çalışmada kullanılmasına rağmen, invaziv oluşu, periodonsiyum ve pulpanın vitalitesi için risk oluşturan horizontal kesilerin ilave edilmesi nedenleriyle hiçbir zaman yaygın olarak kabul görmemiştir. Ancak yine de ilerleyen dönemlerdeki kortikotomi prosedürleri, birçok klinisyenin, Heinrick Köle'nin ilk olarak 1959'da tanıttığı kombine radiküler kortikotomi/supraapikal osteotomi tekniğini benimsemelerine veya modifiye etmelerine dayanmaktadır (Hassan ve ark., 2010).

Bell ve Levy (1972), alveolar kortikotomi ile ilgili ilk deneysel çalışmayı, 1972'de maymunlar üzerinde yapmışlardır. Bütün dento-osseoz segmentleri mobilize ettikleri için osteotomi olarak düşünülebilecek vertikal interdental kortikotomi modelini tanımlamışlardır. İlaveten, labial ve palatal fleplerin eş zamanlı kaldırılmasını önererek, ön dişlerin kan desteğini arttırmışlardır.

Suya 1991'de, 395 yetişkin Japon hastada kortikotomi destekli ortodontik tedavi uygulamasını rapor etmiştir. Suya, Köle'nin tekniğinden farklı olarak, horizontal osteotomiler yerine, subapikal horizontal kortikotomileri kullanmıştır. Dişlerin kronlarından destek alınarak, ağır kuvvetlerin uygulanmasıyla diş hareketlerinin kemik bloklarının hareketiyle elde edildiğini düşünmüştür. Diş hareketinin 3-4 ayda tamamlanması için, 200 g/cm^2 anteroposterior kuvvet önermiştir. Suya, ortodontik tedavilerin çoğunun, kortikotomiden sonraki ilk 3-4 ay içinde ve diş-kemik ünitelerinin kaynaşmasından önce bitirilmesi gerektiğini ifade etmiştir. Karşıt olarak, Itoh ve arkadaşları (1981), ana direnç azaldığından ve çevreleyen kemiğin remodelasyonu kolaylaştığından, ortodontik diş hareketinin, hafif bir kuvvetten kaynaklandığını (160 g) rapor etmişlerdir.

Duker (1975), av köpeklerinde yaptıkları çalışmasında, kortikotominin dişlerin vitalitesini ve marjinal periodonsiyumu nasıl etkilediğini araştırmıştır. Kortikotomiden sonra dişlerin kısa sürede yeniden düzenlenmesi, ne pulpada ne de periodontal ligamentte hasara neden olmuştur. İnterdental kesilerle ilişkideki marjinal kretal kemiğin korunması gerektiği

fikrini desteklemiştir. Bu kesiler, alveolar kretal kemik seviyesinden daima en az 2 mm kısa olmalıdır.

Wilcko ve ark. (2001; 2008) kortikotomi uygulanan hastalarda yüzey-CT değerlendirmelerini yaparak, bölgesel hızlandırıcı fenomenin hızlı yara iyileşme modeli ile uyumlu geçici lokalize demineralize-remineralize sürecini net bir şekilde gösterene kadar "kemik blok hareketi" yanılgısı yaygın bir şekilde devam etmiştir.

Wang ve ark. (2009), kortikotomi ve osteotomi destekli diş hareketi için ratlarda bir hayvan modeli çalışması dizayn etmişlerdir ve bilgisayarlı tomografi verilerine dayanarak alveolar kortikotomi ve osteotomilerin farklı kemik yanıtları oluşturduğunu göstermişlerdir. Yaffe ve arkadaşlarının (1994) da rapor ettiği gibi, kortikotomi ve kortikotomi destekli diş hareketi, dişlerin kökleri etrafında "bölgesel hızlandırıcı fenomen" olarak adlandırılan, geçici kemik rezorpsiyonu yapmıştır. Diş köklerinin etrafındaki destekleyici alveolar kemiğin geçici kaybı, osteotomilerde ve osteotomi destekli diş hareketinde görülmemektedir.

Geleneksel olarak, vertikal ve horizontal osteotomiler, trabeküler kemik hasarının şiddetine bağlı olarak, operasyon sonrası dişte devitalizasyon veya kemikte nekroz için yüksek riske sahiptirler. İnterradiküler boşluğun 2 mm'den az olduğu vakalarda, periodontal hasar için de artmış risk söz konusudur (Merrill ve Pedersen, 1976). Osteotomi ile kıyaslandığında, kortikotominin birçok avantajı vardır. Periodonsiyumun hasar görmesinin ve cep oluşumunun engellenmesinin yanı sıra, dişin veya dişlerin devitalize olmasını engellemektedirler. Kemik etkilenmiş olmasına rağmen, besleyici fonksiyonunu spongioz kemik içerisinde devam ettirmekte, aseptik kemik nekroz olasılığı engellenmektedir. Bu avantajlar ve engeller dikkate alındığında, kortikotomiye dayanan prosedürler, kademeli olarak osteotomiyle uygulanan prosedürlerin yerini almaktadır (Cano ve ark., 2012).

Ortodontide alveolar kortikotomilerin kullanım endikasyonları üç ana grupta incelenmektedir (Oliveira ve ark., 2010):

a) Düzeltici ortodontik tedavilerin hızlandırılması
b) Mekanik olarak zor ortodontik hareketlerin uygulanmalarını kolaylaştırmak

c) Orta dereceden şiddetliye kadar değişen iskeletsel maloklüzyonların düzeltimini arttırmak

Dentoalveolar osteotomi ve/veya ostektomi

Dentoalveolar osteotomi, kemik fragmanları ve içerdiği dental pulpanın yeterli kan desteğinin sağlanması için yapışık kas, mukoza ve periosta güvenerek, hem korteks hem medulla boyunca kemiğin tam bir kesisini içermektedir. Bu teknikte dişler, destekleyici yapılarıyla birlikte mobilize olmakta ve cerrahi müdahale sırasında veya daha sonra kısa bir süre ortodontik kuvvet uygulanarak istenilen konumda yeniden konumlandırılmaktadırlar. Dentoalveolar ostektomi, periodontal cep oluşumunu elimine etmek için, dişleri çevreleyen kemiğin, hem kortikal hem trabeküler tabakalarını içeren tam bir segmental rezeksiyonunu içermektedir (Bell, 1970).

Tuncer ve ark. (2008), maksiler posterior dişlerin intrüze edilmesiyle tedavi edilen 14 yaşında, şiddetli açık kapanışı olan hastanın tedavisini rapor etmişlerdir. Segmental osteotomi ile birlikte, zigomatik buttress bölgelerine mini plaklar yerleştirilmiş ve molar dişlerin bukkal tüpleri ile miniplaklar arasına NiTi kapalı coil springler sıkıştırılarak ortalama 250 g kuvvet uygulanmıştır. Molar intrüzyonu osteotomiden 2,5 ay sonra tamamlanmış, total tadavi ise 12 ay sürmüştür. Uygulanan osteotomi tekniği nedeniyle herhangi bir yan etki görülmemiştir.

Dentoalveolar mikro-fraktür tekniği

Bu teknikte, interdental ve horizontal kesiler uygulandıktan sonra, dentoalveolar segmentin son hareketi osteotomlar yardımıyla kırık oluşturarak yapılır. Medeiros ve Bezerra (1997), on yaşındaki kız çocuğunda, ankiloze üst santral kesici dişi cerrahi ile yeniden konumlandırmışlardır. Flepin diseksiyonu, sadece labial bölgeden yapılmıştır, interdental osteotomi, santral dişin mezial ve distal kenarlarından palatal kortekse uzanan vertikal kesiler aracılığıyla yapılmıştır. Yapay kırıklarla dişlerin mobilizasyonlarını takiben, yeni oluşturulan diş-kemik segmenti, oklüzal düzleme doğru yerleştirilmiş ve ark teliyle bağlanmıştır. Araştırmacılar, tedaviden 8 ay sonra sağlıklı kemik ve yumuşak doku elde etmişlerdir.

Dental distraksiyon

Distraksiyon osteogenezisinin günümüzde uygulanan şekliyle modern olarak ilk kullanıcısı Rus ortopedist Gavriel Ilizarov olarak kabul edilir. Ilizarov (1952; 1989) eksternal distraksiyon apareyini geliştirerek distraksiyon protokolünün temellerini tanımlamıştır. Ilizarov non-fraktüre kemiklerde yapay bir fraktür oluşturup, aşamalı gerilim kuvvetleri aracılığı ile uzun kemiklerde uzatma işlemi gerçekleştirmiştir.

Benzer bulguları elde etmek için, uzun kemiklerde kortikotomi veya osteotomi ile kemik distraksiyonu rapor edilmiştir. Ancak, kraniofasiyal kemikler uzun kemiklerden daha farklı yapıda medullar kemiğe sahiptirler (Cano ve ark., 2012). Dentoalveolar kemiğin hızlı kanin distraksiyonu, PDL distraksiyonuyla aynı ilkelerle, ama vestibülde daha fazla diseksiyon ve osteotomi uygulanarak yapılmıştır (Iseri ve ark., 2005; Dilbart ve ark., 2010)

Distraksiyon aygıtıyla onarıcı kemik dokusunun osteotomi veya kortikotomi alanı boyunca mekanik gerilmesi, distraksiyon osteogenezinde en yaygın tekniktir. Bu teknikle, osteotomi veya kortikotomi boşluğunda, günde yaklaşık 1 mm yeni kemik oluşmuştur. Distraksiyon osteogenezinin bir diğer modeli, hızlı üst çene genişletmesinde olduğu gibi, sert damağın midpalatal sutur boyunca transversal distraksiyonudur (Polley ve Figueroa, 1997). Liou ve Huang (1998), distraksiyon osteogenez konseptini, ortodontik diş hareketine uygulamışlar ve “dental distraksiyon” olarak adlandırmışlardır. Periodontal ligamentin alveolar kemik ve dişler arasında bir sutur olduğunu ve ortodontik diş hareketi boyunca periodontal ligamentteki osteogenezis sürecinin, hızlı üst çene genişletmesi sırasındaki midpalatal sutura benzer olduğunu bildirmişlerdir.

İnterseptal alveolar cerrahi veya distraksiyon osteogenezis, PDL’nin distraksiyonu veya dentoalveolar kemiğin distraksiyonu olmak üzere ayrılmaktadır, ikisinin de örneği hızlı kanin distraksiyonudur. Distraksiyon osteogenezinin konsepti, bacak (uzuv) uzatmalarının erken çalışmalarından gelmektedir. Ayrıca, kraniofasiyal iskeletsel displazinin cerrahi tedavilerinden de köken almaktadır. Bu konsept, hızlı diş hareketiyle daha sonra ilişkilendirilmiştir (Nimeri ve ark., 2013).

İşeri ve arkadaşları (2005), birinci premolar dişlerin çekimini takiben, 20 maksiller kanin dişi dentoalveolar distraksiyon prosedürüyle retrakte etmişlerdir. kanin dişler, günde

ortalama 0,8 mm'lik bir hareketle, 8-14 gün içerisinde çekim boşluğuna doğru hareket etmişlerdir. Ortalama retraksiyon süresi 10,05 gün olmakla birlikte, dentoalveolar distraksiyon prosedürüyle çevre dokularda belirgin yan etkiler görmemişlerdir.

2.3. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Kuvvet analizleri bir cisme etki eden kuvvetlerin, cisim içerisinde oluşturdukları gerilimleri saptamak, etkilerini değerlendirmek için yapılan çeşitli analizlerdir. 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 (Moaveni, 2003; Holzapfel ve Ogden 2006; Nicholson, 2008).

Dişhekimliğinde kullanılan kuvvet analiz yöntemlerinden bazıları şunlardır (Ulusoy ve Aydın, 2003):

1. Gerinim ölçer (strain gauge) analiz yöntemi
2. Holografik interferometre analiz yöntemi (lazer ışınlı kuvvet analiz yöntemi)
3. Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi
4. Kırılgan vernikle (brittle lacquer) kaplama yöntemi
5. Termografik kuvvet analiz yöntemi
6. Radyotelemetri kuvvet analiz yöntemi
7. Sonlu elemanlar stres analiz (SESA) yöntemi

2.3.1. Gerinim ölçer (strain gauge) analiz yöntemi

Gerinim ölçer analiziyle, yük altındaki cisimlerde oluşan doğrusal şekil değişiklikleri saptayan aletler anlaşılır. Bu aletler mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik özelliklidir. Elektriksel gerinim ölçer ile cisim elastikiyet limitleri dahilinde gerilir, böylece daha ince ve daha uzun bir forma kavuşur. Bu değişiklikler yapı içinde sıra ile elektriksel direnci arttıracaktır ya da tam aksine iletken aygıt, cisme baskı yapacak ve böylece cismin boyu kısalacak, kalınlaşacak ve bu sayede elektriksel direnci azalacaktır. İşte gerinim ölçer yönteminde, bu elektriksel direncin ölçülmesiyle yapı içinde oluşan stres miktarı belirlenir (Beer ve Johnston, 1992; Glantz ve ark., 1993; Assif ve ark., 1996).

2.3.2. Holografik interferometre analiz yöntemi (Lazer ışınlı kuvvet analiz yöntemi)

Holografik interferometri yöntemi, lazer ışını kullanılarak bir cismin 3 boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntem ile yüzey deformasyonları nanometre (nm) boyutunda algılanıp görünen ışın saçaklarına dönüştürülerek analiz edilir (Ulusoy ve Aydın, 2003).

2.3.3. Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi

Diğer analiz yöntemlerine kıyasla, modeldeki iç baskıları ve gerinimleri gözle görülebilen ışık taslakları haline dönüştürerek, gerinimin doğrudan gözlenmesine imkan veren bir analiz tekniğidir. İki temel prensiple çalışır; bazı ortamların kuvvet altında çift kırıcılık göstermesi ve ışığın polarizasyonu. Işık, Nicol prizmasından geçince polarize olur. Bu polarize ışık huzmesi, yüklenmiş fotoelastik materyalden geçtiğinde maddeyi farklı hızlarda geçen dikey titreşimlere dönüşür. Bu faz farkı Polariskopla gözlenerek, oluşan stres düzeyleri tespit edilir (Ulusoy ve Aydın, 2003). Bu yöntem, materyaldeki kritik stres noktalarının ve düzensiz geometrideki stres yoğunluğunun belirlenmesinde önemli bir analizdir (Zandman, 1959). Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi, 3 boyutlu, 2 boyutlu ve yarı 3 boyutlu olarak üç farklı teknikle uygulanabilir (Standlee ve Caputo, 1992).

2.3.4. Kırılgan vernikle (Brittle Lacquer) kaplama yöntemi

İncelenecek yapı üzerine kaplanan verniğin kırılganlık özelliğine bağlı olarak kuvvet dağılımını değerlendirmeyi amaçlayan kuvvet analiz yöntemidir (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru, 1995).

Kuvvet dağılımı incelenecek model üzerine homojen bir şekilde vernik püskürtülür. Vernik ile kaplanmış olan modelin ısı altında sertleşmesi sağlanır ve model üzerine istenilen yönde ve şiddette kuvvet uygulanır. Bu yöntem; gerinme direnci belli olan verniğin üzerini kapladığı yapılarda, bu direnci aşan gerinmeler sonucu ortaya çıkan çatlak oluşumu prensibine dayanmaktadır. Çatlakların sıklığı kuvvetin yoğun olduğu bölgeleri ve ayrıca kuvvet hatlarının doğrultusunu göstermektedir (Kydd ve Daly, 1982).

2.3.5. Termografik kuvvet analiz yöntemi

Bu analiz yöntemi; 'homojen, izotropik bir materyale periyodik olarak yükleme yapıldığında ısıda oluşan periyodik değişiklikler materyalin ilgili noktalarındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılıdır'prensibini esas almaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2003).

2.3.6. Radyotelemetri kuvvet analiz yöntemi

Birleşik bir donanım ve yazılım yardımıyla elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulmuş bir analiz yöntemidir (Ulusoy ve Aydın, 2003).

2.3.7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (SESA)

Sonlu Elemanlar Stres Analizi yöntemi (SESA) cismin matematiksel modeli hazırlanarak, herbir elementin gerinim ve gerilmesini bilgisayar programları ile ölçme işlemlerini içerir. Yapısal analizi, eksternal kuvvet, basınç, termal değişiklikler ve diğer faktörlerin neden olduğu gerilim ve gerinimin belirlenmesine olanak tanır (Wakabayashi ve ark., 2008).

SESA, yapısal mühendislik problemlerinin çözümü amacıyla yıllardır kullanılmaktadır. İlk defa 1960 yılında havacılık ve uzay endüstrisinde geliştirilmiş ve günümüzde akışkanlar mekaniği, ısı transferi, elektromanyetik analiz, akustik gibi pek çok alanda kullanılır hale gelmiştir (Geng ve ark., 2001). Bu matematiksel analiz yöntemi, her ne kadar karmaşık geometriye sahip mühendislik yapı sistemleri için geliştirilmiş olsa da bilgisayar teknolojisinin gelişimiyle dişhekimliği biyomekaniğinde de kullanım alanı bulmuştur. SESA yöntemini implant dişhekimliğinde ilk kullanan Weinstein ve arkadaşları (1979) olmuştur. SESA yöntemi ile bir cismin 1, 2 veya 3 boyutlu analizi sayısal olarak yapılabilmektedir (Adıgüzel, 2010).

SESA'da; incelenmesi istenen cisim, bilgisayarda sonlu (belirli) sayıdaki düzgün alt bölümlere, elemanlara ayrılarak temsil edilir. Karmaşık geometrik yapılar bilgisayar ortamında, üçgenlerden oluşan bir ağ yapıya (mesh) dönüştürülür. Bu yapıyı elemanlar (elements), bunlara bağlı düğüm noktaları (nodes) ve belirleyici sınır koşulları (boundary conditions) oluşturur. Cismin boyutuna ve geometrisine uygun olarak elemanlara

bölünmüş haline matematiksel model denilmektedir. Esas modelin figüratif olarak bölünmesiyle ortaya çıkan bu elemanlar, modelin orijinal özelliklerini tümüyle gösterirler. Matematiksel modeli oluşturan elemanların birbirlerine temas ettiği yüzeylerde düğüm noktaları oluşur. Kuvvet dağılımının hassas olarak ölçülebilmesi için mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanmak önemlidir. Belirli bir başlangıç noktasına göre tüm düğümlerin x, y, z eksenleri üstündeki koordinatları saptanarak bilgisayara aktarılır. Ayrıca geometrik şekli oluşturan tüm elemanların materyal özelliklerini belirleyen, Poisson oranı ve elastiklik modülü (Young Modülü) değerleri bilgisayar programına tanıtılır. Fiziksel sistemin davranışı sonlu elemanların geometrileri ve malzeme özellikleriyle belirlenir. Oluşturulan matematik modelde, düğüm noktalarına dışardan en basit dış etken ve sınır şartlarının uygulanmasıyla meydana gelen değişiklik durumları için matrisler oluşmakta, bu matrisler bilgisayar yardımıyla çözülmektedir. Bu yolla her bir elemandaki ve dolayısıyla elemanların oluşturdukları cismin tamamındaki gerilme, gerinim ve yer değiştirmeler elde edilmiş olur. Fiziksel sistemin davranışı sonlu elemanların geometrileri ve malzeme özellikleriyle belirlenir (Shaw ve Sameshima, 2004; Hughes, 1987; Moaveni, 2003).

SESA sonucunda elde edilen veriler, incelenecek sisteme kuvvet uygulanması sonucu ilk anda gerçekleşen gerilme ve yer değiştirmeleri göstermektedir (Tanne ve ark., 1987). Zamana ve sistemin değişmesine bağlı olarak daha sonra gerçekleşecek olan hareketleri inceleyebilmek için zamana bağlı çalışmalar yapılmakta ve analizin, sisteme göre oluşturulan algoritmalar ile desteklenmesi gerekmektedir (Schneider ve ark., 2002).

SESA yönteminin diğer yöntemlere göre birçok avantajı bulunmaktadır;

- Karmaşık geometriye sahip katı cisimler modellenebilir.
- Gerçeğe çok yakın model, yazılımlar sayesinde oluşturulabilir.
- İstenilen sayıda değişik malzeme ile farklı modeller oluşturulabilir.
- Gerilme dağılımı ve lokalizasyonları hassas bir şekilde elde edilebilir.
- Uygulanan kuvvetlerin malzeme özelliklerinin, geometrilerinin kolayca değiştirilebilmesi ve analizin kolayca tekrarlanabilmesi mümkündür.

- Analiz sonuçları çok kısa sürede elde edilebilir (Kurowski, 2004).

SESA elemanlar analizi yönteminin dezavantajları ise şöyledir;

- Doğru bir analiz için matematik model sisteminin, mutlaka gerçeğe yakın olması sağlanmalıdır.
- İyi bir sonlu eleman modeli oluşturabilmek için mesleki bilgi, değerlendirme kabiliyeti ve tecrübe gerekir.
- Donanımlı bir bilgisayar ve güvenilir SESA yazılımı esastır.
- Analiz sonuçlarını düzenlemek ve yorumlamak uğraştırıcı ve zordur (Hamdan, 2006).

SESA ve ilgili kavramlar

Kuvvet

Kuvvet; cismin hızını, yönünü ve şeklini değiştiren etki olarak tanımlandırılır. Büyüklüğü, süresi, yönü, tipi ve magnifikasyonu olan vektörel bir niceliktir (İnan, 1988). Kuvvetin birimi SI sisteminde "newton" (N)'dır. Ortodonti literatüründe kuvvetlerin miktarları genellikle "gram-force" (gf) cinsinden verilmekte ama çoğunlukla kütlenin birimini andıran şekilde "gram" (gr) olarak söylenmektedir.

1 newton, 101,97 gram-force'a eşittir.

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

Cisme etkiyen kuvvet sıkışma (baskı/compressive), gerilme (çekme/tensile) ve makaslama (kayma/shear) olarak 3 tiptedir. Baskı kuvvetleri, cismin partiküllerini bir araya getirmeye zorlar; çekme kuvveti birbirinden uzaklaştırır, makaslama kuvvetleri ise birbiri üzerinde kaymalarına sebep olur.

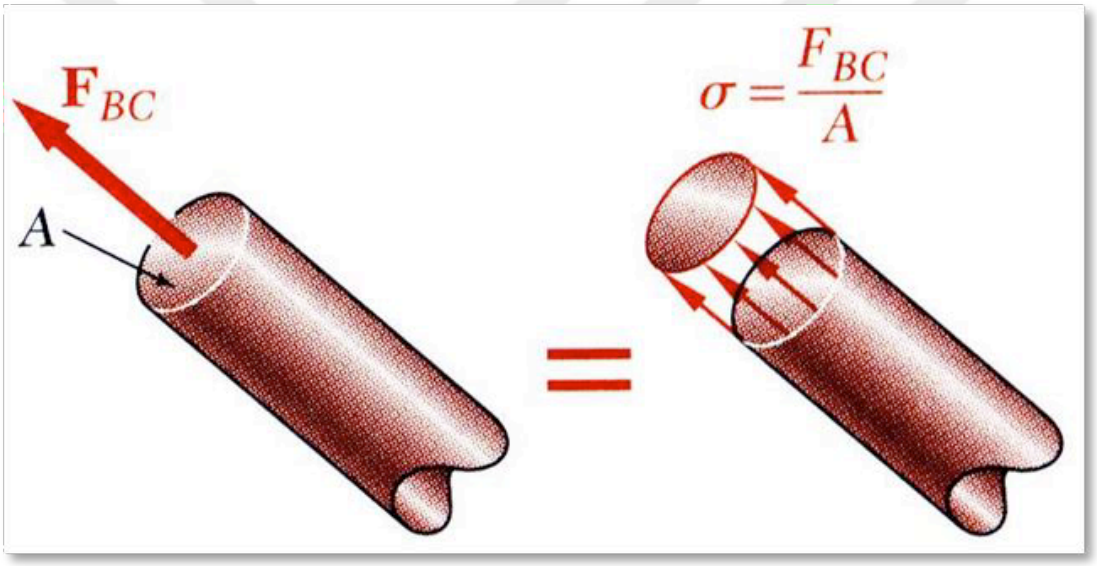
Bir cisme diğer cisimlerin yaptığı etki dış kuvvet, cismin çeşitli parçaları arasındaki etki ve tepki ise iç kuvvettir. Biyomekanikte diş yapısı üzerine etkiyen bir dış kuvvet, önce periodontal ligamente oradan da kemiğe iletilir ve bu iletimler sırasında iç kuvvetler oluşmaktadır (Holzapfel ve Ogden, 2006; Asaro ve Lubarda, 2006).

Gerilme (Stres)

Stres, birim alana düşen kuvvet miktarıdır. Dış kuvvete içeriden uygulanan tepki, dış kuvvete eşit ancak zıt yöndedir. Her iki kuvvet cismin tüm alanı üzerinde dağılır. Buna göre cismin içindeki gerilme, birim alana gelen kuvvet olarak ifade edilir (O'Brien, 1997).

Gerilme= Kuvvet / Alan olarak formüle edilir.

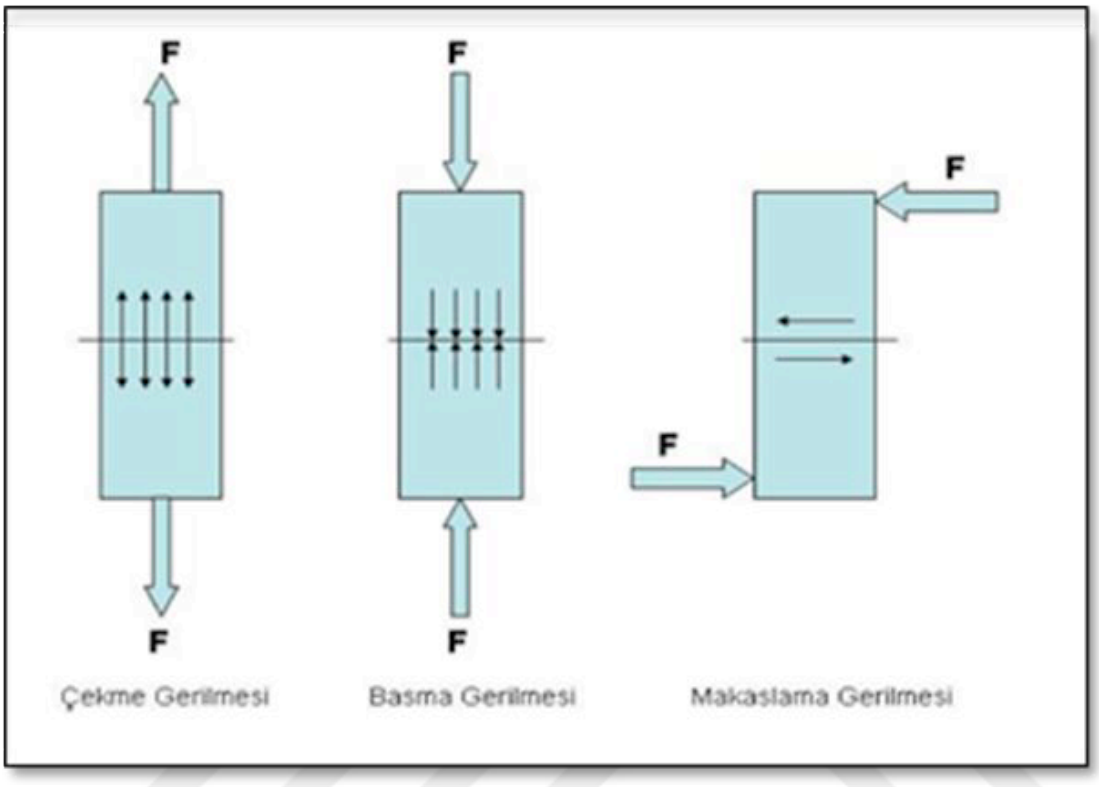
Gerilme birimi Paskal (P veya N/m²)'dır. (Şekil 2.1). Dişhekimliğinde ise genellikle Megapaskal (MPa veya N/mm^2) kullanılmaktadır. 1 Mpa= 106 N/m^2'dir.



Şekil 2.1. Gerilme formülü

Bir cisim üzerine uygulanan kuvvet, uygulandığı alanla ters orantılı olarak etki eder. Kuvvet cisim üzerine çok farklı açılardan ve yönlerden gelebilir. Bu kuvvetlerin bileşenleri sonucu stres türü ortaya çıkar. Cisme dik olarak uygulanan kuvvetler, cisim içinde dik (normal) stresleri yaratırlar. Horizontal ya da teğet olarak gelen kuvvetler ise makaslama (kayma/shear) streslere neden olurlar. Dik gelen stresler doğrultularına göre sıkışma (baskı) ya da uzama (çekme) etkisi yaratırlar. Aynı doğrultuda ancak farklı yönlerde uygulanan kuvvetler cisimde uzamaya neden olurlar. Bu kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı oluşan direnç, uzama stresi (tensile stres) dir. Eğer cisme uygulanan kuvvet aynı doğrultuda fakat farklı yönlerde ise, bu durumda cisim içinde baskı direnci

yani baskı stresi (compressive stres) oluşur (Tasuji ve ark., 1978; Caputo ve Standlee, 1987; Gungor ve ark., 2004) (Şekil 2.2.).



Şekil 2.2. Gerilme tipleri

Gerinim (Strain)

Cisme kuvvet uygulandığında, yani stres oluştuğunda cismin her alanında meydana gelen birim uzunluktaki değişimi, cismin fiziksel deformasyonu (elastik veya plastik) olarak tanımlanır. Yani uzunluktaki değişimin, orijinal uzunluğa oranı olup, ölçü birimi yoktur (Adıgüzel, 2010). Elastik gerinimde, stres ortadan kalktıktan sonra cisim eski haline döner. Plastik gerinimde ise geri dönülemez bir olaydır ve cisimde şekil değişikliği, kopma ya da kırılmalara neden olur (Zaimoğlu ve ark., 1993; O'Brien, 1997). Hooke Kanunu, belli sınırlar içinde cisimdeki gerilimin gerinim ile doğru orantılı olarak arttığını öngörür.

Gerinim (strain) = Boyuttaki değişim / Orjinal boyut olarak formüle edilir.

Asal gerilmeler (principal stress)

Bütün düzlemlerde makaslama gerilmelerinin sıfır olduğu ve sadece alana dik olan normal gerilmelerden oluşan gerilmeler asal gerilmeler (Principal stress) adını alır (Franklin, 1998). Maksimum, orta (intermediate) ve minimum olmak üzere 3 tip asal gerilme vardır (Shigley, 1986). Maksimum asal gerilmeler (maximum principle)

pozitif değerdedir ve en yüksek çekme gerilmelerini ifade eder. Minimum asal gerilmeler (minimum principle) negatif değerdedir ve en yüksek basma gerilmelerini ifade eder.

Analiz sonuçlarında elde edilen pozitif degerler çekme şeklinde gerilmeleri, negatif degerler ise basma şeklinde gerilmeleri (sıkışma) ifade etmektedir. Mutlak değeri daha büyük olan gerilme, bir düğüm noktasında etkin olan gerilme şeklidir (Gümüş, 2007).

Von Mises gerilmesi

Von Mises gerilmesi, belirli bir kuvvet uygulanan cisimde oluşan gerilme dağılımının gösterilmesi için kullanılmaktadır (Cattaneo ve ark., 2003). 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 (Keskin, 1996). Çekilebilir (ductile) özelliği olan maddeler için şekil değiştirmenin başlama anıdır (O' Brien, 1997).

Von Mises gerilme değerleri ayrıca gerilmenin dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilmektedir.

Elastiklik-viskoelastiklik

Bir cismin, uygulanan kuvvet ortadan kalktıktan sonra ilk baştaki şekline dönme özelliği o cismin elastiklik özelliğidir. Elastik materyallere belirli sınırlar içerisinde yük uygulandığında şekil değiştirirler ve yük ortadan kalktığında gecikmeden eski şekillerini alırlar (Marghitu, 2001; Toms ve ark., 2002).

Viskoelastik materyaller ise şekil değiştirirken hem elastik hem de yapışkan (visköz) özellik gösterirler. Bu materyaller yapışkanlık özellikleri sayesinde zamana bağlı olarak

artan bir gerinim gösterirler ve bu materyaller yük ortadan kaldırıldığında tekrar ilk baştaki şekillerine gecikmeli olarak dönerler (Marghitu, 2001; Toms ve ark., 2002).

Elastiklik modulü (Young modülü)

En basit ifadeyle gerilimin gerinime oranı olan elastiklik modülü, cismin elastikiyet sınırları içerisinde dayanıklılığını gösteren bir katsayıdır (Proffit ve Fields, 2000).

E= Gerilme/Gerinim= σ/ε

Materyalin sertliğini belirleyen bir ölçüttür, materyalin sertliği arttıkça elastiklik modülü değeri de artar. Bu özellik mekanik özellikleri ile dolaylı bir ilişki içerisindedir. Doğrusal (lineer) elastik materyallerde sabit bir young modülü söz konusu iken doğrusal olmayan (non-lineer) elastik materyallerde uygulanan yüke bağlı değişkenlik gösterir (Proffit ve Fields, 2000; Yoshida ve ark. 2001; Shaw ve Sameshima, 2004).

Poisson oranı

Çekme veya basma kuvvetleri altında cisimlerin, elastik sınır içerisinde, enindeki birim boyut değişiminin boyundaki birim boyut değişimine oranıdır (Franklin, 1998; Shaw ve Sameshima, 2004). Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0,5 arasında değişkenlik gösterir ve elastisite modülü gibi cisme ait ayırıcı 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 (Franklin, 1998; Shaw ve Sameshima, 2004).

İzotropi ve anizotropi

İzotropi, bir cismin, farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri göstermesidir. İzotrop cisimler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetlerle meydana gelen çekme, basma ve makaslama gerilmelerinde aynı sabit Young modülüne sahiptirler. Anizotrop cisimler ise farklı doğrultularda farklı Young modülü değerine sahiptir (Toms ve ark., 2002; Provatidis, 2000).

Homojen cisim

Elastik özelliklerin cisim içerisinde her noktada aynı olduğu cisimler homojen cisim olarak isimlendirilir (Marghitu, 2001).

Ortodontide SESA metodu ile yapılmış araştırmalar

Ortodontide bilgisayarda gerilme analizleri ile yapılan araştırmalar 1971 yılında Davidian'ın üst orta kesici dişin teorik rotasyon merkezini bulmak için gerçekleştirdiği diş modeli ile başlamıştır. Yazar dişe uygulanan kuvvet sonucu periodonsiyumdaki mekanik cevabı incelemiş, rotasyon ve direnç merkezinin yerlerinin değişimini gözlemiştir (Davidian, 1971).

Wright ve Yettram (1979) üst orta kesici dişin ortodontik yüklemesi sonucu oluşan gerilme ve gerinimleri üç boyutlu olarak incelemişler ve sonuçları biyolojik kemik apozisyon-rezorpsiyon süreleri ile karşılaştırmışlardır.

Yoshikawa ve arkadaşları (1981), ortodontik paslanmaz çelik ark tellerinin elastiklik modüllerini SESA ile incelemişlerdir.

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

Feridun (1984), üst çenede hızlı genişletme yapan üç farklı apareyin etkilerini incelediği araştırmasında iki boyutlu SESA yöntemini kullanmıştır.

İşeri ve arkadaşları (1998), hızlı genişletmenin kraniyofasiyal yapılar üzerindeki etkilerini üç boyutlu olarak incelemişlerdir.

Moss ve arkadaşları (1985), kafa-yüz iskeletindeki boyut ve biçim değişikliklerini tanımlayıcı bir yöntem olarak iki boyutlu gerçekleştirdikleri SESA yöntemiyle fare kafatasındaki değişiklikleri incelemişlerdir.

Miyakawa ve arkadaşları (1985), ortodontik kuvvetlerin etkilerinin SESA ile incelenmesindeki önemli prensipleri ortaya koymuşlar ve bu yöntemin benzer yöntemlere, özellikle fotoelastik yönteme göre sistematik ve kantitatif olması nedeniyle üstün olduğunu bildirmişlerdir.

Tanne ve arkadaşları (1987), alt birinci küçük azı dişini 240 izoparametrik eleman ile bilgisayarda üç boyutlu olarak modellemişler, dişe bir noktadan kuvvet ve kuvvet çifti uygulayarak oluşan gerilmeleri diş kökü, alveol kemiği ve periodontal ligament'te ölçmüşlerdir. Aynı araştırıcılar bir sonraki yılda yaptıkları araştırmalarında, kraniyofasiyal komplekse distal yönlü ortopedik kuvvet uygulanmasının etkilerini incelemek için 1776 elemandan oluşan üç boyutlu matematik model üzerinde SESA yöntemi ile gerilme analizi yapmışlar, nazo-maksiller kompleksin geriye ve aşağı yönde hareketi ile saat yönünde rotasyonunu tespit etmişlerdir. Bu sonucun, daha önce gerilim ölçer, fotoelastik yöntem ve holografik yöntemler ile elde edilmiş başka araştırmaların sonuçları ile uyumlu olduğunu bildiren yazarlar SESA yönteminin üstünlüğünün ortodontik kuvvetin istenilen noktada, istenilen yönde ve şiddette uygulanabilmesi olduğunu bildirmişlerdir (Tanne ve ark., 1988).

Tanne ve arkadaşları (1989) bir diğer çalışmalarında, anterior yönlü ekstraoral kuvvetlerin kraniofasiyal yapı üzerindeki etkilerini, SESA yöntemi ile incelemişlerdir. Çalışmada 1000 gramlık kuvvet, maksiller birinci molarlar hizasından oklüzal düzleme paralel olarak ve de oklüzal düzlemden aşağı doğru 30 derece açı yapacak şekilde uygulanmıştır. Nazomaksiller kompleks ve çevresinde yüksek stres seviyeleri görülmüştür ancak her iki sistemde de stres dağılımları farklılık göstermiştir. Aşağı doğru uygulanan kuvvet sonucunda, daha homojen bir stres dağılımı görülmüştür, bu da ortopedik kuvvetlerin yönünün stres dağılımlarını etkilediğini ortaya koymaktadır.

Singh ve Clark (2001) yaptıkları çalışmada, sınıf II divizyon 1 maloklüzyona sahip 46 çocuk, 53 adölesan bireye Twin-block apareyi uygulamıştır. Bu çalışmada "finite element scaling analizi" kullanılmış ve lokalize mandibuler değişimler incelenmiştir. Prepubertal, pubertal dönemde olanlar ve kızlar, erkekler olmak üzere 4 grup oluşturulmuştur. Analiz sonucu Twin-block apareyi ile kondiler kartilajda değişimler elde edildiğine, ramus ve korpusta remodelasyon olduğuna ve osteojenik depozisyon meydana geldiğine kanaat getirilmiştir.

Erkmen ve arkadaşları (2005) araştırmalarında, bilateral sagital split ramus osteotomisi sonrasında uygulanan farklı fiksasyon yöntemlerini, üç boyutlu mandibula modeli üzerinde SESA kullanarak karşılaştırmışlardır. Mandibulada, bilateral sagital split ramus osteotomisi ile 5 mm' lik bir osteotomi boşluğu oluşturulmuştur. Mandibulada ayrılan segmentler, 4 farklı rijit fiksasyon uygulaması ile fikse edilmiştir. Çiğneme kuvvetleri karşısında oluşan stresler ile osteotomi bölgesinde en az stres oluşturan ve rotasyona sebep olmayan rijit fiksasyon tipi bulunmak istenmiştir. Çiğneme kuvveti olarak, posteriordan 500N' luk bir kuvvet uygulanmıştır. Araştırmanın sonucunda, triangular konfigürasyonda yerleştirilen 2 mm' lik lag screw' lar, bilateral sagital split ramus osteotomisi yapılan hastalarda yeterli stabiliteyi sağlamakta, hiç rotasyon hareketi göstermeden osteotomi bölgesinde en az stresi oluşturmaktadır.

Yu ve arkadaşları (2007) çalışmalarında, maksiller protraksiyonun, rapid maksiller ekspansiyon ile uygulanarak ve uygulanmadan yapılmasını üç-boyutlu SESA ile karşılaştırmışlar. Maksillaya 500 gramlık bir protraksiyon kuvveti, oklüzal düzlem ile aşağı doğru 20 derece açı yapacak şekilde 1. premolar bölgesi üzerinden geçecek şekilde oluşturulmuştur. Rapid maksiller ekspansiyon için Hyrax tipi bir aparey sağ ve sol 1. premolarlar ve 1. molarlara uygulanmış, maksillayı bir bütün haline getirmiş ve protraksiyon kuvveti bu aparey üzerinden verilmiştir. Midpalatal sütur açıldığında, maksilla çevresindeki süturlarda daha az sıkıştırıcı, daha fazla gerici stres oluşmuş, en fazla stres ise zygomatikomaksiller süturda görülmüştür. Maksillanın ve zigomatik arkın yukarı ve öne rotasyonunun, sütur açıldığında daha az olduğu, öne, vertikal ve lateral yönde ise yer değiştirmelerinin, daha fazla olduğu görülmüştür. Sütur açıldığında, frontal ve lateral yer değiştirmenin, yukarıdan aşağıya ve arkadan öne doğru maksillada, zigomatikomaksiller sütura paralel olacak şekilde daha fazla yer değişikliği görülmüştür. RME yapılması ile midpalatal süturun açılması, protraksiyon kuvvetinin oklüzal düzlemin altından, maksillanın rezistans merkezinden ve birinci premolarların apikalinden geçecek şekilde ayarlanması ile, maksillanın normal öne ve aşağı büyümesinin sağlanabileceği söylenmektedir.

Başçiftçi ve arkadaşları (2008) çalışmalarında, farklı kuvvet vektörleri ile chincup tedavisinin biyomekanik değerlendirmesini yapmışlardır. Kuvvetin farklı yönlerde uygulanması, farklı stres bölgeleri ve farklı yer değiştirmelere sebep olarak, çeneliğin ortopedik etkisini değiştirmektedir. Kondil tepesinden geçen kuvvet vektörü, neredeyse

yok denecek büyüklükte bir stres oluşturmuştur. Bu vektör her yerde aşağı ve geriye yer değiştirme sağlayan tek vektör olmuştur. Koronoid process veya önünden geçen vektörlerin, yukarı geriye doğru yer değişikliği sağlayarak, sınıf III maloklüzyonu bulunmayan açık kapanış vakalarında tercih edileceği bildirilmiştir.

Holberg ve arkadaşları (2008), orta yüz ve kafatası tabanındaki süturlarda farklı ortopedik headgear uygulamaları ile oluşan gerinimleri SESA yöntemi ile incelemişlerdir. Süturlarda oluşan mekanik sinyallerin, büyümeyi etkileyebilecek yeterlilikte olup olmadığını ortaya koymak için bu çalışma gerçekleştirilmiştir. Çalışmada 5 N ve 10 N' luk kuvvetler karşılaştırılmıştır. Yapılan analizlerin sonucunda, uygulanan ortopedik kuvvetlerin süturlarda oluşturduğu mekanik sinyallerin, sütural gelişimi etkilemek için gerekli eşiğin çok altında olduğu bulunmuştur. Ortopedik headgearın sütural gelişim üzerine etki ederek değil, dentoalveoler etkiler ile klinik etkinlik gösterdiği belirtilmektedir. Çeşitli araştırmacıların da yaptıkları çalışmalarda, headgearların iskeletsel değil dental etkileri olduğu vurgulanmıştır.

Ulusoy ve Darendeliler (2008), sınıf 2 maloklüzyonlarda kullanılan aktivatör ve aktivatör-high pull headgear uygulamalarının mandibula üzerindeki etkilerini üç boyutlu SESA metoduyla incelemişlerdir. Her iki fonksiyonel ortopedik aygıtta mandibulada aynı bölgelerde stres ve gerinim oluşmuş, streslerin ve gerinimlerin büyüklüklerinin de aynı olduğu görülmüştür. İstirahat halindeki mandibula ile her iki aygıtın karşılaştırılmasında, stres ve gerinme bölgelerinin aynı olduğu ancak aygıt uygulandığında bu değerlerin büyüklüklerinin istirahatteki mandibula üzerindeki kuvvetlerden, daha fazla olduğu bulunmuştur. Koronoid yapı ve angulus mandibula, kasların yapıştığı yerler olduğundan dolayı bu bölgelerde stresin en yoğun olduğu görülmüştür. Fonksiyonel aygıtların en fazla, koronoid yapıda gerilim ve gerinime neden olduğu ve koronoid yapıyı anterior ve lateral yönde değişime zorladığı tespit edilmiştir. Aygıtlar uygulandığında mandibula üzerinde, istirahate göre daha fazla stres ve gerinim oluşmuştur.

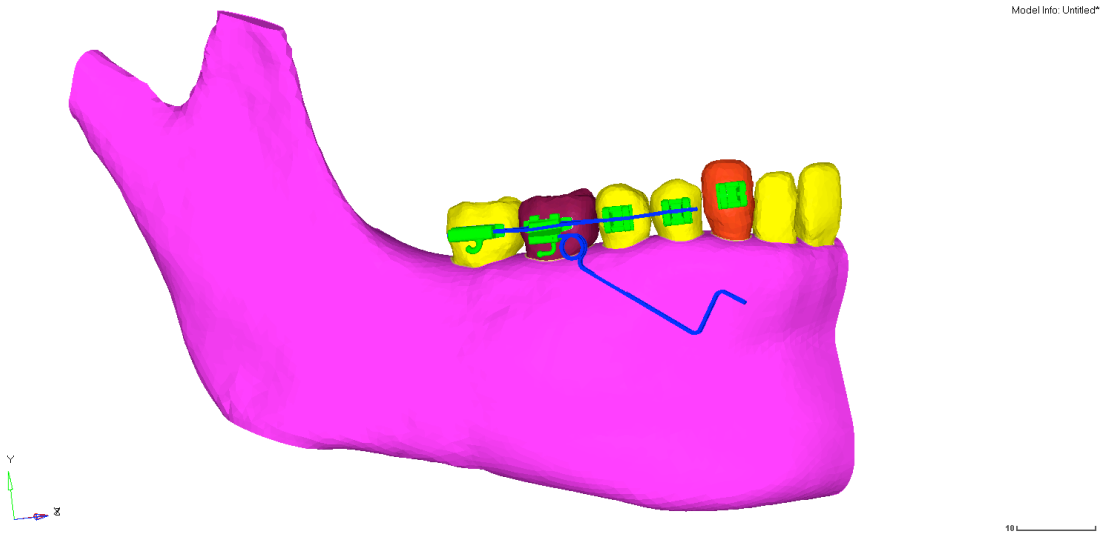
Panigrahi ve Vineeth (2009) çalışmalarında, sabit fonksiyonel apareylerin kraniofasiyal yapılar üzerindeki biyomekanik etkilerini sonlu elemanlar modeli oluşturarak incelemişlerdir. Sabit fonksiyonel apareylerin uygulanmasıyla elde edilen yer değiştirme değerleri, ağırlıklı olarak dentoalveoler bölgelerdedir. Mandibular keserlerin öne ve aşağı yer değiştirmeleri en belirgin dentoalveoler etkidir, bunu mandibular molarların yer

değişimi takip etmektedir. Mandibula öne ve aşağı rotasyon göstermiş, pterigoid plaklar ve maksiller dişler headgerda olduğu gibi posterior ve superior yer değiştirme göstermişlerdir. Anterior nasal spina hariç tüm dentoalveoler bölgede, gerilim stresleri görülmüştür. En yüksek gerilim ve Von Mises stresleri kondil boynu ve kondil başında bulunmuştur.

Motoyoshi ve arkadaşları (2009) çalışmalarında, ortodontik mini implantların çevresindeki kemikte oluşan stresleri, SESA yöntemini kullanarak incelemişler, farklı yönlerde oluşturdukları yükleme kuvvetlerine karşı gelişen stres dağılımlarını inceleyerek, mini implantların gevşeme sebeplerini belirlemeye çalışmışlardır. Konvansiyonel ve servikalde yiv içermeyen mini implantlar, 1 ve 3 mm kalınlıktaki kortikal kemikle, üç boyutlu sonlu elemanlar modelleri elde edilmiştir. Yiv içermeyen implantlarda, başarısızlığa sebep olabilen mekanik anizotropi görülmemiştir ve stres daha az olarak bulunmuştur. Araştırmacılar konvansiyonel bir vidayı, yivli kısmının ötesinde yerleştirerek, mini implantı stabilize etmede etkili bir yöntem olarak kullanılmasının, mekanik anizotropiyi önleyerek mini-implantın başarısını arttıracağı görüşünü öne sürmüşlerdir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmamızda alt sağ kanin dişin intrüzyonu üç farklı senaryoda gerçekleştirilmiş ve mandibulanın sağ yarısının modelleri üzerindeki stres oluşumuna etkileri, üç boyutlu SESA yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak değerlendirilmiştir. Çalışma, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve PARSİM Mühendislik Ltd. Şti'de (PARSİM Mühendislik Şti., Ankara, TÜRKİYE) gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.1).



Şekil 3.2. Mandibulanın sağ yarısının, braketler, tüpler ve intrüzyon mekaniği ile birlikte sagittal düzlem görüntüsü

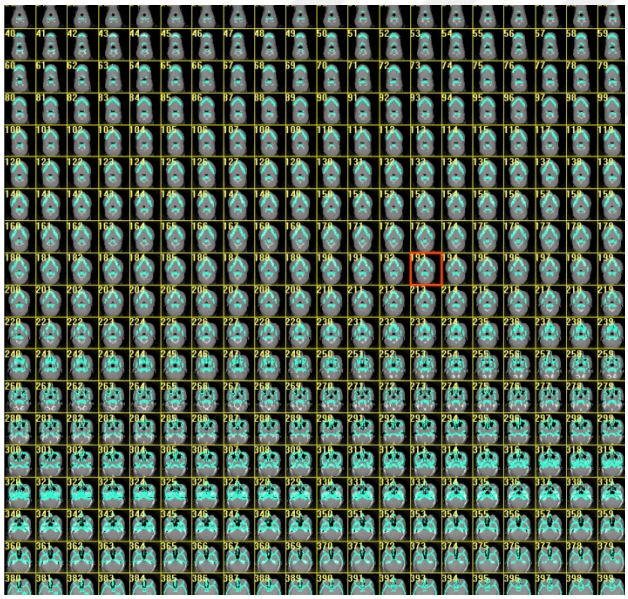
Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve SESA işlemi için Intel i7 ® R CPU 2,6 GHz işlemci, 1TB Hard disk, 32 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, CATIA V5R20 (Dassault Systèmes S.A., Vélizy-Villacoublay, FRANSA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, Altair Hyperworks (Altair Inc, Detroit, MI, ABD) ve Abaqus 6.14-1 (Dassault Systèmes S.A., Vélizy-Villacoublay, FRANSA) analiz programından yararlanıldı.

Modeller, Materialise Mimics (Materialize, Leuven, BELÇİKA) yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Altair Hypermesh (Altair Engineering, Troy, MC, ABD) yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı 3D modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında, düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde, programlar

arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Altair Hypermesh yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin, hangi bölgesinin kemik dokusu, hangi bölgesinin diş dokusu olduğunu yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poison oranı) değerleri verilmiştir.

3.1. Kemiğin Modellenmesi

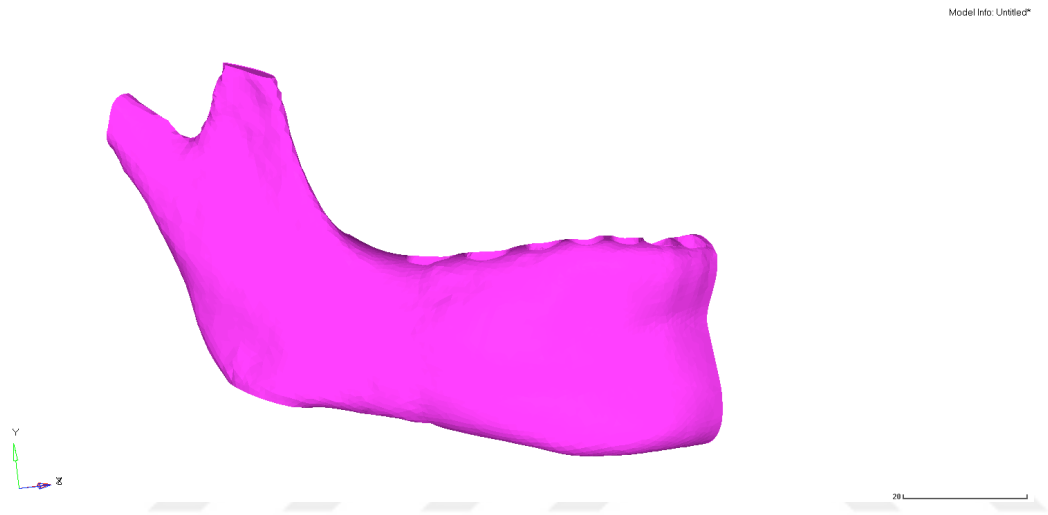
Kemik dokularının modellenmesi için, herhangi bir kraniyofasiyal anomalisi olmayan erişkin bir hastanın mandibula kemiğine ait bilgisayarlı tomografi verileri kullanılmıştır (Şekil 3.2). Tomografi verisi konik huzme işınlı tomografide (NewTom 3G, AFP Imaging Corporation, Elmsford, NY, US, ABD) taranmıştır. Taramada 120 kvp, 3.8 mA'de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi (Şekil 3.2). Daha sonra hacimsel veri 0.5 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir.



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

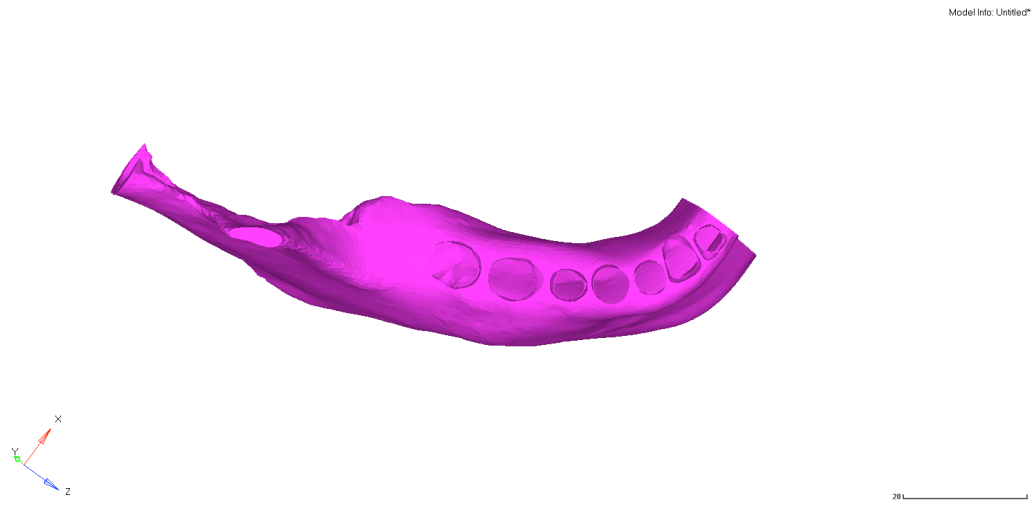
Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında bilgisayara aktarıldı ve Materialise Mimics yazılımı ile işlendi. Materialise Mimics yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır.

Çekilen filmler, Materialise Mimics yazılımına atılarak "Interactive Segmentation" yöntemi ile Hounsfield Değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı. Yapılan ayrıştırma işleminden sonra 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu. Elde edilen 3 boyutlu model, Materialise Mimics yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek stl formatına çevrildi ve sağ yarım mandibulanın modelleme işlemi tamamlandı (Şekil 3.3).



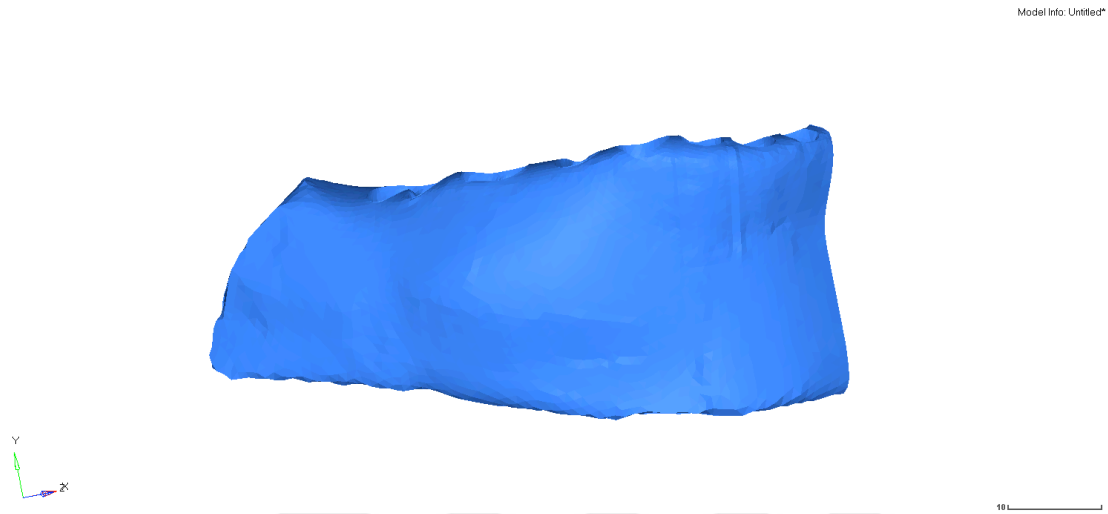
Şekil 3.3. Sagittal düzlemden kortikal kemiğin görüntüsü

Periodental ligament dokularının, Hypermesh yazılımında dişin kemik içinde kalan kısmının 0,2 mm offsetlenerek kortikal kemikten boolean yöntemi ile çıkartılmasıyla diş soketleri elde edilmiş oldu. Kortikal kemik kalınlığı ise 1,5-3 mm arasındadır (Şekil 3.4).

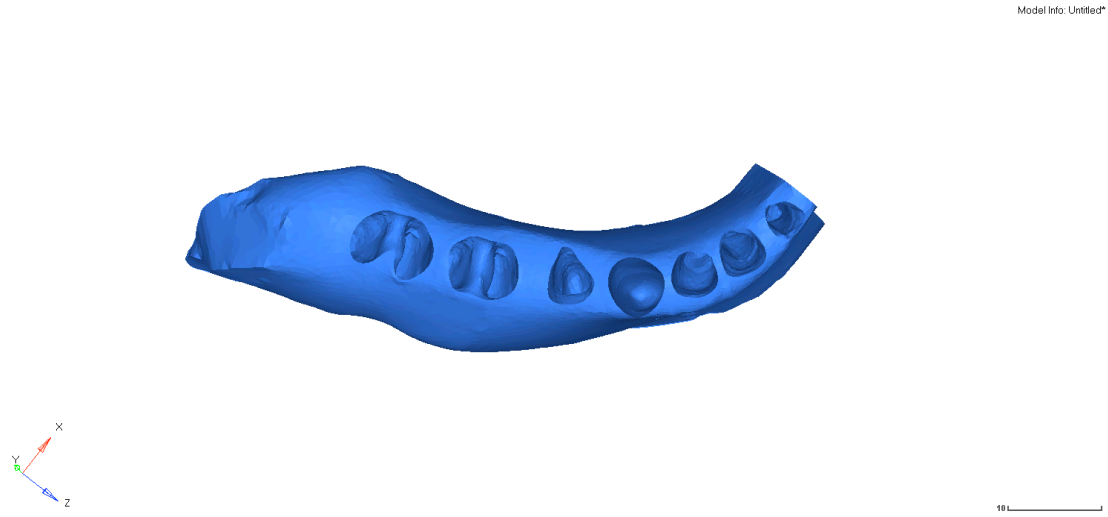


Şekil 3.4. Transvers düzlemden kortikal kemiğin görüntüsü

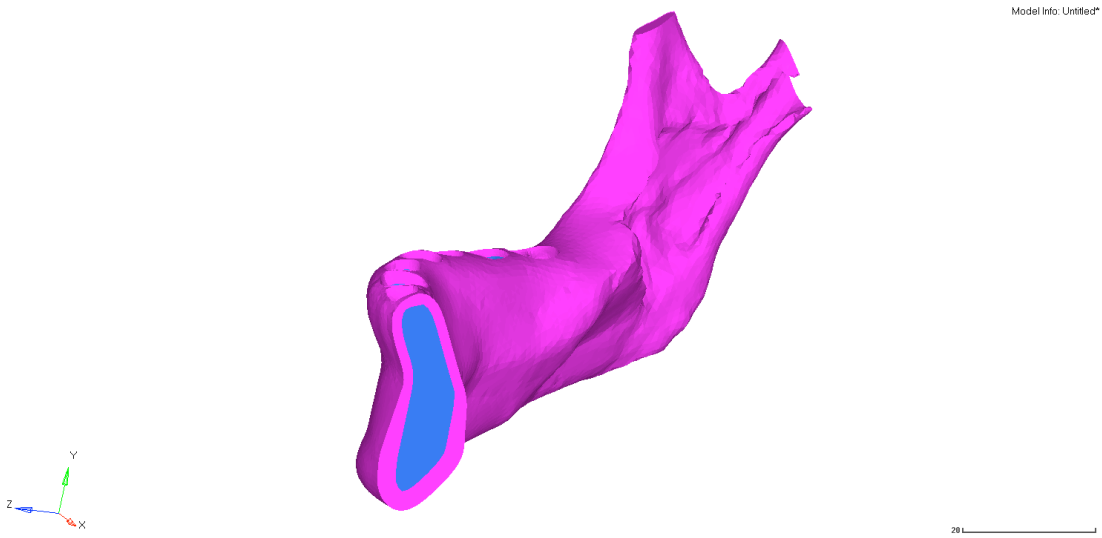
Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edildi ve kortikal kemik dokusu içerisine gerekli uyumlamalar yapılarak, kuvvet aktarımı sağlanmış oldu (Şekil 3.5, 3.6). Daha sonra kortikal ve spongioz kemik iç içe olacak şekilde uyumlandırıldı (Şekil 3.7).



Şekil 3.5. Sagittal düzlemden spongioz kemiğin görüntüsü



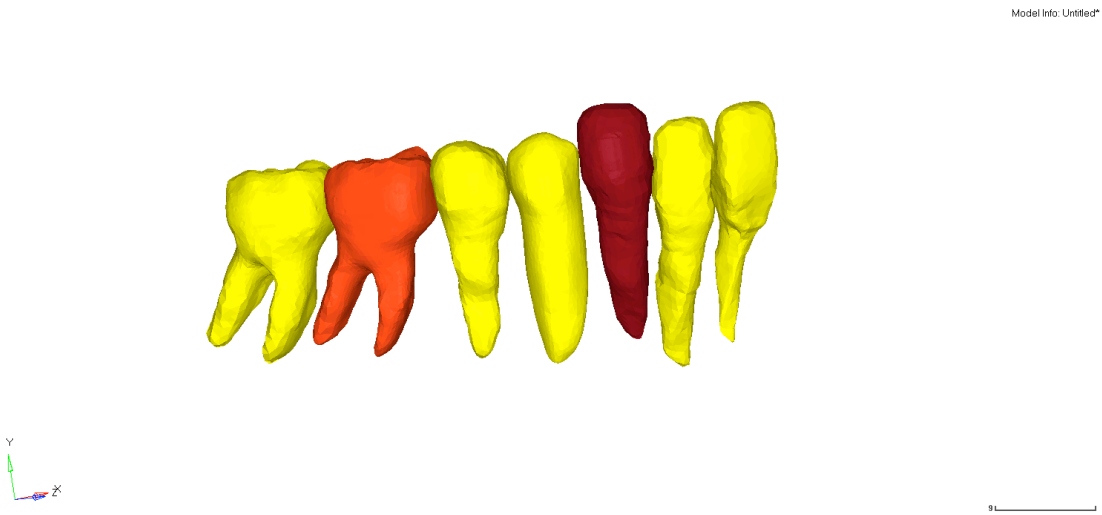
Şekil 3.6. Transvers düzlemden spongioz kemiğin görüntüsü



Şekil 3.7. Kortikal ve spongioz kemik segmentlerinin iç içe uyumlanması

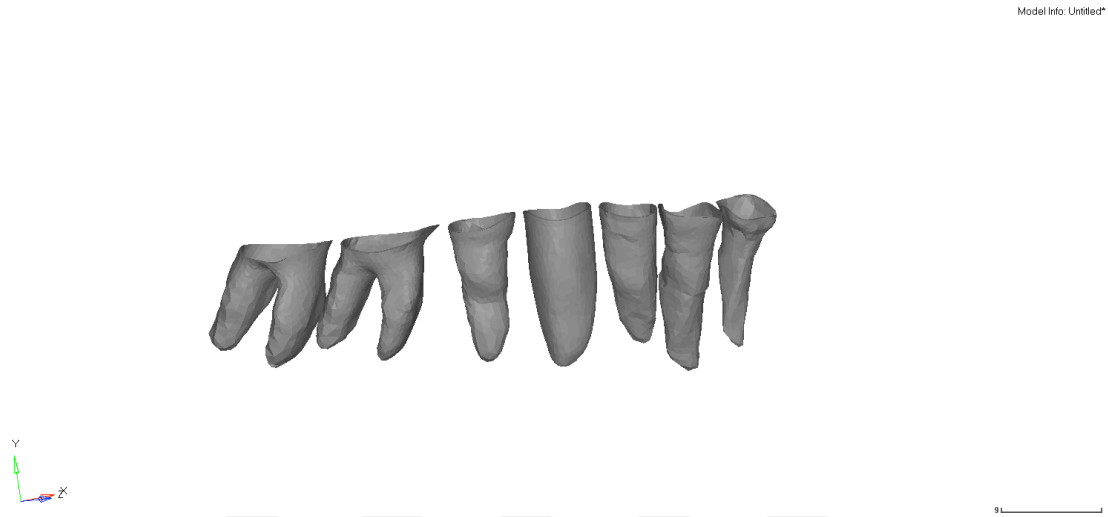
3.2. Dişlerin modellenmesi

Bütün dişler uygun kron-kök oranını sağlayacak şekilde modifiye edilmiştir. İkinci molarlardan birinci premolara kadar posterior dişler seviyelenmişlerdir, kanin dişi ise çevresindeki kemik dokuyla beraber diğer dişlerden 1,5 mm ekstrüze olacak şekilde modellenmiştir. Yirmi yaş dişleri ankraj için tüplenerek destek alınmadığı için modele dahil edilmemiştir (Şekil 3.8).

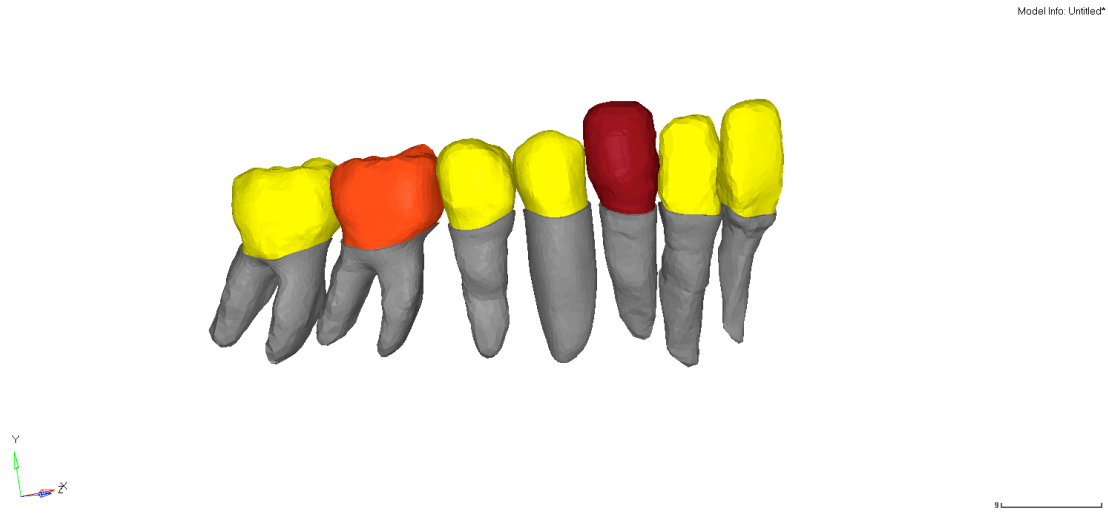


Şekil 3.8. Dişlerin görüntüsü

Diş modellerinin kortikal kemik içerisinde kalan kısımlarının, slice işlemi ile kesilmesiyle elde edilen arayüzlerden, 0,2 mm'lik offset komutu ile PDL elde edildi (Şekil 3.09) ve daha sonra diş modelleri PDL katmanı içerisinde konumlandırıldı (Şekil 3.10).

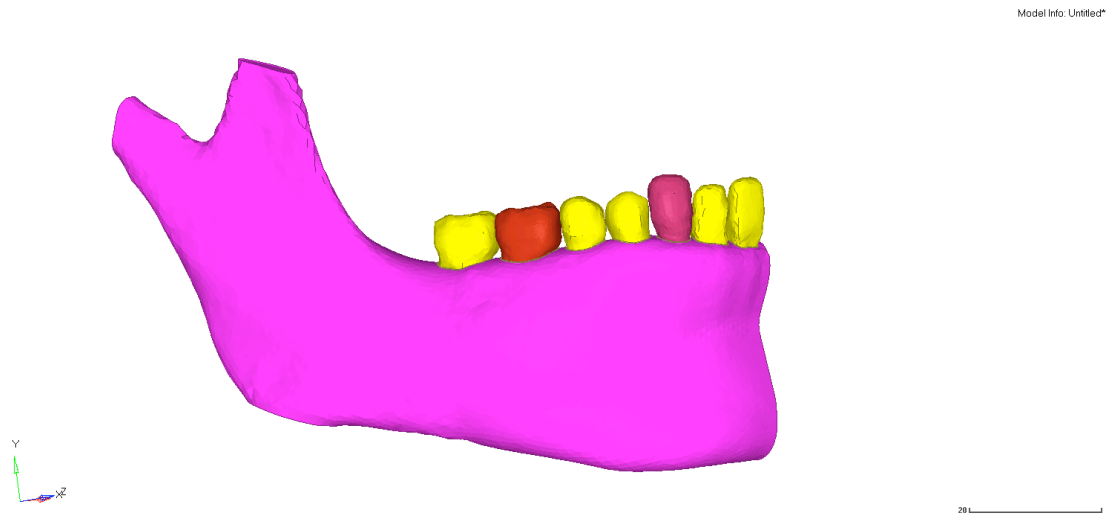


Şekil 3.9. Tüm dişlere ait PDL görüntüsü



Şekil 3.10. Dişler ve PDL'in birlikte görüntüsü

Son olarak dental bölge ile kemik bölge entegrasyonu sağlandıktan sonra, model standardize edilerek, analize uygun tam dişli model elde edildi (Şekil 3.11).



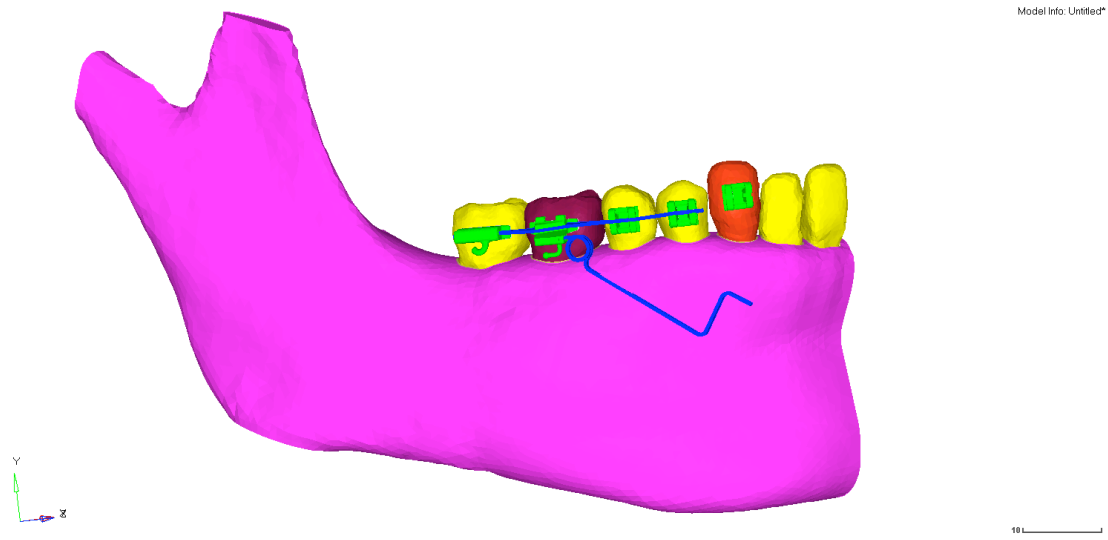
Şekil 3.11. Dişler eklendikten sonra çalışma modelinin görüntüsü

3.3. Kesi Hatlarının Modellenmesi

Kesi hatları marjinal sırttan 2 mm uzakta, 1 mm kalınlığında, kortikal kemik tamamen kalkacak şekilde belirlenmiş olup, kortikal kemiğin uzaklaştırıldığı boşluğa yara iyileşmesini taklit etmesi amacıyla kallus modellenmiştir.

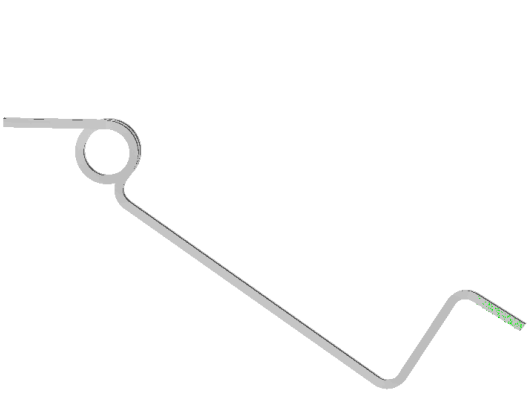
3.4. Posterior Ankraj Ünitesi ve İntrüzyon Mekaniğinin Modellenmesi

Bütün kemik, dişler ve periodontal ligament yapıları tamamlandıktan sonra 0,018 x 0,025''slot ve 0° tip ve torka sahip edgewise braketler ve molar tüplerinin (Dentaurum Gmbh & Co, Ispringen, ALMANYA) stl formatlarından elde edilen yapılar dişlerin üzerine yerleştirilmiştir. Dişler ile braketler ve tüpler arasına 0,15 mm kalınlığında kompozit yapıştırıcı (Concise, 3M dental products, St. Paul, MN, ABD) modellenmiştir. Posterior ankraj ünitesini simule etmek için 0,017 x 0,025''paslanmaz çelik tel, ikinci molar tüpünü, birinci moların ana tüpünü, premolar braket slotlarını pasif olarak dolduracak şekilde yerleştirilmiştir. Bütün braketler ve tüpler titanyumdan olacak şekilde modellenmiştir (Şekil 3.12).

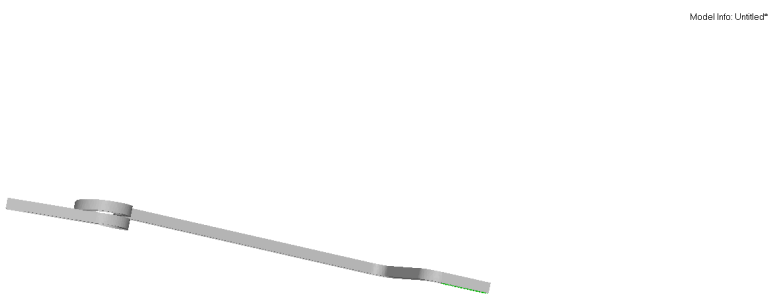


Şekil 3.12. Braket, tüp, ankraj ünitesi ve intrüzyon mekaniği ile beraber modelin sagittal düzlemden görüntüsü

İntrüzyon mekaniği kesit kalınlığı 0,017 x 0,025’’olan titanyum molibden alaşımından (TMA) modellenmiştir. Bu mekanik 3 mm çapında helikse sahip olup distal ucu birinci molar dişin yardımcı tüpünün içine meziyalden yerleştirilmiştir. Heliksin bittiği yerden başlayıp, birinci premolarla kaninin interproksimal temas noktasına kadar meziyal olarak uzanan yatay bir segment mevcuttur. Bu noktada kanin braketinin en üst kısmı seviyesinde sona eren dikey bir kesimi içeren oklüzale doğru 90°’lik bir büküm modellenmiştir. Son olarak kanin braketinin üst kısmı ile temas halindeki konsolun nihai parçasını oluşturmak için 90°’lik bir büküm daha yapılmıştır (Şekil 3.13, 3.14).



Şekil 3.13. İntrüzyon mekaniğinin sagittal düzlemden görünümü

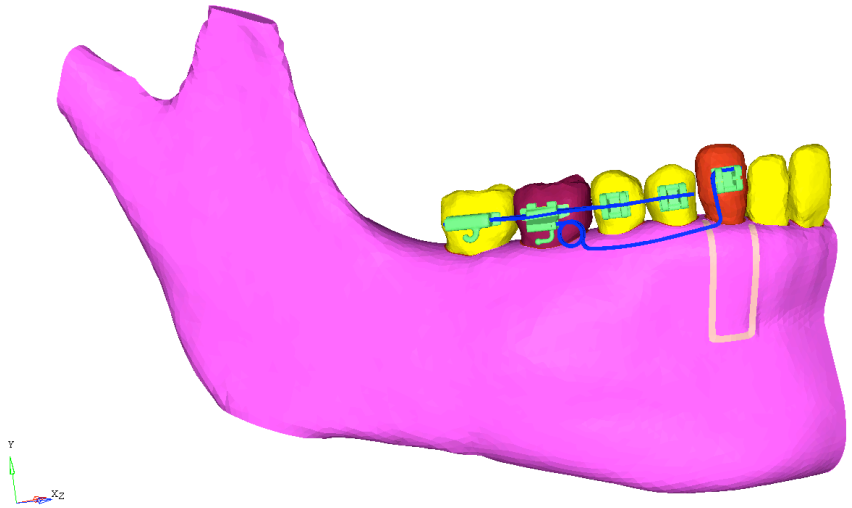


Şekil 3.14. İntrüzyon mekaniğinin transvers düzlemden görünümü

Braketler ve teller arasındaki bağlantıları beam elementleri kullanılarak yapılmıştır. Farklı objelerin bağlantıları, birbilerinden ayrı deplasmana uğramamaları adına rijit olarak kabul edilmiştir.

Üç farklı refarans düzlemi kullanılmıştır; x aksı oklüzogingival, y aksı meziyodistal, z aksı bukkolingual yönü göstermektedir.

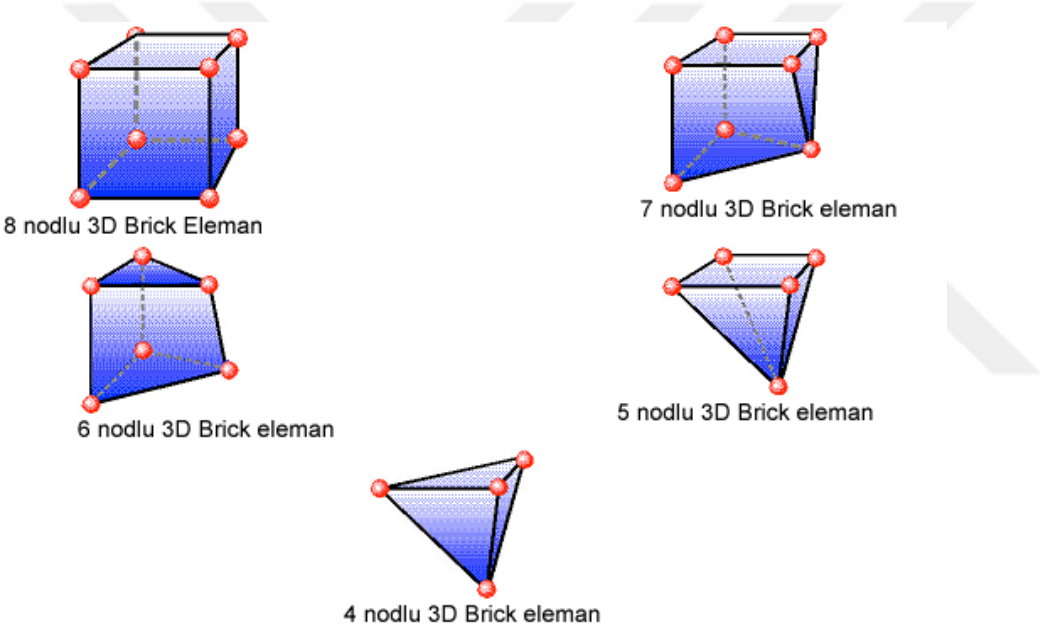
İntrüzyon mekaniği 35° tip-back ile aktive edilmiştir (Şekil 3.15). Bu aktivasyon yaklaşık olarak y aksında 0,02 N, x aksında ise 0,37 N'a tekabül etmektedir. Bu kuvvetler intrüzyon mekaniğinin oluşturduğu deplasman vektörlerine göre tarif edilmiştir. Aktivasyon pozisyonuna getirildikten sonra rijit bir bağlantı ile kanin braketine bağlanıldığı simüle edilmiştir. Bütün kuvvetler önce brakete daha sonra dişe aktarılmıştır. Saf intrüzyonu sağlamak adına 6°'lik bir toe-in bükümü verilmiştir (Caballereo, 2015).



Şekil 3.15. Kortikotomi kesisi yapılmış modelde intrüzyon mekaniğinin aktif hali

3.5. Üç Boyutlu SESA Modelinin Hazırlanması

CATIA V5R20 yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilerek modelleme işlemi tamamlandıktan sonra, modeller 3 boyutlu koordinatlar korunarak Altair hypermesh yazılımına aktarıldı. Burada modeller bricks ve tetrahedral elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve tetrahedral katı modelleme sisteminde, Altair hypermesh modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanılır ve bu sayede bir elemanın mümkün olduğunca fazla sayıda düğüm noktası ile üzerindeki kuvveti diğer elemanlara aktarabilmesi sağlanır. Sekiz nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır (Şekil 3.16).



Şekil 3.16. Kullanılan elemanların geometrik yapıları

3.6. Materyallerin Fiziksel Özellikleri ve Sınır Koşulları

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik kavramı ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite; yapının deformasyon veya gerinimin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir. Çalışmada modellenen yapılara ait elastisite (Young) modülleri ve Poisson oranları Çizelge 3.1'de, modellerin düğüm ve eleman sayıları ise Çizelge 3.2'de gösterilmiştir (Middleton ve ark., 2000; Gautam, 2011; Sarrafpour, 2012).

Çizelge 3.3. Senaryolarda kullanılan Young modülleri ve Poisson oranları

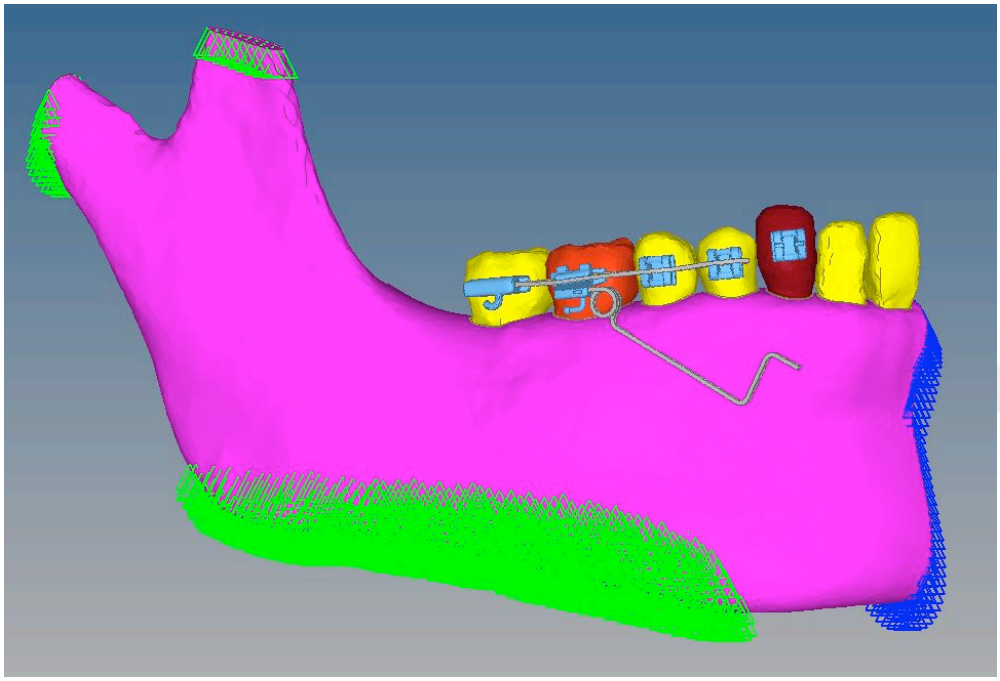
	Elastisite Modülü (Mpa)	**Poisson Oranı**
Kortikal Kemik	13600	0,3
Spongioz Kemik	1360	0,3
Periodontal Ligament (PDL)	50	0,45
Titanyum Molibden Alaşımı (TMA)	69000	0,3
Paslanmaz çelik	210000	0,3
Yapıştırıcı	11721	0,21
Kallus	76	0,33
Titanyum	110000	0,33

Çizelge 3.4. Senaryolarda kullanılan düğüm ve eleman sayıları

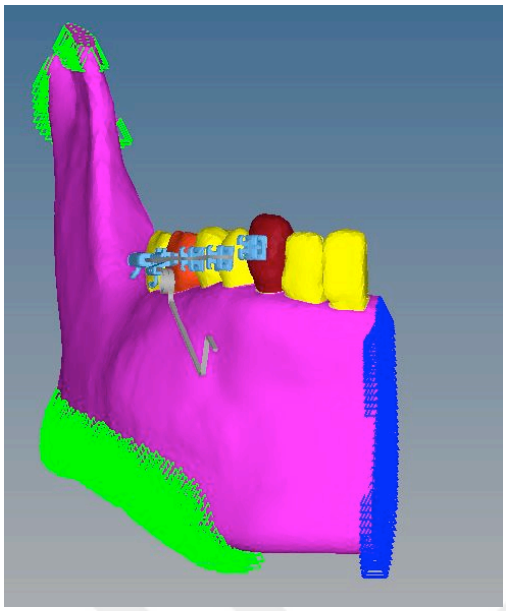
	Düğüm Sayısı	**Eleman Sayısı**
Senaryo 1 (Kortikotomisiz)	120995	595859
Senaryo 2 (Tek taraflı kortikotomi)	124416	615191
Senaryo 3 (Çift taraflı kortikotomi)	124812	617554

3.6.1. Sınır koşulları

Model mandibulanın sağ yarısının 41 numaralı dişin meziyalinden ve lateral yönde ise posteriordan kondil, koronoid proçes ve mandibular korpusun alt kenarından her serbestlik derecesinde (DOF: Degree of freedom) sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir. Böylece bu yüzeylerde model elemanlarının deplasman ve rotasyon yapamayacak şekilde kapatılarak sabitlenmesi sağlanmıştır. Benzer şekilde intrüzyon mekaniği ile 43 no'lu dişin braketinin üst kısmına kontakt yüzeylerinde de sabitlenme yapılarak, bükümün bağlanması simüle edilmiştir (Şekil 3.17, 3.18).



Şekil 3.17. Lateral yönden koronoid proçes, kondil, mandibular korpusun alt kenarı ve 41 numaralı dişin meziyalinden vertikal bir hat boyunca yapılan sabitlenme bölgelerinin görünümü



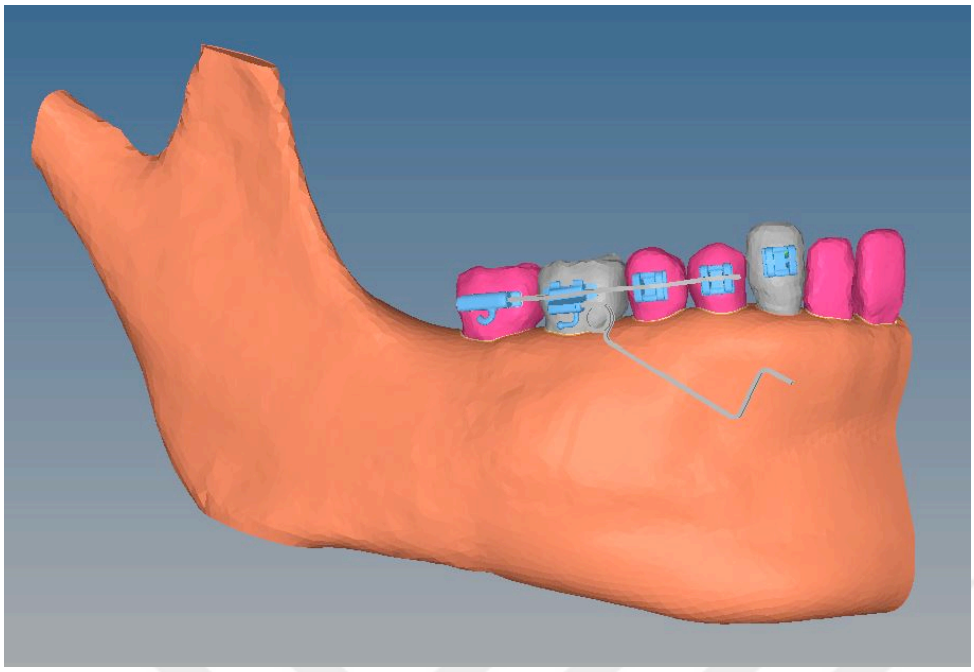
Şekil 3.18. Frontal yönden koronoid proçes, kondil, mandibular korpusun alt kenarı ve 41 numaralı dişin meziyalinden vertikal bir hat boyunca yapılan sabitlenme bölgelerinin görünümü

3.7. Senaryoların Oluşturulması

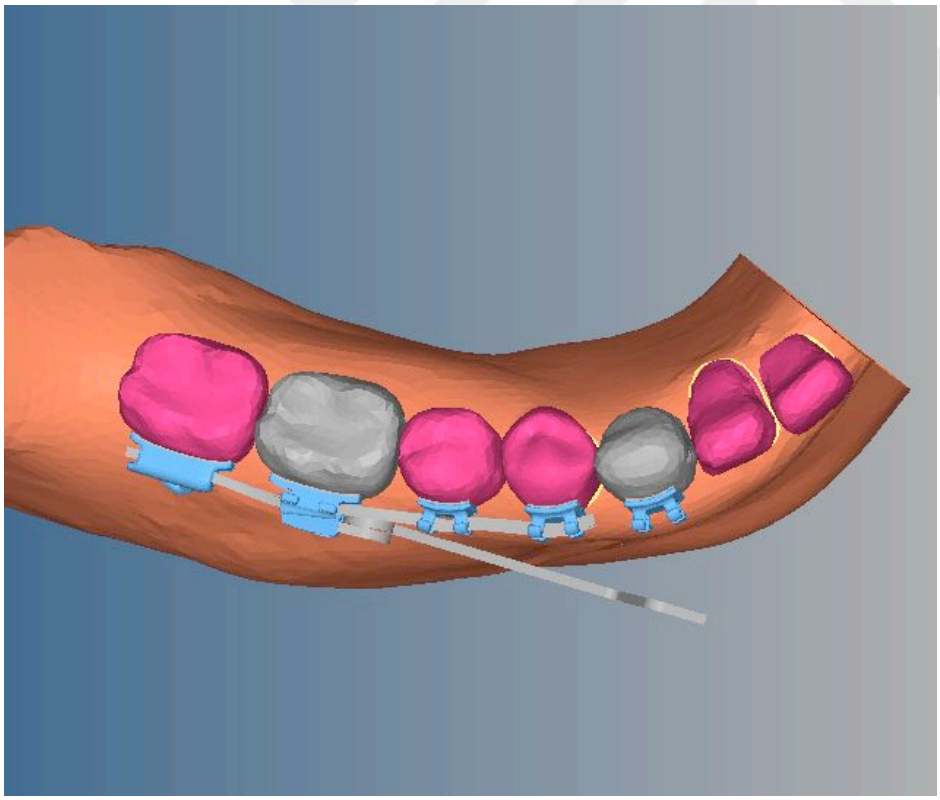
Bu çalışmada, farklı kortikotomi hatları ile bölümlenmiş ve hiç bölümlenme yapılmamış üç farklı senaryo oluşturulmuştur. Daha sonra oluşturulan modellere kuvvet yüklemesi yapılarak, yapılar üzerinde oluşan stresler, 3 boyutlu SESA ile incelenmiştir.

3.7.1. Senaryo 1

Birinci senaryoda hazırlanmış 3 boyutlu sonlu elemanlar modeline, herhangi bir rahatlatıcı kortikotomi kesisi yapılmamıştır (Şekil 3.19, 3.20).



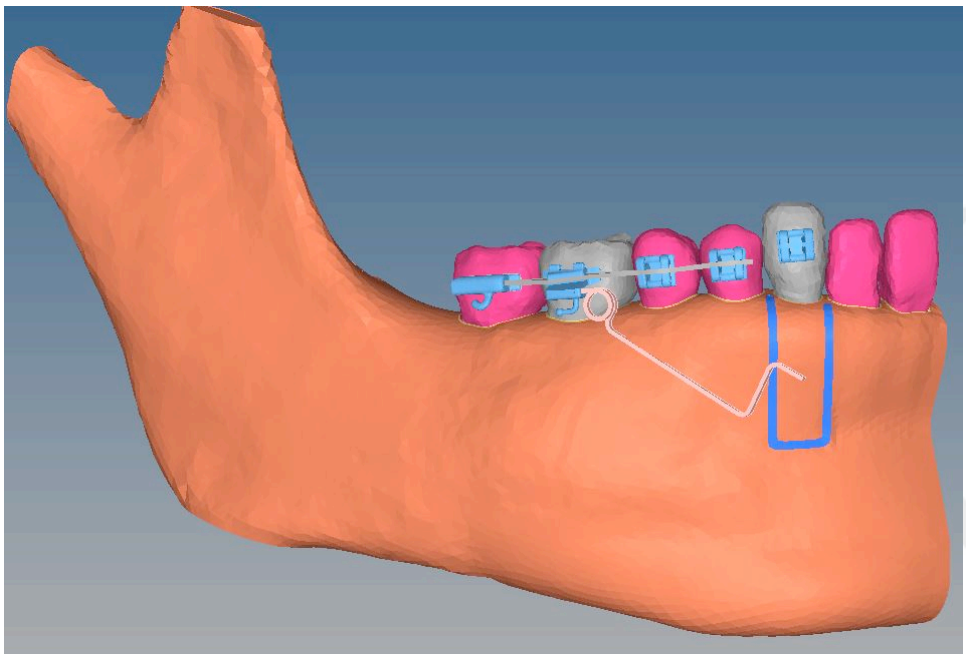
Şekil 3.19. Kortikotomi yapılmamış 3 boyutlu modelin sagittal düzlemden görünümü



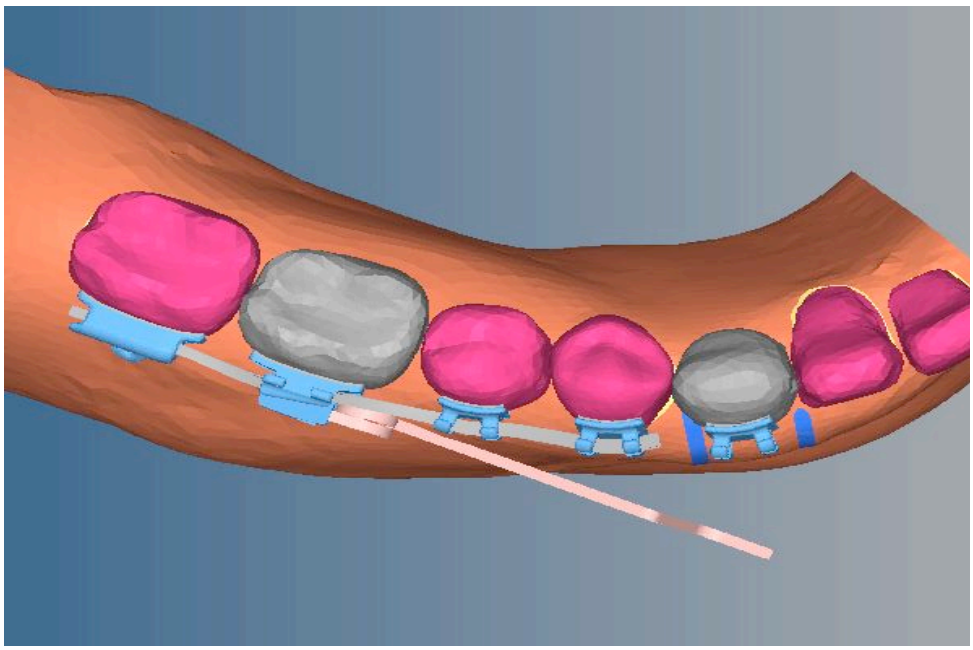
Şekil 3.20. Kortikotomi yapılmamış 3 boyutlu modelin transvers düzlemden görünümü

3.7.2. Senaryo 2

İkinci senaryoda hazırlanmış 3 boyutlu sonlu elemanlar modeline, kanin dişinin kökünün bukkal tarafına meziyal, distal ve apikalden kortkikotomi kesisi yapılmıştır. Kesi hattının kalınlığı 1 mm olacak ve kortikal kemiği tamamen kaldıracak şekilde yapılmıştır (Şekil 3.21, 3.22).



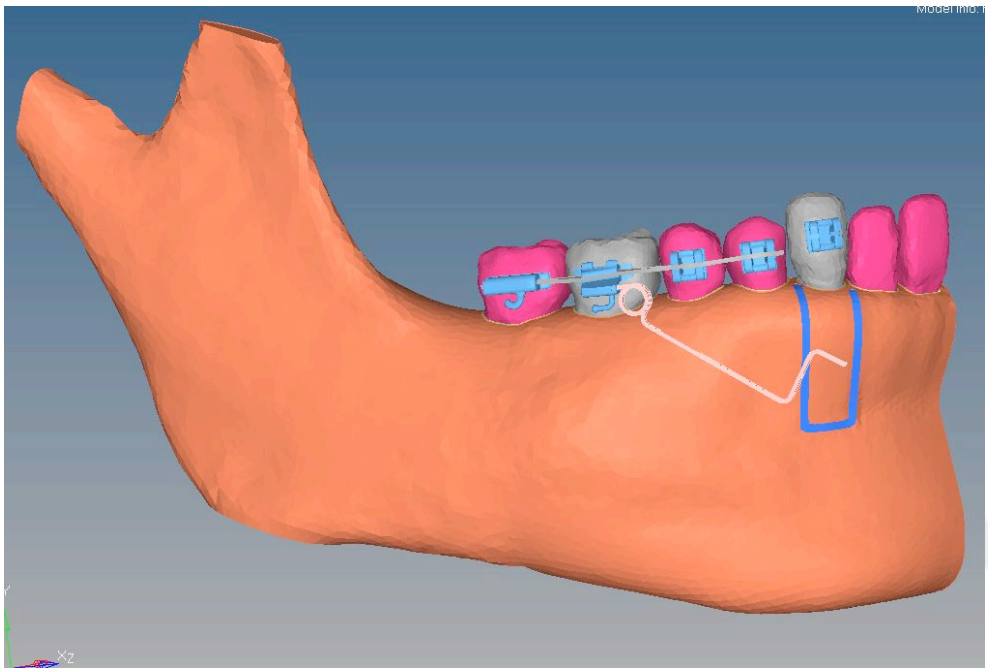
Şekil 3.21. Tek taraflı kortikotomi yapılmış modelin sagittal düzlemden görünümü



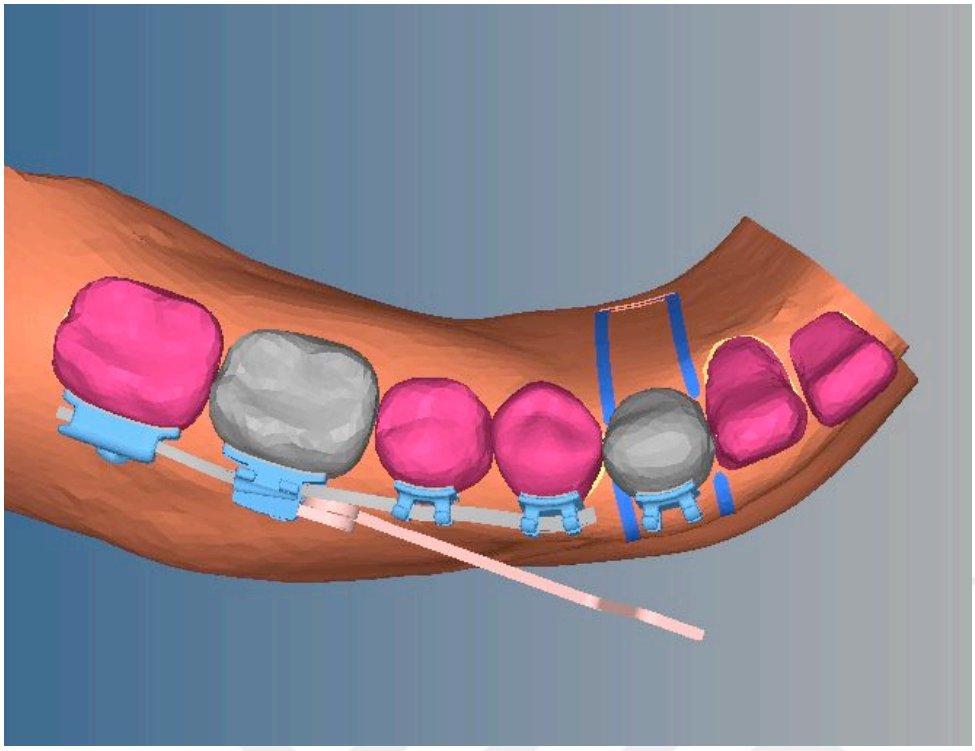
Şekil 3.22. Tek taraflı kortikotomi yapılmış modelin transvers düzlemden görünümü

3.7.3. Senaryo 3

Üçüncü senaryoda hazırlanmış 3 boyutlu sonlu elemanlar modelinde, kanin dişinin kökünün hem bukkal hem de lingual tarafına meziyal, distal ve apikalden kortkikotomi kesisi yapılmıştır. Kesi hattının kalınlığı 1 mm olacak ve kortikal kemiği tamamen kaldıracak şekilde yapılmıştır (Şekil 3.23, 3.24).



Şekil 3.23. Çift taraflı kortikotomi yapılmış modelin sagittal düzlemden görünümü



Şekil 3.24. Çift taraflı kortikotomi yapılmış modelin transvers düzlemden görünümü

4. BULGULAR

SESA ile elde edilen bulgular kuvvetin ilk uygulama anında elde edilen değerleri göstermektedir. Bu çalışmada; farklı kortikotomi senaryolarında intrüzyon mekaniği ile 43 numaralı dişin intrüzyonu sonucunda kortikal kemik, spongioz kemik, 43 ve 46 numaralı dişler, bu dişlerin periodontal ligamentleri üzerinde meydana gelen maksimum ve minimum asal stresler ve 43 ve 46 numaralı dişlerde görülen deplasmanlar değerlendirilmiştir.

SESA ile elde edilen sonuçlar katı yapılar üzerinde stres dağılımı olarak gösterilir. Bu stresler çekme ve baskı kuvvetleridir. Stresin karakterini ve hangi bölgede etkin olduğunu belirtmek için asal stresler incelenmelidir. Modelde oluşan en yüksek çekme stresini maksimum asal stresler (maximum principal), en yüksek basma stresini ise minimum asal stresler (minimum principal) belirtmektedir. Maksimum asal stresler pozitif değerlere sahipken, minimum asal stresler ise negatif değerlere sahiptir. Mutlak değeri diğerine göre daha büyük olan stres, hangi tip stresin daha etkili olduğunu göstermektedir (Adıgüzel, 2010).

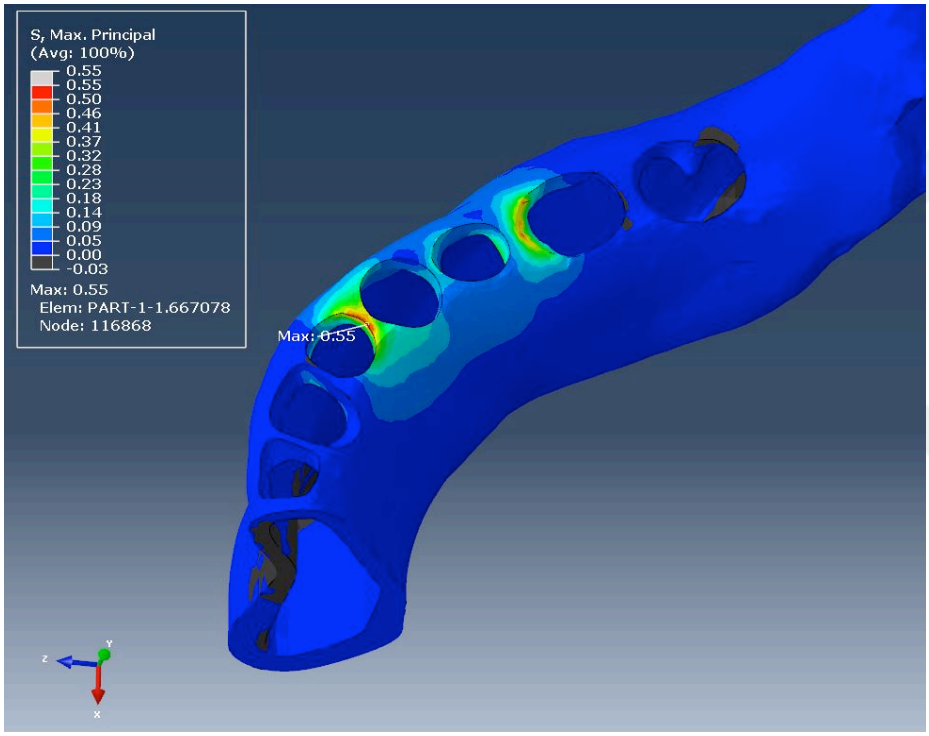
Gerilme ve deplasman değerlerine ait bulgular, renklendirilmiş görüntüler olarak kaydedilmiştir. Görüntülerdeki her renk resmin yanında verilen değer aralığında bir miktarı temsil etmektedir. SESA'da maksimum ve minimum asal stres değerleri bir renk skalasına göre görselleşmektedir. Buna göre maksimum asal stres değerlerinin gösterildiği şekillerde kırmızı renkli alanlar bu streslerin en fazla olduğu alanları gösterirken, minimum asal stres değerlerinin gösterildiği şekillerde ise mavi renkli alanlar streslerin en fazla olduğu bölgeleri göstermektedir. Bu çalışmada stres değerleri megapaskal (MPa) cinsinden, deplasmanlar ise nanometre (nm) cinsinden verilmiştir.

4.1. Birinci Senaryoya Ait Bulgular

Çalışmamızda oluşturulan birinci senaryoya ait model üzerinde herhangi bir kortikotomi kesisi yapılmadan intrüzyon mekaniği ile 43 numaralı dişe kuvvet uygulanması gerçekleştirilmiştir.

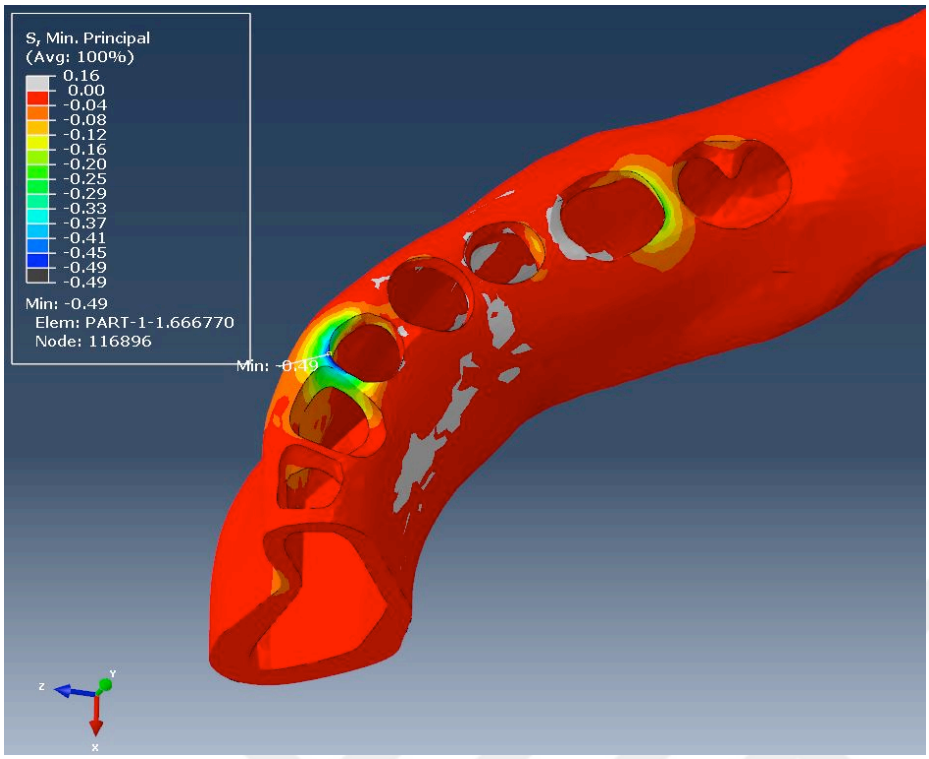
4.1.1. Kemikte meydana gelen stres değerleri

Mandibular sağ kanin dişinin intrüzyonu ile 43 ve 46 numaralı dişlerin çevresindeki hem spongioz hem de kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal stresler değerlendirilmiştir. Kortikal kemiğin transvers yönden yapılan incelemesinde en yüksek maksimum asal stres 0,55 MPa olarak ölçülmüştür. Bu değer 43 numaralı dişin distalinde bulunan krestal kemikte görülmüştür (Şekil 4.1).



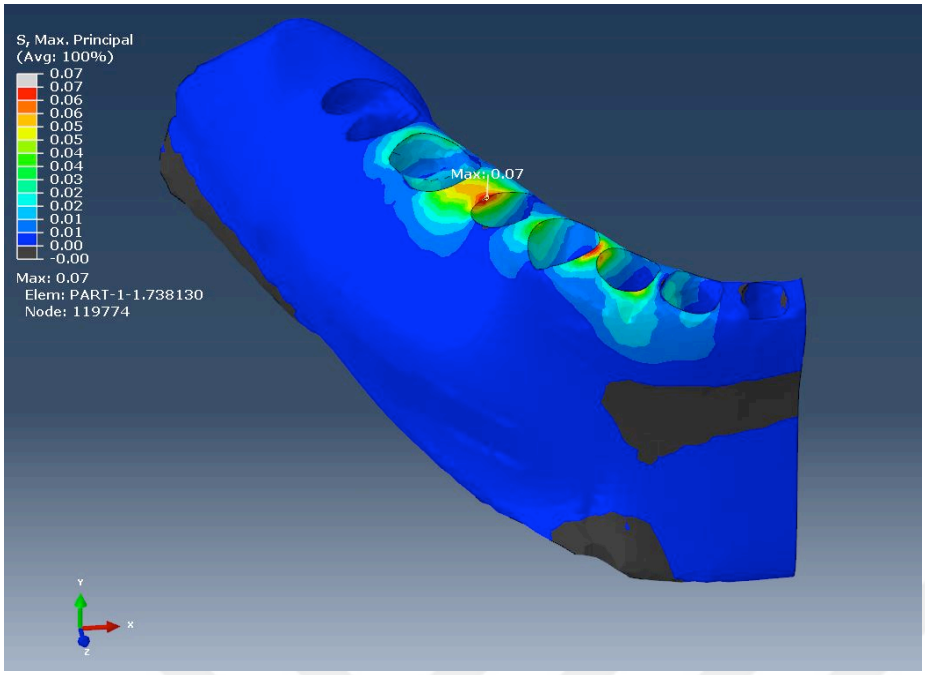
Şekil 4.1. Senaryo 1'de kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres dağılımı

Kuvvetin uygulama yönü olan 43 numaralı dişin meziyobukkaline bakan kortikal kemik yüzeyinde ise sıkışma tipi stresler yoğunlaşmıştır. Sıkışma bölgesindeki kemik yüzeyinde en yüksek minimum asal stres değeri -0,49 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.2).

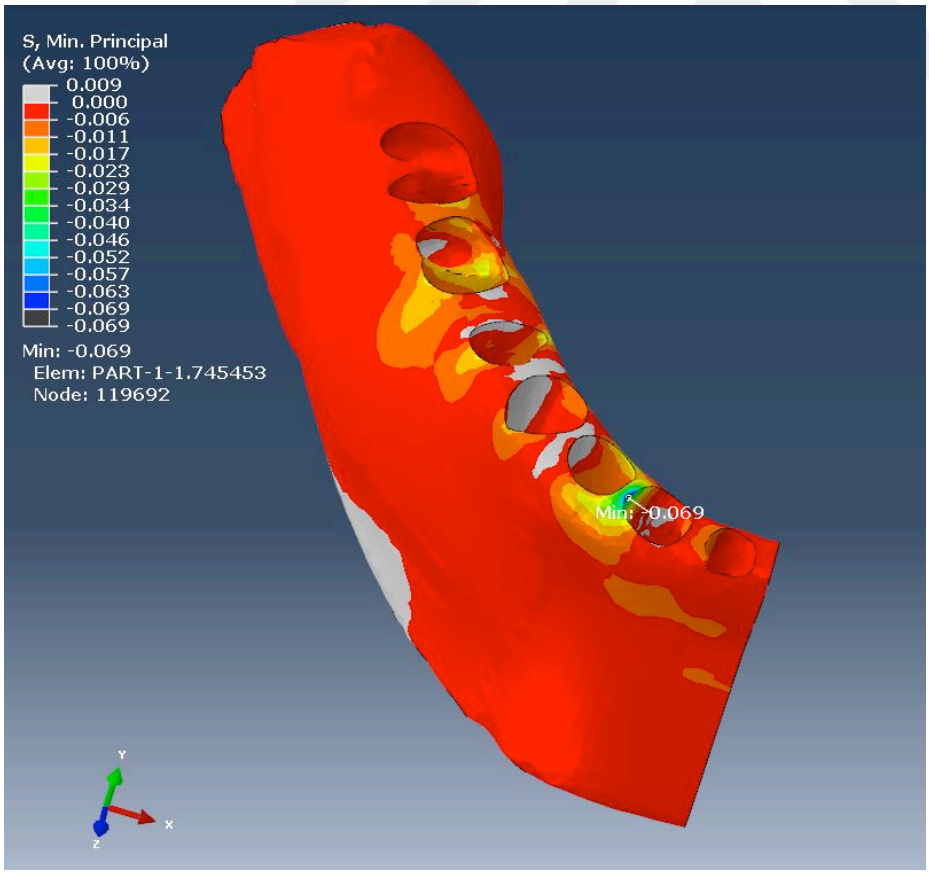


Şekil 4.2. Senaryo 1'de kortikal kemikte oluşan minimum asal stres dağılımı

Spongioz kemiğin transvers yönden yapılan incelemesinde en yüksek maksimum asal stres 0,07 MPa olarak ölçülmüştür. Bu değer 45 numaralı dişin distalinde bulunan krestal kemikte görülmüştür. Sıkışma bölgesindeki kemik yüzeyinde en yüksek minimum asal stres değeri -0,069 MPa olarak ölçülmüştür. Bu değer 42 numaralı dişin distalinde bulunan krestal kemikte görülmüştür (Şekil 4.3; Şekil 4.4).



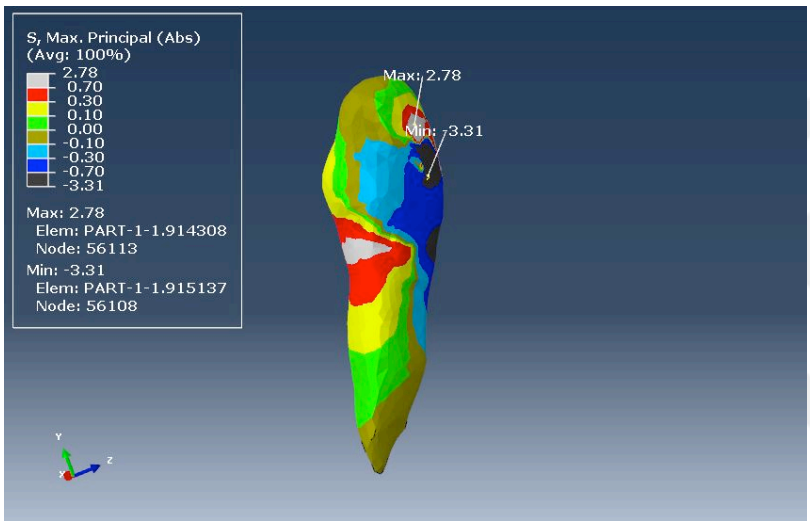
Şekil 4.3. Senaryo 1'de spongioz kemikte oluşan maksimum asal stres dağılımı



Şekil 4.4. Senaryo 1'de spongioz kemikte oluşan minimum asal stres dağılımı

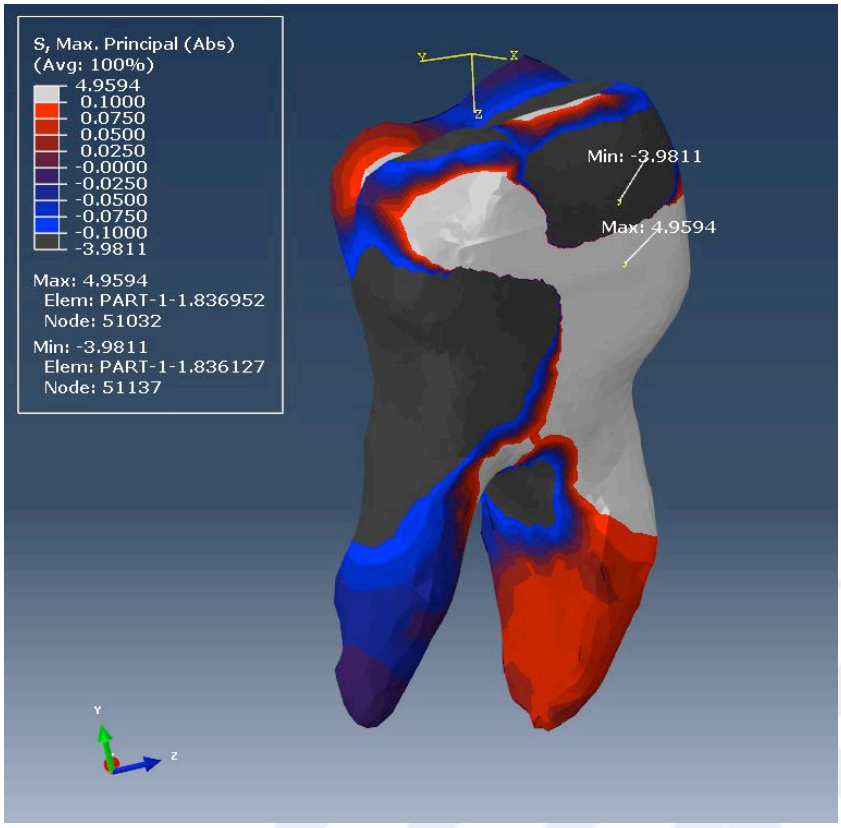
4.1.2. Dişlerde meydana gelen stres değerleri

Birinci senaryoda 43 numaralı dişte oluşan minimum ve maksimum asal stres dağılımları Şekil 4.5'de gösterilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri kanin dişin bukkalinde ve braketin insizale bakan kenarında görülmüştür, bu değer 2,78 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise kanin dişin yine bukkalinde ve braketin gingivale bakan kenarında görülmüştür, bu değer -3,31 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.5. Senaryo 1'de 43 numaralı dişte oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı

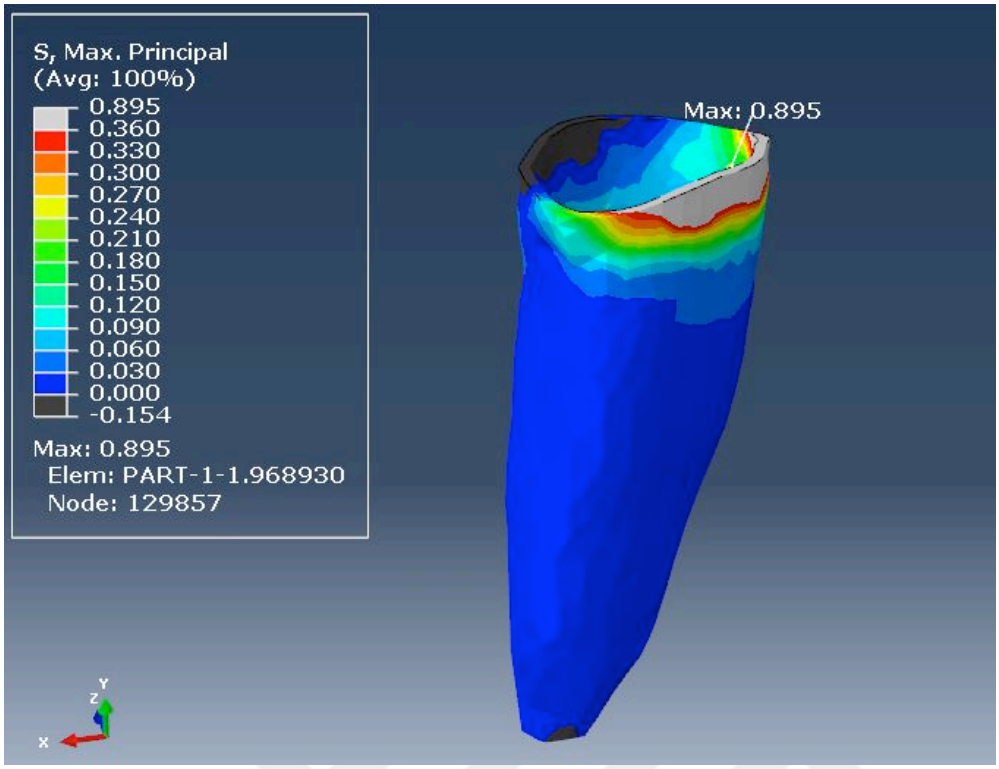
Birinci senaryoda 46 numaralı dişte oluşan minimum ve maksimum asal stres dağılımları Şekil 4.6'da gösterilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres 1. molar dişin bukkalinde ve braketin gingivale bakan kenarında görülmüştür. Ve bu değer 4,96 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres ise 1. molar dişin yine bukkalinde ve braketin oklüzale bakan kenarında görülmüştür, bu değer -3,98 MPa olarak ölçülmüştür.



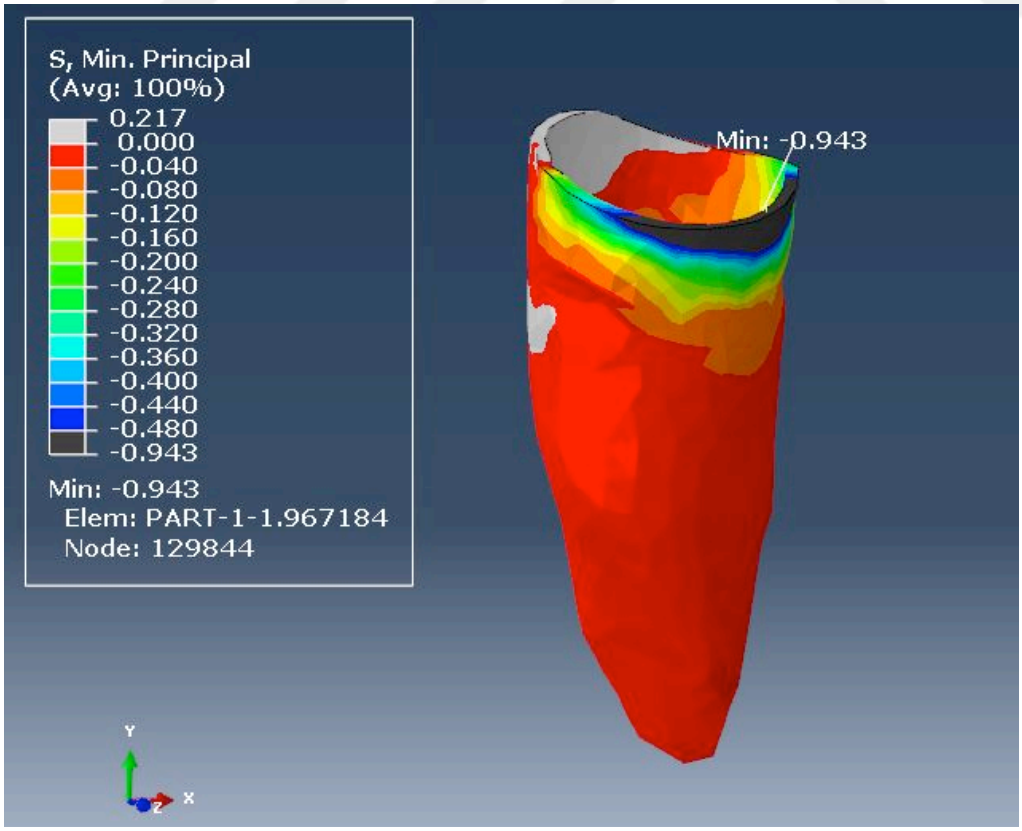
Şekil 4.6. Senaryo 1'de 46 numaralı dişte oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı

4.1.3. Periodontal ligamentlerde meydana gelen stres değerleri

Birinci senaryoda 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan maksimum ve minimum asal stres dağılımları Şekil 4.7 ve Şekil 4.8'de gösterilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri kanin dişin periodontal ligamentinin lingualinde ve insizale bakan kenarında meziyodistal olarak bant şeklinde yayıldığı görülmüştür, bu değer 0,90 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise kanin dişin periodontal ligamentinin bukkalinde ve insizale bakan kenarında meziyodistal olarak bant şeklinde yayıldığı görülmüştür, bu değer -0,94 MPa olarak ölçülmüştür.

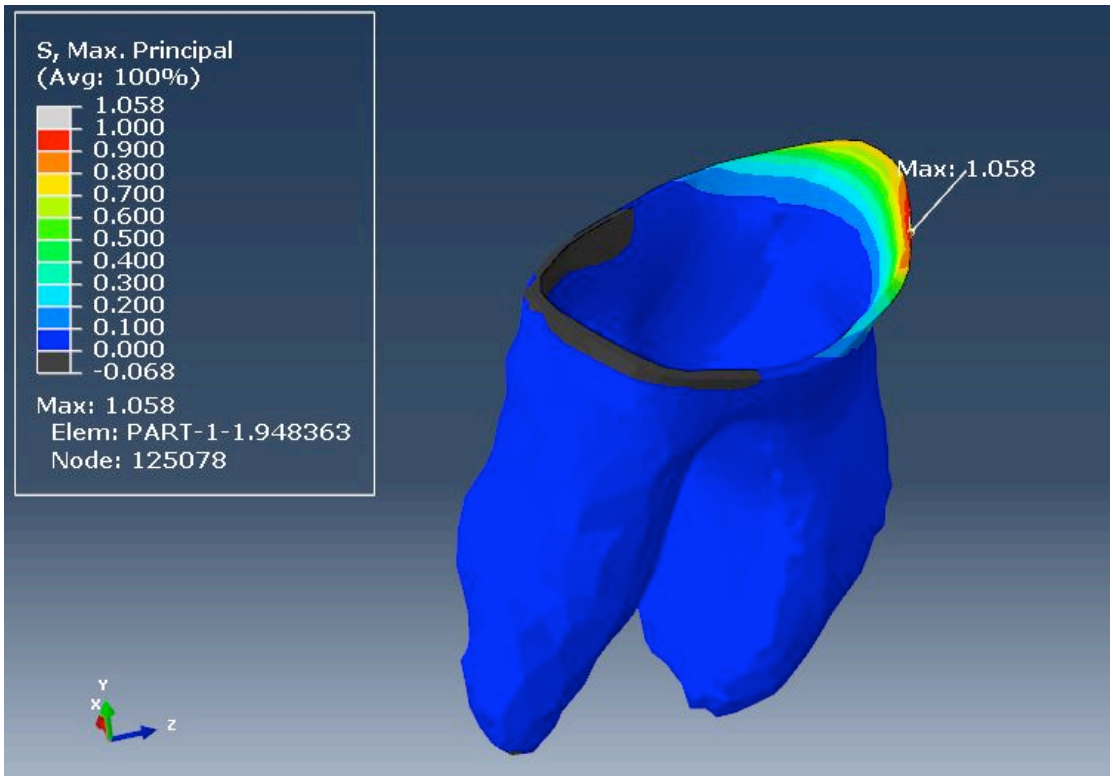


Şekil 4.7. Senaryo 1'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan maksimum asal streslerin dağılımı

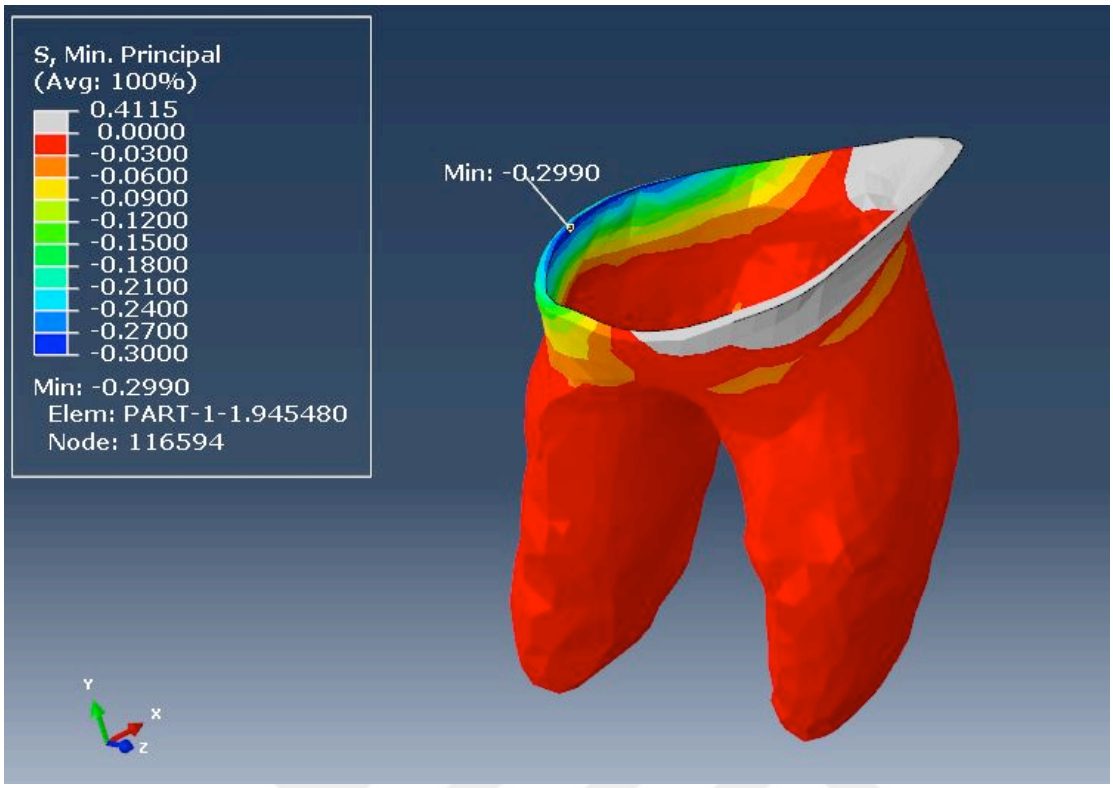


Şekil 4.8. Senaryo 1'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

Birinci senaryoda 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan maksimum ve minimum asal stres dağılımları Şekil 4.9 ve Şekil 4.10'da gösterilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri 1. molar dişin periodontal ligamentinin meziyobukkalinde ve insizale bakan kenarında görülmüştür, bu değer 1,06 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise 1. molar dişin periodontal ligamentinin distalinde ve insizale bakan kenarında görülmüştür, bu değer -0,30 MPa olarak ölçülmüştür.



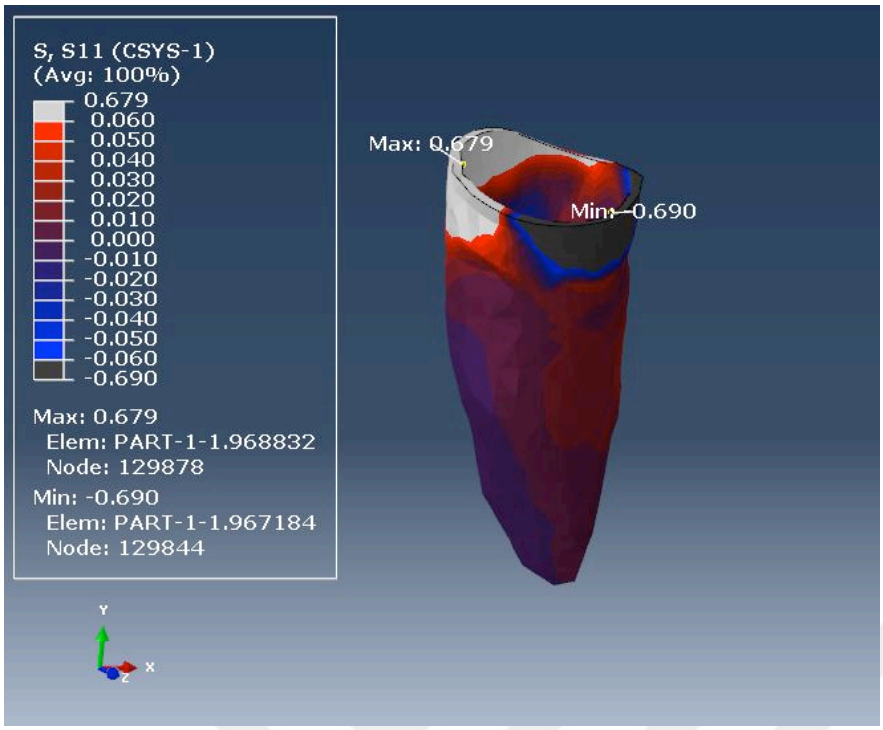
Şekil 4.9. Senaryo 1'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan maksimum asal streslerin dağılımı



Şekil 4.10. Senaryo 1'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

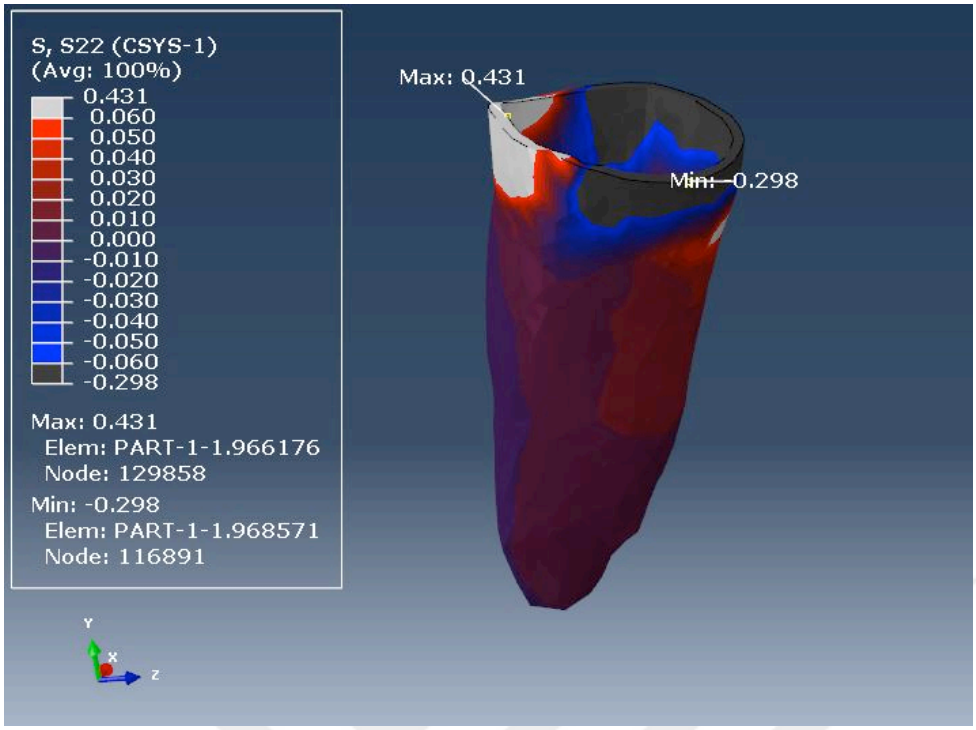
4.1.4. Periodontal ligamentlerde meydana gelen stresin eksenlere göre değerlendirilmesi

Oklüzogingival yönde, x ekseninde, 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan stres dağılımı Şekil 4.11'de verilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri kanin dişin periodontal ligamentinin distolingualinde ve insizale bakan kenarında görülmüştür, bu değer 0,68 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise kanin dişin periodontal ligamentinin bukkalinde ve insizale bakan kenarında görülmüştür ve stres, meziyodistal olarak bant şeklinde yayılmıştır. Bu değer -0,69 MPa olarak ölçülmüştür.



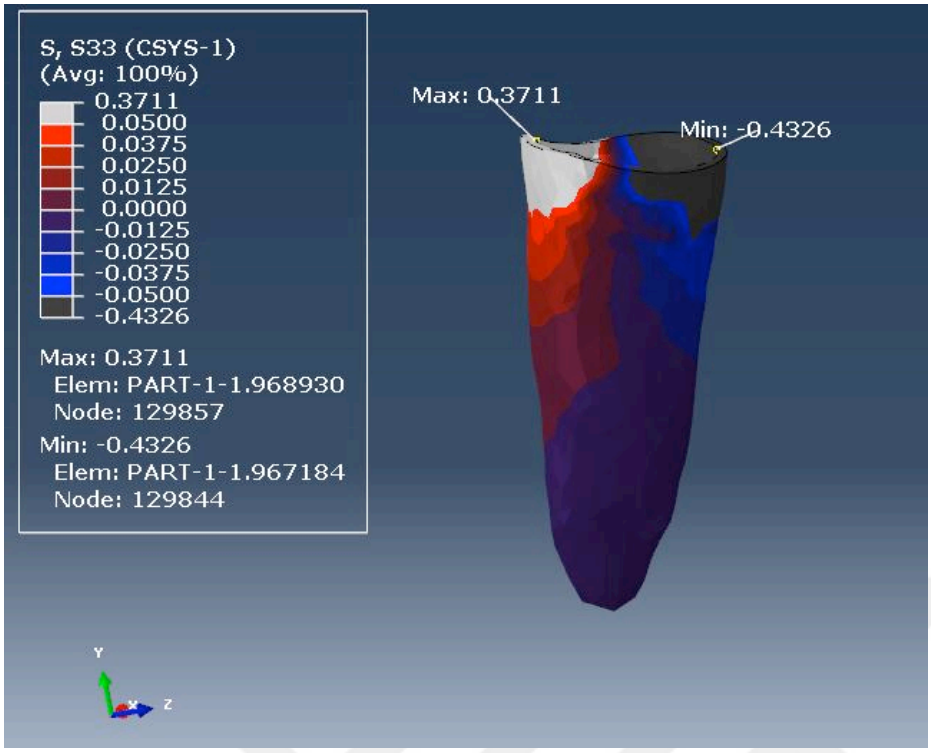
Şekil 4.11. Senaryo 1'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde meziyodistal yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı

Meziyodistal yönde, y ekseninde, 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan stres dağılımı Şekil 4.12'de verilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri kanin dişin periodontal ligamentinin distolingualinde ve insizale bakan kenarında görülmüştür, bu değer 0,43 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise kanin dişin periodontal ligamentinin bukkalinde ve insizale bakan kenarında meziyodistal olarak bant şeklinde yayılmıştır. Ve bu değer -0,30 MPa olarak ölçülmüştür.



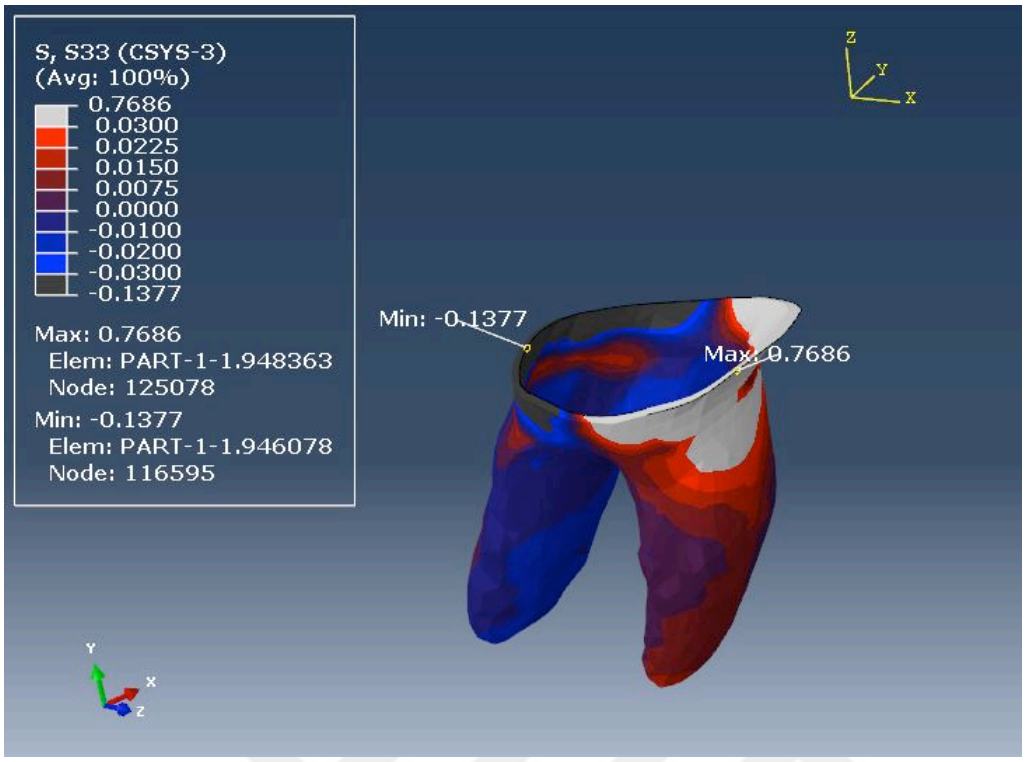
Şekil 4.12. Senaryo 1'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde bukkolingual yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı

Bukkolingual yönde, z ekseninde, 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan stres dağılımı Şekil 4.13'de verilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri kanin dişin periodontal ligamentinin distolingualinde ve insizale bakan kenarında görülmüştür, bu değer 0,37 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise kanin dişin periodontal ligamentinin meziyobukkalinde ve insizale bakan kenarında meziyodistal olarak bant şeklinde yayılmıştır. Bu değer -0,43 MPa olarak ölçülmüştür.



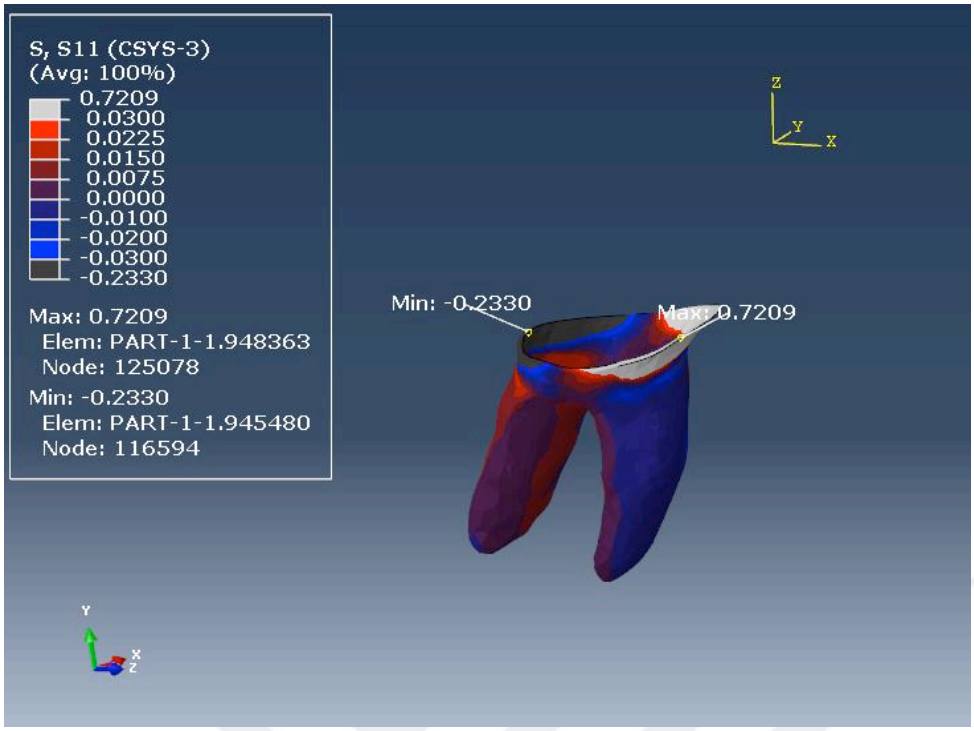
Şekil 4.13. Senaryo 1'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oklüzogingival yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı

Oklüzogingival yönde, x ekseninde, 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan stres dağılımı Şekil 4.14'de verilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri 1. molar dişin periodontal ligamentinin meziyalinde ve insizale bakan kenarında bant şeklinde görülmüştür, bu değer 0,77 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise 1. molar dişin periodontal ligamentin distalinde ve insizale bakan kenarında bant şeklinde yayılmıştır. Bu değer -0,14 MPa olarak ölçülmüştür.



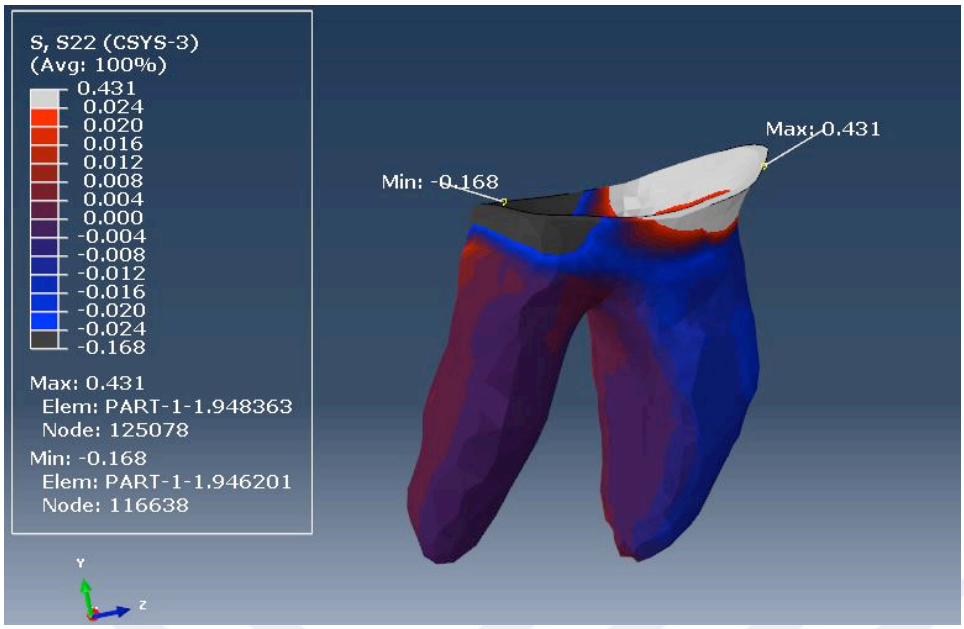
Şekil 4.14. Senaryo 1'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oklüzogingival yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı

Meziyodistal yönde, y ekseninde, 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan stres dağılımı Şekil 4.15'de verilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri 1. molar dişin periodontal ligamentinin meziyobukkalinde ve insizale bakan kenarında görülmüştür, bu değer 0,72 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise 1. molar dişin periodontal ligamentinin distalinde ve insizale bakan kenarında meziyodistal olarak bant şeklinde yayılmıştır. Bu değer ise -0,23 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.15. Senaryo 1'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde meziyodistal yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı

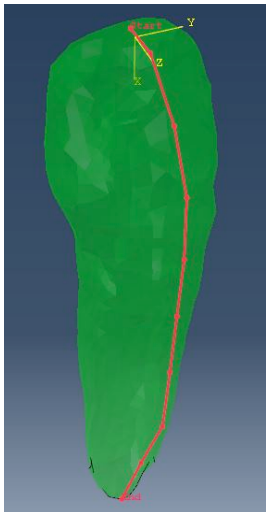
Bukkolingual yönde z ekseninde, 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan stres dağılımı Şekil 4.16'da verilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri 1. molar dişin periodontal ligamentinin meziyalinde ve insizale bakan kenarında bant şeklinde görülmüştür, bu değer 0,43 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise 1. molar dişin periodontal ligamentinin distalinde ve insizale bakan kenarında bant şeklinde yayılmıştır. Bu değer -0,17 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.16. Senaryo 1'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde bukkolingual yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı

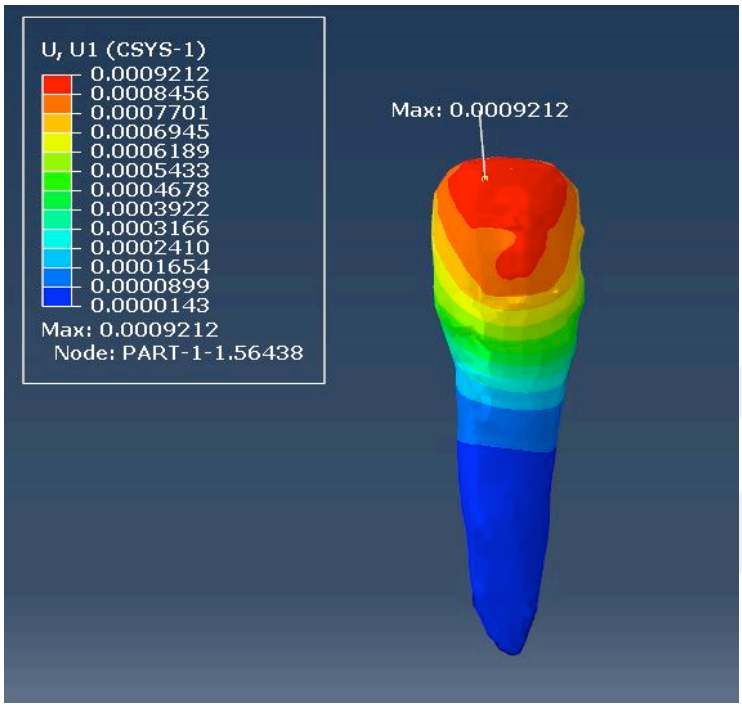
4.1.5. Kanin ve birinci molarda görülen deplasman miktarları

Kanin dişinde görülen deplasman, deplasman eğrisi üzerinde değerlendirilmiştir. Deplasman eğrisi kanin dişinin bukkal kron tepesinden başlayıp, diş boyunca vertikal olarak devam ettikten sonra kök ucunda sona ermektedir. Bu eğri Şekil 4.17'de gösterilmiştir. Deplasmanlar x, y ve z eksenlerinde değerlendirilmiştir. X ekseni oklüzogingival yönü, y ekseni meziyodistal yönü, z ekseni ise bukkolingual yönü göstermektedir.



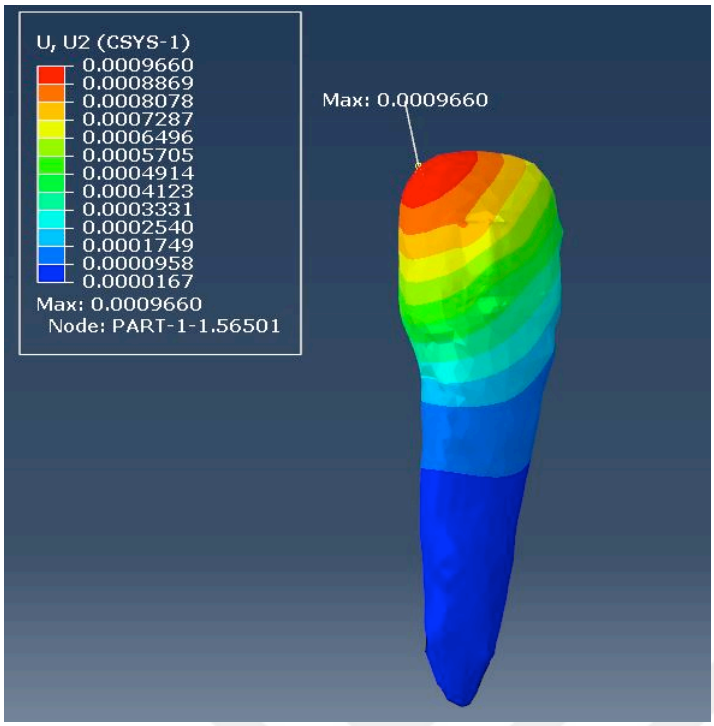
Şekil 4.17. Deplasman eğrisinin ve eksenlerin kanin dişi üzerindeki gösterimi

Kanin dişinin oklüzogingival yönde, x ekseninde, gösterdiği maksimum deplasman miktarı 921,2 nm'dir ve bu değer gingival yönde, bukkalde insizal kenarın distal 1/3'lük kısmına yakın görülmüştür. Minimum deplasman miktarı ise 14,3 nm'dir ve gingival yönde, kök ucunda görülmüştür (Şekil 4.18).



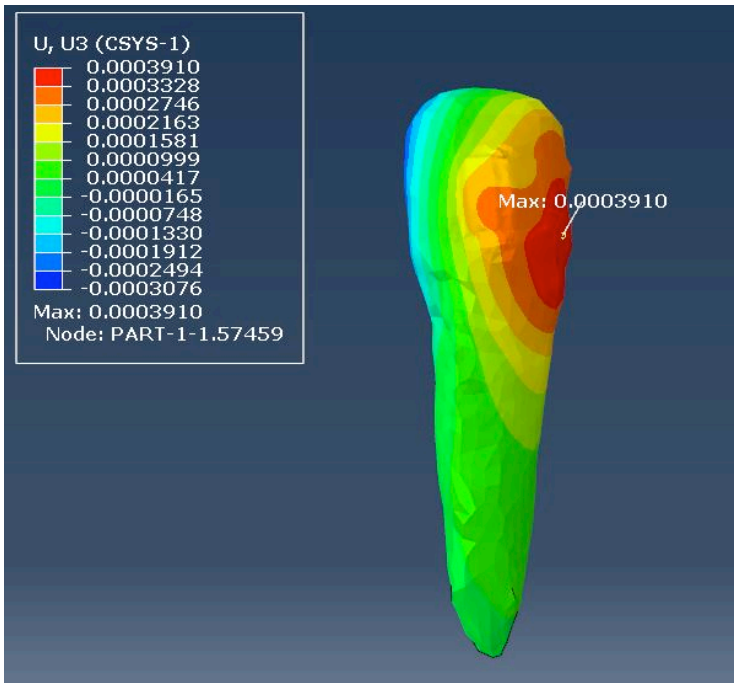
Şekil 4.18. 43 numaralı dişin oklüzogingival yönde gösterdiği deplasman

Kanin dişinin meziyodistal yönde, y ekseninde, gösterdiği maksimum deplasman miktarı 966 nm'dir ve bu değer meziyal yönde, insizal kenarın distal köşesinde görülmüştür. Minimum deplasman miktarı ise 16,7 nm'dir ve meziyal yönde, kök ucunda görülmüştür (Şekil 4.19).



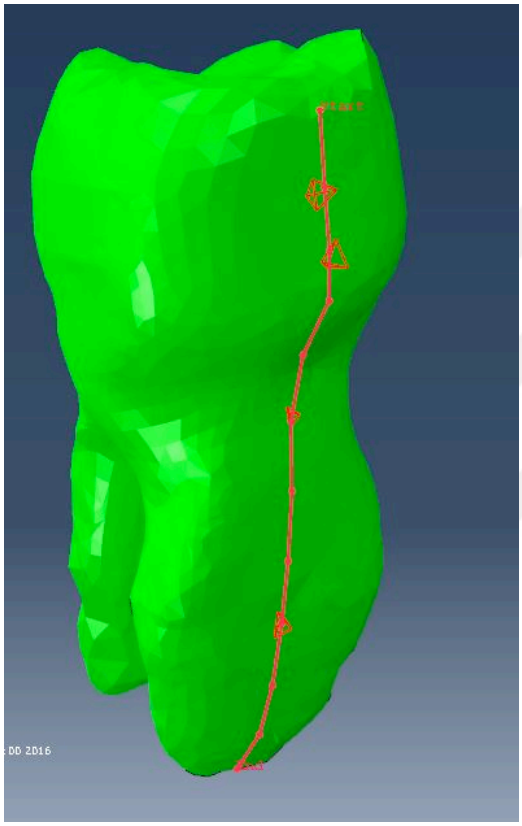
Şekil 4.19. 43 numaralı dişin meziyodistal yönde gösterdiği deplasman

Kanin dişinin bukkolingual yönde, z ekseninde, gösterdiği maksimum deplasman miktarı 391 nm'dir ve bu değer bukkal yönde, meziyal kenarın gingivale yakın kısmında görülmüştür. Minimum deplasman miktarı ise 307,6 nm'dir ve lingual yönde, distal kenarda görülmüştür (Şekil 4.20).



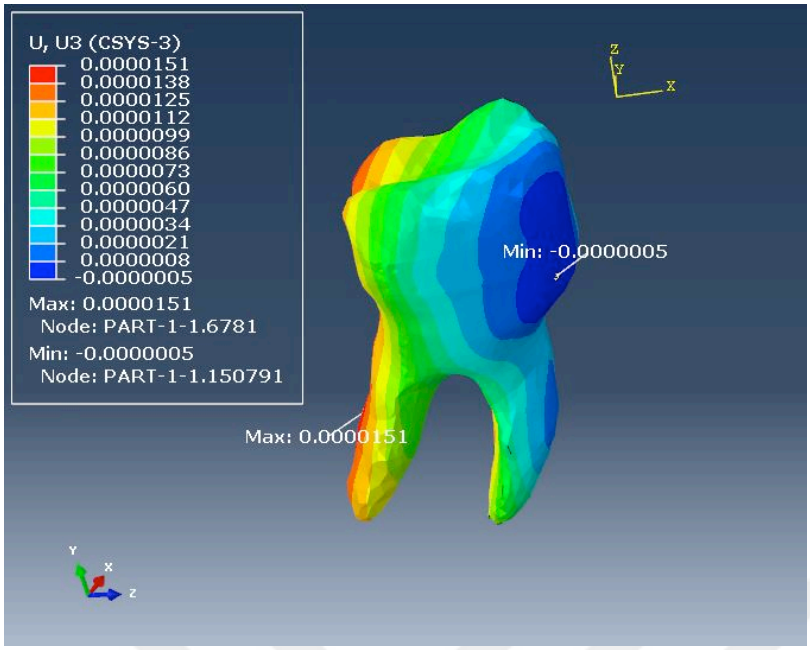
Şekil 4.20. 43 numaralı dişin bukkolingual yönde gösterdiği deplasman

Birinci molarda görülen deplasman, deplasman eğrisi üzerinde değerlendirilmiştir. Bu eğri Şekil 4.21'de gösterilmiştir. Deplasmanlar x, y ve z eksenlerinde değerlendirilmiştir. X ekseni oklüzogingival yönü, y ekseni meziyodistal yönü, z ekseni ise bukkolingual yönü göstermektedir. Deplasman eğrisi 1. molar dişin meziyal marjinal sırtının ortasından başlayıp, diş boyunca vertikal olarak devam ettikten sonra meziyal kök ucunda sona ermektedir.



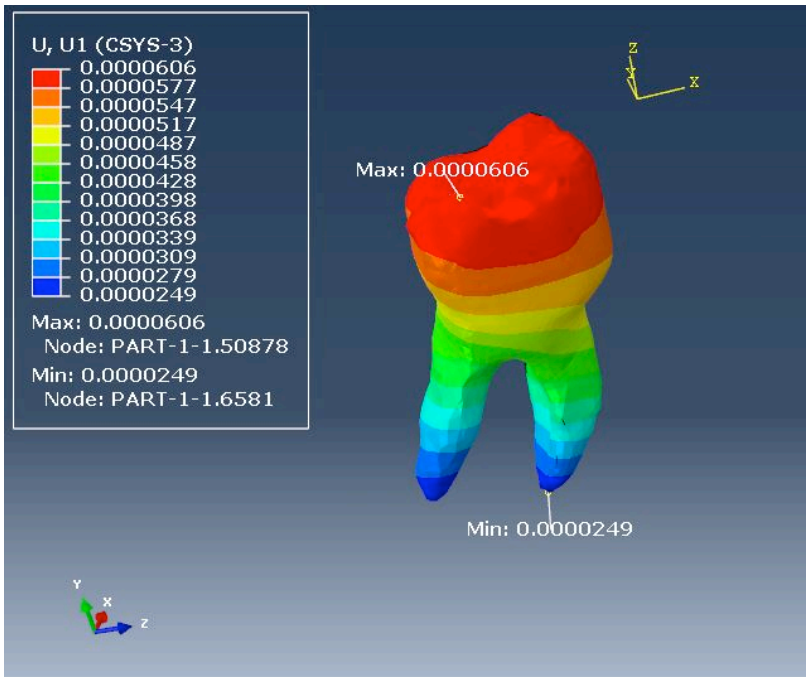
Şekil 4.21. Deplasman eğrisinin 1. molar dişi üzerindeki gösterimi

Birinci moların oklüzogingival yönde, x ekseninde, gösterdiği maksimum deplasman miktarı 15,1 nm'dir ve bu değer oklüzal yönde, distal kökün distal yüzeyinin 1/3'lük orta kısmında görülmüştür. Minimum deplasman miktarı ise 0,5 nm'dir ve gingival yönde, kronun gingivale yakın meziyobukkalinde görülmüştür (Şekil 4.22).



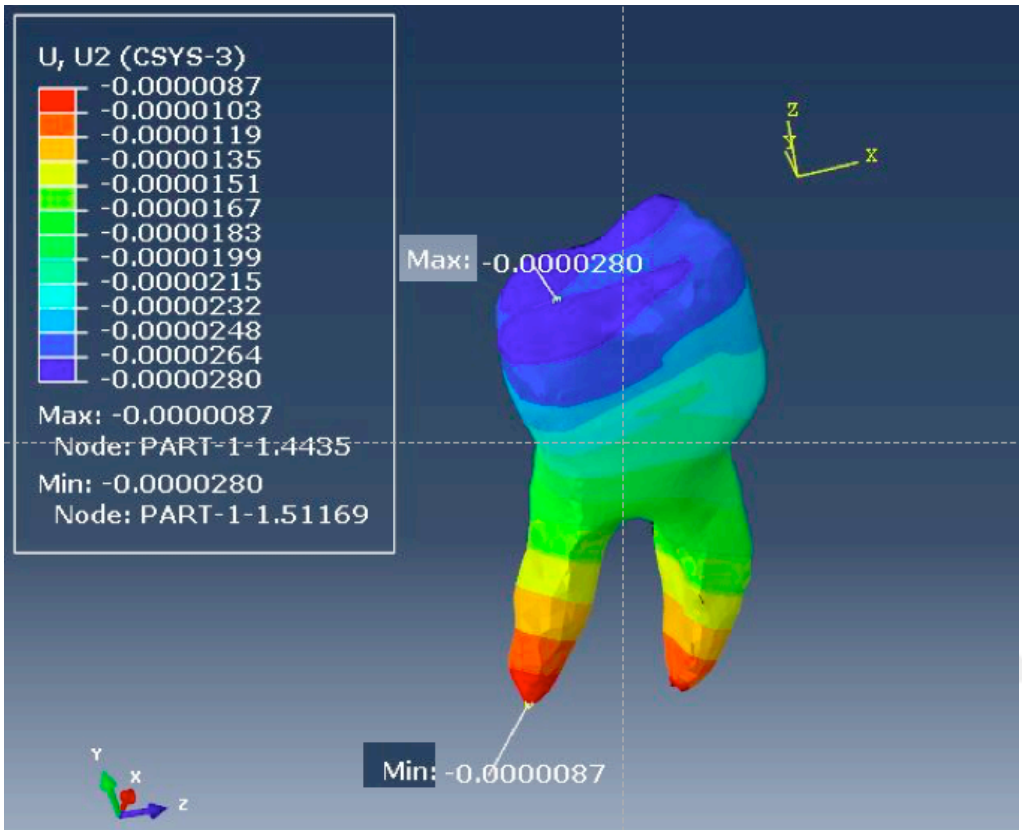
Şekil 4.22. 46 numaralı dişin oklüzogingival yönde gösterdiği deplasman

Birinci moların meziyodistal yönde, y ekseninde, gösterdiği maksimum deplasman miktarı 60,6 nm'dir ve bu değer meziyal yönde, distobukkal tüberkül tepesinde görülmüştür. Minimum deplasman miktarı ise 24,9 nm'dir ve meziyal yönde, meziyal kök ucunda görülmüştür (Şekil 4.23).



Şekil 4.23. 46 numaralı dişin meziyodistal yönde gösterdiği deplasman

Birinci moların bukkolingual yönde, z ekseninde, gösterdiği maksimum deplasman miktarı 8,7 nm'dir ve bu değer bukkal yönde, distal kök ucunda görülmüştür. Minimum deplasman miktarı ise 28 nm'dir ve bukkal yönde, distobukkal tüberkül tepesinde görülmüştür (Şekil 4.24).



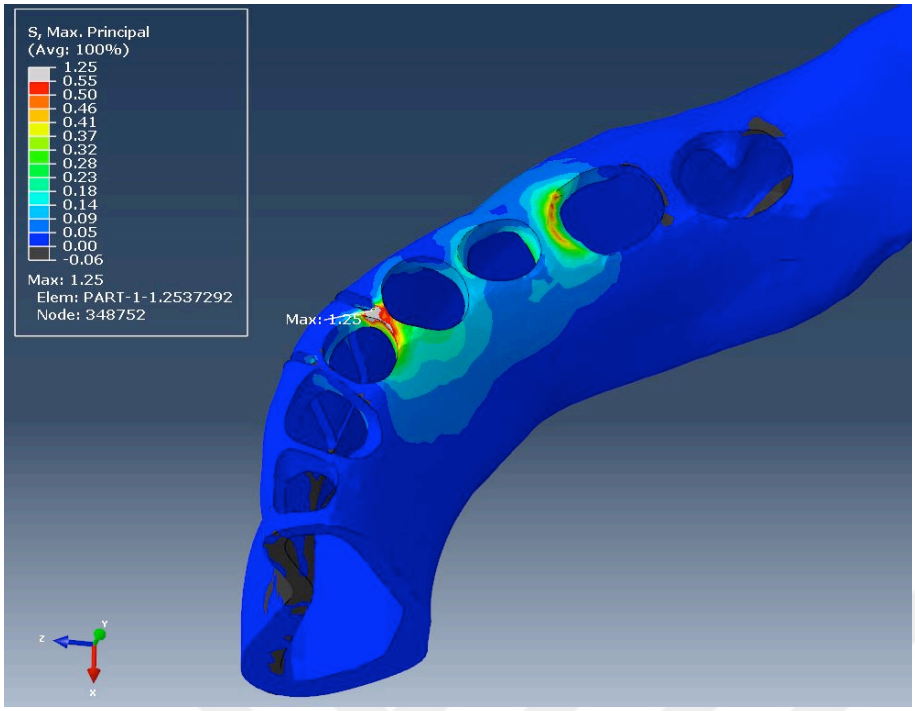
Şekil 4.24. 46 numaralı dişin bukkolingual yönde gösterdiği deplasman

4.2. İkinci Senaryoya Ait Bulgular

Çalışmamızda oluşturulan ikinci senaryoda ait model üzerinde 43 numaralı dişin kökü boyunca sadece bukkalden kortikotomi kesisi yapılarak intrüzyon mekaniği ile 43 numaralı dişe kuvvet uygulanması gerçekleştirilmiştir.

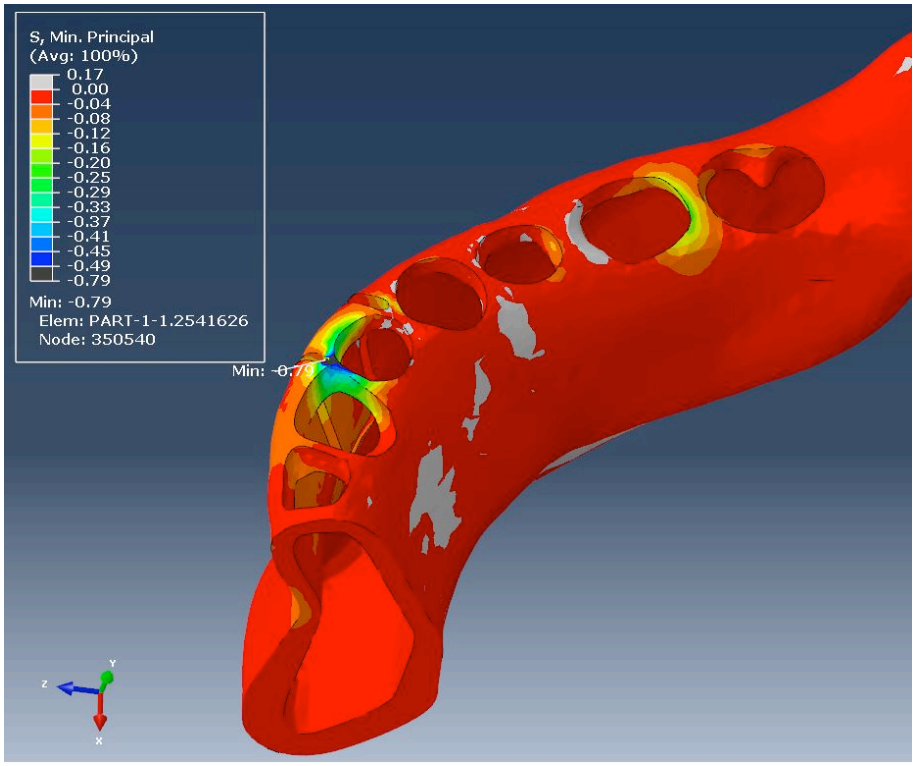
4.2.1. Kemikte meydana gelen stres değerleri

Mandibular sağ kanin dişinin intrüzyonu ile 43 ve 46 numaralı dişlerin çevresindeki hem spongioz hem de kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal stresler değerlendirilmiştir. Kortikal kemiğin transvers yönden yapılan incelemesinde en yüksek maksimum asal stres 1,25 MPa olarak ölçülmüştür. Bu değer 43 numaralı dişin distalinde bulunan krestal kemikte, kortikotomi kesisinin başladığı yerde görülmüştür (Şekil 4.25).



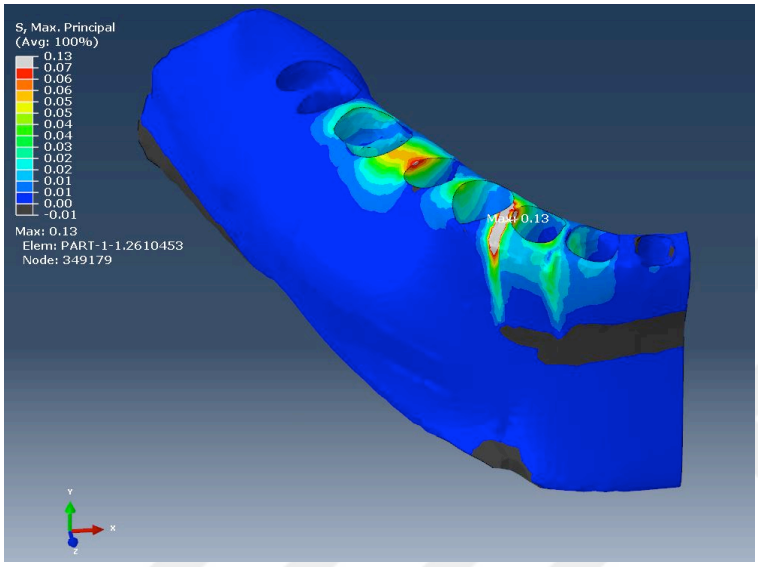
Şekil 4.25. Senaryo 2'de kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres dağılımı

Kuvvetin uygulama yönü olan 43 numaralı dişin meziyobukkaline bakan kortikal kemik yüzeyinde ise sıkışma tipi stresler yoğunlaşmıştır. Sıkışma bölgesindeki kemik yüzeyinde en yüksek minimum asal stres değeri -0,79 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.26).

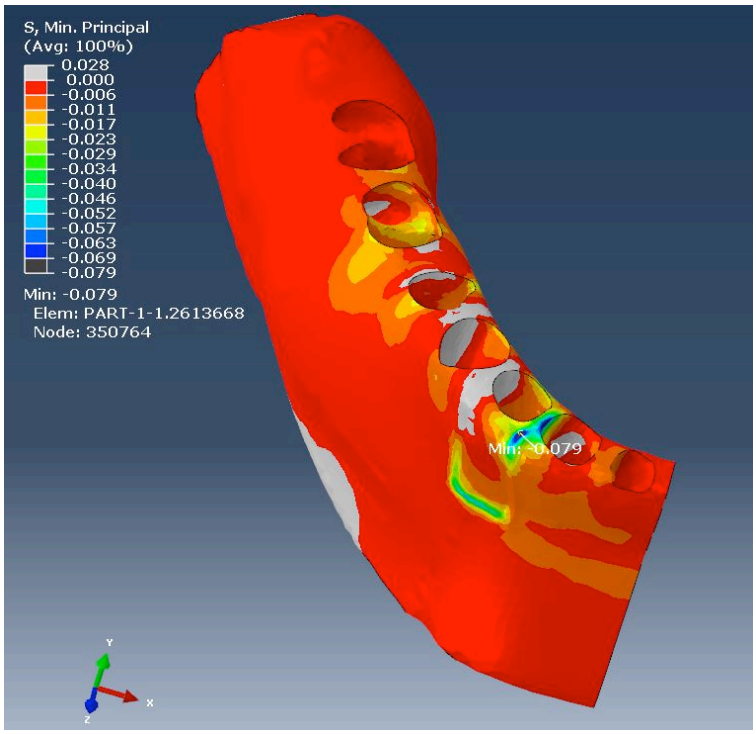


Şekil 4.26. Senaryo 2'de kortikal kemikte oluşan minimum asal stres dağılımı

Spongioz kemiğin transvers yönden yapılan incelemesinde en yüksek maksimum asal stres 0,13 MPa olarak ölçülmüştür. Bu değer 43 numaralı dişin distalinde bulunan krestal kemikte, kortikotomi kesisinin başladığı yerde görülmüştür. Sıkışma bölgesindeki kemik yüzeyinde en yüksek minimum asal stres değeri -0,08 MPa olarak ölçülmüştür. Bu değer 43 numaralı dişin meziyalinde, kortikotomi kesisinin başladığı yerde görülmüştür (Şekil 4.27; Şekil 4.28).



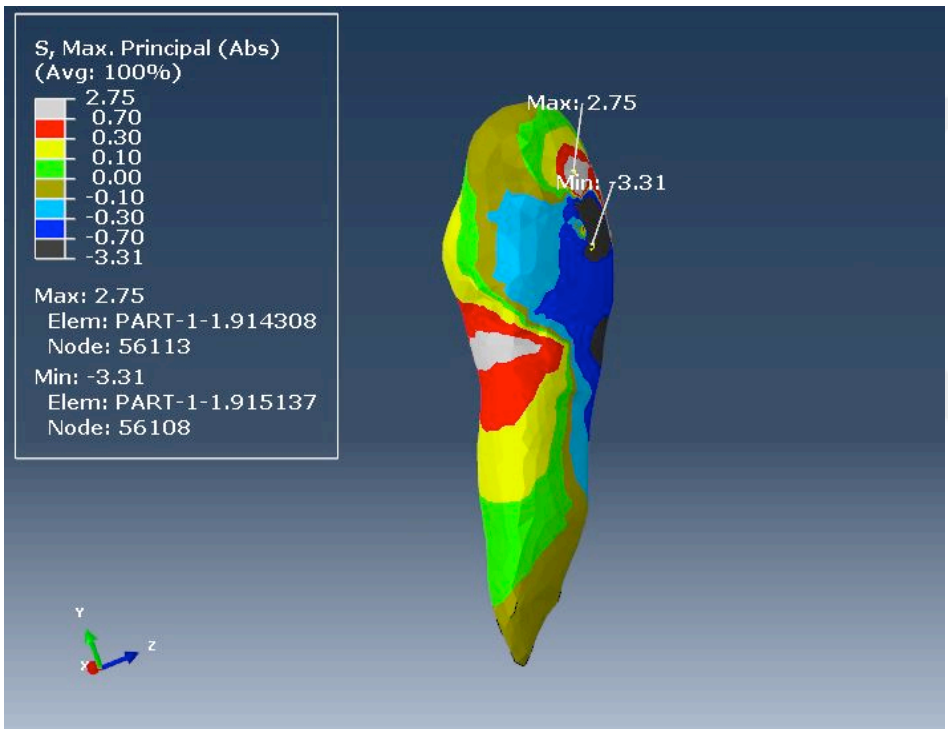
Şekil 4.27. Senaryo 2'de spongioz kemikte oluşan maksimum asal stres dağılımı



Şekil 4.28. Senaryo 2'de spongioz kemikte oluşan minimum asal stres dağılımı

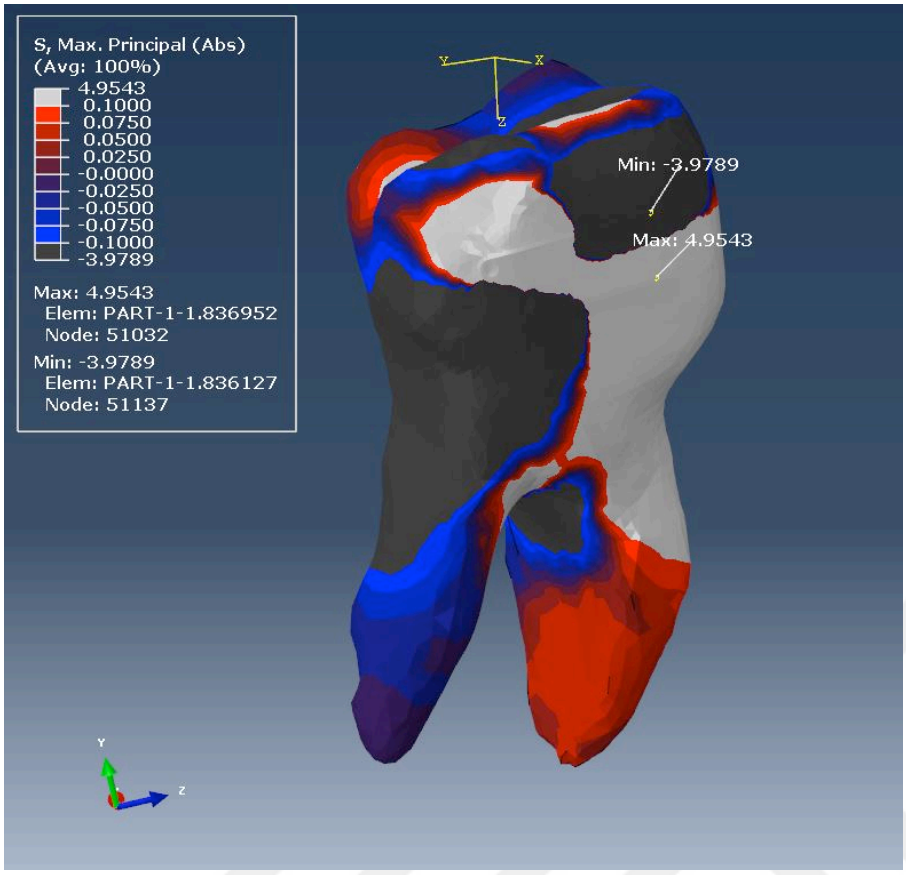
4.2.2. Dişlerde meydana gelen stres değerleri

İkinci senaryoda 43 numaralı dişte oluşan minimum ve maksimum asal stres dağılımları Şekil 4.29'da gösterilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri kanin dişin bukkalinde ve braketin insizale bakan kenarında görülmüştür, bu değer 2,75 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise kanin dişin yine bukkalinde ve braketin gingivale bakan kenarında görülmüştür, bu değer -3,31 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.29. Senaryo 2'de 43 numaralı dişte oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı

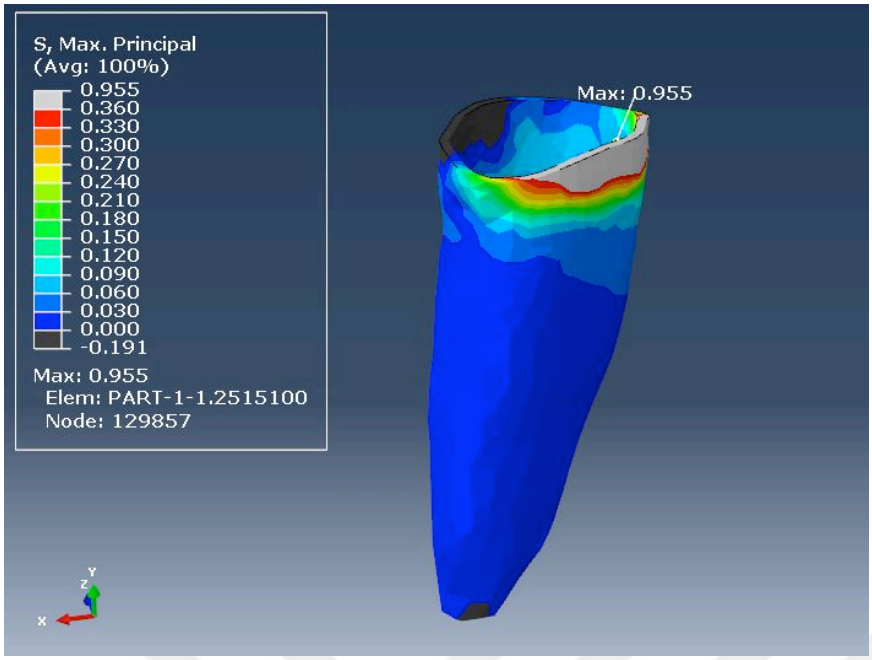
İkinci senaryoda 46 numaralı dişte oluşan minimum ve maksimum asal stres dağılımları Şekil 4.30'da gösterilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres 1. molar dişin bukkalinde ve braketin gingivale bakan kenarında görülmüştür, bu değer 4,95 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise 1. molar dişin yine bukkalinde ve braketin oklüzale bakan kenarında görülmüştür, bu değer -3,98 MPa olarak ölçülmüştür.



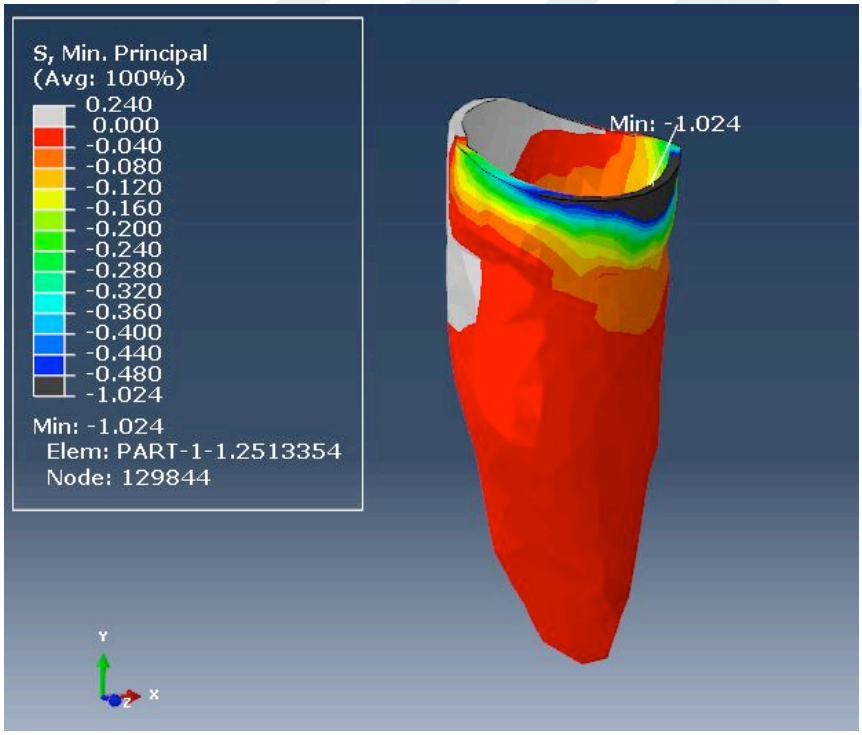
Şekil 4.30. Senaryo 2'de 46 numaralı dişte oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı

4.2.3. Periodontal ligamentlerde meydana gelen stres değerleri

İkinci senaryoda 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan maksimum ve minimum asal stres dağılımları Şekil 4.31 ve Şekil 4.32'de gösterilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri kanin dişin periodontal ligamentinin lingualinde ve insizale bakan kenarında meziyodistal olarak bant şeklinde yayıldığı görülmüştür, bu değer 0,96 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise kanin dişin periodontal ligamentinin bukkalinde ve insizale bakan kenarında meziyodistal olarak bant şeklinde yayılmıştır. Bu değer -1,02 MPa olarak ölçülmüştür.

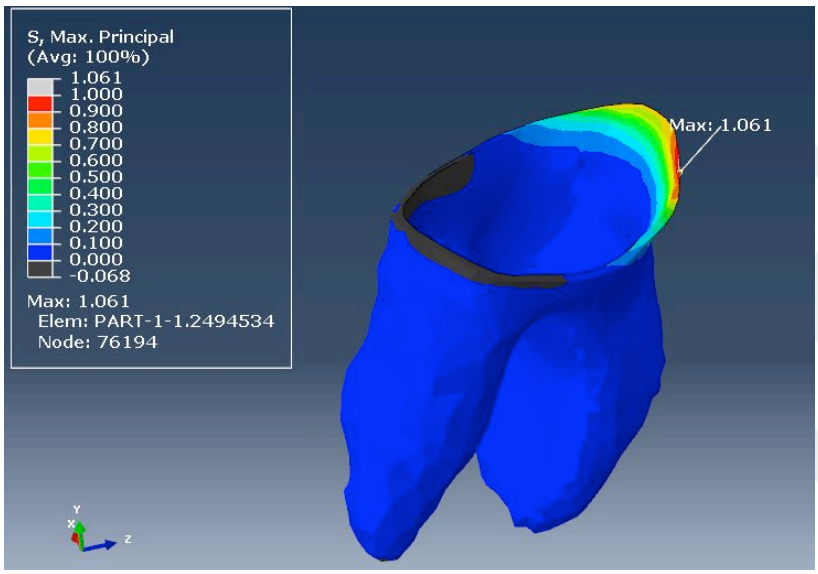


Şekil 4.31. Senaryo 2'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan maksimum asal streslerin dağılımı

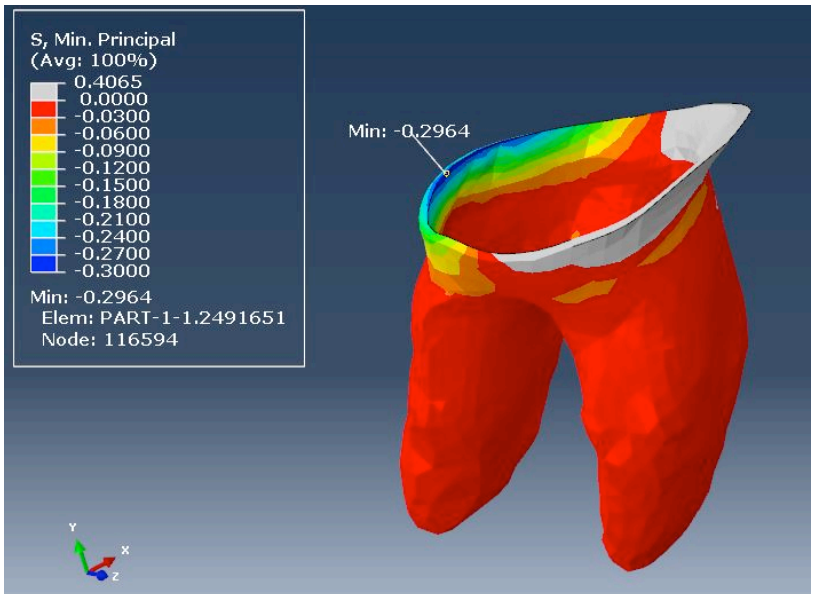


Şekil 4.32. Senaryo 2'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

İkinci senaryoda 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan maksimum ve minimum asal stres dağılımları Şekil 4.33 ve Şekil 4.34'de gösterilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri 1. molar dişin periodontal ligamentinin meziyobukkalinde ve oklüzale bakan kenarında görülmüştür, bu değer 1,06 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres ise 1. molar dişin periodontal ligamentinin distalinde ve oklüzale bakan kenarında görülmüştür, bu değer -0,30 MPa olarak ölçülmüştür.



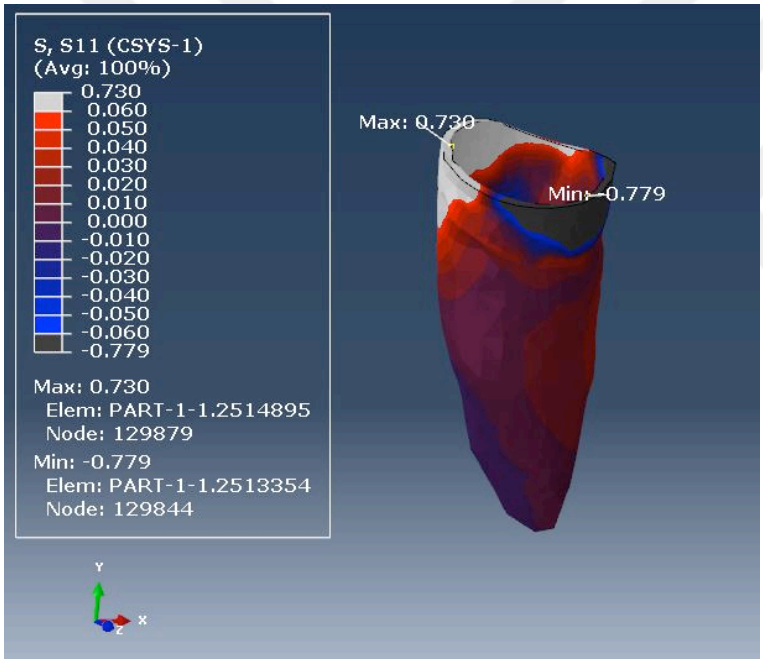
Şekil 4.33. Senaryo 2'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan maksimum asal streslerin dağılımı



Şekil 4.34. Senaryo 2'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

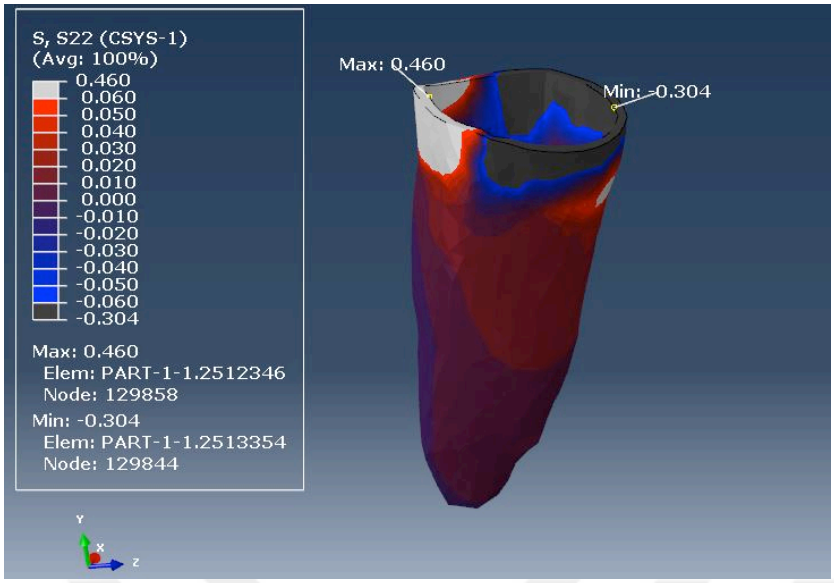
4.2.4. Periodontal ligamentlerde meydana gelen stresin eksenlere göre değerlendirilmesi

Oklüzogingival yönde, x ekseninde, 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan stres dağılımı Şekil 4.35'de verilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri kanin dişin periodontal ligamentinin distolingualinde ve insizale bakan kenarında görülmüştür, bu değer 0,73 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise kanin dişin periodontal ligamentinin bukkalinde ve insizale bakan kenarında meziyodistal olarak bant şeklinde yayılmıştır. Bu değer -0,78 MPa olarak ölçülmüştür.



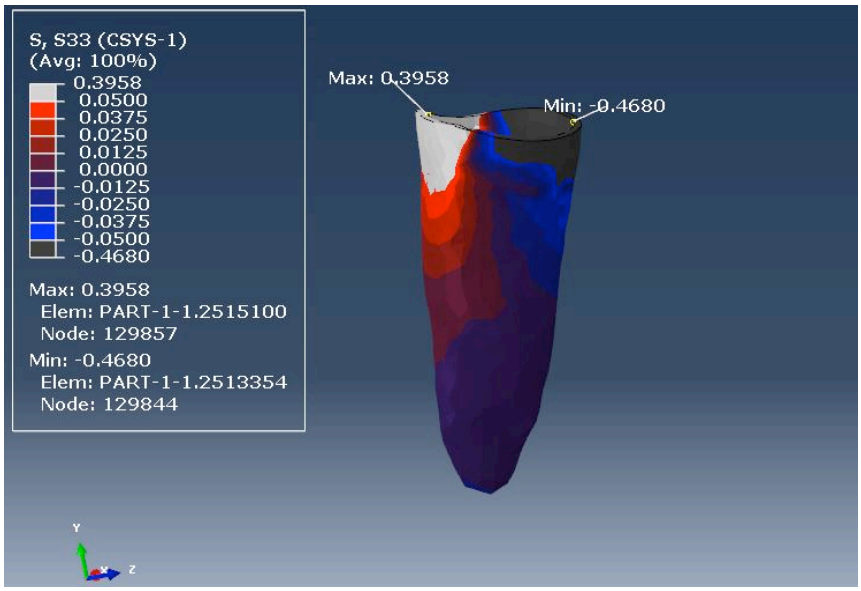
Şekil 4.35. Senaryo 2'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde meziyodistal yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı

Meziyodistal yönde y ekseninde, 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan stres dağılımı Şekil 4.36'da verilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri kanin dişin periodontal ligamentinin lingualinde ve insizale bakan kenarında görülmüştür, bu değer 0,46 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise kanin dişin periodontal ligamentinin bukkalinde ve insizale bakan kenarında meziyodistal olarak bant şeklinde yayılmıştır. Bu değer -0,30 MPa olarak ölçülmüştür.



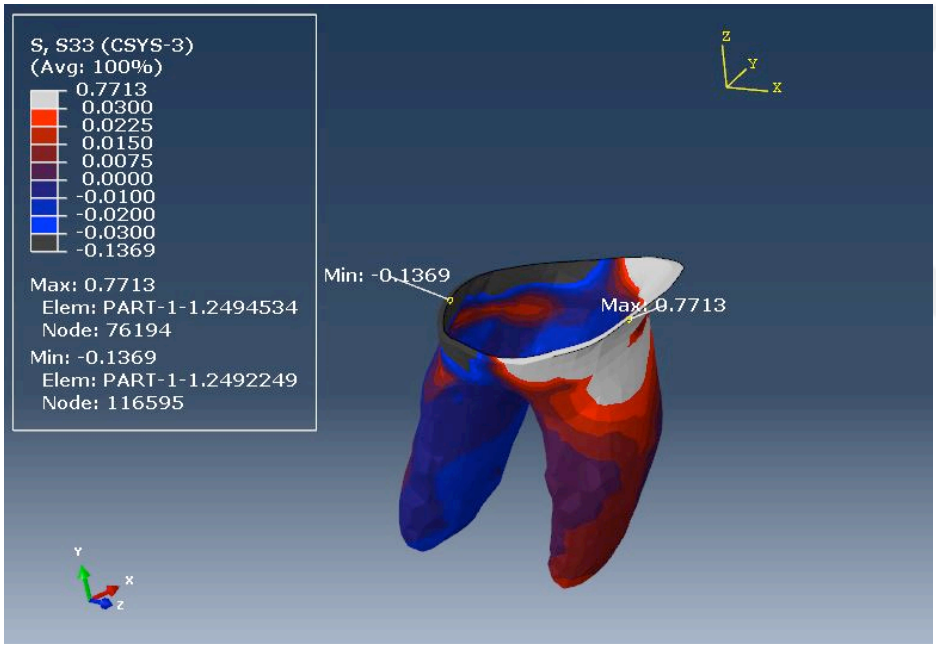
Şekil 4.36. Senaryo 2'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde bukkolingual yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı

Bukkolingual yönde , z ekseninde, 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan stres dağılımı Şekil 4.37'de verilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en maksimum asal stres değeri kanin dişin periodontal ligamentinin distolingualinde ve insizale bakan kenarında görülmüştür, bu değer 0,40 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise kanin dişin periodontal ligamentinin meziyobukkalinde ve insizale bakan kenarında meziyodistal olarak bant şeklinde yayılmıştır. Bu değer -0,47 MPa olarak ölçülmüştür.



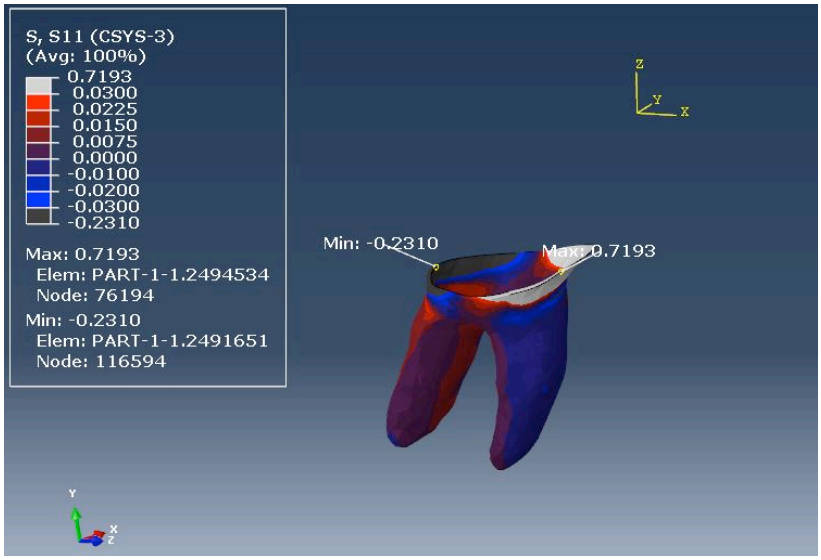
Şekil 4.37. Senaryo 2'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oklüzogingival yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı

Oklüzogingival yönde, x ekseninde, 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan stres dağılımı Şekil 4.38'de verilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri 1. molar dişin periodontal ligamentinin meziyalinde ve insizale bakan kenarında bant şeklinde görülmüştür, bu değer 0,77 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise 1. molar dişin periodontal ligamentinin distalinde ve insizale bakan kenarında bant şeklinde yayılmıştır. Bu değer -0,14 MPa olarak ölçülmüştür.



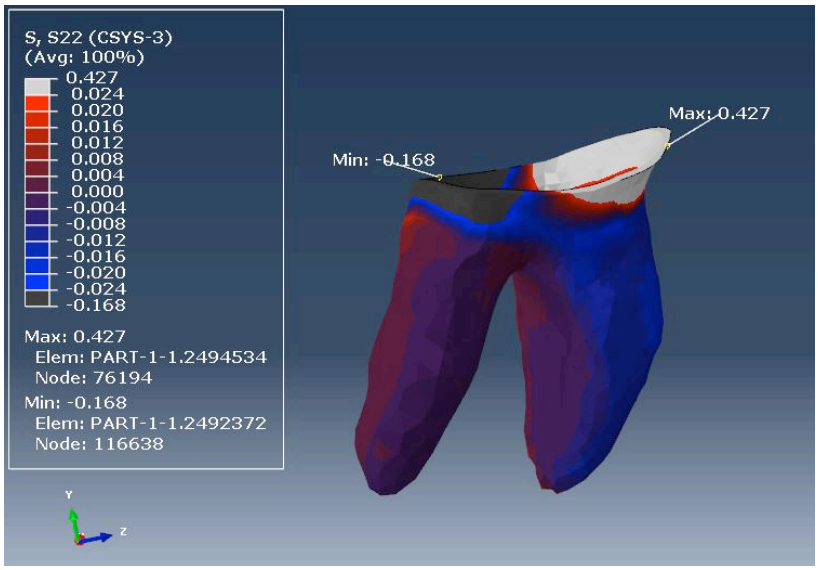
Şekil 4.38. Senaryo 2'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oklüzogingival yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı

Meziyodistal yönde, y ekseninde, 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan stres dağılımı Şekil 4.39'da verilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri 1. molar dişin periodontal ligamentinin meziyobukkalinde ve insizale bakan kenarında görülmüştür, bu değer 0,72 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise 1. molar dişin periodontal ligamentinin distalinde ve insizale bakan kenarında meziyodistal olarak bant şeklinde yayılmıştır. Bu değer -0,23 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.39. Senaryo 2'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde meziyodistal yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı

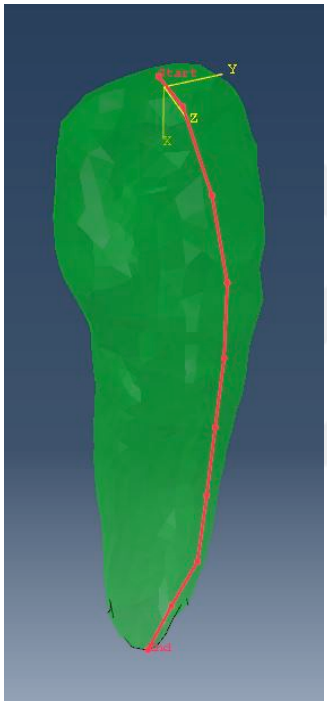
Bukkolingual yönde, z ekseninde, 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan stres dağılımı Şekil 4.40'da verilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri 1. molar dişin periodontal ligamentinin meziyalinde ve insizale bakan kenarında bant şeklinde görülmüştür, bu değer 0,43 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise 1. molar dişin periodontal ligamentinin distalinde ve insizale bakan kenarında bant şeklinde yayılmıştır. Bu değer -0,17 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.40. Senaryo 2'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde bukkolingual yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı

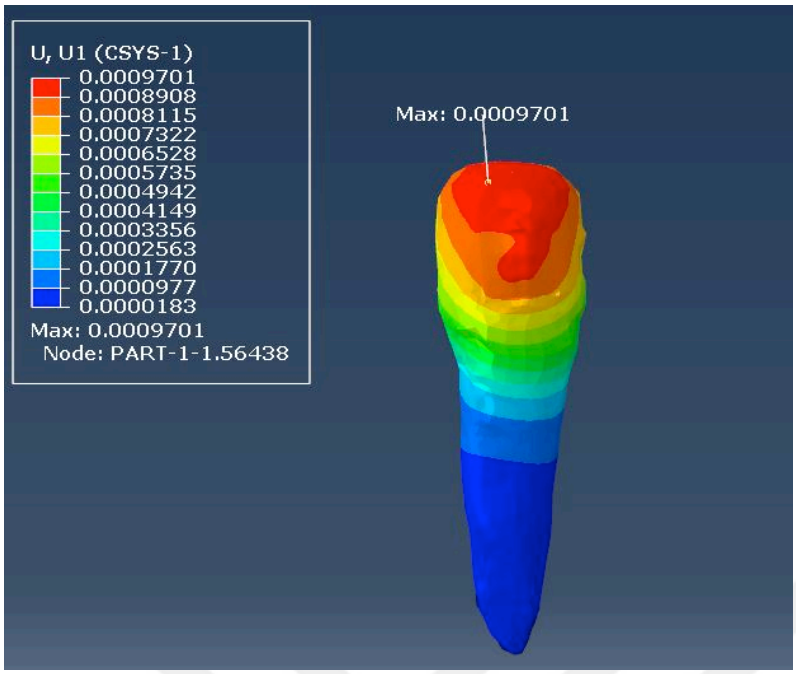
4.2.5. Kanin ve birinci molarda görülen deplasman miktarları

Kanin dişinde görülen deplasman, deplasman eğrisi üzerinde değerlendirilmiştir. Deplasman eğrisi kanin dişinin bukkal kron tepesinden başlayıp, diş boyunca vertikal olarak devam ettikten sonra kök ucunda sona ermektedir. Bu eğri Şekil 4.41'de gösterilmiştir. Deplasmanlar x, y ve z eksenlerinde değerlendirilmiştir. X ekseni oklüzogingival yönü, y ekseni meziyodistal yönü, z ekseni ise bukkolingual yönü göstermektedir.



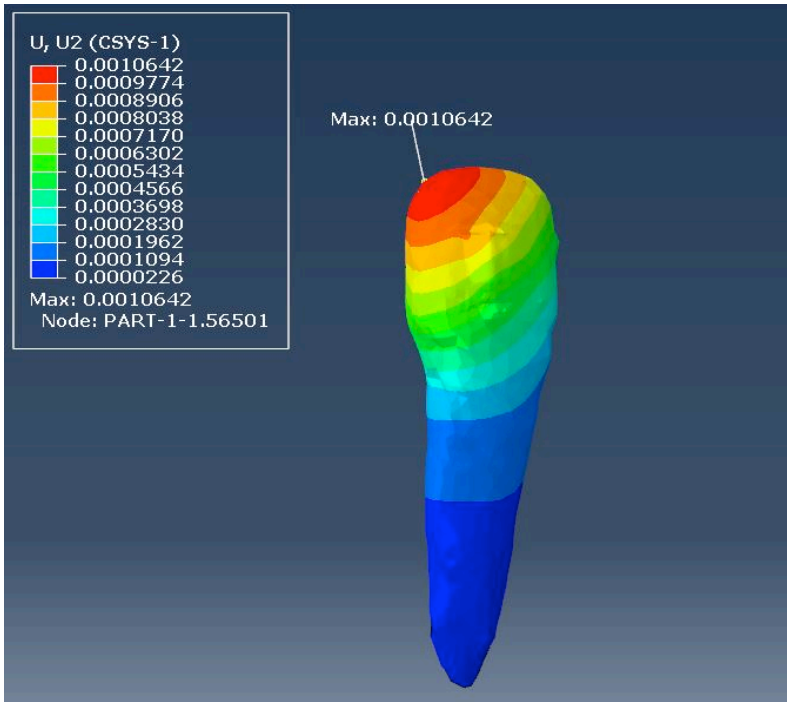
Şekil 4.41. Deplasman eğrisinin ve eksenlerin kanin dişi üzerindeki gösterimi

Kanin dişinin oklüzogingival yönde, x ekseninde, gösterdiği maksimum deplasman miktarı 970,1 nm'dir ve bu değer gingival yönde, bukkalde insizal kenarın distal 1/3'lük kısmında görülmüştür. Minimum deplasman miktarı ise 18,3 nm'dir ve gingival yönde, kök ucunda görülmüştür (Şekil 4.42).



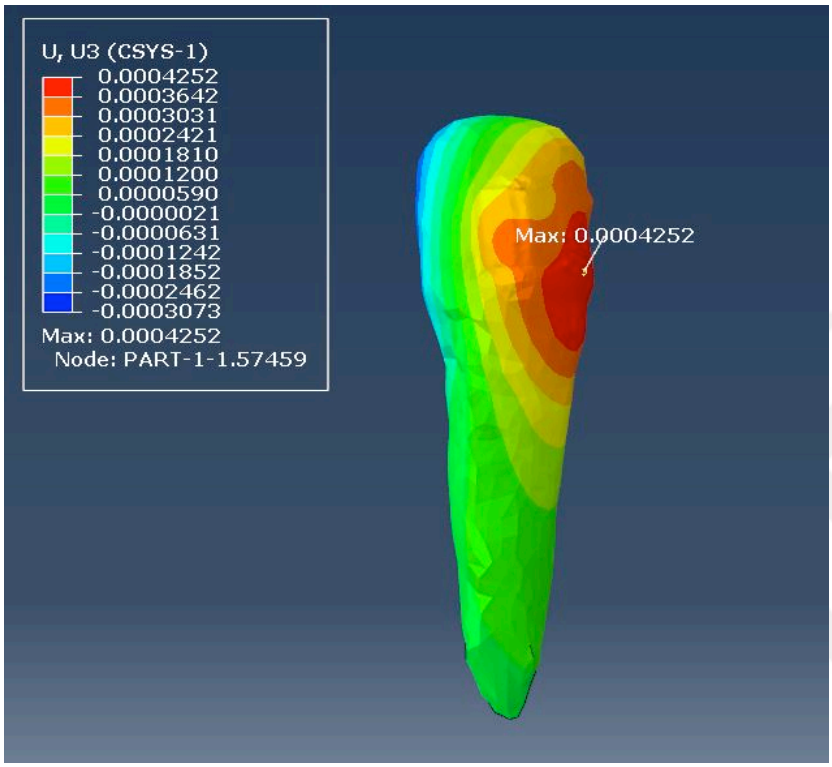
Şekil 4.42. 43 numaralı dişin oklüzogingival yönde gösterdiği deplasman

Kanin dişinin meziyodistal yönde, y ekseninde, gösterdiği maksimum deplasman miktarı 1064,2 nm'dir ve bu değer meziyal yönde, insizal kenarın distal köşesinde görülmüştür. Minimum deplasman miktarı ise 22,6 nm'dir ve meziyal yönde, kök ucunda görülmüştür (Şekil 4.43).



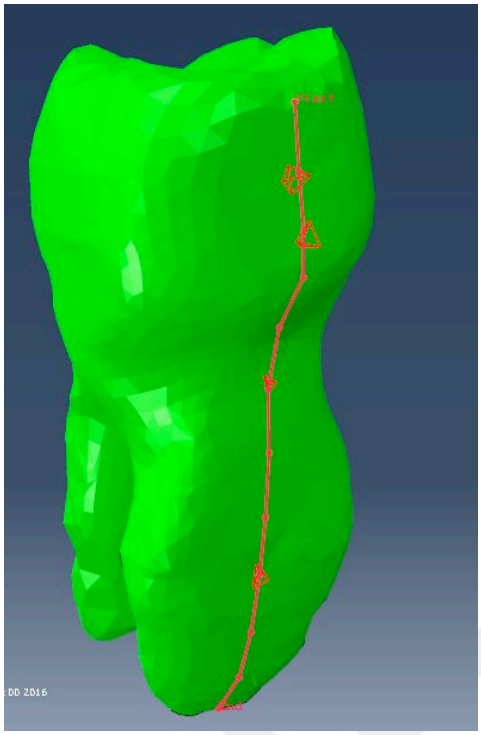
Şekil 4.43. 43 numaralı dişin meziyodistal yönde gösterdiği deplasman

Kanin dişinin bukkolingual yönde, z ekseninde, gösterdiği maksimum deplasman miktarı 425,2 nm'dir ve bu değer bukkal yönde, meziyal kenarın gingivale yakın kısmında görülmüştür. Minimum deplasman miktarı ise 307,3 nm'dir ve lingual yönde, distal kenarda görülmüştür (Şekil 4.44).



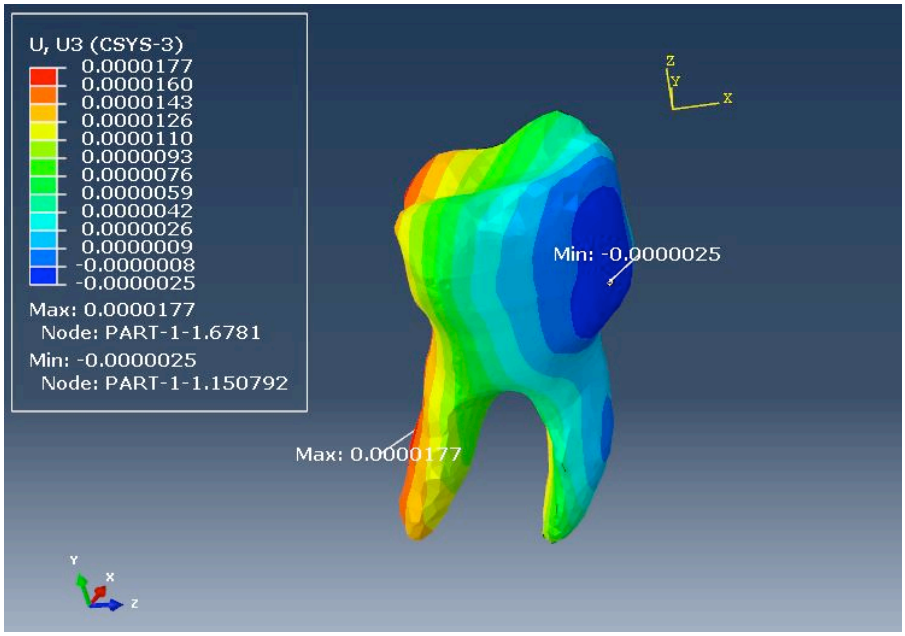
Şekil 4.44. 43 numaralı dişin bukkolingual yönde gösterdiği deplasman

Birinci molarda görülen deplasman, deplasman eğrisi üzerinde değerlendirilmiştir. Bu eğri Şekil 4.45'de gösterilmiştir. Deplasmanlar x, y ve z eksenlerinde değerlendirilmiştir. X ekseni oklüzogingival yönü, y ekseni meziyodistal yönü, z ekseni ise bukkolingual yönü göstermektedir. Deplasman eğrisi 1. molar dişin meziyooklüzal kenarının ortasından başlayıp, diş boyunca vertikal olarak devam ettikten sonra meziyal kök ucunda sona ermektedir.



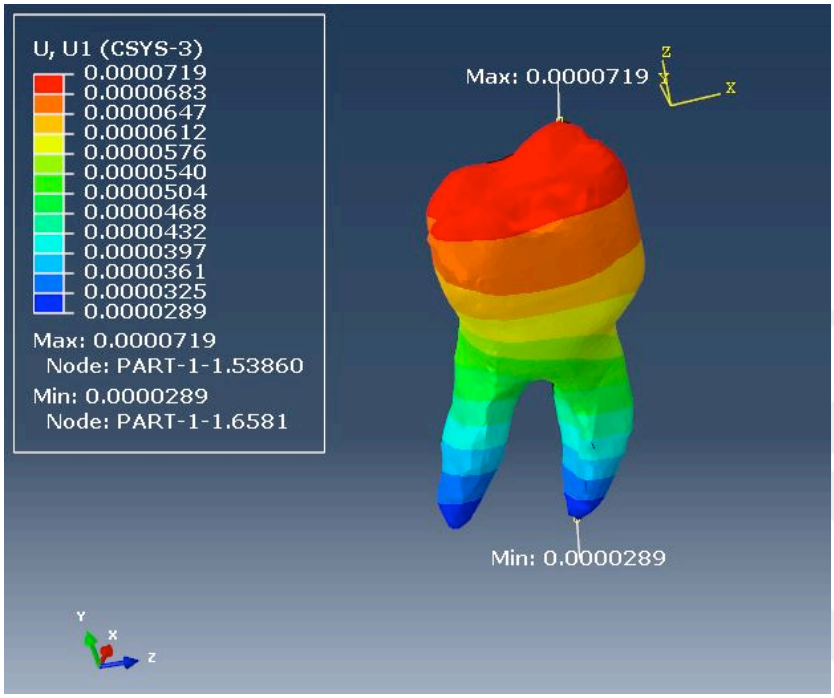
Şekil 4.45. Deplasman eğrisinin 1. molar dişi üzerindeki gösterimi

Birinci molarda oklüzogingival yönde, x ekseninde, gösterdiği maksimum deplasman miktarı 17,7 nm'dir ve bu değer oklüzal yönde, distal kökün distal yüzeyinin 1/3'lük orta kısmında görülmüştür. Minimum deplasman miktarı ise 2,5 nm'dir ve gingival yönde, kronun gingivale yakın meziyobukkalinde görülmüştür (Şekil 4.46).



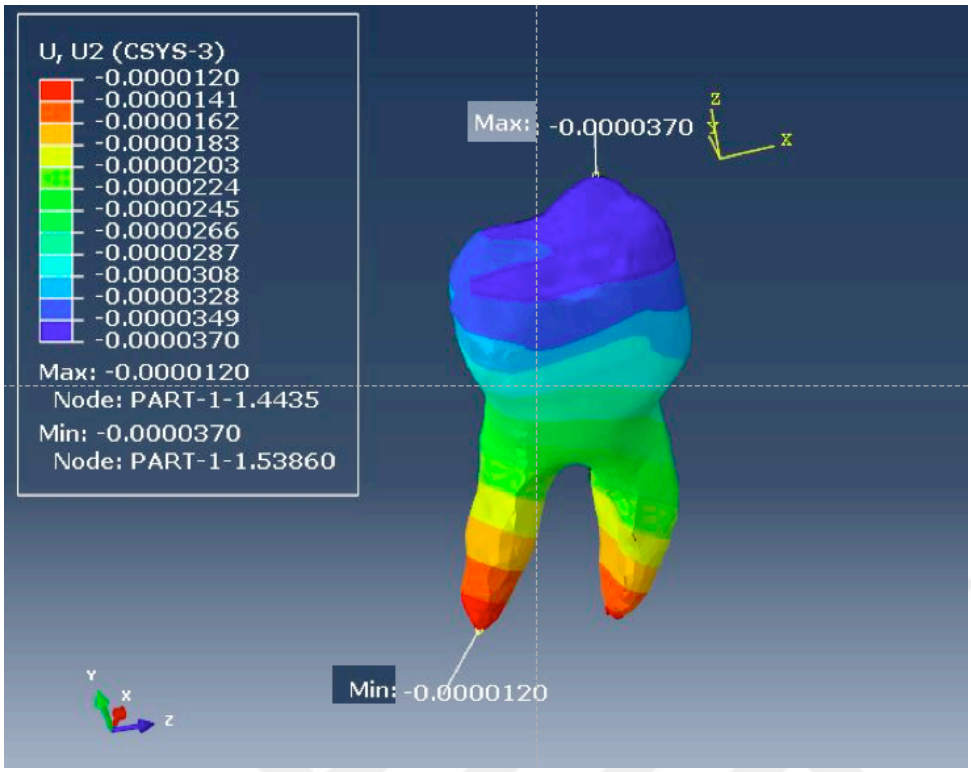
Şekil 4.46. 46 numaralı dişin oklüzogingival yönde gösterdiği deplasman

Birinci molarda meziyodistal yönde, y ekseninde, gösterdiği maksimum deplasman miktarı 71,9 nm'dir ve bu değer meziyal yönde, meziyolingual tüberkül tepesinde görülmüştür. Minimum deplasman miktarı ise 28,9 nm'dir ve meziyal yönde, meziyal kök ucunda görülmüştür (Şekil 4.47).



Şekil 4.47. 46 numaralı dişin meziyodistal yönde gösterdiği deplasman

Birinci molarda bukkolingual yönde, z ekseninde, gösterdiği maksimum deplasman miktarı 12 nm'dir ve bu değer bukkal yönde, distal kök ucunda görülmüştür. Minimum deplasman miktarı ise 37 nm'dir ve bukkal yönde, meziyolingual tüberkül tepesinde görülmüştür (Şekil 4.48).



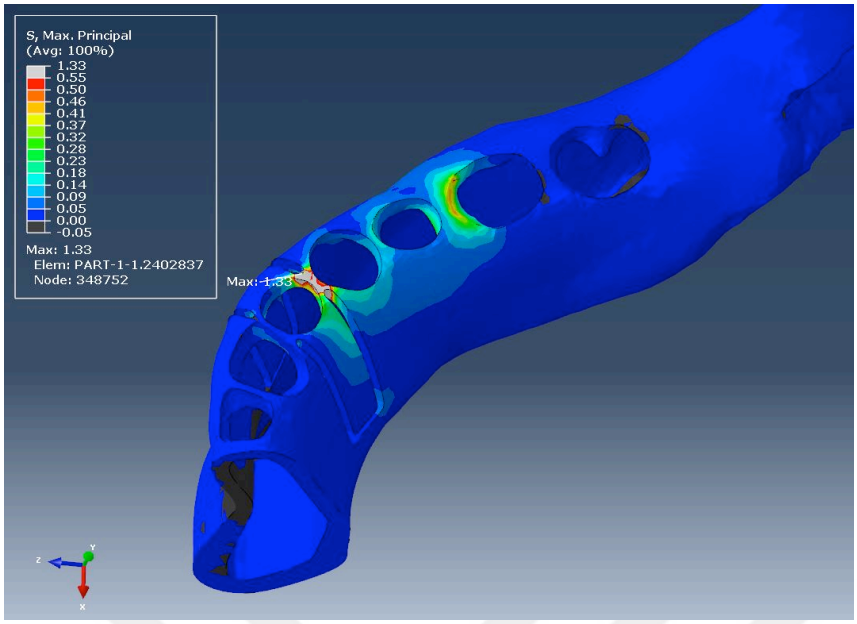
Şekil 4.48. 46 numaralı dişin bukkolingual yönde gösterdiği deplasman

4.3. Üçüncü Senaryoya Ait Bulgular

Çalışmamızda oluşturulan üçüncü senaryoyada model üzerinde 43 numaralı dişin kökü boyunca bukkal ve lingualden kortikotomi kesisi yapılarak intrüzyon mekaniği ile 43 numaralı dişe kuvvet uygulanması gerçekleştirilmiştir.

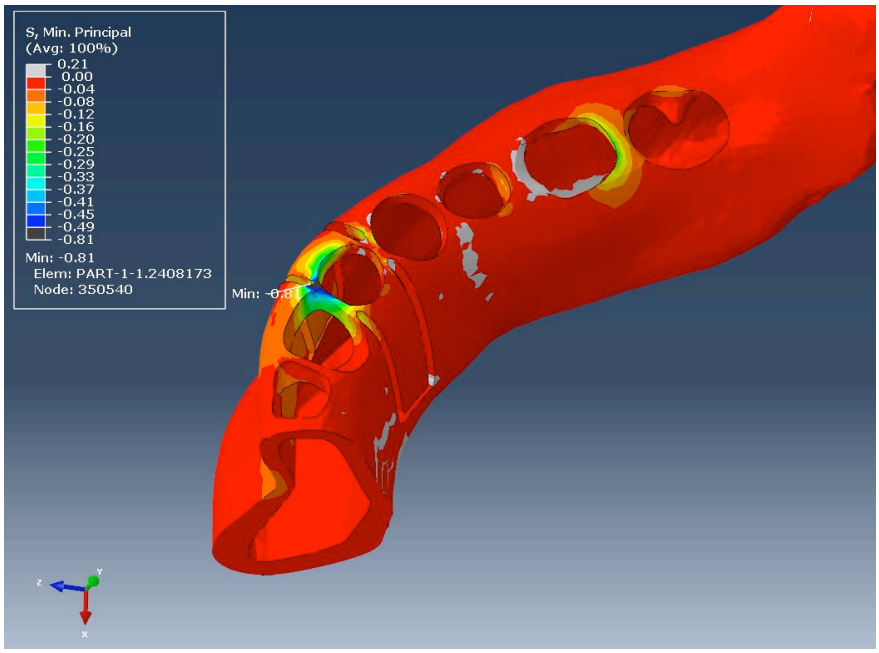
4.3.1. Kemikte meydana gelen stres değerleri

Mandibular sağ kaninin intrüzyonu ile 43 ve 46 numaralı dişlerin çevresindeki hem spongioz hem de kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal stresler değerlendirilmiştir. Kortikal kemiğin transvers yönden yapılan incelemesinde en yüksek maksimum asal stres 1,33 MPa olarak ölçülmüştür. Bu değer 43 numaralı dişin distalinde bulunan krestal kemikte, bukkal yöndeki kortikotomi kesisinin başladığı yerde görülmüştür (Şekil 4.49).



Şekil 4.49. Senaryo 3'de kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres dağılımı

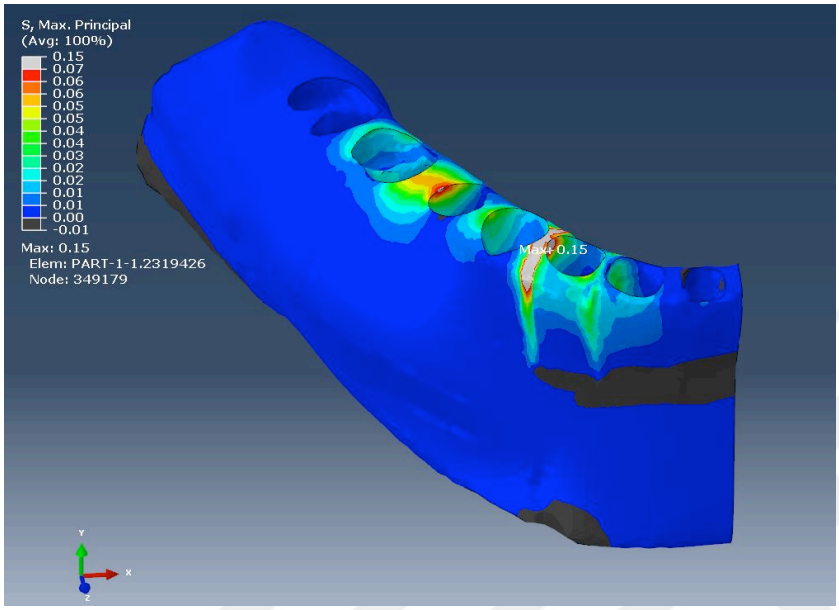
Kuvvetin uygulama yönü olan 43 numaralı dişin meziyobukkaline bakan kortikal kemik yüzeyinde ise sıkışma tipi stresler yoğunlaşmıştır. Sıkışma bölgesindeki kemik yüzeyinde en yüksek minimum asal stres değeri -0,81 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.50).



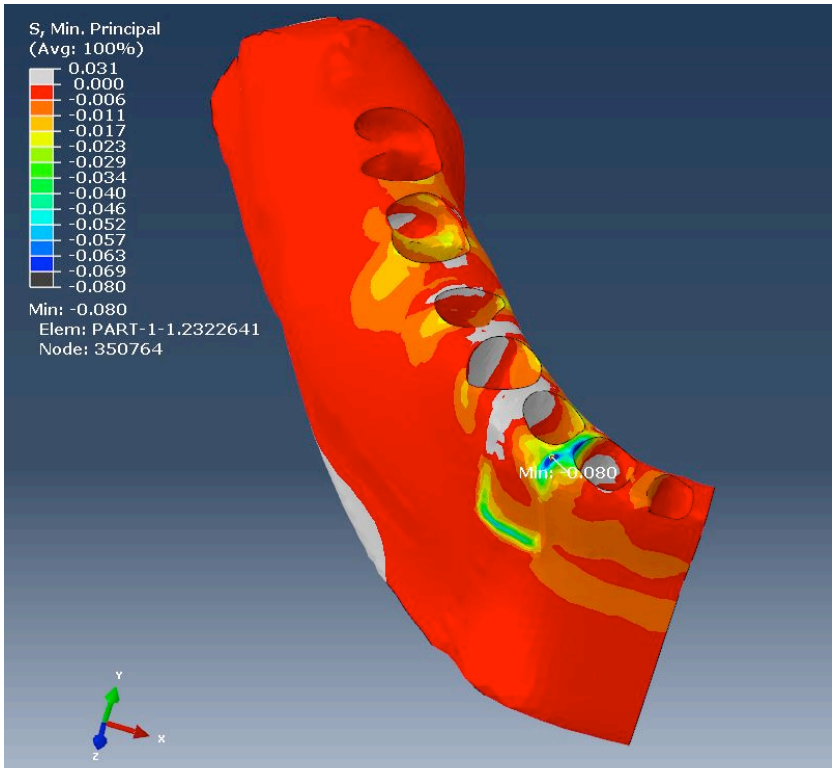
Şekil 4.50. Senaryo 3'de kortikal kemikte oluşan minimum asal stres

Spongioz kemiğin transvers yönden yapılan incelemesinde en yüksek maksimum asal stres 0,15 MPa olarak ölçülmüştür. Bu değer 43 numaralı dişin distalinde bulunan krestal

kemikte, bukkal yöndeki kortikotomi kesisinin başladığı yerde görülmüştür. Sıkışma bölgesindeki kemik yüzeyinde en yüksek minimum asal stres değeri -0,08 MPa olarak ölçülmüştür. Bu değer 43 numaralı dişin meziyalinde, bukkal yöndeki kortikotomi kesisinin başladığı yerde görülmüştür (Şekil 4.51; Şekil 4.52).



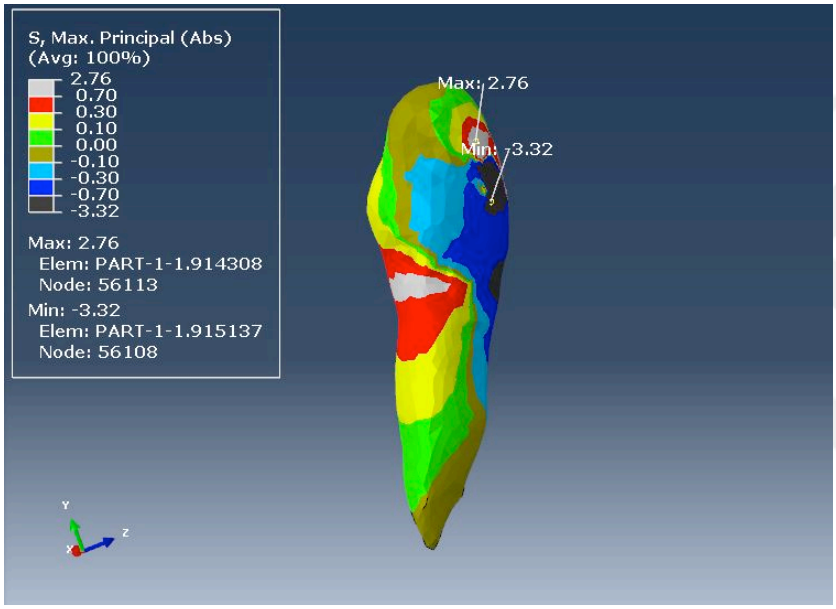
Şekil 4.51. Senaryo 3'de kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres



Şekil 4.52. Senaryo 3'de kortikal kemikte oluşan minimum asal stres

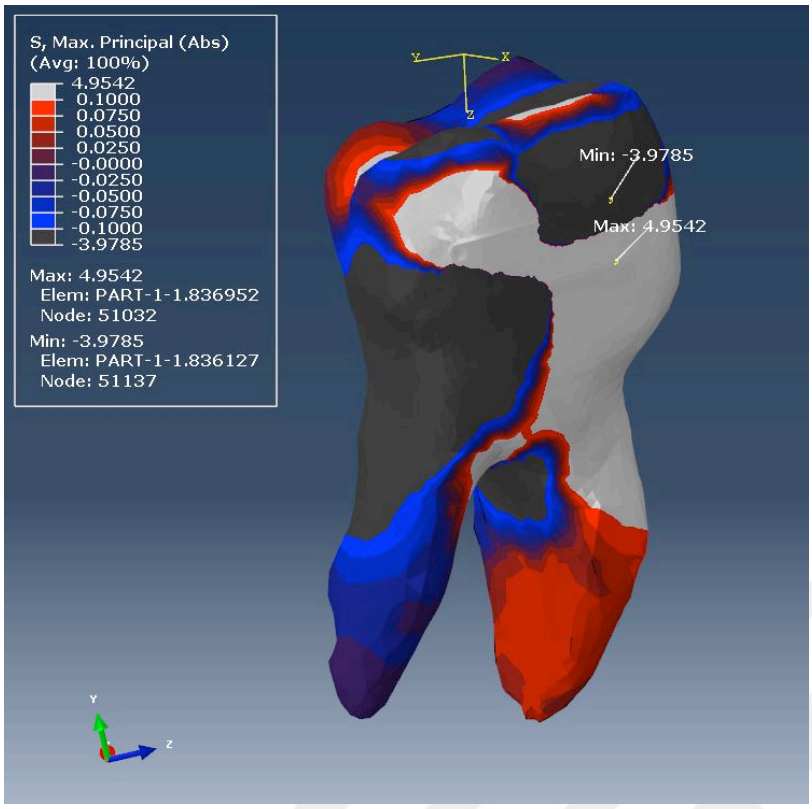
4.3.2. Dişlerde meydana gelen stres değerleri

Üçüncü senaryoda 43 numaralı dişte oluşan minimum ve maksimum asal stres dağılımları Şekil 4.53'de gösterilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri kanin dişin bukkalinde ve braketin insizale bakan kenarında görülmüştür, bu değer 2,76 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise kanin dişinin yine bukkalinde ve braketin gingivale bakan kenarında görülmüştür, bu değer -3,32 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.53. Senaryo 3'de 43 numaralı dişte oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı

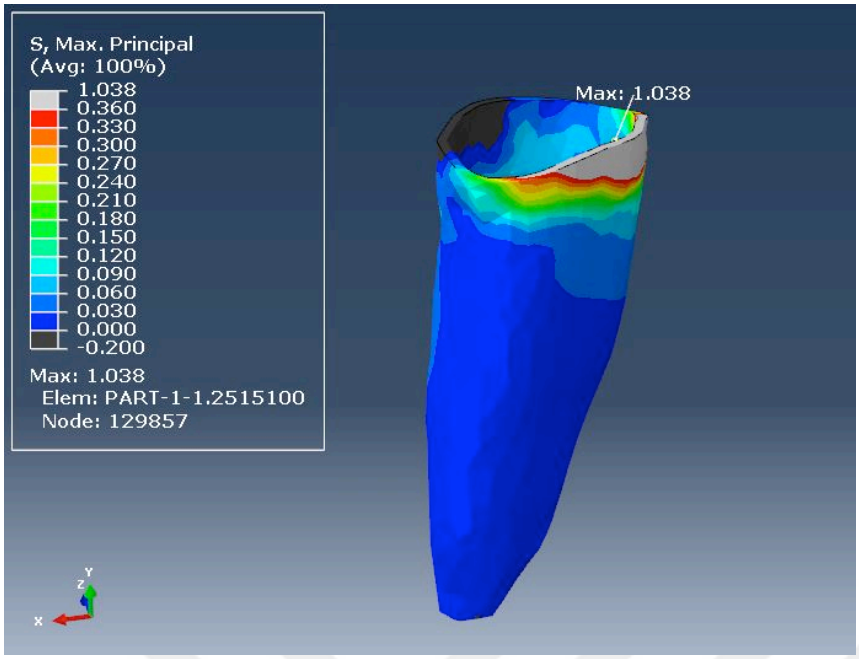
Üçüncü senaryoda 46 numaralı dişte oluşan minimum ve maksimum asal stres dağılımları Şekil 4.54'de gösterilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri 1. molar dişin bukkalinde ve braketin gingivale bakan kenarında görülmüştür, bu değer 4,95 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise 1. molar dişinin yine bukkalinde ve braketin oklüzale bakan kenarında görülmüştür, bu değer -3,98 MPa olarak ölçülmüştür.



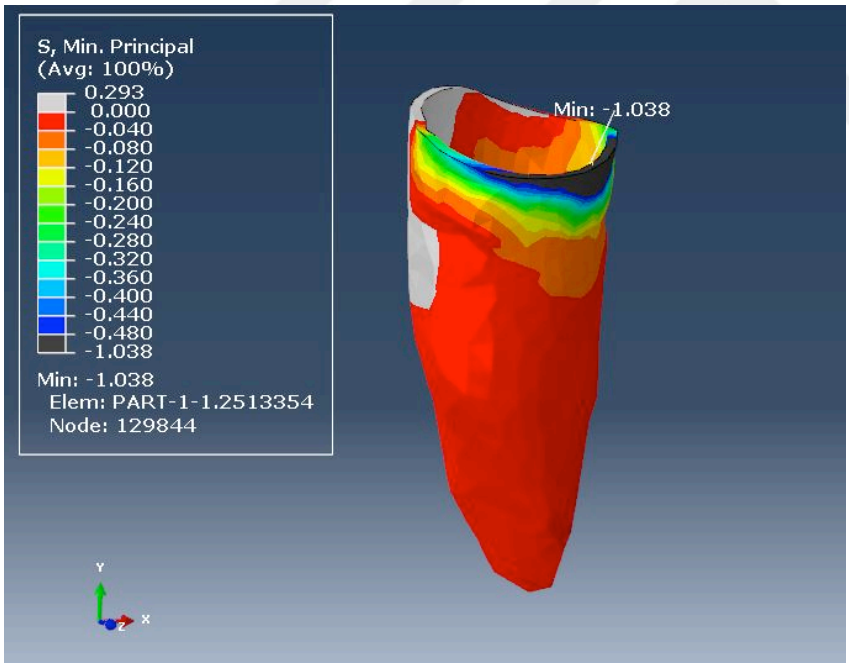
Şekil 4.54. Senaryo 3'de 46 numaralı dişte oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı

4.3.3. Periodontal ligamentlerde meydana gelen stres değerleri

Üçüncü senaryoda 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan maksimum ve minimum asal stres dağılımları Şekil 4.55 ve Şekil 4.56'da gösterilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri kanin dişin periodontal ligamentinin lingualinde ve insizale bakan kenarında meziyodistal olarak bant şeklinde yayıldığı görülmüştür, bu değer 1,04 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise kanin dişin periodontal ligamentinin bukkalinde ve insizale bakan kenarında meziyodistal olarak bant şeklinde yayılmıştır. Bu değer -1,04 MPa olarak ölçülmüştür.



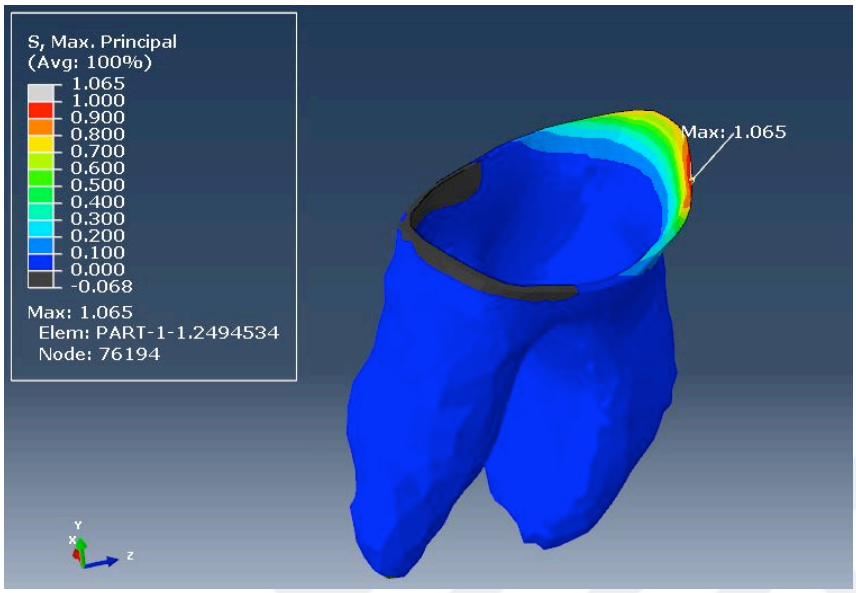
Şekil 4.55. Senaryo 3'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan maksimum asal streslerin dağılımı



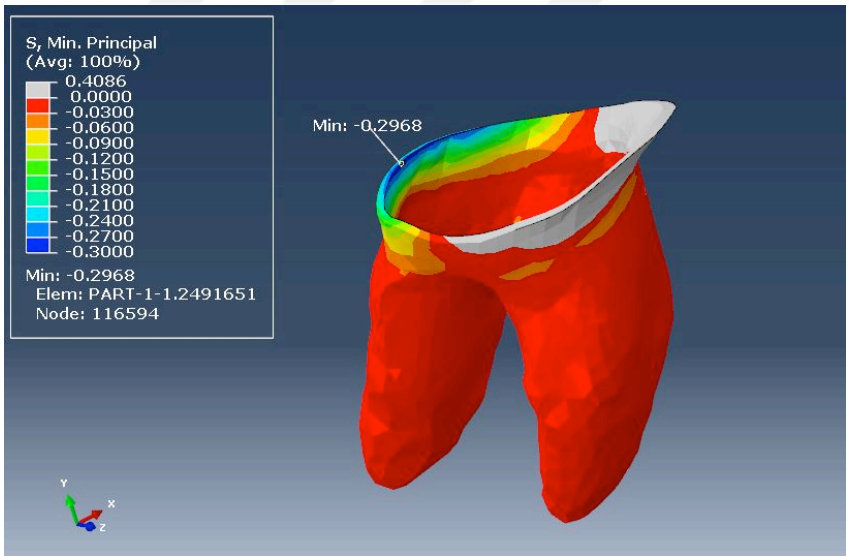
Şekil 4.56. Senaryo 3'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

Üçüncü senaryoda 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan maksimum ve minimum asal stres dağılımları Şekil 4.57 ve Şekil 4.58'de gösterilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri 1. molar dişin periodontal ligamentinin meziyobukkalinde ve oklüzale bakan kenarında

görülmüştür, bu değer 1,07 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise 1. molar dişin periodontal ligamentinin distalinde ve oklüzale bakan kenarında görülmüştür, bu değer -0,30 MPa olarak ölçülmüştür.



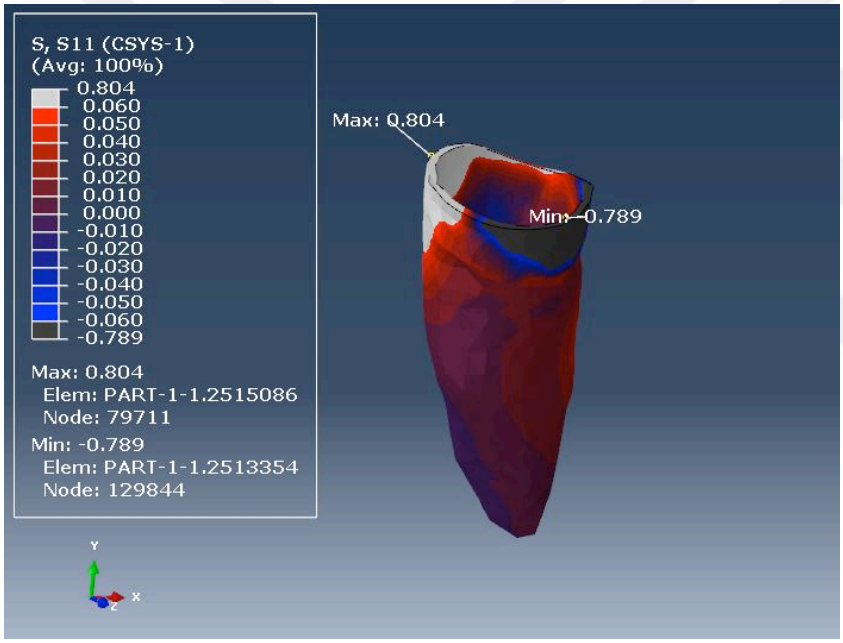
Şekil 4.57. Senaryo 3'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan maksimum asal streslerin dağılımı



Şekil 4.58. Senaryo 3'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan minimum asal streslerin dağılımı

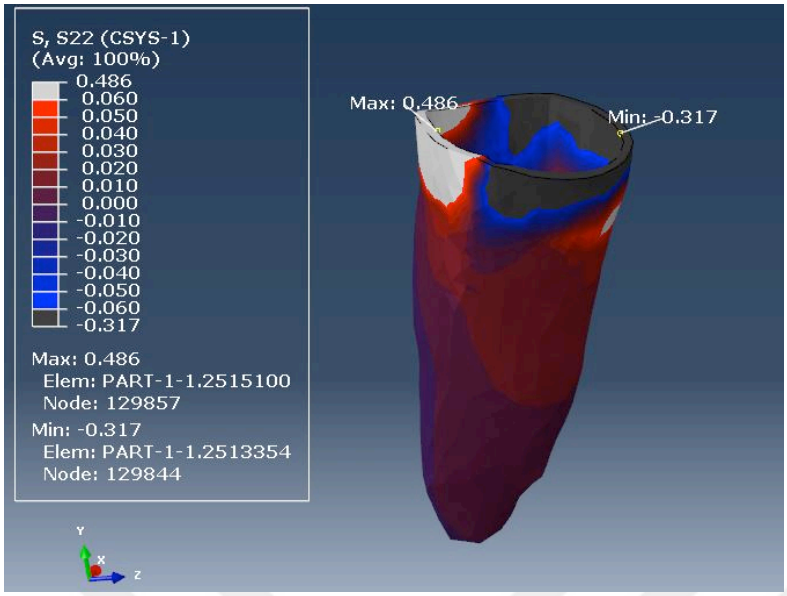
4.3.4. Periodontal ligamentlerde meydana gelen stresin eksenlere göre değerlendirilmesi

Oklüzogingival yönde, x ekseninde, 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan stres dağılımı Şekil 4.59'da verilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri kanin dişin periodontal ligamentinin distolingualinde ve insizale bakan kenarında görülmüştür, bu değer 0,80 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise kanin dişin periodontal ligamentinin bukkalinde ve insizale bakan kenarında meziyodistal olarak bant şeklinde yayılmıştır. Bu değer -0,79 MPa olarak ölçülmüştür.



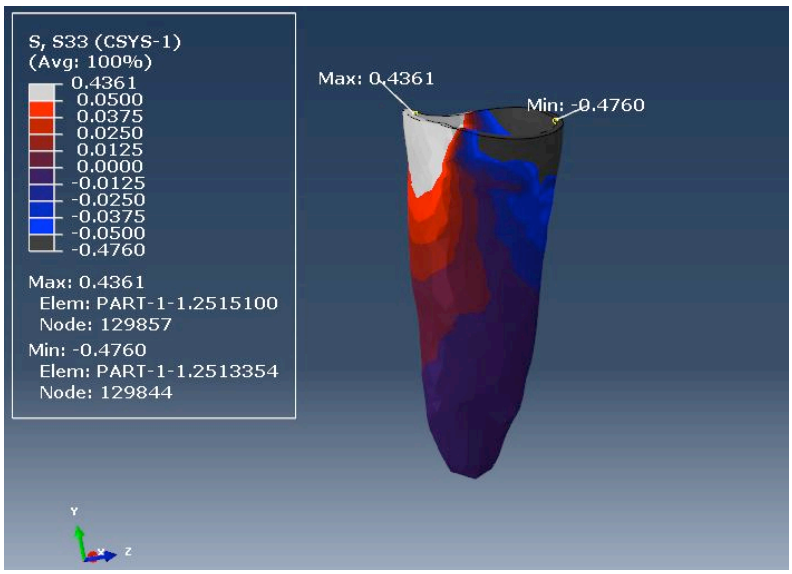
Şekil 4.59. Senaryo 2'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde meziyodistal yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı

Meziyodistal yönde, y ekseninde, 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan stres dağılımı Şekil 4.60'da verilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri kanin dişin periodontal ligamentinin lingualinde ve insizale bakan kenarında görülmüştür, bu değer 0,49 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise kanin dişin periodontal ligamentinin bukkalinde ve insizale bakan kenarında meziyodistal olarak bant şeklinde yayılmıştır. Bu değer -0,32 MPa olarak ölçülmüştür.



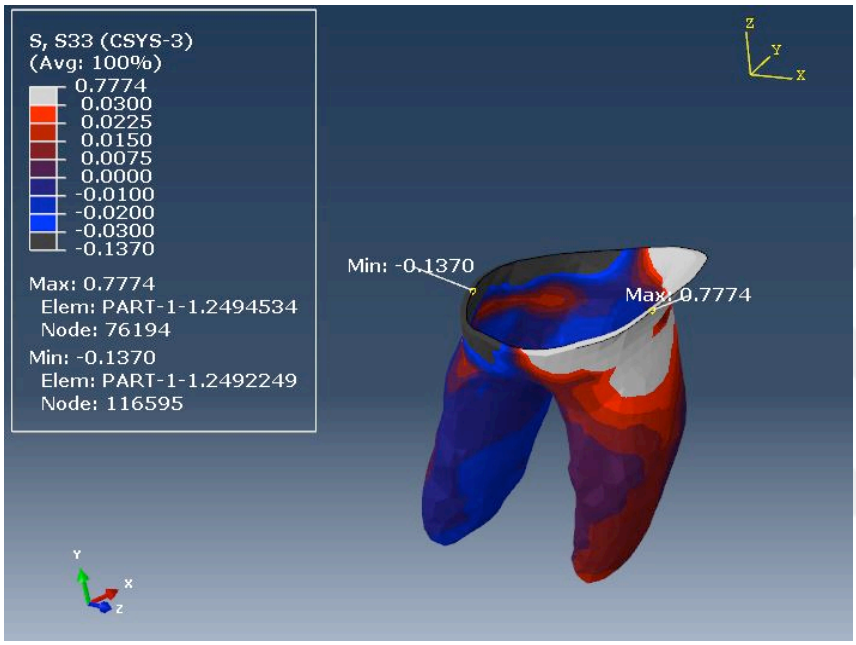
Şekil 4.60. Senaryo 3'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde bukkolingual yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı

Bukkolingual yönde, z ekseninde, 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan stres dağılımı Şekil 4.61'de verilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri kanin dişin periodontal ligamentinin distolingualinde ve insizale bakan kenarında görülmüştür, bu değer 0,44 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise kanin dişin periodontal ligamentinin meziyobukkalinde ve insizale bakan kenarında meziyodistal olarak bant şeklinde yayılmıştır. Bu değer -0,48 MPa olarak ölçülmüştür.



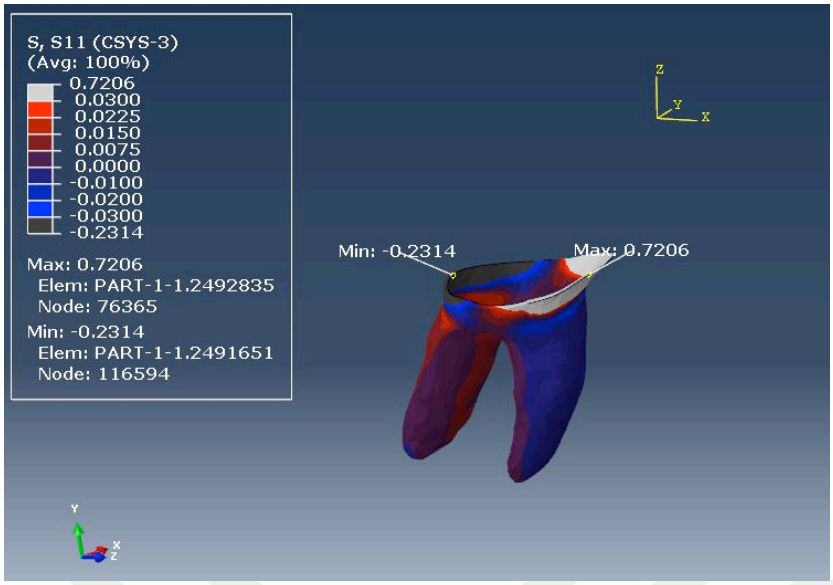
Şekil 4.61. Senaryo 3'de 43 numaralı dişin periodontal ligamentinde oklüzogingival yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı

Oklüzogingival yönde, x ekseninde, 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan stres dağılımı Şekil 4.62'de verilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri 1. molar dişin periodontal ligamentinin meziyalinde ve insizale bakan kenarında bant şeklinde görülmüştür, bu değer 0,78 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise 1. molar dişin periodontal ligamentinin distalinde ve insizale bakan kenarında bant şeklinde yayılmıştır. Bu değer -0,14 MPa olarak ölçülmüştür.



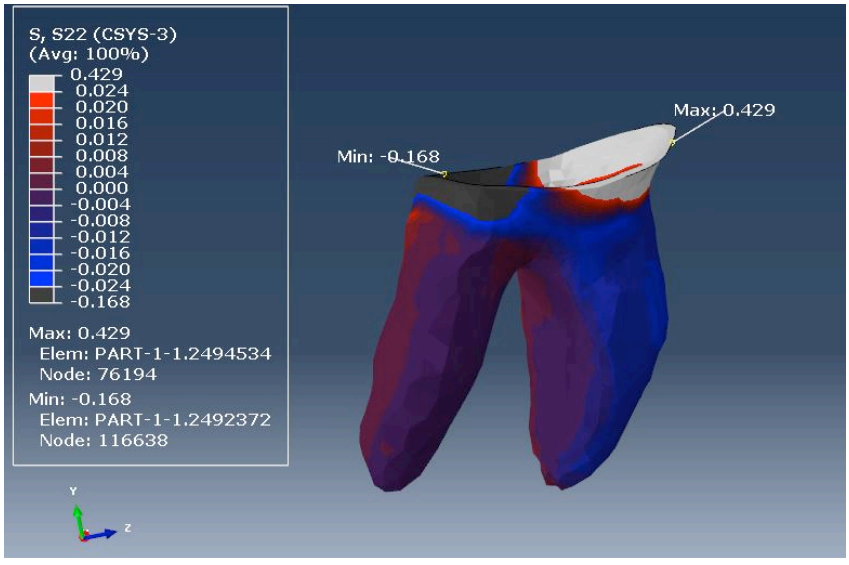
Şekil 4.62. Senaryo 3'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oklüzogingival yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı

Meziyodistal yönde, y ekseninde, 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan stres dağılımı Şekil 4.63'de verilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri molar dişin periodontal ligamentinin meziyobukkalinde ve insizale bakan kenarında görülmüştür, bu değer 0,72 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise 1. molar dişin periodontal ligamentinin distalinde ve insizale bakan kenarında meziyodistal olarak bant şeklinde yayılmıştır. Bu değer -0,23 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.63. Senaryo 3'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde meziyodistal yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı

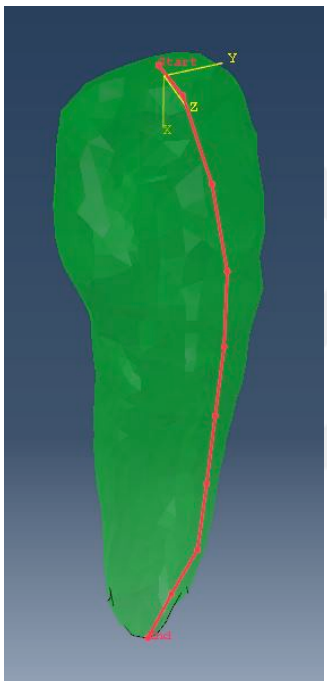
Bukkolingual yönde, z ekseninde, 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde oluşan stres dağılımı Şekil 4.64'de verilmiştir. Analiz sonuçları değerlendirildiğinde kuvvet uygulaması sonucu en yüksek maksimum asal stres değeri 1. molar dişin periodontal ligamentinin meziyalinde ve insizale bakan kenarında bant şeklinde görülmüştür, bu değer 0,43 MPa olarak ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres değeri ise 1. molar dişin periodontal ligamentinin distalinde ve insizale bakan kenarında bant şeklinde yayılmıştır. Bu değer -0,17 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.64. Senaryo 3'de 46 numaralı dişin periodontal ligamentinde bukkolingual yönde oluşan maksimum ve minimum asal streslerin dağılımı

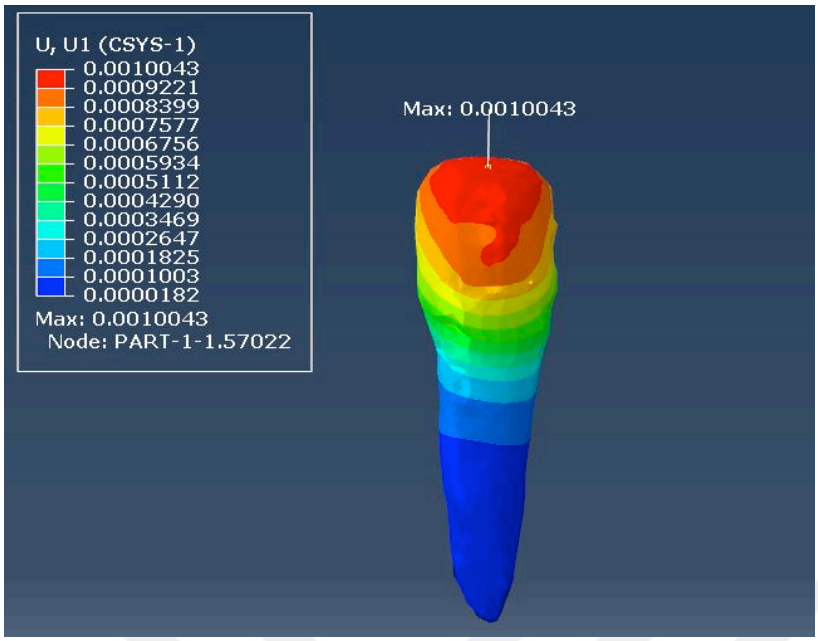
4.3.5. Kanin ve birinci molarda görülen deplasman miktarları

Kanin dişinde görülen deplasman, deplasman eğrisi üzerinde değerlendirilmiştir. Deplasman eğrisi kanin dişinin bukkal kron tepesinden başlayıp, diş boyunca vertikal olarak devam ettikten sonra kök ucunda sona ermektedir. Bu eğri Şekil 4.65'de gösterilmiştir. Deplasmanlar x, y ve z eksenlerinde değerlendirilmiştir. X ekseni oklüzogingival yönü, y ekseni meziyodistal yönü, z ekseni ise bukkolingual yönü göstermektedir.



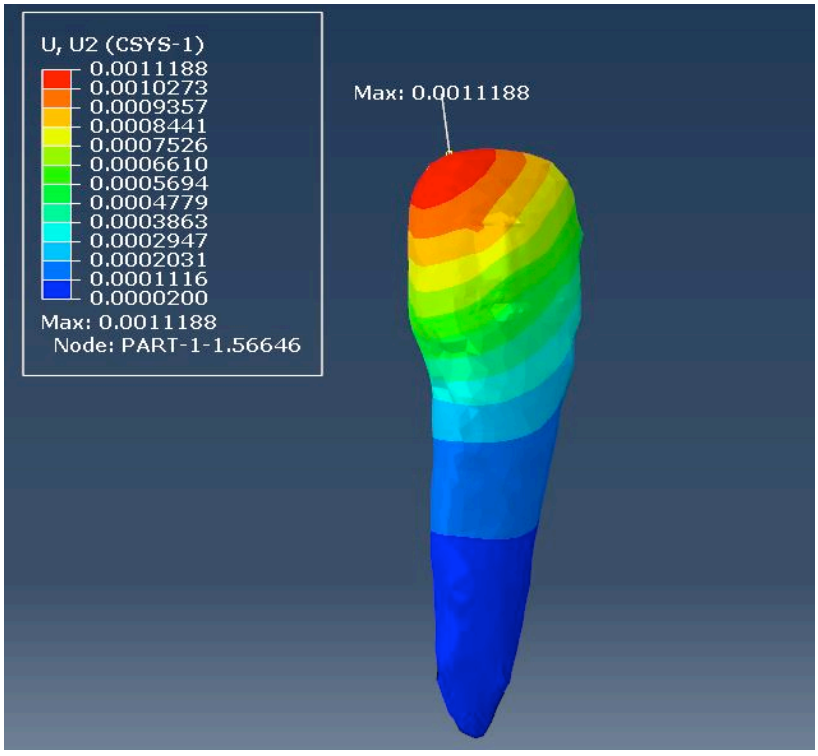
Şekil 4.65. Deplasman eğrisinin ve eksenlerin kanin dişi üzerindeki gösterimi

Kanin dişinin oklüzogingival yönde, x ekseninde, gösterdiği maksimum deplasman miktarı 1004,3 nm'dir ve bu değer gingival yönde, kanin dişinin bukkalde insizal kenarının 1/3'lük orta kısmında görülmüştür. Minimum deplasman miktarı ise 18,2 nm'dir ve gingival yönde, kök ucunda görülmüştür (Şekil 4.66).



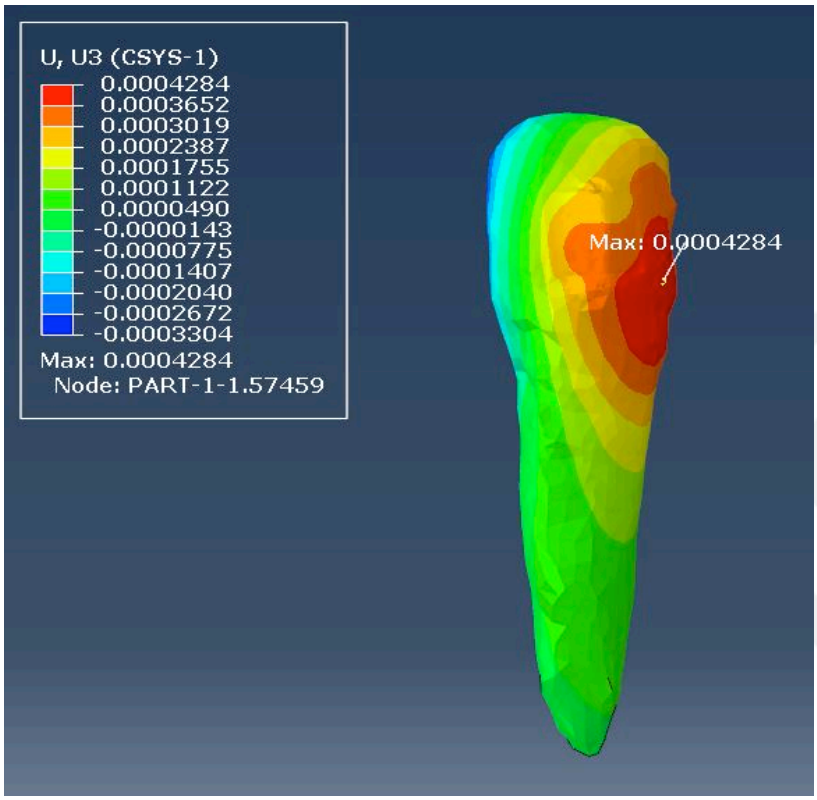
Şekil 4.66. 43 numaralı dişin oklüzogingival yönde gösterdiği deplasman

Kanin dişinin meziyodistal yönde, y ekseninde, gösterdiği maksimum deplasman miktarı 1118,8 nm'dir ve bu değer meziyal yönde, insizal kenarın distal köşesinde görülmüştür. Minimum deplasman miktarı ise 20 nm'dir ve meziyal yönde, kök ucunda görülmüştür (Şekil 4.67).



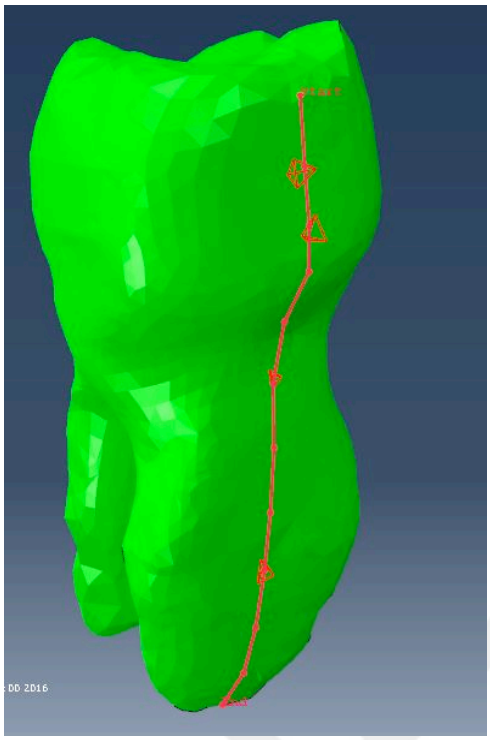
Şekil 4.67. 43 numaralı dişin meziyodistal yönde gösterdiği deplasman

Kanin dişinin bukkolingual yönde, z ekseninde, gösterdiği maksimum deplasman miktarı 428,4 nm'dir ve bu değer bukkal yönde, kronun meziyal kenarın gingivale yakın kısmında görülmüştür. Minimum deplasman miktarı ise 330,4 nm'dir ve lingual yönde, distal kenarda görülmüştür (Şekil 4.68).



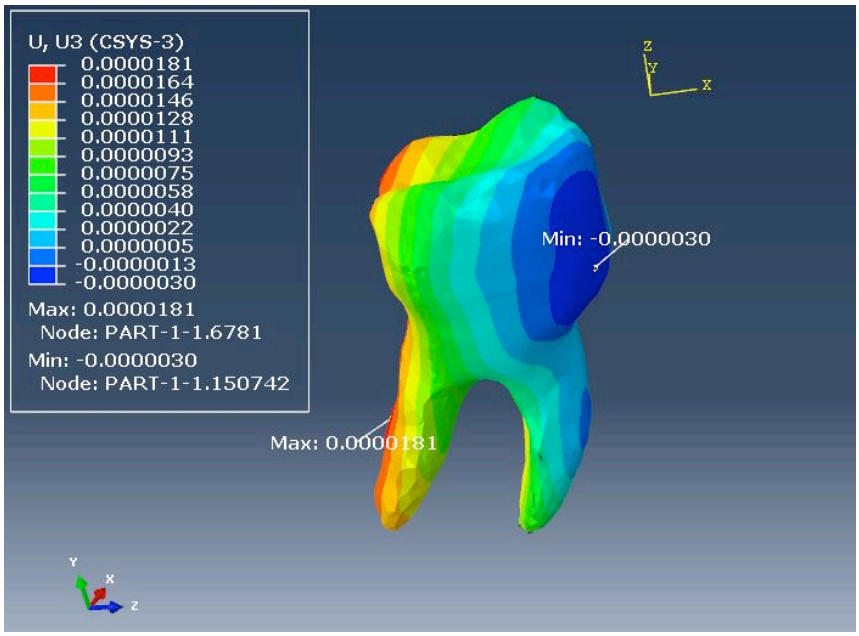
Şekil 4.68. 43 numaralı dişin bukkolingual yönde gösterdiği deplasman

Birinci molarda görülen deplasman, deplasman eğrisi üzerinde değerlendirilmiştir. Bu eğri Şekil 4.69'da gösterilmiştir. Deplasmanlar x, y ve z eksenlerinde değerlendirilmiştir. X ekseni oklüzogingival yönü, y ekseni meziyofistal yönü, z ekseni ise bukkolingual yönü göstermektedir. Deplasman eğrisi 1. molar dişin meziyooklüzal kenarının ortasından başlayıp, diş boyunca vertikal olarak devam ettikten sonra meziyal kök ucunda sona ermektedir.



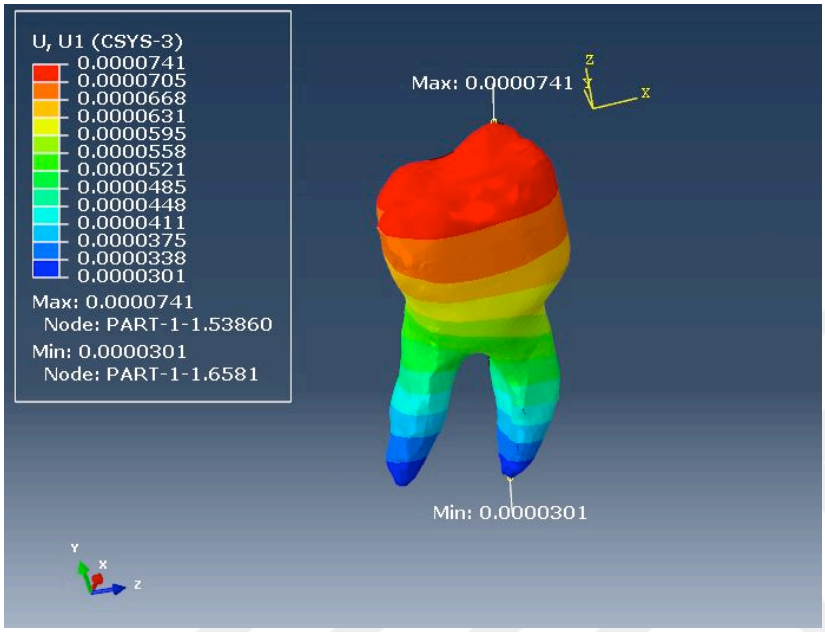
Şekil 4.69. Deplasman eğrisinin 1. molar dişi üzerindeki gösterimi

Birinci moların oklüzogingival yönde, x ekseninde, gösterdiği maksimum deplasman miktarı 18,1 nm'dir ve bu değer oklüzal yönde, distal kökün distal yüzeyinin 1/3'lük orta kısmında görülmüştür. Minimum deplasman miktarı ise 3 nm'dir ve gingival yönde, kronun gingivale yakın meziyobukkalinde görülmüştür (Şekil 4.70).



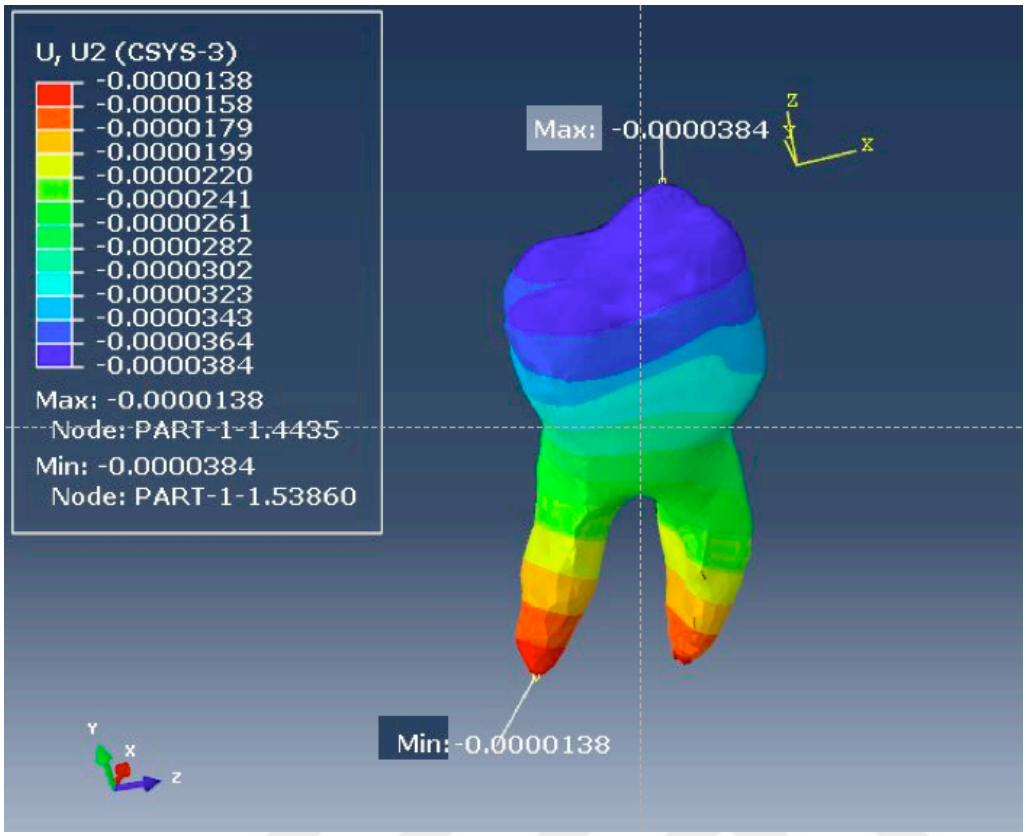
Şekil 4.70. 46 numaralı dişin oklüzogingival yönde gösterdiği deplasman

Birinci moların meziyodistal yönde, y ekseninde, gösterdiği maksimum deplasman miktarı 74,1 nm'dir ve bu değer meziyal yönde, meziyolingual tüberkül tepesinde görülmüştür. Minimum deplasman miktarı ise 30,1 nm'dir ve meziyal yönde, meziyal kök ucunda görülmüştür (Şekil 4.71).



Şekil 4.71. 46 numaralı dişin meziyodistal yönde gösterdiği deplasman

Birinci moların bukkolingual yönde, z ekseninde, gösterdiği maksimum deplasman miktarı 13,8 nm'dir ve bu değer bukkal yönde, distal kök ucunda görülmüştür. Minimum deplasman miktarı ise 38,4 nm'dir ve bukkal yönde, meziyolingual tüberkül tepesinde görülmüştür (Şekil 4.72).



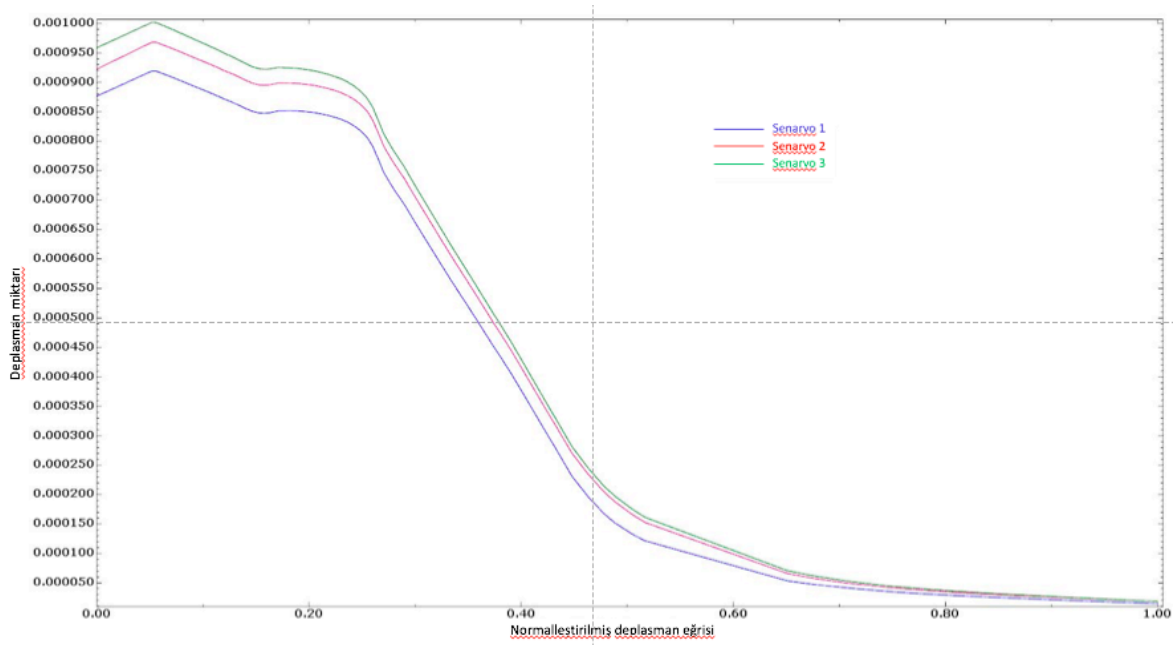
Şekil 4.72. 46 numaralı dişin bukkolingual yönde gösterdiği deplasman

Hem birinci molar hem de kanin için, x eksenindeki pozitif değer gingivali, negatif değer ise oklüzali; y eksenindeki pozitif değer meziyali, negatif değer ise distali, z eksenindeki pozitif değer bukkali, negatif değer ise linguali göstermektedir.

4.4. Kanin ve 1. Molar Dişte Görülen Deplasmanların Çizelgeler ve Grafiklerle Değerlendirilmesi

4.4.1. Kanin dişin x ekseninde (oklüzogingival) görülen deplasmanı

Kanin dişin oklüzogingival yönde her üç senaryoda da görülen deplasmanı Grafik 4.1'de gösterilmiştir. Buna göre en fazla deplasman senaryo 3'de, en az deplasman ise senaryo 1'de görülmektedir. Deplasmanın tepe noktası her üç senaryoda da aynı olup kanin dişin insizal kenarının orta üçlüsüne denk gelmektedir, kök ucunda ise minimum deplasman görülmektedir.



Grafik 4.1. Kanin dişin x ekseninde (oklüzogingival) görülen deplasmanı

Kanin dişinde oklüzogingival yönde, x ekseninde, görülen maksimum deplasman miktarları gingival tarafa senaryo 1, senaryo 2 ve senaryo 3'de sırasıyla, 921,2 nm, 970,1 nm ve 1004,3 nm olarak ölçülmüştür. Birinci senaryoya kıyasla sırasıyla ikinci ve üçüncü senaryoda %5,3 ve %9'luk bir artış görülmüştür (Çizelge 4.1).

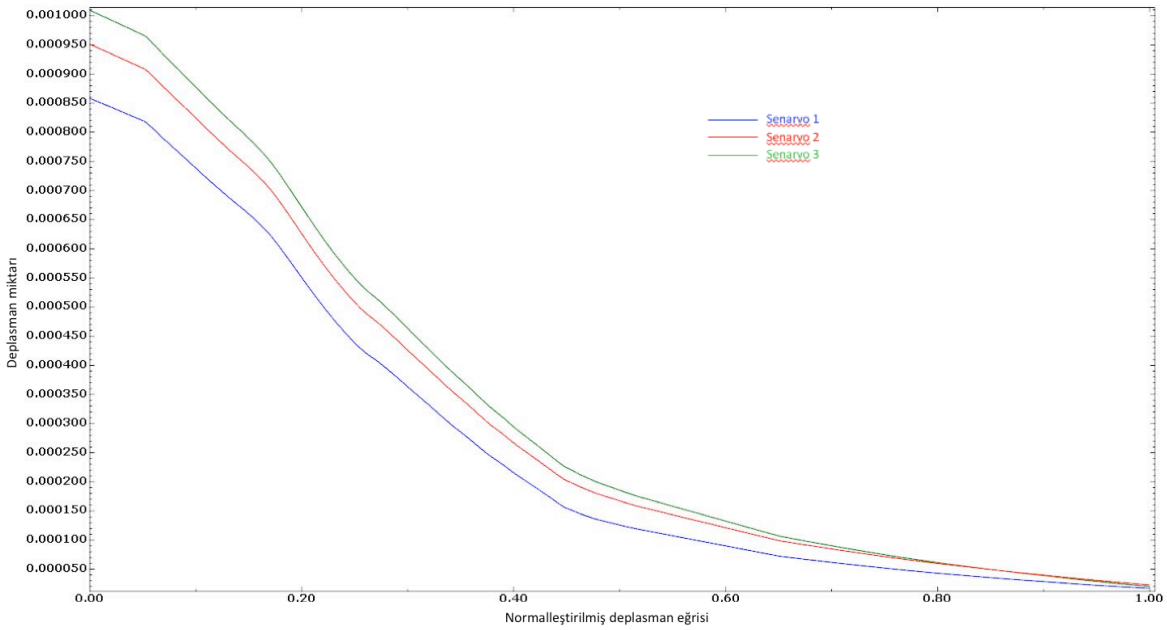
Kanin dişinde oklüzogingival yönde, x ekseninde, görülen minimum deplasman miktarları gingival tarafa senaryo 1, senaryo 2 ve senaryo 3'de sırasıyla, 14,3 nm, 18,3 nm ve 18,2 nm olarak ölçülmüştür. Bu değerlerin büyüklük sıralaması senaryo 2, senaryo 3 ve senaryo 1 şeklindedir. Birinci senaryoya kıyasla sırasıyla ikinci ve üçüncü senaryoda %27,9 ve %27,3'lük bir artış görülmüştür (Çizelge 4.1).

Çizelge 4.1. 43 no'lu dişin oklüzogingival yöndeki deplasmanının senaryolar arasında karşılaştırılması

43 No'lu Diş Oklüzogingival Deplasman	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
Maksimum	+921,2 nm	+970,1 nm	+1004,3 nm
Minimum	+14,3 nm	+18,3 nm	+18,2 nm

4.4.2. Kanin dişin y ekseninde (meziyodistal) görülen deplasmanı

Kanin dişin meziyodistal yönde her üç senaryoda da görülen deplasmanı Grafik 4.2'de gösterilmiştir. Buna göre en fazla deplasman senaryo 3'de, en az deplasman ise senaryo 1'de görülmektedir. Deplasmanın tepe noktası her üç senaryoda da aynı olup kanin dişin insizal kenarının distal köşesine denk gelmektedir, kök ucunda ise minimum deplasman görülmektedir.



Grafik 4.2. Kanin dişin y ekseninde (meziyodistal) görülen deplasmanı

Kanin dişinde meziyodistal yönde, y ekseninde, görülen maksimum deplasman miktarları meziyal tarafa senaryo 1, senaryo 2 ve senaryo 3'de sırasıyla, 966 nm, 1064,2 nm ve 1118,8 nm olarak ölçülmüştür. Birinci senaryoya kıyasla sırasıyla ikinci ve üçüncü senaryoda %5 ve %15,8'lik bir artış görülmüştür (Çizelge 4.2).

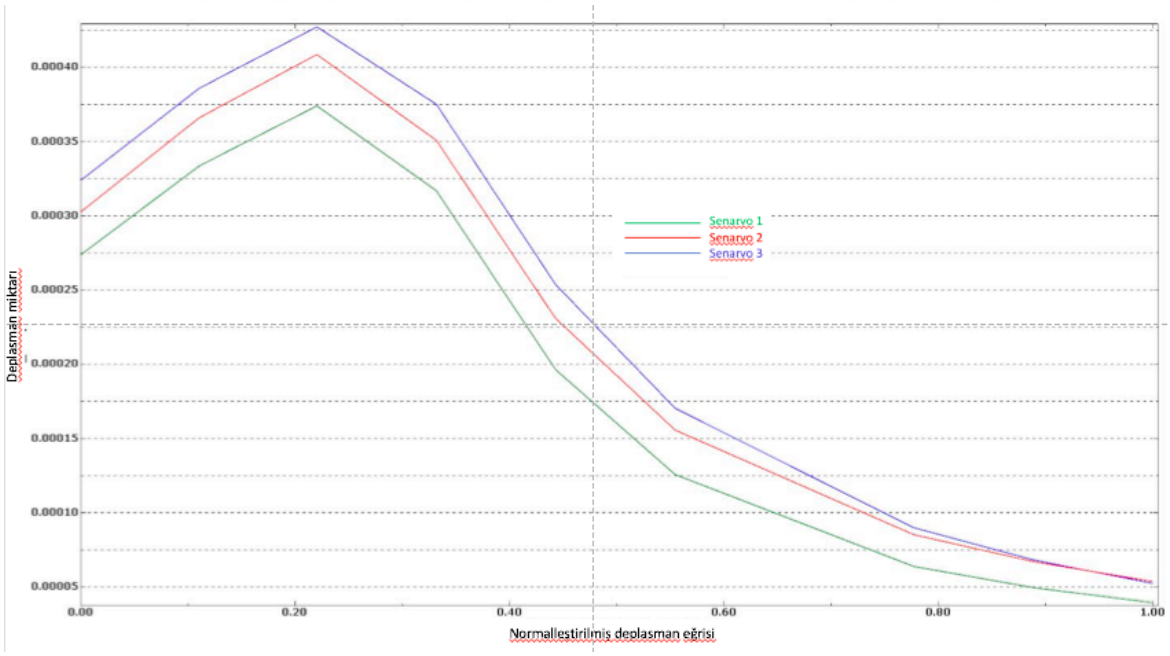
Kanin dişinde meziyodistal yönde, y ekseninde, görülen minimum deplasman miktarları meziyal tarafa senaryo 1, senaryo 2 ve senaryo 3'de sırasıyla, 16,7 nm, 22,6 nm ve 20 nm olarak ölçülmüştür. Bu değerlerin büyüklük sıralaması senaryo 2, senaryo 3 ve senaryo 1 şeklindedir. Birinci senaryoya kıyasla sırasıyla ikinci ve üçüncü senaryoda %35,3 ve %13'lük bir artış görülmüştür (Çizelge 4.2).

Çizelge 4.2. 43 no'lu dişin meziyodistal yöndeki deplasmanının senaryolar arasında karşılaştırılması

43 No'lu Diş Meziyodistal Deplasman	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
Maksimum	+966 nm	+1064,2 nm	+1118,8 nm
Minimum	+16,7 nm	+22,6 nm	+20 nm

4.4.3. Kanin dişin z ekseninde (bukkolingual) görülen deplasmanı

Kanin dişin bukkolingual yönde her üç senaryoda da görülen deplasmanı Grafik 4.3'de gösterilmiştir. Buna göre en fazla deplasman senaryo 3'de, en az deplasman ise senaryo 1'de görülmektedir. Deplasmanın tepe noktası her üç senaryoda da aynı olup kanin dişin meziyal kenarının gingivale yakın kısmındadır, kök ucunda ise minimum deplasman görülmektedir.



Grafik 4.3. Kanin dişin z ekseninde (bukkolingual) görülen deplasmanı

Kanin dişinde bukkolingual yönde, z ekseninde, görülen maksimum deplasman miktarları bukkal tarafa senaryo 1, senaryo 2 ve senaryo 3'de sırasıyla, 391 nm, 425,2 nm ve 428,4

nm olarak ölçülmüştür. Bu değerlerin büyüklük sıralaması senaryo 3, senaryo 2 ve senaryo 1 şeklindedir. Birinci senaryoya kıyasla sırasıyla ikinci ve üçüncü senaryoda %0,7 ve %9,6'lık bir artış görülmüştür (Çizelge 4.3).

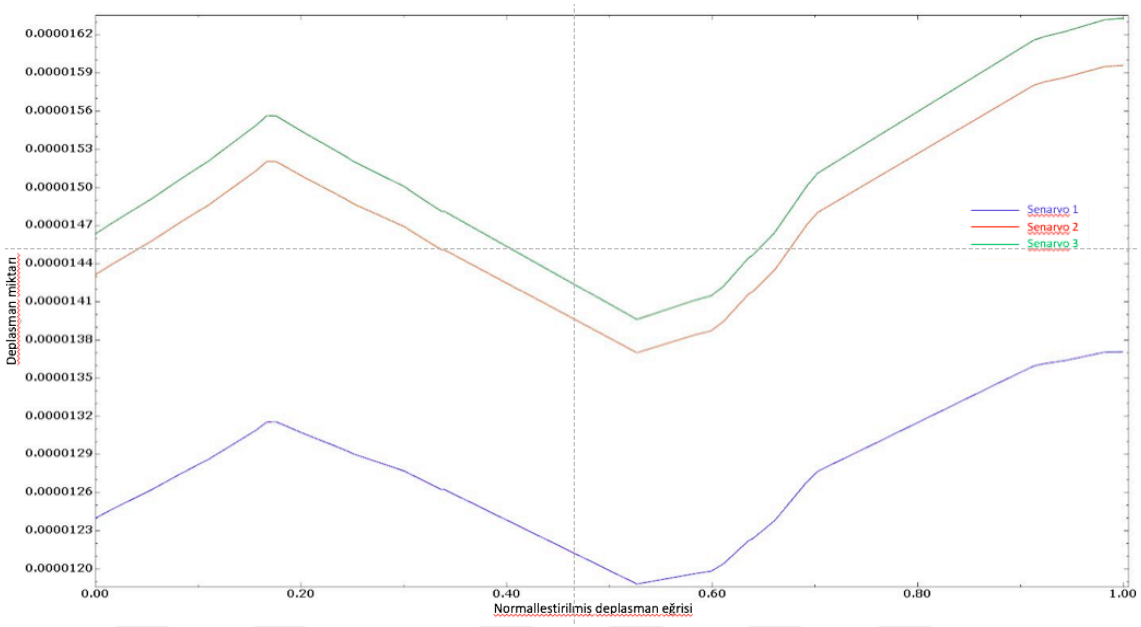
Kanin dişinde bukkolingual yönde, z ekseninde, görülen minimum deplasman miktarları lingual tarafa senaryo 1, senaryo 2 ve senaryo 3'de sırasıyla, 307,6 nm, 307,3 nm ve 330,4 nm olarak ölçülmüştür. Bu değerlerin büyüklük sıralaması senaryo 3, senaryo 1 ve senaryo 2 şeklindedir. Birinci senaryoya kıyasla sırasıyla ikinci ve üçüncü senaryoda %0,1'lik bir azalma ve %7,4'lük bir artış görülmüştür (Çizelge 4.3).

Çizelge 4.3. 43 no'lu dişin bukkolingual yöndeki deplasmanının senaryolar arasında karşılaştırılması

43 No'lu Diş Bukkolingual Deplasman	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
Maksimum	+391 nm	+425,2 nm	+428,4 nm
Minimum	-307,6 nm	-307,3 nm	-330,4 nm

4.4.4. Molar dişin x ekseninde (oklüzogingival) görülen deplasmanı

Molar dişin oklüzogingival yönde her üç senaryoda da görülen deplasmanı Grafik 4.4'de gösterilmiştir. Buna göre en fazla deplasman senaryo 3'de, en az deplasman ise senaryo 1'de görülmektedir. Deplasmanın tepe noktası her üç senaryoda da aynı olup distal kökün distalinin 1/3'lük orta kısmındadır, minimum deplasman ise kronun gingivale yakın meziyobukkalinde görülmektedir.



Grafik 4.4. Molar dişin x ekseninde (oklüzogingival) görülen deplasmanı

Molar dişinde oklüzogingival yönde, x ekseninde, görülen maksimum deplasman miktarları oklüzal tarafa senaryo 1, senaryo 2 ve senaryo 3'de sırasıyla, 15,1 nm, 17,7 nm ve 18,1 nm olarak ölçülmüştür. Bu değerlerin büyüklük sıralaması senaryo 3, senaryo 2 ve senaryo 1 şeklindedir. Birinci senaryoya kıyasla sırasıyla ikinci senaryoda %17,2'lik bir azalma ve üçüncü senaryoda ise %19,8'lik bir artış görülmüştür (Çizelge 4.4).

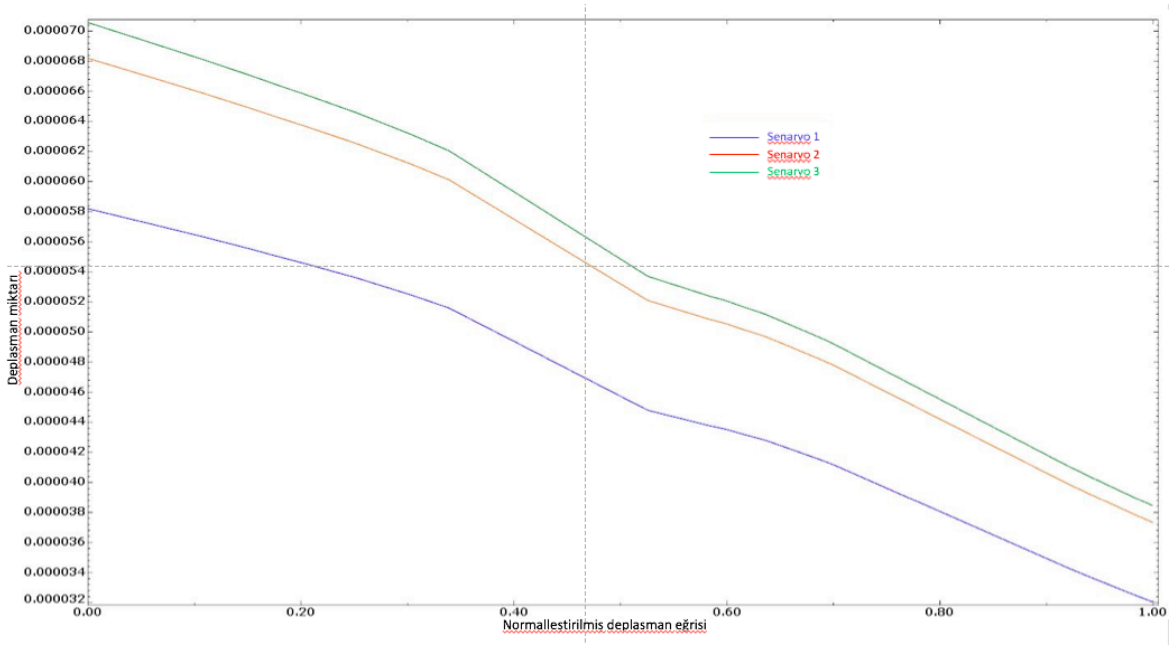
Molar dişinde oklüzogingival yönde, x ekseninde, görülen minimum deplasman miktarları gingival tarafa senaryo 1, senaryo 2 ve senaryo 3'de sırasıyla, 0,5 nm, 2,5 nm ve 3 nm olarak ölçülmüştür. Bu değerlerin büyüklük sıralaması senaryo 3, senaryo 2 ve senaryo 1 şeklindedir. Birinci senaryoya kıyasla sırasıyla ikinci senaryoda 5 kat ve üçüncü senaryoda ise 6 katlık bir artış görülmüştür (Çizelge 4.4).

Çizelge 4.4. 46 no'lu dişin oklüzogingival yöndeki deplasmanının senaryolar arasında karşılaştırılması

46 No'lu Diş Oklüzogingival Deplasman	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
Maksimum	-15,1 nm	-17,7 nm	-18,1 nm
Minimum	+0,5 nm	+2,5 nm	+3 nm

4.4.5. Molar dişin y ekseninde (meziyodistal) görülen deplasmanı

Molar dişin meziyodistal yönde her üç senaryoda da görülen deplasmanı Grafik 4.5'de gösterilmiştir. Buna göre en fazla deplasman senaryo 3'de, en az deplasman ise senaryo 1'de görülmektedir. Deplasmanın tepe noktası 2. ve 3. senaryoda aynı olup meziyolingual tüberkül tepesindedir, 1. senaryoda ise distobukkal tüberkül tepesindedir, meziyal kök ucunda ise minimum deplasman görülmektedir.



Grafik 4.5. Molar dişin y ekseninde (meziyodistal) görülen deplasmanı

Molar dişinde meziyodistal yönde, y ekseninde, görülen maksimum deplasman miktarları meziyal tarafa senaryo 1, senaryo 2 ve senaryo 3'de sırasıyla, 60,6 nm, 71,9 nm ve 74,1 nm olarak ölçülmüştür. Bu değerlerin büyüklük sıralaması senaryo 3, senaryo 2 ve senaryo 1 şeklindedir. Birinci senaryoya kıyasla sırasıyla ikinci ve üçüncü senaryoda %18,6 ve %22,3'lük bir artış görülmüştür (Çizelge 4.5).

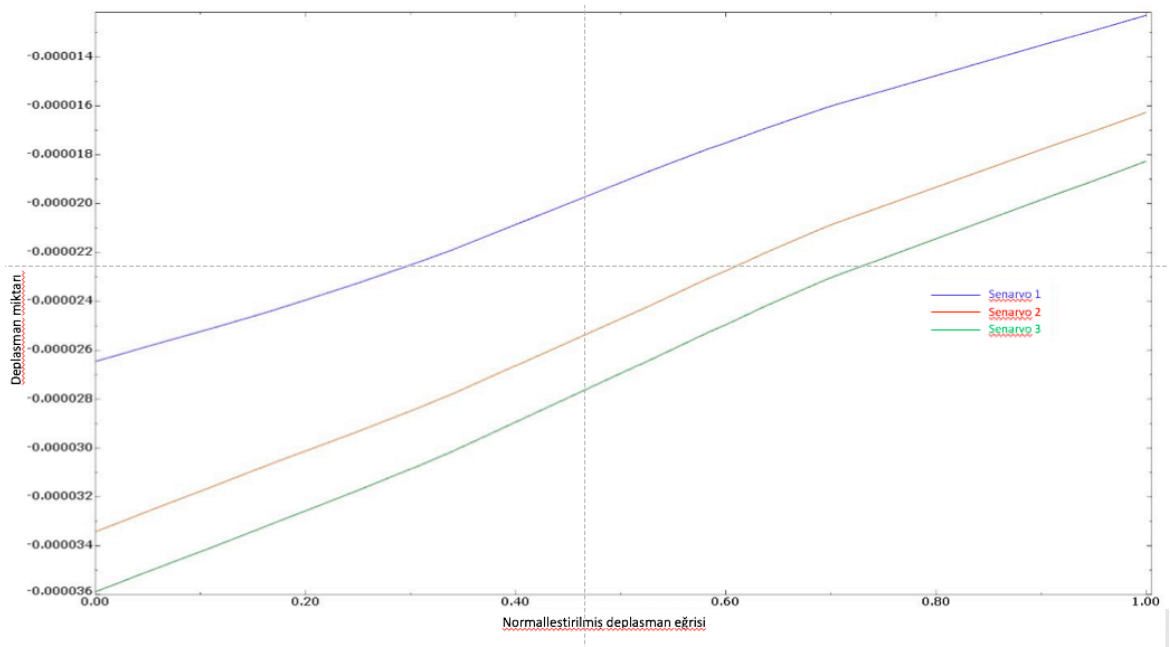
Molar dişinde meziyodistal yönde, y ekseninde, görülen minimum deplasman miktarları meziyal tarafa senaryo 1, senaryo 2 ve senaryo 3'de sırasıyla, 24,9 nm, 28,9 nm ve 30,1 nm olarak ölçülmüştür. Bu değerlerin büyüklük sıralaması senaryo 3, senaryo 2 ve senaryo 1 şeklindedir. Birinci senaryoya kıyasla sırasıyla ikinci senaryoda %16'lık ve üçüncü senaryoda ise %20,8'lik bir artış görülmüştür (Çizelge 4.5).

Çizelge 4.5. 46 no'lu dişin meziyodistal yöndeki deplasmanının senaryolar arasında karşılaştırılması

46 No'lu Diş Meziyodistal Deplasman	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
Maksimum	+60,6 nm	+71,9 nm	+74,1 nm
Minimum	+24,9 nm	+28,9 nm	+30,1 nm

4.4.6. Molar dişin z ekseninde (bukkolingual) görülen deplasmanı

Molar dişin bukkolingual yönde her üç senaryoda da görülen deplasmanı Grafik 4.6'da gösterilmiştir. Buna göre en fazla deplasman senaryo 3'de, en az deplasman ise senaryo 1'de görülmektedir. Deplasmanın tepe noktası her üç senaryoda da aynı olup distal kök ucundadır, 2. ve 3. senaryoda minimum deplasman meziyolingual tüberkül tepesinde, 1. senaryoda ise distobukkal tüberkül tepesinde görülmektedir.



Grafik 4.6. Molar dişin z ekseninde (bukkolingual) görülen deplasmanı

Molar dişinde bukkolingual yönde, z ekseninde, görülen maksimum deplasman miktarları bukkal tarafa senaryo 1, senaryo 2 ve senaryo 3'de sırasıyla, 28 nm, 37 nm ve 38,4 nm olarak ölçülmüştür. Bu değerlerin büyüklük sıralaması senaryo 3, senaryo 2 ve senaryo 1 şeklindedir. Birinci senaryoya kıyasla sırasıyla ikinci senaryoda %32'lik ve üçüncü senaryoda ise %37'lik bir artış görülmüştür (Çizelge 4.6).

Molar dişinde bukkolingual yönde, z ekseninde, görülen minimum deplasman miktarları bukkal tarafa senaryo 1, senaryo 2 ve senaryo 3'de sırasıyla, 8,7 nm, 12 nm ve 13,8 nm olarak ölçülmüştür. Bu değerlerin büyüklük sıralaması senaryo 3, senaryo 2 ve senaryo 1 şeklindedir. Birinci senaryoya kıyasla sırasıyla ikinci ve üçüncü senaryoda %37 ve %58'lik bir artış görülmüştür (Çizelge 4.6).

Çizelge 4.6. 46 no'lu dişin bukkolingual yöndeki deplasmanının senaryolar arasında karşılaştırılması

46 No'lu Diş Bukkolingual Deplasman	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
Maksimum	+28 nm	+37 nm	+38,4 nm
Minimum	+8,7 nm	+12 nm	+13,8 nm

4.5. Maksimum ve Minimum Asal Streslerin ve Deplasmanların Senaryolar ve Eksenler Arasında Çizelgeler ile Karşılaştırılması

Kortikal kemikte ölçülen en yüksek maksimum asal stresler büyükten küçüğe sırayla senaryo 3, senaryo 2 ve senaryo 1 şeklinde ölçülmüştür. Her üç senaryoda da bu değerler 43 no'lu dişin distalinde bulunan kret tepesinde görülmüştür. Birinci senaryoya kıyasla sırasıyla ikinci ve üçüncü senaryoda 2,27 ve 2,4 kat artış görülmüştür (Çizelge 4.7).

Kortikal kemikte ölçülen en yüksek minimum asal stresler büyükten küçüğe sırayla senaryo 3, senaryo 2 ve senaryo 1 şeklinde ölçülmüştür. Bu değerlerin büyüklük sıralaması senaryo 3, senaryo 2 ve senaryo 1 şeklindedir. Her üç senaryoda da bu değerler 43 no'lu

dişin meziyalinde bulunan kret tepesinde görülmüştür. Birinci senaryoya kıyasla sırasıyla ikinci ve üçüncü senaryoda 1,61 ve 1,65 kat artış görülmüştür (Çizelge 4.7).

Çizelge 4.7. Kortikal kemikteki maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması

Kortikal Kemik	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
Maksimum Asal Stres	0,55 MPa	1,25 MPa	1,33 MPa
Minimum Asal Stres	-0,49 MPa	-0,79 MPa	-0,81 MPa

Spongioz kemikte ölçülen en yüksek maksimum asal stresler büyükten küçüğe sırasıyla senaryo 3, senaryo 2 ve senaryo 1 şeklinde ölçülmüştür. Bu değerler Senaryo 1'de 45 no'lu dişin distalinde, senaryo 2'de ve senaryo 3'de ise 43 no'lu dişin distalinde bulunan kret tepesinde görülmüştür. Birinci senaryoya kıyasla sırasıyla ikinci ve üçüncü senaryoda 1,85 ve 2,14 kat artış görülmüştür (Çizelge 4.8).

Spongioz kemikte ölçülen en yüksek minimum asal stresler büyükten küçüğe sırasıyla senaryo 3, senaryo 2 ve senaryo 1 şeklinde ölçülmüştür. Bu değerler Senaryo 1'de 45 no'lu dişin distalinde, senaryo 2'de ve senaryo 3'de ise 43 no'lu dişin meziyalinde bulunan kret tepesinde görülmüştür. Her üç senaryoda da bu değerler birbirine çok yakın bulunmuştur (Çizelge 4.8).

Çizelge 4.8. Spongioz kemikteki maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması

Spongioz Kemik	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
Maksimum Asal Stres	0,07 MPa	0,13 MPa	0,15 MPa
Minimum Asal Stres	-0,069 MPa	-0,08 MPa	-0,08 MPa

Kanin dişinde ölçülen en yüksek maksimum asal stresler büyükten küçüğe sırasıyla senaryo 1, senaryo 3 ve senaryo 2 şeklinde ölçülmüştür. Her üç senaryoda da bu değerler 43 no'lu dişin braketinin insizale bakan kenarında görülmüştür. İkinci senaryoya kıyasla sırasıyla birinci ve üçüncü senaryoda %1,1 ve %0,7'lik kat artış görülmüştür (Çizelge 4.9).

Kanin dişinde ölçülen en yüksek minimum asal stresler en yüksek senarya 3'de görülmüştür, senaryo 1 ve senaryo 2 ise ondan küçük ve birbirine eşittir. Her üç senaryoda da bu değerler 43 no'lu dişin braketinin gingivale bakan kenarında görülmüştür. Her üç senaryoda bu değerler yaklaşık olarak aynı bulunmuştur (Çizelge 4.9).

Çizelge 4.9. 43 no'lu dişteki maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması

43 No'lu Diş	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
Maksimum Asal Stres	2,78 MPa	2,75 MPa	2,76 MPa
Minimum Asal Stres	-3,31 MPa	-3,31 MPa	-3,32 MPa

Birinci molarda ölçülen en yüksek maksimum asal stres senaryo 1'de ölçülçülmüştür. Senaryo 2 ve senaryo 3 birbirine eşit ve senaryo 1'den küçüktür. Her üç senaryoda da bu değerler 46 no'lu dişin braketinin gingivale bakan kenarında görülmüştür. Her üç senaryoda bu değerler yaklaşık olarak aynı bulunmuştur (Çizelge 4.10).

Birinci molarda ölçülen en yüksek minimum asal stresler her üç senaryoda da birbirine eşit ve 46 no'lu dişin braketinin oklüzale bakan kenarında görülmüştür (Çizelge 4.10).

Çizelge 4.10. 46 no'lu dişteki maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması

46 No'lu Diş	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
Maksimum Asal Stres	4,96 MPa	4,95 MPa	4,95 MPa
Minimum Asal Stres	-3,98 MPa	-3,98 MPa	-3,98 MPa

Kanin dişinin periodontal ligamentinde ölçülen en yüksek maksimum asal stresler büyükten küçüğe sırasıyla senaryo 3, senaryo 2 ve senaryo 1 şeklinde ölçülmüştür. Her üç senaryoda da bu değerler kanin dişin periodontal ligamentinin lingualinde ve insizale bakan kenarında meziyodistal olarak bant şeklinde yayıldığı görülmüştür. Birinci senaryoya kıyasla sırasıyla ikinci ve üçüncü senaryoda %7 ve %16'lık bir artış görülmüştür (Çizelge 4.11).

Kanin dişinin periodontal ligamentinde ölçülen en yüksek minimum asal stresler büyükten küçüğe sırasıyla senaryo 3, senaryo 2 ve senaryo 1 şeklinde ölçülmüştür. Her üç senaryoda da bu değerler kanin dişin periodontal ligamentinin bukkalinde ve insizale bakan kenarında meziyodistal olarak bant şeklinde yayıldığı görülmüştür. Birinci senaryoya kıyasla sırasıyla ikinci ve üçüncü senaryoda %7 ve %16'lık bir artış görülmüştür (Çizelge 4.11).

Çizelge 4.11. 43 no'lu dişin PDL'indeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması

43 No'lu Diş PDL	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
Maksimum Asal Stres	0,90 MPa	0,96 MPa	1,04 MPa
Minimum Asal Stres	-0,94 MPa	-1,02 MPa	-1,04 MPa

Birinci molar dişinin periodontal ligamentinde ölçülen en yüksek maksimum asal stres senaryo 3'de görülmüştür, senaryo 1 ve senaryo 2 eşit ve küçüktür. Her üç senaryoda da bu

değerler 1. molar dişin periodontal ligamentinin meziyobukkalinde ve oklüzale bakan kenarında görülmüştür (Çizelge 4.12).

Birinci molar dişinin periodontal ligamentinde ölçülen en yüksek minimum asal stresler her üç senaryoda da eşit ölçülmüştür. Her üç senaryoda da bu değerler 1. molar dişin periodontal ligamentinin distalinde ve oklüzale bakan kenarında görülmüştür (Çizelge 4.12).

Çizelge 4.12. 46 no'lu dişin PDL'indeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması

46 No'lu Diş PDL	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
Maksimum Asal Stres	1,06 MPa	1,06 MPa	1,07 MPa
Minimum Asal Stres	-0,30 MPa	-0,30 MPa	-0,30 MPa

Kanin dişinin periodontal ligamentinde oklüzogingival yönde, x ekseninde, oluşan en yüksek maksimum asal stresler büyükten küçüğe sırasıyla senaryo 3, senaryo 2 ve senaryo 1 şeklinde ölçülmüştür. Her üç senaryoda da bu değerler kanin dişin periodontal ligamentinin distolingualinde ve insizale bakan kenarında görülmüştür. Birinci senaryoya kıyasla sırasıyla ikinci ve üçüncü senaryoda %8 ve %18'lik bir artış görülmüştür (Çizelge 4.13).

Kanin dişinin periodontal ligamentinde oklüzogingival yönde, x ekseninde, oluşan en yüksek minimum asal stres büyükten küçüğe sırasıyla senaryo 3, senaryo 2 ve senaryo 1'de şeklinde ölçülmüştür. Her üç senaryoda da bu değerler kanin dişin periodontal ligamentinin bukkalinde ve insizale bakan kenarında meziyodistal olarak bant şeklinde yayıldığı görülmüştür. Birinci senaryoya kıyasla sırasıyla ikinci ve üçüncü senaryoda %13 ve %14'lük bir artış görülmüştür (Çizelge 4.13).

Çizelge 4.13. 43 no'lu dişin PDL'indeki oklüzogingival yöndeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması

43 No'lu Diş PDL Oklüzogingival	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
Maksimum Asal Stres	0,68 MPa	0,73 MPa	0,80 MPa
Minimum Asal Stres	-0,69 MPa	-0,78 MPa	-0,79 MPa

Kanin dişinin periodontal ligamentinde meziyodistal yönde, y ekseninde, oluşan en yüksek maksimum asal stres büyükten küçüğe sırasıyla senaryo 3, senaryo 2 ve senaryo 1 şeklinde ölçülmüştür. Her üç senaryoda da bu değerler kanin dişin periodontal ligamentinin distolingualinde ve insizale bakan kenarında görülmüştür. Birinci senaryoya kıyasla sırasıyla ikinci ve üçüncü senaryoda %7 ve %13'lük bir artış görülmüştür (Çizelge 4.14).

Kanin dişinin periodontal ligamentinde meziyodistal yönde, y ekseninde, oluşan en yüksek minimum asal stres senaryo 3'de ölçülmüştür, senaryo 2 ve senaryo 1 eşit ve küçüktür. Her üç senaryoda da bu değerler kanin dişin periodontal ligamentinin bukkalinde ve insizale bakan kenarında meziyodistal olarak bant şeklinde yayıldığı görülmüştür (Çizelge 4.14).

Çizelge 4.14. 43 no'lu dişin PDL'indeki meziyodistal yöndeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması

43 No'lu Diş PDL Meziyodistal	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
Maksimum Asal Stres	0,43 MPa	0,46 MPa	0,49 MPa
Minimum Asal Stres	-0,30 MPa	-0,30 MPa	-0,32 MPa

Kanin dişinin periodontal ligamentinde bukkolingual yönde, z ekseninde, oluşan en yüksek maksimum asal stres büyükten küçüğe sırasıyla senaryo 3, senaryo 2 ve senaryo 1 şeklinde olarak ölçülmüştür. Her üç senaryoda da bu değerler kanin dişin periodontal ligamentinin

distolingualinde ve insizale bakan kenarında görülmüştür. Birinci senaryoya kıyasla sırasıyla ikinci ve üçüncü senaryoda %7 ve %18'lik bir artış görülmüştür (Çizelge 4.15).

Kanin dişinin periodontal ligamentinde bukkolingual yönde, z ekseninde, oluşan en yüksek minimum asal stres büyükten küçüğe sırasıyla senaryo 3, senaryo 2 ve senaryo 1 şeklinde ölçülmüştür. Her üç senaryoda da bu değerler kanin dişin periodontal ligamentinin meziyobukkalinde ve insizale bakan kenarında meziyodistal olarak bant şeklinde yayıldığı görülmüştür. Birinci senaryoya kıyasla sırasıyla ikinci ve üçüncü senaryoda %8 ve %10'luk bir artış görülmüştür (Çizelge 4.15).

Çizelge 4.15. 43 no'lu dişin PDL'indeki bukkolingual yöndeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması

43 No'lu Diş PDL Bukkolingual	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
Maksimum Asal Stres	0,37 MPa	0,40 MPa	0,44 MPa
Minimum Asal Stres	-0,43 MPa	-0,47 MPa	-0,48 MPa

Kanin dişinin periodontal ligamentinde senaryo 1'de görülen en yüksek maksimum asal stres büyükten küçüğe sırasıyla x, y ve z eksenlerinde ölçülmüştür. En yüksek maksimum asal stres oklüzogingival, en düşük maksimum asal stres ise bukkolingual yönde görülmüştür. Bukkolingual yöne göre meziyodistal yönde %16'lık, oklüzogingival yönde ise %83'lük bir artış görülmüştür (Çizelge 4.16)

Kanin dişinin periodontal ligamentinde senaryo 1'de görülen en yüksek minimum asal stres büyükten küçüğe sırasıyla x, z ve y eksenlerinde ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres oklüzogingival, en düşük minimum asal stres ise meziyodistal yönde görülmüştür. Meziyodistal yöne göre bukkolingual yönde %45'lik, oklüzogingival yönde ise %59'luk bir artış görülmüştür (Çizelge 4.16).

Çizelge 4.16. 43 no'lu dişin PDL'indeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryo 1'de oklüzogingival, meziyodistal, bukkolingual yönler arasında karşılaştırılması

43 No'lu Diş PDL Senaryo 1	Oklüzogingival	Meziyodistal	Bukkolingual
Maksimum Asal Stres	0,68 MPa	0,43 MPa	0,37 MPa
Minimum Asal Stres	-0,69 MPa	-0,30 MPa	-0,43 MPa

Kanin dişinin periodontal ligamentinde senaryo 2'de görülen en yüksek maksimum asal stres büyükten küçüğe sırasıyla x, y ve z eksenlerinde ölçülmüştür. En yüksek maksimum asal stres oklüzogingival, en düşük maksimum asal stres ise bukkolingual yönde görülmüştür. Bukkolingual yöne göre meziyodistal yönde %16'lık, oklüzogingival yönde ise %84'lük bir artış görülmüştür (Çizelge 4.17).

Kanin dişinin periodontal ligamentinde senaryo 2'de görülen en yüksek minimum asal stres büyükten küçüğe sırasıyla x, z ve y eksenlerinde ölçülmüştür. En yüksek maksimum asal stres oklüzogingival, en düşük maksimum asal stres meziyodistal yönde görülmüştür. Meziyodistal yöne göre bukkolingual yönde %30'luk, oklüzogingival yönde ise 2,6 katlık bir artış görülmüştür (Çizelge 4.17).

Çizelge 4.17. 43 no'lu dişin PDL'indeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryo 2'de oklüzogingival, meziyodistal, bukkolingual yönler arasında karşılaştırılması

43 No'lu Diş PDL Senaryo 2	Oklüzogingival	Meziyodistal	Bukkolingual
Maksimum Asal Stres	0,73 MPa	0,46 MPa	0,40 MPa
Minimum Asal Stres	-0,78 MPa	-0,30 MPa	-0,47 MPa

Kanin dişinin periodontal ligamentinde senaryo 3'de görülen en yüksek maksimum asal stres x, y ve z eksenlerinde ölçülmüştür. En yüksek maksimum asal stres oklüzogingival, en düşük maksimum asal stres bukkolingual yönde görülmüştür. Bukkolingual yöne göre meziyodistal yönde %11'lik, oklüzogingival yönde ise %84'lük bir artış görülmüştür (Çizelge 4.18).

Kanin dişinin periodontal ligamentinde senaryo 3'de görülen en yüksek minimum asal stres büyükten küçüğe sırasıyla x, z ve y eksenlerinde ölçülmüştür. En fazla çekme stresi oklüzogingival, en az çekme stresi meziyodistal yönde görülmüştür. Meziyodistal yöne göre bukkolingual yönde %50'lik, oklüzogingival yönde %66'lık bir artış görülmüştür (Çizelge 4.18).

Çizelge 4.18. 43 no'lu dişin PDL'indeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryo 3'de oklüzogingival, meziyodistal, bukkolingual yönler arasında karşılaştırılması

43 No'lu Diş PDL Senaryo 3	Oklüzogingival	Meziyodistal	Bukkolingual
Maksimum Asal Stres	0,80 MPa	0,49 MPa	0,44 MPa
Minimum Asal Stres	-0,79 MPa	-0,32 MPa	-0,48 MPa

Molar dişinin periodontal ligamentinde oklüzogingival yönde, x ekseninde, oluşan en yüksek maksimum asal stres senaryo 3'de ölçülmüştür senaryo 2 ve senaryo 1 eşit ve küçüktür. Her üç senaryoda da bu değerler molar dişin periodontal ligamentinin meziyalinde ve oklüzale bakan kenarında görülmüştür (Çizelge 4.19).

Molar dişinin periodontal ligamentinde oklüzogingival yönde, x ekseninde, oluşan en yüksek minimum asal stres her üç senaryoda da eşit ölçülmüştür. Her üç senaryoda da bu değerler molar dişin periodontal ligamentinin distalinde ve oklüzale bakan kenarında görülmüştür (Çizelge 4.19).

Çizelge 4.19. 46 no'lu dişin PDL'indeki oklüzogingival yöndeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması

46 No'lu Diş PDL Oklüzogingival	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
Maksimum Asal Stres	0,77 MPa	0,77 MPa	0,78 MPa
Minimum Asal Stres	-0,14 MPa	-0,14 MPa	-0,14 MPa

Molar dişinin periodontal ligamentinde meziyodistal yönde, y ekseninde, oluşan en yüksek maksimum asal stres her üç senaryoda da birbirine eşit ölçülmüştür. Her üç senaryoda da bu değerler molar dişin periodontal ligamentinin meziyobukkalinde ve oklüzale bakan kenarında görülmüştür (Çizelge 4.20).

Molar dişinin periodontal ligamentinde meziyodistal yönde, y ekseninde, oluşan en yüksek minimum asal stres her üç senaryoda da birbirine eşit ölçülmüştür. Her üç senaryoda da bu değerler molar dişin periodontal ligamentinin distalinde ve oklüzale bakan kenarında görülmüştür (Çizelge 4.20).

Çizelge 4.20. 46 no'lu dişin PDL'indeki meziyodistal yöndeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması

46 No'lu Diş PDL Meziyodistal	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
Maksimum Asal Stres	0,72 MPa	0,72 MPa	0,72 MPa
Minimum Asal Stres	-0,23 MPa	-0,23 MPa	-0,23 MPa

Molar dişinin periodontal ligamentinde bukkolingual yönde, z ekseninde, oluşan en yüksek maksimum asal stres her üç senaryoda da eşit ölçülmüştür. Her üç senaryoda da bu değerler molar dişin periodontal ligamentinin meziyalinde ve oklüzale bakan kenarında görülmüştür (Çizelge 4.21).

Molar dişinin periodontal ligamentinde bukkolingual yönde, z ekseninde, oluşan en yüksek minimum asal stres her üç senaryoda da eşit ölçülmüştür. Her üç senaryoda da bu değerler molar dişin periodontal ligamentinin distalinde ve oklüzale bakan kenarında görülmüştür (Çizelge 4.21).

Çizelge 4.21. 46 no'lu dişin PDL'indeki bukkolingual yöndeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryolar arasında karşılaştırılması

46 No'lu Diş PDL Bukkolingual	Senaryo 1	Senaryo 2	Senaryo 3
Maksimum Asal Stres	0,43 MPa	0,43 MPa	0,43 MPa
Minimum Asal Stres	-0,17 MPa	-0,17 MPa	-0,17 MPa

Molar dişinin periodontal ligamentinde senaryo 1'de görülen en yüksek maksimum asal stres büyükten küçüğe sırasıyla x, y ve z eksenlerinde ölçülmüştür. En maksimum asal stres oklüzogingival yönde, en düşük maksimum asal stres ise bukkolingual yönde görülmüştür. Bukkolingual yöne göre meziyodistal yönde %67'lik, oklüzogingival yönde ise %78'lik bir artış görülmüştür (Çizelge 4.22).

Molar dişinin periodontal ligamentinde senaryo 1'de görülen en yüksek minimum asal stres büyükten küçüğe sırasıyla y, z ve x eksenlerinde ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres meziyodistal yönde, en düşük maksimum asal stres ise oklüzogingival yönde görülmüştür. Oklüzogingival yöne göre bukkolingual yönde %22'lik, meziyodistal yönde ise %69'luk bir artış görülmüştür (Çizelge 4.22).

Çizelge 4.22. 46 no'lu dişin PDL'indeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryo 1'de oklüzogingival, meziyodistal, bukkolingual yönler arasında karşılaştırılması

46 No'lu Diş PDL Senaryo 1	Oklüzogingival	Meziyodistal	Bukkolingual
Maksimum Asal Stres	0,77 MPa	0,72 MPa	0,43 MPa
Minimum Asal Stres	-0,14 MPa	-0,23 MPa	-0,17 MPa

Molar dişinin periodontal ligamentinde senaryo 2'de görülen en yüksek maksimum asal stres büyükten küçüğe sırasıyla x, y ve z eksenlerinde ölçülmüştür. En yüksek maksimum asal stres oklüzogingival, en düşük maksimum asal stres ise bukkolingual yönde görülmüştür. Bukkolingual yöne göre meziyodistal yönde %68'lik, oklüzogingival yönde ise %80'lik bir artış görülmüştür (Çizelge 4.23).

Molar dişinin periodontal ligamentinde senaryo 2'de görülen en yüksek minimum asal stres büyükten küçüğe sırasıyla y, z ve x eksenlerinde ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres meziyodistal, en düşük minimum asal stres oklüzogingival yönde görülmüştür. Oklüzogingival yöne göre bukkolingual yönde %23'lük, meziyodistal yönde ise %69'luk bir artış görülmüştür (Çizelge 4.23).

Çizelge 4.23. 46 no'lu dişin PDL'indeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryo 2'de oklüzogingival, meziyodistal, bukkolingual yönler arasında karşılaştırılması

46 No'lu Diş PDL Senaryo 2	Oklüzogingival	Meziyodistal	Bukkolingual
Maksimum Asal Stres	0,77 MPa	0,72 MPa	0,43 MPa
Minimum Asal Stres	-0,14 MPa	-0,23 MPa	-0,17 MPa

Molar dişinin periodontal ligamentinde senaryo 3'de görülen en yüksek maksimum asal stres büyükten küçüğe sırasıyla x, y ve z eksenlerinde ölçülmüştür. En yüksek maksimum asal stres oklüzogingival, en düşük maksimum asal stres ise bukkolingual yönde görülmüştür. Bukkolingual yöne göre meziyodistal yönde %68'lik, oklüzogingival yönde ise %81'lik bir artış görülmüştür (Çizelge 4.24).

Molar dişinin periodontal ligamentinde senaryo 3'de görülen en yüksek minimum asal stres büyükten küçüğe sırasıyla y, z ve x eksenlerinde ölçülmüştür. En yüksek minimum asal stres meziyodistal, en düşük minimum asal stres ise oklüzogingival yönde görülmüştür. Oklüzogingival yöne göre bukkolingual yönde %22'lik, meziyodistal yönde ise %68'lik bir artış görülmüştür (Çizelge 4.24).

Çizelge 4.24. 46 no'lu dişin PDL'indeki maksimum ve minimum asal streslerin senaryo 3'de oklüzogingival, meziyodistal, bukkolingual yönler arasında karşılaştırılması

46 No'lu Diş PDL Senaryo 3	Oklüzogingival	Meziyodistal	Bukkolingual
Maksimum Asal Stres	0,78 MPa	0,72 MPa	0,43 MPa
Minimum Asal Stres	-0,14 MPa	-0,23 MPa	-0,17 MPa

Kanin dişinin senaryo 1'de görülen maksimum deplasman miktarı büyükten küçüğe sırasıyla y, x ve z eksenlerinde ölçülmüştür. En fazla deplasman meziyodistal yönde, en az deplasman bukkolingual yönde görülmüştür. Bukkolingual yöne göre oklüzogingival yönde 2,35 katlık, meziyodistal yönde ise 2,47 katlık bir artış görülmüştür (Çizelge 4.25).

Çizelge 4.25. 43 no'lu dişin deplasmanının senaryo 1'de oklüzogingival, meziyodistal, bukkolingual yönler arasında karşılaştırılması

43 No'lu Diş Senaryo 1	Oklüzogingival	Meziyodistal	Bukkolingual
Maksimum	+921,2 nm	+966 nm	+391 nm
Minimum	+14,3 nm	+16,7 nm	-307,6 nm

Kanin dişinin senaryo 2'de görülen maksimum deplasman miktarı büyükten küçüğe sırasıyla y, x ve z eksenlerinde ölçülmüştür. En fazla deplasman meziyodistal, en az deplasman bukkolingual yönde görülmüştür. Bukkolingual yöne göre oklüzogingival yönde 2,28 katlık, meziyodistal yönde ise 2,50 katlık bir artış görülmüştür (Çizelge 4.26).

Çizelge 4.26. 43 no'lu dişin deplasmanının senaryo 2'de oklüzogingival, meziyodistal, bukkolingual yönler arasında karşılaştırılması

43 No'lu Diş Senaryo 2	Oklüzogingival	Meziyodistal	Bukkolingual
Maksimum	+970,1 nm	+1064,2 nm	+425,2 nm
Minimum	-18,3 nm	+22,6 nm	-307,3 nm

Kanin dişinin senaryo 3'de görülen maksimum deplasman miktarı büyükten küçüğe sırasıyla y, x ve z eksenlerinde ölçülmüştür. En fazla deplasman meziyodistal, en az deplasman bukkolingual yönde görülmüştür. Bukkolingual yöne göre oklüzogingival yönde 2,34 katlık, meziyodistal yönde ise 2,61 katlık bir artış görülmüştür (Çizelge 4.27).

Çizelge 4.27. 43 no'lu dişin deplasmanının senaryo 3'de oklüzogingival, meziyodistal, bukkolingual yönler arasında karşılaştırılması

43 No'lu Diş Senaryo 3	Oklüzogingival	Meziyodistal	Bukkolingual
Maksimum	+1004,3 nm	+1118,8 nm	+428,4 nm
Minimum	+18,2 nm	-20 nm	+330,4 nm

Molar dişin senaryo 1'de görülen maksimum deplasman miktarı büyükten küçüğe sırasıyla y, z ve x eksenlerinde ölçülmüştür. En fazla deplasman meziyodistal yönde, en az deplasman oklüzogingival yönde görülmüştür. Oklüzogingival yöne göre bukkolingual yönde 1,9 kat, meziyodistal yönde ise 4 katlık bir artış görülmüştür (Çizelge 4.28).

Çizelge 4.28. 46 no'lu dişin deplasmanının senaryo 1'de oklüzogingival, meziyodistal, bukkolingual yönler arasında karşılaştırılması

46 No'lu Diş Senaryo 1	Oklüzogingival	Meziyodistal	Bukkolingual
Maksimum	-15,1 nm	+60,6 nm	+28 nm
Minimum	+0,5 nm	+24,9 nm	+8,7 nm

Molar dişin senaryo 2'de görülen maksimum deplasman miktarı büyükten küçüğe sırasıyla y, z ve x eksenlerinde ölçülmüştür. En fazla deplasman meziyodistal yönde, en az deplasman oklüzogingival yönde görülmüştür. Oklüzogingival yöne göre bukkolingual yönde 2,1 kat, meziyodistal yönde ise 4 katlık bir artış görülmüştür (Çizelge 4.29).

Çizelge 4.29. 46 no'lu dişin deplasmanının senaryo 2'de oklüzogingival, meziyodistal, bukkolingual yönler arasında karşılaştırılması

46 No'lu Diş Senaryo 2	Oklüzogingival	Meziyodistal	Bukkolingual
Maksimum	-17,7 nm	+71,9 nm	+37 nm
Minimum	+2,5 nm	+28,9 nm	+12 nm

Molar dişin senaryo 3'de görülen maksimum deplasman miktarı büyükten küçüğe sırasıyla y, z ve x eksenlerinde ölçülmüştür. En fazla deplasman meziyodistal yönde, en az deplasman oklüzogingival yönde görülmüştür. Oklüzogingival yöne göre bukkolingual yönde 2,1 kat, meziyodistal yönde ise 4,1 katlık bir artış görülmüştür (Çizelge 4.30).

Çizelge 4.30. 46 no'lu dişin deplasmanının senaryo 3'de oklüzogingival, meziyodistal, bukkolingual yönler arasında karşılaştırılması

46 No'lu Diş Senaryo 3	Oklüzogingival	Meziyodistal	Bukkolingual
Maksimum	-18,1 nm	+74,4 nm	+38,4 nm
Minimum	+3 nm	+30,1 nm	+13,8 nm

5. TARTIŞMA

Bir materyalde veya bir dokuda streslerin incelendiği invitro çalışmalarda çeşitli analiz yöntemleri mevcuttur (Caputo, 1987; Meijer ve ark.,1992; Eskitaşçıoğlu, 1995; Oyar, 2002). Bu analiz yöntemleri materyal özellikleri bilinen herhangi bir yapıda; çeşitli dış etkenlerin uygulanması sonucunda, malzemede oluşabilecek değişikliklerin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Analiz yöntemleri; kırılgan vernik, termografik stres analizi, gerinim, fotoelastik stres analizi, lazer ışını ile analiz, radyotelemetri ile analiz ve SESA yöntemleridir (Van Staden ve ark., 2006; Adıgüzel, 2010).

Clelland ve ark. (1995), yaptıkları çalışmada SESA yöntemini, fotoelastik yöntem ve gerinim ölçer yöntemi ile karşılaştırırken; fotoelastik yöntemin streslerin yerleşimi ve yoğunlaşmaları ile ilgili yeterli nitel bilgi vermesine rağmen, sınırlı nicel bilgi verebildiğini, gerinim ölçer ile ancak gerinim ölçerin bulunduğu yerdeki gerinimlerle ilgili verilerin alınabildiğini, SESA yönteminin ise matematik bir model içerisinde herhangi bir yerdeki ayrıntılı nicel bilgiyi sunabileceğini belirtmiştir.

Fotoelastik kuvvet analiz yönteminde bir cisimden ölçü alınarak, elde edilen kalıbın içerisine ışığı geçirebilme özelliğine sahip fotoelastik bir dolgu maddesi dökülür (Ulusoy ve Aydın, 2003). Bu materyale kuvvet yüklenir ve oluşan mekanik iç gerilimler, özel bir ışın verilerek gözle görülebilen ışık taslaklarına dönüşür. Bu yöntemde kullanılan materyaller, gerçek dokuların mekanik özelliklerini tam olarak yansıtamamaktadır. 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. Ayrıca kraniyum gibi karmaşık, delikli ve grift yapıların, 3 boyutlu hassas modellerinin ölçüsünün alınması çok zordur. Işığın kalitesinin değişmesi, stres tipleri ve miktarlarının belirlenmesinde yetersiz kalması ve sonuçların değerlendirilmesinde kişisel yorum farklılıklarının oluşması, tekniğin diğer dezavantajlarıdır. Kırılabilir vernik ile kaplama tekniğinde, analiz yapılacak modelin üzerine özel bir vernik sürülüp fırınlanmasından sonra kuvvet yüklenir. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgelerde izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir (Oyar, 2002). Bu yöntemle, stresin nispeten az olduğu bölgelerde oluşan çatlakların incelenmesi zordur.

Halografik interferometri yönteminde, interferometre isimli bir aletten yararlanılır. Cisme kuvvet yüklenerek hareket etmesi sağlandığında, bu aletten çıkan iki lazer ışın demeti saçaklanarak, stres alanlarının değerlendirilmesini sağlar (Pryputniewicz ve ark., 1978). Bu teknikte kontrol edilmesi çok zor olan vibrasyonun elimine edilmesi gerekmektedir.

Termografik stres analiz metodunda, analiz yapılacak cismin ölçüsü alınır. Daha sonra bu kalıbın içerisine, izotropik homojen elastik bir madde dökülür. Uygun şartlar sağlandığında, strese bağlı olarak cisimde meydana gelen volumetrik değişimler, cismin yüzeyinde ısı artışına neden olur. Materyale belirli bir devir ile kuvvet yüklendiğinde, ısıya göre devirde ortaya çıkan değişikliğe bakılarak, yüzeyel ısının arttığı bölgelerde stres ve gerinim incelenebilir (Vanderby ve Kohles, 1991). Bu yöntem ile derin bölgelerdeki stresin incelenmesi zordur, kesit alınarak lokal olarak bir bölgenin incelenmesi oldukça güçtür.

Radyo telemetri yöntemi, implantasyon veya yüzeye yapıştırma yolu ile bir vericinin stres oluşumu incelenecek yapının üzerine bağlanması, daha sonra da radyo dalgalarını yayacak bir anten ve bir alıcı ile oluşan frekans farklılıklarının değerlendirilmesini içerir. İn vivo araştırma yapılabilir, ancak vericinin yerleştirilmesi için bir operasyon gereklidir (D'lima ve ark., 2005). Direnç farlılıkları, frekansın ayarlanması ve verici aygıt yerleştirildikten sonra aygıtta oluşabilecek olumsuzluklar bu yöntemin zorluklarıdır.

Son yıllarda, SESA yöntemi yapısal, katı ve akışkan mekaniği alanlarındaki pek çok sorunun çözülmesinde sık kullanılan bir teknik haline gelmiştir. Biyomekanik için de SESA, araştırma ve eğitim amaçlı kullanım açısından pek çok gelişim göstermiştir. SESA metodu başka hiçbir aracın sağlayamayacağı birçok çalışmanın yapılarak, problemlerin çözülmesine olanak sağlamaktadır. Sonlu eleman modeli ile çalışırken model oluşturmak için bazı varsayımlar yaratmak gerekmektedir. Sonlu eleman modelinin sınırları, geometrisi ve kullanılan materyallerin özellikleri gibi durumlar sonuçlar üzerinde oldukça etkilidir. Bu sebeple bir insan kafatasına bağlı kalınarak, oluşan mekanik değişimleri simüle etmek ve değerlendirmenin doğruluğu konusunda tartışmalar mevcuttur (Tanne ve ark. 1989; Meijer ve ark., 1993). Örneğin; canlı dokuların mekanik özellikleri komplikedir ve ideal özelliklerin modele dahil edilmesi mümkün değildir. Materyaller doğrusal elastik, homojen ve izotropik olarak kabul edilir fakat materyaller gerçekte lineer elastik değil, yaşayan dokulardır ve çok daha dinamiklerdir. Fakat varsayımlara bağlı problemlerin

çözümündeki bu hata yüzdelerinin ihmal edilebilir düzeyde olduğu bildirilmektedir (Maurer ve ark., 1999).

Ancak Mackerle (2004) yapmış olduğu derlemesinde, diş hekimliği ve ortodonti de dahil olmak üzere pek çok biyomedikal alanda SESA metodunun kullanımını bir arada sunarak, bu yöntemin diğer yöntemlere göre olan üstünlüklerini bildirmiştir. Araştırmamızda; fiziksel özellikleri tam olarak yansıtması, in vitro ortamda doku içine yerleştirilen aygıt kullanımı ve deney düzeneği gerektirmemeleri gibi dezavantajlara sahip olmamasından dolayı stres analiz yöntemi olarak 3-boyutlu SESA yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntemin seçilmesiyle diğer stres analiz yöntemlerinin bazı eksikliklerini elimine edebilmek amaçlanmıştır.

SESA, iki ve üç boyutlu olarak yapılabilmektedir. Meijer ve ark. (1993), gerçek vakalarla iki boyutlu ve üç boyutlu modelleri karşılaştırdıklarında, iki boyutlu modellerin gerçek durumları yansıtamadığını bildirmişlerdir.

SESA sonuçlarının doğruluğu kullanılan eleman sayısı, düğüm sayısı ve tipinden etkilenmektedir. Güvenilir sonuçların elde edilebilmesi için, eleman ve düğüm sayısının en az 30 000- 200 000 arasında ve eleman boyutununda 150-300 μm olması gerekmekte ve 300 μm'den daha büyük eleman boyutu, aldatıcı sonuçların elde edilmesine neden olabilmektedir (Teixeira ve ark., 1998). Sato ve arkadaşları (1999), eleman boyutunun azaltılmasının, 3 boyutlu SESA'nın stress değerlerine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında; 600, 300, 150 ve 75 μm eleman boyutlarını karşılaştırmışlardır. 10 N'luk vertikal yük ile yüklenen kemikte, Von Mises stres değerleri 600 ve 300 μm eleman boyutlarında anlamlı olarak farklı bulunurken; 300, 150 ve 75 μm eleman boyutları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (Sato ve ark., 1999). Eleman boyutunun azaltılması, eleman sayısının artmasına neden olurken, daha gerçekçi bir model elde edilmesini sağlamaktadır. Ayrıca eleman sayısının arttırılması, çözümleme zamanını arttırmaktadır (Sato ve ark., 1999). Bu çalışmada kullanılan eleman ve düğüm sayıları sırasıyla, senaryo 1'de 596 859 ve 120 995, senaryo 2'de 615 191 ve 124 416, senaryo 3'de 617 554 ve 124 812'dir. Yüksek sayıda eleman kullanılarak, eleman sayısının azlığına bağlı hatalı sonuçların ortadan kaldırılması amaçlanmıştır. Modelin oluşturulmasında daha çok eleman kullanılması, daha fazla detay elde edilmesini ve gerçeğe daha yakın değerler elde edilmesini sağlamaktadır. Fakat bu durum analiz sırasında kullanılan bilgisayarlarda

yüksek işlem gücü gerektirmektedir. Gelişen teknoloji ile daha güvenilir sonuç veren, yüksek hassasiyette modellemeler yapılabilmektedir. Vollmer ve arkadaşları (2000) 11 500 node, 7 100 elemanlı, Nagahara ve arkadaşları (1999) 40 136 node ve 31 879 elemanlı, 3 boyutlu sonlu elemanlar modelleri elde etmişlerdir. Diğer çalışmalara göre bu kadar yüksek sayıda eleman ve node kullanmamız daha doğru sonuçlar veren analizler yapmamıza imkan sağlamıştır.

Bu analiz yönteminde modeli oluşturmakta kullanılan elemanların yüzey sayısı arttıkça, kuvvet yüklendiğinde elemanlar arasında stres aktarımı gerçeğe daha yakın olmaktadır. Bu nedenle günümüzde 3 boyutlu SESA yapılırken, daha fazla yüzeye sahip elemanlar ve dolayısıyla daha fazla düğüm noktasının oluşturulması önerilmektedir (Cruz, 2006). Bu nedenle araştırmamızda mümkün olduğunca sekiz yüzeyli (oktahedral) elemanlar kullanarak ve düğüm sayısını artırarak gerçeğe daha yakın bir model oluşturduğumuzu düşünmekteyiz.

Çalışmamızda farklı kortikotomi senaryolarının mandibular sağ kanin dişinin intrüzyonu üzerindeki etkileri; kortikal ve spongioz kemik, 43 ve 46 no'lu dişler, bu dişlerin periodontal ligamentleri üzerindeki maksimum ve minimum asal stresler ve 43 ve 46 no'lu dişlerdeki deplasmanlar SESA kullanılarak incelenmiştir.

Hızlı diş hareketi uygulamaları son yıllarda ortodontinin merak uyandıran konuları arasına girmiştir. Kortikotomi destekli ortodontik tedavi, diş hareketlerini hızlandırmak için başvurulan yöntemlerden biri olmuştur. Ortodontik tedavi öncesi kortikotomi uygulaması yapılmasının diş hareketini olumlu yönde hızlandırdığı, böylece aktif tedavi süresini kısaltarak kök rezorpsiyonu riskini azaltma ve daha stabil sonuçlar elde etme imkanı sunduğu kabul görmektedir (Köle, 1959; Oliveira ve ark., 2010; Cano ve ark., 2012).

Günümüzde kortikotomi, kortikal kemiğin osteotomisi şeklinde tanımlanmaktadır. Bu işlemde kemiğin yalnızca kortikal tabakasında kesi, perforasyon veya medullar kemiğine ulaşan minimal invaziv cerrahi söz konusudur (Bhattacharya ve ark., 2014).

Kemikte meydana gelen travmatik stimulus sonucunda, genellikle sürekli devam eden remodeling mekanizması aniden hızlanmaktadır. Bu olaya 'regional acceleratory phenomenon'(RAP), yani 'bölgesel hızlanma fenomeni'(BHF) denmektedir (Frost, 1981).

BHF'nin kemik fraktüründe, osteotomi veya herhangi bir kemik grefti uygulama işlemleri sonucunda ortaya çıktığına inanılmaktadır (Nowzari ve ark., 2008).

BHF yaralanan bölgede yoğun hücresel yanıt (osteoklastik ve osteoblastik aktivitede, lokal ve sistemik enflamasyon hücre sayısında belirgin artış) ile karakterizedir. İnsan kemiğinde BHF'nin süresi dokunun yapısına bağlı olarak yaklaşık 4 ay kadar sürmektedir. Kemik iyileşme mekanizması, normal kemik yapım-yıkım döngüsüne kıyasla 10-50 kat daha hızlı gerçekleşmektedir (Frost, 1983).

Kortikotomi sonrası gözlenen hızlandırılmış diş hareketi yaklaşık 4 aylık bir süreci kapsamaktadır ve bu bir önceki paragrafta bahsedildiği gibi biyolojik temele dayanmaktadır. Bizim çalışmamızda ise daha önce yapılan çalışmalardan farklı olarak, kortikotomi uygulamasının anlık kuvvet dağılımının değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Dolayısıyla çalışmamızda kortikotomi kesisi sonrası intrüzyon mekaniğinin aktif hale getirilip kuvvet uygulandığı anda ki kuvvet dağılımlarına bakılmıştır. Literatürde bu şekilde inceleme yapan bir makale bulunmamaktadır. Hızlandırılımış diş hareketini inceleyen diğer çalışmalarla olan bu fark, sonuçlar değerlendirilirken göz önünde bulundurulmalıdır.

Klasik kortikotomi kesilerinde krestal kemiği ve periodontal yapıları korumak amacıyla operasyona marjinal kenarlar dahil edilmemektedir. Araştırmalar vertikal kemik kesilerinin marjinal kenarın 2-3 mm uzağından başlamasını önermektedir (Tuncer ve ark., 2008; Akay ve ark., 2009; Chung ve ark., 2009). Marjinal sırttan 2-3 mm uzaktan yapıldığında kortikotomi uygulaması sonrasında klinik ve radyografik incelemeler periodontal yapıların korunduğunu göstermektedir (Tuncer ve ark., 2008). Bu sebeple bu çalışmada da kortikotomi hatları marjinal sırttan 2 mm uzakta olacak şekilde modellenmiştir. Kortikal kemikteki maksimum ve minimum asal stres birikimleri kesi hatlarının başladığı yerde gözlenmiştir. Alveolar kret tepesinden cerrahi kortikotomi kesisi yapılmadığı ve kemik bütünlüğü bozulmadığı için, kret tepesinden yayılan stres vertikal kesi hatlarında ölçülen değerlerde artışa sebep olmaktadır. Bu durumun, lingual ve bukkal kesi hatlarının marjinal kret tepesinde devam etmemesinden kaynaklandığını, eğer devam etseydi biriken stresin daha apikale yayılacağını ve görülen deplasmanın artacağını düşünmekteyiz.

Optimal kuvvet anlayışı intrüzyonda çok önemlidir. İntrüzyon hareketi elde etmek için vertikal olarak uygulanan kuvvet dişin apeksinde yoğunlaştığından uygulanacak kuvvetlerin şiddeti düşük tutularak birim alana düşen kuvvet miktarı azaltılmalıdır. Posterior bölgedeki dişlerde, kök sayısı ve toplam kök yüzey alanı anterior dişlere oranla daha fazladır. Bu nedenle posterior dişlerin intrüze olması için gereken intrüziv kuvvetler daha fazla olmaktadır. Ancak intrüzyona dair kuvvetin büyüklüğüne yönelik çalışmalar azdır. Gianelly ve Goldman (1971) küçük dişlerin intrüzyonu için 15-50 gr önermektedir. Burstone (1977) keserler için optimal intrüzyon kuvvetini diş başına 20 gr olarak belirtmiştir. Kalra ve arkadaşları (1989) büyümesi devam eden hastalarda posterior dişlerin intrüzyonu için diş başına 90 gr civarında kuvvet uyguladığını bildirmiştir. Fakat kortikotomi sonrasında uygulanacak intrüzyon kuvveti için optimum bir değer bildirilmemiştir. Hwang ve Lee (2001) kortikotomi destekli büyük azı intrüzyonu gerçekleştirdikleri çalışmalarında büyük azı dişlerine 90 gramdan daha fazla kuvvet uygulamışlardır. Çünkü dişlerle birlikte kemik bloğunu da hareket ettirmek gerektiğini bildirmişlerdir. Kortikotomi sonrasında uygulanacak optimum kuvvetin belirlenmesi için daha fazla çalışmaya ihtiyaç olduğu rapor edilmiştir.

Ricketts (1979) ise erişkin bireylerde 1 cm^2'ye düşen optimum kuvvetin 100 gr olması gerektiğini söylemiştir. Dişlere uygulanacak optimal kuvveti belirlemek için kök yüzeyinin en geniş alanını temel alarak hesaplamıştır.

Thote ve arkadaşları (2017), SESA kullanarak, lingual ortodontide segmental ark tekniğiyle mandibular kanin intrüzyonunu inceledikleri çalışmalarında, mandibular kanin intrüzyonu için optimal kuvvetin 20-30 gr olduğunu bildirmişlerdir. Biz de çalışmamızda, Caballero ve arkadaşlarının (2015) kullandığı intrüzyon mekaniğini modelleyerek 0,37 N, yaklaşık 37 gr'lık bir intrüzyon kuvveti modelledik.

Doğal olarak mandibular dişler üzerinde sürekli hareket eden başka kuvvetler de vardır: çiğneme kuvvetleri ve dil, dudak ve yanak basınçları gibi (Melsen ve ark., 1989; Kojima ve ark., 2012). Bununla birlikte, bu kuvvetlerin miktarı ve yönü tanımlanmamıştır ve ortodontik diş hareketleri üzerindeki etkileri belirsizliğini korumaktadır (Kojima ve ark., 2012). Bu nedenlerden dolayı, bu çalışmada ele alınmamıştır.

PDL ortodontik diş hareketinde büyük rol oynamaktadır. Kalınlığı ve viskoelastisitesi kök yüzeyi boyunca değişmektedir. Klinik olarak, bu varyasyonların ortodontik diş hareketleri sırasında meydana gelen biyolojik olayların yoğunluğu üzerinde etkisi olabilir (Baumrind, 1969; Heller ve Nanda, 1979). Bununla birlikte ortodontik kuvvet simülasyonları gibi hafif kuvvet simülasyonlarından etkilenmedikleri için, bu varyasyonlar daha önceki SESA çalışmalarında modellenmemiştir (Hohmann ve ark., 2011; Kojima ve ark., 2012). Sonuç olarak, bu çalışmada oluşturulan PDL, tüm dişlerin kökleri boyunca aynı kalınlıkta ve doğrusal elastikiyet kullanılarak modellenmiştir.

Önceki araştırmalardan bilinmektedir ki, kemik remodelingi (absorpsiyon veya apozisyon) miktarı PDL'de yoğunlaşan ortalama (eşdeğer) stres ile doğru orantılıdır (Kojima ve Fukui, 2005; Kojima ve Fukui, 2006; Kojima ve ark., 2006; Kojima ve ark., 2007; Kojima ve Fukui, 2012). Dolayısıyla diş, stresin PDL'de yoğunlaştığı yönde hareket eder. Bu sebeple çalışmamızda dişin hareket yönünü daha iyi belirleyebilmek için PDL'deki maksimum ve minimum asal stresler incelenmiştir.

Çalışmamızda her üç senaryoda da, ilk kuvvet uygulandığında, kanin dişin saf intrüzyondan ziyade bukkal ve meziyal kortikal kemiğe doğru devrildiği, PDL'deki esas stres birkiminin ilk etapta buralarda olduğu bulgulanmıştır. Bu, literatürde hakim olan intrüzyon mekaniklerinin apikalde stres biriktirdiği ve dişin sağlıklı yapısını kötü yönde etkilediği fikri ile örtüşmemektedir. Fakat unutulmamalıdır ki SESA yöntemi kuvvetin zamana yayılan dağılımını değil, ilk andaki birikimleri göstermektedir. Diğer bir değişle, zaman açısından longitudinal değil, cross-sectional veri elde edilmektedir.

Hem oklüzogingival, hem bukkolingual, hem de meziyodistal eksenindeki deplasman grafikleri göstermektedir ki deplasman yönleri kortikotomi kesisinden bağımsızdır ve kortikotomiden etkilenmemktedir. Ancak dişlerde görülen deplasman miktarları değişmektedir. Bu da bize göstermektedir ki kortikotomi ile yapılan rahatlatıcı kesiler neticesinde dişte görülen deplasman miktarları artmaktadır. Çift taraflı yapılan kortikotomide başlangıç deplasman miktarı en yüksek bulunmuştur.

Caballero ve arkadaşları (2015), SESA kullanarak mandibular kanin intrüzyonu yaptıkları çalışmalarında, intrüzyon mekaniğinin kanin braketine yerleşen meziyal kısmında farklı derecelerde 'toe-in'bükümleri vererek bukkolingual devrilmeyi azaltmaya çalışmış ve saf

intrüzyonu hedeflemişlerdir. Çalışmalarında 6° 'toe-in'verdikleri intrüzyon mekaniğinde, bukkolingual kontrolü sağlayıp, saf intrüzyona yaklaştıkları için biz de intrüzyon mekaniğimizi 6° 'toe-in'verilecek şekilde modelledik.

Fakat Caballero ve arkadaşları (2015), kanini ideal kron-kök oranına sahip olacak şekilde modelledikleri için segmental teknikle Spee eğrisini düzeltmeye karar verildiğinde intrüze edilecek kanin dişinin kron-kök oranlarının dikkatli incelenmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Eğer ortalamanın üstünde bir kanin intrüze edilmeye çalışılıyorsa 6° yeterli olmazken, ortalamanın altında bir kanin intrüze ediliyorsa bu miktarın çok fazla olabileceğini söylemişlerdir.

Ortodontik apareyler sadece biyomekanik bakış açısından incelendiklerinde doğru ve istenen diş hareketini elde ederler. Kantilever, yay gibi ortodontik apareyler geniş braketler arasındaki mesafeye bağlı olarak nispeten sabit kuvvetler sağlarlar. İki dişe bağlanan 'two-couple'bir sistemde, eğer aparey her iki dişin de braket slotuna yerleşiyorsa, aparey her iki brakete de kuvvet uygular, kuvvet çifti oluşturur ve statik olarak belirsiz bir sistem ortaya çıkar (Lindauer ve Isaacson, 1995). Fakat, aparey tek bir dişin slotuna yerleşir ve diğer dişe tek nokta teması şeklinde bağlanırsa apareyin yerleştiği tek bir slot olduğu için bu kuvvet sistemi 'one-couple'sistem olarak adlandırılır. Bu sistem apareyin statik dengesini sağlamak için ataşmanın her iki tarafında eşit ve karşıt kuvvetler uygular.

Marcotte (2003) tekniğinde bukkolingual kontrolün yokluğuna ek olarak, hem birinci moların yardımcı tüpüne hem de kanin braketinin slotuna kantileverı yerleştirdiği 'two-couple'bir sistem kullanarak statik olarak belirsiz bir mekanik kullanmıştır (Davidovitch ve Rebellato, 1995). Burstone (1977) tekniğinde 'two-couple'bir intrüzyon mekaniği kullanmasına rağmen, Marcotte'un aksine, bu sistemin istenmeyen yan etkilerini azaltmak amacıyla bazı modifikasyonlar yapmıştır (Davidovitch ve Rebellato, 1995). Bununla birlikte, bu modifikasyonların kullanımı hasta için rahatsızlık verebilir ve hasta başında geçirilen zamanı uzatır. Caballero ve arkadaşlarının (2015) kullandığı sistemde ise intrüzyon mekaniğinin distal ucu birinci moların yardımcı tüpüne yerleşirken, meziyal ucu kanin braketinin üst kısmına tek nokta teması yapacak şekilde yerleştirilmiştir. Böylelikle statik olarak kararlı, 'one-couple'bir sistem kurmuşlardır. Bu sebeple, biz de çalışmamızda Caballero ve arkadaşlarının (2015) kullandığı intrüzyon mekaniğini kullandık.

Ortodontik uygulamalarda ankraj terimi, "istenmeyen diş hareketine direniş" olarak tanımlanmıştır. Her arzu edilen etki için, eşit ve karşıt yönde bir tepki elde edilir. Ortodontik apareylerin kuvvet uygulayan kısımları eğer diğer dişlerle de temas halinde ise kaçınılmaz olarak uygulanan kuvvetler onlara da etki edecektir. Diş arkları boyunca oluşacak resiprokal etkiler dikkatle analiz edilmeli, değerlendirilmeli ve kontrol edilmelidir. Ortodontik tedavideki önemli bir husus da istenmeyen yan etkileri en aza indirirken, arzu edilen diş hareketini maksimize etmektir (Proffit, 2000).

Birinci molardan destek alınarak kanine uygulanan intrüzyon kuvvetinin, birinci molar üzerinde ekstrüziv etkisi olacaktır. Bu sebeple, ikinci molar ve birinci molar tüpünden ve premolarların braket slotlarından geçen bir ana ark teliyle posterior diş segmenti ankraj ünitesi haline getirilmelidir. Böylelikle posterior dişler bütün halinde ankraj ünitesi gibi davranacaklardır, birinci molar üzerine gelen ekstrüziv kuvvetler, kanin üzerine gelen intrüziv kuvvetlere göre belirgin bir şekilde daha az olacaktır (Lindauer ve Isaacson, 1995). Bu sebeple çalışmamızda 46 ve 47 no'lu dişlerin tüplerinden, 44 ve 45 no'lu dişlerin braket slotlarından geçen 0,017 x 0,025''paslanmaz çelik bir tel ile posterior ankraj ünitesi kurulmuştur.

Senaryo 1'de kanin dişinde görülen deplasman miktarları birinci molara göre yaklaşık olarak oklüzogingival eksende 60 kat, meziyobukkal eksende 16 kat, bukkolingual eksende ise 43 kat daha fazla bulunmuştur. İki dişin deplasmanları arasındaki bu büyük farkın posterior segmentte oluşturulan ankraj ünitesinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca senaryolar arasında birinci molarda görülen deplasman miktarları ve yönü arasındaki fark göz ardı edilebilecek miktardadır. Bu da, kortikotomi kesisinden bağımsız olarak molar dişe etkiyen kuvvetin aynı olduğunu göstermektedir. Bu durumun posterior segmentin birleştirilerek ankrajın arttırılmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Mandibular kanin intrüzyonunun yapıldığı vakalarda, farklı kortikotomi senaryolarının 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile etkinliğinin değerlendirildiği bu çalışmada aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

1) Rahatlatıcı kortikotomi kesileri yapıldığında, kret tepelerinde vertikal kesi hatlarının başladığı yerde stres birikimi olurken, kesi yapılmadığında stres dağılmaktadır.
2) Yapılan kortikotomi kesileri neticesinde intrüzyon yapılan kanin dişinde görülen deplasman miktarlarında artış görülmüştür.
3) Posterior segmentin blok hale getirilmesi ile tepki kuvvetleri sadece birinci molara değil bütün segmente geldiğinden kanin dişine uygulanan kuvvete kıyasla büyük miktarda bir düşüş gözlenmiştir.

Fakat unutulmamalıdır ki hızlandırılmış ortodonti kavramı biyolojik bir süreçtir. SESA sadece kuvvet uygulandığı andaki mekanik bilgileri vermektedir. Çalışmamızın sonuçları değerlendirilirken bu durum göz önünde bulundurulmalıdır. Bu çalışmada yapılan kortikotomi destekli intrüzyon hareketi, ilgili ankraj dişlere ve çevre dokulara etkiyen kuvvetler sadece mekanik olarak değerlendirilmiştir. Tüm diğer in-vitro deneylerde olduğu gibi bu araştırmanın sonuçları da gelecekte yapılacak klinik çalışmalarla desteklenmelidir.

KAYNAKLAR

1. Acar, A., Canyurek, U., Kocaaga, M., Erverdi, N. (1999). Continuous vs. discontinuous force application and root resorption. *Angle Orthod*, 69(2), 159-63; discussion 63-4.

2. Adigüzel, O. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11, 18-23.

3. Akay, M. C., Aras, A., Günbay, T., Akyalçın, S., Koyuncu, B. Ö. (2009). Enhanced effect of combined treatment with corticotomy and skeletal anchorage in open bite correction. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67(3), 563-569.

4. Ammar, H. H., Ngan, P., Crout, R. J., Mucino, V. H., Mukdadi, O. M. (2011). Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 139, 59-71.

5. Asaro, R. J., Lubarda, V. A. (2006). *Mechanics of solids and materials*. Cambridge, Cambridge University Press.

6. Assif, D., Marshak, B., Horowitz, A. (1996). Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported partial denture. *J Prosthet Dent*, 75, 285-291.

7. Basciftci, F. A., Korkmaz, H. H., Usumez, S. and Eraslan, O. (2008). Biomechanical evaluation of chincup treatment with various force vectors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 134(6), 773-781.

8. Baumrind S. (1969). A reconsideration of the propriety of the "pressure- tension" hypothesis. *Am J Orthod*, 55, 12-22.

9. Beer, F. P., Johnston, E. R. (1992). *Mechanics of Materials* (Second edition). London: McGraw-Hill Book Co., Chapter 2.

10. Begg, P. R., Kesling, P. C. (1977). *Begg orthodontic theory and technique*. Philadelphia, Saunders.

11. Bell, W. H. (1970). Surgical‐orthodontic treatment of interincisal diastemas. *Am J Orthod*, 57, 158‐62.

12. Bell, W. H., Levy, B. M. (1972). Revascularization and bone healing after maxillary corticotomies. *J Oral Surg*, 30, 640–8.

13. Bench, R. W., Gugino, C. F., Hilgers, J. J. (1977). Bio-progressive therapy. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 11(10), 661-71.

14. Berman, M. (1988). Straight wire myths. *Br J Orthod*, 15, 57-61

15. Bhattacharya P, Bhattacharya H, Anjum A. (2014). Assesment of Coeticotomy Facilitated Tooth Movement and Changes in Alveolar Bone Thickness - A CT Scan Study. *J Clin Diagn Res*, 8, 26-30.

16. Bichlmayr, A. (1931). Chirurgische Kieferorthopaedie und das Verhalten des Knochens und der Wurzelspitzen nach derselben. Dtsch Zahnaerztl Wschr, 34, 835‐42, as quated in Uzuner, D., Darendeliler, N. (2013). Dentoalveolar surgery techniques combined with orthodontic treatment: A literature review. *Eur J Dent*, 7, 257-65.

17. Bien, S. M. (1966). Hydrodynamic damping of tooth movement. *Journal of Dental Research,* 45(3), 907-914.

18. Bohl, M. V., Maltha, J. C., Von den Hoff, J. W., Kuijpers-Jagtman, A. M. (2004). Focal hyalinization during experimental tooth movement in beagle dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 125, 615-23.

19. Bulcke, M. M. V., Dermaut, L. R., Sachdeva, R. C., Burstone, C. J. (1986). The center of resistance of anterior teeth during intrusion using the laser reflection technique and holographic interferometry. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 90(3), 211-220.

20. Burstone, C. J., Groves, M. H. (1961). Threshold and optimum force values for maxillary anterior tooth movement. *J Dent Res*, 39, 695-700.

21. Burstone, C. J. (1962). The biomechanics of tooth movement. In: Kraus, B. S., Reidel, R. A. *Vistas in orthodontics*. Philadelphia Lea & Febiger.

22. Burstone, C. J. (1966). The mechanics of the segmented arch techniques. *Angle Orthod*, 36, 99-120.

23. Burstone, C. R. (1977). Deep overbite correction by intrusion. *Am J Orthod*, 72(1), 1-22.

24. Burstone, C. J., Pryputniewicz, R. J. (1980). Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod*, 77, 396-409.

25. Burstone, C. J. (1981). Centers of resistance of the human mandibular molar. J Dent Res, 60, 515.

26. Burstone, C. J. (2000). Application of Bioengineering to Clinical Orthodontics. In: Graber, T. M., Vanarsdall, R. L. Jr. *Orthodontics: Current Principles and Techniques*. St. Louis Mosby, Inc.

27. Caballero GM, de Carvalho Filho OA, Hargreaves BO, Brito HH, de A, Magalhães PAA. (2015). Mandibular canine intrusion with the segmented arch technique: a finite element method study. *Am J Orthod Dentofac Orthop,* 147(6), 691–7.

28. Cano, J., Campo, J., Bonilla, E., Colmenero, C. (2012). Corticotomy-assisted orthodontics. *J Clin Exp Dent*, 4(1), 54-59.

29. Caputo, A. A., Standlee, J. P. (1987). *Biomechanics in Clinical Dentistry* (First edition). Chicago: Quintessence Co., Inc., p.:31.

30. Caputo, A. A., Standlee, J. P. (1987). *Biomechanics in clinical dentistry*. Quintessence Publishing (IL).

31. Cassetta, M., Di Carlo, S., Giansanti, M., Pompa, V., Barbato, E. (2012). The impact of osteotomy technique for corticotomy-assisted orthodontic treatment (CAOT) on oral health-related quality of life. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*, 16, 1735-40.

32. Cattaneo, P. M., Dalstra, M., Melsen, B. (2003). The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 123, 367-373.

33. Clelland, N. L., Lee, J. K., Bimbenet, O. C., Brantley, W. A. (1995). A Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis of Angled Abutments for an Implant Placed in the Anterior Maxilla. *Journal of prosthodontics*, 4(2), 95-100.

34. Chung, K. R., Kim, S. H., Lee, B. S. (2009). Speedy surgical-orthodontic treatment with temporary anchorage devices as an alternative to orthognathic surgery. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 135(6), 787-798.

35. Cruz, M., Lourenco, A. F., Toledo, E. M., Da Silva Barra, L. P., De Castro Lemonge, A. C., Wassall, T. (2006). Finite element stress analysis of cuneiform and cylindrical threaded implant geometries. *Technol Health Care*, 14(4-5), 421-438.

36. Davidian, E. J. (1971). Use of a computer model to study the force distribution on the root of the maxillary central incisor. *Am J Orthod*, 59(6), 581-8.

37. Davidovitch M, Rebellato J. (1995). Two-couple orthodontic appliance systems utility arches: a two-couple intrusion arch. *Semin Orthod*, 1, 25-30.

38. Deguchi, T., Murakami, T., Kuroda, S., Yabuuchi, T., Kamioka, H., Takano-Yamamoto, T. (2008). Comparison of the intrusion effects on the maxillary incisors between implant anchorage and J-hook headgear. *Am J Orthod Dentofacial Orthop,* 133(5), 654-60.

39. Dibart, S., Surmenian, J., Sebaun, J. D., Montesani L. (2010). Rapid treatment of Cl II malocclusion with piezocision: Two case reports. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 30, 487-493.

40. D'lima, D. D., Townsend, C. P., Arms, S. W., Morris, B. A., Colwell, C. W., Jr. (2005). An implantable telemetry device to measure intra-articular tibial forces. *J Biomech*, 38(2), 299-304.

41. Duker, J. (1975). Experimental animal research into segmental alveolar movement after corticotomy. *J Maxillofac Surg*, 3, 81–4.

42. Erkmen, E., Simsek, B., Yucel, E. Kurt, A. (2005). Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis. Part 1: advancement surgery-posterior loading. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 34(5), 551-558.

43. Eskitaşçıoğlu, G., Yurdukoru, B. (1995). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *AÜ Dişhek Fak Derg*, 22, 201-205.

44. Feridun, F. (1984). S*onlu elemanlar stres analizi yöntemi ile RPE uygulamaları sırasında farklı apareylerin maksilla üzerindeki etkilerinin incelenmesi*, Doktors Tezi, Hacettepe Üniv.

45. Fisher, M. A., Wenger, R. M., Hans, M. G. (2010). Pretreatment characteristics associated with orthodontic treatment duration. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 137, 178-86.

46. Fitzpatrik, B. N. (1980). Corticotomy. Aust Dent J, 25, 255‑8, as quated in Uzuner, D., Darendeliler, N. (2013). Dentoalveolar surgery techniques combined with orthodontic treatment: A literature review. *Eur J Dent*, 7, 257-65.

47. Franklin, F. E. (1998). Stress Analysis. In: Kutz M, *Mechanical Engineers'Handbook*. Wiley Interscience, 191-245.

48. Frost, H. M. (1981). The regional accelerated phenomenon. *Orthop Clin N Am*, 12, 725-6.

49. Frost HM. (1983) The Regional Acceleratory Phenomenon: A Review. *Henry Ford Hosp Med J*, 31, 3-9.

50. Frost, H. M. (1994). Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod*, 64, 175-88.

51. Gantes, B., Rathbun, E., Anholm, M. (1990). Effects on the periodontium following corticotomy-facilitated orthodontics. Case reports. *J Periodontol*, 61, 234-8.

52. Gautam, P., Zhao, L., Patel, P. (2011). Determining the osteotomy pattern in surgically assisted rapid maxillary expansion in a unilateral palatal cleft: a finite element model approach. *Angle Orthod,* 81(3), 410-419.

53. Geng, J. P., Keson, B. C. T., Liv, G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry. A review of the literature. *J Prosthet Dent*, 85, 585-598.

54. Geramy, A. (2000). Alveolar bone resorption and the center of resistance modification (3-D analysis by means of the finite element method). *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 117, 399-405.

55. Gianelly, A. A., Goldman, H. M. (1971). *Biologic basis of orthodontics*. Lea & Febiger.

56. Gioka, C.,Eliades, T. (2003). Orthodontic dental intrusion: Indications, histological changes, biomechanical principles, possible side effects. *Hell Orthod Rev*, 6, 129-46.

57. Glantz, P. O., Rangert, B., Svensson, A., Stafford, G. D., Amvidarson, B., Randow, K., Linden, U., Hulten, J. (1993). On clinical loading osseointegrated implants. A methodological and clinical study. *Clin. Oral Implants Res*, 4, 99-105.

58. Graber, T. M., Vanarsdall, R. L. Jr. (2000). *Orthodontics: Current Principles and Techniques*. St. Louis, Mosby, Inc.

59. Greenfield, R. L. (1993). Simultaneous torquing and intrusion auxiliary. *J Clin Orthod* 27(6), 305-18.

60. Gross, D., Williams, W. S. (1982). Streaming potential and the electromechanical response of physiologically-moist bone. *Journal of biomechanics*, 15(4), 277-295.

61. Gungor, M. A., Dundar, M., Karaoglu, C., Artunc, C. (2004). Effect of temperature and stress distribution on all-ceramic restorations by using three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil*, 31, 172-178.

62. Gümüş, H. Ö. (2007). *Üç Farklı Dental İmplant Yiv Tasarımının ve İki Farklı Dental İmplant Çapının Değişik Yoğunluktaki Kemik Üzerinde Oluşturdukları Gerilmelerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analiz Yöntemi İle Karşılaştırılması.* Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

63. Hamdan, R. B. (2006). E*lectric field study of silicon rubber insulator using finite element method*. Master thesis. University Tecnology, Malaysia.

64. Hassan, A., Al-Fraidi, A., Al-Saeed, S. H. (2010). Corticotomy-Assisted Orthodontic Treatment: Review. *The Open Dentistry Journal*, 4, 159-164.

65. Heller IJ, Nanda R. (1979). Effect of metabolic alteration of periodontal fi- bers on orthodontic tooth movement: an experimental study. *Am J Orthod,* 75, 239-58.

66. Hohmann A, Kober C, Young P, Dorow C, Geiger M, Boryor A. (2011). Influence of different modeling strategies for the periodontal ligament on finite element simulation results. *Am J Orthod Dentofacial Orthop,* 139, 775-83.

67. Holberg, C., Holberg, N., Rudzki-Janson, I. (2008). Sutural strain in orthopedic headgear therapy: a finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 134(1), 53-59.

68. Holzapfel, G. A., Ogden, R. W. (2006). *Mechanics of Biological Tissue*. Berlin, Springer-Verlag Berlin Heidelberg.

69. Hughes, T. J. R. (1987). *The Finite Element Method*. New Jersey: Prentice-Hall.

70. Huiskes, R. (2000). If bone is the answer, then what is the question?. *Journal of Anatomy*, 197 (2), 145-156.

71. Hwang, H. S., Lee, K. H. (2001). Intrusion of overerupted molars by corticotomy and magnets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 120(2), 209-216.

72. Iino, S., Sakoda, S., Ito, G., Nishimori, T., Ikeda, T., Miyawaki, S. (2007). Acceleration of orthodontic tooth movement by alveolar corticotomy in the dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 131, 448.e1- 448.e8.

73. Ilizarov, G. A. (1952). A method of uniting bones in fractures and an apparatus to implement this method. *USSR authorship certificate*, *98471*, 36.

74. Ilizarov, G. A. (1989). The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues: Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. *Clinical orthopaedics and related research*, *238*, 249-281.

75. Iseri, H., Tekkaya, A. E., Oztan, O., Bilgic, S. (1998). Biomechanical effects of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by the finite element method. *Eur J Orthod*, 20(4), 347-56.

76. Iseri, H., Kisnisci, R., Bzizi, N., Tuz, H. (2005). Rapid canine retraction and orthodontic treatment with dentoalveolar distraction osteogenesis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 127(5), 533–41.

77. Itoh, T., Nakazima, M., Arita, S., Nakagawa, M., Kawagoe, H., Fujita, N. (1981). Experimental study on the tooth movement with corticotomy procedure. Nippon Kyasei Shika Gakkai Zasshi, 40, 92‑105. as quated in Uzuner, D., Darendeliler, N. (2013). Dentoalveolar surgery techniques combined with orthodontic treatment: A literature review. *Eur J Dent*, 7, 257-65.

78. Iwasaki, L. R., Haack, J. E., Nickel, J. C., Morton, J. (2000). Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 117, 175-183.

79. Janson, G., Dainesi, E. A., Henriques, J. F. C., Freitas, M. R., Lima, K. J. R. S. (2003). Class II subdivision treatment success rate with symmetric and asymmetric extraction protocols. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 124, 257-64.

80. Janson, G., Brambilla, A. C., Henriques, J. F. C., Freitas, M. R., Neves, L. S. (2004). Class II treatment success rate in 2- and 4-premolar extraction protocols. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 125, 472-479.

81. Kalra, V., Orth, D., Burstone, C. J., Nanda, R. (1989). Effects of a fixed magnetic appliance on the dentofacial complex. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 95(6), 467-478.

82. Katona, T. R., Paydar, N. H., Akay, H. U., Roberts, W. E. (1995). Stress analysis of bone modeling response to rat molar orthodontics. *J Biomech*, 28, 27-38.

83. Keskin, C. (1996). *Farklı Yöntemlerle Kanin Distalizasyonu Biomekaniğinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi Yöntemi İle İncelenmesi.* Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

84. Killiany, D. M. (1999). Root resorption caused by orthodontic treatment: an evidence-based review of literature. *Semin Orthod*, 5, 128-33.

85. King, G. J., Fischlschweiger, W. (1982). The effect of force magnitude on extractable bone resorptive activity and cemental cratering in orthodontic tooth movement. *J Dent Res*, 61, 775-779.

86. Kohno, T., Matsumoto, Y., Kanno, Z., Warita, H., Soma, K. (2002). Experimental tooth movement under light orthodontic forces-rates of tooth movement and changes of the periodontium. *J Orthod*, 29, 125-132.

87. Kole, H. (1959). Surgical operations on the alveolar ridge to correct occlusal abnormalities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 12, 515-29.

88. Kojima Y, Fukui H. (2005). Numerical simulation of canine retraction by sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop,* 127(5), 542–51.

89. Kojima Y, Fukui H, Miyajima K. (2006). The effects of friction and flexural rigidity of the archwire on canine movement in sliding mechanics: a numerical simulation with a 3-dimensional finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop,* 130(3), 275–275.

90. Kojima Y, Fukui H. (2006). A numerical simulation of tooth movement by wire bending. *Am J Orthod Dentofacial Orthop,* 130(4), 452–9.

91. Kojima Y, Mizuno T, Fukui H. (2007) A numerical simulation of tooth movement produced by molar uprighting spring. *Am J Orthod Dentofacial Orthop,* 132(5), 630–8.

92. Kojima Y, Fukui H. (2012). Numerical simulations of canine retraction with T-loop springs based on the updated moment-to-force ratio. *Eur J Orthod,* 34(1), 10–8.

93. Kojima Y, Kawamura J, Fukui H. (2012). Finite element analysis of the effect of force directions on tooth movement in extraction space closure with miniscrew sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop,* 142, 501-8.

94. Kravitz, N. D., Kusnoto, B., Tsay, T. P., Hohlt, W. F. (2007). The use of temporary anchorage devices for molar intrusion. *Journal of the American Dental Association*, 138(1), 56-64.

95. Kurowski, P. M. (2004). *Finite Element Analysis for Design Engineers* (First edition). USA: Sae International, Warrendale, Pa., p.: 77-156.

96. Kydd, W. L., Daly, C. H. (1982). The biologic and mechanical effects of stress on oral mucasa. *J Prosthet Dent*, 47, 317-329.

97. Lindauer SJ, Isaacson RJ. (1995). One-couple orthodontic appliance systems. *Semin Orthod*, 1(1), 12–24.

98. Liou, E. J., Huang, C. S. (1998). Rapid canine retraction through distraction of the periodontal ligament. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 114, 372-82.

99. Liu, S. Y., Herschleb, C. W. (1981). Controlled movement of maxillary incisors in the Begg technique. *Am J Orthod*, 80(3), 300-15.

100. Mackerle, J. (2004). Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990-2003. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 7(5), 277-303.

101. Marcotte MR. Correcao da sobremordida profunda. In: Marcotte MR, editor. Biomecanica em ortodontia. 2a ed. Sao Paulo, Brazil: Santos; 2003, p. 99-116.

102. Marghitu, D. B. (2001). *Mechanical Engineer's Handbook*. Academic Press.

103. Maurer, P., Holweg, S., Schubert, J. (1999). Finite-element-analysis of different screw-diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 27(6), 365-372.

104. McLaughlin, R. P., Bennett, J. C. (1989). The transition from standard edgewise to preadjusted appliance systems. *J Clin Orthod*, 23, 142-53.

105. McNamara, J. A. (1986). Utility arches. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 20(7), 452-456.

106. Medeiros, P. J., Bezerra, A. R. (1997). Treatment of an ankylosed central incisor by single-tooth dento-osseous osteotomy. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 112, 496–501.

107. Meijer, H. J., Kuiper, J. H., Starmans, F. J., Bosman, F. (1992). Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent*, 68(1), 96-102.

108. Meijer, H. J. A., Starmans, F. J. M., Bosman, F., Steen, W. H. A. (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of oral rehabilitation*, 20(2), 147-157.

109. Melsen, B., Agerbaek, N., Markenstam, G. (1989). Intrusion of incisors in adult patients with marginal bone loss. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 96(3), 232-241.

110. Merrill, R. G., Pedersen, G. W. (1976). Interdental osteotomy for immediate repositioning of dentalosseous elements. *J Oral Surg*, 34, 118–25.

111. Middleton, J., Hübsch, P., Kralj, B., Knox, J., Jones, M. L. (2000). Numerical investigation of fixed orthodontic brackets. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 214(3), 311-323.

112. Miyakawa, O., Shiokawa, N., Matsuura, T., Hanada, K. (1985). A new method for finite element simulation of orthodontic appliance-teeth-periodontium-alveolus system. *J Biomech*, 18(4), 277-84.

113. Moaveni, S. (2003). *Finite Element Analysis: Theory and Application with Ansys*. New Jersey, Prentice Hall.

114. Moss, M. L., Skalek, R., Patel, H., Sen, K., Moss-Salentijn, L., Shinozuka, M., Vilmann, H. (1985). Finite element method modeling of craniofacial growth. *Am J Orthod*, 87, 453-71.

115. Mostafa, Y. A., Fayed, M. M., Mehanni, S., ElBokle, N. N., Heider, A. M. (2009). Comparison of corticotomy-facilitated vs standard tooth-movement techniques in dogs with miniscrews as anchor units. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 136, 570-7.

116. Motoyoshi, M., Inaba, M., Ueno, S., Shimizu, N. (2009). Mechanical anisotropy of orthodontic mini-implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 38(9),

972-977.

117. Moyers, R. E. (1958). *Handbook of Orthodontics*. Year Book Medical Pub.

118. Nagahara, K., Murata, S., Nakamura, S., Tsuchiya, T. (1999). Displacement and stress distribution in the temporomandibular joint during clenching. *Angle Orthod*, 69(4), 372-379.

119. Nagerl, H., Burstone, C. J., Becker, B., Kubein-Messenburg, D. (1991). Centers of rotation with transverse forces: an experimental study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 99, 337-345.

120. Nanda, R. (1997). Correction of deep overbite in adults. *Dent Clin North Am*, 41(1), 67-87.

121. Nanda, R., Kuhlberg, A. (1997). Principles of Biomechanics. In: Nanda, R., *Biomechanics in Clinical Orthodontics*. St. Louis Elsevier Saunders.

122. Nicholson, D. W. (2008). *Finite element analysis: Thermomechanics of Solids*. CRC Press.

123. Nikolai, R. J. (1975). On optimum orthodontic force theory as applied to the canine retraction. *Am J Orthod*, 68, 290-302.

124. Nimeri, G., Kau, C. H., Abou-Kheir, N. S., Corona, R. (2013). Acceleration of tooth movement during orthodontic treatment-a frontier in orthodontics. *Progress in orthodontics*, 14(1), 42.

125. Nowzari H, Yorita FK, Chang HC. (2008). Periodontally Accelerated Osteogenic Orthodontics Combined with Autogenous Bone Grafting. *Compend Contin Educ Dent*, 29, 200–06.

126. O'Brien, W. J. (1997). *Dental Materials and Their Selection*. Quintessence Pub Co.

127. Oliveira, D. D., de Oliveira, B. F., Soares, R. V. (2010). Alveolar corticotomies in orthodontics: Indications and effects on tooth movement. *Dental Press J Orthod*, 15, 144‑57.

128. Oppenheim, A. (1942). Human tissue response to orthodontic intervention of short and long duration. *Am J Orthod Oral Surg*, 28, 263-301.

129. 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.

130. Owmann-Moll, P., Kurol, J., Lundgren, D. (1995). Continuous versus interrupped continuous orthodontic force related to early tooth movement and root resorption. *Angle Orthod*, 65, 395-402.

131. Panigrahi, P., Vineeth, V. (2009). Biomechanical effects of fixed functional appliance on craniofacial structures. *Angle Orthod*, 79(4), 668-675.

132. Papageorgiou, I. S. (2005). The center of resistance of teeth in orthodontics. *Hell Orthod Rev*, 8, 41-45.

133. Park, H. S., Jang, B. K., Kyung, H. M. (2005). Maxillary molar intrusion with micro-implant anchorage (MIA). *Aust Orthod J*, 21(2), 129-35.

134. Polat-Ozsoy, O., Arman-Ozcirpici, A., Veziroglu, F. (2009). Miniscrews for upper incisor intrusion. *Eur J Orthod,* 31(4), 412-6.

135. Polley, J. W., Figueroa, A. A. (1997). Management of severe maxillary deficiency in childhood and adolescence through distraction osteogenesis with an external, adjustable, rigid distraction device. *J Craniofac Surg*, 8, 181‑5.

136. Proffit, W. R., Fields, H. W. (2000). *Contemporary Orthodontics* (Third edition). St. Louis: Mosby, Inc.

137. Provatidis, C. G. (2000). A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Med Eng Phys*, 22(5), 359-70.

138. Pryputniewicz, R. J., Burstone, C. J., Bowley, W. W. (1978). Determination of arbitrary tooth displacements. *J Dent Res*, 57(5-6), 663-674.

139. Ren, A., Lv, T., Kang, N., Zhao, B., Chen, Y., Bai, D. (2007). Rapid orthodontic tooth movement aided by alveolar surgery in beagles. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 131, 160.e1-10.

140. Ricketts, R. M. (1979). *Bioprogressive therapy*. Rocky Mountain/Orthodontics.

141. Ricketts, R. M., Gugino C. F., Hilgers, J. J. (1979). *Bioprogressive Therapy Book 1*. Rocky Mountain Orthodontics.

142. Robb, S. I., Sadowsky, C., Schneider, B. J., BeGole, E. A. (1998). Effectiveness and duration of orthodontic treatment in adults and adolescents. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 113, 383‑6.

143. Rubin, C., Krishnamurty, N., Capilouto, E., Yi, H. (1983). Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *J Dent Res*, 62, 82-86.

144. Sarrafpour, B., Rungsiyakull, C., Swain, M., Li, Q. and Zoellner, H. (2012). Finite element analysis suggests functional bone strain accounts for continuous post-eruptive emergence of teeth. *Archives of Oral Biology*, 57(8), 1070-1078.

145. Sato, Y., Teixeira, E. R., Tsuga, K., Shindoi, N. (1999). The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *Journal of oral rehabilitation*, 26(8), 640-643.

146. Schneider, J., Geiger, M., Sander, F. G. (2002). Numerical experiments on long-time orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 121, 257-65.

147. Schwarz, A. M. (1932). Tissue changes incident to orthodontic tooth movement. *Int J Orthod*, 18, 331-352.

148. Scuzzo, G., Takemoto, K. (2003). Biomechanics and Comparative Biomechanics. In: Scuzzo, G., Takemoto, K. *Invisible Orthodontics*. Quintessence Publishing.

149. Shaw, A. M., Sameshima, G. T., Vu, H. V. (2004). Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. *Orthod Craniofacial Res*, 7, 98-107.

150. Shroff, B., Lindauer, S. J., Burstone, C. J., Leiss, J. B. (1995). Segmented approach to simultaneous intrusion and space closure: biomechanics of the three-piece base arch appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 107(2), 136-43.

151. Shigley, J. E. (1986). *Mechanical Engineering design*. Singapur, McGraw-Hill Book Company.

152. Schwarz, A. M. (1932). Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. *International Journal of Orthodontia, Oral Surgery and Radiography*, 18(4), 331-352.

153. Sifakakis, I., Pandis, N., Makou, M., Eliades, T., Bourauel, C. (2009). Forces and moments on posterior teeth generated by incisor intrusion biomechanics. *Orthod Craniofac Res*, 12(4), 305-11.

154. Singh, G. D. and Clark, W. J. (2001). Localization of mandibular changes in patients with class II division 1 malocclusions treated with twin-block appliances: finite element scaling analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 119(4), 419-425.

155. Smith, R. J., Burstone, C. J. (1984). Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod*, 85, 294-307.

156. Standlee, J. P., Caputo, A. A. (1992). The retentive and stress distributing properties of split threaded endodontic dowels. *J Prosthet Dent*, 68, 436-442.

157. Storey, E., Smith, R. (1952). Force in orthodontics and its relation to tooth movement. *Aust Dent J*, 56, 11-18.

158. Suya, H. (1991). Corticotomy in orthodontics. In: Hosl E, Baldauf A, editors. *Mechanical and Biological Basis in Orthodontic Therapy*. Heidelberg, Germany: Huthig Buch Verlag;. p. 207‑26.

159. Tanne, K., Sakuda, M., Burstone, C. (1987). Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 92, 499-505.

160. Tanne, K., Koenig, H. A., Burstone, C. J (1988). Moment to force ratios and the center of rotation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 94, 426-431.

161. Tanne, K., Miyasaka, J., Yamagata, Y., Sachdeva, R., Tsutsumi, S., Sakuda, M. (1988). Threedimensional model of the human craniofacial skeleton: Method and preliminary results using finite element analysis. *J Biomed Eng*, 10, 246-252.

162. Tanne, K., Hiraga, J., Kakiuchi, K., Yamagata, Y., Sakuda, M. (1989). Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: a study using the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 95(3), 200-207.

163. Tasuji, M. E., Slate, F. O., Nilson, A. H. (1978). Stress-strain response and fracture of concrete in biaxial loading. *J Prooced*, 75, 306-312.

164. Teixeira, E. R., 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.

165. Thilander, B., Rygh, P., Kaare, R. (2000). Tissue Reactions in Orthodontics. In: Graber, T. M., Vanarsdall R. L. *Orthodontics: Current Principles and Techniques*. St. Louis Mosby, Inc.,117-191.

166. Thote, A. M., Sharma, K., Uddanwadiker, R. V., Shrivastava, S. (2017). Pure intrusion of a mandibular canine with segmented arch in lingual orthodontics: A numerical study with 3-dimensional finite element analysis. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*.

167. Toms, S. R., Lemons, J. E., Bartolucci, A. A., Eberhardt, A. W. (2002). Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 122(2), 174-9.

168. Toms, S. R., Dakin, G. J., Lemons, J. E., Eberhardt, A. W. (2003). Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament. *J Biomech*, 35, 1411-1415.

169. Tosun, Y. (1999). *Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri*. İzmir, Ege Üniversitesi Basımevi.

170. Tuncer, C., Ataç, M. S., Tuncer, B. B., Kaan, E. (2008). Osteotomy assisted maxillary posterior impaction with miniplate anchorage. *The Angle Orthodontist*, 78(4), 737-744.

171. Ulusoy, C., Darendeliler, N. (2008). Effects of Class II activator and Class II activator high-pull headgear combination on the mandible: a 3-dimensional finite element stress analysis study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 133(4), 490 e499-415.

172. Ulusoy, M., Aydin, K. (2003). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, sayfa: 94-120.

173. Uzuner Esen, D. (2001). *Sabit ortodontik tedavide kanin retraksiyonu safhasında kanin dişe uygulanan kortikotominin diş hareketi üzerine etkisinin incelenmesi*. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

174. Ülgen, M. (1993). *Ortodontik Tedavi Prensipleri*. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi.

175. Ülgen, M. (2006). *Ortodonti, anomaliler, sefalometri, etiyoloji, büyüme ve gelişim, tanı*. Ankara, Ankara Üniversitesi Yayınları.

176. Van Staden, R. C., Guan, H., Loo, Y. C. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Computer Methods in Biomechanics and Biomechanical Engineering*, 9(4), 257-270.

177. Van Steenbergen, E., Burstone, C. J., Prahl-Andersen, B., Aartman, I. H. A. (2005). The relation between the point of force application and flaring of the anterior segment. *Angle Orthodontist*, 75(5), 730-35.

178. Vanderby, R., Jr., Kohles, S. S. (1991). Thermographic stress analysis in cortical bone. *Journal of Biomechanical Engineering*, 113(4), 418-422.

179. Verna, C., Dalstra, M., Melsen, B. (2000). The rate and the type of orthodontic tooth movement is influenced by bone turnover in a rat model. *Eur J Orthod*, 22, 343-52.

180. Vig, K. W. L., Weyant, R., Vayda, D., O'Brien, K. D., Bennett, E. (1998). Orthodontic process and outcome: efficacy studies-strategies for developing process and outcome measures: a new era in orthodontics. *Clin Orthod Res*, 1, 147-155.

181. Vollmer, D., Bourauel, C., Maier, K., Jäger, A. (1999). Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. *Eur J Orthod*, 21, 633-648.

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

183. Wakabayashi, N., Ona, M., Suzuki, T., Igarashi, Y. (2008). Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *J Dent*, 36, 463-471.

184. Wang, L. L., Lee, W., Lei, D. L., Liu, Y. P., Yamashita, D. D., Yen, S. L. (2009). Tisssue responses in corticotomy- and osteotomy-assisted tooth movements in rats: Histology and immunostaining. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 136, 770.e1-11.

185. Wang, C., Han, J. Y., Li, Q., Wang, L. Z., Fan, Y. B. (2014). Simulation of bone remodelling in orthodontic treatment. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 17, 1042-50.

186. Weinstein, A. M., Klawitter, J. J., Cook, S. D. (1979). Finite element analysis as an aid to implant design. *Biomater Med Devices Artif Organs*, 7, 169-175.

187. Wilcko, W. M., Wilcko, T., Bouquot, J. E. (2001). Ferguson DJ. Rapid orthodontics with alveolar reshaping: two case reports of decrowding. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 21, 9-19.

188. Wilcko, W. M., Ferguson, D. J., Bouquot, J. E., Wilcko, T. (2003). Rapid orthodontic decrowding with alveolar augmentation: Case report. *World J Orthod*, 4, 197-205.

189. Wilcko, M. T., Wilcko, W. M., Bissada, N. F. (2008). An evidence‐based analysis of periodontally accelerated orthodontic and osteogenic techniques: A synthesis of scientific perspective. *Semin Orthod*, 14, 305‐16.

190. Wilcko, M. T., Wilcko, W. M., Pulver, J. J., Bissada, N., Bouquot, J. E. (2009). Accelerated Osteogenic Orthodontics Technique: A 1-Stage Surgically Facilitated Rapid Orthodontic Technique with Alveolar Augmentation. *J Oral Maxillofac Surg*, 67, 2149-2159.

191. Wilcko, W., Wilcko, M. T. (2013). Accelerating tooth movement: The case for corticotomy-induced orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 144, 4-13

192. Wright, K. W., Yettram, A. L. (1979). An analytical investigation into possible mechanical causes of bone remodelling. *J Biomed Eng*, 1(1), 41-9.

193. Xun, C., Zeng, X., Wang, X. (2007). Microscrew anchorage in skeletal anterior open-bite treatment. *Angle Orthod*, 77(1), 47-56.

194. Yaffe, A., Fine, N., Bindermann, I. (1994). Regional accelerated phenomenon in the mandible following mucoperiosteal flap surgery. *J Periodontol*, 65, 79-83.

195. Yoshida, N., Brinkmann, P. G. J., Koga, Y., Mimaki, N., Kobayashi, K. (2001). Experimental evaluation of initial tooth displacement, center of resistance, and center of rotation under the influence of an orthodontic force. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 120(2), 190-7.

196. Yoshikawa, D. K., Burstone, C. J., Goldberg, A. J., Morton, J. (1981). Flexure modulus of orthodontic stainless steel wires. *J Dent Res*, 60(2), 139-45.

197. Yu, H. S., Baik, H. S., Sung, S. J., Kim, K. D., Cho, Y. S. (2007). Three-dimensional finite-element analysis of maxillary protraction with and without rapid palatal expansion. *Eur J Orthod*, 29(2), 118-125.

198. Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., Aksu, L. (1993). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, sayfa: 25-40.

199. Zandman, F. (1959). Photoelastic coating test. McMaster, R., ed. *Nondestructive Testing handbook.* NewYork, p.: 1-59.

ÖZGEÇMİ



Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ULAŞAN, BEGÜM

Uyruğu : T.C.

Doğum tarihi ve yeri : 06/06/1988 Çankaya / ANKARA

Medeni hali : Evli

Telefon : 0 539 481 03 04

E- posta : begumbaturalp@hotmail.com

Eğitim

Derece	**Eğitim Birimi**	**Mezuniyet**
Yüksek Lisans	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı	Devam ediyor.
Lisans	Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2011
Lise	Uşak Fen Lisesi	2006

Yabancı Dil

İngilizce

Bilimsel Etkinlikler

1- 115th Annual Session of American Association of Orthodontists, 15-19 Mayıs 2015, San Fransisco, ABD

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

3- 15th Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, 1-5 Ekim 2016, Antalya, Türkiye

Poster Sunumları

1- Türköz, Ç., Ulaşan, B. (2016-1-5 Ekim). *Sabit Alışkanlık Kırıcı Aparey Kullanımı ile Ön Açık Kapanışın Tedavisi: Vaka Raporu*. 15th Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, 1-5 Ekim 2016, Antalya, Türkiye.

2- Türköz, Ç., Baturalp, B., Alpat, D., Kurt, A., Erkman, E. (2015-15-19 Mayıs). *Effects of different corticotomy techniques on canines distalization: A 3-dimensional finite element study.* 115th Annual Session of American Association of Orthodontists, 15-19 Mayıs 2015, San Fransisco, ABD.

Sözlü Sunumlar

1- Canigür Bavbek, N., Bozkaya, E., Ulaşan, B. (2016-1-5 Ekim). *Maksiller lateral kesici diş eksikliği veya boyut uyumsuzluğu görülen hastalarda meziodistal diş boyutlarının segmental analizi.* 15th Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, 1-5 Ekim 2016, Antalya, Türkiye.



GAZİ Lİ OLMAK AYRICALIKTIR...