



T.C.
ADYAMAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ A.D

KONJENİTAL MAKSİLLER LATERAL DİŞ EKSİKLİĞİNDE
MİNİVİDA DESTEKLİ 2 FARKLI TOTAL MESİALİZASYON
PROTOKOLÜNÜN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
İNCELENMESİ

UZMANLIK TEZİ

DT. GÜLCAN ÇETİN TAŞKIRAN

ADYAMAN

2022



T.C.
ADİYAMAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ A.D

KONJENİTAL MAKSİLLER LATERAL DİŞ EKSİKLİĞİNDE
MİNİVİDA DESTEKLİ 2 FARKLI TOTAL MESİALİZASYON
PROTOKOLÜNÜN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
İNCELENMESİ

UZMANLIK TEZİ

DT. GÜLCAN ÇETİN TAŞKIRAN

TEZ DANIŞMANI
PROF. DR. NİHAL HAMAMCI

YARDIMCI TEZ DANIŞMANI
DR. ÖĞR. ÜYESİ MEHMET ALİ YAVAN

Bu uzmanlık tezi Adıyaman Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından DHFDUP/2021-0003 proje numarası ile desteklenmiştir.

ADİYAMAN

2022

KONJENİTAL MAKSİLLER LATERAL DİŞ EKSİKLİĞİNDE MINİVİDA DESTEKLİ 2 FARKLI TOTAL MESİALİZASYON PROTOKOLÜNÜN SONLU ELEMENLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

ÖZET

Amaç: Konjenital bilateral eksik maksiller lateral diş vakalarında iki farklı total mezializasyon yönteminin dentoalveolar yapılar da neden olduğu kuvvet ve stres dağılımlarını sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelemek.

Materyal ve Metot: Sonlu elemanlar analizinden yararlanılarak iki farklı modelleme yapıldı. Her iki modelde de mini vidalar palatinal bölgeye yerleştirildi. Birinci modelde transpalatal ark tan mini vidalara zincir elastik yardımı ile 450 gr kuvvet uygulandı. İkinci modelde ise, santral dişler ile minividalar minimum ankraj apareyi yardımıyla birleştirildi ve ark teli üzerinden tüm dişlere elastik zincir yardımıyla 450 gr kuvvet uygulandı. Modellerden; Von Mises gerilmesi, maksimum ve minimum asal gerilmeler, yer değıştirme değeri elde edildi ve karşılaştırmalı olarak değerlendirildi.

Bulgular: Birinci modelde kullanılan palatal minividalarda, kuvvetin direkt olarak minividaya uygulanmasından dolayı boyun kısmında yüksek Von Mises gerilmesi izlendi. İkinci modelde kullanılan minividalara kuvvet direkt uygulanmadığı için boyun kısmında birinci modeldeki kadar Von Mises gerilmesi izlendi. Birinci modelde en fazla hareketi izlenen dişler maksiller birinci molarlar iken, ikinci modelde kanin dişlerdir. İkinci modelde maksiller anterior dişlerde elastik zincirin etkisiyle basma ve çekme gerilimi izlenirken, birinci modelde maksiller anterior dişlerde gerilim neredeyse sıfırdır. Transversal ve sagittal düzlemde maksiller dişlerde görülen hareket miktarı ikinci modelde daha fazla iken birinci modelde daha az görüldü.

Sonuç: En yüksek gerilmelerin birinci modelde minividalarda, ikinci modelde ise maksiller anterior dişlerde olduğu belirlendi. Birinci modelde birinci molar dişlerin, ikinci modelde ise kanin dişlerin en fazla yer değıştirdiği görüldü.

Anahtar Kelimeler: Sonlu elemanlar analizi, konjenital lateral diş eksikliği, total mesializasyon, Minivida, Transpalatal ark

EVALUATION OF TWO DIFFERENT TOTAL MESIALIZATION PROTOCOLS WITH MINISCREWS SUPPORT IN AGENESIS CONGENITAL MAXILLARY LATERAL BY FINITE ELEMENT ANALYSIS

ABSTRACT

Aim: To examine the force and stress distributions in the dentoalveolar structures caused by two different total mesialization methods in congenital bilateral missing maxillary lateral teeth cases by using finite element analysis method.

Material and Method: Two different models were applied by using finite element analysis. In both models, miniscrews were placed in the palatal region. In the first model, 450 gr force was applied to the miniscrews with chain elastic from the transpalatal arch. In the second model, the central teeth and miniscrews were combined with the appliance, an elastic chain force of 450 gr was applied to all teeth over the arch wire. Von Mises stress, maximum and minimum principal stresses, displacement values were obtained from the models and evaluated comparatively.

Results: Due to the direct application of force to the palatal miniscrews used in the first model, high Von Mises stress was observed in the neck. Since the force is not directly applied to the miniscrews used in the second model, the Von Mises stress was not observed as much as in the first model. In the first model, the teeth with the most movement are the maxillary first molars, while in the second model, the canine teeth. In the second model, compression and tensile stress is observed in the maxillary anterior teeth with the effect of the elastic chain, while the tension in the maxillary anterior teeth is almost zero in the first model. While the amount of movement seen in the maxillary teeth in the transversal and sagittal planes is higher in the second model, it is seen less in the first model.

Conclusion: It was determined that the highest stresses were in the miniscrews in the first model and in the maxillary anterior teeth in the second model. It was observed that the first molars were displaced the most in the first model and the canines in the second model.

Keywords: Finite element analysis, congenital lateral tooth agenesis, total mesialization, Miniscrew, Transpalatal arch

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
TABLolar DİZİNİ	ix
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Tanım ve Terminoloji	4
2.2. Görülme Sıklığı	5
2.3. Etiyoloji.....	5
2.3.1. Genetik Faktörler	6
2.3.1.1. Sendromlara Bağlı Gelişen Konjenital Diş Eksikliği.....	7
2.3.2. Çevresel Faktörler	8
2.4. Diş Eksikliğiyle Birlikte Görülen Dental Anomaliler.....	8
2.5. Konjenital Maksiller Lateral Diş Eksikliği	10
2.6. Konjenital Maksiller Lateral Diş Eksikliği Tedavi Yöntemleri.....	11
2.6.1. Boşluğun Açılması	11
2.6.1.1. Boşluk Açma Yönteminin Avantajları	12
2.6.1.2. Boşluk Açma Yönteminin Dezavantajları	13
2.6.2. Boşluğun Kapatılması	13
2.6.2.1.Kanin Diş Kamuflajı.....	14
2.6.2.2.Gülümseme Hattı	15
2.6.2.3. Boşluk Kapatılmasının Ortodontik Yönleri	16
2.6.2.4. Boşluk Kapatma Yönteminin Avantajları.....	18
2.6.2.5. Boşluk Kapatma Yönteminin Dezavantajları	19
2.7. Gerilme Analiz Yöntemleri	20
2.8. Sonlu Elemanlar Analizi	21
2.8.1. Sonlu Elemanlar Analizi İle İlgili Temel Kavramlar	22
2.8.1.1. Homojen Cisim	22
2.8.1.2. Eleman.....	22
2.8.1.3. Düğüm Noktası.....	23

2.8.1.4. Ağ Yapısı Oluşturma	23
2.8.1.5. Sınır Şartları	23
2.8.1.6. Kuvvet.....	23
2.8.1.7. Gerilme (Stres)	24
2.8.1.8. Asal Gerilmeler	25
2.8.1.9. Von Mises Gerilmesi.....	25
2.8.1.10. Gerinim.....	25
2.8.1.11. Elastiklik Modülü	25
2.8.1.12. Poisson Oranı	26
2.8.2. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Avantaj ve Dezavantajları	26
2.9.Ortodontide Sonlu Elemanlar Metodu İle Yapılmış Öncü Araştırmalar	27
3. MATERYAL VE METOT	29
3.1. Geometrik Modellerinin Oluşturulması	29
3.1.1. Maksillanın Modellenmesi	29
3.1.2. Palatinal Minividanın Modellenmesi.....	30
3.1.3. Dişler ve Periodontal Ligamentin Modellenmesi	31
3.1.4. Braketler ve Tüplerin Modellenmesi.....	33
3.1.5. Elastik Zincirin Modellenmesi	34
3.1.6. Transpalatal Ark ve Ark Telinin Modellenmesi	35
3.2. Hacim Elemanlarının Oluşturulması ve Sınır Koşullarının Belirlenmesi	36
3.2.1. Materyal Özellikleri	37
3.2.2. Sınır Koşulları.....	37
3.3. Modellerin Oluşturulması	39
3.3.1. Birinci Modelin Oluşturulması.....	39
3.3.2. İkinci Modelin Oluşturulması	39
4. BULGULAR	41
4.1. Kortikal Kemikteki Bulgular	42
4.1.1 Kortikal Kemikteki Asal Gerilmeler.....	42
4.2. Spongios Kemikteki Bulgular	46
4.2.1. Spongios Kemikteki Asal Gerilmeler	46
4.3. Dişlerdeki Asal Gerilme Değerleri	48
4.4. Periodontal Ligamentteki Asal Gerilme Değerleri.....	51
4.5. Dişlerdeki Yer Değiştirmeler.....	53
4.5.1. Dişlerin Sagittal Yöndeki Yer Değiştirmeleri.....	54

4.5.2. Dişlerin Transversal Yöndeki Yer Değiş-tirmeleri	56
4.5.3. Dişlerin Vertikal Yöndeki Yer Değiş-tirmeleri	57
4.6. Vidalardaki Asal Gerilme Değerleri	59
4.6.1. Vidalardaki Von Mises Gerilme Değerleri	60
4.7. Vidalardaki Yer Değiş-tirmeler.....	61
4.7.1. Vidaların Sagital Yöndeki Yer Değiş-tirmeleri	61
4.7.2. Vidaların Transversal Yöndeki Yer Değiş-tirmeleri	63
4.7.3. Vidaların Vertikal Yöndeki Yer Değiş-tirmeleri	65
5.TARTIŞMA.....	67
5.1. Amacın Değerlendirilmesi	67
5.2. Materyal ve Metodun Değerlendirilmesi	68
5.3. Modellerin Yapısının Değerlendirilmesi	77
5.3.1. Birinci Modelin Yapısının Değerlendirilmesi	77
5.3.2. İkinci Modelin Yapısının Değerlendirilmesi	77
5.4. Bulguların Tartışılması.....	79
5.4.1. Birinci Total Mesializasyon Apareyi ile İkinci Total Mesializasyon Apareyi Modelinden Elde Edilen Bulguların Karşılaştırılması	80
5.4.1.1. Kortikal Kemiğe Ait Bulguların Karşılaştırılması	80
5.4.1.2. Spongioz Kemiğe Ait Bulguların Karşılaştırılması	81
5.4.1.3. Periodontal Ligamente Ait Bulguların Karşılaştırılması	81
5.4.1.4. Dişlerdeki Yer Değiş-tirme Bulgularının Karşılaştırılması	82
5.4.1.5. Vidalara Ait Bulgularının Karşılaştırılması	84
5.4.1.6. Vidalardaki Yer Değiş-tirme Bulgularının Karşılaştırılması	85
5.5. Kök Rezorpsiyonu Açısından Tedavilerin Değerlendirilmesi	86
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	87
6.1. Sonuçlar.....	87
6.2. Öneriler	88
KAYNAKÇA.....	90

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

SESA: Sonlu Elemanlar Stres Analizi

CBCT: Konik Işımlı Bilgisayarlı Tomografi

gr: Gram

M/F: Moment/kuvvet

3D: Üç boyutlu

mm: Milimetre

N: Newton

N/mm² : Newton/ milimetrekare

Ni-Ti: Nikel-Titanyum

°: Derece

P: Pascal

MPa: Megapascal

mA: Miliamper

Pmax: Maksimum Asal Gerilim

Pmin: Minimum Asal Gerilim

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Erişkin bir hastaya ait CBCT görüntüsü.	30
Şekil 2. Araştırmada kullanılan palatal minivida.	31
Şekil 3. Araştırmada kullanılan palatal mini vidaların konumu.	31
Şekil 4. Dişlerin modellenmesi.	32
Şekil 5. Periodontal ligamentin modellenmesi.	32
Şekil 6. Diş soketlerinin modellenmesi.	33
Şekil 7. Kortikal kemiğin modellenmesi.	33
Şekil 8. Araştırmada kullanılan braket ve tüpler.	34
Şekil 9. Araştırmada kullanılan elastik zincirin modellenmesi.	35
Şekil 10. Araştırmada kullanılan ark telinin modellenmesi.	35
Şekil 11. Araştırmada kullanılan transpalatal arkın modellenmesi.	36
Şekil 12. 4 düğümlü 3D tetrahedral eleman.	36
Şekil 13. Yarım model olarak modelleme ve simetri sınır koşulu.	38
Şekil 14. Birinci modelin oluşturulması.	39
Şekil 15. İkinci modelin oluşturulması.	40
Şekil 16. Birinci ve ikinci apareyin palatinalden görünümü. Bütün şekillerde (a) birinci modeldeki değişimi, (b) ise ikinci modeldeki değişimi göstermektedir.	41
Şekil 17. Kortikal kemik içerisindeki vidanın sagittal düzlemde görünümü ve Pmax gerilmesinin değerlendirilmesi.	43
Şekil 18. Kortikal kemik içerisindeki oluşan Pmax gerilmelerin palatinalden görünümü.	43
Şekil 19. Kortikal kemikte oluşan Pmax değerlerinin karşılaştırılması.	44
Şekil 20. Kortikal kemik içerisindeki vidanın sagittal düzlemde görünümü ve Pmin değerlendirilmesi.	45
Şekil 21. Kortikal kemik içerisindeki oluşan Pmin gerilmelerin palatinalden görünümü.	45
Şekil 22. Kortikal kemikte oluşan Pmin değerlerinin karşılaştırılması.	46
Şekil 23. Spongios kemik içerisindeki oluşan Pmax gerilmelerin palatinalden görünümü.	47
Şekil 24. Spongios kemik içerisindeki oluşan Pmax gerilmelerin karşılaştırılması.	47
Şekil 25. Spongios kemik içerisindeki oluşan Pmin gerilmelerin palatinalden görünümü.	48
Şekil 26. Tüm dişlerde oluşan Pmax gerilmelerinin lingualden ve bukkalden görünümü.	49
Şekil 27. Pmax gerilmesi birinci modelde (a) en fazla birinci molar dişlerde görülürken, ikinci modelde (b) kanin dişlerde görülmektedir.	50
Şekil 28. Tüm dişlerde oluşan Pmin gerilmeleri.	50
Şekil 29. Pmin gerilmesi birinci modelde (a) en fazla birinci molarda görülürken, ikinci modelde (b) kanin dişlerde görülmektedir.	51
Şekil 30. Periodontal ligamentte oluşan Pmax gerilmelerinin lingualden görünümü.	51
Şekil 31. Diş hareketleri ile orantılı olarak birinci modelde (a) periodontal ligamentte oluşan Pmax gerilmeleri en fazla birinci molar dişlerde iken ikinci modelde (b) kanin dişlerdedir.	52
Şekil 32. Periodontal ligamentte oluşan Pmin gerilmeleri.	52
Şekil 33. Diş hareketleri ile orantılı olarak birinci modelde (a) periodontal ligamentte oluşan Pmin gerilmeleri en fazla birinci molar dişlerde iken ikinci modelde (b) kanin dişlerdedir.	53

Şekil 34. Dişlerdeki total hareket miktarları, gri renk başlangıç konumlarını, yeşil renk ise hareket sonrasını göstermektedir.....	54
Şekil 35. Tüm dişlerdeki sagittal yönde oluşan hareket miktarının renk skalası ile gösterimi....	54
Şekil 36. Sagittal yönde gerçekleşen diş hareketi ikinci apareyde (b) daha fazladır.....	55
Şekil 37. Diş hareketlerinin palatinalden görünümü.....	55
Şekil 38. Tüm dişlerdeki transversal düzlemde oluşan hareket miktarının renk skalası ile gösterimi.	56
Şekil 39. Transversal düzlemde oluşan diş hareketlerinin gösterimi.	57
Şekil 40. Tüm dişlerdeki vertikal yönde gerçekleşen hareket miktarının renk skalası ile gösterimi.	57
Şekil 41. Tüm dişlerdeki vertikal yönde oluşan hareket miktarının sagittal düzlemde görünümü	58
Şekil 42. Tüm dişlerdeki vertikal yönde oluşan hareketin palatinalden görünümü.....	58
Şekil 43. Vidalarda oluşan Pmax gerilmeleri.	59
Şekil 44. Vidalarda oluşan Pmin gerilmeleri.....	60
Şekil 45. Vidalarda oluşan Von Mises gerilmeleri.	60
Şekil 46. Vidalardaki yer değiştirme miktarları.	61
Şekil 47. Kortikal kemik içerisindeki vidalarda oluşan hareketin sagittal kesitten görüntüsü. ...	62
Şekil 48. Vidaların sagittal yöndeki yer değiştirme hareketi.....	62
Şekil 49. Vidaların sagittal yöndeki yer değiştirme hareketinin renk skalası ile gösterimi.	63
Şekil 50. Vidaların transversal yöndeki yer değiştirme hareketi.....	63
Şekil 51. Vidaların transversal yöndeki yer değiştirme hareketinin renk skalası ile gösterimi. ..	64
Şekil 52. Kuvvet öncesi ve sonrası modellerde meydana gelen değişikliklerin palatinalden görünümü.....	64
Şekil 53. Vidaların vertikal yöndeki yer değiştirme hareketi.....	65
Şekil 54. Vidaların vertikal yöndeki yer değiştirme hareketinin renk skalası ile gösterimi.	66
Şekil 55. Kortikal kemik içerisindeki vidalarda oluşan vertikal hareketin sagittal kesitten görüntüsü.....	66

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. Araştırmada kullanılan modellerin düğüm ve eleman sayıları.....	37
Tablo 2. Araştırmada kullanılan malzeme değerleri.	37



1.GİRİŞ

Konjenital diş eksikliği, herhangi bir nedenden ötürü bir ya da daha fazla dişin oluşmaması sonucu ağızdaki dişlerin normal sayısından daha az olması durumudur. Bir dişin ağız boşluğunda erüpte olmaması, radyografide görünmemesi ve anamnezde çekilmediği bilgisi mevcutsa bu durum konjenital diş eksikliği olarak tanımlanır (1, 2).

Konjenital diş eksikliği, diş oluşumunun erken evrelerinde gerçekleşen bir takım sorunlardan kaynaklanmaktadır (3). Diş eksikliği büyük ölçüde genetik faktörlere bağlanmıştır (4), ancak dentoalveolar travmalar (5) ve radyasyon tedavisi (6, 7) gibi çevresel faktörlerden de kaynaklanabilir. Maksiller lateral kesicilerin dental agenezise yatkınlığı, maksiller arktaki anatomik konumları ve aynı zamanda kendi sınıflarında gelişen son diş olmaları ile ilişkilendirilmiştir (8).

Maksiller lateral dişlerin eksikliği, tüm dental anomalilerin yaklaşık % 20'sini temsil eden, maksiller anterior bölgede görülen en yaygın konjenital diş eksikliği durumudur (8, 9). Kadınlarda daha yaygın olduğu bulunmuştur (10-12). Bilateral maksiller lateral diş eksikliği durumunun tek taraflı vakalardan daha sık görüldüğü bildirilmektedir (13).

Maksiller bilateral lateral diş eksikliği olan hastalar, sıklıkla genç yaşta yaşamlarının hassas bir döneminde (ergenlik) benlik saygısını ve sosyal ilişkilerini (9, 14) etkileyebilecek fonksiyonel ve estetik sorunlarla karşı karşıya kalırlar (15). Dengeli bir diş yapısının restorasyonu, kapsamlı bir tedavi planının formüle edilmesiyle mümkündür. Maksiller bilateral lateral diş eksikliği olan hastalarda optimal estetik, fonksiyon ve periodontal sağlığın oluşturulması, çeşitli diş uzmanlıklarının etkileşimini gerektiren karmaşık ve zorlu bir süreçtir (8, 16). İdeal olarak tercih edilen tedavi seçeneği, beklenen fonksiyonel ve estetik hedefleri karşılamak için en az invaziv işlemi içeren seçenek olmalıdır (17).

Bilateral maksiller lateral diş eksikliği tedavisinde iki ana tedavi yöntemi vardır:

1. Boşluklukları kapatarak kanin dişleri lateral diş olarak konumlandırmak,
2. Boşlukları açarak eksik dişlerin yerini protetik işlemlerle doldurmak (3).

Boşluk kapatma yöntemi planlanan hastalarda dikkat edilmesi gereken husus ankrajdır. Ortodontik tedavinin, başarısını etkileyen faktörlerin başında ankraj

kontrolünün iyi yapılması yer alır (18). Vidalar, geleneksel ortodontik ankraj metotları yetersiz kaldığında alternatif bir uygulama yöntemi olarak kullanılabilir. Özellikle ankraj amacıyla kullanılacak olan dental yapıların yetersiz veya etrafındaki kemiğin istenilen dayanıklılıkta olmaması, ağız dışı aparey ve elastiklerin kullanımının hasta kooperasyonu açısından zor olması, minividaları bir ihtiyaç haline getirmektedir (19).

Konjenital maksiller lateral diş eksikliği tedavisinde posterior dişleri total olarak mesialize etmek için minimum ankraj ünitesi kurulur. Ve bu üniteyi kurarken palatal mini vidalardan yararlanılabilir.

Yeterli hayvan veya in-vitro çalışmaların olmadığı durumlarda insan maloklüzyonunun biyomekanikliği dolaylı olarak çalışılmaktadır. Sonlu elemanlar analizi tanı, tedavi planlaması ve retrospektif analizde yardımcı olacak klinik bir teknoloji olarak karşımıza çıkmaktadır. Sonlu elemanlar, bir yapıyı oluşturan bileşenlerin ön görülebilir sonlu sayıda parçaya ayrışması ve incelenmesi ile yapılan bir analiz türüdür (20). Bu analiz, ortodontide diş hareketlerinin simülasyonu, ortodontik apareylerin test edilmesi ve etki eden kuvvetin sonucunun ön görülebilmesi gibi çeşitli durumlarda kullanılabilir (21, 22). Sonlu elemanlar analizinin esas amacı, bir yapıda oluşan stres, gerilim ve sapmaları tahmini olarak hesaplamaktır (22).

Sonlu elemanlar analizi, heterojen malzeme özellikleri içeren, geometrik olarak düzgün bir yapıya sahip olmayan katılara uygulanabilmesi nedeniyle dişlerin yapısal davranışını incelemek için kullanılan avantajlı bir yöntemdir (23). Sonlu elemanlar analizi; ortodontistlere nicel veriler sunarak, dentoalveoler yapılarda oluşan fizyolojik reaksiyonların anlaşılmasını sağlamaktadır (24). Daha özgül olarak bu tür sayısal analizler, bireysel dokulardaki reaksiyonların ve etkileşimlerin daha iyi anlaşılmasına imkân sağlar (25).

Çalışmamızın amacı; konjenital bilateral maksiller lateral diş eksikliği bulunan hastada, iki farklı total mesializasyon apareyi kullanılarak gerçekleştirilen boşluk kapatma yöntemlerinin; maksillada, palatal mini vidalarda ve dişlerde oluşturdukları kuvvet ve stres dağılımlarını sonlu elemanlar analizi yöntemi ile ayrı ayrı incelemek ve elde edilen verileri karşılaştırmaktır. Bu amaca yönelik olarak incelenmek istenilen parametreler; maksiller dişlerin mesializasyonunda kullanılacak olan sanal modellerin ve uygulanacak olan mesializasyon mekaniklerinin dizayn edilmesi, sanal modele

yerleştirilmesi ve sanal ortamda mesializasyon başladıktan sonra oluşan stres bölgelerinin ve yer değiştirmelerin sonlu elemanlar analizi ile tespitiinin yapılmasıdır.



2.GENEL BİLGİLER

2.1. Tanım ve Terminoloji

Konjenital diş eksikliği, herhangi bir nedenden ötürü bir ya da daha fazla dişin oluşmaması sonucu ağızdaki dişlerin normal sayılarından daha az olması durumudur (26). Bir dişin ağız boşluğunda erüpte olmaması, radyografide görünmemesi ve anamnezinde çekilmediği bilgisi varsa bu durum konjenital diş eksikliği olarak tanımlanır (1, 2).

Üçüncü molar dişleri hariç tüm daimi dişler 13 yaşına kadar sürmektedir. Dolayısıyla, bir çocuğun konjenital diş eksikliği açısından değerlendirilebilmesi için 12-14 yaşına gelmesi beklenmelidir. Radyografik muayene ile diş eksikliği tanısı erken teşhis edilebilir. Hastalara diş eksikliği tanısı koyulurken, klinik muayene ile birlikte panoramik radyograf almak daha güvenilir sonuçlar verir (1, 26).

Yeni doğan çocuktan alınan bir panoramik radyografide süt dişlerinin tümü ve daimi birinci büyük azı dişlerin tüberkülleri görülebilir. Yirmi dördüncü ayda alınan panoramik radyografide, premolarlar ve daimi ikinci molarların kalsifikasyonu görülür. Çocuk altı yaşına bastığında ise, bütün daimi diş kronları kalsifiye olmaya başlamıştır. Üçüncü molar dişlerin oluşum evreleri çeşitlilik göstermekle birlikte; çoğunlukla 8–10 yaşları arasında kalsifiye olmaya başladıkları radyografide görünebilir. Üçüncü molar dişlerin 14–18 yaşlarında kalsifikasyonu başlayan varyasyonları da görülebilir (1). Dişlerin gelişimi ve ağızda yerlerini alması uzun bir süreçtir. Irk, cinsiyet, ailesel ve bireysel etkenlere bağlı olarak bu sürecin uzunluğu farklılık gösterebilir. Özellikle ikinci premolar dişlerin geç kalsifikasyonu, radyografide ikinci premolarların eksik olduğunu düşündürebilir (1, 26).

Literatürde diş eksikliğini ifade etmek için kullanılan birçok terim mevcuttur. Konjenital diş eksikliğini ifade etmek için en çok tercih edilen terim hipodontidir (27).

Hipodonti terimi, bir veya birkaç diş eksikliğini anlatmak için kullanılır. Daha fazla diş eksikliği durumu mevcutsa oligodonti terimi kullanılır. Anodonti ise, çok nadir görülür ve ağızdaki tüm dişlerin eksik olması durumudur (27).

Literatürde bu sınıflamanın sınırlarını kesin olarak gösteren net bir tanım bulunmamakla birlikte; son zamanlarda üçüncü molar dişler hariç tutularak aşağıdaki sınıflama genel kabul görmektedir (27):

- Hipodonti: 1–6 dişin eksikliği.
- Oligodonti: 6'dan fazla dişin eksikliği.
- Anodonti: Dişlerin tamamının eksikliği.

Eksikliği en fazla görülen dişler; kesici dişler ve premolar dişlerdir. Bu durum kesici-premolar hipodontisi olarak da adlandırılır (27).

2.2. Görülme Sıklığı

Hipodonti, sıklıkla daimi dişlenmeyi etkileyen ve çok sık karşımıza çıkan dental anomalilerdir. Hipodontinin görülme sıklığı üzerine farklı çalışmalar yapılmış ve popülasyonlar arasındaki farklar ortaya çıkarılmıştır.

Avrupa popülasyonunda, kadınlarda ve erkeklerde rapor edilen hipodonti prevalansı sırasıyla % 6.3 ve % 4.6'dır (13). Gelişimsel olarak eksik maksiller lateral kesici dişlerin insidansı % 2'dir (28) ve bilateral diş eksikliği tek taraflı diş eksikliğinden (13) daha sık görülür.

Türk popülasyonunda yapılmış bir prevelans çalışmasına göre, toplumumuzda hipodonti prevelansı % 2.63 iken oligodonti prevelansı ise % 0.13'tür (12). Hipodonti, toplumumuzda en sık karşımıza çıkan dental anomalidir. Eksikliği en çok görülen dişler ise maksiller lateral kesici dişlerdir. Maksiller lateral kesici diş eksikliğinin görülme prevelansı % 1.74'tür. Maksiller lateral dişleri eksik hastaların, % 72'sinde bilateral eksiklik, % 28'inde ise tek taraflı eksiklik mevcuttur (12).

Süt dişlerinin hipodonti prevelansı daha düşüktür. Örnek olarak Avrupalılarda % 0.4 - 0.9 arasında iken (28, 29), Japonlarda % 2.4 olduğu bildirilmiştir (30). Vakaların % 60'ında süt dişlerinde en sık mandibular lateral kesicilerin eksikliği görülür (30).

2.3. Etiyoloji

Literatürde diş eksikliği etiyojisiyle ilgili çeşitli teoriler ortaya konulmuştur. Diş eksikliği büyük ölçüde genetik faktörlere bağlanmıştır (4), ancak dentoalveolar travmalar (5) ve radyasyon tedavisi (6, 7) gibi çevresel faktörlerden de kaynaklanabilir.

Dişlerin oluşumunu araştıran birçok çalışma yapılmasına rağmen diş eksikliğinin sebebi kesin olarak belirlenememiştir. Deney hayvanları üzerinde yapılan araştırmalar sonucunda pek çok genin diş eksikliğiyle ilgili olduğu saptanmasına rağmen, insanlarda nonsendromik ailesel diş agenezisi ile ilgili 3 gen tanımlanmıştır. Bunlar; MSX1, PAX9 ve AXIN2'dir (26). Yapılan son çalışmalar ışığında, konjenital diş eksikliği durumunun; genetik faktörlerin, çevresel faktörlerin ve dişin gelişim evresinin kombinasyonundan etkilenen, multifaktöryel bir durum olduğu anlaşılmıştır (28).

Diş eksikliği ailesel veya tesadüfen olabildiği gibi sendromla ilişkili veya non-sendromik olabilir. Diş eksikliğine neden olan birçok çevresel ve genetik faktör mevcuttur.

2.3.1. Genetik Faktörler

Yapılan araştırmaların çoğunda, dişlerin eksik olma sebebinin, genetik faktörlere bağlandığı ve PAX9 ve MSX1 genlerinde görülen mutasyonların buna neden olduğu gösterilmiştir (31, 32). MSX1 ve PAX9 genleri dişlerin oluşumunda rol oynayan genlerdir. Bu genler, diş oluşumunun başlangıç safhasından sonra, epitelyal sinyallerin iletilmesini sağlayarak mezenşimal dokulara etki ederler (33). Vastardis ve ark. (1996), ikinci premolarları ve üçüncü molarları oluşmamış bireylerde 4 (4p16) kromozomundaki MSX1 geninde mutasyon olduğu sonucuna ulaşmışlardır (34). Bazı etkilenmiş bireylerde, bu dişlerin yanı sıra maksiller birinci premolarlar, mandibuler birinci molarlar, bir veya iki maksiller lateral kesiciler veya bir mandibuler keser diş eksikliği de görülmektedir.

Van der Boogart ve ark. (2000), MSX1 geninin, diş eksikliğine sebep olmanın yanı sıra, dudak damak yarığı sendromunun çeşitli kombinasyonları ile de ilişkili olduğu sonucuna varmışlardır (35).

14 (14q21-q13) kromozomunda bulunan PAX9 geninde de mutasyon görülmesi sonucu diş eksikliği saptanmıştır. Stockton ve ark. (2000), yapmış oldukları bir çalışmada bu gendeki mutasyonun bir ailede otozomal dominant oligodontiye sebep olduğu görülmüştür (32).

2004 yılında yapılan bir araştırmada PAX9 ve MSX1 genlerinin dışında, AXIN2 geninin de dişlerin oluşumunda etkili olduğu ve bu gende oluşan mutasyonların konjenital diş eksikliğine neden olabileceği bildirilmiştir (36).

Yapılan birçok araştırma sonucunda aile hikâyesinde konjenital diş eksikliği görülen kişilerde, diğerlerine oranla daha sık konjenital diş eksikliği görüldüğü bildirilmiş (26).

2.3.1.1. Sendromlara Bağlı Gelişen Konjenital Diş Eksikliği

Sendromların çoğunda, çeşitli organların oluşum bozukluğuyla beraber dental bulgular da görülmektedir. Konjenital diş eksikliği de bazı sistemik sendromlar ve çeşitli dental anomalilerle ilişkili olabilmektedir. Bu nedenle konjenital diş eksikliği bulunan bireylerin başka anomaliler açısından da değerlendirilmesi gereklidir (37).

Dişlerde eksiklikle karakterize bir çok sendrom bulunmasına karşın en sık karşımıza çıkan sendromlar: ektodermal displazi, dudak damak yarığı ve down sendromudur.

Ektodermal displazi; saç, tükrük bezi, tırnak ve diş gibi epidermal oluşumların, morfogenez evresinde gelişimin anormal olmasıyla karakterize, gelişimsel bir bozukluktur (38). Çok fazla çeşidi olmakla birlikte, 170 farklı tipte görüldüğü bilinmektedir (39). Birçok gene bağlı olarak meydana gelebilir ve otozomal dominant özellik gösterebilmektedir. Bu hasta grubunda, tüm ektodermal dokular etkilenir ve bireylerde genellikle konjenital diş eksikliği de görülmektedir. Şiddetli türlerinde ağızdaki bütün dişlerin yokluğu (anadonti) ile karşılaşılabilir (37). Konjenital diş eksikliği veya dişlerdeki şekil farklılıkları, ektodermal displazinin ilk belirtisi olabilir (40).

Konjenital diş eksikliğinin en sık görüldüğü hasta grubu, dudak-damak yarığı hastalarıdır (37). Dudak-damak yarığı bulunan hastalarda, diş eksikliği görülme sıklığı % 37 olarak bildirilmiştir (41). Dudak-damak yarığı bulunan hastalarda diş eksikliği görülme ihtimali yarık hattının büyüklüğü ile doğru orantılıdır (42, 43). Tek taraflı dudak damak yarığı hastalarında, yarık hattında eksikliği en sık görülen diş, üst lateral kesici diştir. Çoğu zaman yarık olmayan taraftaki kontralateral dişte bu durumdan etkilenebilir (37).

Down sendromu, vücut hücrelerindeki kromozom sayısının normal olmaması sonucunda meydana gelen genetik bir anomalidir. Down sendromlu bireyler, 21. kromozom çiftinde fazladan bir kromozom bulunması sebebiyle 47 adet kromozoma

sahiptir. Down sendromu görülen hastalarda büyüme geriliği, zekâ geriliği ve bu hasta grubuna özgü fiziksel özellikler görülmektedir (1).

Down sendromlu hastalarda da konjenital diş eksikliği sık görülen bir durumdur. Bu hasta grubunda konjenital diş eksikliği görülme prevalansı % 38.6 (44) ve % 60 (45) gibi yüksek oranlarda olduğu ve üst lateral kesici dişlerin en sık etkilenen diş gurubu olduğu bildirilmektedir(37, 44).

2007 yılında yapılan bir çalışma sonucuna göre, Down sendromlu hastaların % 34.69’unda ağız içerisinde hiçbir dişinin oluşmadığı (anadonti) bildirilmiştir (46).

2.3.2. Çevresel Faktörler

Diş eksikliği büyük ölçüde genetik faktörlere atfedilmiştir (4), ancak dentoalveolar travmalar (5) ve radyasyon tedavisi (6, 7) gibi çevresel faktörlerden de kaynaklanabilir. Diş tomurcuklarının gelişiminin duraksamasında çeşitli faktörler etken olabilir. Bu faktörler arasında; gebelik dönemindeki beslenme ve hormonal bozukluklar, rubella, sifilis ve rikets enfeksiyonları, yüksek ateş ve radyoterapi gösterilebilir (47). Travma, çeneye cerrahi müdahale ve süt dişinin çekimi de diş gelişimini durdurabilir.

Literatürde, hamilelik döneminde kullanılan bazı ilaçların hipodontiye sebebiyet verdiğini gösteren araştırmalar mevcuttur. 1998 yılında yapılan bir araştırmaya göre hamilelik döneminde kullanılan antikonvülsan ilaçların konjenital diş eksikliğine yol açtığı bildirilmiştir (48).

Gelişmekte olan diş tomurcukları, kemoterapi ve radyoterapiden yaşa ve doza bağlı olarak etkilenir (49). Malign hastalıklar sebebiyle küçük yaşta tedavi gören çocuklarda; diş oluşumunun kesintiye uğraması, diş köklerinin kısa kalması, kök ucunun erken kapanması, mine hipoplazisi, mikrodonti ve konjenital diş eksikliği gibi diş anomalileri görüldüğü bildirilmiştir (50). Bununla birlikte dental yapılar üzerinde radyasyonun etkisinin kemoterapötik ajanlardan daha şiddetli olduğu gösterilmiştir (49).

2.4. Diş Eksikliğiyle Birlikte Görülen Dental Anomaliler

Dental anomali görülen bireylerde, başka bir dental anomali görülme ihtimali, popülasyonda ya da kontrol grubunda bulunan başka bir hastaya oranla daha yüksektir. Konjenital diş eksikliği ile ilişkili çok fazla dental anomali bildirilmiştir (28, 51).

Bunlar;

- Diş formasyonu ve erüpsiyonunda gecikme,
- Küçük diş formu (mikrodonti),
- Konik kron şekli,
- Süt dişlerinin uzamış retansiyonu (persistansı),
- Gömülü diş (özellikle maxiller kaninler),
- Ektopik erüpsiyon,
- Dişlerde malpozisyon,
- Süt molarların infrapozisyonu,
- Dişlerin kısa köklü olması,
- Molar taurodontizm,
- Premolarlar ve/veya maksiller lateral kesicilerdeki rotasyonlar,
- Hipokalsifikasyon ve mine hipoplazileri(28, 51).

Mikrodonti, diş eksikliği olan hastada en sık görülen dental anomalidir (52). Dişlerin normal boyutundan daha küçük olması durumuna mikrodonti denir. Genel mikrodonti, konjenital hipopituiterizm, ektodermal displazi ve Down sendromunda görülebilen ender bir bulgudur. Lokal mikrodontinin ise görülme sıklığı daha fazladır ve genellikle hipodonti ile ilişkilidir (53).

Gomes ve ark. (54), 1049 ortodontik hastada yaptıkları çalışmada hipodontisi olanların biri hariç tümünde en az bir dental anomalinin eşlik ettiğini bildirmişlerdir. Bu dental anomaliler; süt dişi persistansı % 30.3, ektopik kanin erüpsiyonu % 25.8, taurodontizm % 21.2 ve kama şeklinde maxiller lateral kesicilerdir % 16.7 (54).

Hipodonti ile küçük diş formu (mikrodonti) ve palatal olarak yer değiştirmiş kanin anomalilerinin genetik olarak birbiriyle ilişkili anomaliler olduğuna dair hipotezler vardır (55).

Rune ve Sarnas (56), yapmış oldukları bir çalışmada konjenital diş eksikliği olan bireylerde, kontrol grubuna oranla diş gelişim sürecinin gecikmiş olduğunu bildirmişler. Bunların yanı sıra bazı araştırmacılar da konjenital diş eksikliği görülen bireylerin diğer dişlerinin de normale göre daha küçük olduğunu göstermişlerdir (52, 57, 58). Bu küçülmenin homojen olmadığı, anterior dişlerin posterior dişlerden daha çok etkilendiği belirtilmiştir. Oligodonti hastalarında ise diş küçüklüğü daha belirgin bir şekilde karşımıza çıkmaktadır (57).

Garib ve ark. (26, 51), ikinci premolarlar eksikliği görülen bireylerde, başka dişlerin eksikliği, mikrodonti, infraoklüzyonda kalan süt azılar ve dişlerin ektopik erupsiyonu gibi dental anomalilerin normal popülasyona oranla daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Genel popülasyon ile karşılaştırıldığında, ikinci premolar eksikliği olan hastalarda maksiller lateral kesicilerin mikrodontisi beş kat daha fazla görülür. Baccetti (59), küçük veya kama şeklindeki lateral kesicilerin, ikinci premolar dişlerin eksikliğiyle ilişkili olduğunu bildirmiştir. Bu sonuçlar diş eksikliği ve mikrodontinin aynı genetik defektin düşük penetransla birlikte farklı ekspresyonları olduğunu gösterir (51, 60).

2.5. Konjenital Maksiller Lateral Diş Eksikliği

Maksiller lateral kesici dişlerin eksikliği, tüm dental anomalilerin yaklaşık % 20'sini temsil eden, maksiller anterior bölgede (estetik bölge) en yaygın daimi diş eksikliği durumudur (8-10). Kadınlarda erkeklere göre daha yaygın olduğu bulunmuştur (10-12) ve bilateral maksiller lateral diş eksikliği durumunun, tek taraflı olgulara göre daha sık görüldüğü bildirilmiştir (13).

Hekimler diş eksikliğini büyük ölçüde genetik faktörlere bağlamışlardır (4), ancak dentoalveolar travmalar (5) veya radyasyon tedavisi (6, 7, 49) gibi çevresel faktörlerinde bu duruma katkısı olabilir. Maksiller lateral kesici dişlerin dental agenezise duyarlılığı, maksiller arktaki anatomik pozisyonları ve aynı zamanda kendi sınıflarında (keser dişler) gelişen son dişler olması durumuyla ilişkilendirilmiştir (8).

Maksiller lateral dişlerin eksik olması, tedavi ile ya da tedavi olmaksızın gülümseme estetiğini etkileyebilir. Bu hastalar tedavi edilmezse; diastemalar, dişlerde devrilmeler, süt dişlerinin ağızda tutulması ve orta hat sapması gibi durumlar karşımıza çıkar (61). Bu ortodonti hastalarının önemli bir kısmı ergenlik döneminde olduğu için

tipik olarak hastalarda anksiyete ve belirsizlik mevcuttur. Sıklıkla, hem hastalar hem de ebeveynler, mümkün olmayacak şekilde hızlı ve kolay bir çözüm isterler. Bu hastalar genellikle iyi bir oklüzyona sahip olmak yerine gülümseme estetiği ile daha fazla ilgilenirler (14).

2.6. Konjenital Maksiller Lateral Diş Eksikliği Tedavi Yöntemleri

Konjenital maksiller bilateral dişlerin eksikliğine sahip hastalar, tedavi planlaması ve mekanoterapi açısından zor hastalardır (62). Maksiller lateral kesici dişlerin eksikliği, genç hastalarda hem diş estetiğini, hem de fonksiyonu etkileyen, hekimler için tedavisi zor bir durumdur. Bilateral maksiller lateral kesicilerin tedavisinde akla iki soru gelmektedir; boşluğu açalım mı yoksa boşluğu kapatalım mı?

Maksiller lateral dişleri eksik hastalar, sıklıkla genç yaşta, yaşamlarının hassas bir döneminde (ergenlik) (63), benlik saygısını ve sosyal ilişkilerini etkileyebilecek fonksiyonel ve estetik sorunlarla karşı karşıya kalırlar (9, 14). Bu hastalar genellikle optimal oklüzyona sahip olmaktansa, gülümsemelerinin estetiği ile daha fazla ilgilenirler.

İdeal tedavi yaklaşımı için, titiz ve tutarlı bir değerlendirme ile yapılan teşhis protokolü sonrası tedavi planlamasının yapılması gerekir. Son olarak hekim, hasta ve ailesi arasında iyi bir iletişim kurulması şarttır. Maksiller lateral dişleri eksik hastalarda optimal estetik, fonksiyon ve periodontal sağlığın oluşturulması, çeşitli diş uzmanlıklarının etkileşimini gerektiren karmaşık ve zorlu bir süreçtir (8, 16). İdeal olarak, tercih edilen tedavi seçeneği, beklenen fonksiyonel ve estetik hedefleri karşılamak için en az invaziv işlem içeren seçenek olmalıdır (17).

2.6.1. Boşluğun Açılması

Eksik maksiller lateral dişlerin boşluklarının tedavisinde alternatif bir tedavi seçeneği de, protetik restorasyonlara uygun boşluk veya boşlukları düzenlemektir. Boşluk açmak sadece ortodontik tedavi için motive olmuş uyumlu hastalar için iyi bir seçenektir. Maksiller lateral bölgedeki boşluğu açmak veya düzenlemek, eksik lateral dişin protetik restorasyonlar ile tedavisini mümkün kılar(3).

Gelecekte yapılacak protezlerin uzun ömürlü olması amacıyla kanin rehberliğinin korunması veya oluşturulması biyolojik olarak arzu edilir. Boşluk açmanın savunucuları, kanin rehberliğinin uzun vadede daha elverişli fonksiyonel sonuçlara

sahip olduğunu iddia etmektedirler. Buna ilaveten, protetik olarak yerleştirilmiş laterallerin, kamufle edilmiş kaninlerden daha üstün estetiğe sahip olduğunu düşünmektedirler (64).

Klinisyenler, maksiller lateral dişlerin eksikliği durumunda alan kapatmanın her zaman mümkün olmadığını ve alternatif stratejilere ihtiyaç duyulacağını kabul etmelidir (3).

Boşluk açılması yoluyla daha uygun sonuçlar alacağımız durumlar:

1. Tek taraflı lateral eksikliği olan hastalar,
2. Adeziv köprü planlanmış hastada, destek alınacak dişlerin bağlanma yüzeyi uygun değilse,
3. İmplant yapılması planlanan hastada, eksik lateral kesici diş bölgesinde yeterli kemik mevcutsa,
4. Büyük veya düzensiz boyutta boşluklar mevcutsa,
5. Ortodonti için motivasyonu iyiye (çürüksüz ve periodontal sağlığı içerir),
6. Diastemalı diş dizilimi mevcutsa,
7. Sınıf III iskelet profiline sahipse,
8. Kanin dişlerin şekli ve boyutu kamuflej için elverişsiz ise boşluğun açılması daha uygundur (3).

2.6.1.1. Boşluk Açma Yönteminin Avantajları

Maksiller lateral kesici dişler için boşluk açılarak kanin ve birinci premolar dişler arasındaki ideal kontak ilişkisi ile kanin rehberliği korunur. Bu durum hem fonksiyonel hem de oklüzal ilişki açısından bir avantaj olarak görülür. Tüm dişler, doğal morfolojileri ile dental ark içerisinde doğal konumlarında muhafaza edilirler (65-67).

Tedavi planı sadece tek diş implantını içeriyorsa, dişler tamamen orijinal hallerini korurlar. Son olarak, ortodontik tedavi ile boşluk açmak, boşluk kapatmanın aksine genellikle daha kısa sürede tamamlanır (67).

2.6.1.2. Boşluk Açma Yönteminin Dezavantajları

Bu tedavi seçeneğinin en büyük dezavantajı, estetik olarak diş ve diş eti renginin, kontur ve marjin seviyelerinin kontrolünün zor olduğu kritik bölgede hastanın ömür boyu protez kullanmak zorunda olmasıdır (67-70). Ayrıca ortodontik tedavi bittiğinde hastanın tedavisi tamamlanmış sayılmaz. Özellikle büyüme gelişimi devam eden hastalarda, hastanın iskeletsel büyümesi ve diş sürmesi tamamlanana kadar yer tutucularla boşlukların uzun süreli korunması gerekmektedir. Ayrıca kalıcı restorasyonlar ve bu restorasyonların ömür boyu bakımı için yapılan tüm ek masraflar da dezavantaj olarak kabul edilir(70, 71).

2.6.2. Boşluğun Kapatılması

Boşluğun ortodontik yollarla kapatılması, restoratif yükü minimize edebilir, periodontal sağlığı korur ve mükemmel estetik sonuçlara ulaşılabilir. Bazı çalışmalar estetik sonuçların boşluğun açılmasından daha iyi olduğunu bildirmiştir (72, 73).

Bazı klinisyenler 'ultra-ince' veneerleri, kanin dişleri gizlemek için kullanılmasını savunurlar. Veneer restorasyonlar daha başarılı estetik sonuçlara ulaşmamızı sağlarlar da, boşluğun kapatılması için temel bir tartışmayı baltalarlar (74). Boşluk kapatmada protetik restorasyon ihtiyacı ve invaziv işlemler minimum seviyede olmalıdır. Dişeti olgunlaşması tamamlanana kadar rutin olarak veneer restorasyonlar önerilmemektedir (3). Ortodonti ve restoratif tedavinin işbirliği yaklaşımı, boşluk kapatma vakalarının zor olduğu durumlarda, multidisipliner planlama ile başarılı ve öngörülebilir sonuçlar için zorunludur. Prensip olarak, boşluğun kapatılması seçeneği uzun vadeli bir restoratif yükten kaçınmaktır. Ortodontik olarak boşluk kapatılarak tedavi etme yöntemi, diş hareketinin tamamlanmasından sonra bazı restoratif modifikasyonların gerekli olabileceği göz önünde bulundurularak, birincil tedavi seçeneği olarak kabul edilmelidir (3).

Boşluk kapatması yoluyla daha uygun sonuçlar alacağımız durumlar:

1. Boşluk küçük ise,
2. Ortodonti için motivasyonu iyiye (çürüksüz ve periodontal sağlığı içerir),
3. Olumlu bir iskelet profili mevcut ise (örneğin Sınıf II Bölüm 1),
4. Çapraşıklık varsa,

5. Bilateral lateral kesici dişlerin eksikliği varsa,
6. Kamuflaj için uygun kanin diş estetiği (renk, şekil, diş eti yüksekliği) varsa,
7. Gülümseme hattı yüksekse,
8. Adeziv protetik restorasyonlar için uygun olmayan küçük kaninler mevcutsa boşluğun kapatılması daha uygundur (3).

Bilateral lateral kesici diş eksikliğinde, mevcut kanin dişler laterale benzetilmeye uygunsa, boşluğun kapatılması tercih edilir. Tek taraflı lateral eksikliğinde boşluğu kapatma ve estetik bir sonuç elde etmek zordur. Mevcut laterale kıyasla, kanin dişin; boyut, şekil ve rengindeki farklılık nedeniyle, simetrik, estetik bir sonuç elde etmek daha zor olabilir. Mevcut lateral kesici diş ayrıca önemli restorasyon gerektirebilir.

2.6.2.1.Kanin Diş Kamuflajı

Kanin dişin kamuflaj için uygunluğunu değerlendirirken bakılması gereken dört temel husus vardır (3):

Renk

Maksiller anterior dişler arasındaki renk uyumunun varlığı, hastanın estetik algısı üzerinde önemli rol oynamaktadır (75). Kanin dişlerin renk tonu, lateral dişlerden farklıdır. Parlaklık ve renk yoğunluğu açısından belirgin farklılıklara sahiptir. Ortodontistlerin boşluğun açılmasına ya da kapanmasına karar verirken bu renk uyumsuzluğuna dikkat etmeleri gerekir (14). Minimal invaziv diş hekimliği, uygulanacak tedavinin temel dayanağı olmalıdır.

Kanin dişlerin renk tonu olarak lateral dişlere benzemesi için kanin dişlere beyazlatma işlemi uygulanabilir. Santral kesici dişlerin istenmeyen beyazlamasını önlemek için tek diş beyazlatma yöntemleri tercih edilir. Beyazlatma işlemi birkaç haftadan daha fazla sürebileceği için hastalar bilgilendirilmeli ve onayları alınmalıdır. Ergenlik dönemindeki hastalar için, Genel Diş hekimliği Konseyi (GDC) kılavuzu % 0.1-6 hidrojen peroksit içeren ürünlerin, 18 yaşın altındaki hastalarda yalnızca ‘hastalığı tedavi etmek veya önlemek amacıyla’ kullanılabileceğini belirtmektedir (76). Kanin diş kamuflajının olumsuz estetiği ve renk farklılığı, ergenler üzerinde bir takım olumsuz

psikososyal etkilere neden olabilir (64). Estetik olmayan, kamufle edilmiş kanin dişleri tedavi etmek için beyazlatma yönteminin kullanımı, bu problemleri ortadan kaldırabilir.

Uzunluk ve genişlik

Kanin dişleri, lateral ve santral kesici dişlerden daha geniş ve daha uzundur. Ortodontik tedavi sırasında, santral kesici diştten biraz daha dar bir dişi hedefleyen ideal bir son nokta ile interproksimal redüksiyon yapılabilir. Ortodontist, lateral dişin gingival hattını santral kesici dişin gingival hattından yaklaşık 1 mm altında olacak şekilde düzeltmeyi amaçlamalıdır (4). Kanin dişin insizal kenarını, santral kesici diştten önemli ölçüde daha aşağıda bırakabilir. Diş kütleli olarak hareket ettikçe ortodontistin kaninlerin tüberkülünü törpülemesi gerekebilir. Önerilen lateral kesici diş seviyesi, santral kesici diş seviyesinin biraz altında olmalıdır.

Şekil

Kanin dişler, lateral kesicilere göre her zaman daha sivri bir yapıya sahiptir. Bunun düzeltilmesi, mesial ve distal insizyon köşelerine doğrudan kompozit dolgu eklenmesi ve sivri ucu törpülenmesi ile mümkündür. Kompozit, bukkal olarak kaplamadan önce ideal palatal konturu sağlayan bir matris oluşturmak için teşhis mumu kullanılması işleri kolaylaştırılabilir.

Birinci Premolar

Boşluk kapatma tedavisinde, birinci premolar dişler kanin dişlerin yerini alacaktır. Birinci premolar dişlerin palatal tüberkülüne sahip olması ve kanin dişlerinden daha dar olması bir takım düzenlemelerin gerekliliğini beraberinde getirir. Bu, palatal tüberkülün hafif bir şekilde aşındırılması kadar basit olabilir, ancak kanin dişlerin mesio-distal genişlikleri birinci premolardan fazladır. Birinci premolar dişin mesio-bukkal kısmına kompozitin eklenmesi, kanin dişin konturunu kopyalamak için gerekli olabilir (77).

2.6.2.2. Gülümseme Hattı

Eksik lateral dişlerin tedavisinde dikkat edilmesi gereken bir diğer durum ise gülümseme hattıdır. Gülümseme hattı yüksek olan bir hastada, anterior bölgede dişeti seviyesi daha fazla görünmektedir. Bu hastalar, estetik olarak daha çekici görünüm sağladığı için, boşluk kapatma yöntemi ile tedavi edilmelidir.

Özellikle genç hastalarda, konjenital çift taraflı lateral dişlerin eksikliği tedavisinde boşluğun açılıp implant tedavisi uygulanması uygun görülmemektedir. Anterior bölgeye yerleştirilen implantlar gülümseme hattı yüksek hastalarda bir takım estetik problemlere sebep olabilir. Bu hasta grubunda, boşluk kapatılması ile estetik bölgede uzun süreli oklüzal, gingival ve periodontal sonuçlara ulaşabileceği çalışmalarda gösterilmiştir (14, 16, 70, 78).

2.6.2.3. Boşluk Kapatılmasının Ortodontik Yönleri

Konjenital çift taraflı maksiller lateral dişlerin eksikliği tedavisinde, kanin dişleri mesialize ederek boşluk kapatma işlemi genellikle sabit apareyler ile sağlanır. Ekstraoral apareyler de mesializasyon hareketi için kullanılabilir, ancak kullanımının hasta açısından zor olması ve pratik olmaması nedeni ile çok tercih edilmezler. Boşluğun kapatılması yöntemi, genellikle intramaksiller yayların, elastik zincirin, intermaksiller elastiklerin ve minividaların kullanımını içerir.

Elastomerik zincirler diş hekimliği mesleğine 1960’larda tanıtılmış ve birçok ortodontik uygulamanın ayrılmaz bir parçası haline gelmiştir. Kanin dişlerin retraksiyonu, diastemaların kapatılması, orta hat kaydırma, rotasyon düzeltme hareketi gibi birçok ortodontik değişimde, hafif ve sürekli kuvvetler oluşturmak için kullanılmaktadırlar (79).

Elastomerik zincirler; ucuzdur ve nispeten hijyeniktir. Kolay uygulanırlar ve çok az hasta işbirliği gerektirirler veya hiç gerektirmezler. Ancak elastomerik zincirlerin dezavantajları da vardır; uzatıldığında ve ağız ortamına maruz bırakıldıklarında, suyu ve tükürüğü emerler, kalıcı olarak lekelenirler ve kalıcı deformasyona yol açan iç bağların bozulmasına maruz kalırlar (80, 81). Bu kuvvet kaybı, ortodontistlerin dişlere iletilen gerçek kuvvetin belirlenmesini zorlaştırır.

Elastomerik zincirlerin, uzun süre boyunca devamlı ve stabil kuvvet sağlayamaması üzerine bir takım araştırmalar yapılmıştır. 1970’de Andreasen ve Bishara (80), simüle edilmiş ark içi diastema kapanması ve arklar arası kuvvetler açısından lateks elastikleri ve Unitek C-1 elastik zincirleri (Unitek, Monrovia, California) karşılaştırmışlardır. 24 saatlik kullanımın ardından elastomerik zincirlerin kuvvet uygulama yeteneğinde % 72’lük bir kayıp hesaplanırken, lateks elastiklerin yalnızca % 42’lik bir kaybının olduğu tespit edilmiştir.

Elastomerik zincirlerin özelliklerine ilişkin kapsamlı literatür, araştırma yöntemlerinin değişken doğası nedeniyle değerlendirilmesi zor olmuştur. Ayrıca, bireysel ürünlerle ilgili özel bilgiler de çeşitli üreticilerin ürünlerinin karşılaştırmasını zorlaştırmaktadır (82).

Boşluk kapatma yönteminde son dönemde popüler olan minividalar, minimum ankraj sağlamada en etkili yöntemlerdendir. Ankraj; uygulanan kuvvete karşı koyan dirençtir. Dişlerin hareket bölgesine göre maksimum, moderate ve minimum ankraj çeşitleri vardır. Eğer mevcut boşluğun büyük kısmını anterior dişler retrakte edilerek kullanıyorsa bu maksimum ankrajdır. Eğer mevcut boşluğu yarı yarıya hem anterior hemde posterior dişler kullanıyorsa bu moderate ankrajdır. Eğer mevcut boşluğun büyük kısmını posterior dişler mesialize olarak kullanıyorsa minimum ankraj olarak tanımlanır.

Minividaların; biyouyumluluğu, boyutlarının küçük olması ve yerleştirme işleminin kolay olması sebebiyle ortodontik diş hareketinin gerçekleştirilmesinde önemi artmıştır (83). Ortodontik minividalar direkt veya indirekt ankraj sağlamak amacıyla iki şekilde kullanılmaktadır.

Direkt ankraj; kuvvetin direkt olarak minividadan aktif segmentin üzerine uygulanmasıdır. İndirekt ankraj ise; minividaların arklar ya da teller aracılığıyla aktif olmayan segmente bağlanıp, kuvvetin bu aktif olmayan segmentten uygulanmasıdır(18). Çalışmamızda kullanılan palatal minividalar; birinci modelde direkt ankraj ünitesi olarak kullanılırken, ikinci modelde indirekt ankraj ünitesi olarak kullanılmıştır.

Konjenital bilateral eksik lateral dişlerin, boşluk kapatma yöntemi için uygun iskelet profili, genellikle artmış overjeti olan sınıf II division 1 hastalardır. Boşluk kapatma yöntemi ile overjetin azaltılması ve daha iyi bir profil elde edilmesi sağlanabilir.

Kanın dişler lateral kesici diş pozisyonuna hareket ettirildiğinde, kanin rehberliği mümkün değildir. Bu hasta grubunda amaç ön grup fonksiyonunu elde etmektir. Ayrıca diş hareketi yavaş olabilir ve bazen boşluğu tamamen kapatmak zor olabilir. Bu genellikle alveolar kemiğin daralmasından kaynaklanır. Dişleri, daralmış kemik bölgesine hareket ettirmek daha zordur.

Tüm ortodontik tedavilerde olduğu gibi boşluk kapatma yöntemi tedavisinde nüks riski vardır. Ortodontik tedavinin aktif aşaması tamamlandıktan sonra hastalarda iyi bir retansiyon uygulaması gereklidir (84). Anterior dişlerin palatinal yüzeyine sabit retansiyon teli uygulaması yapılması önerilir.

Ortodontik tedavi açısından amaç, kanin dişlerin köküne palatinal tork vermek, kök belirginliğini azaltmak ve kanin dişlerin kökünü daimi maksiller lateral kesici dişin kökünün olması gereken pozisyona benzer şekilde yerleştirmek olmalıdır. Diğer ortodontik hareketler, dişeti marjininin lateral kesici dişlere benzer şekilde aşağıya doğru inmesini sağlamak için kanin dişlerinin ekstrüzyonu ve estetik için birinci premolarların mezial rotasyonunu içerebilir.

Bir hasta ortodontik tedavi için motive değilse, restoratif müdahale ile küçük boşluklar kapatılabilir veya azaltılabilir. Kompozit eklemelerle veya kronlar gibi daha invaziv protetik yöntemlerle de hastaların tedavisi mümkündür. Restorasyonlarla daha büyük boşlukları kapatma girişimleri sonucunda yapılan geniş dişlerin estetik olarak başarısı zayıftır. Restoratif kamuflej ile tedavi planlaması yapılırken, gülüş tasarımının temelleri esas alınmalıdır (85).

2.6.2.4. Boşluk Kapatma Yönteminin Avantajları

Boşluk kapatmanın en büyük avantajı, tedavi sonucunun kalıcılığıdır. Bu tek seferlik bir tedavidir, yani genel tedavi ortodontik tedavinin sonunda erken yaşta kalıcı bir sonuç ve uzun süreli stabilite ile tamamlanabilir. İlgili bölgedeki alveolar kemik yüksekliği, kanin dişin erken mesializasyon hareketi ile korunur. Birey doğal diş yapısını korur ve ileride tamir veya değişim gerektirmesi muhtemel protetik restorasyonlardan ömür boyu kaçınılır (86).

Boşlukların kapatılması sonucu, hastanın toplam tedavi maliyeti azalır (69, 70). Ayrıca hastanın kendi dişleri ile ömür boyu senkron olarak değişecek, normal yaşlanma veya diğer nedenlerle (mekanik, diş fırçalama veya periodontal sebepler gibi) oluşacak değişiklikler sonucu doğal bir görünüme kavuşacak net ve doğal bir diş eti marjini elde edilir (70, 78, 87).

Yapılan bir çalışmada, Robertsson ve Mohlin (9), lateral kesici diş eksikliği tedavi edilen elli hastanın memnuniyetini değerlendirdi. Boşluk kapatmayla tedavi edilen hastalar, tedavi sonuçlarından protez hastalarına göre daha memnun oldukları,

protez replasmanı olan hastalarda plak birikimi ve diş eti iltihabı ile periodontal sağlığın bozulmuş olduğu bildirildi. Temporomandibular eklem disfonksiyonunun belirti ve semptomlarının prevalansında iki grup arasında fark olmadığı görüldü.

2.6.2.5. Boşluk Kapatma Yönteminin Dezavantajları

Ortodontik tedavi tamamlandıktan sonra anterior dişler arasındaki boşluğun tekrar açılması ve nüks eğilimi göstermesi bu tedavinin en önemli dezavantajı olarak kabul edilir (67, 70, 78, 88). Bu nedenle boşluk kapatılma yöntemi tercih edilen hastalarda maksiller anterior altı dişin palatal yüzeyine sabit retansiyon teli uygulanmalıdır.

Kanin dişlerin lateral dişlerin yerini alması sonucu oluşacak estetik problemleri önlemek için kanin dişlerde ve birinci premolar dişlerde bir takım möllemeler yapılır. Bu durumda boşluk kapatma tedavisinin dezavantajı olarak sayılabilir (68, 69). Kaninlerin sivri tüberkülü möllenerek lateral diş şekline benzetilmeye çalışılır. Hatta ihtiyaç durumunda kompozit dolgu veya laminate restorasyonlardan da yararlanılabilir. Santral dişler ile kanin dişler arasındaki renk farklılığı, estetik problemlere neden olabilmekte ve restorasyon gerektirebilmektedir.

Boşluk kapatma sonucu kanin dişlerin konumunu birinci premolar dişler alacağı için kanin koruyuculu oklüzyonu sağlamak mümkün değildir. Premolar dişlere uygulanan stres nedeniyle bu durum bazı yazarlar tarafından bir dezavantaj olarak kabul edilmektedir (67). Uzun süreli oklüzal ve periodontal çalışmalar ise bu duruma kesin kanıt olmadığını göstermiştir.

Boşluk kapatma yönteminin bir diğer dezavantajı ise kök rezorpsiyon riskidir. Ortodontik tedaviler sonucunda kimi zaman diş kökleri ve çevre dokularda hasar oluşabilir. Kök uçlarında görülen rezorpsiyonlar ortodontik tedavinin istenmeyen yan etkilerindendir. Bu durum geri dönüşümsüz olarak kök bütünlüğünü bozmaktadır (89).

Kök rezorpsiyonu ile ilgili yapılan çalışmalarda, ortodontik tedavi görmüş hastalarda çok farklı oranlarda kök rezorpsiyonunun görüldüğü, bu aralığın % 0 ila % 100 arasında olduğu bildirilmiştir (90, 91). Kök rezorpsiyonu oluşma ihtimalinin bu kadar değişiklik göstermesinin sebepleri arasında; aktif tedavi süresi, kullanılan apareyin tipi, uygulanan kuvvetin miktarı, diş hareketlerinin miktarı ve hastanın yaşı sayılabilir (92, 93). Yapılan bazı çalışmalarda cinsiyetinde kök rezorpsiyonu ile ilişkili

olabileceği, ortodontik tedavi görmüş kadın hastalarda kök rezorpsiyonlarına daha sık rastlandığı rapor edilmiştir (94, 95). Çekimli ve çekimsiz tedavilerin kök rezorpsiyonuna etkisini inceleyen araştırmalarda ise iki tedavi yaklaşımı arasında kök rezorpsiyon riski açısından çok fark bulunmadığı bildirilmiştir (96, 97).

Tedavi süresi ile kök rezorpsiyonu arasındaki ilişki konusunda ortak kanaat, kök rezorpsiyonu görülme sıklığı ile tedavi süresi arasında doğru orantılı bir ilişki vardır. Yani tedavi süresi uzadıkça kök rezorpsiyonu görülme ihtimali de artmaktadır. Levander ve Malmgren (98), tedavinin 6-9 ay arasındaki süreç zarfında % 34 olarak görülen apikal kök rezorpsiyon insidansının 19 ay sonunda % 54'e yükseldiğini bildirmişlerdir. Goldin (99), ortodontik tedavi esnasında senede 0,9 mm kök rezorpsiyonu görüldüğünü bildirmiştir.

Kök rezorpsiyonundan en çok etkilenen dişler maksiller keserlerdir. Maksiller kesici dişler, özellikle de kök şekilleri künt olanlar, kök rezorpsiyonunun en çok görüldüğü dişler olarak bildirilmiştir (97, 98, 100, 101). Maksiller keser dişlerden sonra kök rezorpsiyonundan en sık etkilenen dişler ise mandibular keserlerdir.

2.7. Gerilme Analiz Yöntemleri

Gerilme analizi, bir yapı içerisinde kuvvetlere bağlı olarak ortaya çıkabilecek gerilmelerin incelendiği bir yöntemdir. Gerilme analizi analitik, sayısal ve deneysel olarak uygulanabilir. Analitik yaklaşımlar, matematiksel formüller ve sonuç denklemlerin çözümünü gerektirir. Sayısal modellemeler sonlu elemanlar modeline benzer metotları içerir. Deneysel yaklaşımlar ise, genellikle ilgili yapı üzerinde direkt elde edilen ölçümlerin kullanımını kapsar (102). Cisme uygulanan kuvvetlerin, yoğunlaştığı yerleri görmek ve uygulama anında o cismin daha dayanıklı ve güçlü olabilmesi için hangi şekilde olması gerektiğini ön görmek amacıyla gerilme analizlerinin yapılması şarttır (103).

İntraoral kavite içerisinde gerçekleşen fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetlerden ötürü, oral dokular aşırı derecede karmaşık yapısal cevaplar oluşturur. Meydana gelen gerilmelerin hesaplanması, restoratif materyaller ve intraoral dokuların özelliklerinin bilinmesi ise sadece sayısal ve deneysel gerilme analiz tekniğiyle mümkündür.

Dentoalveoler yapıların karmaşık geometrileri ve fizyolojileri sebebi ile diş hekimliğinde çeşitli biyomekanik araştırmalar in-vitro olarak yapılmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan dental materyallerin ve dişlerin fonksiyonları sırasında fiziksel ve mekaniksel özelliklerini araştırabilmek gayesiyle fonksiyonel gerilmelerin ölçülebildiği çeşitli analiz yöntemleri bulunmaktadır (104). Bunlar:

1. Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi,
2. Kırılabilir vernik ile kaplama tekniği,
3. Halografik interferometri (lazer ışını ile stres analiz yöntemi),
4. Termografik stres analiz yöntemi,
5. Gerilme ölçer stres analiz yöntemi,
6. Radyo telemetri,
7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi.

2.8. Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar analizi yöntemi; cismin matematiksel modeli oluşturularak, bilgisayar programında her bir elementin gerinim ve gerilimin ölçülme işlemini kapsar. Yapısal analizi, eksternal kuvvet, basınç, termal değişimler ve diğer etkenlerin sebep olduğu gerilim ve gerinimin belirlenmesine yardımcı olur (105).

Sonlu elemanlar analizi yapısal mühendislik sorunlarının çözümünde kullanılan, kabul görmüş kuramsal bir yöntemdir (106). Sonlu elemanlar analizi ilk kez 1956 yılında havacılık ve uçak endüstrisinde kullanıma başlanmış olup, günümüzde mühendislik bilimlerinde sıkça başvurulmuş bir analiz yöntemidir. Günümüz teknolojisinde uçak, inşaat, mekanik, petrol mühendisliği gibi çeşitli alanlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Bilgisayar teknolojisinin gelişmesiyle dişhekimliği biyomekaniğinde de kullanım alanı bulmaya başlamıştır.

İmplant sistemlerinin çevresindeki yük ve yüke bağlı meydana gelen gerinimlerin değerlendirilmesinde fotoelastisite, SESA ve gerinim ölçümü yöntemleri kullanılmaktadır. Sonlu elemanlar analiz yöntemini, implant dişhekimliğinde ilk kez uygulayan Weinstein ve arkadaşları (1979) olmuştur.

Sonlu elemanlar gerilme analizinde; incelenmesi istenilen cisim, bilgisayarda sonlu (belirli) sayıdaki düzgün alt bölümlere ve elemanlara ayrılarak temsil edilir. Geometrisi düzgün olmayan yapılar bilgisayar ortamında, üçgenlerden oluşan bir ağ yapıya çevrilir. Bu yapıyı elemanlar, bunlara bağlı düğüm noktaları ve belirleyici sınır koşulları oluşturur. Cismin büyüklüğüne ve geometrisine uygun olarak elemanlara bölünmüş hali matematiksel model olarak adlandırılır. Esas modelin figüratif olarak bölünmesiyle meydana gelen bu elemanlar, modelin orijinal özelliklerini tamamı ile gösterirler. Matematiksel modeli oluşturan elemanların birbirlerine temas ettiği yüzeylerde düğüm noktaları oluşur. Kuvvet dağılımının hassas olarak ölçülebilmesi için mümkün olduğunca fazla sayıda eleman kullanmak önemlidir. Belirli bir başlangıç noktasına göre düğümlerin tümü x, y, z eksenleri üzerindeki koordinatları belirlenerek bilgisayara aktarılır. Ayrıca tüm elemanların geometrik şekilleri oluşturulurken materyal özelliklerini belirleyen poisson oranı ve elastiklik modülü değerleri bilgisayar programına tanıtılır. Fiziksel sistemin davranışı sonlu elemanların geometrileri ve malzeme özellikleriyle belirlenir (107). Oluşturulan matematiksel modelde, düğüm noktalarına dışarıdan en basit dış etken ve sınır şartlarının uygulanmasıyla ortaya çıkan değişiklik durumları için matrisler oluşmaktadır. Oluşan matrisler bilgisayarlar yardımı ile çözülmektedir. Bu yöntemle her bir elemanda ve dolayısıyla elemanların oluşturdukları cismin tamamında gerilme, gerinim ve yer değiştirme miktarı elde edilmiş olur (107-109).

SESA sonucunda edinilen bilgiler, incelenecek sisteme kuvvet uygulanmasıyla ilk anda oluşan gerilme ve yer değiştirme hareketlerini göstermektedir (110). Zamanın ve sistemin değişimine bağlı olarak daha sonra oluşacak hareketleri araştırabilmek amacıyla zamana bağlı çalışmalar yapılmaktadır. (111).

2.8.1. Sonlu Elemanlar Analizi İle İlgili Temel Kavramlar

2.8.1.1. Homojen Cisim

Elastik özelliklerin, cisim içerisinde her noktada aynı olduğu cisimler homojen cisim olarak adlandırılır (112).

2.8.1.2. Eleman

Sonlu elemanlar analizinde meydana getirilen geometrik model "eleman" olarak isimlendirilen basit geometrik şekillere bölünürler. Elemanlar geometrik şekil (üçgen,

paralel kenar, dörtgen), düğüm sayısı ve boyut (tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu) gibi özelliklere göre gruplandırılırlar (109, 112).

2.8.1.3. Düğüm Noktası

Sonlu elemanlar analizinde, modellerin ayrışmasıyla meydana gelen sonlu sayıda eleman belirli noktalardan birbirleriyle bağlanmakta ve bu noktalara düğüm adı verilmektedir. Modellerde, her bir elemandaki yer değiştirme hareketi, doğrudan düğüm noktalarındaki konum değişikliğiyle ilgilidir. Sonlu elemanlar analizinde bu düğüm noktalarının birbirlerini belirli yerlerden sabitlemesi şarttır (113, 114).

2.8.1.4. Ağ Yapısı Oluşturma

Ağ yapısı ile düğüm noktaları ve elemanların koordinatları oluşturulur. Ağ yapısı oluşturmada genellikle kendi içerisinde daha fazla değişime sahip olan ya da olduğu düşünülen bölgelerde, birim alana daha çok eleman yerleştirilir. Esas olan modelin nasıl daha küçük parçalara ayrılacağıdır (113, 114). Ağ yapısının oluşturulmasından sonra, cismin sabitlendiği noktayı ve kuvvetin uygulandığı yeri gösteren sınır şartları belirlenir.

2.8.1.5. Sınır Şartları

Sınır şartları; gerilmelerin ve yer değiştirmelerin sınır ifadelerini içerir. Cismin sabitlendiği yeri ve kuvvetin uygulandığı yeri göstermektedir (113).

2.8.1.6. Kuvvet

Kuvvet; cismin şeklini, hızını ve yönünü değiştiren etkidir. Vektörel bir büyüklük olan kuvvetin, süresi, tipi, şiddeti ve doğrultusu gibi vektörel özellikleri vardır (115). Kuvvetin birimi SI sisteminde “newton” (N)’dır. Ortodonti literatüründe kuvvet miktarları genellikle “gram-force” (gf) cinsinden verilmekte ama çoğunlukla kütlenin birimini andıran şekilde “gram” (gr) olarak söylenmektedir.

1 newton, 101.97 gram-kuvvet’e eşittir.

Cismi etkileyen kuvvet 3 şekilde karşımıza çıkar: sıkışma(baskı), gerilme(çekme) ve makaslama. Baskı kuvvetleri, cismin moleküllerini bir araya getirmeye zorlar; çekme kuvvetleri, birbirinden uzaklaştırır, makaslama kuvvetleri ise birbirleri üzerinde kayma hareketi oluşturur.

Dış kuvvet; bir cisme başka bir cismin yaptığı etki olarak tanımlanır. Cisimlerin çeşitli parçaları arasında meydana gelen etki ve tepki ise iç kuvvet olarak tanımlanır. Biyomekanikte diş yapısı üzerine etkiyen bir dış kuvvet, ilk olarak periodontal ligamente daha sonra kemiğe iletilir ve bu iletimler esnasında iç kuvvetler oluşur (116, 117).

2.8.1.7. Gerilme (Stres)

Gerilme, bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığı zaman, uygulanan bu kuvvete karşı o cismin içerisinde birim alanda meydana gelen tepkidir. Yani birim alana düşen kuvvet miktarıdır. Uygulanan kuvvetin cismin yapısında dağılmasıdır. Bir yapının içindeki gerilme, birim yüzeydeki kuvvet olarak ifade edilebilir (115, 118).

Gerilme = Kuvvet / Alan olarak ifade edilebilir.

Gerilme birimi Paskal (P veya N/m^2)'dır. Diş hekimliği alanında gerçekleştirilen çalışmalarda, incelenen boyutların genelde milimetrik olması sebebiyle çoğunlukla Megapaskal (Mpa veya N/mm^2) kullanılmaktadır. Kuvvet uygulanması ile cisimde temel olarak uzama, sıkışma ve makaslama olmak üzere üç tip gerilme oluşabilir. Kuvvetlerin etkilediği cisimlerde saf bir gerilmenin olması zordur. Genellikle yük uygulanan cisimlerde üç tip gerilmenin bir arada olduğu durumlar meydana gelmektedir. Bir cisimde oluşan gerilme üç boyutlu olarak incelendiğinde etkiledikleri yüzeye dik olan gerilmeler normal gerilmeler, etkiledikleri yüzeye teğetsel gerilmeler kayma gerilmeleri olarak isimlendirilir. Bütün düzlemlerde kayma gerilmelerinin sıfırlandığı ve sadece normal gerilmelerin oluşturduğu gerilme şekli asal gerilmeler olarak ifade edilir (118, 119). Üç boyutlu bir elemanda en büyük gerilme değeri bütün kesme gerilme bileşenleri sıfır olduğu zaman oluşur ve bir elemanın bu konumda üzerinde meydana gelen normal gerilmelere esas gerilme denir. Meydana gelen pozitif değerler çekme gerilmelerini, negatif değerler ise sıkışma gerilmelerini ifade etmektedir. Bir gerilme elemanında hangi gerilme tipi mutlak değer olarak daha büyükse, o eleman büyük olan gerilme tipinin tesiri altındadır. Diş ve kemik gibi kırılabilirlik yüksek oluşumların gerilmeleri değerlendirilirken asal gerilmelerin dikkate alınması önerilir.

2.8.1.8. Asal Gerilmeler

Bütün düzlemlerde makaslama gerilmelerinin sıfırlandığı ve sadece alana dik olan normal gerilmelerden meydana gelen gerilmeler asal gerilmeler olarak tanımlanır (118). Üç tip asal gerilme tipi vardır: maksimum, orta ve minimum (120).

- Maksimum asal gerilme: En yüksek çekme gerilmesini ifade eder ve pozitif değerdedir.

- Minimum asal gerilme: En yüksek basma gerilmesini ifade eder ve negatif değerdedir.

Analiz sonucunda ulaşılan pozitif değerler çekme gerilmelerini, negatif değerler ise basma gerilmelerini ifade eder. Mutlak değer olarak hangi gerilme değeri daha büyükse, düğüm noktasında o gerilme türü etkilidir (121).

2.8.1.9. Von Mises Gerilmesi

Von Mises gerilmesi, cisme kuvvet uygulandığında meydana gelen gerilme dağılımının belirlenebilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Şekil değiştirme enerjisi prensibinden oluşturulmuş bir kriterdir. Asal ve kayma gerilmelerinden hareketle oluşan gerilme şiddetinin genel olarak ifadesidir (122, 123).

Von Mises gerilmesi ayrıca; gerilmenin dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri hakkında da genel bilgi sahibi olmamızda yardımcıdır.

2.8.1.10. Gerinim

Gerinim, bir cisme belirli bir kuvvet yüklendiğinde yani stres meydana geldiğinde, cismin her yerinde oluşan birim uzunluktaki şekil değişimidir. Cismin fiziksel deformasyonu olarak tanımlanabilir. Cisme uygulanan yük gerilme oluşturduğunda, bu yük aynı zamanda gerinim de oluşturur (118). Uygulanan kuvvet etkisiyle oluşan boyutsal değişimin, başlangıç boyuna oranı olan gerinim şu denklem ile tanımlanır:

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

2.8.1.11. Elastiklik Modülü

Cisimlerin şekil değiştirmeye karşı direncinin bir ölçüsüdür. Elastiklik sınırları içinde gerilme-gerinim eğrisinin eğimi yani gerilmenin gerinime oranı ile hesaplanır.

$$E = \text{Gerilme} / \text{Gerinim} = \sigma / \epsilon$$

Materyalin sertliğini belirleyen bir ölçüttür, yapının sertlik miktarı arttıkça doğru orantılı olarak bu değer de artar. Bu özellik mekanik özellikler ile dolaylı yoldan ilişkidir. Lineer elastik materyallerde sabit bir young modülü söz konusu iken lineer olmayan elastik materyallerde uygulanan yüke bağlı olarak değişkenlik gösterir (109, 124, 125) .

2.8.1.12. Poisson Oranı

Bu oran; cisimlerin çekme veya basma kuvvetleri altında, elastik sınırlar içerisinde, enindeki birim boyut değişiminin, boyundaki birim boyut değişimine oranıdır. Örneğin bir cismi çekme kuvveti uygulandığında, kuvvetin geldiği tarafa doğru bir boy uzaması gerçekleşirken, kuvvete dik olan diğer boyutlarda ise kısalma gerçekleşir. Cisim basma kuvvetleri altında ise, cismin boyu kısalırken en kalınlığı artar (109).

2.8.2. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Avantaj ve Dezavantajları

Bu yöntemin avantajları;

- Karmaşık geometriye sahip katılara ve farklı malzeme özelliklerine sahip yapılara uygulanarak gerçeğe yakın benzer bir modelleme yapılabilmesi,
- Yapay bir materyal kullanılmadan, meydana gelecek yapının matematiksel özellikleriyle en iyi şekilde elde edilebilmesi,
- Farklı yüzeyler arasında bulunan yapışma, sürtünme ve temasların gerçeğe en yakın haliyle belirlenebilmesi,
- Gerilmeler, gerinimler ve yer değiştirmelerin çok hassas şekilde elde edilebilmesi,
- Analiz sonuçlarına kısa sürede ulaşılabilmesi,
- Oluşan geometri, sınır şartları, yükleme, yönü ve miktarı gibi özelliklerin değiştirilebilmesi ve analizin tekrarlanabilmesidir (111, 126).

Bu yöntemin dezavantajları;

- Doğru bir analiz için matematik model sisteminin, kesinlikle gerçeğe en yakın olması sağlanmalıdır.
- Sonlu eleman modelini iyi bir şekilde oluşturabilmek için mesleki bilgi, değerlendirebilme yeteneği ve tecrübe şarttır.
- Gerçek şartların katı model üzerine uygulanması için, donanımlı bir bilgisayar ve güvenilir sonlu elemanlar analizi yazılımı gereklidir.
- Analizde ulaşılacak sonuçları düzenlemek ve değerlendirmek zaman alıcı ve zordur (127).

Dezavantajları bulunmasına rağmen sonlu elemanlar analizi; deneysel olarak analizinin yapılması çok güç veya imkânsız olan birçok yapının bilinmeyen davranışlarının belirlenmesinde çok önemli bir analiz yöntemidir. Gelişen yazılım ve donanım olanakları ile sonlu elemanlar analizinin önemi günümüzde daha da artmaktadır.

2.9.Ortodontide Sonlu Elemanlar Metodu İle Yapılmış Öncü Araştırmalar

Ortodontide bilgisayar destekli gerilme analizleri ile yapılan araştırmalar, 1971 yılında Davidian ve ark. (128), maksiller santral kesici dişin teorik rotasyon merkezini bulmak için oluşturduğu dental model ile başlamıştır. Araştırmacı, dişe uygulanan kuvvet sonucu periodonsiyumda oluşan mekanik cevabı incelemiş, rotasyon ve direnç merkezinin yerlerinin değişimini gözlemlemişlerdir.

1979 yılında Wright ve ark. (129), üst orta kesici dişin ortodontik yüklemesi sonucu oluşan gerilme ve gerinimleri üç boyutlu inceleyerek sonuçlarını biyolojik kemik apozisyon-rezorpsiyon süreçleri ile karşılaştırmışlardır.

1981'de Yoshikawa ve ark. (130), ortodontik paslanmaz çelik ark tellerinin elastiklik modüllerini sonlu elemanlar metodu ile incelemişlerdir.

1983'de Rubin ve ark. (131), asimetrik geometriye ve homojen olmayan materyal yapısına sahip alt sağ büyük azı dişinin üç boyutlu matematiksel modelini hazırlayarak, okluzal kuvvetler karşısında gerilmelerin dağılımını incelemişlerdir.

Moss ve ark. (132), kafa-yüz iskeletindeki boyut ve biçim değişikliklerini tanımlayıcı bir yöntem olarak iki boyutlu gerçekleştirdikleri sonlu elemanlar yöntemiyle fare kafatasındaki değişiklikleri incelemişlerdir.

1985’de Miyakawa ve ark. (133), ortodontik kuvvet etkilerinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesindeki önemli prensipleri ortaya koyarak, bu yöntemin benzer yöntemlere, özellikle fotoelastik yöntemle göre sistematik ve nicel olması nedeniyle üstün olduğunu bildirmişlerdir.

Tanne ve ark. (110), 1987’de alt birinci premoları 240 izoparametrik eleman ile bilgisayarda üç boyutlu olarak modellemişler ve dişe bir noktadan kuvvet çifti uygulayarak oluşan gerilmeleri diş kökü, alveol kemiği ve periodontal ligament düzeyinde ölçmüşlerdir. Yazarlar, sonlu elemanlar yönteminin üstünlüğünün ortodontik kuvvetin istenilen noktadan istenilen yönde ve şiddette uygulanabilmesi olduğunu bildirmişlerdir (25) .

3. MATERYAL VE METOT

Araştırmamızda, konjenital çift taraflı lateral diş eksikliği tedavisinde, minivida destekli iki farklı total mesializasyon apareyi kullanılarak yapılan boşluk kapatma yöntemlerinin oluşturdukları kuvvet ve stres dağılımlarını üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirdik.

Braket ve apareylerin taranması için NextEngine (NextEngine Inc, California, USA) lazer tarayıcısıyla tarama datalarının düzenlenip kullanılabilir geometrilere dönüştürebilmek amacıyla CATIA (McNeel Inc, Seattle, WA, USA) üç boyutlu modelleme yazılımından ve sonlu elemanlar analizi için ADINA (Autodesk Inc, Pittsburgh, PA, USA) analiz programından yararlandık. Yapılan tüm işlemler için Intel Pentium® D CPU 3,00 GHz işlemci, 2TB Hard disk, 48 GB RAM donanımlı ve Windows 7 işletim sistemi olan bir bilgisayar kullandık.

İlk olarak geometrik modeller oluşturularak, sonlu elemanlar analizine başlandı.

3.1. Geometrik Modellerinin Oluşturulması

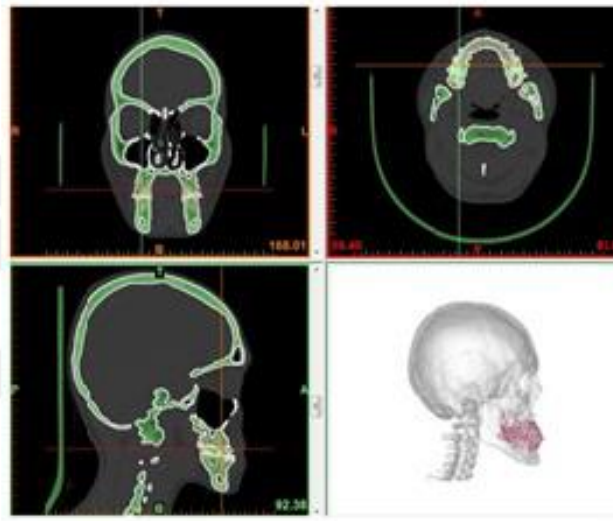
3.1.1. Maksillanın Modellenmesi

Maksillanın modellenmesi için, herhangi bir kraniofasiyal anomalisi olmayan, yetişkin bir hastaya ait konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntülerinden faydalandı ve maksilla modellenmesi yapıldı. CBCT görüntüleri ILUMA (3M Imtec, Oklahoma, ABD) 3D görüntüleme cihazı ile 120 kvp, 3.8 mA'de 40 saniyelik tarama ile oluşturuldu. Sonrasında hacimsel veriler 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon verilerinden elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında dışa aktarıldı ve MIMICS (Able Software Corp, Massachusetts, USA) yazılım programına aktarıldı.

MIMICS yazılım programı manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin bilgisayar ortamında rekonstrüksiyonunun yapılabilirdiği bir programdır. Bu yazılım, yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi işlemlere olanak sağlamaktadır.

Elde edilen görüntüler MIMICS yazılım programına aktarıldıktan sonra burada "Interactive Segmentation" yöntemi ile Hounsfield değerleri ayarlanarak üst çene kemik dokusu ayrıştırıldı.

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra "Complex Surface Rendering" yöntemi ile 3 boyutlu kemik modeli elde edildi. Elde edilen 3 boyutlu modelin MIMICS yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilmesi ile maksilla modelleme işlemi tamamlandı. Üç boyutlu kemik modeli MIMICS yazılımından “.stl” formatında export edilerek CATIA yazılımına gönderildi.



Şekil 1. Erişkin bir hastaya ait CBCT görüntüsü.

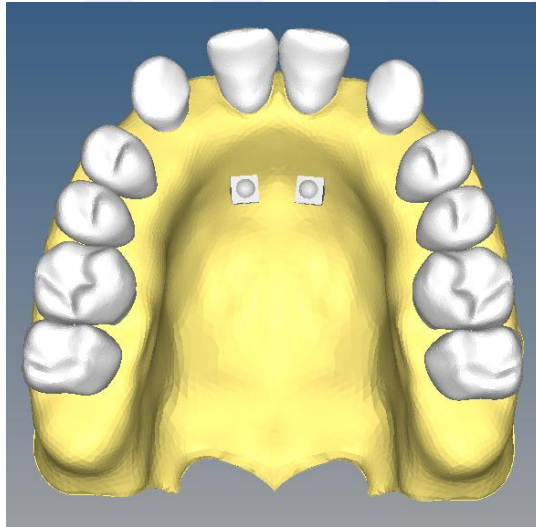
3.1.2. Palatinal Minivida'nın Modellenmesi

Her iki modelde de, 1,6 mm çapında ve 12 mm uzunluğundaki iki adet palatinal minivida (OrthoBoneScrew®, Newton's A, Hsinchu, Taiwan) CATIA yazılımında modellendi. Araştırmamızda modellenmek için kullanılan bu minivida paslanmaz çelikten yapılmıştır.



Şekil 2. Araştırmada kullanılan palatal minivida.

Her iki modelde de anterior palatinal bölgede foramen incisivanın 3-4 mm distaliyle midpalatinal suturun 3 mm laterali olan bölge en yoğun kemik alanı olarak rapor edildiğinden (134-136), mini vidaların modellenmesi bu bölgeye yapılmıştır.

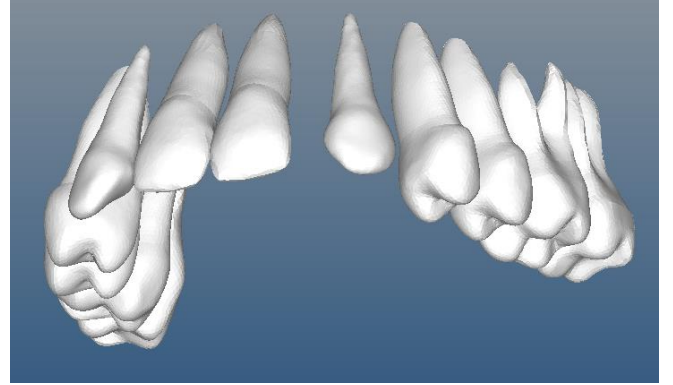
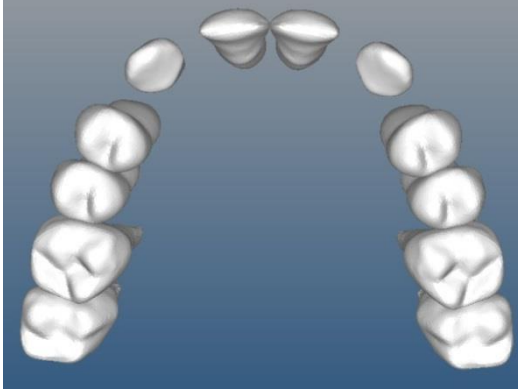


Şekil 3. Araştırmada kullanılan palatal mini vidaların konumu.

3.1.3. Dişler ve Periodontal Ligamentin Modellenmesi

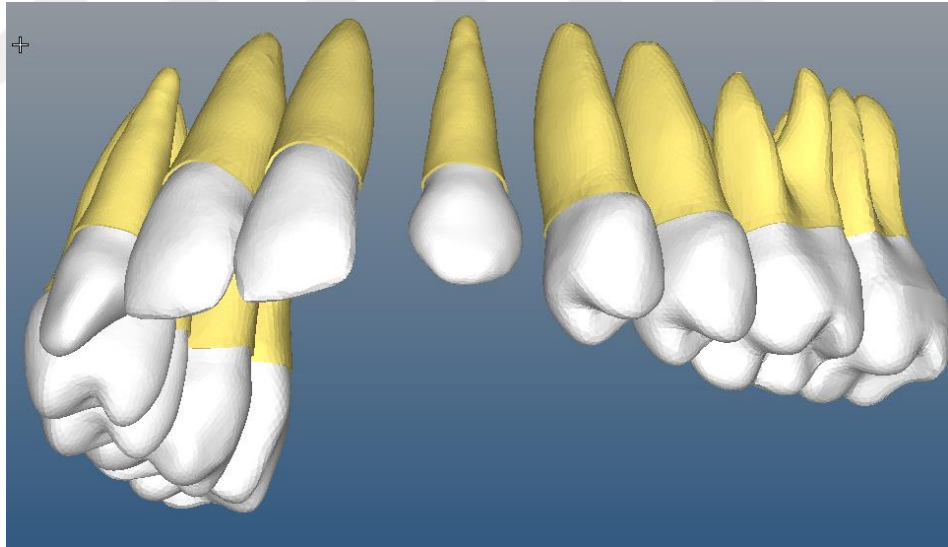
Maksiller dişler, Wheeler's diş atlasındaki (173) anatomik kron-kök oranları ve şekilleri göz önünde bulundurularak el ile CATIA (McNeel Inc, Seattle, WA, USA) üç boyutlu modelleme yazılımında modellendi. 8 mumaralı dişler ankraj için destek

alınmadığından modele dahil edilmedi. Çift taraflı lateral dişlerin eksikliği modellenmiş ve kanin dişin mesialinde ve distalinde 3,5 mm lik boşluklar bırakılmıştır.



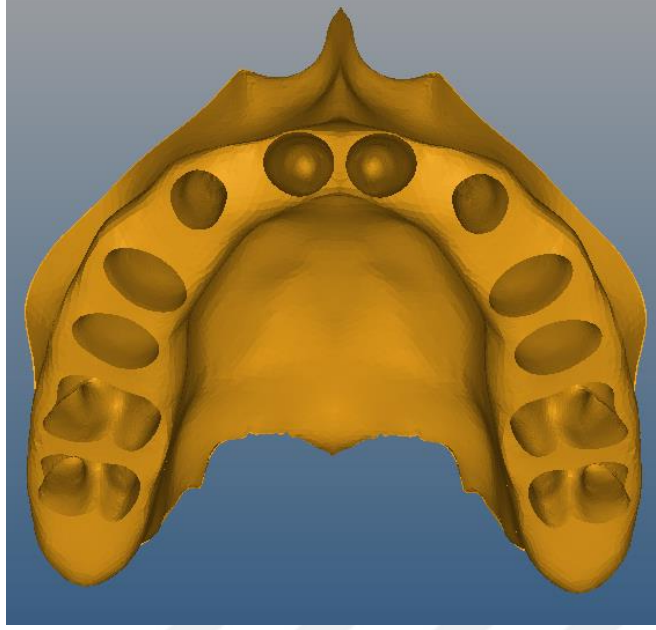
Şekil 4. Dişlerin modellenmesi.

Diş modellerinin kortikal kemik içerisinde kalan kısımları “slice” işlemi ile kesilerek elde edilen ara yüzlerden “offset” komutu ile 0.25 mm kalınlığında uniform periodontal ligament elde edildi.



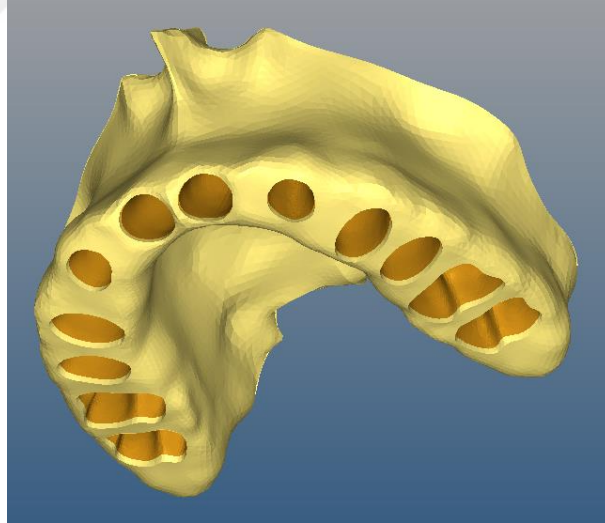
Şekil 5. Periodontal ligamentin modellenmesi.

PDL dokuları, CATIA yazılımında kortikal kemikten “boolean” yöntemi ile çıkartılmasıyla diş soketleri elde edildi.



Şekil 6. Diş soketlerinin modellenmesi.

Diş yuvalarının elde edilmesinden sonra kemik dokusuna “offset” yöntemi ile kalınlık verilerek spongioz kemiğin dış kısmı olan kortikal kemik modellendi.



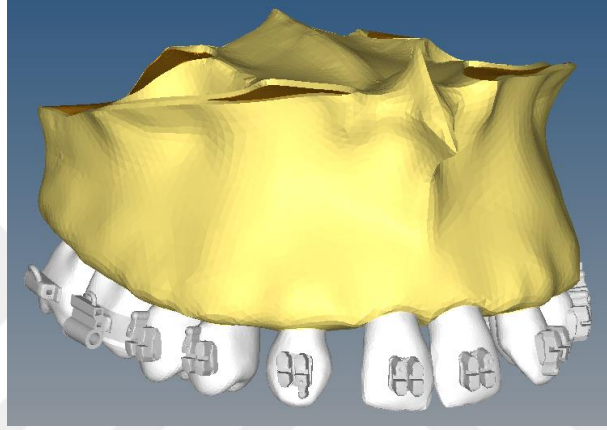
Şekil 7. Kortikal kemiğin modellenmesi.

3.1.4. Braketler ve Tüplerin Modellenmesi

Çalışmamızda kullanılan American Orthodontics firmasına (Ormco Corp., Orange, CA, USA) ait 0.022 inç slota sahip MBT braketler ve tüpler NextEngine 3D

lazer tarayıcısı ile makro ölçekte 3 boyutlu olarak tarandı ve “.stl” formatında elde edilen görüntüler CATIA yazılımına gönderildi.

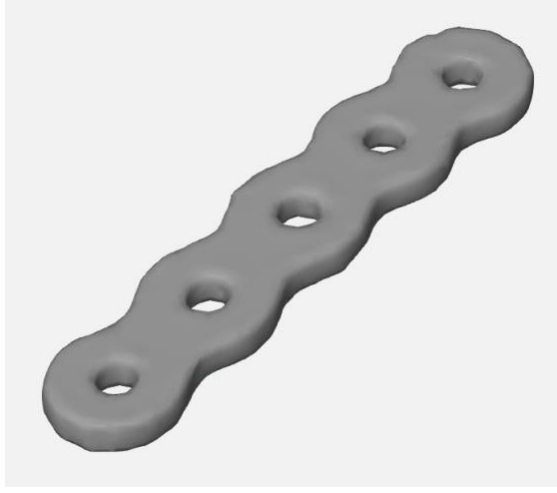
Braketler dişlerin ön yüzeyleri üzerine braket tabanının orta noktası dişin ön yüzeyinin orta noktasına gelecek şekilde yerleştirildi. Maksiller tüm dişler seviyelendi. Lateral dişin yerine geçecek olan kanin dişin braketini ters çevrilerek yerleştirildi. Kanin braketini negatif tork değerine sahiptir, ancak kanin diş lateralini konumunu alacağı için pozitif tork değerine ihtiyaç duyar. Kanin dişin braketini ters çevrilerek kanin diş yerleştirilirse istenilen pozitif torka ulaşılmış olunur.



Şekil 8. Araştırmada kullanılan braket ve tüpler.

3.1.5. Elastik Zincirin Modellenmesi

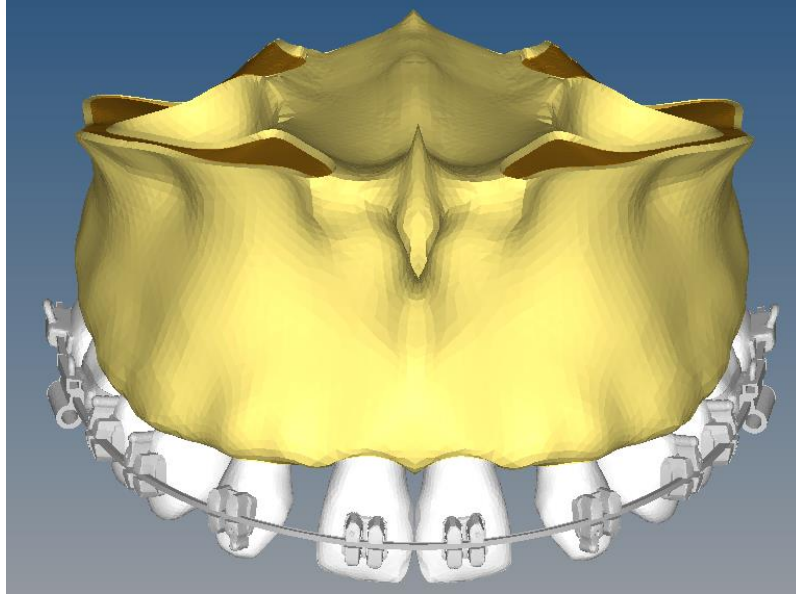
Mesializasyon hareketini gerçekleştirmek için gereken kuvvet elastik zincir yardımı ile sağlanmıştır. Elastik zincir birinci modelde palatinal bölgede minividalara üzerine yapıştırılan aparey ile transpalatal ark arasına, ikinci modelde ise tüm dişlerin braketlerine uygulanmıştır. Elastik zincirin modellenmesi CATIA yazılımı ile yapılmıştır.



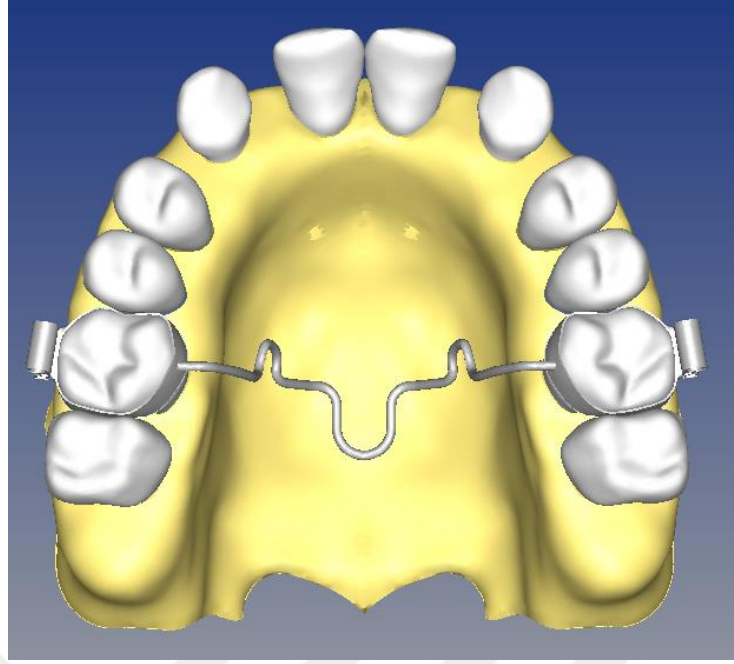
Şekil 9. Araştırmada kullanılan elastik zincirin modellenmesi.

3.1.6. Transpalatal Ark ve Ark Telinin Modellenmesi

Braket slotlarından referansla 0.019x0.025 inç kesitli paslanmaz çelik ark teli aynı yazılım programında manuel olarak modellendi ve braket taramaları üzerinde detaylı çözümlemeler ile dişler ve ark teli uyumlamaları yapıldı. Araştırmamızda kullanılan transpalatal ark da aynı yazılım programında manuel olarak modellendi.



Şekil 10. Araştırmada kullanılan ark telinin modellenmesi.

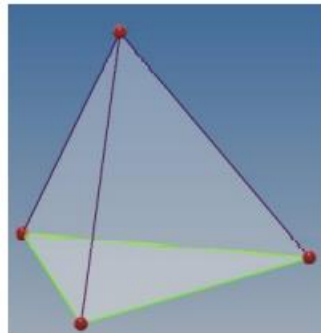


Şekil 11. Araştırmada kullanılan transpalatal arkın modellenmesi.

Yapılan modellemeler 3 boyutlu olarak CATIA yazılımında uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlandı. Tüm bu işlemler sonucunda maxillada kortikal kemik, spongios kemik, periodontal ligament, dişler, braketler, iskeletsel ankraj üniteleri ve diğer tüm ortodontik apareylerin gerçek morfolojileri yansıtılacak şekilde modellenmesi yapıldı.

3.2. Hacim Elemanlarının Oluşturulması ve Sınır Koşullarının Belirlenmesi

CATIA yazılımında oluşturulan model setleri, analizi yapılmak üzere 3 boyutlu koordinatlar korunarak ADINA (ADINA R&D Inc,71 Elton Avenue Watertown MA 024472) programına aktarıldı. CATIA yüzey şeklinde yapılan ağ yapının oluşturulması işlemi, ADINA yazılımında katı model şeklinde yapıldı. Burada modeller Tetrahedral elemanlar şeklinde katı modellere çevrildi.



Şekil 12. 4 düğümlü 3D tetrahedral eleman.

MODEL	NOD SAYISI	ELEMAN SAYISI
1	126416	635419
2	129152	646612

Tablo 1. Araştırmada kullanılan modellerin düğüm ve eleman sayıları.

3.2.1. Materyal Özellikleri

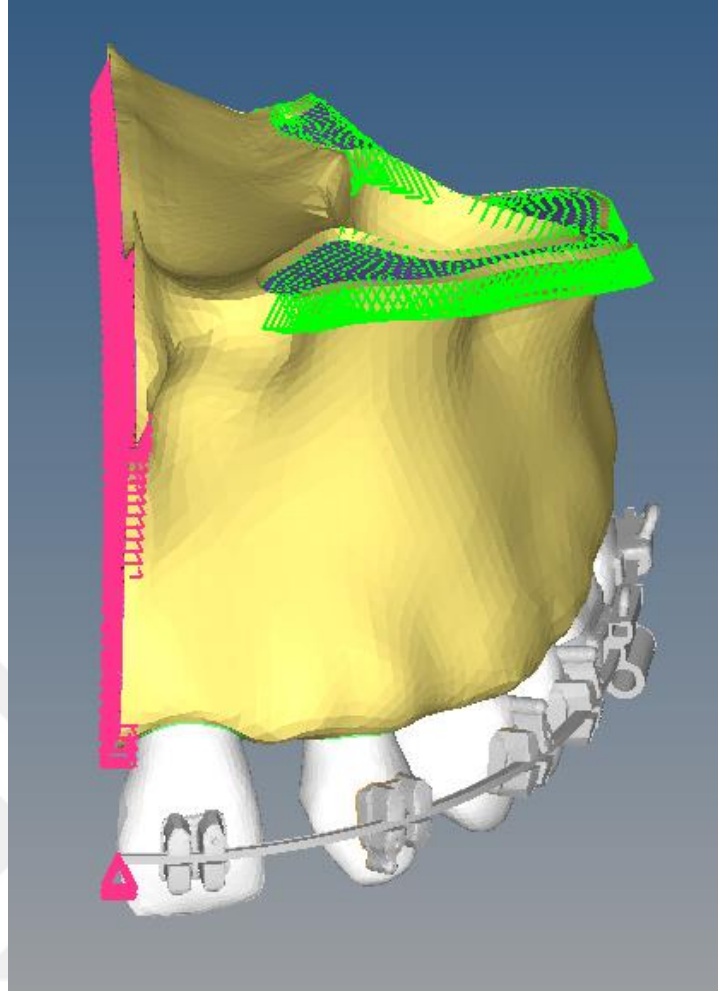
Araştırmamızda kullanılan tüm modeller lineer elastik, homojen ve izotropik olarak kabul edildi.

	Elastik Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Kortikal kemik	13700	0.3
Süngerimsi kemik	1370	0.3
Dişler	18600	0.31
PDL	0.69	0.45
Titanyum alaşımı	113000	0.35
Çelik (tel,minivida,braket)	208000	0.3

Tablo 2. Araştırmada kullanılan malzeme değerleri.

3.2.2. Sınır Koşulları

Araştırmada kullanılan model uygulamalarının her ikisi de simetriktir. Bu sebeple hesaplama yapılırken harcanacak zamanı kısaltmak amacı ile modeller yarım model olarak ve simetri sınır şartı ile çözdürülmüştür. Buna ilave olarak modeller yeşil bölgeden tamamen sabitlenmiştir.



Şekil 13. Yarım model olarak modelleme ve simetri sınır koşulu.

Araştırmamızda 2 farklı iskeletsel ankraj ünitesinden destek alınarak ve 450 gr kuvvet uygulanarak toplam 2 adet sonlu elemanlar analizi gerçekleştirildi.

Ayrıca braket ve ark teli arasında metal ile metalin sürtünme kat sayısı 0.2 olarak tanımlandı.

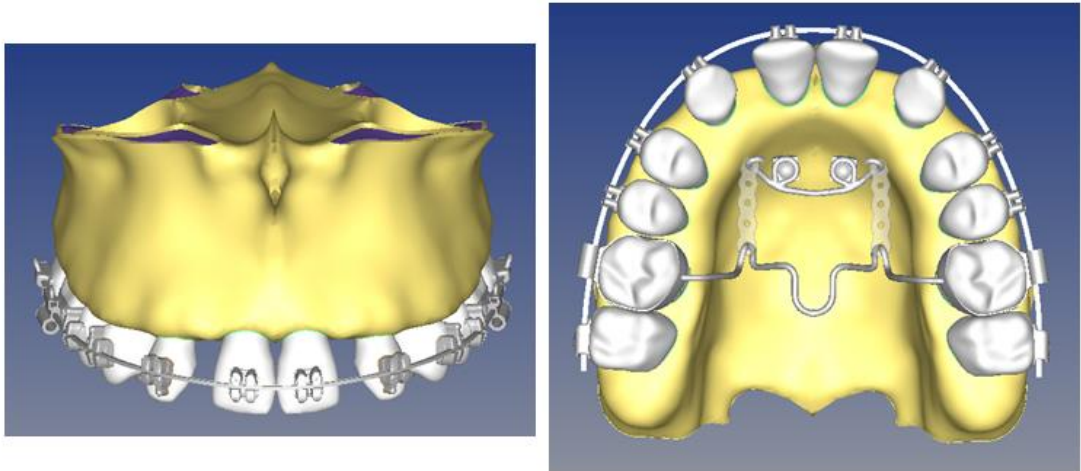
Sonlu elemanlar analizi sonucunda mevcut veriler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda elde edildiği için istatistiksel analizlerin yapılması mümkün değildir. Önemli olan ulaşılan değerlerin ve stres dağılımlarının dikkatlice değerlendirilerek yorumlanmasıdır.

3.3. Modellerin Oluşturulması

3.3.1. Birinci Modelin Oluşturulması

Üç boyutlu sanal model üzerinde palatal minivida olarak adlandırılan; 1.6 mm çapında, 12 mm uzunluğunda, 2 adet paslanmaz elik vida 90° açıyla anterior palatinal bölgeye, foramen incisivanın 3-4 mm distaliyle midpalatinal suturun 3 mm lateraline olacak şekilde yerleştirildi.

Minimum ankraj için tasarlanmış birinci aparey; yarım elips şekline benzemektedir ve uç kısımları içe doğru bükülmüştür. 0.9 mm telen yapılmış olup, palatal minividaaların çevresini saracak şekilde tasarlanmıştır. Tasarlanan birinci aparey minividaalar üzerine sabitlenmiştir. Maksiller birinci molar dişler arasına 0.9 mm telden bükülmüş transpalatal ark yerleştirilmiştir. Bu transpalatal arkın 2 adet çıkıntısı bulunmaktadır. Ve bu çıkıntılardan minivida üzerine sabitlenmiş apareyin içe bükülmüş iki ucuna zincir elastik yardımı ile 450 gr kuvvet uygulandı. Bu modelde braketlerin içinden geçen ark teli 0.019×0.025 in kesitli paslanmaz elik teldir.

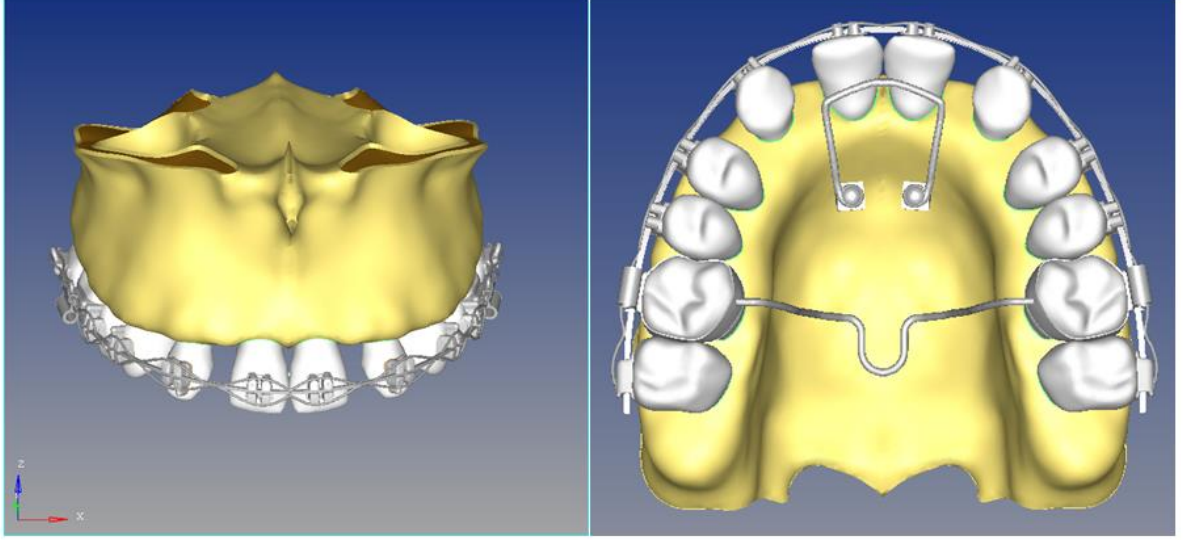


şekil 14. Birinci modelin oluşturulması.

3.3.2. İkinci Modelin Oluşturulması

Çalışmamızda oluşturulan ikinci modelde, birinci modelle aynı noktalara 2 adet paslanmaz elik vida yerleştirildi. Minimum ankraj için tasarlanan ikinci aparey; ters u şekline benzer, ancak üst kısmı santral dişlerin palatinal yüzeyini desteklemesi amacı ile

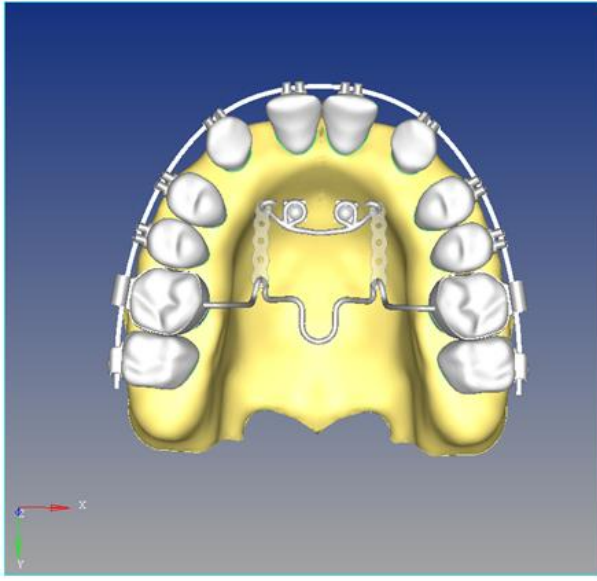
çatı şeklinde bükülmüştür. 0.9 mm telen yapılmış olup, palatal minividaların çevresini saracak şekilde tasarlanmıştır. Tasarlanan ikinci aparey minividalar üzerine sabitlenmiştir. Maksiller birinci molar dişler arasına 0.9 mm telden bükülmüş transpalatal ark yerleştirildi. 0.019×0.025 inç kesitli paslanmaz çelik bir ark teli üzerinde tüm dişlere elastik zincir yardımıyla 450 gr kuvvet uygulandı.



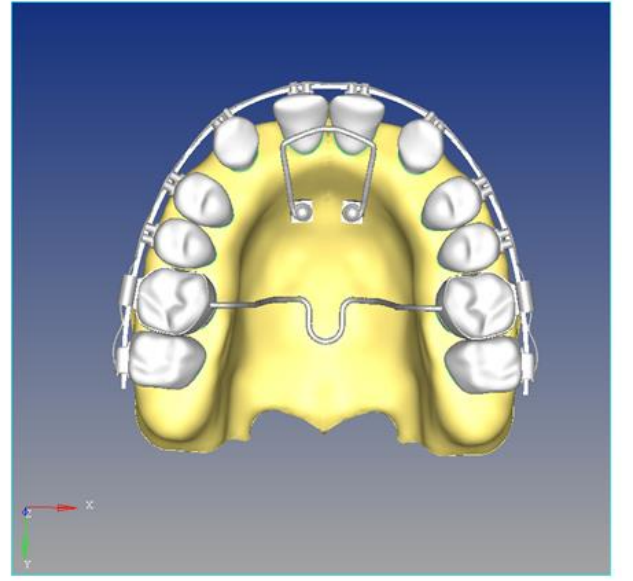
Şekil 15. İkinci modelin oluşturulması.

4. BULGULAR

Araştırmamızda; konjenital çift taraflı maksiller lateral diş eksikliği durumunda, boşlukları kapatma tedavisi uygulanan, 2 farklı minimum ankraj sağlayan total mesializasyon apareyinin kullanımı sonucu, minividalar ve dentoalveolar yapılar üzerinde oluşturdukları gerilmeler, transversal, sagittal ve vertikal düzlemdeki yer değiştirmeler sonlu elemanlar analizi yardımı ile ölçülmüştür. Her iki modelde de 0.019×0.025 inç kesitli paslanmaz çelik bir ark teli kullanılmış ve zincir elastik yardımı ile 450 gr kuvvet uygulanmıştır.



(a)



(b)

Şekil 16. Birinci ve ikinci apareyin palatinalden görünümü. Bütün şekillerde (a) birinci modeldeki değişimi, (b) ise ikinci modeldeki değişimi göstermektedir.

Sonlu elemanlar analiziyle elde edilen veriler, kuvvetin ilk uygulanma anında elde edilen değerleri göstermektedir. Bu analiz sonucunda, dişlerde ve minividaların çevresinde seçilen düğümlere ait Von Mises gerilmeleri, maksimum, minimum asal gerilme değerleri ile transversal, sagittal ve vertikal yöndeki yer değiştirme miktarları analiz edilmiştir.

Çalışmamızda X eksen transversal yönü, Y eksen sagittal yönü ve Z eksen de vertikal yönü temsil etmektedir.

Sonlu elemanlar analizinde; Von Mises gerilmeleri, maksimum ve minimum asal gerilme değerleri, transversal, sagittal ve vertikal yöndeki yer değiştirme miktarları bir renk skalası ile görselleştirilmektedir. Buna göre, Von Mises gerilmelerini gösteren şekillerde maksimum asal gerilme değerlerinin olduğu alanlar kırmızı renkle gösterilirken, minimum asal gerilme değerlerinin olduğu alanlar ise mavi ile gösterilmektedir.

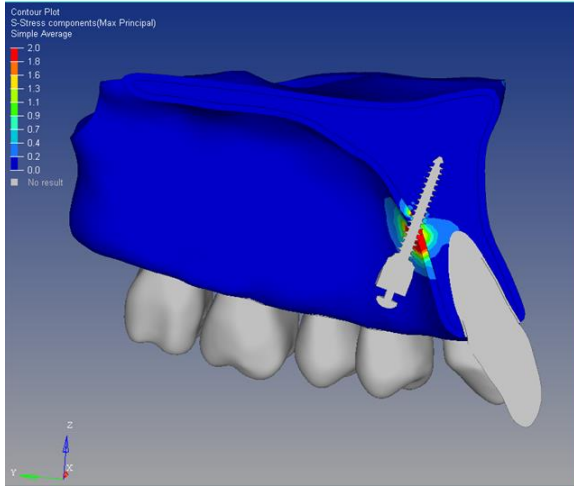
Transversal, sagittal ve vertikal yöndeki yer değiştirme miktarlarını gösteren görsellerde ise kırmızı renkle gösterilen alanlar belirtilen eksendeki maksimum yer değiştirmeyi, mavi alanlar ise belirtilen yönün aksi yönündeki yer değiştirmeyi ifade eder. Yeşil veya sarı renk ile gösterilen alanlar ise belirtilen yönde minimum yer değiştirme hareketi olduğunu gösterir. Çalışmamızda gerilme değerleri “N/mm²”, yer değiştirme verileri “mm” cinsinden ifade edilmiştir.

4.1. Kortikal Kemikteki Bulgular

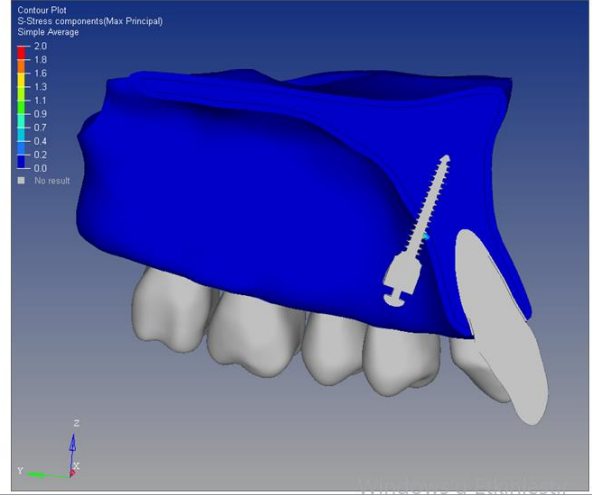
Maximum ve minimum principle stress (Maximum ve minimum asal gerilme) kayma gerilmesinin sıfır olduğu düzlemdeki Pmax ve Pmin gerilmelerdir. Pozitif (+) asal gerilme değerleri çekme gerilmesini (Pmax), negatif (-) asal gerilme değerleri ise basma gerilmesini (Pmin) ifade eder.

4.1.1 Kortikal Kemikteki Asal Gerilmeler

Birinci modelde, kuvvetin minividalara direkt etki etmesinden dolayı vidalar kuvvet yönüne doğru hareket etme eğilimindedir. Vidalar, arkasında kalan kısmı çekerken önünde kalan kısmı ise sıkıştırır. Yani kuvvetin uygulama yönünün tersinde çekme gerilmesi oluşurken, kuvvetin uygulama yönünde sıkışan kısımda ise basma gerilmesi gözlemlenir. Birinci modelimizde en büyük asal gerilme değeri (Pmax), vidanın santral diş tarafına bakan yüzeyinde gözlemlenirken, en küçük asal gerilme değeri (Pmin) vidanın posterior palatinal tarafına bakan yüzeyinde izlendi.



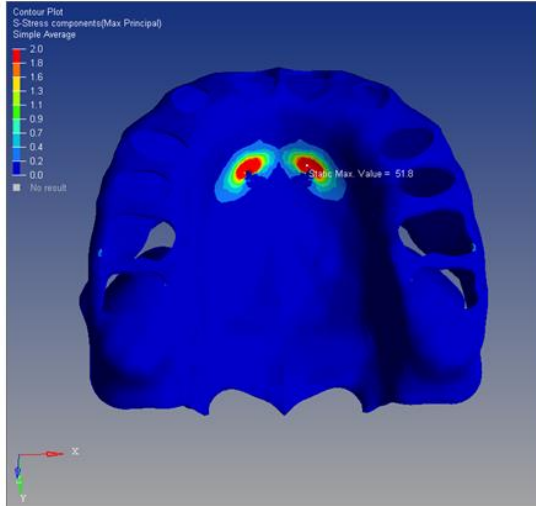
(a)



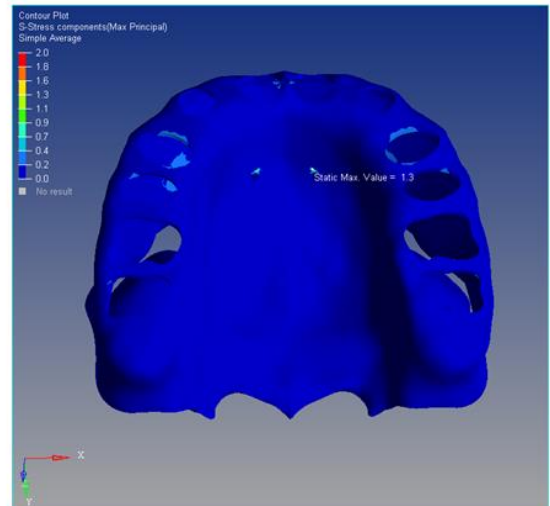
(b)

Şekil 17. Kortikal kemik içerisindeki vidanın sagittal düzlemde görünümü ve Pmax gerilmesinin değerlendirilmesi.

İkinci modelde ise vidalara kuvvet iletimi indirekt olarak gerçekleşir. Santral dişleri palatinal bölgeden destekleyen apareyin altında bulunan vidalara kuvvet iletimi elastik zincirin tüm braketlere uygulanması ile sağlanır. Ancak, Pmax ve Pmin gerilme değerleri, birinci modeldeki kadar yüksek seviyede değildir. Şekil 17(b).



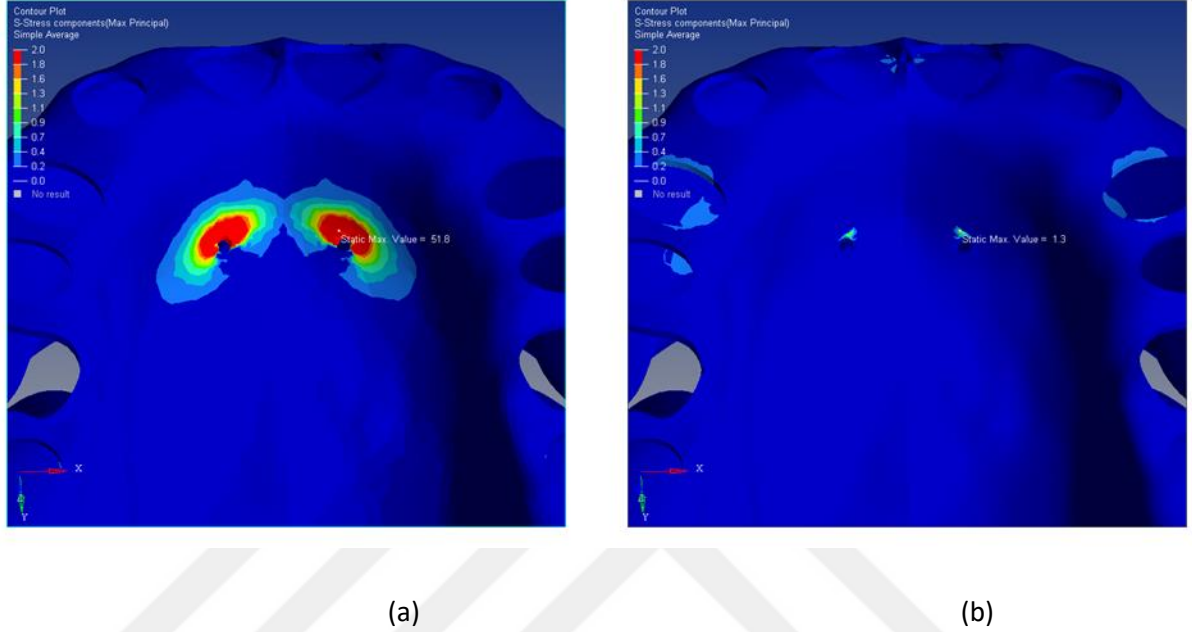
(a)



(b)

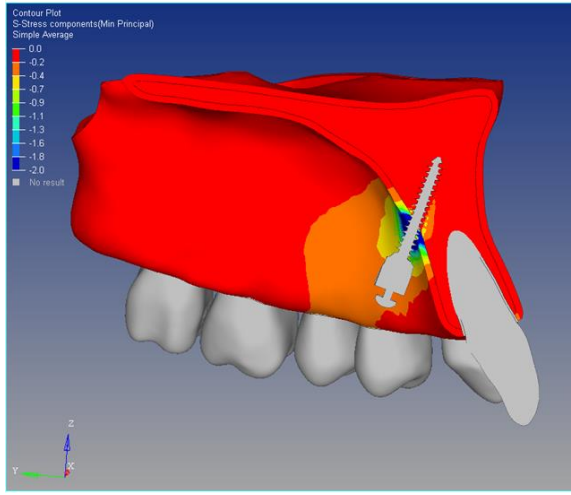
Şekil 18. Kortikal kemik içerisindeki oluşan Pmax gerilmelerin palatinalden görünümü.

Vidalara uygulanan kuvvet sonucu, kortikal kemik üzerinde vidaların santral dişlere bakan yüzeyinde oluşan çekme gerilmeleri (Pmax) şekilde görüldüğü üzere birinci modelde yüksek değerdedir. İkinci modelde ise bu değer çok düşüktür. Birinci modelde gözlemlenen en büyük Pmax değeri 51.8 MPa iken ikinci modelde bu değer 1.3 MPa olarak hesaplanmıştır.

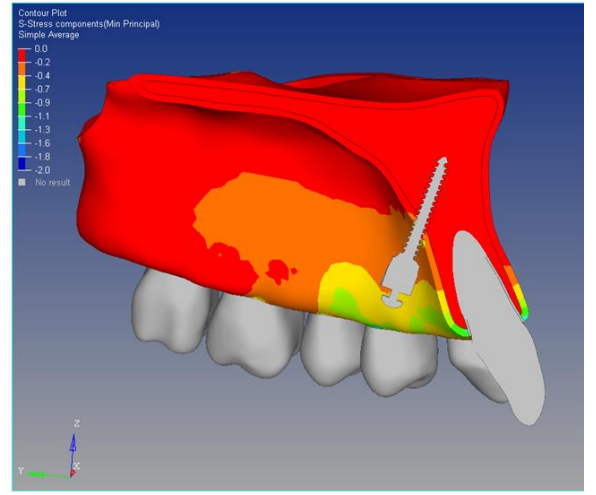


Şekil 19. Kortikal kemikte oluşan Pmax değerlerinin karşılaştırılması.

Kortikal kemikte oluşan basma gerilmelerini (Pmin) değerlendirecek olursak, birinci modelde vidaların palatinal bölgeye bakan yüzeyinde yoğun bir sıkışma alanı izlendi. İkinci modelde ise elastik zincirin dişleri palatina doğru çekmesinden kaynaklı maksiller anterior dişlerin palatinal yüzeylerinde yoğun basma gerilmeleri (Pmin) izlendi. Dişlerin palatinal yüzeylerinde oluşan basma gerilmeleri birinci modelde vidalarda oluşan basma gerilmeleriyle karşılaştırıldığında çok daha küçük değerdedir.

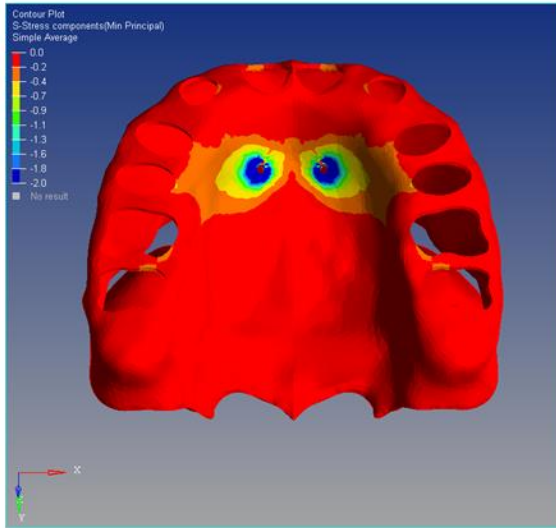


(a)

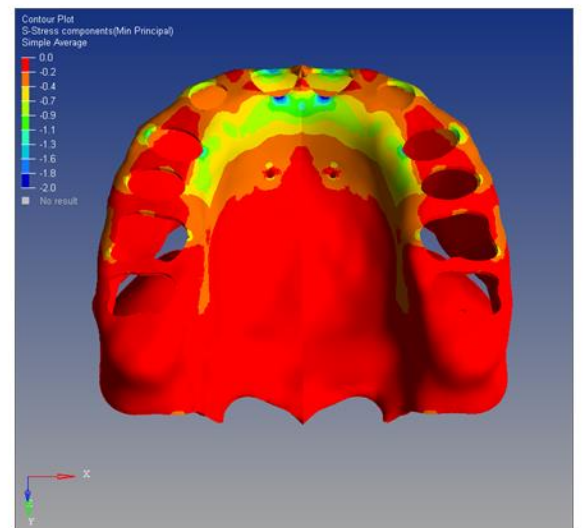


(b)

Şekil 20. Kortikal kemik içerisindeki vidanın sagittal düzlemde görünümü ve Pmin değerlendirilmesi.



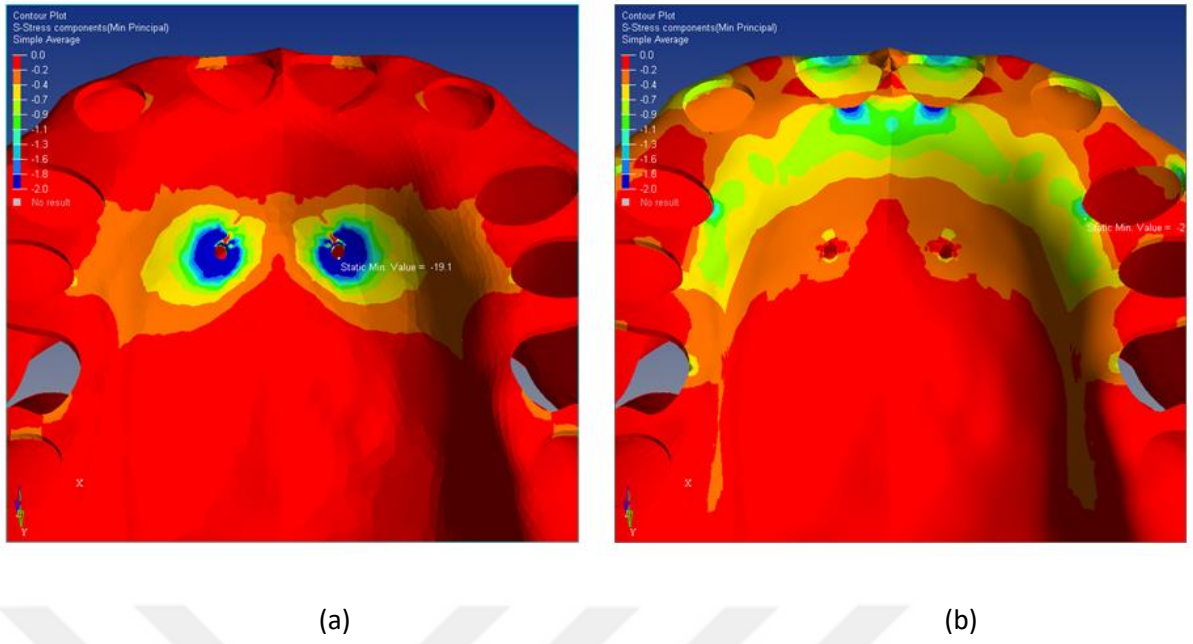
(a)



(b)

Şekil 21. Kortikal kemik içerisindeki oluşan Pmin gerilmelerin palatinalden görünümü.

Birinci modelde, vidalarda gözlemlenen en küçük Pmin değeri -19.1 MPa iken, ikinci modelde bu değer -0.59 MPa olarak hesaplanmıştır.



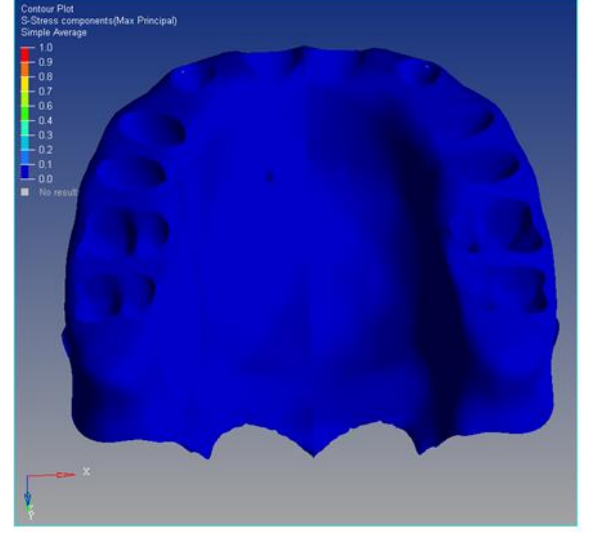
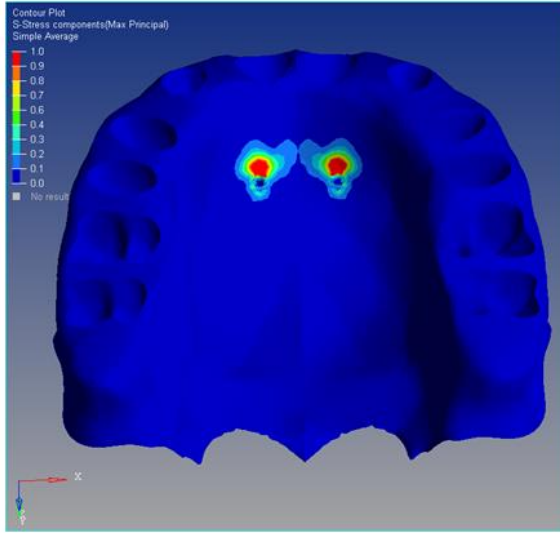
Şekil 22. Kortikal kemikte oluşan Pmin değerlerinin karşılaştırılması.

4.2. Spongioz Kemikteki Bulgular

Spongioz kemikte de aynı kortikal kemikteki gibi vidalara uygulanan kuvvetin yönü tarafında basma gerilimi (Pmin) oluşurken, vidaların santral dişlere bakan yüzeyinde ise çekme gerilimi (Pmax) oluşur.

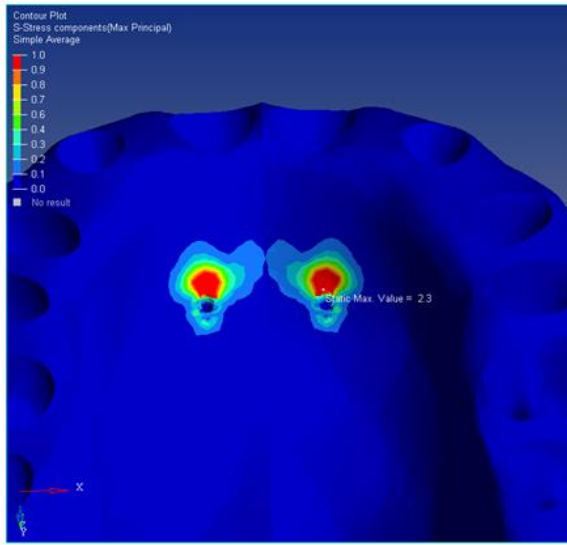
4.2.1. Spongioz Kemikteki Asal Gerilmeler

Uygulanan kuvvet sonucu kortikal kemikteki gibi spongioz kemik üzerinde de asal gerilmeler oluşmaktadır. Kuvvetin iletim şekilleri farklı olduğu için spongioz kemik üzerindeki gerilim bölgeleri ve büyüklükleri modeller arasında farklılık göstermiştir.

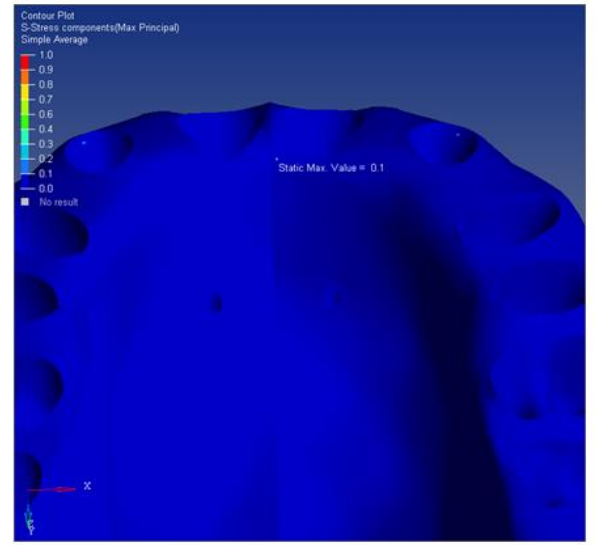


Şekil 23. Spongios kemik içerisindeki oluşan Pmax gerilmelerin palatinalden görünümü.

Birinci modelde gözlemlenen en büyük Pmax değeri 23 MPa iken, ikinci modelde bu değer 0.1 MPa olarak hesaplanmıştır.



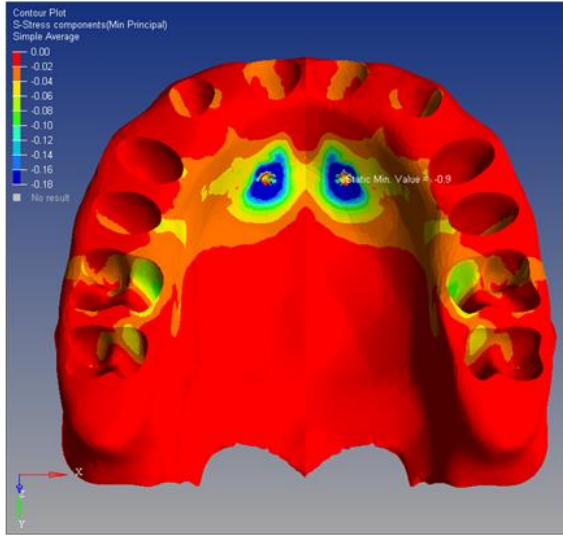
(a)



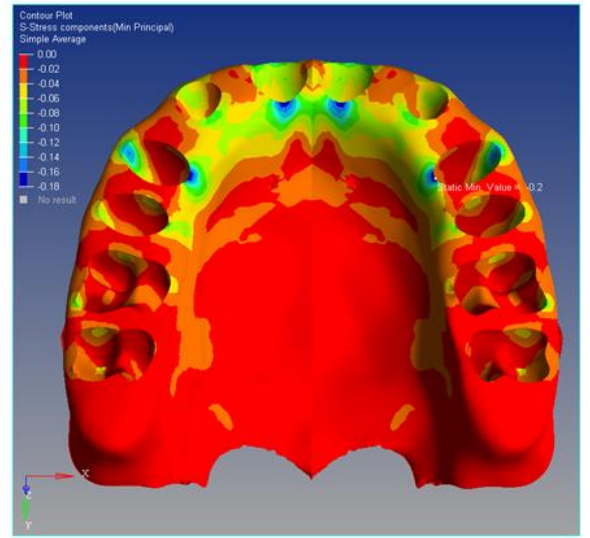
(b)

Şekil 24. Spongios kemik içerisindeki oluşan Pmax gerilmelerin karşılaştırılması.

Birinci modelde gözlemlenen en küçük Pmin değeri -0.9 MPa iken, ikinci modelde bu değer -0.2 MPa olarak hesaplanmıştır.



(a)



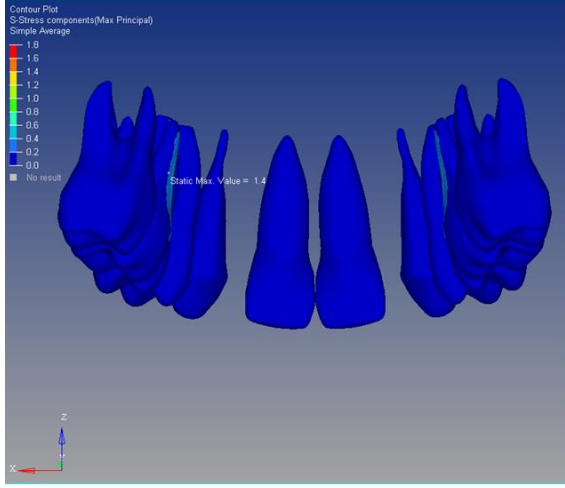
(b)

Şekil 25. Spongios kemik içerisindeki oluşan Pmin gerilmelerin palatinalden görünümü.

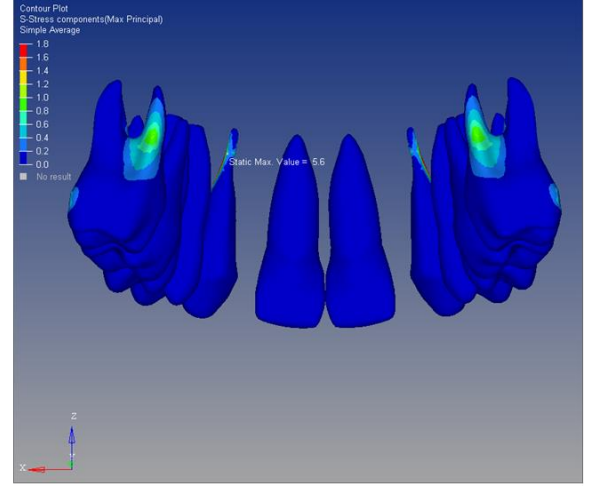
4.3. Dişlerdeki Asal Gerilme Değerleri

Birinci modelde ve ikinci modelde kuvvetin uygulama şeklinin farklı olması diş hareketlerini doğrudan etkilemektedir. Birinci modelde transpalatal arka bağlı olan zincir elastik en çok birinci molar dişlere etki etmektedir. Bunun sonucu olarak modeldeki en yüksek Pmax ve en küçük Pmin değeri bu dişin köklerinde gözlemlenmektedir.

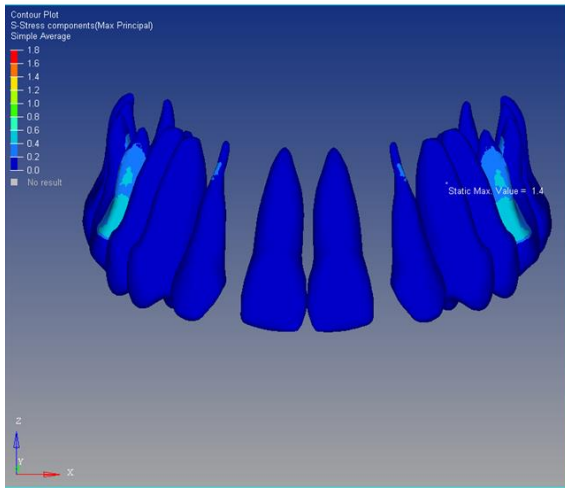
İkinci modelde ise, braketler ve ark teli üzerinden etki eden zincir elastik dişlerin daha homojen bir yer değiştirme yapmasını sağlamış ve bu yer değiştirmelerden en çok etkilenen dişler ise kanin dişler olmuştur. Asal gerilmelerin en yüksek değerleri kanin dişler üzerinde gözlemlenmiştir.



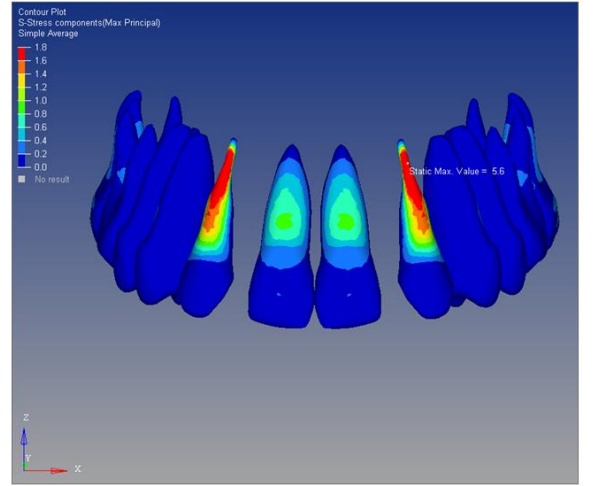
(a)



(b)



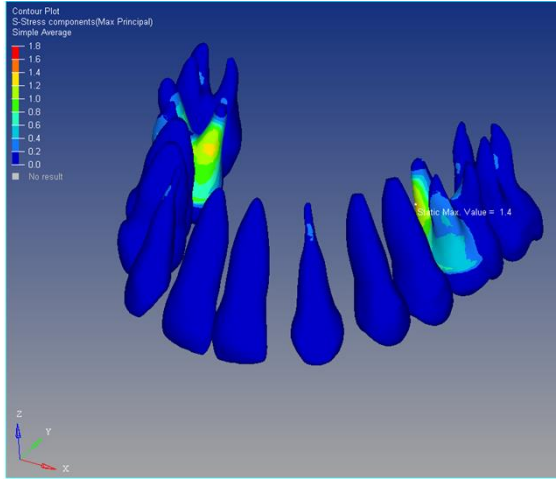
(a)



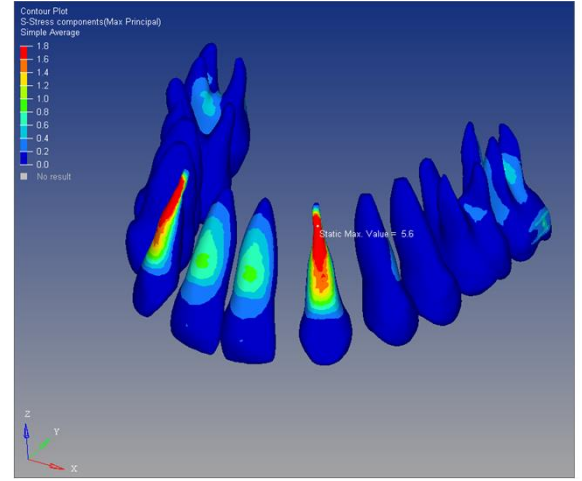
(b)

Şekil 26. Tüm dişlerde oluşan Pmax gerilmelerinin lingualden ve bukkalden görünümü.

Diş hareketine bağlı olarak meydana gelen asal gerilmelerin en büyük Pmax değeri birinci modelde birinci molar diş köklerinin mesiopalatinal yüzeylerinde 1.4 MPa olarak hesaplanmıştır. İkinci modelde ise Pmax, kanin dişlerin bukkal kök yüzeyinde 5.6 MPa olarak hesaplanmıştır. Santral dişlerin bukkal kök yüzeylerinde de Pmax gerilmeleri oluşmuştur ancak kanin dişlerde oluşan değerlere göre daha düşüktür.

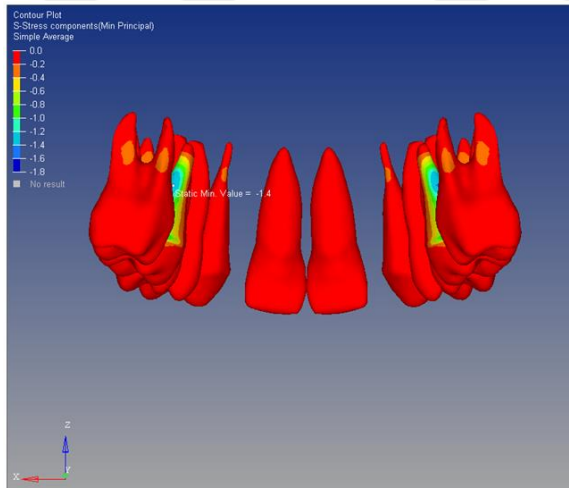


(a)

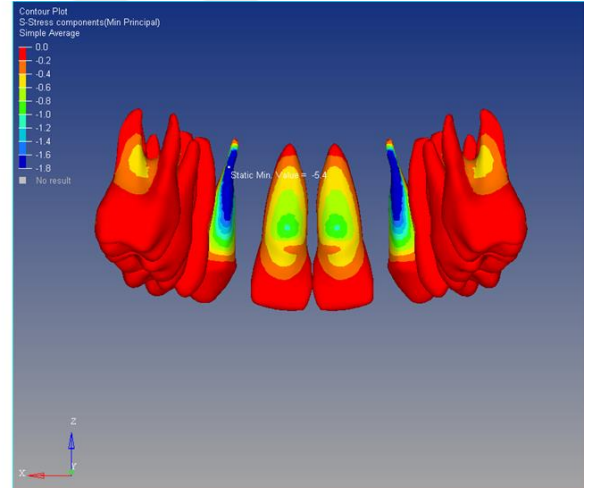


(b)

Şekil 27. Pmax gerilmesi birinci modelde (a) en fazla birinci molar dişlerde görülürken, ikinci modelde (b) kanin dişlerde görülmektedir.



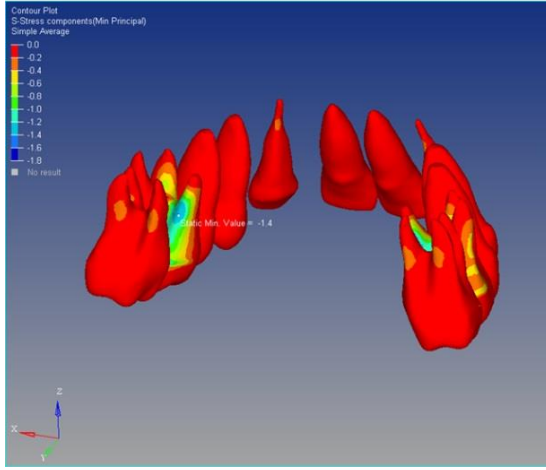
(a)



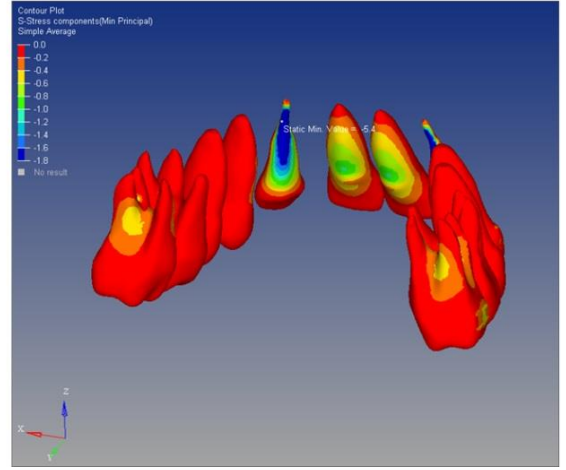
(b)

Şekil 28. Tüm dişlerde oluşan Pmin gerilmeleri.

Diş hareketlerine bağlı olarak görülen en küçük Pmin değeri yani basma gerilmeleri birinci modelde en çok hareket eden birinci molar dişlerin distopalatinal kökünde görülürken, ikinci modelde en küçük Pmin değeri kanin dişlerin palatinal kök yüzeyinde görülmektedir. Santral dişlerin palatinal kök yüzeylerinde de Pmin gerilmeleri oluşmuştur ancak kanin dişlerde oluşan değerlere göre daha düşüktür.



(a)



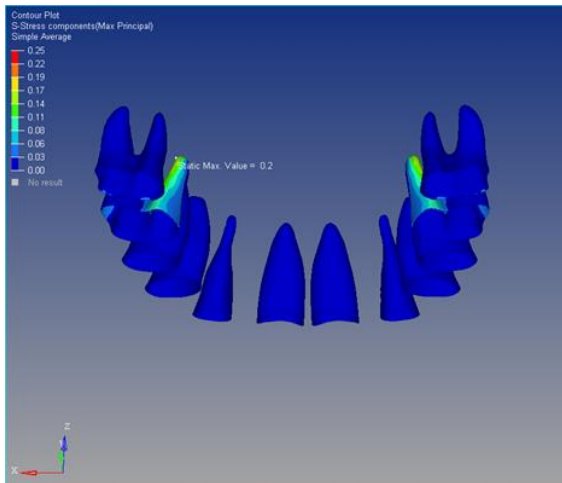
(b)

Şekil 29. Pmin gerilmesi birinci modelde (a) en fazla birinci molarda görülürken, ikinci modelde (b) kanin dişlerde görülmektedir.

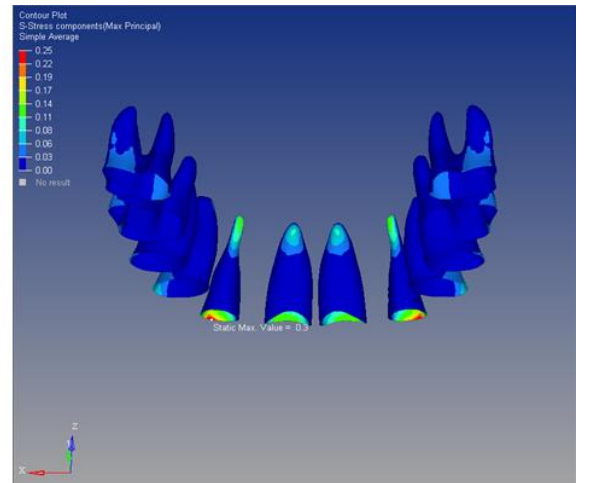
Birinci modelde ölçülen en küçük Pmin değeri -1.4 MPa iken, ikinci modelde ölçülen değer -5.4 MPa olarak hesaplanmıştır.

4.4. Periodontal Ligamentteki Asal Gerilme Değerleri

Dişleri çevreleyen periodontal ligamentler de dişler ile aynı davranışı gösterir. En yüksek ve en düşük değerler, birinci modelde en çok yer değiştirmeyi yapan birinci molar dişlerin periodontal ligamentinde, ikinci modelde ise kanin dişlerin periodontal ligamentinde gözlemlenir.



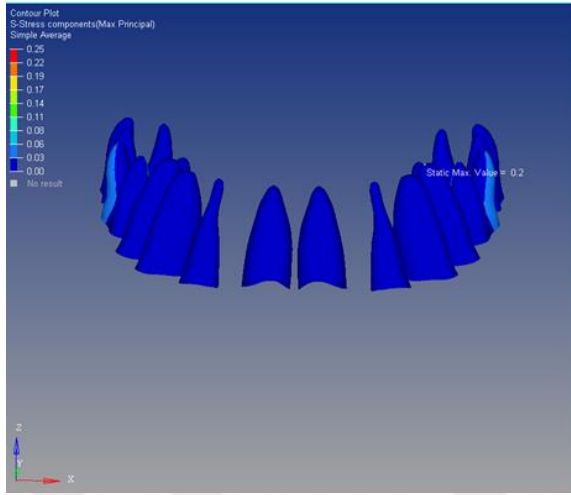
(a)



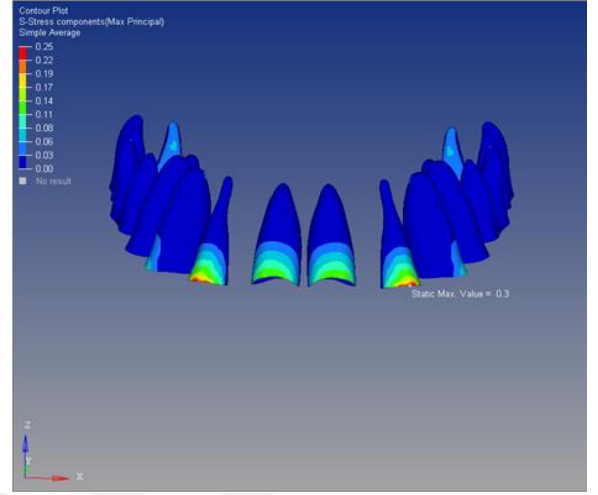
(b)

Şekil 30. Periodontal ligamentte oluşan Pmax gerilmelerinin lingualden görünümü.

En yüksek değer Pmax değeri birinci model için 0.18 MPa iken, ikinci model için 0.26 MPa olarak hesaplanmıştır.

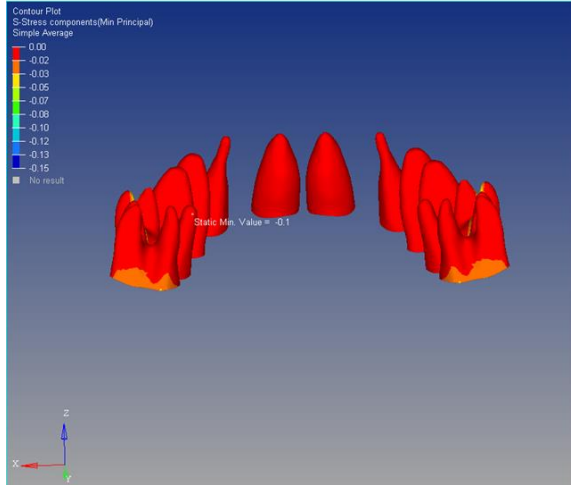


(a)

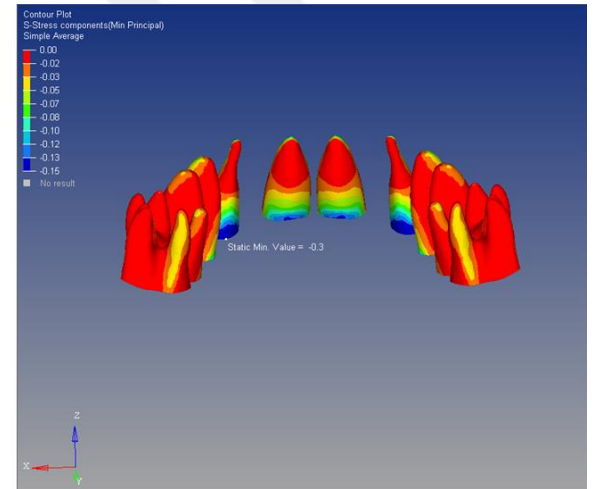


(b)

şekil 31. Diş hareketleri ile orantılı olarak birinci modelde (a) periodontal ligamentte oluşan Pmax gerilmeleri en fazla birinci molar dişlerde iken ikinci modelde (b) kanin dişlerdedir.



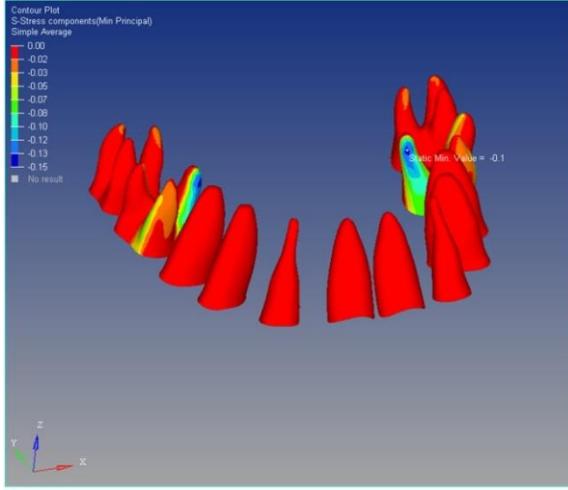
(a)



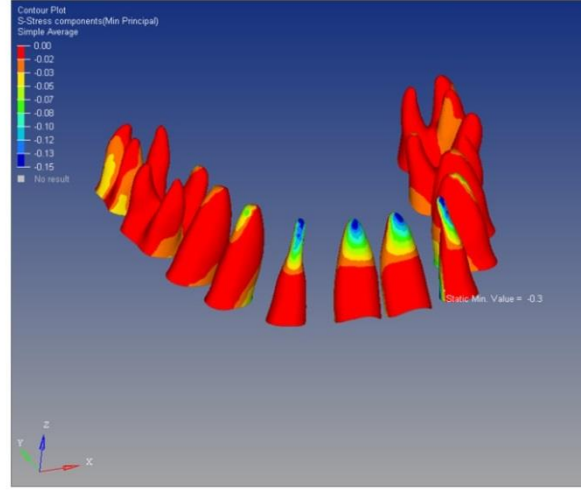
(b)

şekil 32. Pei rodontal ligamentte oluşan Pmin gerilmeleri.

Periodontal ligamentte görülen en düşük Pmin değeri birinci modelde -0.15 iken, ikinci modelde -0.26 olarak hesaplanmıştır.



(a)



(b)

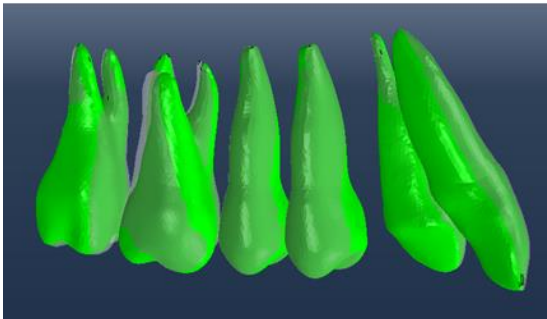
Şekil 33. Diş hareketleri ile orantılı olarak birinci modelde (a) periodontal ligamentte oluşan Pmin gerilmeleri en fazla birinci molar dişlerde iken ikinci modelde (b) kanin dişlerdedir.

4.5. Dişlerdeki Yer Değiştirmeler

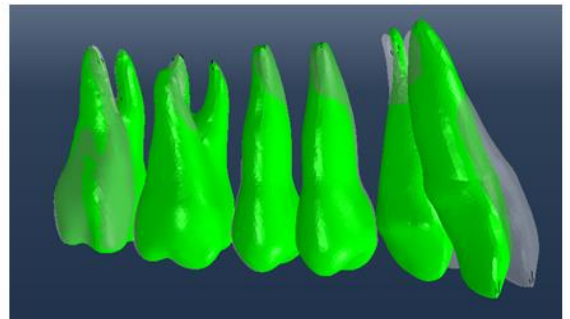
Dişlerin yaptığı hareketler 100 kat büyütülerek, kuvvet uygulamasının öncesi ve sonrası karşılaştırıldı.

Birinci modelde en fazla hareket; birinci molar dişlerde rotasyon şeklinde görülürken, ikinci modelde en fazla; kanin dişlerde mesiale ve palatinala doğru görülmektedir.

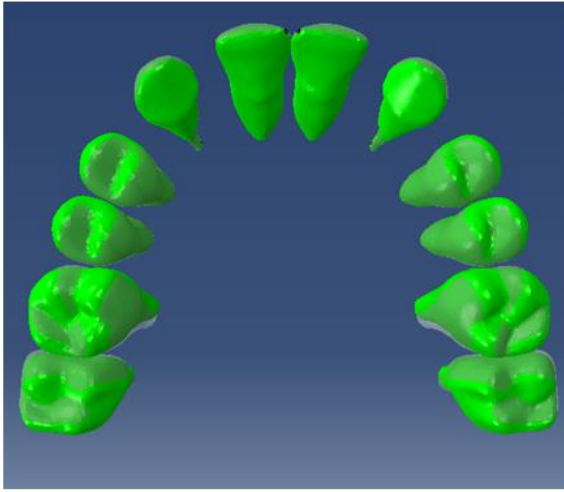
Bu diş hareketlerinin sagittal, vertikal ve transversal düzlemler olmak üzere 3 bileşeni vardır. Tüm düzlemlerde diş hareketleri incelenmiştir.



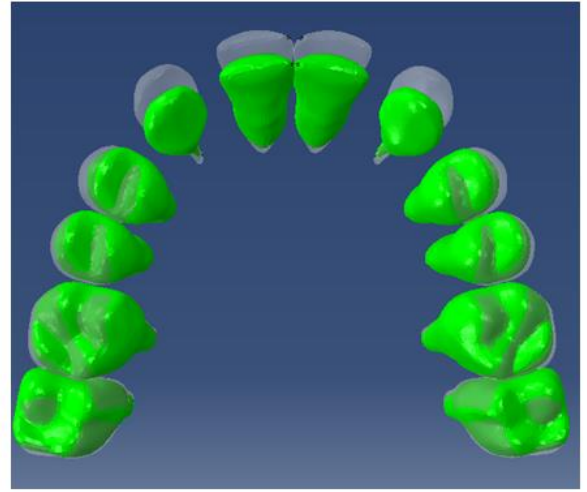
(a)



(b)



(a)

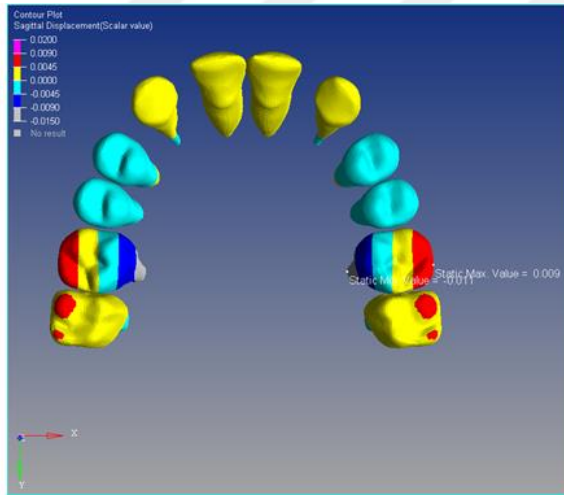


(b)

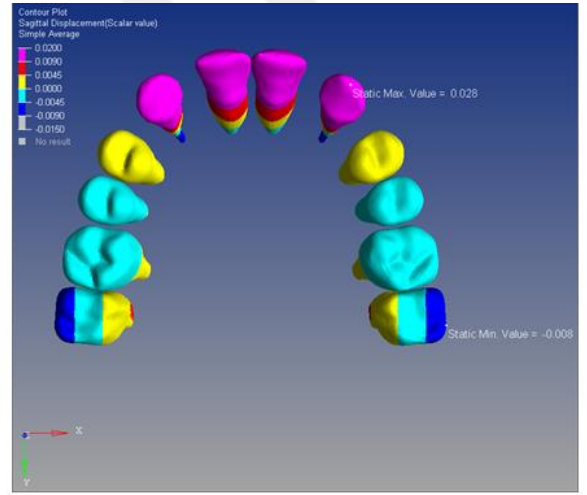
Şekil 34. Dişlerdeki total hareket miktarları, gri renk başlangıç konumlarını, yeşil renk ise hareket sonrasını göstermektedir.

4.5.1. Dişlerin Sagittal Yöndeki Yer Değiştirmeleri

Sagittal düzlemde yapılan diş hareketinin sayısal değerleri şekilde gösterilmiştir.



(a)



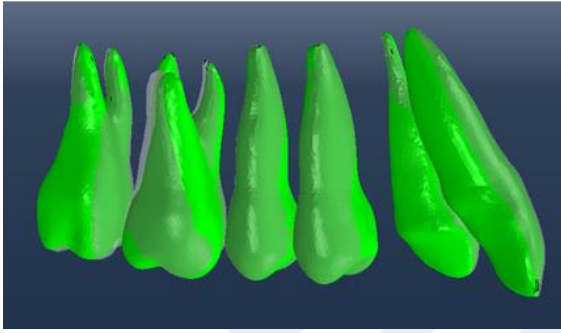
(b)

Şekil 35. Tüm dişlerdeki sagittal yönde oluşan hareket miktarının renk skalası ile gösterimi.

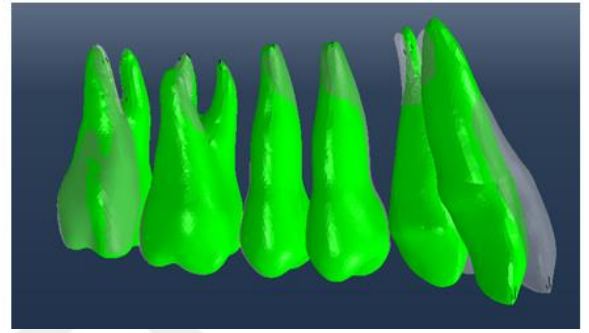
Birinci modelde kanin ve santral dişlerde hareket sıfıra yakındır. Sagittal yöndeki en fazla hareket birinci molar dişlerde gözlenmektedir. Birinci molar dişlerde mesaile doğru bir miktar devrilme ve rotasyon hareketi tespit edilmiştir. Meydana gelen

rotasyon hareketine bağı olarak, dişin mesiopalatinal tüberkülü -y yönünde yani ileri doğru hareket ederken, distobukkal tüberkülü +y yönünde yani geriye doğru hareketi göstermektedir. Buna ilave olarak birinci molar dişteki rotasyon hareketi, ikinci molar dişin +y yönünde (geriye doğru) hareket etmesine sebep olmaktadır.

İkinci modelde santral ve kanin dişlerin kron kısımları +y yönünde (geriye doğru) hareket ederken, kök kısımları -y yönünde (ileri) hareket eder. Bu dişlerin palatinalle doğru devrilme eğilimi gösterdiği anlaşılmaktadır. Ayrıca kanin dişlerin kronları mesialize olurken mesiale doğru devrilme hareketi göstermektedir.

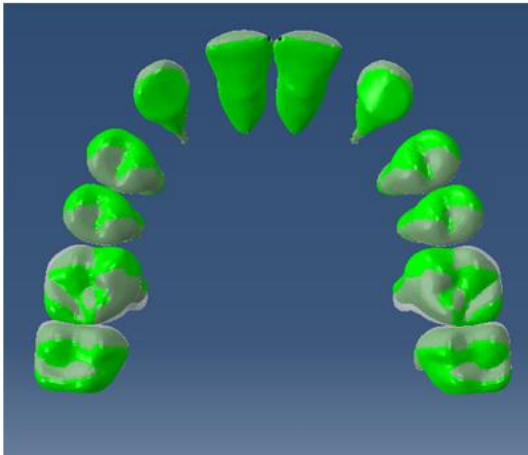


(a)

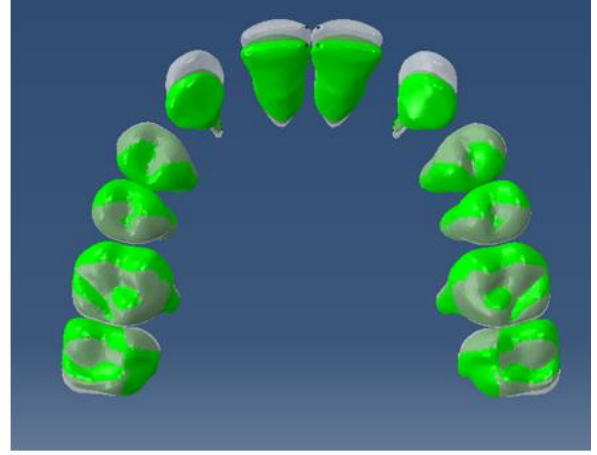


(b)

Şekil 36. Sagittal yönde gerçekleşen diş hareketi ikinci apareyde (b) daha fazladır.



(a)



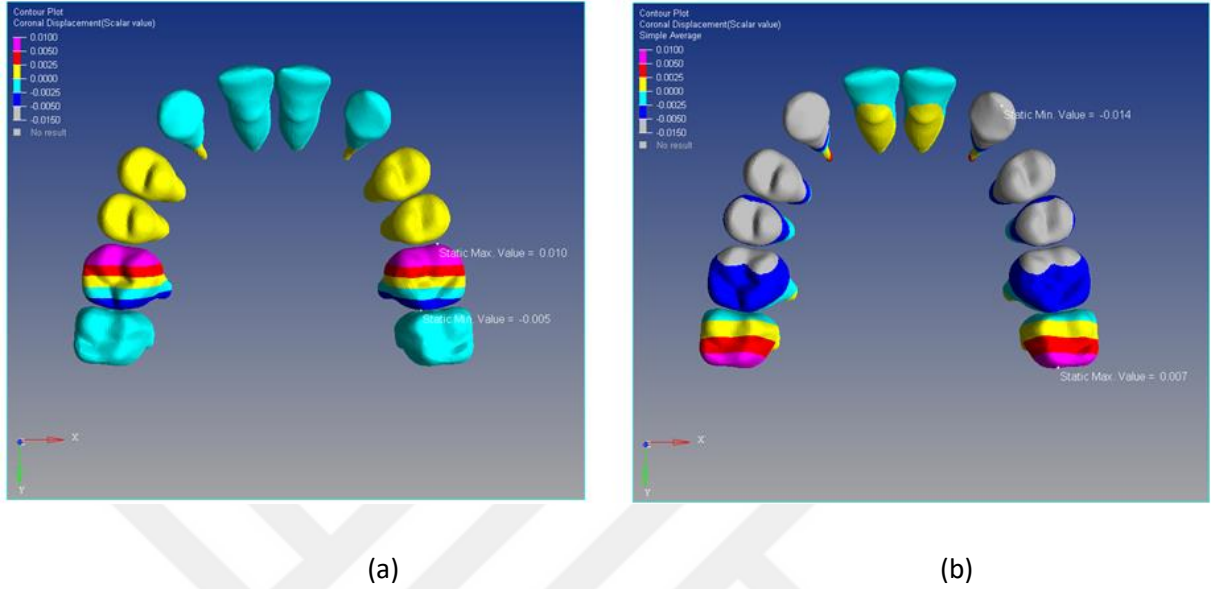
(b)

Şekil 37. Diş hareketlerinin palatinalden görünümü

Şekilde sagittal düzlemdeki hareketin daha iyi anlaşılması için dişlerin sagittal düzlemde yaptığı hareket görsel olarak 100 kat büyütülmüştür.

4.5.2. Dişlerin Transversal Yöndeki Yer Değiştirmeleri

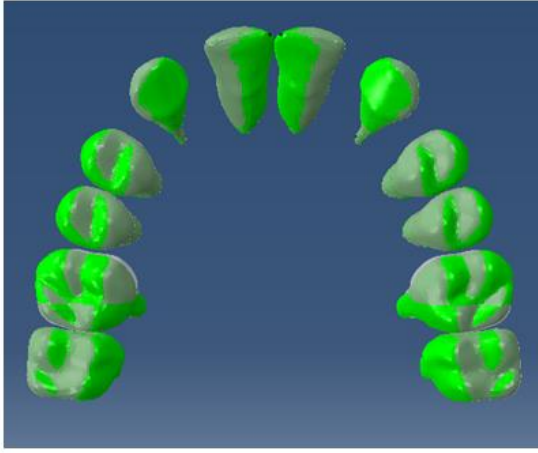
Transversal düzlemde yapılan diş hareketinin sayısal değerleri şekilde gösterilmiştir.



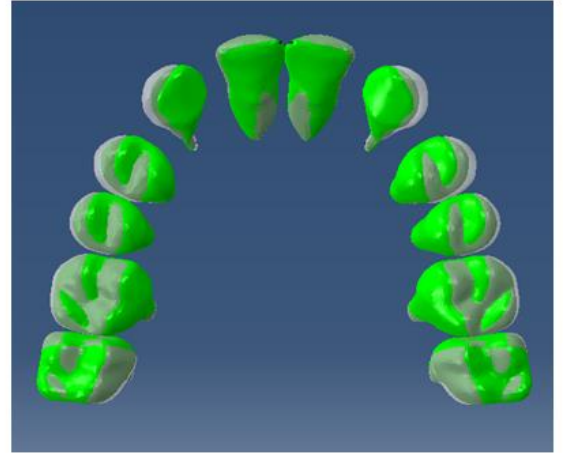
Şekil 38. Tüm dişlerdeki transversal düzlemde oluşan hareket miktarının renk skalası ile gösterimi.

Birinci modelde birinci molar dişlerde gözlemlenen rotasyon hareketi dişin mesialinde +x yönünde harekete, distalinde ise -x yönünde harekete sebebiyet verir. Yani birinci molar dişin mesiobukkal tüberkülü bukkale doğru hareket etme eğilimi gösterirken, distopalatinal tüberkülü palatina doğru hareket etmek ister.

İkinci modelde ise en büyük transversal hareket kanin dişlerde görülür. Bu dişin kron kısmı - x yönünde hareket ederken, kök kısmı da +x yönünde hareket eder. Yani kanin dişlerin kronu palatina doğru hareket etme eğilimi gösterirken kökü ise bukkale doğru hareket etmek ister. Premolar dişlerde ve birinci moların mesialinde de kanin dişlere benzer hareket görülmektedir, ancak hareket miktarı kaninlerdeki değer altındadır. Santral dişler her iki modelde de transversal düzlemde sifıra yakın hareket eğilimi göstermiştir.



(a)



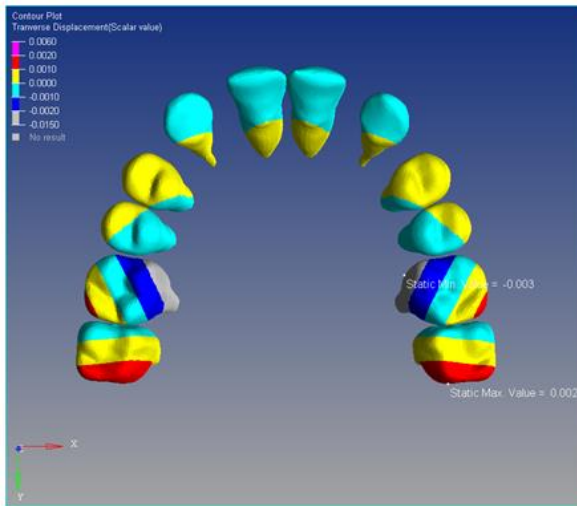
(b)

Şekil 39. Transversal düzlemde oluşan diş hareketlerinin gösterimi.

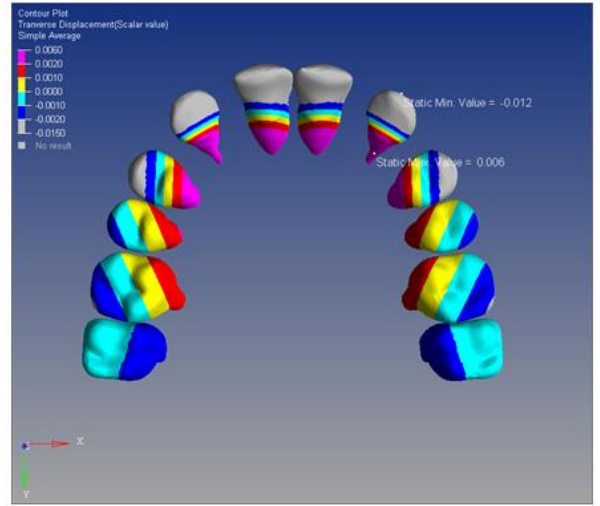
Şekilde transversal düzlemdeki hareketin daha iyi anlaşılması için dişlerin transversal düzlemde yaptığı hareket görsel olarak 100 kat büyütülmüştür.

4.5.3. Dişlerin Vertikal Yöndeki Yer Değiştirmeleri

Modellerde yapılan analiz sonucu vertikal yönde yapılan diş hareketinin sayısal değerleri şekilde gösterilmiştir.



(a)



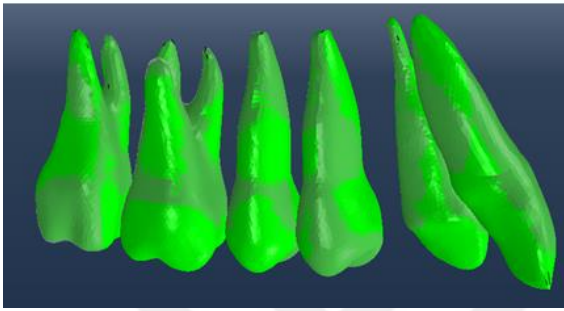
(b)

Şekil 40. Tüm dişlerdeki vertikal yönde gerçekleşen hareket miktarının renk skalası ile gösterimi.

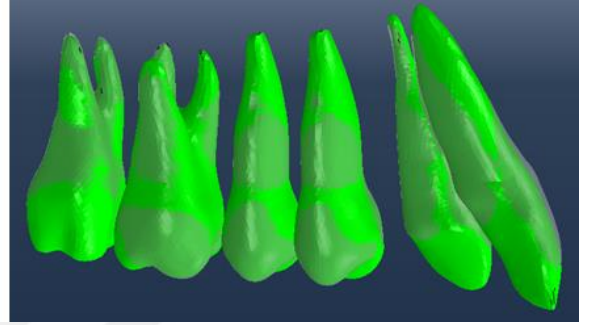
Birinci modele bakıldığında (şekil 40-a) birinci ve ikinci molar dişler haricindeki dişlerde vertikal yönde anlamlı bir değişim olmamıştır. Birinci molar dişin

distobukkal tüberkülünde ve ikinci molar dişlerin distalinde hafif düzeyde intrüzyon hareketi görülmektedir.

İkinci modelde ise (şekil 40-b), anterior dişlerde ekstrüzyon hareketi görülürken ikinci premolar ve birinci molar dişlerin palatinal tüberküllerinde hafif düzeyde intrüzyon hareketi görülmektedir. Birinci premolar dişlerde ise, bukkal tüberküllerde ekstrüzyon hareketi görülürken palatinal tüberküllerde intrüzyon hareketi görülmektedir.

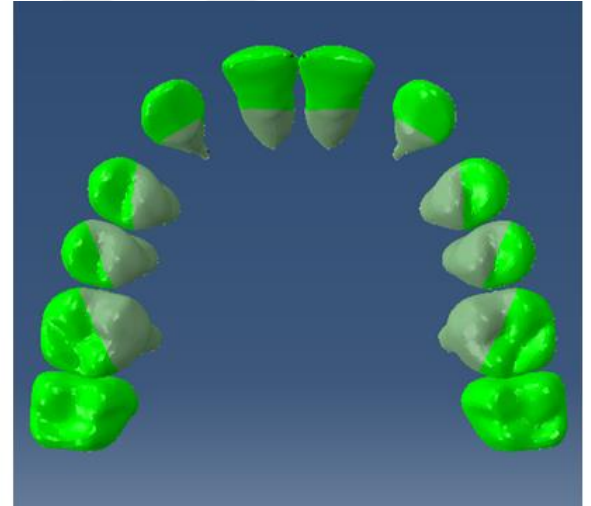
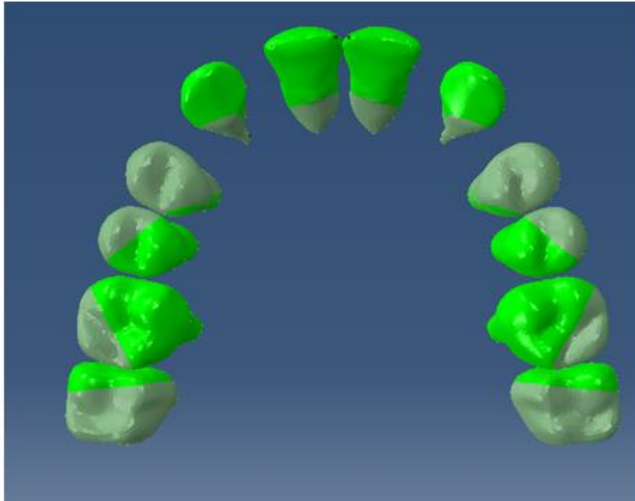


(a)



(b)

Şekil 41. Tüm dişlerdeki vertikal yönde oluşan hareket miktarının sagittal düzlemde görünümü

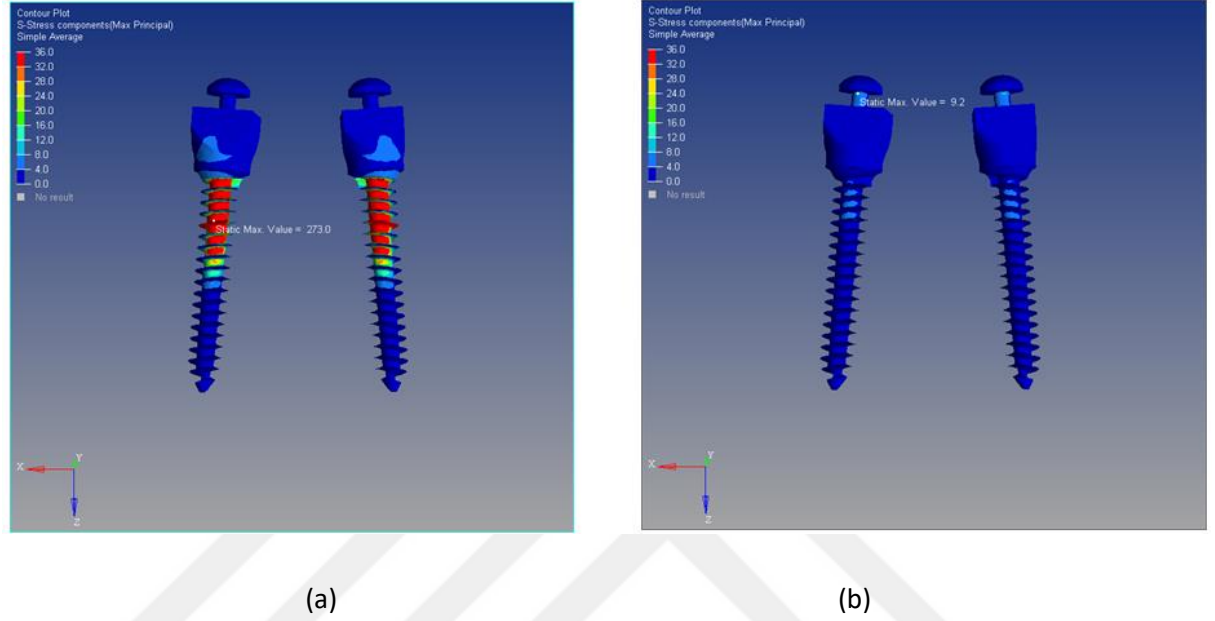


Şekil 42. Tüm dişlerdeki vertikal yönde oluşan hareketin palatinalden görünümü.

Şekilde vertikal düzlemdeki hareketin daha iyi anlaşılması için dişlerin vertikal düzlemde yaptığı hareket görsel olarak 100 kat büyütülmüştür.

4.6. Vidalardaki Asal Gerilme Değerleri

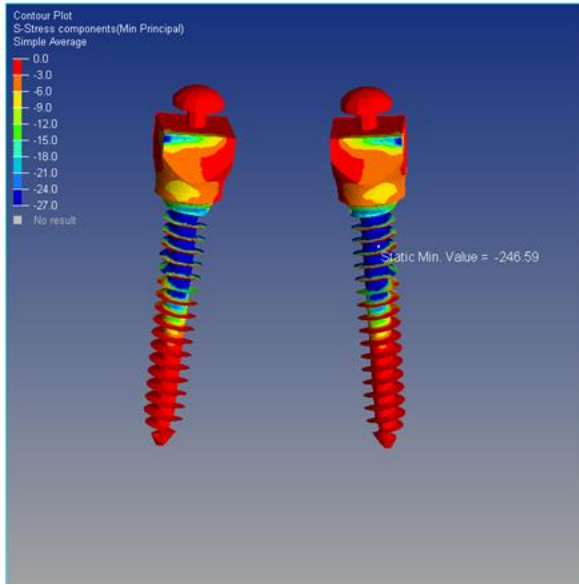
Vidalar üzerine etki eden kuvvetin etkisi ile kemikten aldığı sınırlama şartı altında vidalar eğilme davranışı sergiledi. Bu davranış sonucu vidanın kuvvet uygulanan yüzeyinde sıkıştırma gerilimi yani negatif asal (P_{min}) gerilme değeri gözlemlenirken, diğer yüzeyinde çekme gerilimi yani pozitif asal (P_{max}) gerilme gözlemlendi.



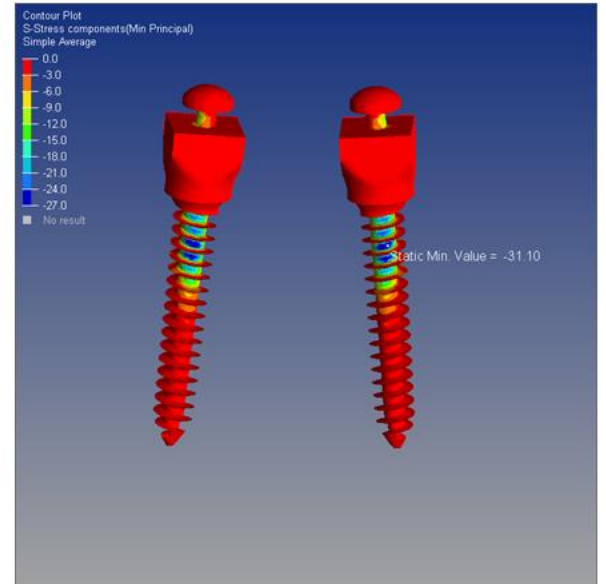
Şekil 43. Vidalarda oluşan Pmax gerilmeleri.

Her iki modelde de gerilme yoğunluğu özellikle kırmızı ve mavi renkle gösterilen vidaların boyun kısmında tespit edildi. Birinci modelde kullanılan vidalarda, ikinci modele göre çok daha büyük çekme ve sıkıştırma gerilimi gözlemlendi.

Birinci modeldeki vidalarda oluşan Pmax gerilme değeri 273 MPa iken, ikinci modeldeki Pmax gerilme değeri 9.2 MPa olarak ölçülmüştür.



(a)

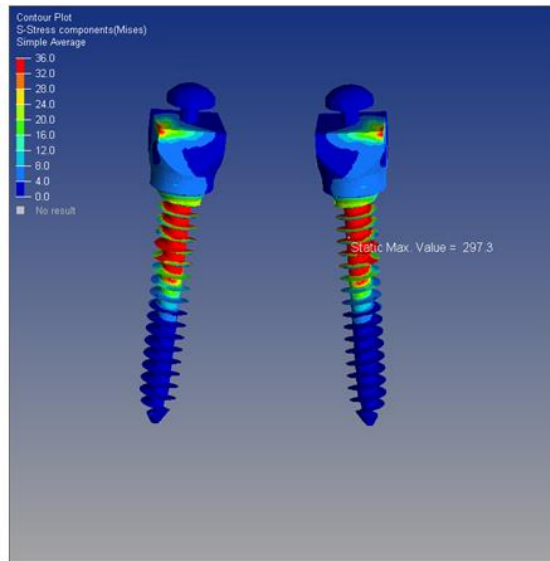


(b)

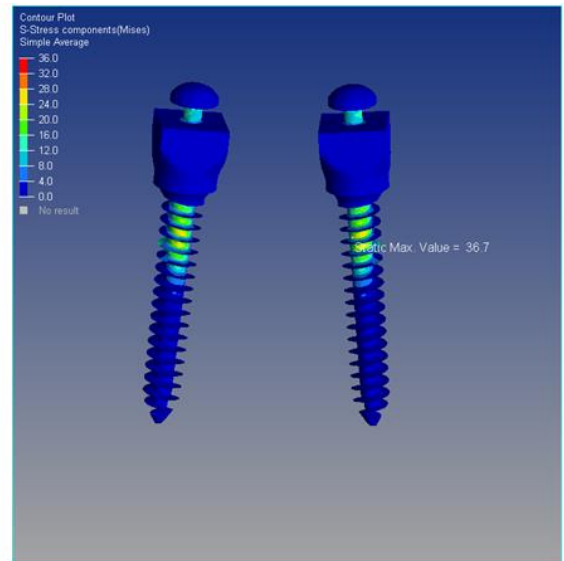
Şekil 44. Vidalarda oluşan Pmin gerilmeleri.

4.6.1. Vidalardaki Von Mises Gerilme Değerleri

Von Mises gerilmesi; materyallerin üzerlerine uygulanan kuvvetin etkisi altında plastik deformasyona uğrayıp uğramayacağını tespit amacı ile kullanılan bir kriterdir. Her iki modelde de hesaplanan Von mises gerilmesi titanyumun akma gerilmesinin altındadır, fakat modeller karşılaştırıldığında; birinci modelde Von Mises gerilmesi ikinci modele göre daha yüksek seviyededir.



(a)



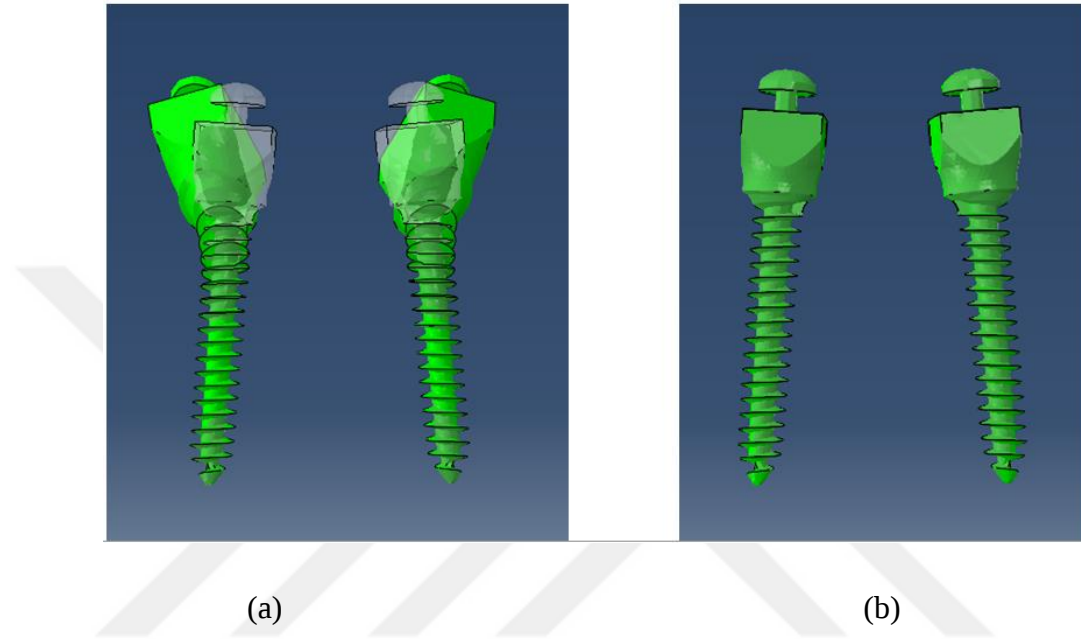
(b)

Şekil 45. Vidalarda oluşan Von Mises gerilmeleri.

Von mises gerilim değeri birinci model için 297.3 MPa iken (şekil45-a), ikinci model için 36.7 MPa (şekil45-b) olarak hesaplanmıştır

4.7. Vidalarki Yer Değıştirmeler

Vidalara uygulanan kuvvet sonucu oluşan hareketi görebilmemiz için 100 kat büyütölüp, kuvvet uygulamasının öncesi ve sonrası karşılaştırıldı.

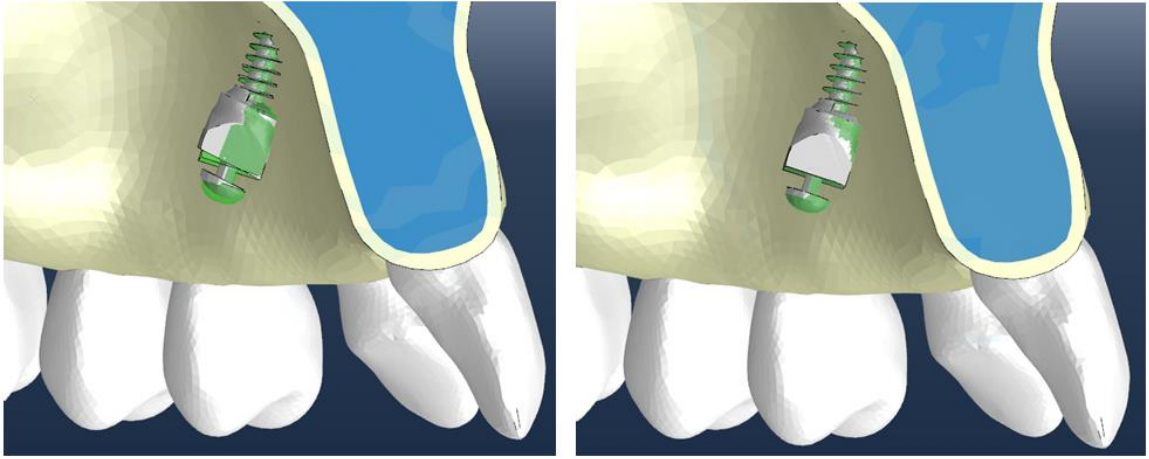


Şekil 46. Vidalardaki yer değıştirme miktarları.

Vida hareketlerinin sagital, koronal ve transvers düzlemler olmak üzere 3 bileşeni vardır. Bu düzlemlerdeki hareketler ayrı ayrı incelenmiştir.

4.7.1. Vidaların Sagital Yöndeki Yer Değıştirmeleri

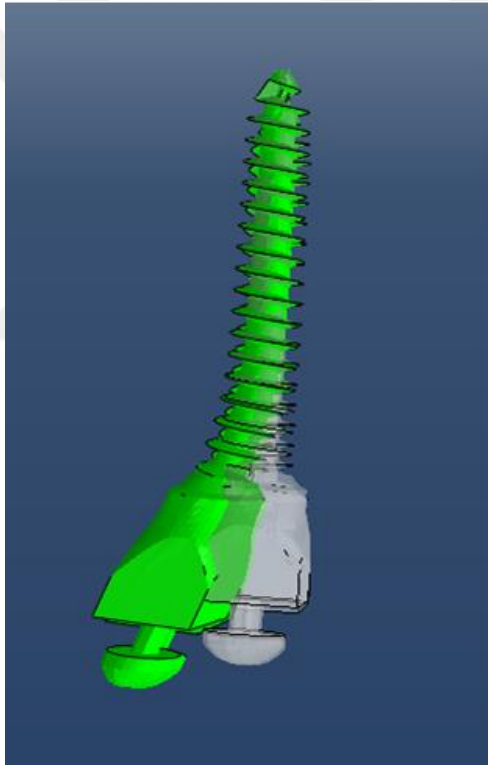
Kuvvetlerin vidalara etki etme şekilleri farklı olduğu için iki modeldeki vida hareketleri birbirinden oldukça farklıdır.



(a)

(b)

Şekil 47. Kortikal kemik içerisindeki vidalarda oluşan hareketin sagittal kesitten görüntüsü.



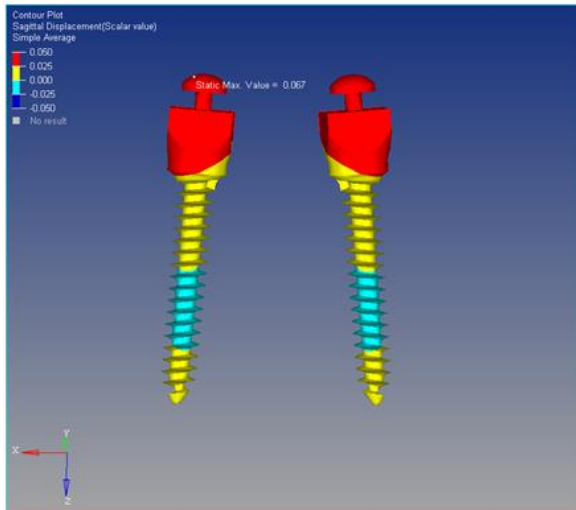
(a)



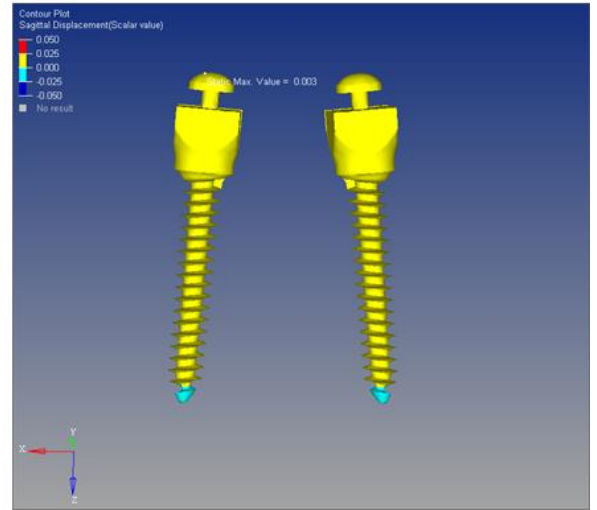
(b)

Şekil 48. Vidaların sagittal yöndeki yer değiştirme hareketi.

Birinci modelde kuvvetin direkt etkisi altında kalan vidalar, +y yönüne doğru hareket etti ve palatine doğru eğilme gösterdi. İkinci modelde santral dişlerin retrüzyonu etkisiyle aparey üzerinden dolaylı olarak etkilenen vidalarda sagittal yer değiştirme miktarı sıfıra yakın ölçüldü.



(a)

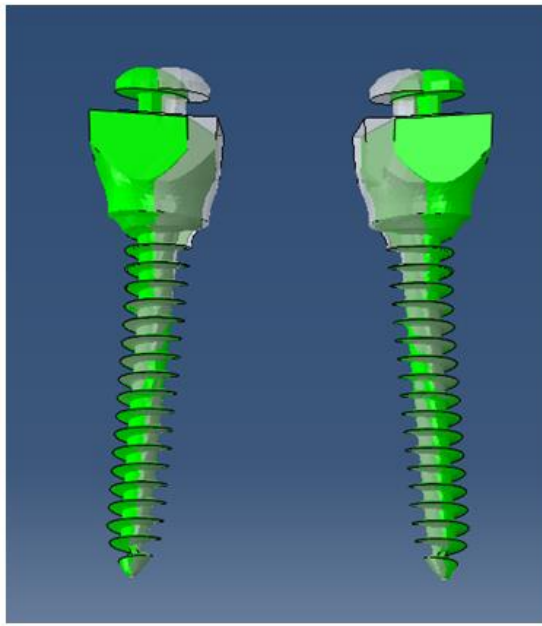


(b)

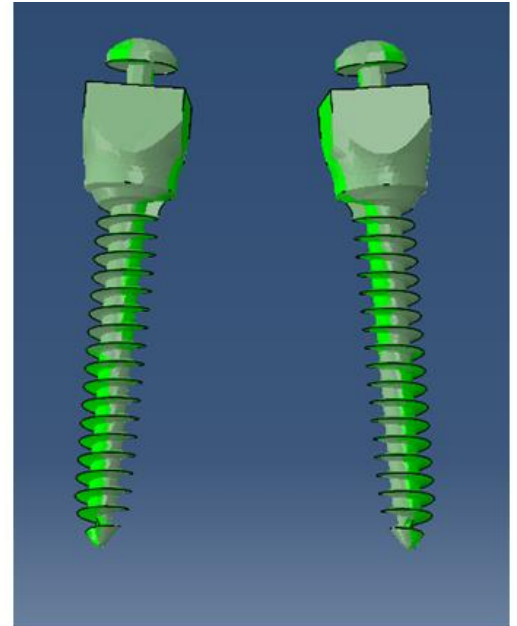
Şekil 49. Vidaların sagittal yöndeki yer değiştirme hareketinin renk skalası ile gösterimi.

4.7.2. Vidaların Transversal Yöndeki Yer Değiştirmeleri

Birinci modelde vidalara aparey üzerinden direkt etki eden kuvvet vidaların üzerinde moment oluşturarak transversal düzlemde dişlere doğru kayma eğilimi göstermesine sebep oldu. Yani vidalar birbirinden uzaklaşacak şekilde hareket eğilimi gösterdi.



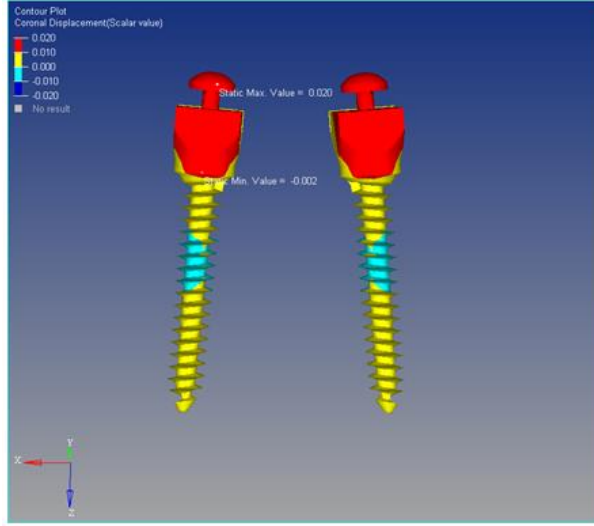
(a)



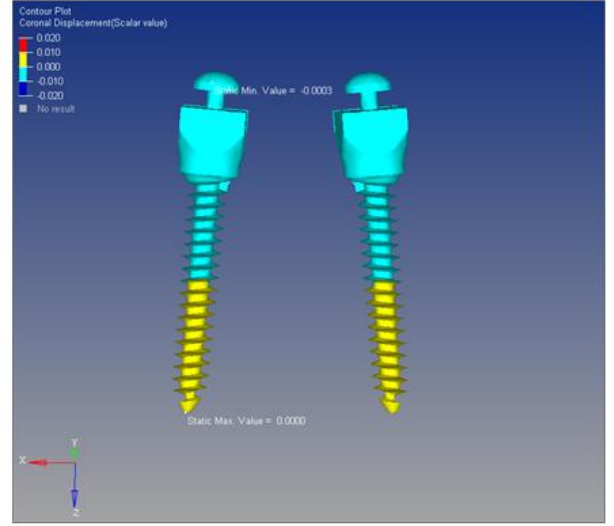
(b)

Şekil 50. Vidaların transversal yöndeki yer değiştirme hareketi.

Kırmızı renkle gösterilen birinci modeldeki vida başlarında transversal yönde hareket tespit edilirken, mavi renkle gösterilen ikinci modeldeki vida başlarında önemli bir hareket tespit edilememiştir. Yani ikinci modeldeki vidaların transversal yönde hareketi sıfıra yakındı.

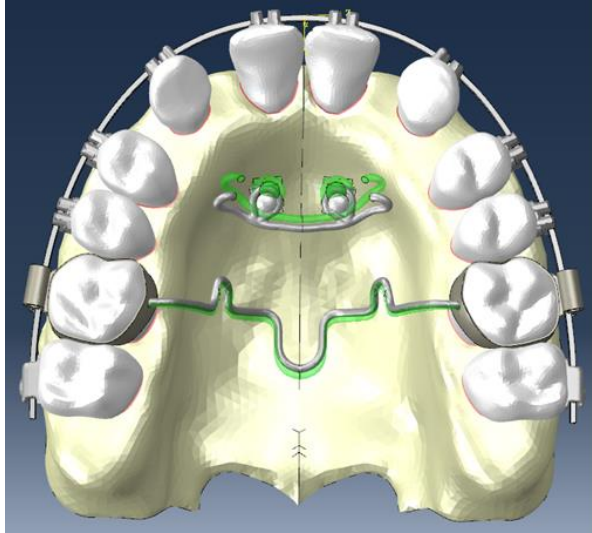


(a)

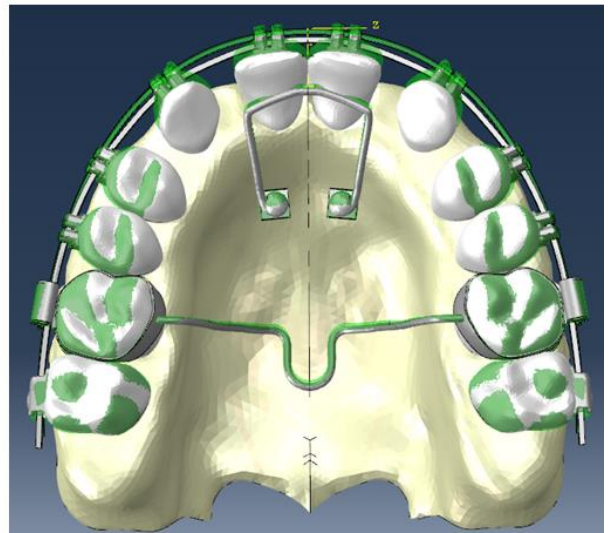


(b)

Şekil 51. Vidaların transversal yöndeki yer değiştirme hareketinin renk skalası ile gösterimi.



(a)

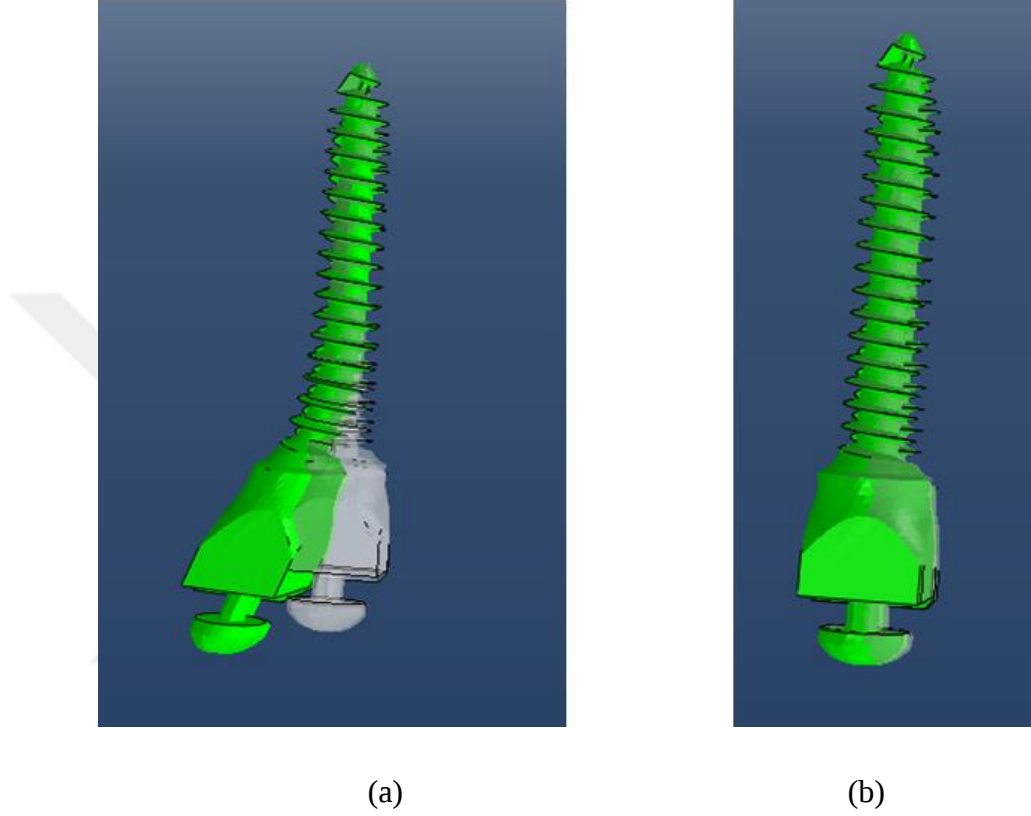


(b)

Şekil 52. Kuvvet öncesi ve sonrası modellerde meydana gelen değişikliklerin palatinalden görünümü.

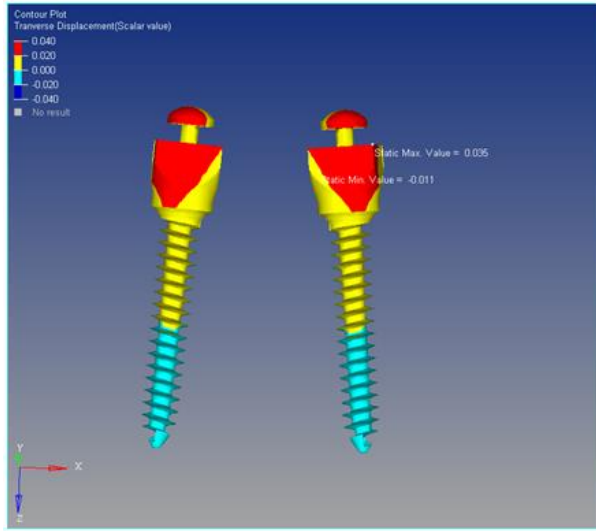
4.7.3. Vidaların Vertikal Yöndeki Yer Değiştirmeleri

Birinci modelde kuvvetin direkt etkisi altındaki minividalalar, palatine doğru eğilme hareketi gösterirken, vida başları vertikal düzlemde +z yönünde hareket eder. Yani vidalarda gerçekleşen retraksiyon hareketi, vida başlarında bir miktar ekstrüzyon hareketine de sebep olmuştur.

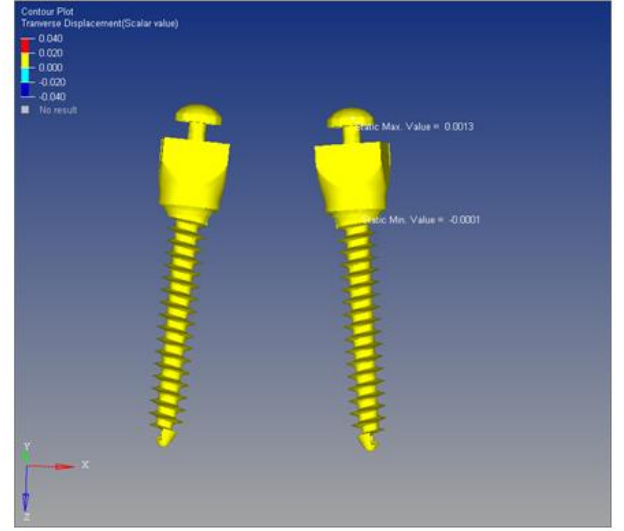


Şekil 53. Vidaların vertikal yöndeki yer değiştirme hareketi.

Vidaların vertikal yöndeki yer değiştirme hareketinin renk skalası değerlendirilerek (şekil 54) birinci modeldeki vida başlarında ekstrüzyon hareketi olduğu tespit edilmiştir. İkinci modeldeki vidalarda ise vertikal yönde gerçekleşen hareket miktarı neredeyse sıfırdır.

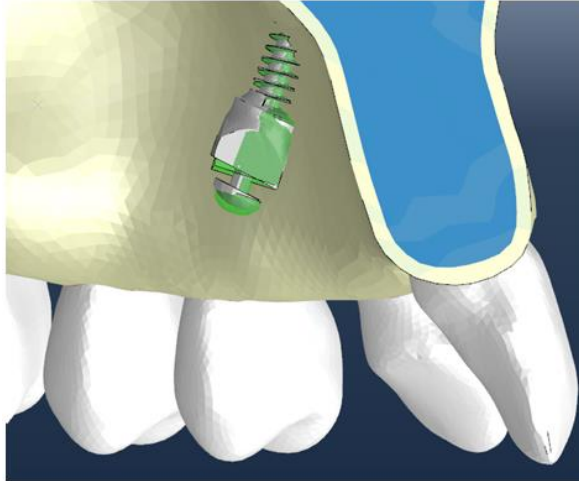


(a)

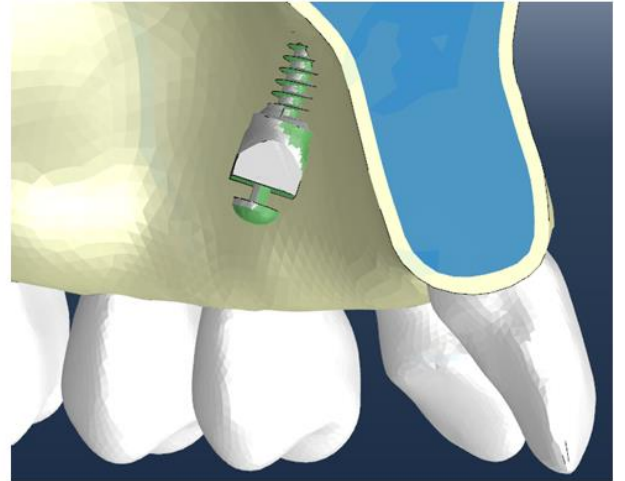


(b)

Şekil 54. Vidaların vertikal yöndeki yer değiştirme hareketinin renk skalası ile gösterimi.



(a)



(b)

Şekil 55. Kortikal kemik içerisindeki vidalarda oluşan vertikal hareketin sagittal kesitten görüntüsü.

5.TARTIŞMA

5.1. Amacın Değerlendirilmesi

Ortodontinin gelişim tarihçesinde, konjenital çift taraflı maksiller lateral diş eksikliğinde, boşlukların açılması mı yoksa kapatılması mı sorusu her zaman kafaları karıştırmıştır. Boşluk kapatmanın temel avantajı, tüm tedavinin ortodontik tedavi ile bitirilmiş olmasıdır. Bu yaklaşım, sert ve yumuşak dokuların zaman içerisindeki değişikliklere daha iyi cevap verebilecek doğal bir durumda kalmasını sağlar (73).

Boşluk kapatmak için kullanılan minimum ankraj apareyleri, literatürde sınırlı olmakla birlikte, genellikle minimum ankraj için ağız dışı apareyler (face mask) ya da intraoral elastikler tercih edilmiştir.

Ortodontik tedavinin, başarısını etkileyen faktörlerin başında ankraj kontrolünün iyi yapılması yer alır. Vidalar, geleneksel ortodontik ankraj metotları yetersiz kaldığında alternatif bir uygulama yöntemi olarak kullanılabilir. Özellikle ankraj amaçlı kullanılacak dental yapıların yetersiz veya etrafındaki kemiğin zayıf yapıda olması, ağız dışı apareylerin ve elastiklerin kullanımının hasta kooperasyonu açısından zor olması, palatal vidaları bir ihtiyaç haline getirmektedir.

Vidaların klinikte lokal anestezi altında kolaylıkla yerleştirilebilmesi, ekstra cerrahi işlemler içermemesi ortodontist için büyük kolaylık sağlar. Anterior palatinal bölgede en yoğun kemik alanı, foramen incisivanın 3-4 mm distaliyle midpalatinal suturun 3 mm laterali olarak rapor edildiğinden (136, 137), palatal vidaların lokal anestezi altında bu bölgeye yapılması önerilir. Palatal vidalar anterior palatinal bölgeye, uygun minivida sürücüsü ile anterior palatinaya dik, anterior dişlerin kök ucu doğrultusunda yerleştirilir.

Çalışmamızın amacı konjenital çift taraflı maksiller lateral diş eksikliği görülen durumda iki farklı total mesializasyon protokolü uygulayarak, palatal vidalarda, maksiller dişlerde ve çevre dokularda oluşan kuvvet ve stres dağılımlarını sonlu elemanlar analizi yöntemi ile ayrı ayrı incelemek ve elde edilen verileri kıyaslayarak, tedavi sırasında oluşan farklılıkları öngörmektir.

Maksiller total mesializasyon endikasyonu konulan, konjenital çift taraflı lateral diş eksikliği olan hastalarda hangi minimum ankraj apareyinin daha etkili olduğunun

belirlenmesine ve literatürde çeşitli görüşlerin yer aldığı kesin bir netliği bulunmayan bu konuya netlik kazandırılmasına ihtiyaç duyulmaktadır.

5.2. Materyal ve Metodun Değerlendirilmesi

Araştırmamızda iki farklı minimum ankraj ünitesi kullanılarak gerçekleştirilen maksiller total mesializasyonda, başlangıç kuvvet uygulamasını takiben maksiller dişlerde ve vidalarda oluşturdıkları; kuvvet ve stres dağılımları, yer değiştirme miktarları, gerilmeler sonlu elemanlar analizi kullanılarak incelenmiştir.

Maksiller diş eksikliği tedavisinde, boşluk kapatma yöntemine karar vermek önemli safhalardan biri olup, hastanın profili, iskeletsel yapısı, mevcut dişlerin şekli, kullanılan teknik, aparey ve kuvvet gibi çeşitli etkenlere bağlıdır. Hasta konveks bir profile sahipse ve mevcut dişlerin şekli ve rengi kamuflaje uygunsa boşlukların kapatılması daha stabil ve uzun ömürlü bir tedavi seçeneği olarak görülür.

Ortodontik tedavi sırasında sabit apareyler ile uygulanan kuvvet sisteminin biyomekanik açıdan dikkatli bir şekilde değerlendirilmesi gerekmektedir. Diş hareketinin optimal kuvvetler ile yapılması, sert ve yumşak dokularda ağrı ve hasar oluşturmada, maksimum hücresel cevabın verilmesi hekim ve hasta için oldukça önemlidir (138).

Uygulanan iki total mesializasyon yönteminde de, kuvvet elastik zincir aracılığı ile verilmiştir. Birinci yöntemde elastik zincir palatinal bölgede transpalatal arktaki çıkıntıdan direkt vidalara sabitlenen apareye, ikinci yöntemde tüm dişlerin braketlerine uygulanmıştır. Literatürde elastik zincir kullanımında önerilen optimum kuvvet miktarı ile ilgili değişik görüşler bulunmaktadır.

Balhoff ve ark. (139), kanin retraksiyonunu stimüle eden üç farklı tasarım mekanizmasını kullanarak, elastomerik zincir ürünlerinin kuvvet azalmasının yüzdesini değerlendirmek için yapmış olduğu çalışmada başlangıç kuvvetini; birinci mekanizmada 242-256 gm, ikinci mekanizmada 540-782 gm, üçüncü mekanizmada ise 253-370 gm aralığında tutmuştur.

Rock ve ark. (140), uzunluk artırımını ile başlangıç kuvvetleri arasındaki ilişkiyi araştırmak için mevcut 13 elastomerik zinciri test etmiştir. % 100 uzamadaki kuvvet değerlerinin her bir malzeme için sabit olduğunu bildirmişlerdir. Tüm kısa filament zincirlerinin % 100 uzamasında daha yüksek başlangıç kuvvet seviyesi ürettiğini,

başlangıç kuvvetlerinin 403-625 gm aralığında olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda, yaklaşık 300 gm'lik kuvvet elde edebilmek için zincirleri orijinal uzunluklarının % 50 ila % 75 'ine kadar uzatılması önerilmiştir.

Samuels ve ark. (141), premolar çekiminden sonra, nikel titanyum kapatıcı yaylar ve elastik zincir kullanarak boşlukların kapatılma hızlarının karşılaştırmışlardır. Yapmış oldukları çalışmada, elastik zincir her hastada mevcut uzunluğunun iki katı kadar gerdirilerek etkinleştirilmiştir. Klinik olarak ölçüldüğünde 400-450 gm'lik başlangıç kuvveti uygulandığı görülmüştür.

De Genova ve ark. (79), piyasada bulunan 3 elastomerik ürünün (Ormco Güç Zinciri II, Rocky Mountain Enerji Zinciri ve TP Elast-0 Zincir-in) kuvvet azalma miktarlarını değerlendirmek için yapmış oldukları çalışmada, elastomerik zincirlere başlangıçta 216-459 gm kuvvet uygulamışlardır.

Araştırmamızda literatürdeki çalışmalarla uyumlu olarak her iki modelde de mesializasyon için 450 gr kuvvet elastik zincir yardımı ile uygulanmıştır.

Elastomerik zincirlerin, uzun bir süre boyunca devamlı ve stabil kuvveti sağlayamaması üzerine bir takım araştırmalar yapılmıştır. 1970'de Andreasen ve Bishara (80), simüle edilmiş ark içi diastema kapanması ve arklar arası kuvvetler açısından lateks elastikleri ve Unitek C-1 elastik zincirleri (Unitek, Monrovia, California) karşılaştırmışlardır. 24 saatlik yükün ardından elastik zincirlerin kuvvet uygulama yeteneğinde % 74'lük bir kayıp hesaplanırken, lateks elastiklerin yalnızca % 42'lik bir kaybı olduğunu hesaplamışlardır.

Yapılan testler sonucunda, ilk günden sonra, kuvvet bozulmasının nispeten istikrarlı bir şekilde azaldığı tespit edilmiştir (81). Bu sonuçlar, Andreasen ve Bishara'nın bu doğal kuvvet kaybını telafi etmek ve istenen kuvvete ulaşılabilme amacıyla başlangıç elastik zincir uzunluğunun dört katına uzatılması fikrini ortaya koymuştur.

1975'te Hershey ve Reynolds (142), diş hareketini simüle eden bir test çerçevesi kullanarak, üç farklı şirketin zincir elastiklerini karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda, zincir elastiklerin kuvvet kaybı davranışında önemli bir farklılık göstermediğini; ancak ilk kuvvet iletiminde zincir elastikler arasında önemli farklılıklar olduğunu

görmüşlerdir. Yazarlar, zincir elastiklerin ilk kuvvetlerini belirlemek için klinik ortamında kuvvet ölçer kullanılması gerektiği sonucuna varmışlardır.

1975'te Hershey ve Reynolds (142), Andreasen ve Bishara'nın aksine (80), birinci günün sonunda % 50 kuvvet kaybı bulmuşlardır. 4 haftalık zaman diliminin sonunda orijinal kuvvetin % 40'ının kaldığını rapor ettiler. Ancak haftada 0.25 mm ve 0.5 mm simüle edilmiş diş hareketi ile 4 hafta sonunda kalan orijinal kuvvet miktarı sırasıyla % 25 ve % 33'e düşmüştür.

Ertesi yıl Wong (143) tarafından yapılan bir araştırmada, iki üreticinin 37 derece su ortamında tutulan 17 mm'lik zincir elastiklerine bakılmıştır. Kuvvet kaybının büyük çoğunluğunun ilk 3 saatte gerçekleştiği bildirilmiştir. Andreasen ve Bishara'ya göre ise (80), % 50-% 75'lik bir kuvvet kaybının ilk 24 saatte meydana geldiği bildirilmiştir. Ayrıca, farklı üreticilere ait zincir elastiklerin ilk kuvvet iletiminde önemli farklılıklar tespit edilmiştir.

Kovatch et al. dakikada 0.2, 2.0 ve 20 inç oranlarında orijinal uzunluklarının % 30'una kadar gerdirilen Unitek Alastik'lerin başlangıç kuvvet değerlerini ve kuvvet bozulmasını değerlendirmişlerdir (144). Hızla uzatılan zincirlerin, yavaş gerilenlere göre daha büyük başlangıç kuvvet seviyeleri gösterdiklerini bildirmişlerdir. Bununla birlikte, bir haftada yavaş hızda gerilmiş zincirler daha az kuvvet bozulması sergilemişlerdir.

1978'de Ash ve Nikolai, havada, suda ve in vivo ortamda uzatılmış zincir elastiklerin kuvvet kayıplarını karşılaştırdı (81). İn vivo ortama maruz bırakılan zincir elastiklerin, 30 dakika sonra havada tutulanlara göre önemli ölçüde daha fazla kuvvet bozulması sergilediğini bildirdiler. Suda tutulan zincir elastikler ile in vivo olanlar arasında bir haftaya kadar hiçbir fark kaydedilmedi. Bununla birlikte, üç hafta sonunda in vivo ortamda bulunan zincir elastikler suda bulunanlara göre daha fazla kuvvet kaybına uğradı, ancak her ikisi de Storey ve Smith'e (145) göre dişleri hareket ettirmede etkili olan 160 gm'den daha fazla kuvvet seviyelerini korudu. Çiğneme, ağız hijyeni, tükürük enzimleri ve ağız içindeki sıcaklık değişimlerinin etkilerinin in vivo elastik zincirlerin bozulma oranlarını etkilediğini öne sürdüler. Ash ve Nikolai (81), başlangıçtaki uzamaların çok fazla olduğunu belirtmelerine rağmen, okuyucuya test edilen zincirlerin orijinal uzunluğunu sağlayamadılar ve bunun sonucunda zincirin optimum davranışı için gereken uzama miktarı belirlenemedi.

De Genova ve ark. (79), 1985'te sabit bir uzunlukta tutulan ve yapay tükürükte saklanan üç şirkete ait zincirlerin kuvvet bozulmasını araştırmışlardır. İlk çalışmada, bir numune seti 37 derece sıcaklıkta tutulmuş, diğeri ise 15 ile 45 derece arasında termal döngüye alınmıştır. Termal döngülü zincirlerin 3 hafta sonunda önemli ölçüde daha az kuvvet kaybı sergilediği bildirilmiştir.

De Genova ve ark. (79) ayrıca, kısa filament zincirlerinin genellikle daha yüksek başlangıç kuvvet seviyeleri sağladığını ve uzun filament zincirlerinden daha yüksek oranda kuvveti muhafaza ettiğini göstermişlerdir. Zincir elastiklerin kuvvet bozulması, daha önceki çalışmalarda bildirildiği gibi % 50 ila % 75 aralığındaydı (80, 81, 142, 143).

Yayınlanmamış bir tezde, Williams ve von Fraunhofer (146), üç şirketten kısa filament, gri ve şeffaf zincirlerin kuvvet kaybını incelemiştir. Berrak zincirlerin genellikle daha yüksek bir başlangıç kuvveti sağladığı tespit edilmiştir. Sabit bir uzunlukta uzatılıp ve simüle edilmiş oral ortamında saklanırken, bir hafta sonunda kuvvetin büyük bir yüzdesinin korunduğu görülmüştür. İkinci bir çalışmada ise diş renginde bir elastomerik zincir dâhil edilmiştir. Bu zincir her zaman daha yüksek bir başlangıç kuvveti sağlamıştır. Bir hafta sonunda gri zincirden daha fazla orijinal kuvveti koruduğu bildirilmiştir. Kuvvet seviyelerindeki bu farklılıklar, zincirlerin renklendirilmesinde kullanılan dolgu malzemesine bağlanmıştır.

Elastomerik zincirlerin özelliklerine ilişkin kapsamlı literatür incelemesi, araştırma yöntemlerinin değişken doğası nedeniyle değerlendirilmesi ve standardizasyonu zor olmuştur. Ayrıca, bireysel ürünlerle ilgili özel bilgiler de çeşitli üreticilerin ürünlerinin karşılaştırmasını zorlaştırmaktadır (82).

Samuels ve ark. (141), premolar çekiminden sonra, nikel titanyum kapatıcı yayla ve elastik zincir kullanılarak boşlukların kapatılma hızlarının karşılaştırmışlar. Yapılan bu çalışmada, nikel titanyum kapalı sarmal yayın daha uzun bir etki aralığı boyunca hafif ve sürekli bir kuvvet ürettiği belgelenmiştir (147, 148). Elastik zincir çalışmalarında standardizasyonu sağlamak çok zordur. Ağız içi birçok faktörden etkilendiği ve kuvvet kaybına uğradıkları için sürekli bir kuvvet uygulayamazlar. Ancak kapatıcı yayların anterior bölgede estetik olmaması, sürekli dudağa takılması ve hastaya rahatsızlık vermesi gibi durumlardan ötürü çalışmamızda elastik zincir kullanılmıştır.

Literatürde elastik zincir kullanımı ile konjenital lateral diş eksikliğinde total mesializasyonun yapıldığı herhangi bir çalışma bulunmadığından çalışmamız yapılacak olan yeni araştırmalara da yol gösterici olacaktır.

Dişlerin mesializasyonu esnasında dişlerin devrilme ve rotasyon miktarını etkileyen başka bir etken ise telin elastikiyetidir. Tellerde katılık oranı düştükçe, tel daha çok esner ve dişlerde devrilme hareketi daha fazla görülür. Bu sebeple mesializasyon hareketi yapılırken, paslanmaz çelik ya da kobalt-krom alaşımı gibi katı tellerin tercih edilmesi gerektiği bildirilmiştir (149).

Tel çapı ile braket slot çapı arasındaki boşluk miktarının da dişin devrilme miktarını etkilediği bildirilmiştir. Dişlerin mesializasyonu gibi kontrollü kaydırma tekniklerinde, devrilme miktarını en aza indirebilmek için 0.019x0.025 inç kesitli paslanmaz çelik tellerin kullanılmasının daha uygun olduğu belirtilmiştir.

Literatür incelendiğinde braket slot büyüklüğünün sürtünme direncini etkilemediği görülmektedir (150, 151). Fakat yapılan çalışmaların bazılarında telin katılığının artması sonucu kilitlenme olayının azalması sebebiyle slot büyüklüğünün 0.018 inçten 0.022 inçe yükseltilmesiyle birlikte sürtünme direncinin azaldığı vurgulanmıştır (152, 153). Öte yandan ark telinin braket slotunu tamamen doldurması sonucunda aşırı kilitlenme ve fazla miktarda sürtünme oluşmasına rağmen daha kontrollü diş hareketi elde edilmektedir (154).

Pratten ve ark. (155), Ni-Ti tellere göre paslanmaz çelik tellerde daha az sürtünme oluştuğunu ve paslanmaz çelik braketlerde seramik braketlere göre daha düşük sürtünme görüldüğünü bildirmişlerdir. Yapılan bir diğer araştırmada ise metal braketler daha pürüzsüz bir yüzeye sahipken, seramik braket yüzeylerinin daha pürüzlü olduğu belirtilmiştir (156).

Çalışmamızda, maksiller total mesializasyon için her iki modelde de 0.022x0.028 inç slotlu paslanmaz çelik braketler seçilmiş ve 0.019x0.025 inç kesitli paslanmaz çelik teller kullanılmıştır. Bu özelliklere sahip ark telinde, mesializasyon hareketi sırasında Ni-Ti tellere göre daha az sürtünme ve daha paralele yakın hareket elde edileceği düşünülmüştür.

Newton'un etki-tepki prensibine göre, ortodontik tedavi esnasında hareketi istenilen dişlere kuvvet uygulandığında tersi yönünde tepki kuvvetleri oluşmaktadır.

Tepki kuvvetleri destek alınan dişlerde istenmeyen bir takım sorunlara sebep olmaktadır. Destek dişlerde meydana gelen, istenmeyen yan etkilere karşı oluşan direnç “ankraj” olarak tanımlanır (157, 158).

Ortodontik tedavi sürecinde, ankrajı sağlamak için çeşitli ekstraoral ve intraoral apareyler kullanılabilir. Ekstraoral apareylerin kullanım zorluğu, hasta kooperasyonuna bağlı olması, istenmeyen diş hareketlerinin oluşabilmesi gibi çeşitli dezavantajları bulunmaktadır (157, 159).

Son yıllarda intraoral ve ekstraoral ankraj sağlama yöntemlerine alternatif olarak iskeletsel yapıda uygulanabilen minivida, onplant, endosseöz implantlar gibi geçici ankraj ünitelerinden yararlanılmaya başlanmıştır (158, 160). Endosseöz implantlar ve onplantlar başarılı bir şekilde kullanılmasına rağmen; klinik uygulamaları, ebatları ve komplike tasarımlarından ötürü dişsiz bölge ya da retromolar bölgede kullanımı ile sınırlı kalmaktadırlar. Ek olarak osseointegrasyon için gereken bekleme süresi (2-6 ay), detaylı klinik ve laboratuvar işlemlerinin bulunması, tedavi bitiminden sonra çıkartılma zorluğu ve maliyetlerinin de yüksek olması diğer dezavantajları arasında yer almaktadır (161, 162).

Minivida; biyouyumlu olması, küçük boyutlara sahip olması ve yerleştirilmesinin kolaylığı olması sebebiyle ortodontik diş hareketlerinde giderek önem kazanmaktadır (83). Ortodontik minivida, direkt veya indirekt ankraj sağlamak amacıyla iki şekilde de kullanılabilmektedir.

İndirekt ankrajda; hareket etmesi istenmeyen bölgenin ankrajının arttırılmasını sağlarken; direkt ankrajda ise hareketi istenen bölgeye gelen kuvvet, direkt olarak iskeletsel yapıya yerleştirilen ağıttan uygulanmaktadır (18). Özellikle ankraj amaçlı kullanılacak dental ağıtların elverişsiz veya etrafındaki kemiğin zayıf yapıda olması, ekstraoral apareylerin kullanımının hasta kooperasyonu açısından zor ve pratik olmaması, mini vida kullanımını bir ihtiyaç haline getirmektedir.

Araştırmamızda birinci modelde palatal minivida direkt ankraj ünitesi olarak kullanılmış ve transpalatal arkın çıkıntılı kollarından direkt olarak palatal minivida üzerindeki apareye elastik zincir ile 450 gr kuvvet uygulanmıştır. İkinci modelde ise palatal minivida indirekt ankraj ünitesi olarak santral dişleri palatinal bölgesinden destekler ve elastik zincir tüm dişlere uygulanarak 450 gr’lık bir kuvvet oluşturur.

Canlı dokularda, kuvvet analizlerinin yapılabilmesi genellikle güçtür. Bu sebeple; yapılması istenen analizler sanal ortamda oluşturulan modeller üzerinde gerçekleştirilir. Modellerin gerçeklik seviyesi ne kadar yüksekse, oluşacak gerilmelerin canlı dokularda üzerindeki etkileri de o oranda benzerdir (163).

Kuvvet analizlerinin uygulanabilmesi için; gerinim ölçer analiz yöntemi, sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, fotoelastik analiz yöntemi, holografik interferometre analiz yöntemi ve kırılğan vernikle kaplama yöntemi gibi yöntemler birçok araştırmacı tarafından kullanılmıştır (25, 164, 165).

Diş hareketlerinin incelenmesinde, gerinim ölçer analiz yönteminin güvenilirliğinin yüksek olduğu bildirilmiştir. Ancak doku içerisinde oluşan gerinimlerin ölçülebilmesi için, gerinim ölçerlerin doku içerisine yerleştirilmesi gerekliliği bu yöntemin başlıca dezavantajıdır (25, 166). Ayrıca oluşturulan modellerin, fiziksel özelliklerinin gerçek dokuların fiziksel özelliklerini tamamen yansıtamaması da bu yöntemin başka bir dezavantajıdır (166).

Holografik interferometre analiz yöntemi, yüzey deformasyonlarını hassas bir şekilde kaydebilirken, canlı dokularda oluşan gerilme bölgelerini belirleyemez. Ayrıca bu analiz yöntemiyle ağız ortamında gerçekleşen termal etkilerin oluşturduğu sonuçların da incelenmesi imkânsızdır (167).

Kırılğan vernikle kaplama yönteminde, analiz için hassas ve pahalı aygıtların kullanılacağı bir deney düzeneğinin kurulması gerekmektedir. Ayrıca hazırlanmış modelin tekrar kullanılamaması ve canlı dokularda meydana gelen gerilmelerin incelenememesi bu analiz yönteminin dezavantajlarından (167, 168).

Fotoelastik analiz yönteminde, incelenecek yapıların fotoelastik malzemeden modellenmesi yapılır. Fakat oluşturulan modellerin karmaşık geometrilerini temsil edecek kadar detaylı yapılamadığı için gerçeğe yakın sonuçlar elde edilemez (25, 169).

Miyakawa ve ark. (133), ortodontik apareyleri ve dentoalveolar yapılardan oluşan sistemi sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelemişler ve bu analiz yönteminin ortodontik diş hareketlerini sistematik ve nicel bir şekilde değerlendirdiği için fotoelastik yöntemle göre daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir.

Sonlu elemanlar analizi, düzgün bir geometriye sahip olmayan yapıların gerilme, gerinme ve yer değiştirmelerini hassas ve nicel olarak araştıran matematiksel bir analiz yöntemidir (170). Çalışmamızda; diğer kuvvet analiz yöntemlerinin, karmaşık yapıları ayrıntılı bir şekilde modelleyememesi, fiziksel özellikleri ayrıntılı şekilde yansıtamaması, in-vitro ortamda doku içerisine aygıt yerleştirilmesi ve deney düzeneğine ihtiyaç duyulması gibi dezavantajları olduğundan sonlu elemanlar analizi tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar analizinde; asal gerilmeler, Von mises gerilmeleri ve yer değiştirme değerleri elde edilmektedir. Gerilme değerleri, materyalin mekanik özellikleri dikkate alınarak incelenmelidir. Diş ve kemik gibi kırılğan materyaller için asal gerilme değerleri; implant gibi çekilebilir materyaller içinse Von Mises gerilme değerleri dikkate alınmalıdır. Von Mises değerleri, kuvvetin uygulaması sonucunda oluşan gerilmenin dağılımını ve yoğunluğunu gösterir. Gerilmenin karakterini ve hangi bölgelerde yoğunlaştığını belirtmek içinse asal gerilmeler incelenmelidir (121).

Araştırmamızda palatal minividaların çevresinde oluşan gerilmelerin dağılımını incelemek için Von Mises gerilmeleri, dişlerde ve çevre yapılarında oluşan gerilmeler için ise asal gerilmeler kullanılmıştır. Ayrıca genel olarak fikir vermesi için palatal minividaların çevresindeki asal gerilmeler ve dişlerin çevresinde oluşan Von Mises gerilmeleri de incelenmiştir.

Sonlu elemanlar analiziyle elde edilecek veriler için, oluşturulan sanal modelin gerçeğe yakınlık oranı önemlidir. Analizin yapılabilmesi için modelleme safhasında genellikle üç boyutlu inceleme sağlayan CT ve MR görüntülerinden yararlanılmaktadır (171). Çalışmamızda maksillanın üç boyutlu olarak modellenmesinin yapılabilmesi için erişkin bir hastaya ait CBCT görüntülerinden faydalanılmıştır.

Analizin dişlerdeki pozisyon farklılıklardan etkilenmemesi ve standardize edilebilmesi için, dişlerin eksen eğimleri MBT tarafından belirtilen tork değeri, rotasyon ve angulasyonuyla uyumlu olarak konumlandırılmış ve ideal diş dizimi oluşturulmuştur.

Kuvvet dağılımını etkileyen en önemli faktör kullanılan malzemelerin ve dokuların yapısıdır. Malzemelerin ve dokuların; elastikiyet modülü ve Poisson oranı iki önemli ayırt edici özelliktir. Araştırmamızda literatür ile benzer değerde elastikiyet modülü ve Poisson oranları kullanılmıştır (172, 173).

Araştırmamızda oluşturulan modellerdeki yapılar; homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Gerçekte herhangi bir materyalin ve yapının tamamen homojen ve izotropik olması muhtemel değildir (174). Bu nedenle yapmış olduğumuz çalışmamızda genellemelerden elde edilen veriler, gerçek verilere göre biraz farklılık göstermektedir. Ancak çalışmamızda kullanılan modellerdeki; kuvvet miktarları ile malzemelerin mekanik özellikleri sabit tutulduğu ve modeller birbirlerine göre karşılaştırmalı değerlendirildiği için bilimsel açıdan araştırmamızın uygun olduğunu düşünmekteyiz.

Çalışmamızda ayrıca matematiksel modellerin elde edebilmesi amacıyla solid-tetrahedral eleman özelliğinden yararlanılmıştır. Gautam ve ark. (175), tetrahedral eleman özelliğinin, insan vücudundaki dentoalveolar dokular için uygun olduğunu belirtmişlerdir.

İşeri ve ark. (176), mandibula ve kafatasının farklı elemanlar ile yapılmış modeller üzerinde, aynı çalışmayı yapan Tanne ve ark. (177) ile sonuçlarını kıyaslamışlar ve farklılıklar görülmesine rağmen mekanik cevapların her iki araştırmada da benzer olduğunu bildirmişlerdir.

Jones ve ark. (178), uygulanan kuvvet sonucu oluşan gerilme ve gerinimlerin çok büyük oranda periodontal ligament alanında oluştuğunu bildirmişlerdir.

Araştırmamızda, kuvvetin ilk uygulama anındaki etkileri incelendiğinden ve bu etkilerin neredeyse tamamının periodontal ligament alanı içerisinde meydana gelmesinden dolayı, dişlerin çevre dokusu olarak yalnızca periodontal ligamente yer verilmiştir. Palatinal minividaların etrafında oluşan gerilmeleri değerlendirebilmek amacıyla; kortikal kemik ve spongioz kemik modellenmesi yapılmıştır. Periodontal ligamentin mekanik özelliklerini incelemek için yapılan çalışmaların bazılarında, bu yapının anizotropik ve lineer olmayan viskoelastik özellik gösterdiği bildirilmiştir (24, 179, 180). Ayrıca periodontal ligamentin kök boyunca farklı kalınlıklar gösterdiği de belirtilmiştir (179). Diğer yandan bazı çalışmalarda ise periodontal ligament homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul görmüştür. Bu faktörler daha önce periodontal ligamentteki stres dağılımlarının hesaplanması için yapılan çalışmalarda araştırılmasına rağmen diş hareketlerini ne şekilde etkilediği tam olarak belirlenememiştir (123, 181, 182).

Mc Guinness ve ark. (183), yaptığı araştırmada periodontal ligamentin kuvvet uygulamasından hemen sonra oluşacak diş hareketlerinin değerlendirilmesi için, izotropik ve elastik olarak kabul görebileceğini, kemik remodelingini içeren ikincil diş hareketlerinde ise izotropik ve elastik kabul görmeyeceğini bildirmişlerdir.

Araştırmamızda, kuvvetin ilk uygulanma anında oluşan diş hareketleri incelendiği için, modellerin ikisinde de periodontal ligament yapılarının; izotropik lineer elastik özelliklere sahip olduğu ve tüm dişler için aynı kalınlıkta olduğu kabul edilmiştir.

5.3. Modellerin Yapısının Değerlendirilmesi

Çalışmamızda iki farklı palatal minivida destekli minimum ankraj sistemiyle yapılan maksiller total mesializasyon sırasında ilk kuvvet uygulamasını takiben diş, destek dokularda ve minividalarda oluşan gerilme ve yer değiştirmelerin incelenebilmesi için iki model oluşturulmuştur.

5.3.1. Birinci Modelin Yapısının Değerlendirilmesi

Birinci modelde minimum ankraj ünitesi olarak; 1.6 mm çapında, 12 mm uzunluğunda, 2 adet paslanmaz çelik vida 90° açıyla, anterior palatinal bölgede foramen incisivanın 3-4 mm distaliyle median suturun 3 mm laterale yerleştirilmiştir. Literatürde palatinal bölgeden ankraj alma çalışmaları incelendiğinde, vidaları yerleştirdiğimiz bölge en yoğun kemik alanı olarak rapor edilmiş ve çalışmamızla uyum göstermiştir (136, 184).

Minimum ankraj için tasarlanmış birinci aparey, palatal minividaların üzerine sabitlenmiştir. Birinci modelde kullanılan palatinal minividalar direk ankraj elde etmek amacıyla kullanılmıştır. Maksiller birinci molar dişler arasına 0.9 mm telden bükülmüş transpalatal ark yerleştirilmiştir. Bu transpalatal arkın 2 adet çıkıntısı bulunmaktadır. Bu çıkıntılardan minividaların üzerine sabitlenmiş minimum ankraj apareyine zincir elastik yardımı ile 450 gr kuvvet uygulanmıştır. Bu modelde 0.022x0.028 inç slotlu braketlerde 0.019x0.025 inç kesitli paslanmaz çelik ark teli kullanılmıştır.

5.3.2. İkinci Modelin Yapısının Değerlendirilmesi

İkinci modelde de minimum ankraj ünitesi olarak; 1.6 mm çapında, 12 mm uzunluğunda, 2 adet paslanmaz çelik vida 90° açıyla, anterior palatinal bölgede foramen

incisivanın 3-4 mm distaliyle median suturun 3 mm lateraline yerleştirilmiştir. Minimum ankraj için tasarlanmış ikinci aparey, palatal minividaların üzerine santral dişlerin palatinalinden destekleyecek şekilde sabitlenmiştir. İkinci modelde kullanılan palatinal minividalar indirekt ankraj elde etmek amacıyla kullanılmıştır. Maksiller birinci molar dişler arasına 0.9 mm telden bükülmüş transpalatal ark yerleştirilmiştir. Ve tüm maksiller dişlerin bukkal yüzeylerinde bulunan braketlerine elastik zincir yardımı ile 450 gr kuvvet uygulanmıştır. Bu modelde de 0.022x0.028 inç slotlu braketlerde 0.019x0.025 inç kesitli paslanmaz çelik ark teli kullanılmıştır.

Araştırmamızda her iki modelde de, ağız içerisinde birçok yere uygulanabilmeleri, yüksek başarı oranına sahip olmaları, klinikte kolay uygulanabilmeleri, hastada oluşacak olumsuz duyguların az olması ve düşük maliyetli olmaları sebebiyle minivida kullanımı seçilmiştir. Birçok araştırmacı minividaları çeşitli diş hareketlerinde ankraj amaçlı olarak kullanmaktadır (18).

Model üzerinde minividaların konumlandırılması yapılırken, palatinal kemik içerisinde bulundukları yerler literatür ile uyumlu olarak seçilmiştir. Minividaların yerleştirildiği alanda etrafındaki diş kökleriyle temas etmemesine, kökler ile vidalar arasında yeterli mesafenin bulunmasına özen gösterilmiştir.

Minividalar ağız içerisinde pek çok alana yerleştirilebilirler. Palatinal bölge, maksiller tuber bölgesi, zygomatik arkın inferior yüzeyi, interradiküler bölgeler, anterior nazal spina altında kalan bölüm, mandibular retromolar bölge, simfizis, mandibular birinci ve ikinci molarların hizasına denk gelen bukkal kemik yüzeyi gibi pek çok alana yerleştirilebilirler (185-190).

Minividaların yerleştirme alanı açısından bakıldığında, anterior palatinal bölge en uygun anatomik bölgelerden biridir (184, 191, 192). Vida yerleşimi düşünüldüğünde; bölgenin diş yapılarından nispeten uzakta bulunması, dişlerin hareketlerinden etkilenmemesi, keratinize dişetinden oluşması ve hareketli dokuların olmaması, kemik kalınlığının yeterli olması gibi faktörler, bu bölgeye yerleştirilen minividaların başarı oranını oldukça yükseltmektedir. Ayrıca çalışmaların bir kısmında, bu bölge nazomaksiller kompleksin direnç merkezi olarak da rapor edilmiştir (193, 194).

Ludwig ve ark. (184) ve King ve ark. (195)'na göre anterior palatinal bölgede kemiğin en yoğun olduğu alan, insiziv foremenin 3-4 mm distali ile, palatal suturun 3

mm lateralinde, Bernhart ve ark. (196)'na göre insiziv foremenin 6-9 mm distali ile 3-6 mm laterali arasında, Kang ve ark. (197)'na göre median palatinal suturun 3 mm lateralinde, Ryu ve ark. (198) göre insiziv foremenin 0-8 mm posteriorunda, median palatal suturun 0-4 mm lateralinde ve Zou ve ark. (136)'na göre ise insiziv foremenin 3 mm posteriorunda ve median palatal suturun 3-6 mm lateralindedir. Literatürdeki çalışmalar ışığında, çalışmamızda minivida ların, kemik kalınlığının en uygun olduğu insiziv foremenin 3-4 mm distaliyle, median palatinal suturun 3 mm lateraline yerleştirilmesine karar verilmiştir.

Literatürde minivida uzunlukları ile ilgili çeşitli bilgiler yer almakla birlikte, uzunlukları için 4-21 mm, çaplarının ise 1.0-2.3 mm arasında olduğu bildirilmiştir (18, 199). Genellikle palatinal bölgede kullanılan minivida lar, Ludwig ve ark. (184) tarafından; 1.7mm çapında ve 8 mm uzunluğunda tanıtılan minivida lar ve bu vidalarla entegre çeşitli amaçlar için üretilmiş parçalarla kullanılmaktadır. Bu tür bir sistemin, klinik açıdan karmaşık ve uzun laboratuvar işlemleri içermesi ve maliyet açısından da yüksek olması dezavantajıdır.

Araştırmamızda direkt olarak, klinik ortamda basit bir minivida sürücüsüyle uygulanabilen ve gerekli dayanıklılığı gösterebilecek özelliklere sahip; 1,6 mm çapında 12 mm uzunluğunda paslanmaz çelik minivida lar (Anchorage Screw, Bomei, Taiwan) seçilmiştir. Uygulanan minivida nın üzerine yerleştirilecek olan minimum ankraj apareyinin yeterli tutuculuğu sağlayabilmesi için 4 mm'lik vidanın baş kısmı doku dışında bırakılmıştır.

5.4. Bulguların Tartışılması

Kuvvet uygulanan kemiklerin üzerinde meydana gelen gerilim ve gerinimler stres miktarı ile doğru orantılıdır (200, 201).

Farklı kuvvet miktarı, farklı sınır koşulları, farklı düğüm ve eleman sayıları, asal gerilmeler yerine Von Mises gerilmelerinin değerlendirilmesi gibi etkenler farklı gerilme değerlerinin meydana gelmesine neden olmaktadır. Bu sebeple çalışmalarda sonlu elemanlar analizi kullanımı planlanıyorsa, ortaya çıkan gerilimlerin büyüklükleri apareylerin kendi aralarında kıyaslanması ile daha anlamlı ve sağlıklı sonuçlar verir. Ayrıca gerilimin tipinin (basma, çekme) değerlendirilmesiyle de daha anlamlı veriler elde edilmektedir.

5.4.1. Birinci Total Mesializasyon Apareyi ile İkinci Total Mesializasyon Apareyi Modelinden Elde Edilen Bulguların Karşılaştırılması

5.4.1.1. Kortikal Kemiğe Ait Bulguların Karşılaştırılması

Bulguları karşılaştıracak olursak;

Birinci modelde, kuvvetin vidalara direkt etki etmesinden dolayı vidalar kuvvet yönüne doğru eğilme hareketi göstermiştir. Kortikal kemik yüzeyinde, en büyük asal gerilme (P_{max}) vidanın santral diş tarafına bakan yüzeyinde gözlemlenirken, en küçük asal gerilme (P_{min}) vidanın posterior palatinal tarafına bakan yüzeyinde tespit edilmiştir.

İkinci modelde ise vidalara kuvvet iletimi indirekt olarak gerçekleşmektedir. Tüm dişlere uygulanan elastik zincirin oluşturduğu kuvvetin, santral dişlerin palatinal bölgesindeki aparey bağlantısı yoluyla, vidalara iletimi gerçekleşmiştir. Kortikal kemik yüzeyinde ölçülen gerek P_{max} gerek P_{min} gerilme değerleri, birinci modeldeki kadar yüksek seviyede değildir. Birinci modelde kortikal kemikte gözlemlenen en büyük P_{max} 51.8 MPa iken ikinci modelde bu değer 1.3 MPa olarak hesaplanmıştır.

Vidaların kortikal kemikte oluşturdukları basma gerilimleri (P_{min}); birinci modelde vidaların palatinal bakan yüzeylerinde oluşurken, ikinci modelde ise maksiller anterior dişlerin palatinal yüzeylerinde gözlenmiştir. Dişlerin palatinal yüzeylerinde oluşan basma gerilmeleri birinci model ile karşılaştırıldığında çok küçük değerdedir.

Birinci modelde, kortikal kemikte gözlemlenen en küçük P_{min} değeri -19.1 MPa iken, ikinci modelde bu değer -0.59 MPa olarak hesaplanmıştır.

Zhang ve ark. (182), ortodontik tedavide kullanılan mikro implantları farklı açılarda modelleyerek implantların stabilitelerini sonlu elemanlar analizinde incelemişlerdir. Yaptıkları çalışmada mikro-implantla kemik arayüzünde oluşan stresin esas olarak implantın boyun kısmında gözlemlendiğini ve kortikal kemiğe doğru azaldığını, spongios kemikte ise çok az olduğunu belirtmişlerdir.

Literatürde bizim çalışmamıza benzer bir çalışma olmamakla beraber, kortikal kemiğe ait bulduğumuz bulgular Zhang ve ark. (182) yapmış olduğu çalışma ile uyum göstermektedir.

5.4.1.2. Spongioz Kemiğe Ait Bulguların Karşılaştırılması

Uygulanan kuvvet sonucu kortikal kemikteki gibi spongioz kemik üzerinde de asal gerilmeler oluşmaktadır. Ancak spongioz kemiğin yapısının, daha boşluklu ve esnek olması nedeniyle spongioz kemikteki gerilme değerleri, kortikal kemikteki gerilme değerleri kadar yüksek ölçülmemiştir. Kortikal kemiğe iletilen kuvvet miktarı ile spongioz kemiğe iletilen kuvvet miktarı aynı değildir. Spongioz kemikte oluşan gerilmelerin düşük olmasında bu durumda etkili olduğunu düşünmekteyiz.

Zhang ve ark. (182)'nin 'gerilim değerleri implantın boyun kısmından, spongioz kemiğe doğru ilerledikçe azalmaktadır' bilgisiyle uyumlu olarak yaptığımız çalışmada birinci modelde spongioz kemik üzerinde gözlemlenen en büyük Pmax değeri 23 MPa iken, ikinci modelde bu değer 0.1 MPa olarak hesaplanmıştır. Asal gerilmelerin oluştuğu ve yoğunlaştığı bölgeler kortikal kemik ile aynı yerlerdir; ancak daha düşük değerdedir.

Spongioz kemik üzerinde oluşan basma gerilmeleri ise, birinci modelde gözlemlenen en küçük Pmin değeri -0.9 MPa iken, ikinci modelde bu değer -0.2 MPa olarak hesaplanmıştır.

5.4.1.3. Periodontal Ligamente Ait Bulguların Karşılaştırılması

Önceki araştırmalardan bilindiği üzere, kemik remodelingi (absorpsiyon veya apozisyon) miktarı PDL'de yoğunlaşan ortalama (eşdeğer) stres ile doğru orantılıdır (202-205). 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.

Maksimum ve minimum asal stresler, birinci modelde en çok yer değiştirmeyi yapan birinci molar dişlerin periodontal ligamentinde, ikinci modelde ise kanin dişlerin periodontal ligamentinde gözlemlenmiştir.

Periodontal ligament üzerindeki, maksimum asal gerilme değeri (Pmax) birinci modelde 0.18 MPa, ikinci modelde ise 0.26 MPa olarak hesaplanmıştır. Periodontal ligamentte oluşan minimum asal gerilme değeri (PMin) ise, birinci modelde -0.15 MPa, ikinci modelde -0.26 MPa olarak hesaplanmıştır.

PDL ortodontik diş hareketinde büyük rol oynamaktadır. Kalınlığı ve viskoelastisitesi kök yüzeyi boyunca değişkenlik göstermektedir. Klinik olarak, bu varyasyonların ortodontik diş hareketleri sırasında meydana gelen biyolojik olayların yoğunluğu üzerinde etkisi olabilir (206, 207). Bununla birlikte ortodontik kuvvet simülasyonları gibi hafif kuvvet simülasyonlarından etkilenmedikleri için, bu varyasyonlar daha önceki SESA çalışmalarında modellenmemiştir (208, 209). Bu çalışmalar ışığında, araştırmamızda oluşturulan PDL, tüm dişlerin kökleri boyunca aynı kalınlıkta ve doğrusal elastikiyet kullanılarak modellenmiştir.

5.4.1.4. Dişlerdeki Yer Değiştirme Bulgularının Karşılaştırılması

Dişlerde sagittal yöndeki yer değiştirme bulguları karşılaştırıldığında; birinci modelde kanin ve santral dişlerin sagittal yöndeki hareketi sifıra yakındır. Sagittal yönde en fazla yer değiştirme hareketi maksiller birinci molar dişlerde izlenmiştir. Birinci molar dişlerde mesiale doğru devrilme ve rotasyon hareketi izlenmiştir. Meydana gelen rotasyon hareketine bağlı olarak, sagittal düzlemde dişin mesiopalatinal tüberkülü -y yönünde yani ileriye doğru hareket etmiş ve distobukkal tüberkülü +y yönünde yani geriye doğru hareket göstermiştir. Buna ilave olarak birinci molar dişlerdeki rotasyon hareketi, ikinci molar dişlerinde +y yönünde (geriye doğru) itilmesine sebep olmuştur.

Bobak (210) sonlu elemanlar analizi ile yapmış olduğu çalışmasında transpalatal arkların molarların devrilmesi üzerine etkisinin olmadığını, molarların rotasyonunu azalttığını ve periodontal ligamentlerde oluşan stres büyüklüğünü %1'den daha az etkilediğini bildirmiştir.

Çalışmamızın bulguları Bobak (210) ile uyumludur. Her iki modelde de transpalatal ark kullanılmış ve maksiller birinci molar dişlerin rotasyonu azaltılmaya çalışılmıştır; ancak birinci modelde kuvvet direkt transpalatal ark üzerinden uygulandığı için ikinci modele göre daha fazla rotasyon tespit edilmiştir.

İkinci modelde santral ve kanin dişlerin kron kısımları +y yönünde (geriye doğru), kök kısımları ise -y yönünde (ileriye doğru) hareket etmiştir. Yani maksiller anterior dişler palatine doğru devrilmiştir. Kanin dişlerin kronları mesiopalatinal yönde hareket göstererek bir miktar mesiale devrilme eğilimide göstermiştir.

Literatürde yapılan çalışmalarda araştırmamıza benzer bir çalışma mevcut değildir, ancak Roberts ve ark. (211), mandibular bukkal bölgeye yerleştirilen bukkal minividalarla mandibular arkta en-masse retraksiyon sonucunda molar dişlerde distale doğru devrilme ve intrüzyon hareketi gözlemlemişlerdir. Bizim araştırmamızda ise mesialize olan dişlerde mesiale doğru devrilme tespit edilmiştir.

Dişlerde transversal yöndeki yer değiştirme bulguları karşılaştırıldığında; birinci modelde trasnpalatal arkta kuvvet uygulanması sonucu, birinci molar dişlerde gözlemlenen rotasyon hareketi dişlerin mesialinde +x yönünde harekete, distalinde ise – x yönünde harekete sebebiyet verir. Yani birinci molar dişin mesiobukkal tüberkülünde bukkale doğru hareket görülürken, distopalatinal tüberkülünde palatinala doğru hareket izlenmiştir. Maksiller anterior dişlerde anlamlı bir hareket izlenmemiştir.

Şibal ve ark. (212) 'nın yapmış olduğu iki farklı yöntemle maksiller protraksiyon çalışmasında, molar dişlerden destek alan hibrit hyrax apareyinde yer değiştirme verileri analiz edildiğinde, total olarak en fazla yer değiştirme gösteren diş maksiller birinci molar dişlerdir. Anteriora doğru gidildikçe yer değiştirme değerlerinin azaldığı ve keser dişlerdeki yer değiştirme miktarının minimum olduğu tespit edilmiştir. Çalışmamızın birinci modelindeki maksiller dişler de bu çalışmaya benzer şekilde hareket etmiştir. Tranpalatal arkın destek aldığı birinci molar dişlerde anlamlı bir hareket gözlemlenirken anteriora doğru gidildikçe hareket miktarı azalmıştır.

İkinci modelde ise en büyük transversal hareket kanin dişlerde görülmüştür. Bu dişin kron kısmı –x yönünde hareket ederken, kök kısmı da +x yönünde hareket etmiştir. Yani kanin dişlerin kronu palatinala doğru, kökü ise bukkale doğru hareket ederek devrilme hareketi yapmıştır. Premolar dişlerde ve birinci moların mesialinde de kanin dişlere benzer hareket görülmüştür ancak hareket miktarı kaninlerdeki değer altındadır. Santral dişler ikinci modelde de transversal düzlemde sıfıra yakın hareket eğilimi göstermiştir.

Dişlerde vertikal yöndeki yer değiştirme bulguları karşılaştırıldığında; birinci modele bakıldığında birinci ve ikinci molar dişler haricindeki dişlerde vertikal yönde anlamlı bir değişim olmamıştır. Birinci molar dişin distobukkal tüberkülünde ve ikinci moların distalinde hafif düzeyde intrüzyon hareketi tespit edilmiştir.

İkinci modelde ise, anterior dişlerde ekstrüzyon hareketi görülürken ikinci premolar ve birinci molar dişlerin palatinal tüberkülünde hafif düzeyde intrüzyon hareketi görülmüştür. Birinci premolar dişlerde ise, bukkal tüberkülünde ekstrüzyon hareketi görülürken palatinal tüberkülünde intrüzyon hareketi tespit edilmiştir.

McLaughlin ve ark. (213), sagittal düzlemde kaninlerin distale, kesici dişlerin linguale devrilmesi sonucu kapanışın ön bölgede derinleşmesini ve azıların meziale devrilmesi sonucu posterior bölgede açıklık oluşmasını "bowing etki" olarak tanımlamıştır. Horizontal düzlemde ise kaninlerin distopalatal ve 2. premolarların ise meziolingual yönde, çekim boşluğuna doğru rotasyon yaptığını bildirmişlerdir. Bu çalışmayla uyumlu olarak; araştırmamızın ikinci modelinde anterior dişler palatinala doğru devrilirken vertikal olarak bir miktar ekstrüzyon hareketi görülmüştür.

5.4.1.5. Vidalara Ait Bulgularının Karşılaştırılması

Gallas ve ark. (214), iskeletsel ankraj amacıyla kullandıkları dental implantlarda oluşan stresleri SESA ile incelemişlerdir. Bu amaçla 4.1 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki implantları tamamen osseointegrasyon gösterecek ve göstermeyecek şekilde modellemişler ve meziodistal yönde kuvvet uygulamışlardır. Çalışmalarının sonucunda tamamen osseointegrasyon göstermeyen dental implantlarda daha az stresin oluştuğunu ve maksimum stres yoğunluğunun her zaman implantların boyun kısmında tespit edildiğini bildirmişlerdir.

Ammar ve ark. (83), minivida ankrajı ile alt kanin distalizasyonunu sonlu elemanlar analizi ile incelemişler ve çalışmalarının sonucunda minivida çevresinde meydana gelen en fazla stresin boyun kısmında yoğunlaştığını belirtmişlerdir.

Çalışmamızdan elde edilen veriler de Gallas ve ark. (214), Ammar ve ark. (83) larının çalışmalarıyla uyum göstermektedir. Her iki modelde de vidalarda meydana gelen kuvvet yoğunluğu vidaların boyun kısımlarında izlenmiştir.

Çalışmamızda vidalar için bakılan diğer bir gerilim türü ise von mises gerilmesidir. Her iki modelde de hesaplanan Von mises gerilmesi titanyumun akma gerilim değerinin altındadır, fakat modeller karşılaştırıldığında; birinci modelde Von Mises gerilmesi ikinci modele göre daha yüksek seviyededir.

Von mises gerilim değeri birinci model için 297.3 MPa olarak ölçülmüş iken, ikinci model için bu değer 36.7 MPa olarak hesaplanmıştır.

Çalışmamızda vidalardaki Von mises gerilim değerleri Zhang ve ark. (182) yaptığı çalışma ile karşılaştırıldığında oldukça yüksektir. Zhang ve ark. (182) oluşturdukları modellerde mikro implantlara 200 gramlık mesiodistal ortodontik kuvvet yüklemiştir. Bizim yaptığımız çalışmada ise elastik zincir yardımıyla uyguladığımız ilk kuvvet 450 gramdır. Bu nedenle von mises gerilim değerlerimiz daha yüksek tespit edilmiştir. Elastik zincirler sahip oldukları kuvveti uzun süreli koruyamadıkları için çalışmamızda yüksek başlangıç kuvveti uygulanmıştır (80, 81, 142, 143).

5.4.1.6. Vidalardaki Yer Değiştirme Bulgularının Karşılaştırılması

El-Beialy ve ark. (215), maksiller ve mandibular kanin dişlerin distalizasyonu amacıyla minivida kullanmışlar ve yerleştirme açısını, yer değiştirme oranlarını CT görüntüleri üzerinde değerlendirmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda minividaların, ortodontik kuvvetin uygulandığı yönüne doğru yer değiştirdiğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda kullanılan vidalar, El-Beialy ve ark. (215) yapmış olduğu çalışmayla uyumlu olarak ortodontik kuvvetin uygulandığı yöne doğru hareket etmiştir. Kuvvetin vidalara etki etme şekilleri farklı olduğu için iki modeldeki vida hareketleri birbirinden oldukça farklıdır.

Vidaların sagittal yöndeki yer değiştirme bulguları karşılaştırıldığında; birinci modelde kuvvetin direkt etkisi altında kalan vidalar, +y yönüne doğru hareket etmiş ve palatinala doğru devrilmiştir. İkinci modelde ise, santral dişlerin retrüzyon hareketi etkisiyle apareyin altında dolaylı olarak etkilenen vidalarda sagittal yer değiştirme olmuştur; ancak hareket miktarı sıfıra yakın seviyededir.

Vidaların transversal yöndeki yer değiştirme bulguları karşılaştırıldığında; birinci modelde vidalara aparey üzerinden direkt etki eden kuvvet vidaların üzerinde moment oluşturarak transversal düzlemde vidaların dişlere doğru kayma eğilimi göstermesine sebep olmuştur. Yani vidalar birbirinden uzaklaşacak şekilde hareket etmiştir. İkinci modelde vidaya etkiyen kuvvet dolaylı yoldan ve santral dişlerin etkisi altındaki apareyden geldiği için bu davranış söz konusu değildir. Yani vidaların transversal yöndeki hareketi çok belirgin değildir.

Liou ve ark. (216), en-masse retraksiyon için minividalara oblik yönde kuvvet uygulayarak direkt ankraj ünitesi olarak kullanmışlardır. Yaptıkları bu çalışmanın

sonucunda minividalarda devrilme ve ekstrüzyon hareketlerinin oluştuğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda kullanılan vidaların vertikal yöndeki yer değiştirme bulguları karşılaştırıldığında; birinci modelde vidalar palatinala doğru devrilme hareketi göstermiş, vida başları vertikal düzlemde +z yönünde hareket etmiştir, yani Liou ve ark. (216) yaptığı çalışmayla uyumlu olarak vida başlarında bir miktar ekstrüzyon hareketi izlenmiştir.

İkinci modelde kullanılan vidalarda da benzer hareketler izlenmiştir, ancak iletilen kuvvet miktarı az olduğu için oluşan hareket miktarı çok küçük değerdedir.

5.5. Kök Rezorpsiyonu Açısından Tedavilerin Değerlendirilmesi

Tedavi süresi ile kök rezorpsiyonu arasındaki bağlantı hususundaki genel görüş, bir hastanın tedavi süresi arttıkça, kök rezorpsiyonu görülme riski artmaktadır. Yani tedavi süresi ile kök rezorpsiyonu arasında doğru orantılı bir ilişki vardır. Levander ve Malmgren (98), tedavinin 6-9 ay arasındaki dönemde % 34 olarak bulunan kök rezorpsiyon insidansının 19. ayda % 54'e yükseldiğini bildirmişlerdir. Goldin (99), ortodontik tedavi sürecinde yılda 0.9 mm kök rezorpsiyonu görüldüğünü bildirmiştir.

Kök rezorpsiyonundan en çok etkilenen dişler maksiller keserlerdir. Maksiller santral dişler, özellikle de künt ve pipet şeklinde kök yapısına sahip olanlar, kök rezorpsiyonuna en fazla eğilim gösteren dişler olarak bulunmuştur (97, 98, 100, 101). Maksiller keser dişlerden sonra kök rezorpsiyonundan en sık etkilenen dişler ise mandibular keserlerdir. Yaptığımız çalışmada kullanmış olduğumuz ikinci total mesializasyon apareyinde, maksiller keser dişlere ulaşan kuvvet miktarı birinci mesializasyon apareyine göre oldukça fazladır. Her ne kadar palatinal vidalarla maksiller santral dişler desteklense de, palatal vidalarda da hareket olduğu ve santral dişlerde retrüzyon hareketi görüldüğü unutulmamalıdır.

Literatürle uyumlu olarak, yaptığımız çalışmadaki iki total mesializasyon apareyini karşılaştıracak olursak ikinci apareyin kullanımında karşılaştığımız kök rezorpsiyonu ihtimali, birinci apareyde oluşacak ihtimale göre daha yüksektir. İkinci modeldeki maksiller santral ve kanin dişlerde retraksiyon ve mesializasyon hareketi, birinci modeldekine oranla daha fazladır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

6.1. Sonuçlar

Konjenital bilateral maksiller lateral diş eksikliği durumunda, iki farklı total mesializasyon apareyi kullanılarak gerçekleştirilen, maxiller dişlerin mesializasyonu esnasında kuvvetin uygulandığı ilk andaki değişimlerin değerlendirildiği çalışmamızdan elde edilen bilgileri özetleyecek olursak;

1. Kortikal kemikte de, spongios kemikte de oluşan Pmax ve Pmin değerleri birinci apareyde daha yüksek ölçüldü. Spongios kemiğin yapısının boşluklu olması ve daha esnek bir yapıya sahip olması ve kuvvet iletiminin önce kortikal kemiğe yapılmasından ötürü kortikal kemikte görülen gerilme değerleri daha yüksekti.

2. Dişleri çevreleyen periodontal ligamentler, dişler ile aynı davranışı gösterir. En yüksek ve en düşük gerilme değerleri, birinci modelde en çok yer değiştirme hareketi yapan birinci molar dişlerin periodontal ligamentinde, ikinci modelde ise kanin dişlerin periodontal ligamentinde gözlemlendi.

3. Dişlerde sagittal yöndeki yer değişimi incelendiğinde, bu hareket birinci modelde en fazla birinci molar dişlerde görülmüştür. Birinci modelde kanin ve santral dişlerde başlangıç hareketi yok denecek kadar azdır. Birinci molar dişlerde mesializasyon hareketini yaparken, verilen kuvvetin yönünden kaynaklı bir miktar rotasyon hareketi oluşmaktadır. İkinci modelde sagittal yönde en fazla yer değiştiren dişler santral ve kanin dişlerdir. Santral ve kanin dişlerin kron kısımlarında, palatine doğru retrüzyon hareketi görülürken iken, kök kısımlarında bukkale doğru tiping hareketi görülür.

4. Dişlerde vertikal yöndeki yer değişimi incelendiğinde, birinci modelde anterior dişlerde anlamlı bir değişim olmamakla birlikte sadece birinci ve ikinci molar dişlerin distallerinde hafif düzeyde intrüzyon hareketi görülmüştür. İkinci modelde ise, anterior dişlerde ekstrüzyon hareketi görülürken ikinci premolar ve birinci molar dişlerin palatinal tüberkülünde hafif düzeyde intrüzyon hareketi görülmektedir. Birinci premolar dişlerde ise, bukkal tüberkülde ekstrüzyon hareketi görülürken, palatinal tüberkülde intrüzyon hareketi görülmektedir.

5. Dişlerdeki transversal yöndeki yer değişimi incelendiğinde, birinci modelde en fazla hareket eden dişler birinci molar dişlerdir. Birinci molar dişlerin rotasyon hareketine bağlı olarak mesiobukkal tüberkülü bukkale doğru hareket ederken, distopalatinal tüberkülü palatinala doğru hareket etmektedir. İkinci modelde ise en büyük transversal hareket kanin dişlerinde görülür. Kanin dişlerin kron kısımları palatinala doğru hareket ederken, kökleri ise bukkale doğru hareket eder. Birinci premolar dişlerde kanin dişlere benzer hareket gösterir ancak hareket miktarı kanin dişlerde görülen değişim değerinin altındadır. Santral dişler her iki modelde de transversal düzlemde sıfıra yakın hareket eğilimi göstermiştir.

6. İskeletsel ankraj elde etmek için yararlanılan palatinal minividalar, iki apareyde de kuvvet yönünde yer değiştirme hareketi göstermiştir. Bu hareket birinci apareyde, kuvvetin direkt uygulanmasından dolayı daha bariz bir şekilde görülmektedir. Kuvvetin uygulanmasını takiben en fazla stres iki vidada da palatinal minividanın boyun bölgesinde tespit edilmiştir. İletilen kuvvet miktarının fazla olması sebebiyle birinci apareyde oluşan stres miktarı da daha fazladır.

7. Palatinal vidalarda hesaplanan Von Mises gerilmesi, her iki modelde de titanyumun akma gerilmesinin altındaydı, fakat modeller karşılaştırıldığında birinci modelde Von Mises gerilmesi, ikinci modele göre daha yüksek seviyededir.

8. Birinci apareyde palatal minividalara direkt kuvvet uygulanması sonucu vidaların tüm eksenlerdeki hareket miktarı, diğer apareyde kullanılan vidalara kıyasla oldukça belirgindir.

9. İkinci apareyde maksiller keser dişler daha fazla kuvvete maruz kalmaları ve retraksiyon hareketi gösterdiği için ikinci apareye oranla kök rezorpsiyonu görülme riski daha fazladır.

6.2. Öneriler

Birinci ve ikinci modeldeki senaryonun tercih edileceği vakalarda rijit bir ark teli üzerinde yerleştirilecek elastik zincirde ile kuvvet uygulanması sonucu palatal minividalarda meydana gelebilecek değişimler dikkatle gözlemlenmelidir. Ayrıca palatinal vidaları yerleştirmek için maksiller palatinal bölgenin anatomisi dikkatlice değerlendirilmelidir. Hastanın profili ve dişlerin şekli boşluk kapatmaya uygunsa kullanmış olduğumuz iki minimum ankraj ünitesini de hekimler tercih edebilir. Eğer

hasta kısa ve konik şekilli maksiller anterior dişlere sahipse, mesializasyon için birinci modeldeki aparey tercih edilmelidir. Araştırmamızda elde edilen sonuçlar, iki farklı total mesializasyon yöntemi ile yapılan minimum ankraj sisteminde, uygulanan kuvvetlerin yalnızca ilk anda oluşturduğu gerilme ve yer değişimlerini gösterir. Özellikle bireylerde maksiller kemiğinin yapısal farklılıkları, elastik zincirin kuvvet kaybını etkileyen durumlar, hasta kaynaklı sebepler ve dişlerin hareketi için gereken zaman farklılıkları nedeniyle elde edilen sonuçların klinik ortamda değişkenlik gösterebileceği de göz önünde bulundurulmalıdır. Bununla birlikte çok fazla avantaja sahip olmasına rağmen sonlu elemanlar analizinin sanal ortamda bir simülasyon olduğuna dikkat edilmelidir.



KAYNAKÇA

1. Walker JD, Pinkham JR, Jakobsen J. Comparison of undergraduate pediatric dentistry clinical procedures from 1982–83 through 1996–97. *Journal of Dentistry for Children*. 1999;66(6):411-4.
2. Bailleul-Forestier I, Molla M, Verloes A, Berdal A. The genetic basis of inherited anomalies of the teeth: Part 1: Clinical and molecular aspects of non-syndromic dental disorders. *European journal of medical genetics*. 2008;51(4):273-91.
3. Westgate E, Waring D, Malik O, Darcey J. Management of missing maxillary lateral incisors in general practice: space opening versus space closure. *British dental journal*. 2019;226(6):400-6.
4. De Coster P, Marks L, Martens L, Huysseune A. Dental agenesis: genetic and clinical perspectives. *Journal of Oral Pathology & Medicine*. 2009;38(1):1-17.
5. Schalk-Van der Weide Y, Steen W, Bosman F. Distribution of missing teeth and tooth morphology in patients with oligodontia. *ASDC Journal of Dentistry for Children*. 1992;59(2):133-40.
6. Chung C, Han JH, Kim KH. The pattern and prevalence of hypodontia in Koreans. *Oral diseases*. 2008;14(7):620-5.
7. Arte S, Nieminen P, Pirinen S, Thesleff I, Peltonen L. Gene defect in hypodontia: exclusion of EGF, EGFR, and FGF-3 as candidate genes. *Journal of dental research*. 1996;75(6):1346-52.
8. Kavadia S, Papadiochou S, Papadiochos I, Zafiriadis L. Agenesis of maxillary lateral incisors: A global overview of the clinical problem. *ORTHODONTICS: The Art & Practice of Dentofacial Enhancement*. 2011;12(4).
9. Robertsson S, Mohlin B. The congenitally missing upper lateral incisor. A retrospective study of orthodontic space closure versus restorative treatment. *The European Journal of Orthodontics*. 2000;22(6):697-710.
10. Fekonja A. Hypodontia in orthodontically treated children. *The European Journal of Orthodontics*. 2005;27(5):457-60.
11. Fujita Y, Hidaka A, Nishida I, Morikawa K, Hashiguchi D, Maki K. Developmental anomalies of permanent lateral incisors in young patients. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2009;33(3):211-6.
12. Altug-Atac AT, Erdem D. Prevalence and distribution of dental anomalies in orthodontic patients. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2007;131(4):510-4.
13. Polder BJ, Van't Hof MA, Van der Linden FP, Kuijpers-Jagtman AM. A meta-analysis of the prevalence of dental agenesis of permanent teeth. *Community dentistry and oral epidemiology*. 2004;32(3):217-26.
14. Araújo EA, Oliveira DD, Araújo MT. Diagnostic protocol in cases of congenitally missing maxillary lateral incisors. *World journal of orthodontics*. 2006;7(4).
15. Pini NIP, De Marchi LM, Pascotto RC. Congenitally missing maxillary lateral incisors: update on the functional and esthetic parameters of patients treated with implants or space closure and teeth recontouring. *The open dentistry journal*. 2014;8:289.
16. Kokich Jr VO, Kinzer GA. Managing congenitally missing lateral incisors. Part I: Canine substitution. *Journal of esthetic and restorative dentistry*. 2005;17(1):5-10.
17. Kinzer GA, Kokich Jr VO. Managing congenitally missing lateral incisors. Part II: tooth-supported restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2005;17(2):76-84.

18. Papadopoulos MA, Tarawneh F. The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2007;103(5):e6-e15.
19. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery*. 1998;13(3):201-9.
20. Reddy J. *An Introduction to the Finite Element Method*, McGraw-Hill, New York, 1993.
21. Gautam P, Valiathan A, Adhikari R. Maxillary protraction with and without maxillary expansion: a finite element analysis of sutural stresses. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2009;136(3):361-6.
22. Lin W, Zou M, Liu X, Zheng Y. A three-dimensional 3-D finite element study on direction of maxillary protraction. *Shanghai kou qiang yi xue= Shanghai journal of stomatology*. 2010;19(5):475-9.
23. Yettram A, Wright K, Pickard H. Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. *Journal of Dental Research*. 1976;55(6):1004-11.
24. Middleton J, Jones M, Wilson A. The role of the periodontal ligament in bone modeling: the initial development of a time-dependent finite element model. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1996;109(2):155-62.
25. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1987;92(6):499-505.
26. Güngör AY. Konjenital diş eksikliğine sahip hastaların kraniyofasiyal özelliklerinin incelenmesi: SDÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2009.
27. Arte S. Phenotypic and genotypic features of familial hypodontia. 2001.
28. Cobourne M. Familial human hypodontia—is it all in the genes? *British dental journal*. 2007;203(4):203-8.
29. Muller T, Hill I, Petersen A, Blayney J. A survey of congenitally missing permanent teeth. *The Journal of the American Dental Association*. 1970;81(1):101-7.
30. Yonezu T, Hayashi Y, Sasaki J, Machida Y. Prevalence of congenital dental anomalies of the deciduous dentition in Japanese children. *The Bulletin of Tokyo Dental College*. 1997;38(1):27-32.
31. Kapadia H, Mues G, D'souza R. Genes affecting tooth morphogenesis. *Orthodontics & craniofacial research*. 2007;10(3):105-13.
32. Stockton DW, Das P, Goldenberg M, D'Souza RN, Patel PI. Mutation of PAX9 is associated with oligodontia. *Nature genetics*. 2000;24(1):18-9.
33. Thesleff I. Genetic basis of tooth development and dental defects. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2000;58(5):191-4.
34. Vastardis H, Karimbox N, Guthua SW, Seidman J, Seidman CE. A human MSX1 homeodomain missense mutation causes selective tooth agenesis. *Nature genetics*. 1996;13(4):417-21.
35. van den Boogaard M-JH, Dorland M, Beemer FA, van Amstel HKP. MSX1 mutation is associated with orofacial clefting and tooth agenesis in humans. *Nature genetics*. 2000;24(4):342-3.
36. Lammi L, Arte S, Somer M, Järvinen H, Lahermo P, Thesleff I, et al. Mutations in AXIN2 cause familial tooth agenesis and predispose to colorectal cancer. *The American Journal of Human Genetics*. 2004;74(5):1043-50.
37. Larmour CJ, Mossey PA, Thind BS, Forgie AH, Stirrups DA. Hypodontia--A retrospective review of prevalence and etiology. Part I. *Quintessence international*. 2005;36(4).
38. Tariq M, Chishti M, Ali G, Ahmad W. A Novel Locus for Ectodermal Dysplasia of Hairs, Nails and Teeth Type Maps to Chromosome 18q22. 1–22.3. *Annals of human genetics*. 2008;72(1):19-25.

39. Bailleul-Forestier I, Berdal A, Vinckier F, de Ravel T, Fryns JP, Verloes A. The genetic basis of inherited anomalies of the teeth. Part 2: syndromes with significant dental involvement. *European journal of medical genetics*. 2008;51(5):383-408.
40. Ryan F, Mason C, Harper J. Ectodermal dysplasia—an unusual dental presentation. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2006;30(1):55-7.
41. Laatikainen T, Ranta R. Hypodontia in twins discordant or concordant for cleft lip and/or palate. *European Journal of Oral Sciences*. 1994;102(2):88-91.
42. Ranta R. A review of tooth formation in children with cleft lip/palate. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1986;90(1):11-8.
43. Shapira Y, Lubit E, Kuftinec MM. Hypodontia in children with various types of clefts. *The Angle Orthodontist*. 2000;70(1):16-21.
44. Meštrović SR, Rajić Z, Papić S. Hypodontia in patients with Down's syndrome. *Coll Antropol*. 1998;22(Suppl):69-72.
45. Acerbi AG, de Freitas C, de Magalhaes MHCG. Prevalence of numeric anomalies in the permanent dentition of patients with Down syndrome. *Special Care in Dentistry*. 2001;21(2):75-8.
46. Moraes MELd, Moraes LCd, Dotto GN, Dotto PP, Santos LRdAd. Dental anomalies in patients with Down syndrome. *Brazilian Dental Journal*. 2007;18(4):346-50.
47. Stimson JM, Sivers JE, Hlava GL. Features of oligodontia in three generations. *The Journal of clinical pediatric dentistry*. 1997;21(3):269-75.
48. Orup Jr HI, Keith DA, Holmes LB. Prenatal anticonvulsant drug exposure: teratogenic effect on the dentition. *Journal of craniofacial genetics and developmental biology*. 1998;18(3):129-37.
49. Näsman M, Forsberg C-M, Dahllöf G. Long-term dental development in children after treatment for malignant disease. *European Journal of Orthodontics*. 1997;19(2):151-9.
50. Ducka-Karska K. Various dental anomalies in the black population of Lubumbashi (Zaire). *Odonto-stomatologie tropicale= Tropical dental journal*. 1983;6(3):127-30.
51. Garib DG, Peck S, Gomes SC. Increased occurrence of dental anomalies associated with second-premolar agenesis. *The Angle Orthodontist*. 2009;79(3):436-41.
52. Schalk-Van der Weide Y, Steen W, Beemer F, Bosman F. Reductions in size and left-right asymmetry of teeth in human oligodontia. *Archives of Oral Biology*. 1994;39(11):935-9.
53. Koch G, Thesleff I. Developmental disturbances in number and shape of teeth and their treatment. *Pediatric Dentistry: A Clinical Approach*. 2001;1:253-71.
54. Gomes RR, Da Fonseca JAC, Paula LM, Faber J, Acevedo AC. Prevalence of hypodontia in orthodontic patients in Brasilia, Brazil. *The European Journal of Orthodontics*. 2010;32(3):302-6.
55. Peck S, Peck L, Kataja M. Prevalence of tooth agenesis and peg-shaped maxillary lateral incisor associated with palatally displaced canine (PDC) anomaly. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1996;110(4):441-3.
56. RUNE B, SARNÄS K-V. Tooth size and tooth formation in children with advanced hypodontia. *The Angle Orthodontist*. 1974;44(4):316-21.
57. GARN SM, LEWIS AB. The gradient and the pattern of crown-size reduction in simple hypodontia. *The Angle Orthodontist*. 1970;40(1):51-8.
58. McKeown H, Robinson D, Elcock C, Al-Sharood M, Brook A. Tooth dimensions in hypodontia patients, their unaffected relatives and a control group measured by a new image analysis system. *The European Journal of Orthodontics*. 2002;24(2):131-41.
59. Baccetti T. A clinical and statistical study of etiologic aspects related to associated tooth anomalies in number, size, and position. *Minerva stomatologica*. 1998;47(12):655-63.
60. Alvesalo L, Portin P. The inheritance pattern of missing, peg-shaped, and strongly mesio-distally reduced upper lateral incisors. *Acta Odontologica Scandinavica*. 1969;27(6):563-75.

61. Rosa M, Olimpo A, Fastuca R, Caprioglio A. Perceptions of dental professionals and laypeople to altered dental esthetics in cases with congenitally missing maxillary lateral incisors. *Progress in orthodontics*. 2013;14(1):1-7.
62. Woodworth DA, Sinclair PM, Alexander RG. Bilateral congenital absence of maxillary lateral incisors: a craniofacial and dental cast analysis. *American journal of orthodontics*. 1985;87(4):280-93.
63. Nunn J, Carter N, Gillgrass T, Hobson R, Jepson N, Meechan J, et al. The interdisciplinary management of hypodontia: background and role of paediatric dentistry. *British dental journal*. 2003;194(5):245-51.
64. Kokich VO, Kinzer GA, Janakievski J. Congenitally missing maxillary lateral incisors: restorative replacement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2011;139(4):441.
65. McNeill RW, JOONDEPH DR. Congenitally absent maxillary lateral incisors: treatment planning considerations. *The Angle Orthodontist*. 1973;43(1):24-9.
66. Nordquist GG, McNeill RW. Orthodontic vs. restorative treatment of the congenitally absent lateral incisor—long term periodontal and occlusal evaluation. *Journal of Periodontology*. 1975;46(3):139-43.
67. Sabri R. Management of missing maxillary lateral incisors. *The Journal of the American Dental Association*. 1999;130(1):80-4.
68. Armbruster PC, Gardiner DM, Whitley JB, Flerra J. The congenitally missing maxillary lateral incisor. Part 1: esthetic judgment of treatment options. *World journal of orthodontics*. 2005;6(4).
69. Armbruster PC, Gardiner DM, Whitley Jr JB, Flerra J. THE CONGENITALLY MISSING MAXILLARY LATERAL INCISOR. PART 2: ASSESSING DENTISTS' PREFERENCES FOR TREATMENT. *World journal of orthodontics*. 2005;6(4).
70. Rosa M, Zachrisson BU. Integrating space closure and esthetic dentistry in patients with missing maxillary lateral incisors. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 2007;41(9):563-424.
71. Verzijden CW, Creugers NH, van't Hoi MA. Treatment times for posterior resin-bonded bridges. *Community dentistry and oral epidemiology*. 1990;18(6):304-8.
72. De-Marchi LM, Pini NIP, Ramos AL, Pascotto RC. Smile attractiveness of patients treated for congenitally missing maxillary lateral incisors as rated by dentists, laypersons, and the patients themselves. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(3):540-6.
73. Schneider U, Moser L, Fornasetti M, Piattella M, Siciliani G. Esthetic evaluation of implants vs canine substitution in patients with congenitally missing maxillary lateral incisors: Are there any new insights? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2016;150(3):416-24.
74. Zachrisson BU, Rosa M, Toreskog S. Congenitally missing maxillary lateral incisors: canine substitution. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2011;139(4):434.
75. Shaw WC. The influence of children's dentofacial appearance on their social attractiveness as judged by peers and lay adults. *American journal of orthodontics*. 1981;79(4):399-415.
76. Council GD. Position statement on tooth whitening. London: GDC; 2016.
77. Holliday R, Lush N, Chapple J, Nohl F, Cole B. Hypodontia: aesthetics and function part 2: management. *Dental update*. 2014;41(10):891-8.
78. Rosa M, Zachrisson BU. Integrating esthetic dentistry and space closure in patients with missing maxillary lateral incisors. *Journal of clinical orthodontics*. 2001;35(4):221-38.
79. De Genova DC, McInnes-Ledoux P, Weinberg R, Shaye R. Force degradation of orthodontic elastomeric chains--a product comparison study. *American journal of orthodontics*. 1985;87(5):377-84.

80. ANDREASEN GF, BISHARA S. Comparison of alastik chains with elastics involved with intra-arch molar to molar forces. *The Angle Orthodontist*. 1970;40(3):151-8.
81. Ash J, Nikolai R. Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules in vitro and in vivo. *Journal of dental research*. 1978;57(5-6):685-90.
82. Baty DL, Storie DJ, Joseph A. Synthetic elastomeric chains: a literature review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1994;105(6):536-42.
83. Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, Mucino VH, Mukdadi OM. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2011;139(1):e59-e71.
84. Hemmings KW, Darbar UR, Vaughan S. Tooth wear treated with direct composite restorations at an increased vertical dimension: results at 30 months. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;83(3):287-93.
85. Ricketts RM. The biologic significance of the divine proportion and Fibonacci series. *American journal of orthodontics*. 1982;81(5):351-70.
86. Prevezanos P, Karamolegkou M, Schimmel M, Christou P. Congenitally missing upper laterals. Clinical considerations—Part I: Orthodontic space closure. *Eur J Dent Science*. 2012;1:39-44.
87. Theytaz GA, Kiliaridis S. Gingival and dentofacial changes in adolescents and adults 2 to 10 years after orthodontic treatment. *Journal of clinical periodontology*. 2008;35(9):825-30.
88. Zachrisson BU. Improving the esthetic outcome of canine substitution for missing maxillary lateral incisors. *World journal of orthodontics*. 2007;8(1):72-9.
89. ÖZSOY ÖP, DEĞİRMENÇİ Z. Ortodontik Tedavi Sırasında Görülen Kök Rezorpsiyonu'nun İncelenmesi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*. 2008;2(2):82-6.
90. Mayoral G. Treatment results with light wires studied by panoramic radiography. *American journal of orthodontics*. 1982;81(6):489-97.
91. Harry M, Sims M. Root resorption in bicuspid intrusion: a scanning electron microscope study. *The Angle Orthodontist*. 1982;52(3):235-58.
92. Janson GR, de Luca Canto G, Martins DR, Henriques JFC, de Freitas MR. A radiographic comparison of apical root resorption after orthodontic treatment with 3 different fixed appliance techniques. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2000;118(3):262-73.
93. Brezniak N, Wasserstein A. Root resorption after orthodontic treatment: Part 2. Literature review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1993;103(2):138-46.
94. Newman WG. Possible etiologic factors in external root resorption. *American Journal of Orthodontics*. 1975;67(5):522-39.
95. Brin I, Tulloch JC, Koroluk L, Philips C. External apical root resorption in Class II malocclusion: a retrospective review of 1-versus 2-phase treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003;124(2):151-6.
96. McFadden WM, Engstrom C, Engstrom H, Anholm JM. A study of the relationship between incisor intrusion and root shortening. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1989;96(5):390-6.
97. VONDERAHE G. Postretention status of maxillary incisors with root-end resorption. *The Angle Orthodontist*. 1973;43(3):247-55.
98. Levander E, Malmgren O. Evaluation of the risk of root resorption during orthodontic treatment: a study of upper incisors. *The European Journal of Orthodontics*. 1988;10(1):30-8.
99. Goldin B. Labial root torque: effect on the maxilla and incisor root apex. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1989;95(3):208-19.
100. Remington DN, Joondeph DR, Årtun J, Riedel RA, Chapko MK. Long-term evaluation of root resorption occurring during orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1989;96(1):43-6.

101. Kjær I. Morphological characteristics of dentitions developing excessive root resorption during orthodontic treatment. *The European Journal of Orthodontics*. 1995;17(1):25-34.
102. Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in clinical dentistry*: Quintessence Publishing (IL); 1987.
103. Knoell A. A mathematical model of an in vitro human mandible. *Journal of biomechanics*. 1977;10(3):159-66.
104. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *Journal of Dental Research*. 1983;62(2):155-9.
105. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of dentistry*. 2008;36(7):463-71.
106. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(6):565-74.
107. Moaveni S. *Finite element analysis theory and application with ANSYS*, 3/e: Pearson Education India; 2011.
108. Hughes TJ. *The finite element method* prentice-hall. New Jersey (USA). 1987.
109. Shaw A, Sameshima G, Vu H. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. *Orthodontics & craniofacial research*. 2004;7(2):98-107.
110. Tanne K, Miyasaka J, Yamagata Y, Sachdeva R, Tsutsumi S, Sakuda M. Three-dimensional model of the human craniofacial skeleton: method and preliminary results using finite element analysis. *Journal of biomedical engineering*. 1988;10(3):246-52.
111. Schneider J, Geiger M, Sander F-G. Numerical experiments on long-time orthodontic tooth movement. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2002;121(3):257-65.
112. Scuzzo G, Takemoto K. *Invisible Orthodontics: Biomechanics and comparative biomechanics*. Chicago: Quintessence Books; 2003.
113. Shroff B, Lindauer SJ, Burstone CJ, Leiss JB. Segmented approach to simultaneous intrusion and space closure: biomechanics of the three-piece base arch appliance. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1995;107(2):136-43.
114. Shigley JE. *Mechanical Engineering Design*, First Metric Edit. McGraw-Hill; 1986.
115. İnan M. *Cisimlerin mukavemeti*: İTÜ Vakfı; 2001.
116. Ogden RW, Holzapfel GA. *Mechanics of biological tissue*: Springer; 2006.
117. Asaro R, Lubarda V. *Mechanics of solids and materials*: Cambridge University Press; 2006.
118. Kutz M. *Mechanical engineers' handbook*, volume 1: Materials and engineering mechanics: John Wiley & Sons; 2015.
119. Marghitu DB. *Mechanical engineer's handbook*: Elsevier; 2001.
120. Shigley JE. *Shigley's mechanical engineering design*: Tata McGraw-Hill Education; 2011.
121. Gümüş H. Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değişik yoğunluktaki kemik üzerinde oluşturdukları streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırılması. *Profitez Anabilim Dalı, Hacettepe Üniversitesi, Ankara*. 2007.
122. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003;123(4):367-73.
123. Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003;123(6):657-65.
124. Yoshida N, Jost-Brinkmann P-G, Koga Y, Mimaki N, Kobayashi K. Experimental evaluation of initial tooth displacement, center of resistance, and center of rotation under the

- influence of an orthodontic force. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics. 2001;120(2):190-7.
125. Proffit WR, Fields Jr HW, Sarver DM. Contemporary orthodontics: Elsevier Health Sciences; 2006.
 126. Lang LA, Wang R-F, Kang B, White SN. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. The Journal of prosthetic dentistry. 2001;86(6):650-4.
 127. Hamdan R. Electric field study of Silicon Rubber insulator using finite element method (slim): Universiti Teknologi Malaysia; 2006.
 128. Davidian EJ. Use of a computer model to study the force distribution on the root of the maxillary central incisor. American journal of orthodontics. 1971;59(6):581-8.
 129. Wright K, Yettram A. An analytical investigation into possible mechanical causes of bone remodelling. Journal of biomedical engineering. 1979;1(1):41-9.
 130. Yoshikawa D, Burstone C, Goldberg A, Morton J. Flexure modulus of orthodontic stainless steel wires. Journal of dental research. 1981;60(2):139-45.
 131. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. Journal of Dental Research. 1983;62(2):82-6.
 132. Moss ML, Skalak R, Patel H, Sen K, Moss-Salentijn L, Shinozuka M, et al. Finite element method modeling of craniofacial growth. American Journal of Orthodontics. 1985;87(6):453-72.
 133. Miyakawa O, Shiokawa N, Matsuura T, Hanada K. A new method for finite element simulation of orthodontic appliance-teeth-periodontium-alveolus system. Journal of biomechanics. 1985;18(4):277-84.
 134. Ludwig B, Glasl B, Bowman SJ, Wilmes B, Kinzinger G, Lisson JA. Anatomical guidelines for miniscrew insertion: palatal sites. Journal of clinical orthodontics: JCO. 2011;45(8):433.
 135. Jung BA, Wehrbein H, Heuser L, Kunkel M. Vertical palatal bone dimensions on lateral cephalometry and cone-beam computed tomography: implications for palatal implant placement. Clinical oral implants research. 2011;22(6):664-8.
 136. Lai Rf, Zou H, Kong Wd, Lin W. Applied anatomic site study of palatal anchorage implants using cone beam computed tomography. International journal of oral science. 2010;2(2):98-104.
 137. WILMES B, KINZINGER GS, LISSON JA. Anatomical Guidelines for Miniscrew Insertion: Palatal Sites. 2011.
 138. Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ. Moment to force ratios and the center of rotation. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1988;94(5):426-31.
 139. Balhoff DA, Shuldborg M, Hagan JL, Ballard RW, Armbruster PC. Force decay of elastomeric chains—a mechanical design and product comparison study. Journal of orthodontics. 2011;38(1):40-7.
 140. Rock W, Wilson H, Fisher SE. A laboratory investigation of orthodontic elastomeric chains. British journal of orthodontics. 1985;12(4):202-7.
 141. Samuels R, Orth M, Rudge S, Mair L. A comparison of the rate of space closure using a nickel-titanium spring and an elastic module: a clinical study. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1993;103(5):464-7.
 142. Hershey HG, Reynolds WG. The plastic module as an orthodontic tooth-moving mechanism. American journal of orthodontics. 1975;67(5):554-62.
 143. Wong AK. Orthodontic elastic materials. The Angle Orthodontist. 1976;46(2):196-205.
 144. Kovatch J, Lautenschlager E, Apfel D, Keller J. Load-extension-time behavior of orthodontic elastiks. Journal of dental research. 1976;55(5):783-6.
 145. Storey E. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. Australian J Dent. 1952;56:11-8.
 146. Williams JW. Degradation of the elastic properties of orthodontic chains: a laboratory study in a simulated oral environment: University of Louisville; 1990.

147. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1986;90(1):1-10.
148. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Karibe M. The super-elastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics part III. Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1988;94(2):89-96.
149. Tosun Y. Sabit ortodontik apareylerin biyomekanik prensipleri. İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi. 1999:6-7.
150. Tidy D, Orth D. Frictional forces in fixed appliances. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1989;96(3):249-54.
151. Kusy R, Whitley J. Effects of sliding velocity on the coefficients of friction in a model orthodontic system. *Dental Materials*. 1989;5(4):235-40.
152. Andreasen GF, Quevedo FR. Evaluation of friction forces in the 0.022x0.028 edgewise bracket in vitro. *Journal of Biomechanics*. 1970;3(2):151-60.
153. Rock W, Wilson H. The effect of bracket type and ligation method upon forces exerted by orthodontic archwires. *British journal of orthodontics*. 1989;16(3):213-7.
154. Kusy RP. Ongoing innovations in biomechanics and materials for the new millennium. *The Angle Orthodontist*. 2000;70(5):366-76.
155. Pratten DH, Popli K, Germane N, Gunsolley JC. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1990;98(5):398-403.
156. Smith DV, Rossouw PE, Watson P, editors. Quantified simulation of canine retraction: evaluation of frictional resistance. *Seminars in Orthodontics*; 2003: Elsevier.
157. Ülgen M. Ortodontik tedavi prensipleri. 1993.
158. Cope JB, editor Temporary anchorage devices in orthodontics: a paradigm shift. *Seminars in orthodontics*; 2005: Elsevier.
159. Park H-S, Bae S-M, Kyung H-M, Sung J-H. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. 2001.
160. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open-bite correction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1999;115(2):166-74.
161. Roberts WE, Helm FR, Marshall KJ, Gongloff RK. Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. *The Angle Orthodontist*. 1989;59(4):247-56.
162. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1995;107(3):251-8.
163. Baran İ. İki Tip Silindirik Endosteal İmplant Alt Yapı Üzerine Hazırlanmış Üç Değişik Tüberkül Eğimli Kron Tasarımlarında Uygulanan Vertikal Kuvvetlerin Oluşturduğu Gerilmelerin FEM Yöntemi ile İncelenmesi. Tez, Ankara. 1995:4-11.
164. Eskitaşçıoğlu G, Elemanlar YBDHS. Stres Analiz Yöntemi. AÜ Diş Hek Fak Derg. 1995;22:201-5.
165. Asundi A, Kishen A. A strain gauge and photoelastic analysis of in vivo strain and in vitro stress distribution in human dental supporting structures. *Archives of oral biology*. 2000;45(7):543-50.
166. Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1991;99(5):427-40.
167. Güngör M, Dündar M, Artunç C. Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. EÜ Dişhek Fak Derg. 2005;26:107-16.
168. Szabó B, Babuška I. Finite element analysis: John Wiley & Sons; 1991.
169. Mahler D, Peyton F. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *Journal of Dental Research*. 1955;34(6):831-8.

170. ERTÜRK T. Anterior Dişlerin Mikroimplant Desteği İle İntrüze Edilerek Retrakte Edilmesi Sırasında Meydana Gelen Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü: Doktora Tezi, İstanbul; 2008.
171. Çifter M. Üst Çene Posterior Dişlerinin Mikro-Implant Destekli İntrüzyonunda Meydana Gelen Değişikliklerin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortodonti Anabilim Dalı, İstanbul Üniversitesi. 2007.
172. Liang W, Rong Q, Lin J, Xu B. Torque control of the maxillary incisors in lingual and labial orthodontics: a 3-dimensional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2009;135(3):316-22.
173. Welsch G, Boyer R, Collings E. *Materials properties handbook: titanium alloys*: ASM international; 1993.
174. İLGÜN A, KORKMAZ HH, MALKOÇ S, BAŞÇİFTÇİ FA. İNSAN MANDİBULASINDA SONLU ELEMENLAR METODU KULLANILARAK GERİLME ANALİZİ YAPILMASI. *Selçuk Üniversitesi Mühendislik, Bilim ve Teknoloji Dergisi*. 2004;19(1):29-38.
175. Gautam P, Valiathan A, Adhikari R. Craniofacial displacement in response to varying headgear forces evaluated biomechanically with finite element analysis. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2009;135(4):507-15.
176. Işeri H, Tekkaya AE, Öztan Ö, Bilgic S. Biomechanical effects of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by the finite element method. *The European Journal of Orthodontics*. 1998;20(4):347-56.
177. Tanne K, Hiraga J, Kakiuchi K, Yamagata Y, Sakuda M. Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: a study using the finite element method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1989;95(3):200-7.
178. Jones M, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. *Journal of orthodontics*. 2014.
179. Toms SR, Lemons JE, Bartolucci AA, Eberhardt AW. Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2002;122(2):174-9.
180. Durkee M, editor *Periodontal ligament stress patterns in a nonlinear finite element model*. *Journal of Dental Research*; 1997: AMER ASSOC DENTAL RESEARCH 1619 DUKE ST, ALEXANDRIA, VA 22314.
181. Qian H, Chen J, Katona TR. The influence of PDL principal fibers in a 3-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2001;120(3):272-9.
182. Zhang Y, Zhang D, Feng C. A three-dimensional finite element analysis for the biomechanical characteristics of orthodontic anchorage micro-implant. *Shanghai kou qiang yi xue= Shanghai journal of stomatology*. 2005;14(3):281-3.
183. McGuinness NJ, Wilson AN, Jones ML, Middleton J. A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings. *The European Journal of Orthodontics*. 1991;13(3):231-42.
184. Ludwig B, Glasl B, Bowman SJ, Wilmes B, Kinzinger GS, Lisson JA. Anatomical guidelines for miniscrew insertion: palatal sites. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 2011;45(8):433-67.
185. Kyung H, Park H, Bae S, Kwon O, Sung J. *Handbook for the Absoanchor orthodontic microimplant*. South Korea Daegu: Dentos. 2004;51.
186. Chang C, Huang C, Roberts W. 3D Cortical Bone Anatomy of the Mandibular Buccal Shelf: a CBCT study to define sites for extra-alveolar bone screws to treat Class III malocclusion. *Int J Orthod Implantol*. 2016;41:74-82.
187. Melsen B. Mini-implants: where are we? *Journal of clinical orthodontics*. 2005;39(9):539.
188. Ishii T, Nojima K, Nishii Y, Takaki T, Yamaguchi H. Evaluation of the implantation position of mini-screws for orthodontic treatment in the maxillary molar area by a micro CT. *The Bulletin of Tokyo Dental College*. 2004;45(3):165-72.

189. Kim YH, Yang S-M, Kim S, Lee JY, Kim KE, Gianelly AA, et al. Midpalatal miniscrews for orthodontic anchorage: factors affecting clinical success. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;137(1):66-72.
190. Monnerat C, Restle L, Mucha JN. Editor's Summary, Q & A, Reviewer's Critique: Tomographic mapping of mandibular interradicular spaces for placement of orthodontic mini-implants. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2009;135(4):428. e1-e9.
191. Gracco A, Lombardo L, Cozzani M, Siciliani G. Quantitative cone-beam computed tomography evaluation of palatal bone thickness for orthodontic miniscrew placement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2008;134(3):361-9.
192. Baumgaertel S. Quantitative investigation of palatal bone depth and cortical bone thickness for mini-implant placement in adults. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2009;136(1):104-8.
193. Lee H, Ting K, Nelson M, Sun N, Sung S-J. Maxillary expansion in customized finite element method models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2009;136(3):367-74.
194. Tanne K, Matsubara S, Sakuda M. Location of the centre of resistance for the nasomaxillary complex studied in a three-dimensional finite element model. *British journal of orthodontics*. 1995;22(3):227-32.
195. King KS, Lam EW, Faulkner MG, Heo G, Major PW. Vertical bone volume in the paramedian palate of adolescents: a computed tomography study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2007;132(6):783-8.
196. Bernhart T, Vollgruber A, Gahleitner A, Dörtbudak O, Haas R. Alternative to the median region of the palate for placement of an orthodontic implant. *Clinical Oral Implants Research*. 2000;11(6):595-601.
197. Kang S, Lee S-J, Ahn S-J, Heo M-S, Kim T-W. Bone thickness of the palate for orthodontic mini-implant anchorage in adults. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2007;131(4):S74-S81.
198. Ryu J-H, Park JH, Thu TVT, Bayome M, Kim Y, Kook Y-A. Palatal bone thickness compared with cone-beam computed tomography in adolescents and adults for mini-implant placement. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2012;142(2):207-12.
199. Crismani AG, Bertl MH, Čelar AG, Bantleon H-P, Burstone CJ. Miniscrews in orthodontic treatment: review and analysis of published clinical trials. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;137(1):108-13.
200. Choi D-S, Cha B-K, Jang I, Kang K-H, Kim S-C. Three-dimensional finite element analysis of occlusal stress distribution in the human skull with premolar extraction. *The Angle Orthodontist*. 2013;83(2):204-11.
201. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *The Angle Orthodontist*. 1994;64(3):175-88.
202. Kojima Y, Fukui H. Numerical simulation of canine retraction by sliding mechanics. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2005;127(5):542-51.
203. Kojima Y, Fukui H, Miyajima K. 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. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2006;130(3):275. e1-. e10.
204. Kojima Y, Mizuno T, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement produced by molar uprighting spring. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2007;132(5):630-8.
205. Kojima Y, Fukui H. Numerical simulations of canine retraction with T-loop springs based on the updated moment-to-force ratio. *The european journal of orthodontics*. 2012;34(1):10-8.

206. Baumrind S. A reconsideration of the propriety of the "pressure-tension" hypothesis. *American Journal of Orthodontics*. 1969;55(1):12-22.
207. Heller IJ, Nanda R. Effect of metabolic alteration of periodontal fibers on orthodontic tooth movement. An experimental study. *American journal of orthodontics*. 1979;75(3):239-58.
208. Hohmann A, Kober C, Young P, Dorow C, Geiger M, Boryor A, et al. Influence of different modeling strategies for the periodontal ligament on finite element simulation results. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2011;139(6):775-83.
209. Kojima Y, Kawamura J, Fukui H. Finite element analysis of the effect of force directions on tooth movement in extraction space closure with miniscrew sliding mechanics. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2012;142(4):501-8.
210. Bobak V, Christiansen RL, Hollister SJ, Kohn DH. Stress-related molar responses to the transpalatal arch: a finite element analysis. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1997;112(5):512-8.
211. Roberts WE, Viecilli RF, Chang C, Katona TR, Paydar NH. Biology of biomechanics: Finite element analysis of a statically determinate system to rotate the occlusal plane for correction of a skeletal Class III open-bite malocclusion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2015;148(6):943-55.
212. Şibal MÇ. Maksiller Protraksiyon Amacıyla Kullanılan İki Farklı Sistemin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi. 2017.
213. McLaughlin RP, Bennett JC, Trevisi HJ. Systemized orthodontic treatment mechanics. 2001.
214. Gallas M, Abeleira M, Fernandez J, Burguera M. Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. *The European Journal of Orthodontics*. 2005;27(1):12-6.
215. El-Beialy AR, Abou-El-Ezz AM, Attia KH, El-Bialy AM, Mostafa YA. Loss of anchorage of miniscrews: a 3-dimensional assessment. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2009;136(5):700-7.
216. Liou EJ, Pai BC, Lin JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2004;126(1):42-7.