T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ÜST ANTERİOR DİŞLERİN KÜTLESEL RETRAKSİYONUNUN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Gökhan BİŞİRİCİ

DOKTORA TEZİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

Danışman

Doç.Dr. Faruk Ayhan Başçiftçi

KONYA - 2008

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ÜST ANTERİOR DİŞLERİN KÜTLESEL RETRAKSİYONUNUN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Gökhan BİŞİRİCİ

DOKTORA TEZİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

Danışman

Doç.Dr. Faruk Ayhan Başçiftçi

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 06202044 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA - 2008

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim süresince ve araştırmanın tüm aşamalarında yardımını bilgisini, maddi ve manevi desteğini esirgemeyen; tezimim yapım aşamasında ve yorumlanmasında büyük katkısı olan danışmanım sayın Doç. Dr. Faruk Ayhan BAŞÇİFTÇİ'ye,

Modellerin hazırlanması aşamasındaki destekleri ve yardımlarından dolayı Yrd. Doç. Dr. Hasan Hüsnü KORKMAZ'a,

Doktora süresince bilgilerinden faydalandığım S.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine,

Beraberliğimizin her anında maddi ve manevi desteklerini hissettiren ve dostluklarını esirgemeyen sevgili arkadaşlarım Yrd. Doç. Dr. Oğuz ERASLAN, Dt. Erinç UYGUN, Dt. Naci ERBULDU, Dt. Kemal SOLMAZ ve Ortodonti A.D. personeline,

Tüm hayatım boyunca yanımda ve her an destek olan Aileme en içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
SİMGELER VE KISALTMALAR	vii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1.Diş Hareketi	4
2.2.Diş Hareketinin Fizyolojisi	4
2.3.Kuvvet	5
2.4.Optimum Kuvvet	5
2.5.Direnç Merkezi	6
2.6.Dönme Merkezi	7
2.7.Moment	8
2.8.Ankraj	8
2.8.1.İskeletsel Ankraj	9
2.9.Ortodontide İmplantlar ve Kullanımları	10
2.10.Sagittal Yöndeki Malokluzyonlar	12
2.10.1.Sınıf II Maloklüzyonlarda Tedavi Yaklaşımları	13
Genç Erişkinlerde Kamuflaj Tedavisi	13
Üst İki Küçük Azı Diş Çekimli Tedavi	14
2.11.En Masse Retraksiyon	18
2.12.Stres Analiz Yöntemleri ile İlgili Kavramlar	21
2.12.1. Kuvvet	21
2.12.2.Gerilim (Stress)	22
2.12.3.Gerilme / Birim Deformasyon (Strain)	22
2.12.4.Gerilim-Gerilme Eğrisi (Stres-Strain Curve)	24
2.12.5.Oransal Sınır (Proportional Limit)	25
2.12.6.Elastisite Modülü	25
2.12.7.Elastik Sınır	26
2.12.8.Poisson Oranı	26
2.12.9.İzotropik ve Anizotropik Davranış	26

2.13. Stres Analiz Yöntemleri 27
2.13.1.Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi 28
2.13.2.Bir Yapıyı FEM ile Analiz Etmek 29
2.13.3.Sonlu elemanlar yönteminin avantajları 29
2.13.4.Sonlu eleman metodunun dezavantajlar/sınırları 30
2.13.5.Ortodontide Sonlu Elemanlar Metodu ile Yapılmış Çalışmalar 31
3. GEREÇ ve YÖNTEM 35
3.1.Geometrik Modellerin Oluşturulması 35
3.1.1.Kafatası ve Maksillanın Modellenmesi 35
3.1.2.Üst Çene Kemiğinin Modellenmesi 38
3.1.3.Dişlerin Modellenmesi 38
3.1.4.Periodontal Ligamentin Modellenmesi 39
3.1.5.Üst Çene Kemiğinin Dişlerle Birlikte Modellenmesi 40
3.1.6.Braketler, Hook ve Ark Telinin Modellenmesi 41
3.1.7.Minividaların Modellenmesi 42
Minividaların Yerleşimlerinin Modellenmesi 42
3.1.8.Analiz Yapılacak Modellerin Oluşturulması 44
3.2.Oluşturulan Modellerin Sonlu Elemanlar Analizi İçin Hazırlanması 46
3.3.Analizlerin Yapılması 48
4. BULGULAR 50
4.1.Deplasmanlar (Yer Değiştirmeler) 50
4.1.1.Birinci Modelde Deplasmanlar 50
Birinci Model Birinci Analiz 50
Dişlerin Deplasmanları 51
Birinci Model İkinci Analiz 52
Dişlerin Deplasmanları 53
Birinci Model Üçüncü Analiz 54
Dişlerin Deplasmanları 55
4.1.2.İkinci Modelde Deplasmanlar 55
İkinci Model Birinci Analiz 55
Dişlerin Deplasmanları 56
İkinci Model İkinci Analiz 57
Dişlerin Deplasmanları 58
İkinci Model Üçüncü Analiz 59

Dişlerin Deplasmanları 60
4.1.3.Üçüncü Modelde Deplasmanlar 60
Üçüncü Model Birinci Analiz 60
Dişlerin Deplasmanları 61
Üçüncü Model İkinci Analiz 62
Dişlerin Deplasmanları 63
Üçüncü Model Üçüncü Analiz 64
Dişlerin Deplasmanları 65
4.1.4.Dördüncü Modelde Deplasmanlar 65
Dördüncü Model Birinci Analiz 65
Dişlerin Deplasmanları 66
Dördüncü Model İkinci Analiz 67
Dişlerin Deplasmanları 68
Dördüncü Model Üçüncü Analiz 68
Dişlerin Deplasmanları 70
4.1.5.Beşinci Modelde Deplasmanlar 70
Beşinci Model Birinci Analiz 70
Dişlerin Deplasmanları 71
Beşinci Model İkinci Analiz 72
Dişlerin Deplasmanları 73
Beşinci Model Üçüncü Analiz 73
Dişlerin Deplasmanları 75
4.1.3.Altıncı Modelde Deplasmanlar 75
Altıncı Model Birinci Analiz 75
Dişlerin Deplasmanları 76
Altıncı Model İkinci Analiz 77
Dişlerin Deplasmanları 78
Altıncı Model Üçüncü Analiz 78
Dişlerin Deplasmanları 80
Deplasman Bulgularının Grafiksel Değerlendirilmesi 82
Minivida Deplasmanlarının Grafiksel Değerlendirilmesi 88
4.2.Gerilmeler 89
4.2.1.Birinci Model 89
Dişlerin Gerilmeleri 90

4.2.2.İkinci Model 90
Dişlerin Gerilmeleri 91
4.2.3.Üçüncü Model 91
Dişlerin Gerilmeleri 92
4.2.4.Dördüncü Model 92
Dişlerin Gerilmeleri 93
4.2.5.Beşinci Model 93
Dişlerin Gerilmeleri 94
4.2.6.Altıncı Model 94
Dişlerin Gerilmeleri 95
Gerilmelerin Tablo Halinde Değerlendirilmesi 96
5. TARTIŞMA 97
5.1.Gereç ve Yöntemin Tartışılması 97
5.2.Modellerin Yapısının Tartışılması 104
5.3.Modellerin Bulgularının Tartışılması 107
6. SONUÇ ve ÖNERİLER 112
7. ÖZET 113
8. SUMMARY 115
9. KAYNAKLAR 116
10. ÖZGEÇMİŞ 130

SİMGELER VE KISALTMALAR

A: Alan

AutoCad: Bilgisayar çizim yazılımı

Ansys: Bilgisayar sonlu elemanlar yazılımı

CT: Computerize Tomografi

cm²: Santimetrekare

cN: Santimetrenewton

DM: Direnç Merkezi

E: Elastisite Modülü

Є: Strain(Gerilme)

ε: Birim Şekil Değiştirme

F: Kuvvet

FEM: Finite Element Method

gr: Gram

g/cm²: Gram/santimetrekare

g.mm: Grammilimetre

mm: Milimetre

K: Rijitlik Matrisi

Kg: Kilogram

Lbs: Pound

M/F: Moment-Kuvvet oranı

MPa: Megapaskal

N: Newton

N/mm²: Young Modülü

3D: Üç Boyutlu

P: Dış Kuvvet Vektörü

PDL: Periodontal Ligament

U: Deplasman

σ: Stres(Gerilim)

1.GİRİŞ

Ortodontik tedavilerdeki genel amaç, bireylere sağlıklı bir periodontal yapı ile birlikte düzgün bir oklüzyon oluşturarak estetik ve fonksiyonel bakımdan uygun bir orofasial yapı kazandırmaktır.

Çene diş sisteminde ortaya çıkan uyumsuzluklar maloklüzyonları oluşturmaktadır. Maloklüzyonların tedavisi sebebine göre yapılır. Önemli olan maloklüzyonun nereden kaynaklandığıdır. Dental ya da iskeletsel olması tedavi seçeneklerini belirler. Her ikisininde beraber bulunduğu maloklüzyonlarda kombine tedavi yapılması uygundur.

Sınıf II maloklüzyonların tedavisi genel olarak iskeletsel ve dental olmak üzere 2 şekilde yapılmaktadır. İskeletsel anomalilerin tedavileri büyüme gelişim döneminde fonksiyonel aygıtlarla yapılmakta iken, büyüme gelişim döneminden sonra cerrahi yöntemlerle veya kompansazyon tedavisi ile yapılmaktadır. Dental tedavileri ise her iki dönemde de yapmak mümkündür.

Üst çeneye bağlı sınıf II div I tedavi yaklaşımında çoğunlukla üst çene birinci küçük azı dişlerinin çekimi, kanin retraksiyonu ve daha sonra da anterior dört keser retraksiyonu ile anomali düzeltilmektedir. Bu sayede hem kanin ilişkileri sınıf I olacak hem de artmış overjet elimine edilmiş olacaktır. Tedavi sırasında ankrajı arttırmak için transpalatal arklar, uprighting springler, tieback'li arklar, pendex-pendulum apareyleri, Nance apareyi ve headgear gibi aygıtlar kullanılmaktadır. Headgear gibi ağız dışı uygulamaların hasta kooperasyonuna bağlı olması ve sıklıkla kooperasyon eksikliği sonucu ankraj kaybıyla birlikte istenmeyen tedavi sonuçları ortaya çıkması büyük bir sorundur. Bu sorun araştırmacıları ankraj ihtiyacını karşılamak için yeni arayışlara yönlendirmiştir (Proffit 2000, Ülgen 2000, Grabber ve Vanarsdall 2000).

Son yıllarda iskeletsel ankraj kavramıyla birlikte mutlak ankraj sağlayabilecek minivida, miniimplant, miniplak, onplant gibi aygıtların kullanımı yaygınlaşmıştır. Bu aygıtlardan anterior dişlerin retraksiyonu sırasında direkt ve indirekt ankraj amacıyla yararlanılmıştır. Bu sayede hasta kooperasyonuna ve ağız dışı aygıt kullanımına gerek kalmadan, anterior altı dişin en masse retraksiyonu ile ankraj kaybı olmaksızın istenilen diş hareketlerinin daha kısa sürede yapılması sağlanmıştır.

Ortodontik tedavide ankraj açısından uygulanacak mekanikte kuvvet sistemine dikkat edilmesi ve çekimli vakaların tedavi planına uygun olarak bitirilebilmesi oldukça önemlidir. Sabit tedavi safhalarından biri olan kanin retraksiyonu sırasında, birçok faktörün etkisiyle diş hareketinin gecikmesi, bu nedenle kuvvetin arttırılarak verilmesi sonucu ankraj kaybının meydana gelmesi ve kesici ekstrüzyonu gibi dezavantajlar bulunmaktadır (Andreasen ve Jhonson 1967, Burstone ve Koening 1976, De Clerck ve ark. 2002, Thiruvenkatacahari ve ark. 2006).

Anterior dişlerin retraksiyonu iki aşamalı şekilde değil de keser diş grubu ile birlikte en masse retraksiyon şeklinde yapılıyorsa, oldukça fazla ankraj gereksinimi olmaktadır ki, bu sağlanmazsa posterior dişlerde ekstrüzyon ve tipping gibi istenmeyen hareketler olmaktadır (Burstone 1977a, 2001b).

Yıllar boyunca ortodontistler tarafından; anterior altı dişin retraksiyonunu yapmaktansa kanin retraksiyonu ve ardından keser retraksiyonunun yapılması ankraj gereksinimi yüzünden tercih edilmiştir. Mikro vida ankrajı ve sürtünmeli mekanik ile en masse retraksiyon uygulamalarının tedavi süresini kısalttığı, erken dönemde profilde düzelme sağlandığı, tedavi mekaniklerini basitleştirmek ve interark mekaniklerini azaltmak gibi avantajlar sağladığı bildirilmektedir (Nanda ve Kuhlberg 1997, Park ve ark 2005, Park ve ark 2004).

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, analiz edilecek canlı ya da cansız yapıların gerçeğe en yakın şekilde modellenmesinin yapılarak matematiksel olarak ifade edilmesidir. Biyomekanik uygulamalar sonucu ortaya çıkan etkilerin invitro olarak incelenmesine imkân verir. Bu metodun kullanılması bilgisayar teknolojisinin gelişmesinin verdiği destekle artmıştır. İlginin artmasındaki diğer neden bilgisayarın analizin yapımına olan katkısı ile diğer analizlere göre daha detaylı ve gerçeğe yakınlığının sağlanmasıdır. Uygulanacak mekaniklere modifikasyon yapılabilir ve etkileri gözlenebilir. Ayrıca tasarlanan mekaniklerde oluşabilecek olumsuz etkilerin önüne geçilebilmektedir. Bilgisayar ortamı dışında başka materyal ve çaba istememesi de önemli bir gelişme etkenidir (Vasquez ve ark 2001, Sonugelen ve Artunç 2002, Gomez ve ark 2006).

Bu bilgiler ışığında çalışmamızın amacı; gerek zaman gerekse mekanik ve ankraj açısından sorun olan maksiller anterior altı dişin en masse retraksiyonunda

minivida uygulanmasının; dişler ve çevre dokular üzerindeki etkilerinin ve oluşabilecek stres birikimlerinin sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilerek klinik çalışmalara rehber olmaktır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Hareketi:

Bir dişe sürekli kuvvet uygulanması sonucunda diş, alveol soketinin çeperine doğru yer değiştirir. Bu ilk yer değiştirme sonucu diş hareketinin başlaması iki şekilde açıklanmaktadır:

a.Biyoelektrik teorisi; uygulanan kuvvet sebebiyle alveol kemiğindeki eğilme-bükülmeler ile birlikte doku sıvısındaki iyonların hareketi, elektrik sinyali oluşturmakta ve bu sinyal kemik remodelingini başlatmaktadır (Thailander ve ark. 2000, Proffit 2000).

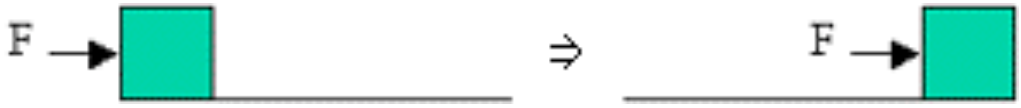
b.Basınç-gerilme teorisi; uygulanan kuvvet yönünde diş kökünün yer değiştirmesi sonucu periodontal ligamentteki damarların sıkışması ile kan akımının azalması ve ters tarafta gerilme sonucu kan akımındaki artışla birlikte çeşitli kimyasal ajanların (prostaglandinler, sitokinler vb.) salınımıyla hücresel değişiklikler başlamaktadır (Thailander ve ark. 2000, Profitt 2000).

2.2.Diş Hareketinin Fizyolojisi:

Dişlerin ortodontik hareketi; mekanik prosedürlerle uyguladığımız kuvvete karşı oluşan biyolojik yanıtın ve fizyolojik reaksiyonun sonucu meydana gelir. Bu nedenle, ortodontik aygıtları dizayn ederken, tedavi işlemi sırasında verilen kuvveti ve bu kuvvetlere karşı oluşan fizyolojik cevapları değerlendirmek önemlidir. Dişin hareketini ve kemiğin değişimini sağlayan temel aktivite osteoklastlar tarafından yapılan fizyolojik rezorbsiyon işlemidir. Bu osteoklastik hücrelerin kan tarafından aktivite gösterecekleri alana taşınmaları ve sonuçta ortaya çıkan kemik rezorbsiyonu; kemiğin hızlı hareketindeki anahtar faktör, hücreleri taşıyan ve aktivitelerini güçlendiren kan desteği gibi gözükmektedir. Kan desteğiyle hafif kuvvet uygulayarak devam ettirilirse diş hareketi daha hızlı olur. Kan desteği sınırlandığı zaman, kemik rezorbsiyonunun osteklastik aktivitesi sınırlanır ve diş hareket etmez ya da daha yavaş hareket eder. Ağır kuvvetler kan hücrelerini sıkıştırarak fizyolojik cevabı sınırlandırır ve önemli ölçüde diş hareketi yavaşlar (Bench ve ark. 1978).

2.3.Kuvvet:

Proffit kuvveti, bir cismin uzayda yer değiştirmesine ya da şeklinin değişmesine neden olan etki şeklinde tanımlamıştır (Şekil 2.3). Kuvvet, vektörel bir büyüklüktür; doğrultu, yön, şiddet, uygulama noktası gibi özelliklere sahiptir. Kuvvetin dört özelliği vardır:



Şekil 2.3. Kuvvet.

a.Şiddeti: Ortodontik kuvvetin şiddeti denildiğinde, kaç gram yüksekliğinde kuvvet uygulandığı anlaşılmaktadır**.**

b.Dağılımı: Ortodontik kuvvetin periodonsiyuma dağılımı, yapılan diş hareketinin cinsine göre değişik şekilde olmaktadır.

c.Yönü: Uzayın üç yönünde, ortodontik kuvvet uygulaması yapılabilir.

d.Süresi: Ortodontik kuvvet, etki süresi açısından iki çeşittir. (Profitt 2000)

2.4.Optimum Kuvvet

Optimal şiddette kuvvetler hastada fiziksel rahatsızlığa neden olmadan kök rezorpsiyonu veya alveolar kemik kaybı gibi çevre dokularda hasara yol açmadan en hızlı diş hareketini oluşturabilen kuvvetlerdir. Histolojik anlamda optimum kuvvet, kök yüzeyi boyunca periodontal ligament dokusunun canlılığını ve bütünlüğünü koruyarak maksimum hücresel cevabı oluşturan kuvvettir (Graber içinde Thilander ve ark. 2000, Burstone içinde Graber ve Vanarsdall 2000).

Ortodontik diş hareketlerinde arzu edilen kuvvetin şiddeti, direkt kemik rezorbsiyonuna neden olacak şiddette olmalıdır (Ülgen 2003).

Schwarz fizyolojik ortodontik kuvvetin, kapiller kan basıncı (20-26 g/cm²) kadar olması gerektiğini bildirmiştir (Schwarz 1956).

Ortodontik tedavide; diş hareketi yönünde diş kökü yüzeyinin cm^2 'sine gelecek olan 100 cN (g)'lık kuvvetin optimum olduğu düşünülmektedir. Hafif

devamlı kuvvetin uygulanması, kan desteğinin fizyolojik cevap için sağlanmasını güçlendirir (Bench ve ark. 1978, Bench ve ark. 1978, Kurol ve ark. 1996).

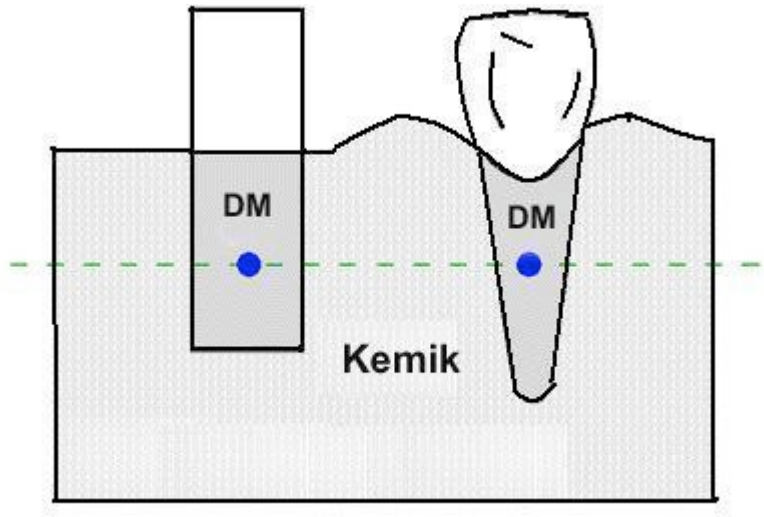
Ortodontik kuvvetin uygulanmasını takiben diş çevre dokularında biriken kuvvet sebebiyle periodontal membranda gerilme ve sıkışmalar meydana gelir. Biriken kuvvet ve oluşan sıkışma ve gerilmeler sayesinde diş hareketi meydana gelmektedir. Diş hareketini sağlamak için gereken optimal kuvvet miktarı birçok araştırmada incelenmiştir. Biyolojik cevabı yani diş hareketi için gerekli olan rezobsiyon ve apozisyon olaylarını başlatan sebep uygulanan kuvvet değil, kuvvetin dokularda meydana getirdiği gerilme ve sıkışmadır. Ortodontik diş hareketi için gerekli olan optimum kuvvet aralığı, ilgili dokulardaki gerilme ve sıkışmalar sonucu biyolojik cevabı başlatabilecek ama aynı zamanda periodontal membranda iskemi oluşturmayacak şiddette sahip olmalıdır. Bu kuvvet aralığının altında kalan şiddetteki kuvvetler sonucu diş hareketi olmamakta, üstündeki miktarlarda ise ağrı, diş hareketinde azalma ve diş kökünde rezorbsiyon meydana gelmektedir. Dişlere uygulanacak optimum kuvvetin belirlenmesinde, elde edilmek istenen hareketin tipi, kemik yapısı, kök yüzeyinin morfolojisi ve alanı önemli rol oynamaktadır (Tanne ve ark. 1987, Proffit 2000, Graber ve Vanarsdall 2000).

2.5.Direnç Merkezi:

Direnç Merkezi, dişin translasyon hareketi yapmasına neden olan bileşke kuvvetin etki çizgisinin, dişin uzun eksenini kestiği nokta olarak tanımlanır. Dişlerin direnç merkezi kökün üzerinde yani kemik içinde yer alan teorik bir noktadır (Smith ve Burstone 1984, Burstone ve Pryputniewicz 1988). (Şekil 2.5)

Direnç merkezi, her diş için değişmez kabul edilebilecek bir noktadır. Ancak, kök rezorbiyonu, destek kemik ya da periodontal ataçman kayıpları gibi diş ve çevre dokuları ilgilendiren değişimlerde direnç merkezinin yeri de değişir. Çevre destek kemik dokusunda ya da kökünde erime olan bir dişte direnç merkezi apikale kayar (Nanda ve Kuhlberg 1997).

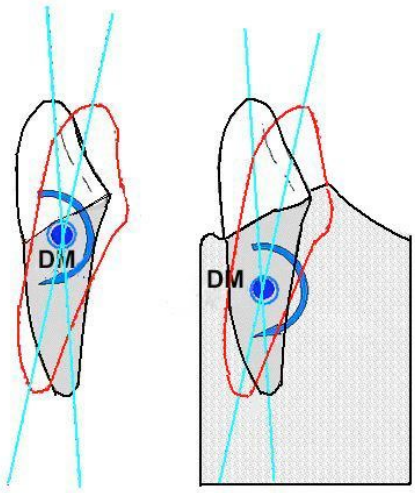
Bir dişin direnç merkezi; kök uzunluğuna ve morfolojisine, kök sayısına, alveolar kemik desteğinin seviyesine, gingival dokular ve PDL'ye bağlıdır (Nanda ve Kuhlberg 1997, Tosun 1999, Ülgen 2003, Marcotte 1996).



Şekil 2.5 (Direnç merkezi)

2.6.Dönme Merkezi:

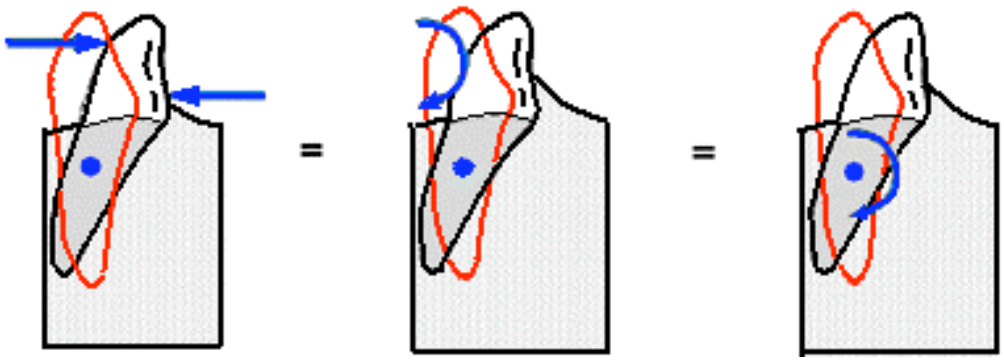
Dişin, etrafında dönme hareketi yaptığı hayali noktadır. Bu noktanın yeri, diş üzerine uygulanan kuvvet sistemine, bir başka deyişle moment-kuvvet oranına bağlı olarak değişiklik gösterir. Dişe kuvvet çifti uygulandığında bu nokta tam direnç merkezi ile çakışır. Translasyon esnasında ise sonsuzda yer alır (Tosun 1999).



Şekil 2.6 (Dönme merkezleri)

2.7.Moment:

Kuvvetin şiddeti ile dişin direnç merkezinden, bu kuvvetin etki çizgisine indirilen mesafenin çarpımıdır ve ortodonti pratiğinde genellikle g.mm olarak ifade edilir. (Şekil 2.7) Etki çizgisi direnç merkezinden geçmeyen her kuvvet, şiddetiyle ve direnç merkezine dik uzaklığıyla doğru orantılı olarak bir moment oluşturur. Bu kuvvet momentidir. Moment, cismin dönme merkezi etrafında dönmesine neden olur. Dişlerde direnç merkezi dışından, örneğin kron üzerinden geçen bir kuvvet çizgisi moment oluşturarak dişin, kuvvetin uygulandığı yönde devrilmesine yol açar. Etki çizgisi, dişin direnç merkezinden geçen kuvvetler ise direnç merkezi ile aralarındaki mesafe 0 olduğu için dişte hiçbir moment yani dönme etkisi oluşturmazlar. Bu kuvvet etkisindeki diş traslasyon hareketi yapar (Tosun 1999).



Şekil 2.7 (Moment)

2.8.Ankraj

Ortodontide ankraj 17. yy. dan beri değerlendirilmiş olmasına rağmen 1923'e kadar tanımlanmamıştır. Bu tarihte Louis Ottofy ankrajı: "Ortodontik kuvvetin ya da ortodontik kuvvetin tepkisinin uygulandığı dayanak" olarak tanımlamıştır. Daskalogiannakis ise ortodontik ankrajı "istenmeyen diş hareketine karşı olan direnç" olarak tanımlamıştır (Cope 2005).

Newton'un etki-tepki kanununa göre, ankraj olarak alınan bölgeye ve hareketi istenen bölgeye etkiyen kuvvetler zıt yönlü olup birbirine eşittir. Dolayısıyla bu iki bölgenin dirençleri, bölgelerin birbirlerine doğru olan hareket miktarlarını belirlemektedir. Ankraj bölgesi, ortodontik kuvvetin destek aldığı, harekete karşı direncin yüksek olduğu bölge olarak tanımlanmaktadır (Ülgen 2003)

Ortodontide ankraj alınan bölgeler kısaca tek diş, diş grubu, tüm diş kavsi, kaslar, ense, kafatası, çene ucu ve iskelet sistemi olarak sayılabilir (Graber ve Vanarsdall 2000, Proffit 2000, Ülgen 2003).

2.8.1.İskeletsel Ankraj:

İskelet sisteminden destek alan biyolojik ya da biyolojik uyumlu olan materyaller iskeletsel ankraj aygıtlarını oluşturmaktadır. Ankiloze dişler gibi dokuların ankraj amaçlı kullanılması iskeletsel ankrajın ilk basamaklarını oluşturmaktadır. Kullanımının kısıtlı olması biyolojik uyumlu materyallerin kullanımını ön plana çıkarmıştır (Cope 2005).

İskeletsel ankrajın kullanımının artmasıyla birlikte; anterior ve posterior dişlerin en masse retraksiyonu, dişlerin protraksiyonu, molar uprightingi, molar distalizasyonu, kanin retraksiyonu, molar ve keserlerin intrüzyonu ve kaninlerin sürdürülmesi gibi çeşitli vakalarda titanyum vidalar kullanılmaya başlanmıştır (Creekmore ve Eklund 1983, Costa ve ark. 1998, Umemori ve ark. 1999, Park ve ark. 2001, Lin ve Liou 2003, Park ve ark. 2004).

Ortodontik hastalarda implantların ankraj için kullanılması; pratik, küçük ve daha işlevsel dizaynları sayesinde yaygınlaşmıştır (Block ve Hoffman1995, Chung ve ark. 2004).

Ortodontide iki tip minivida kullanımı vardır; yerleştirilmesinden önce pilot deliği açılan predrilled minividalar ve pilot deliği gerektirmeden direkt uygulanan self-drilling minividalar. Hangi tip vida kullanılırsa kullanılsın, yerleştirildiği alanda osseous birleşme olmadan mekanik retansiyonla kalırlar. Yapılan deneysel birçok çalışmada self-drilling minividaların predrilled vidalara göre daha fazla metal-kemik teması olduğu bulunmuştur (Costa ve ark. 1989, Melsen ve Verna 1999, Lin ve Liou 2003, Kim ve ark. 2005).

Ortodontik ankraj olarak implantların kullanımı iki şekildedir;

1.Direk ankraj; implantın mukoza dışında kalan kısmı ankraj alınarak kuvvet uygulanması. Kuvvet mini implanttan direkt olarak aktif segment üzerine uygulanır.

2.İndirekt ankraj; bir diş veya diş grubunun implant ile stabilize edilip, bu stabilize segmentin ankraj alınarak kuvvet uygulanması (Celenza ve Hochman 2000, Echarri ve ark. 2007).

2.9.Ortodontide İmplantlar ve Kullanımları:

Mini implantlardan ortodontik ankraj olarak faydalanılması tedavi imkanlarını genişletmiş ve mikro implantlarla ankraj kontrolünün sağlanmasıyla ortodontik tedaviler sırasında önemli bir rol almışlardır. Mikro implantlar ortodontistlere değişik avantajlar sağlamaktadır; sagittal uyumsuzluğun düzeltilmesinde interark mekaniklerinin elimine edilmesi, tedavi zamanının azaltılması, tedavi mekaniklerinin basitleştirilmesi, interark mekanikleri olmadan orta hat sapmalarının düzeltilmesi, tüm çeyrek çenenin bütünüyle hareketinin sağlanması, protraksiyonla mandibulada ortodontik boşluk kapatımı, molar distalizasyonuyla yer kazanılması, molar intrüzyonuyla interark boşluğu elde edilmesi, molar uprightingi, ark daraltılması gibi uygulamalar da mikro vidalarla mümkündür (Sung ve ark. 2006).

1980'lerin sonuna doğru bir dizi klinisyen ortodontik diş hareketi için geçici ankraj ünitesi olarak standart dental implantlar üzerinde durmuşlardır. Bu implantların esas avantajı ankraj kaybı olmadan pek çok diş hareketine imkân vermeleridir. Alveol kretin dişsiz alanlarına, palatinaya, zigomatik arka, retromolar bölgeye ve ramusa yerleştirilebilirler (Güvenç ve Kocadereli 2006).

Creekmore ve Eklund (1983) küçük metal vida kullanarak yeterli ve devamlı kuvvet uygulayıp tüm maksiller anterior dentisyonun yerini değiştirmişler ve bu sırada vida kaybı, ağrı, enfeksiyon ya da başka patolojik durum gözlenmemiştir. Vakaları ortodontik ankraj kontrolünde yeni bir saha açmıştır (Creekmore ve Eklund 1983).

İmplantlar sağladıkları stabil ankraj sayesinde iki aşamalı retraksiyon yerine 6 anterior dişin kütlesel retraksiyonunda kullanılabilmekte ve böylece tedavi süresi kısaltılabilmektedir (Park ve Kwon 2004).

Maksillada retraksiyon için mini vida ankrajı kullanılacaksa vidalar zigomatik buttress veya alveolar kemik bölgelerine uygulanabilmektedir (Liou ve ark. 2004).

Retraksiyon için vida ankrajı kullanılacaksa, maksiller anterior dişlerde gövdesel hareket elde etmek için mikro vidalar braket slotunun 8–10 mm. apikaline, anterior bölgedeki hook ise slotun 5–6 mm. gingivaline yerleştirilmelidir (Park ve Kwon 2004).

Zigoma bölgesine yerleştirilen mini plaklar sağladıkları stabil ankraj sayesinde anterior 6 dişin birlikte retrakte edilmesine de olanak sağlamaktadır (Erverdi ve Acar 2005, Iino ve ark. 2006).

Yapılan çalışmalarda sıklıkla kullanılan anatomik bölgeler arasında retromolar ve retroinsiziv bölge, palatinal paramedian veya median bölge, zigomatikomaksiller bölge, interradiküler bölge sayılabilir. Molar distalizasyonunda, molarların kök ucu hizasında bukkal kortikal kemik; kanin distalizasyonunda molarlar arası, molar premolar arası bölge, retromolar bölge, molar dişlerin intrüzyonu için zigomatikomaksiller bölge, kesici dişlerin intrüzyonu için ve santral ve lateral dişlerin kökleri arası alveoler bölge, maksiller ve mandibular posterior dişlerin kök ucu hizasındaki bukkal kortikal kemik, alveoler kret tepesi, anterior nazal spina ve mandibular simfizisten yararlanıldığı bildirilmiştir (Kanomi 1997, Costa ve ark. 1998, De Pauw ve ark. 1999, Melsen ve Costa 2000, Park ve ark. 2001, Lee ve ark. 2001, Paik ve ark 2003, Lin ve Liou 2003, Keleş ve ark. 2003, Lee ve ark. 2004, Kuroda ve ark. 2004, Park ve Kwon 2004, El ve Taner 2007).

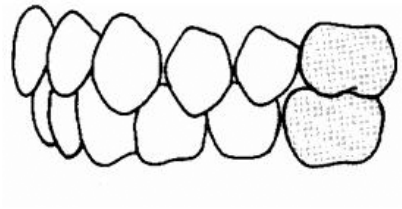
Dental implantlar ve mini-plaklar iskeletsel ankraj için başarıyla kullanılabilmelerine rağmen, yerleştirilmeleri için komplike cerrahi işlemler gerektirmeleri, anatomik yapılardan dolayı az sayıda yere yerleştirilebilmeleri, maliyetlerinin fazla olması ve çıkartılmaları için ikinci bir cerrahi operasyonun gerekmesi gibi dezavantajlara sahiptir. Ortodontik ankraj için gerekli direnci sağlayan mini ve mikro-implantlarda bu dezavantajlar söz konusu değildir (Xun ve ark. 2007).

Minividalar; kanin retraksiyonu, anterior retraksiyon, en masse anterior retraksiyon, molar uprightingi, distalizasyon ve protraksiyon gibi çeşitli amaçlar için ortodontide geçici ankraj aygıtı olarak yerini almıştır. Küçük boyda olmaları, kullanım alanının çok olması, cerrahi olarak basitçe yerleştirilmesi ve ortodontik olarak bağlanması; kısa bir süre sonra ya da beklenme süresi olmaması; laboratuar

çalışması gerektirmemesi; tedavi sonrası kolayca çıkarılabilmesi; implantlara, onplantlara ve miniplaklara göre oldukça ucuz maliyette olması gibi avantajları vardır (Costa ve ark. 1998, Melsen ve Verna 1999, Lin ve Liou 2003, Kim ve ark. 2005).

2.10. Sagittal Yöndeki Maloklüzyonlar:

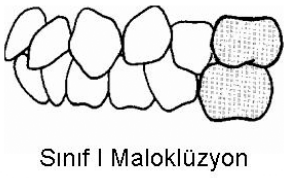
Oklüzyon; 'Ağız kapandığı zaman dişlerin kavuşması hali' olarak tanımlamaktadır. Mal kelimesi ise hastalık anlamına gelmektedir. Bu durumda maloklüzyon kapanış hastalığı veya kapanış bozukluğu olarak tanımlanabilir. Ülgen'e (2000) göre anormal oklüzyon olarak tanımlanan maloklüzyon Graber'e (2000) göre sadece normal oklüzyonun tersi olarak değerlendirilmemeli ortodontik müdahale gerektiren oklüzal uyumsuzluk anlamında kullanılmalıdır.

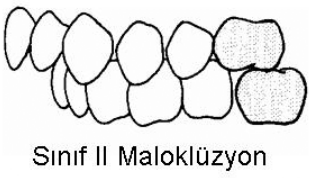


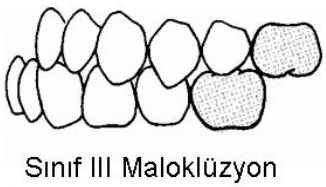
Normal Oklüzyon

Overjet üst orta dişin kesici kenar noktasının, alt orta kesici dişin vestibül yüzeyine, oklüzyon düzlemine paralel olarak ölçülen uzaklığıdır (Ülgen 2000. Graber 2000).

Oklüzyon anomalilerinin ön-arka (sagittal) yöndeki en tanınmış sınıflandırılması, Angle tarafından yapılmış olanıdır. Angle bu sınıflamada üst altı yaş dişinin konumunu sabit, değişmez olarak kabul etmiş ve üst altı yaş dişini oklüzyonun anahtarı olarak nitelemiştir. Angle alt altı yaş dişinin üst altı yaş dişine göre daha mesialde (mesial oklüzyon) veya daha distalde kapanış (distal oklüzyon) yapmasına göre anomalileri sınıflamıştır. Angle anomalileri üç sınıfa ayırarak incelemiştir: **a-**Angle I. Sınıf Anomali (Şekil 2.8.1), **b-**Angle II. Sınıf Anomali (Şekil 2.8.2)(**x-** Sınıf II Bölüm I Anomali **y-** Sınıf II Bölüm II Anomali), **c-**Angle III. Sınıf Anomali (Şekil 2.8.3) (Ülgen 2000).







Şekil 2.8.1 Şekil 2.8.2 Şekil 2.8.3

2.10.1. Sınıf II Maloklüzyonlarda Tedavi Yaklaşımları

Angle Sınıf II maloklüzyonların tedavileri temel olarak iki başlık altında toplanır; diş hareketi ve çene ortopedisi. Diş hareketleriyle oklüzyon düzeltilir. Bu şekilde maksiller dişler arkaya, mandibular dişler ise öne hareket ettirilir. Yüz ortopedisinde ise bazal çene kemik kaideleri hareket ettirilir. Bu durumda maksillanın öne aşağı hareketi durdurulur, mandibula ise öne ileri harekete yönlendirilir. Diş hareketi minimaldir (King ve ark. 1989).

Sınıf II maloklüzyon gelişen olguların düzeltilmesinde çok sayıda metot ve bunlara uygun aygıtlar kullanılmaktadır. Çoğu tedavi yaklaşımı birkaç yöntemi birden kullanır. Bunun nedeni de çeşitli metotların kombinasyonu ile tedavi edilen sınıf II maloklüzyonun uzun süreli kalıcılığı konusunda çeşitli olasılıkları beraberinde getirmesidir (Nanda ve Kuhlberg 1997).

Sınıf II tedavi yaklaşımları olguların büyüme-gelişim durumlarına göre üç başlık altında toplanmışlardır:

1. Çocuk ve gençlerde büyüme modifikasyonu

2. Genç erişkinlerde dentoalveolar hareketlerden oluşan kamuflaj tedavisi

3. Erişkinlerde cerrahi yaklaşımlar (Pancherz ve Ruf 2000, Pancherz 2003).

Genç Erişkinlerde Kamuflaj Tedavisi:

Proffit (2000), çene ilişkileri bozuk olan bireylerde diş çekimi yapılarak uygulanan tedavi prosedürünü keser ve molar ilişkisinin düzeltilmesine ve böylece yüz estetiğine katkıda bulunmak için yapılan tedavileri kamuflaj tedavisi olarak adlandırmıştır. Genellikle sınıf II ya da Sınıf III iskeletsel problemi maskelemek için

yapılan birinci küçük azıların çekimi daha sonra anterior segmentin retraksiyonu kamuflaj tedavisinin temelini oluşturmaktadır.

Bishara (2006), Pancherz ve Ruf (2000) iskeletsel sınıf II maloklüzyonu olan bireylerde keserleri geriye almak ve maksiller arkta yer kazanmak amacıyla diş çekimi yapılabileceğini söylemişlerdir. Overjetin azaltılması ve sınıf I kanin ilişkisinin sağlanması, sınıf II çekim protokollerinin temelini oluşturmaktadır. Bu amaçla genel olarak, üst iki birinci küçük azı çekimi veya alt-üst dört küçük azı çekimi yapılmaktadır.

Büyüme gelişimi bitmiş, artmış overjetli ve headgear ya da fonksiyonel aparey kullanmada başarısız olan sınıf II hastalarda sınıf I kanin ilişkiye ulaşmak için genellikle maksiller küçük azıların çekimi ortognatik cerrahiye alternatif olarak düşünülmektedir (Shell ve Woods 2003).

Mihalik ve ark. (2003) yaptıkları çalışmada sınıf II maloklüzyona sahip mandibular yetersizlik bulunan 135 hastada ortodontik kamuflaj amacıyla yapılan küçük azı çekimi sonucu oklüzyonun stabil olduğunu belirtmişlerdir. İskeletsel problemin mevcut olmasına rağmen ortodontik kamuflaj tedavisinin diş hareketleri ile dental oklüzyonu düzeltmek olduğunu ve sınıf II molar ilişki ve sınıf I kanin ilişkide tedavi bitimine ulaşmak amacıyla sadece maksiller küçük azıların çekiminin yapılmasının uzlaşmacı bir yaklaşım olduğunu belirtmişlerdir.

Denny ve ark. (2007) artmış overjetle ve çapraşıkla gözüken Sınıf II maloklüzyonların tedavisinde sadece maksiller küçük azıların çekimini takiben anterior retraksiyonla sınıf I kanin ilişkinin elde edilip sınıf II molar ilişkide tedavi sonucuna varılabileceğini ve bu şekilde kamuflaj tedavisi yapılabileceğini bildirmişlerdir.

Üst İki Küçük Azı Diş Çekimli Tedavi :

Dişsel ve orta dereceli iskeletsel Sınıf II maloklüzyonların tedavisinde küçük azı çekim protokollerine değinilmiştir. Buna göre, ortodontik tedavi ile iskeletsel ilişkinin değiştirilemediği yetişkin bireylerde üst birinci küçük azı çekimi overjeti azaltmaya yönelik olup, birinci azı ilişkisi Sınıf II de bırakılmaktadır. Bu protokolün temelini, mandibular çapraşıklığın diş çekimi gerektirmeden düzeltilebileceği

oluşturmaktadır. Böylece hafif derecedeki iskeletsel maloklüzyonlar, dişsel kompanzasyonlar ile kamufle edilmektedir. Sınıf II çekimli tedavilerinde 2 küçük azı diş çekimli tedavilerin 4 küçük azı diş çekimli tedavilere göre oklüzal başarı oranının daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Buna sebep olarak da 4 küçük azı diş çekimli tedavilerde sınıf I molar ilişkisi sağlamak için ankraj gereksiniminin daha fazla olduğunu belirtmişlerdir (Kessel 1963, Janson ve ark. 2006).

Proffit (Proffit ve White 1990, Proffit 2000) iskeletsel sınıf II maloklüzyonların kamuflaj tedavisinde asıl önemli olanın, diş çekimi yapılarak, iskeletsel probleme rağmen keser ve molar ilişkinin sağlanması olduğu belirtmiştir.

Janson ve ark. (2006) ön-arka yönde uyumsuzluğun arttığı olgularda üst küçük azı çekiminin tercih edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Bu olguların tedavisinde maksiller iki küçük azı çekim protokolünü uygulamışlar ve ankraj sağlamak için headgear kullanımını seçtiklerini belirtmişler ve hasta uyumu olmadığı durumlarda ankraj kaybıyla sonuçlandığını bildirmişlerdir.

Luppanapornlarp ve Johnston (1993) yaptıkları çalışmada; maksiller iki küçük azı çekimli ve çekimsiz tedavi görmüş 238 sınıf II hastanın uzun dönem takibinde küçük azı çekimli grupta; yumuşak ve sert doku konveksitesinin 2-3 mm. kadar azaldığını, tedavi sonrası değişikliklerin aynı olduğunu, maksillada çekim sonrası bukkal segmentin mesiale hareketinin fazla olduğunu bulmuşlardır.

Tadic ve Woods (2007) sınıf II maloklüzyona sahip 51 bireyi maksiller 2 küçük azı dişi çekerek tedavi etmişler; diş çekimi yapılmasının nasolabial açı, alt ve üst dudak kavsinin derinliği ve keser pozisyonlarıyla angulasyonları üzerinde geniş bir varyasyon yarattığını bulmuşlardır.

Staggers (1994) yaptığı çalışmada küçük azı çekimli ve çekimsiz hastalarda tedavi sonucu değerlerini karşılaştırmıştır. Çalışmanın sonucu olarak iki grup arasında vertikal yönde olan değişiklikler arasında önemli bir fark bulunmamıştır.

Kocadereli (1999) yaptığı çalışmada, küçük azı çekimli grupta tedavi sonrası olan vertikal değişiklikler ile küçük azı çekimsiz grupta oluşan değişiklikleri karşılaştırmış ve iki grup arasındaki farkı önemli bulmamıştır. Çalışma sonuçlarına göre çekim boşluğunun karşılıklı olarak anterior ve posterior dişler tarafından

kapatılması esnasında posterior dişlerde ankraj kaybı olduğunu ancak ankraj iyi sağlanırsa bu ankraj kaybının çok az olacağını belirtmiştir.

Conley ve Jernigan (2006) sınıf II maloklüzyona sahip 27 hastanın maksiller küçük azı çekimli kamuflaj tedavisinde yumuşak doku değişikliklerini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda, nasolabial açının ve alt yüz yüksekliğinin arttığını, alt ve üst dudakların retrakte olduğunu bulmuşlardır. Yapılan ölçümlerde maksiller molarlarda potansiyel ankraj kaybı olmadığını, büyüyen hastalarda gözüken kaybın ise mandibulanın büyümesinden kaynaklandığını ve sonuçta maksiller bukkal segmentteki gerçek ankraj kaybının belirlenmesinin sınıf II ilişki sağlandığından zor olduğunu belirtmişlerdir. Daha az overjete, daha uzun ark boyutlarına sahip olan sınıf II hastalarda küçük azı çekimli tedavi yapılacağında daha az ankraj gereksiniminin ve ankraj kaybının olacağını belirtmişlerdir.

Başçiftçi ve ark. (2003) sınıf II maloklüzyona sahip 42 hastanın çekimli tedavisini değerlendirmişler ve yumuşak doku fasial profillerinin tedavi sonrasıyla aynı olduklarını bulmuşlardır.

Janson ve ark. (2004) sınıf II maloklüzyona sahip 131 hastada iki küçük azı çekimli ve dört küçük azı çekimli tedavi protokollerini karşılaştırmışlardır. İki küçük azı çekimli tedavi protokolünün daha başarılı oklüzal sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir. Her iki protokolde de ankraj ihtiyacı olduğunu ama dört küçük azı çekimli de daha fazla ihtiyaç duyulduğunu bildirmişlerdir. Keserlerin yüksek labial tork ihtiyacından dolayı keser retraksiyonu sırasında ve inklinasyonlarını düzeltmeleri sırasında ankraj ihtiyacının yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Chung ve ark. (2007) yaptıkları çalışmada, dudaklarının protrüzyonundan şikayetçi olan ve anterior protrüzyonu bulunan sınıf II maloklüzyonlu bayan hastada maksiller küçük azı çekimi yaptıktan sonra minividalardan yararlanarak en masse retraksiyonla anterior protrüzyonu ve overjeti elimine etmişlerdir. Her ne kadar maksiller molarlardan en masse retraksiyon sırasında ankraj grubu olarak yararlanılmamışsada yapılan sefalometrik çakıştırmalarda molarların hafifçe mesial hareketi gözlemlemişlerdir. Geleneksel yöntemlerde ankraj kaybı beklenirken minimal fizyolojik driftin olmasının da normal olduğunu belirtmişlerdir.

Janson ve ark. (2006) üst küçük azı çekiminin üçüncü molara etkilerini incelemişler; küçük azı dişlerin çekim sonrası mesiodistal eğimlerinin azalarak normal sürme ve fonksiyon gösterme oranlarının arttığını belirtmişlerdir.

Choi ve ark. (2007) dudaklarının protrüzyonundan ve çapraşıklıktan şikayetçi sınıf II maloklüzyonlu bayan hastanın tedavisinde küçük azı çekimi yapmışlar ve tedavi sonunda sınıf I ilişki sağlamış, çapraşıklığı çözmüş ve dudakların protrüzyonunu düzeltmişlerdir. Küçük azı bölgesine uygulanmış minivida yardımıyla küçük azıların ankrajı kuvvetlendirilerek mutlak ankraj ünitesi olarak davranması sağlanmış ve anterior dişlerin retraksiyonu sırasında ankraj kaybını engellemekle beraber bu işleminde hızlı ve etkin bir şekilde gerçekleştiği bildirmişlerdir. Retraksiyon sırasında minividanın stabilitesinin kontrol edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir.

Janson ve ark. (2007) sınıf II maloklüzyona sahip 112 hastada maksiller küçük azı çekimli ya da çekimsiz olarak yapılan tedavileri değerlendirmişlerdir. Tedavi sonuçları karşılaştırıldığında çekimli tedavinin çekimsiz tedaviye kıyasla daha kısa tedavi zamanına sahip olduğunu, daha iyi oklüzal başarı oranı ve daha iyi tedavi verimi olduğunu belirtmişlerdir.

Meral ve ark. (2004) çalışmalarında, sınıf II maloklüzyona sahip 18 hastada maksiller küçük azı çekimli tedaviyi değerlendirmişlerdir. Vakalarda vertikal boyutta hafif artma belirlemişler, kontrol grubunda görülen mandibular öne rotasyonun çekimli olgulara göre üç kat fazla olduğunu bildirmişlerdir. Maksiller iki küçük azı çekimli tedavinin mandibulanın rotasyon eğilimini etkiyebileceğini belirtmişlerdir.

Ozaki ve ark.'nın (2007) birinci premolar çekimi yapılarak tedavi edilmiş 33 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada, çekim boşluğu kapatılırken kanin ve kesici retraksiyonu sırasında posterior mesial hareket olduğunu, ankraj kaybının bulunduğunu bildirmişlerdir.

Andrews (1975) sınıf II maloklüzyonların sadece 2 maksiller küçük azı çekimiyle tamamlandığı durumlarda anterior dişlerin retraksiyonu sırasında posterior dişlerin mesial hareketini engellemek için ankraj desteğinin iyi olması gerektiğini belirtmiştir. Bu desteği sağlayacak aygıtların genellikle ağız dışı olduğunu bu yüzden de hasta uyumunun tedavinin başarısı için önemli olduğunu belirtmiştir.

Germeç ve Taner (2008) çekimli ve çekimsiz tedavi edilmiş 26 borderline hasta üzerinde yaptıkları çalışmada keserlerin retraksiyonu sırasında yetersiz ankraj kullanımının dikkat çekici ölçüde molarların mesiale hareketiyle sonuçlandığını bildirmişlerdir.

Bengi ve ark. (2006) yaptıkları çalışmada direkt ankraj olarak zigoma ankrajını kullandıkları maksimum ankraj ihtiyacı olan sınıf II div 1 maloklüzyona sahip bir hastada periodontal distraksiyonla hızlı kanin retraksiyonu uygularken aynı anda keser retraksiyonu uygulamışlardır. Çalışmalarının sonucunda, hasta headgear kullansaydı keser retraksiyonu sırasında molar ankrajı kaybedeceğini belirterek zigoma ankrajı kullandıklarını belirtmişlerdir. Yaptıkları çakıştırma sonucunda maksiller molarlarda mesiale hareket olmadığını belirtmişlerdir. Tedavi süresinin beş ay olduğunu, bu süre boyunca hasta uyumuna gerek kalmadan istenilen hareketlerin tamamlandığını ve tedavi süresinin oldukça kısaldığını bildirmişlerdir.

2.11. En Masse Retraksiyon:

Boşlukların kapatılması işlemi, kesici dişler ve kaninlerle birlikte yapıldığı takdirde buna "en masse retraksiyon" adı verilmektedir (Proffit 2000).

Diş destekli ankraj vakalarında, komplike mekanikler ya da ilave aygıtlar, ankraj desteği için gerekmektedir. Ağız dışı aygıtlar stabil ankrajı sağlayabilir ama tamamen hasta kooperasyonuna bağlıdır. Kooperasyonun düşmesi, ankrajın kaybı ve tatmin etmeyen tedavinin istenmeyen şekilde sonuçlanmasına neden olur (Klontz 1996).

Anterior altı dişin en masse retraksiyonu için mutlak ankraj gereksinimi vardır. Bunu sağlamak içinde ağız içi ya da headgear gibi ağız dışı desteğe ihtiyaç duyulmaktadır. Ancak erişkin hastalarda sosyal ve estetik problemler yüzünden bunların kullanımının reddedilmekte ve bunun sonucu olarak istenmeyen tedavi sonucu ve ankraj kaybıyla sonuçlanmaktadır (Deguchi ve ark. 2003, Kawakami ve ark. 2004).

Birçok araştırmacı, dişlerin düzgün diziliminin sağlanması amacıyla çekimli tedavi planının yapıldığı vakalarda; kaninlerin distalizasyonu ve keserlerin gövdesel olarak retraksiyonu esnasında ankraj kaybını minimuma indirmek amacıyla

implantlardan yararlanıldığını bildirmişlerdir (Wehrbein ve ark. 1999, Bae ve ark. 2002, Deguchi ve ark. 2003, Park ve ark. 2004, Chung ve ark. 2007).

Preadjusted aygıtların kullanımın artmasıyla birlikte sliding mekaniklerde anterior dişlerin en masse retraksiyonu yaygın bir hal almıştır. Yeterince güçlendirilmiş ankraj olmadığı sürece anterior altı dişin retraksiyonu, önce kanin daha sonra keser retraksiyonuna tercih edilmez. İmplant ankraj desteğiyle ortodontistler ankraj kaybı olmadan preadjusted aygıtlar ve sliding mekanikler kullanarak altı anterior dişin retraksiyonu sağlayabilmektedirler (Mclaughlin ve Bennet 1989).

Araştırmacılar minividaların ortodontik tedavinin ufkunu genişlettiğini çünkü, gerçek bir ankraj kaybı olmadan ve hasta kooperasyonu gerektirmeden tedavi prosedürün başarılı olarak ilerlemesine olanak sağladığını ve bunu sağlarken de implant kullanımın oldukça pratik olduğunu bildirmişlerdir. Bununla birlikte vidaların tipik kullanımının sliding mekaniklerde en masse retraksiyon sırasında molar ankrajına yardımcı olduğunu bildirmişlerdir (Block ve Hoffman 1995, Kanomi 1997, Park ve ark 2001, Chung ve ark 2004).

Miles (2007) birinci küçük azı çekimi yapılmış 19 hasta üzerinde yaptığı çalışmada; sliding mekaniklerle en masse retraksiyon sırasında self-ligating braketler ile geleneksel twin braketleri karşılaştırmıştır. Çalışmanın sonucunda her iki braketle tedavisi yapılan hastaların sonuçlarını değerlendirmiş ve oransal olarak aralarında bir fark olmadığını bildirmiştir.

Güray ve Orhan (1997) sınıf II div 1 maloklüzyona sahip vertikal büyüme paternli bayan hastada yaptıkları çalışmada, anterior headgear kullanarak birinci küçük azıları çekilmiş hastada maksiller anterior dişlerin en masse retraksiyonunu sağlamışlar ve bu yöntemin etkilerini tartışmışlardır. Anterior segmentin retraksiyonu sırasında fazlaca ankraj ihtiyacı doğduğunu bildirmişlerdir. Çalışmanın sonucu olarak anterior headgearin posterior dişler üzerinde stres oluşturmadan intrüzyon ve tork kontrolü sağlayarak anterior retraksiyon sağlamada avantajını vurgulamışlardır. Ayrıca headgearin dış kollarının uyumlanmasıyla direnç merkezinin ayarlanabildiğini ve bu sayede istenilen etkinin elde edilebildiğini belirtmişlerdir.

Park ve Kwon (2004) yaptıkları çalışmada, implantların sağladıkları stabil ankraj sayesinde iki aşamalı retraksiyon yerine 6 anterior dişin kütlesel retraksiyonunda kullanılabilmekte olduğunu, böylece tedavi süresinin kısaltılabildiğini bildirmişlerdir. Ayrıca retraksiyon için vida ankrajının kullanılacağı durumlarda, maksiller anterior dişlerde gövdesel hareket elde etmek için mikro vidaların braket slotunun 8–10 mm. apikaline, anterior bölgedeki hookun ise slotun 5–6 mm. gingivaline yerleştirilmesi gerektiğini bildirmişlerdir.

Chung ve ark. (Chung 2008) maksimum ankraj için headgear kullanmayı reddeden Sınıf II maloklüzyona sahip hastanın tedavisinde maksiller birinci küçük azıların çekimini yaparak anterior segmentin en masse retraksiyonu için minividaları kullanmışlardır. Çalışmanın sonucunda hastanın kanin ve molar ilişkileri istenilen sonuçlara yaklaştığını, dudak protrüzyonunda önemli ölçüde azalma olduğunu ve uygun bir fasial estetik sağladıklarını bildirmişlerdir.

Quyang ve ark. (2007) yaptıkları çalışmada; şiddetli bimaksiller dentoalveolar protrüzyonu bulunan hastada çekim yapmışlar ve minivida ankrajı ile maksiller altı dişi tüm çekim boşluğunu kapatacak şekilde retrakte etmişlerdir. Bu sırada maksiller molar dişlerde çok az ankraj kaybının meydana geldiğini belirtmişlerdir. Tedavilerinin sonucunda sınıf I kanin ve molar ilişkiyi sağlamışlar, üst dudak retraksiyonuyla profilde önemli ölçüde düzeltme yapmışlardır. Minivida ankrajının sağladığı yeterli ankrajla hasta uyumunun ideal tedavi sonucuna etkiyen bir faktör olmaktan çıktığını bildirmişlerdir.

Park ve ark.(2008) yaptıkları çalışmada Tweed-Merrifield tekniği ile titanyum vidaların altı anterior dişin en masse retraksiyonu sırasında ankraj potansiyelini tedavi etkileri açısından araştırmışlardır. Her iki grupta posterior dişlerin vertikal kontrolünün mükemmel olduğunu, minivida grubunda A noktasının gerilediğini ve tedavi zamanının daha kısa olduğunu belirtmişlerdir.

Liou ve ark. (2004) onaltı hasta üzerinde minividayı en masse retraksiyonda ankraj olarak kullanarak yaptıkları çalışmada; minividaların ortodontik diş hareketi için stabil ankraj oluşturduklarını ama endosseous implantlarda olduğu gibi kesin sabitliklerinin devam etmediğini ve bazı hastalarda ortodontik kuvvet uygulanmasıyla minividaların hareket edebildiğini belirtmişlerdir. Minividaların

yerleştirilmesi sırasında herhangi bir canlı organa zarar vermemek için diş içermeyen, foramen bulunmayan, ana sinirlerin ya da damarların yolunda olmayan bölgeye uygulanması ya da kök ile arasında 2mm. lik güvenlik alanı bırakılmasını tavsiye etmişlerdir.

Kawakami ve ark. (2004) bialveolar protrüzyona sahip, lingual ortodontik mekaniklerle tedavi edilmesi planlanan bir olguda alt ve üst alveolar kemikte 1. ve 2. molar dişler arasına yerleştirdikleri vidaları molar bantlarına bağlayarak posterior bölgenin ankrajını arttırmışlardır. Çalışmalarında 2. küçük azı dişlerin çekimi sonrası uygulanan en masse retraksiyon sonucunda kesici dişlerin konumları düzeltilirken, mandibular molarlarda dikleşme ve intrüzyon sağlandığı ancak maksiller molarlarda bir miktar ankraj kaybı gözlendiği bildirilmektedirler.

Wang ve Liou (2008) yaptıkları çalışmada 32 hastada predrilled ve self-drilling minividaların uygulanan kuvvet altındaki davranışları incelemişler ve her iki tipinde benzer davranış sergilediklerini söylemişlerdir. Uygulama boyunca minividaların mobilite sergilemediğini ve stabil kaldıklarını bildirmişlerdir. Yaptıkları çalışmada minividaları maksillanın infrazigomatik krestine uygulamışlar ve bu minividaların ankrajından yararlanarak anterior en masse retraksiyon yapmışlardır. Kuvvet uygulamasına minividaların yerleştirilmesini takiben iki hafta içinde başladıklarını belirtmişlerdir.

2.12. Stres Analiz Yöntemleri ile İlgili Kavramlar

2.12.1. Kuvvet:

Hareket eden bir cismi durduran, duran bir cismi hareket ettiren, cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştiren etkiye kuvvet denir. Kuvvetin, cisimlerin hareket durumlarının doğrultularını değiştirme, cisimleri döndürme ve cisimlerin şekil ve biçimlerini değiştirme etkisi vardır. Kuvvetin sağlandığı kaynaklar değişiktir. Örneğin; kas kuvveti, mekanik kuvvet, su buharı kuvveti, suyun ve havanın kaldırma kuvveti gibi. Fizikte temel anlamda iki kuvvet büyüklüğü vardır. Bunlar; skaler büyüklük ve vektörel büyüklüktür. Sadece bir sayı ve bir birimle belirtilen büyüklük skaler büyüklüktür. Yönü, doğrultusu ve değeri ile belirtilen büyüklüklere vektörel büyüklük denir. Kuvvet, hız, ivme gibi büyüklükler vektörel büyüklük olduğundan vektörle gösterilir (Hibbeler 1991, Asaro ve Lubarda 2006).

Bir cisme, diğer cisimlerin yaptığı etki, dış kuvvet olarak tanımlanabilir. İç kuvvet ise cismin zihnen düşünülen çeşitli parçaları arasındaki etki ve tepkidir. Mühendislikte cismin tümü incelenirken cisim parçalara ayrılır ve her parça sanki diğerinden bağımsızmış gibi ayrı bir cisim olarak düşünülür. Bu şekilde cismin parçalarından, birinden diğerine geçen tesirin hesaba katılması iç kuvvet fikrini ortaya çıkarır. Biyomekanikte ise diş periodontal ligament ile sarılmış durumdadır. Periodontal ligament ise kemik yapı içindedir. Diş yapısı üzerine etkiyecek bir kuvvet, önce periodontal ligamente ordan da kemiğe iletilir. Bu iletimler sırasında farklı yapılar arasında iç kuvvetler oluşur (Chichester 1999, Holzapfel ve Gerhard 2006, Asaro ve Lubarda 2006).

2.12.2.Gerilim (Stress)

Kuvvetin uygulandığı alanda, kuvvet küçük birimler halinde yüzeye dağılmış olarak düşünülür. Yüzeye dağılmış durumdaki kuvvetin, birim alandaki şiddetine "gerilme" adı verilir. İncelenen alana dik yönde olan normal gerilmeler, alana teğet yönde olanlar kayma (shear) olarak adlandırılır. Dik gerilme çekme (tension) (pozitif) veya sıkışma (compression) (negatif) olarak yönüne göre sınıflandırılabilir.

Kuvvetin birimleri pound ya da kilogram'dır. Bilimsel yayınlarda ise kuvvetin tercih edilen birimi Newton'dur; gerilimin birimi N/mm²= MPa (Megapaskal)'dır. (Bidez ve Misch 1992, Phillips 1991, Caputo ve Standlee 1987, Mc Neill 1997)

$$\text{Stres}(\sigma) = \frac{\text{Kuvvet(F)} \quad \text{(N)}}{\text{Alan(A)} \quad (\text{mm}^2)} \quad = \text{MPa}$$

2.12.3.Gerilme / Birim Deformasyon (Strain)

Kuvvet altındaki bir cisimde atomlar birbirlerine göre göreceli olarak yer değiştireceklerdir. Bu yer değiştirmeler sonucunda cismin boyutları da değişecektir. Örneğin basınç kuvvetlerine maruz bir cismin boyunda kısalma görülürken, çekme kuvvetlerinin etkisi altındaki cisimde ise atomlar birbirinden uzaklaşmaya çalışacağından boyu uzayacaktır (Popov 1968, Hibbeler 2001).

Kuvvet etkisi ile boyu değişen cisimdeki toplam boy değişikliğinin, cismin ilk boyuna oranına gerilme ya da birim deformasyon denir. Bu cismin her birim parçasının boyundaki değişimi ifade eden bir büyüklüktür. Bir yapıda bir yük gerilim oluşturduğunda, bu yük aynı zamanda gerilme de oluşturur. Hem gerilim hem de gerilme atomlarla ilişkilidir. Dış kuvvet ya da yük atomların kendi orijinal konumlarından hareket etmesine ya da yer değiştirmesine neden olur. Bir anlamda, atomların arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler gerilim iken, atomların yer değiştirme derecesi de gerilmedir. Gerilmenin ölçü birimi yoktur, ancak, aşağıdaki eşitlikten elde edilen saf bir sayı şeklinde ifade edilir (Phillips 1991, Mc Neill 1997, , Asaro ve Lubarda 2006, Holzapfel ve Gerhard 2006).

$$\text{Gerilme} = \frac{\text{Şekil Degisikligi}}{\text{Orjinal Uzunluk}}$$

Gerilim ve gerilme birbirinden tamamen farklı niceliklerdir. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerilme bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür (Phillips 1991).

Gerilim büyüklüğü ve yönüne bağlı olarak tarif edilmelidir. Yönlerine göre tüm gerilimler üç tiptir:

1.Çekme Gerilimi (Tensile Stress): Bir yapıyı uzatmaya çalışan yüke karşı oluşan gerilimdir. Çekme gerilimi daima çekme gerilmesi ile birliktedir.

2.Basma Gerilimi (Compresive Stress): Bir yapıyı sıkıştırmaya çalışan yüke karşı oluşan gerilimdir. Basma gerilimi, daima basma gerilmesi ile birliktedir.

3.Makaslama ya da Kayma Gerilimi (Shear Stres): Bir yapının bir kısmı diğer kısmına paralel olarak kaydırılarak hareket ettirildiğinde ya da döndürüldüğü, büküldüğü ya da deforme edildiğinde ortaya çıkan gerilimdir. Makaslama gerilimi de daima makaslama gerilmesi ile birlikte oluşur (Phillips 1991).

Çekme uygulandığında, cismi oluşturan moleküllerin çekilmeye karşı direnmek zorunda kaldığı görülebilmektedir. Basma uygulandığında, bir arada daha yakın durmaya karşı direnmek zorunda kalır. Makaslama gerilmesinin uygulanması

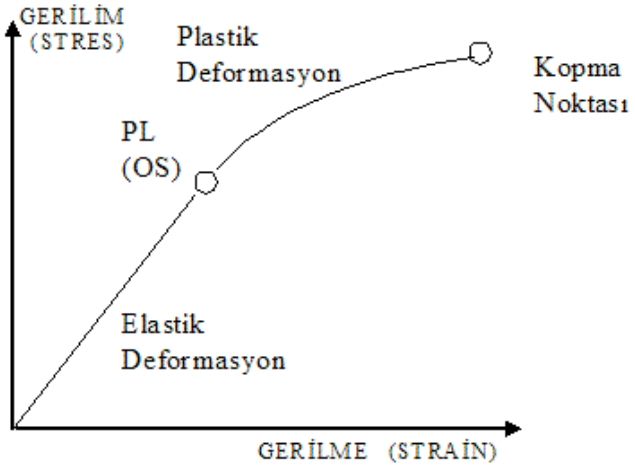
sonucunda, cismin bir kısmı diğerinin üzerinden kayarak geçmeye karşı direnmek durumunda kalır (Phillips 1991).

Bir cisme dışardan uygulanan kuvvet gerilim tipinin belirlenmesinde rol oynasa da sonuçta mutlaka kompleks gerilim oluşacaktır.

Çekme ve basma gerilimlerine normal gerilimler denir. Normal gerilmeler σ sembolü ve makaslama gerilmeleri de τ sembolü ile gösterilir. Bir tane üç boyutlu gerilim elemanının x, y ve z-düzlemlerine bir tane normal, iki tane makaslama gerilimi etki eder. Makaslama gerilimleri τyz =τzy, τyx=τxy, τxz=τzx şeklinde gösterilirler. Bu nedenle, herhangi bir, üç-boyutlu elemanın gerilim durumu, tamamen üç normal ve üç makaslama gerilim bileşeni ile tanımlanır (Bidez ve Misch 1992).

2.12. 4.Gerilim-Gerilme Eğrisi (Stres-Strain Curve)

Gerilim-Gerilme eğrisi malzemelerin karakteristik özelliğidir. Belirlenebilmesi için cisme değeri bilinen bir miktarda gerilim uygulanır ve sonuçta oluşan gerilme değeri kaydedilir. Bir sonraki adımda gerilim bir miktar artırılır ve elde edilen gerilme tekrar kaydedilir. Bu yükleme artırımı malzemede kopma ya da ezilme görülene kadar devam ettirilir. Sonuçta elde edilen Gerilim-Gerilme değerleri X-Y koordinat sisteminde çizilir. Gerilimin saptanmasında uygulanan kuvvet cismin alanına bölünmekte, gerilmenin hesabında ise okunan deformasyon ya da şekil değişiklikleri, cismin ilk boyuna bölünmektedir. Sonuçta elde edilen grafik cismin geometrik özelliklerine (alanı, boyu, hacmi vs) bağlı değildir (Phillips 1991).



Grafik.2.12.4. Stress-Strain Eğrisi (Caputo ve Standlee 1987)

2.12.5.Oransal Sınır (Proportional Limit)

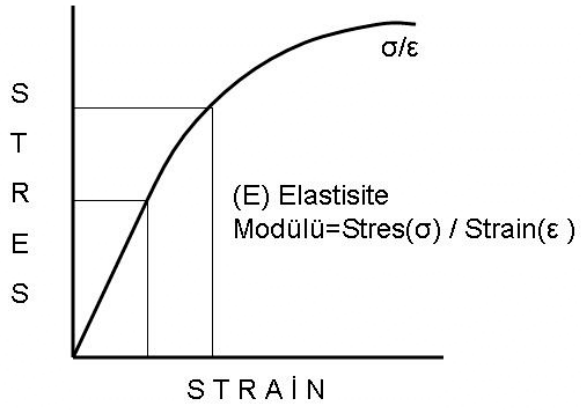
Belirli bir gerilme değerine kadar elastisite modülü sabittir. Bu sınıra oransal sınır denir. Başka bir deyişle gerilimin gerilmeye oranı kuralından sapmaksızın bir materyalin dayanabileceği en büyük gerilme olarak tanımlanır (Phillips 1991).

Diş hekimliğindeki dental restorasyon ya da apareyler için yüksek oransal sınır sadece önemli bir fiziksel özellik olmayıp, aynı zamanda gerilim uygulandığında restorasyonun şeklini değiştirmemesi için yeterli katılık ve sertlikte de olmasını sağlar (Craig 1989).

2.12.6.Elastisite Modülü

Sadece bir yönde etki eden gerilme durumunda birim şekil değiştirme (ε) ile gerilim arasındaki (σ) doğrunun eğimi (ε/σ) şekil değiştirmeye direncin bir ölçüsüdür ve her malzeme için farklıdır. Ve elastisite modülü (E) diye adlandırılır. Elastisite modülü büyük olan cisimler elastisite modülü küçük olana göre aynı kuvvet altında daha az birim deformasyon ya da şekil değişikliği yapar (Harris 1959, Szabo 1991, Chichester 1999, Nicholson 2008).

Elastisite modülü bir materyalin katılık ve sertliğinin ölçümü iken, oransal sınır da kalıcı olarak şekilde değişiklik olmaksızın materyalin gerilmeye uğrayabilme özelliğidir. İdealde her ikisinin de değerlerinin yüksek olması gerekir ve birim alana gelen kuvvet şeklinde (kg/cm², psi, N/mm²=MPa) ifade edilir (Phillips 1991, Craig 1989). Elastisite modülü (E) = Stres (σ)/ Strain (Є) (McNeill 1997).



Grafik.2.12.6. Elastisite modülü

2.12.7.Elastik Sınır

Oransal sınırın altındaki gerilmeler uygulandıktan sonra kaldırılırsa cisim ilk boyutlarına geri döner. Cisim oransal sınırın altında elastik davrandığı için elastik sınır da denir. Her cismin mutlaka bir elastik sınırı vardır. Oransal sınır, önemli bir fiziksel özelliktir. Bu sınırı aşan gerilimlerde yapı orijinal şekline dönemeyecek ve kalıcı bir deformasyon oluşacaktır. Oransal sınır, sayısal olarak elastik sınır ile çok yakındır. Bu iki değer için bazen akma noktası ya da akma dayanımı terimi kullanılır.

Günlük fonksiyonlarda biyolojik yapıların (diş, kemik vs.) maruz olduğu kuvvetler oransal sınırın altındadır. Bu nedenle biyomekanikte incelenen malzemeler ideal elastik olarak kabul edilebilir (Chichester 1999, Holzapfel 2006).

2.12.8.Poisson Oranı

Bir yönde cisim yüklemeye maruz kaldığında yüklemeye dik diğer iki doğrultuda da şekil değişikliğine uğrayacaktır. Cisim basınç kuvveti ile yüklendiyse yüklemeye paralel yönde boyu kısalırken, yüklemeye dik diğer iki yönde boyu uzayacaktır. Uygulanan kuvvete dik doğrultudaki birim şekil değiştirmenin, kuvvet doğrultusundaki birim şekil değiştirmeye oranına Poisson Oranı denir. Bu değer her materyal için farklıdır ve elastisite modülü gibi ayırt edici bir özelliktir (Szabo 1991, Nicholson 2008, Harris 1959, Chichester 1999).

2.12.9.İzotropik ve Anizotropik Davranış:

Materyale gelen kuvvetlerin yönü değiştikçe stres-strain orantısı değişiyorsa bu materyale anizotropik denir. Yapısal elamanın her yönünde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumsa izotropik olarak adlandırılır (Caputo ve Standlee 1987).

Örnek olarak ahşap liflere paralel doğrultuda farklı gerilim/gerilme özelliği gösterirken, çelik-titanyum gibi materyaller her yönde aynı mekanik davranışı gösterir. Kemik ve diş gibi canlı dokularda ise boşluklar ve yoğunluk farklarından dolayı daha karmaşık mekanik özellikler gösterir (Szabo 1991, Chichester 1999, Holzapfel 2006, Nicholson 2008).

2.13. Stres Analiz Yöntemleri:

Herhangi bir yapının tasarımı, öngörülen yükler altında meydana gelecek olan streslerin tahminini gerektirir. Mühendislik ve fizik biliminde bir cisim, bina veya bir makine parçasının maruz kalabileceği kuvvetler altında malzemede oluşabilecek gerilim ve gerilmeleri görmek amacıyla stres analiz yöntemleri kullanılır. Bu analiz sonucunda eğer cisim tasarım aşamasındaysa fazla zorlanan elemanlar tekrar dizayn edilerek daha güçlü seçilmesi mümkün olur. Diş hekimliğinde ise tedavi sırasında uygulanan kuvvetlerin biyolojik yapılar üzerinde oluşturduğu gerilme ve gerilimler, bunların yoğunlaştığı bölgeler, çene ve diş yapısında meydana gelebilecek dönme ve deformasyonların izlenmesi amacıyla stres analiz yöntemleri kullanılmaktadır (Szabo 1991, Moaveni 1999, Chichester 1999, Holzapfel 2006, Nicholson 2008).

Stres analiz yöntemleri, teorik ve deneysel alt gruplara ayrılabilir. Teorik yaklaşımlar, matematiksel formüller ve sonuç denklemlerin çözümünü gerektirir. Deneysel yaklaşımlar ise, genellikle ilgili yapı üzerinde doğrudan veya yapının modellenmesi yoluyla elde edilen ölçümlerin kullanımını içerir (Caputo ve Standlee 1987).

Diş hekimliğinde kullanılmakta olan kuvvet dağılımı saptama yöntemleri (Sonugelen ve Artunç 2002):

1. Gerilim ölçer ile analiz yöntemi,

2. Fotoelastik analiz yöntemi

3. Holografik interferometre ile analiz yöntemi (Lazer ışınlı kuvvet analiz yöntemi)

4. Kırılgan vernikle kaplama yöntemi ve

5. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemleridir.

Bu yöntemlerin ilk 4 tanesi deneysel yöntemler iken sonlu elemanlar yöntemi, fiziksel gerçeğin sayısal veya matematiksel olarak modellenmesi ile gerçekleştirilmektedir.

2.13.1.Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi:

1960'lı yıllarda geliştirilen Sonlu Elemanlar Metodu (Finite Element Method) (FEM), biyomekanik sistemin gerçeğe uygun matematiksel modelini çıkartıp, bilgisayar ortamında bu modelin çözümlenmesi esasına dayanır. FEM fiziksel modelleri tarifleyen matematiksel denklemlere sayısal çözüm getiren, çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniklerindendir (Ulusoy ve Aydın 2003).

Sonlu elemanlar analiz yönteminin temeli, sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde modellenmesi ve böylece oluşan parçalar veya elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanır (Craig 1989).

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, analiz edilecek canlı ya da cansız yapıların gerçeğe en yakın şekilde modellenmesi yapılarak matematiksel olarak ifade edildiği bir analizdir. Bu metodun kullanılması bilgisayar teknolojisinin gelişmesinin verdiği destekle artmıştır. İlginin artmasındaki diğer neden bilgisayarın analizin yapımına olan katkısı ile diğer analizlere göre daha detaylı ve gerçeğe yakınlığının sağlanmasıdır. Bilgisayar ortamı dışında başka materyal ve çaba istememesi de önemli bir gelişme etkenidir (Güngör ve ark. 2002).

Sonlu elemanlar analiz yöntemi uçak, makine, gemi, inşaat, elektrik ve nükleer gibi mühendislik bilimlerindeki geniş kullanımının yanı sıra biomekanik ile uğraşan pek çok araştırmacının ilgisini çekmiş, tıp ve diş hekimliğinde de bu yöntemle araştırmalar yapılmıştır. Sonuçları sağlam deliller ile sunabilmek amacıyla biyolojinin konusunu oluşturan varlıkların davranışlarının incelenmesinde, tüm stres analiz çalışmaları içerisinde sonlu elemanlar analiz yöntemi avantajları nedeniyle tercih edilmektedir (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995).

Diş hekimliğinde 1970'li yıllarda Farah ve arkadaşlarıyla kullanıma giren bu metot literatürde; sabit protezlerde, implantolojide, ortodontide, parsiyel protezlerde, restoratif diş hekimliğinde, limitleri dar olsa da total protezlerde ilginç ve yararlı çalışmalarda kullanılmaktadır (Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru 1995). Son yıllarda özellikle Citation Index kapsamındaki diş hekimliği dergilerinde FEM yöntemi ile yapılan araştırmaların sayısında önemli bir artış göze çarpmaktadır.

2.13.2. Bir Yapıyı FEM ile Analiz Etmek:

FEM metodunda ilk adım incelenecek biyolojik cismin geometrik özellikleri ile aynı bir katı model üretilmesidir. Biyolojik yapılar geometrik olarak çok karmaşık ve standart boyutları olmayan cisimler olduğu için bu aşama çalışmalardaki en zor aşamadır. Küp, prizma, küre gibi belirli geometrilerin katı modellemesi oldukça kolaydır. Ancak çene, diş, kafatası gibi yapıların katı modellerinin hazırlanması zahmetlidir (Szabo 1991, Moaveni 1999, Nicholson 2008).

Bir yapıyı FEM ile analiz etmek için yapıyı oluşturan malzemelere elastisite modülü ve poisson oranı gibi malzeme özellikleri, elemanların kesit özellikleri, yükleme durumları, düğüm noktalarının koordinatları ve mesnet şartlarının tanımlı olması gerekmektedir.

Bir problemin sonlu elamanlar metodu ile çözmek için sırası ile aşağıdaki işlemlerin uygulanması gerekir.

1. Cismi bir sonlu elemanlar sistemi halinde bölme

2. Cismi temsil eden elemanların her birinin eleman, rijitlik matrisi ve diğer özelliklerinin çıkarılması

3. Sistem rijitlik matrisi (K) ve düğümlere etkiyen dış kuvvet vektörü (P) nin oluşturulması

4. Deplasman (U) vektörünü tayin etmek için belirlenmiş sınır şartları ile denklemin çözümü

5.Hesaplanan düğüm yer değiştirmeleri “U” dan elemanların zorlanmalarının ve gerilmelerinin hesaplanması (İlgün ve ark. 2004).

2.13.3. Sonlu elemanlar yönteminin avantajları

1. Muntazam geometri göstermeyen katılar ile farklı özelliklere sahip karmaşık yapılara uygulanabilirliği,

2. Gerçek yapıya çok daha yakın bir modelin hazırlanabilmesi,

3. İstenilen sayıda malzeme kullanılabilmesinin yanında araya yapay bir model materyali veya malzeme girmeden, yapının mekaniksel özellikleri ile uygunluğun mümkün olan en iyi şekilde elde edilebilmesi,

4. Stres tipini, stres dağılımının ve deplasmanların birlikte ve çok duyarlı olarak elde edilebilmesi,

5. Deneysel aracın kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesidir.

(Siegele ve Soltezs 1989, Sakaguchi ve ark. 1991, Holmgren ve ark. 1998)

FEM modeli bir kere oluşturulup yükler ve sınır şartları tanımlandıktan sonra analiz defalarca tekrarlanabilir. Kuvvet ya da malzeme özelliklerindeki değişikler model üzerinde modifiye edildikten sonra analiz tekrarlanarak diğer analizlerle arasındaki farklılıklar incelenebilir.

Sonlu elemanlar yönteminin günümüzdeki uygulamaları oldukça fazladır ve fiziksel tüm problemleri kapsar. Sonlu elemanlar yönteminin yararları, genişçe kullanılmasına yardımcı olmaktadır.

2.13.4. Sonlu eleman metodunun dezavantajlar/sınırları

1. Çatlama, kırılma davranışı, temas problemleri, yumuşayan doğrusal olmayan malzeme davranışı gibi ya da oransal sınırın üzerinde yüklemeler gibi karmaşık olayların uygulamasında zorluklar vardır.

2. Malzeme parametreleri veya katsayıları iyi tanımlanmışsa sonuçlar doğru olabilir.

3. Çok iyi kapasiteli bilgisayara ve uzun zamana ihtiyaç vardır.

4. Elde edilen sonuçların gerçeğe yakın olabilmesi için ortamın bölünmesi ve fazlaca girilen bilgiler hatasız olmalıdır.

5. Program verileri iyi kontrol edilmelidir.

6. Formülasyonda kullanılan varsayımlar, tahmini sayısal zorluklar ve malzeme özelliklerindeki hatalara özellikle dikkat edilmelidir (Kurtay 1980).

FEM analizinin diş hekimliğinde uygulanmasında en önemli problem katı modelin oluşturulmasıdır. Ayrıca kas, ligamentler, bağ dokusu, eklemler ve eklem sıvısı gibi yumuşak dokuların modellenmesi çok zordur. Bu yapıların mekanik özelliklerinin de tam olarak belirlenmesi konunun diğer bir problemli noktasıdır. Ayrıca mandibula ve maksilla gibi yapılarda temporomandibular eklemde oluşan mesnet ya da sınır şartlarının matematiksel olarak probleme yansıtılması da literatürde gözlenen diğer bir eksikliktir. Mandibula ve maksilla gibi yapılara uygulanan kuvvetlerde kasların ve ligamentlerin mesnet şartlarına yaptığı katkının modellenmesi de zordur.

2.13.5. Ortodontide Sonlu Elemanlar Metodu ile Yapılmış Çalışmalar

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

Thomas ve ark. (1999) ortodontik ataçmanların adeziv tabakalarındaki tensile ve shear stresleri üzerinde yaptıkları 3D sonlu elemanlar analizi çalışmasında, tipik tensile stres yüklemesinin ağırlıklı olarak sement tabakasında tensile stresi oluşturduğunu ve bununla birlikte shear stres yüklemesi sonucunda da tensile ve compressive stres oluşturduğunu ve bu streslerin shear stresden daha büyük olduğunu bulmuşlardır.

Jeon ve ark. (1999) yaptıkları çalışmada maksiller birinci moları, periodonsiyumunu ve çevresinde kemik yapıyı modelleyerek; distalizasyon, rotasyon ve tiping olarak üç değişik tip yükleme altında oluşan streslerini 3D sonlu elemanlar stres analizi ile incelemişlerdir. Periodontal ligamentte oluşan streslerin yüklemenin tipine ve kök morfolojisine bağlı olduğunu bulmuşlardır. Bukkal yüzeyin merkezinden distalizasyon kuvveti uygulandığında maksiller birinci moların distal yüzeyindeki periodontal ligamentte dağılan bir sıkışma bulmuşlardır.

Geramy (2000) alveolar kemik rezorbsiyonu ve direnç merkezi modifikasyonlarını 3D sonlu elemanlar yöntemi ile incelemiştir. Aynı yükleme altında kemik yüksekliğini azaltmış ve insizal kenar, servikal bölüm ve apikal

bölgede hareket miktarının arttığını ve direnç merkezinin alveolar krete yaklaştığını belirlemiştir. Kemik kaybı sonucu, body'li hareket oluşturmak için gerekli olan M/F oranının arttığını bulmuştur.

Singh ve Clark (2001) Twin-Block aygıtı ile tedavi edilmiş sınıf II bölüm I hastalardaki mandibular değişikliğin lokalizasyonunu sonlu elemanlar metodu ile değerlendirmişlerdir. Coronoid process'deki remodellingi takiben kondil boynunda büyüme tespit edilmiştir. Kondil kortilajında gelişim, ramus ve korpusta remodelling ve dentoalveolar bölgede osteojenik değişim olduğunu belirtmişlerdir.

Quian ve ark. (2001) 3D sonlu elemanlar stres analiziyle diş hareketlerinde ana periodontal fibril yapıları da modelleyerek sonuçları değerlendirmişlerdir. Parametrik analizler sonucu, fibril oryantasyonunun direnç merkezi ve rotasyon merkezinin lokalizasyonunda etkisi olmadığını ve periodontal ligament matriksi ile kemik üzerindeki stres paternine etkili olmadığını bulmuşlardır. Bununla birlikte fibrillerin dahil edilmesinin güvenilir ve tam bir bilgi vermesi açısından daha gerçekçi olacağını da eklemişlerdir.

Schneider ve ark. (2002) yaptıkları çalışmada tek köklü bir diş üzerinde oluşturdukları hareketleri uzun dönem tedavide incelemişlerdir. Sonuç olarak istenilen diş hareketinin sonlu elemanlar metodu ile kolayca simule edilebildiğini ve sonuçların gerçekle oldukça yakın olduğunu belirtmişlerdir.

Cattaneo ve ark. (2003) oklüzal kuvvetlerin maksiller molarlara transferi üzerine yaptıkları sonlu elemanlar çalışmalarında; maksiller moların mesial kökünün konturunu infrazigomatik krette modellemişler ve modele oklüzal kuvvet yüklemesi yaptıklarında streslerin çoğunlukla infrazigomatik kret boyunca transfer olduğunu bulmuşlardır. Bu sonuç moların lokalizasyonu mesial ya da distal olarak değiştirildiğinde farklı sonuçlar vermiştir. Mesiale yer değiştirme yapılıp oklüzal kuvvet uygulandığında stresin maksillanın anterior bölümüne doğru transferi gözlenmiş ve bukkal kemikte sıkışmayla sonuçlanmıştır. Distale yer değiştirme yapılıp oklüzal kuvvet uygulandığında, maksillanın posterior bölümü sıkışma boyunca deforme olmuş ve bu maksillanın anterior bölümüyle zigomatik arkta yüksek tensil stresleri ile sonuçlanmıştır.

Başçiftçi ve ark. (2004) mandibular orta hat distraksiyon osteogenesisinin biyomekaniksel değerlendirilmesini 3D sonlu elemanlar stres analizi ile yapmışlardır. Oluşturdukları modelde oluşan stres değerleri sonucu, genellikle mandibulanın superioanterior yönde paralel şekilde ayrıldığını, anterioposterior yönde en büyük açılmanın simfisial bölgede olduğunu ve genişleme etkisinin anteriordan posteriora doğru azaldığını ve mandibular kemiğin öne ve hafifçe aşağıya doğru yer değiştirdiğini bildirmişlerdir.

Kojiyama ve Fukui (2005) yaptıkları çalışmada sliding mekaniklerle kanin retraksiyonunu 3D sonlu elemanlar metodu ile değerlendirmişlerdir. Araştırmalarının sonucunda; kaninin hareketinde önce tipping daha sonra bodyli hareket olduğunu, sürtünme ile ortodontik kuvvetlerdeki azalmanın % 60-80 civarında olduğunu, ortodontik kuvvet kesildiğinde kaninin upright yapmadığını ve mesiale hareket göstermediğini, kaninin tippingi ve ankraj dişteki hareketin tel boyutunun artmasıyla azaldığını ve köşeli arkın yuvarlak arka göre ankraj dişteki hareketin azalmasında daha fazla etkili olduğunu belirtmişlerdir.

Gautam ve ark. (2007) yaptıkları çalışmada rapid maksiller ekspansiyonla birlikte kraniofasial iskeletsel yapılarda meydan gelen stres ve yer değiştirmeleri 3D sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmiştir. Model üzerinde yaptıkları çalışmanın sonuçları olarak; maksillanın ekspansiyonla birlikte öne ve aşağıya doğru yer değiştirdiğini ve saat yönünde rotasyona uğradığını belirtmişlerdir. Zigomatik, temporal ve frontal kemiklerin de ekspansiyondan etkilendiğini; en fazla von Misses stresinin frontomaksiller, nasomaksiller ve frontonasal suturlarda olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca maksillanın X yönünde rotasyon merkezinin lateral ve medial pterygoid plateler arasında ve frontal yönde rotasyon merkezinin superior orbital fissurde olduğunu belirtmişlerdir.

Ulusoy ve Darendeliler (2008) sınıf II aktivatör ve sınıf II aktivatör high pull headgear kombinasyonunun mandibula üzerindeki etkilerini 3D sonlu elemanlar stres analizi çalışmasıyla değerlendirmişlerdir. Çalışma sonuçları olarak kasların bağlandığı bölgeleri en çok etkilenen bölge olarak belirtmişler ve coronoid prosessin iç kısımları ile gonial alanın en çok stres değerinin ölçüldüğü bölge olarak bildirmişlerdir.

Bu bilgiler ışığında çalışmamızın amacı; maksiller anterior altı dişin en masse retraksiyonunda minivida uygulanmasının dişler ve çevre dokular üzerindeki etkilerinin sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilerek klinik çalışmalara rehber olmaktır.

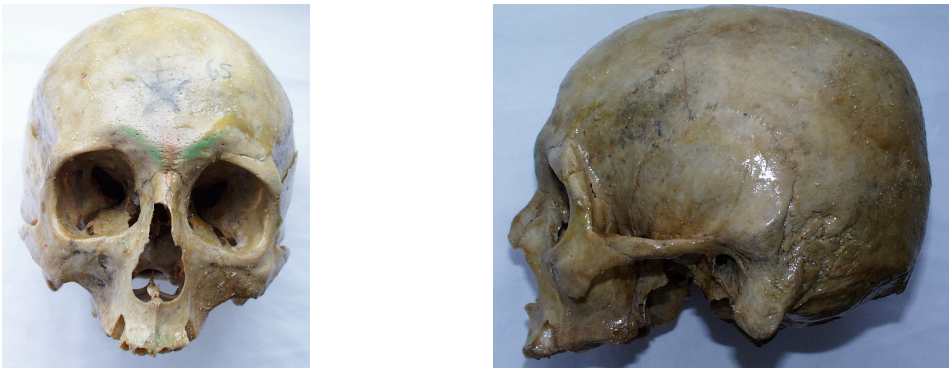
3. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmamızda maksiller anterior 6 dişin blok halinde gövdesel olarak retraksiyonu amacıyla üç ayrı bölgeye uygulanan minividalardan direkt ankraj alınıp ark üzerine ve hook üzerine uygulanan kuvvetin, dentoalveolar yapılarda meydana getirdiği gerilme ve yer değiştirme değerlerinin incelenebilmesi için maksillanın, dişlerin ve ortodontik apareylerin bilgisayarda modelleri oluşturulmuştur.

3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

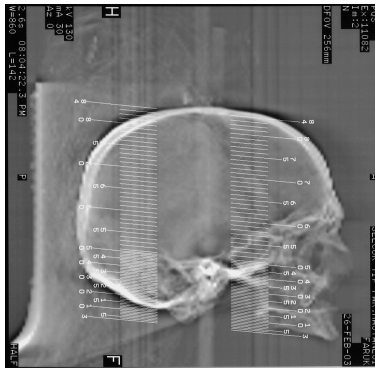
3.1.1. Kafatası ve Maksillanın Modellenmesi

FEM modelini oluşturmak amacıyla 25 yaşındaki erkek kuru kafatasının CT görüntülerinden yararlanılmıştır (şekil 3.1.1.1)



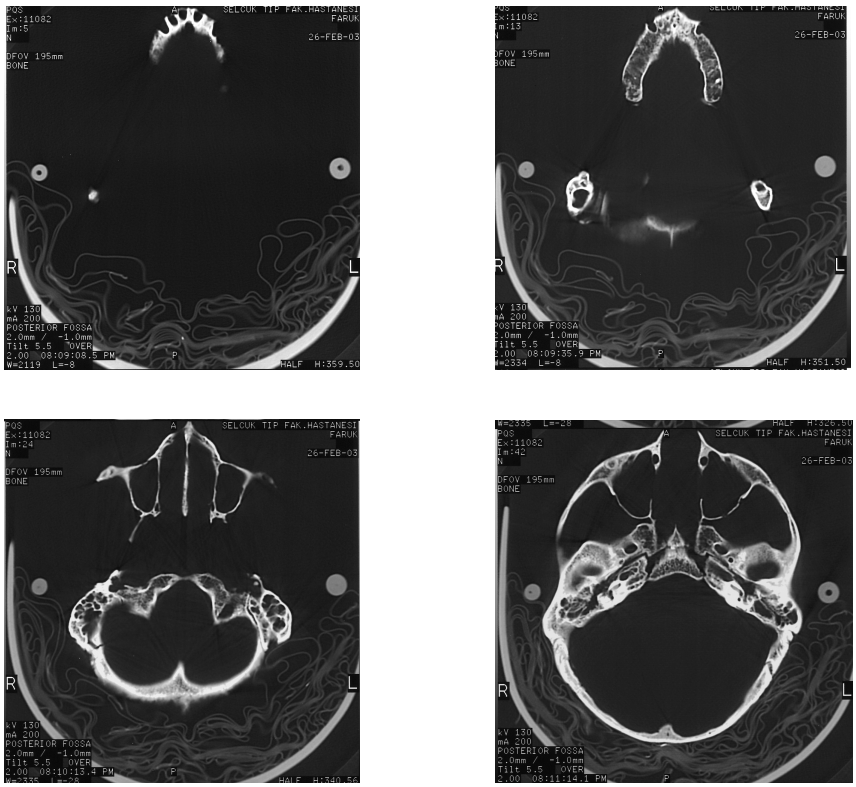
Şekil 3.1.1.1.(CT görüntüleri alınan kafatası)

CT görüntüleri maksillanın alveolar kretin en uç noktasından burun tabanına kadar 1 mm'lik kesitlerle, burun tabanından itibaren kranium tepe noktasına kadar 5 mm'lik kesitlerle alınmıştır. (Şekil 3.1.1.2)



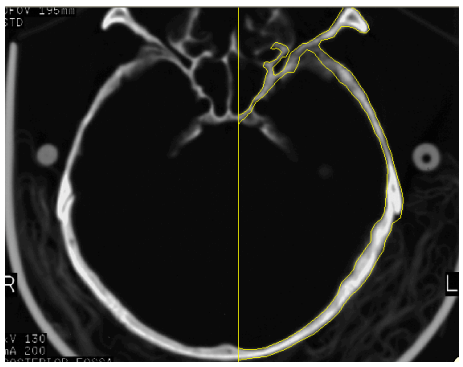
Şekil 3.1.1.2 .(Kafatasının mm'ik görüntüsü)

Toplam olarak 84 adet CT görüntüsü elde edilmiştir (Şekil 3.1.1.3). CT görüntüleri yüksek çözünürlükte scannerda (Epson Expression 1680 Pro) taranarak bilgisayar ortamına aktarılmıştır.

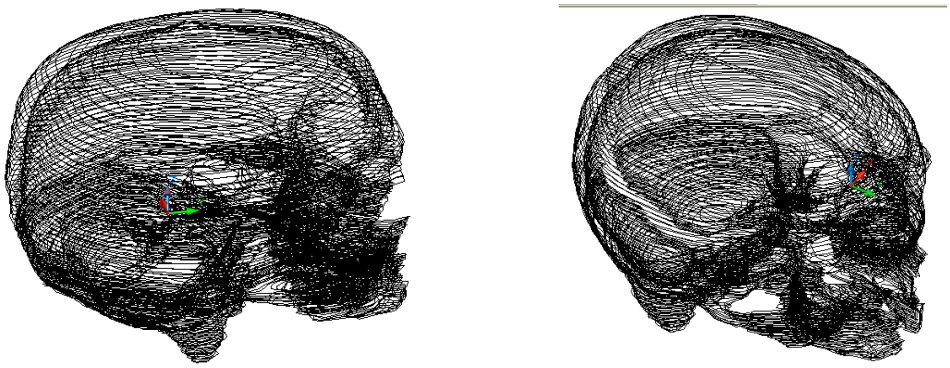


Şekil 3.1.1.3 (Çeşitli seviyelerden CT görüntüleri)

CT görüntüleri sırayla AutoCAD çizim programının fontuna yerleştirilmiş ve kemik dokunun dış sınırları eğrisel spline eğrileriyle çizilmiştir (Şekil 3.1.1.4). 84 adet eğri CT çekilirken belli olan aralıklarla üst üste konulmuş ve üç boyutlu bir kafatası modeli elde edilmiştir. Bu model sadece kafatasının iç ve dış sınırlarını belirlemektedir. Elde edilen wire model (tel model) şekil 3.1.1.5 de gösterilmiştir.

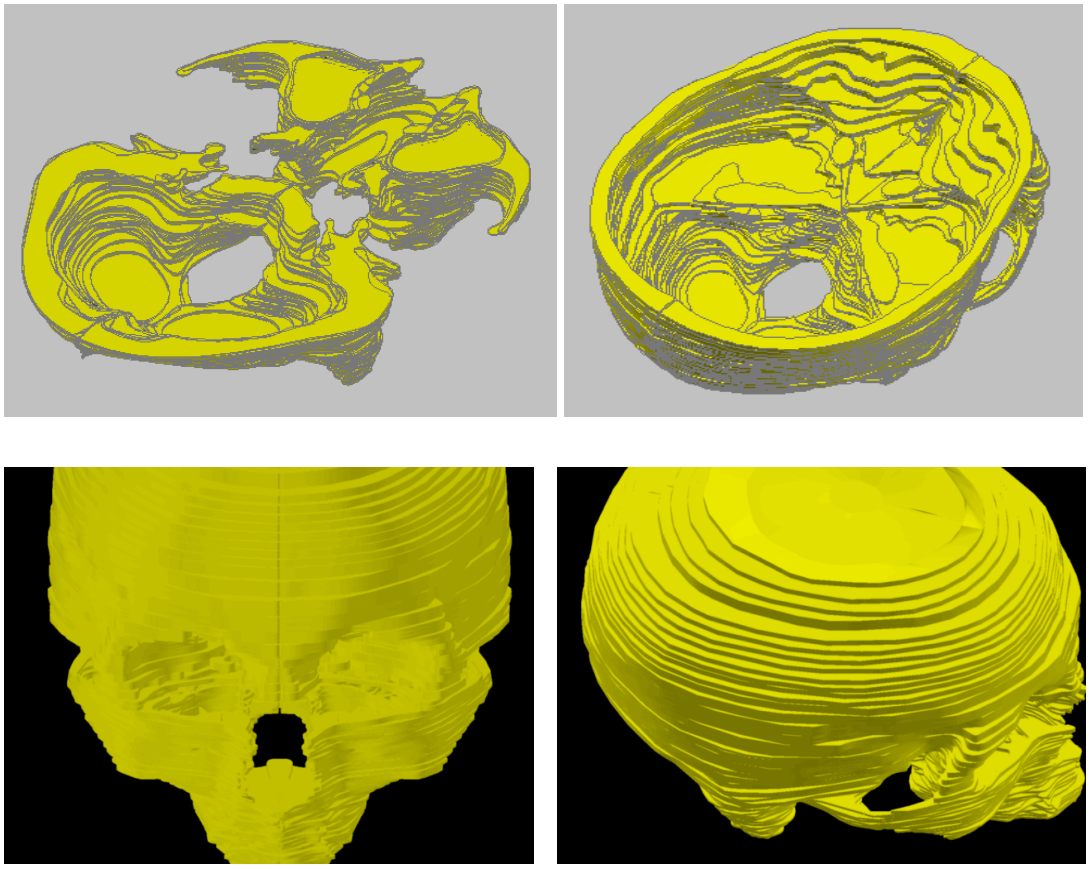


Şekil 3.1.1.4 (Dış konturları çizilmiş CT kesiti)



Şekil 3.1.1.5 (AutoCAD wire modeller)

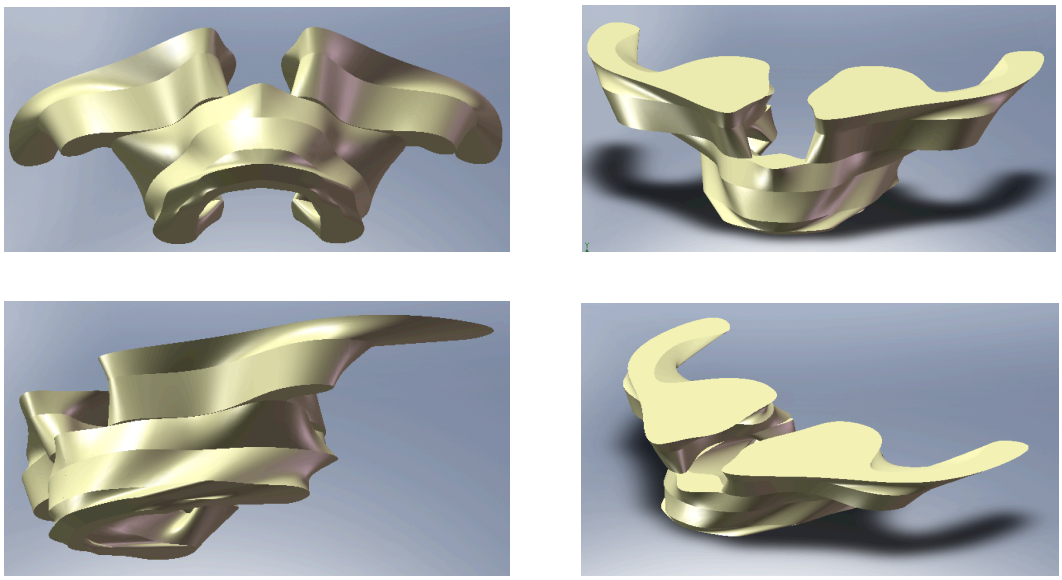
AutoCAD'i üç boyutlu katı modelleme komutlarından loft ve ekstrude komutları kullanılarak kesitler arasına içi dolu katılar örülmüştür. (Şekil 3.1.1.6)



Şekil 3.1.1.6 (AutoCAD ortamında üç boyutlu katı kafatası modelleri)

3.1.2. Üst Çene Kemiğinin Modellenmesi

AutoCAD gerilme analizi yapamadığı için elde edilen model akademik çalışmalarda oldukça tercih edilen Ansys programına aktarılmıştır. Katı modelde gerilme analizi yapabilmek için Ansys ortamında Mesh işleminin gerçekleştirilmesi düğüm noktaları ve elemanların oluşturulması gerekmektedir. Modelin büyüklüğü sebebiyle oluşan eleman sayısı Ansys yazılımının kapasitesinin çok üstündedir. Bu nedenle kafatasının tümünü değil sadece burun tabanı ile maksiller alveolar kret arasındaki bölgenin incelenmesi düşünülmüştür. (Şekil 3.1.2.1.)



Şekil 3.1.2.1. (Maksillanın katı model görüntüleri)

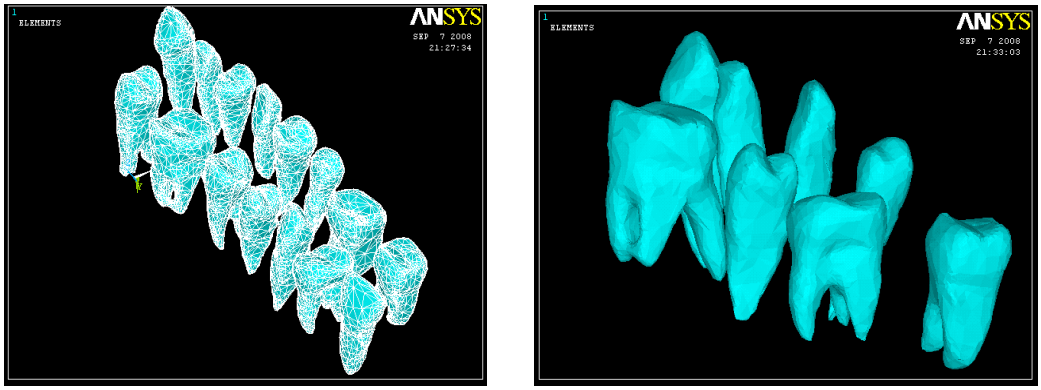
3.1.3.Dişlerin Modellenmesi

CT'si alınan kafatasında dişler bulunmadığı için; maksiller santral, lateral, kanin, 2. küçük azı, 1. azı ve 2. azı dişler (çekim endikasyonu konulmuş standart boyutlara sahip, apikal rezeksiyon, dolgu vs. gibi işlem görmemiş) Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinden temin edilip CT görüntüleri elde edilmiştir.

Dişlerin CT görüntülerinde de aynı kafatasına uygulanan işlemler takip edilerek önce AutoCAD wire model elde (Şekil 3.1.3.1) daha sonra katı modeli elde edilmiştir (Şekil 3.1.3.2). Dişler modellenirken mine, dentin, pulpa ve sement gibi tabakaları modellenmemiştir.



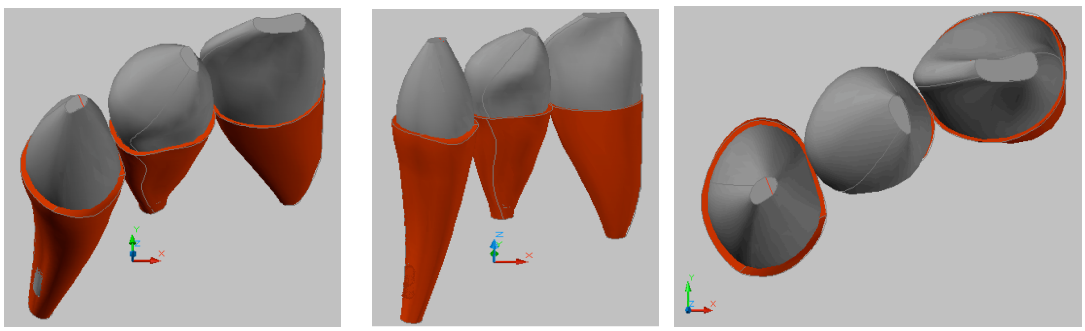
Şekil 3.1.3.1. (Maksillaya eklenen dişlerin wire model görüntüleri)



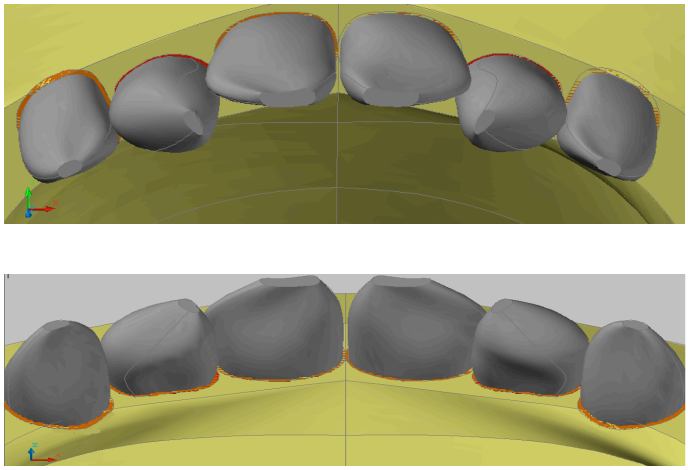
Şekil 3.1.3.2. (Maksillaya eklenen dişlerin katı modelleri)

3.1.4.Periodontal Ligamentin Modellenmesi

Diş çevresinde bulunan periodontal ligamentinde uygulanan en masse retraksiyonda diş hareketi üzerinde etkisi olduğundan 0.25 mm'lik ideal kalınlıkta modellemesi yapılmış (Şekil 3.1.4.1) ve diş dokusu ile kemik dokusu arasında bulunacak şekilde modele yerleştirilmiştir (Şekil 3.1.4.2).



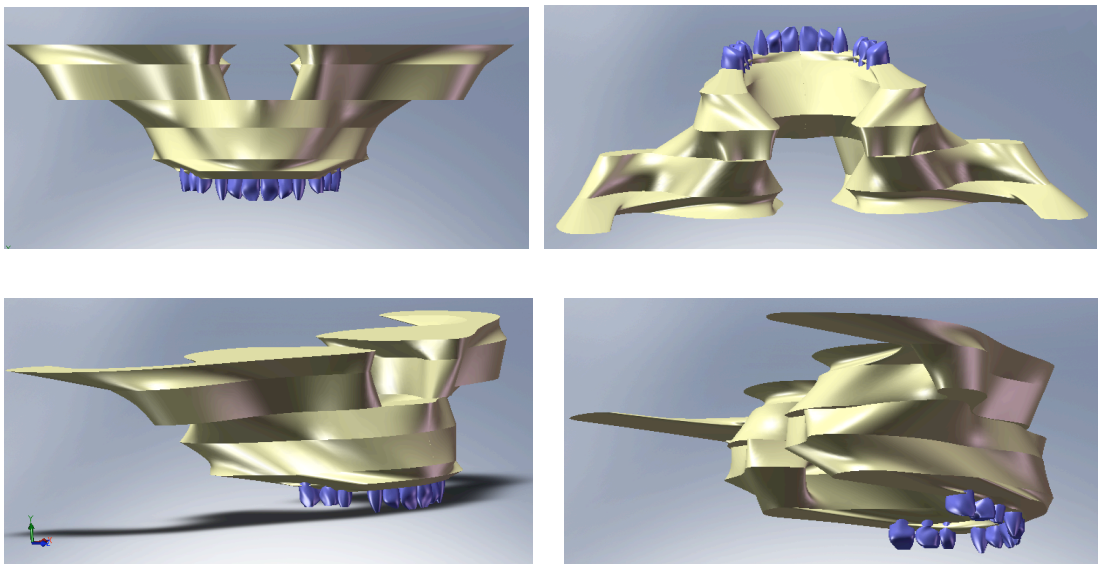
(Şekil 3.1.4.1 Dişler çevresindeki periodontal ligament)



(Şekil 3.1.4.2 Periodontal ligament eklenmiş dişlerin maksillaya yerleştirilmesi)

3.1.5. Üst Çene Kemiğinin Dişlerle Birlikte Modellenmesi

Dişlerin katı modelleri normal anatomik yapıya uygun olarak CT görüntüleri alınmış olan maksillada diş soketleri içerisine yerleştirilmiştir. Dişlerin maksilla içerisinde ve dışarısında kalan miktarları Prof. Dr. Hüsnü Yavuzyılmaz'ın 'Diş Morfolojisi-Fizyolojisi ve Oklüzyon' adlı ders kitabından elde edilen boyutlara sadık kalınarak yerleştirilmiştir. Şekil 3.1.5.1'de ise maksillaya dişler yerleştirildikten sonra elde edilen katı modelden çeşitli görüntüler verilmiştir.

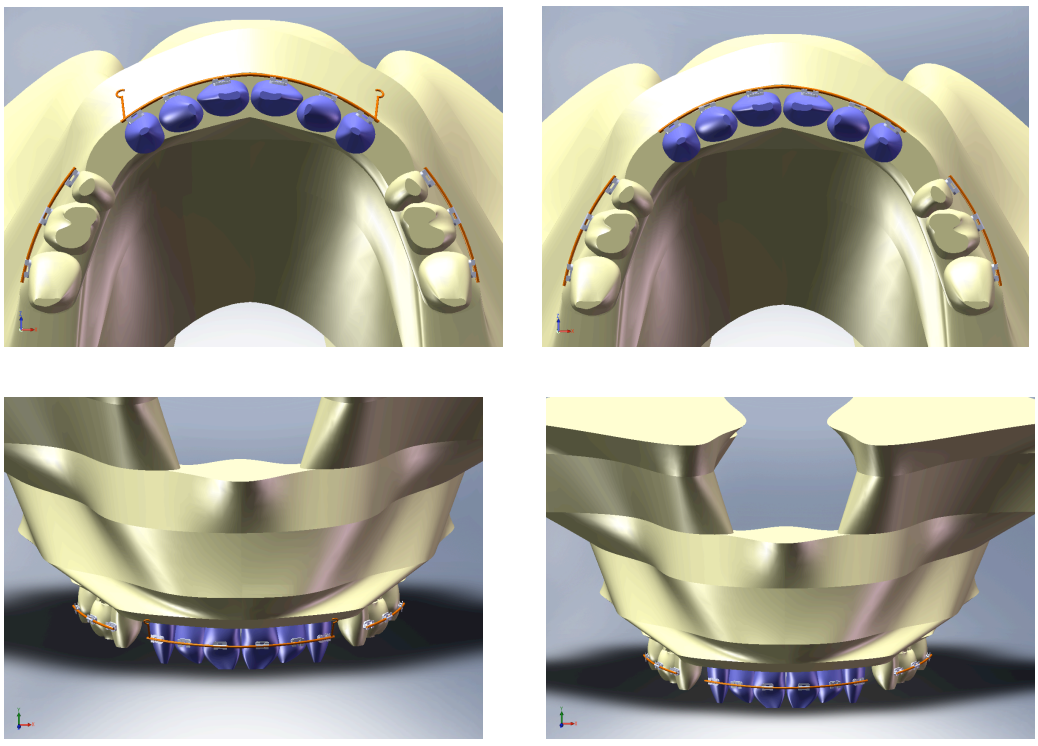


(Şekil 3.1.5.1. Maksillanın dişlerle birlikte katı modeli)

3.1.6.Braketler, Hook ve Ark Telinin Modellenmesi

Sabit tedavi aygıtlarından olan braketlerin ve hazır arkların en masse retraksiyon sırasında anterior dişlerin hareketine etkisi olduğundan modellemede braketler ve hazır arklarda kullanılmıştır. Braketlerin modellemesi elle yapılarak braketlerin tip, tork ve rotasyon değerleri değerlendirilmiştir. Retraksiyon sırasında hareket periodontal ligament içerinde tiping şeklinde olduğundan kullanılan hazır arkın modellemesinde 3M Nitinol Heat-Activated Orthoform III Ovoid yuvarlak arkı esas alınmıştır. Braketler ile diş yüzeyi arasında tam bağlantı olduğu kabul edilmiş ve kuvvet aktarımında göz önüne alınmıştır.

Modellenmiş olan braket ve ark daha önce modellenmiş olan maksilladaki dişler üzerine MBT tekniğinin braket prescription skalası kullanılarak yerleştirilmiştir. Ark teli sadece kaninler arasında olacak şekilde sectional olarak modellenmiştir. (Şekil 3.1.6)



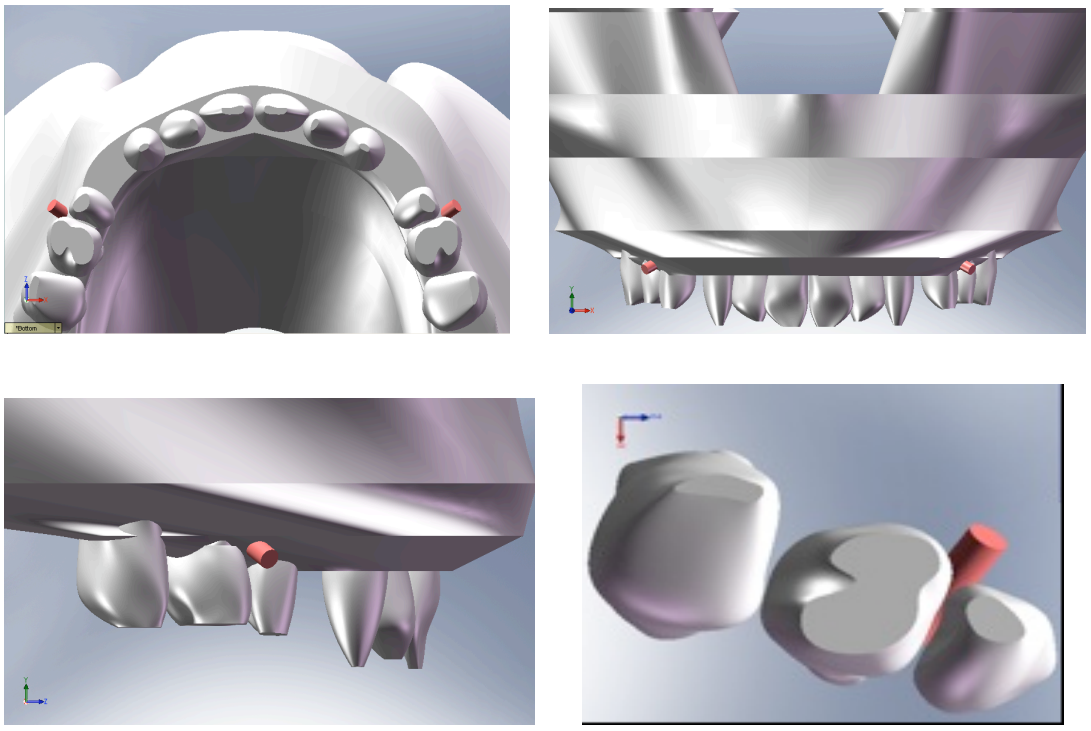
(Şekil 3.1.6.) Sectional ark modelleri, hooklu ve hooksuz

3.1.7.Minividaların Modellenmesi

Tedavi sürecinde mutlak ankraj sağlamak için maksillaya yerleştirilen minividaların 1.2 mm. çap, 8 mm. uzunluk boyutlarında AbsoAnchor marka minividalar örnek alınarak modellenmesi de çalışma kapsamında düşünülmüştür. Bununla birlikte minividaların yivleri ve geometrik şeklinin modellenebilmesi için yapılacak hassas ve ince detaylar sonlu elemanlar çözümünde çok büyük zaman ve bilgisayar hafızasında kayba neden olduğu için minividalar sadece silindir şeklinde oluşturulmuştur. Minivida ile kemik arasında tam aderans olduğu kabul edilmiştir.

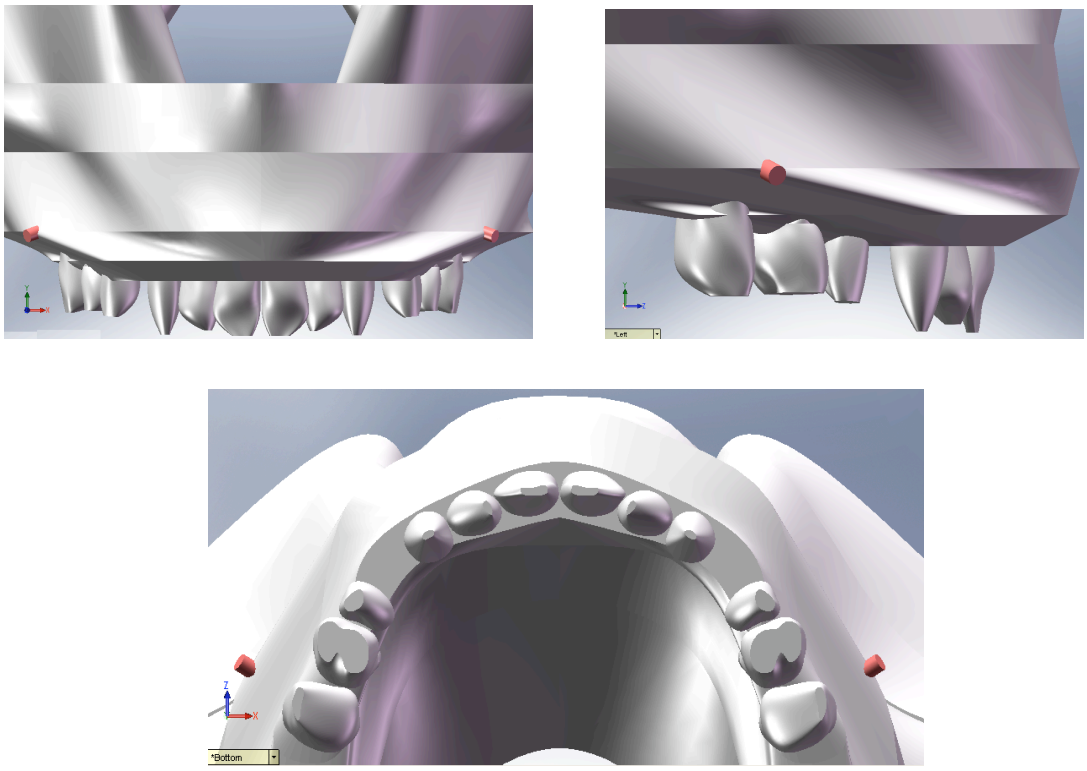
Minividaların Yerleşimlerinin Modellenmesi

Minividalar üç değişik bölgeye yerleştirilmiştir. İlk minivida ikinci küçük azı ile birinci azı arasındaki interdental aralığa kök seviyesinin başlangıcı göz önüne alınarak yerleştirilmiştir. (Şekil 3.1.7.1)



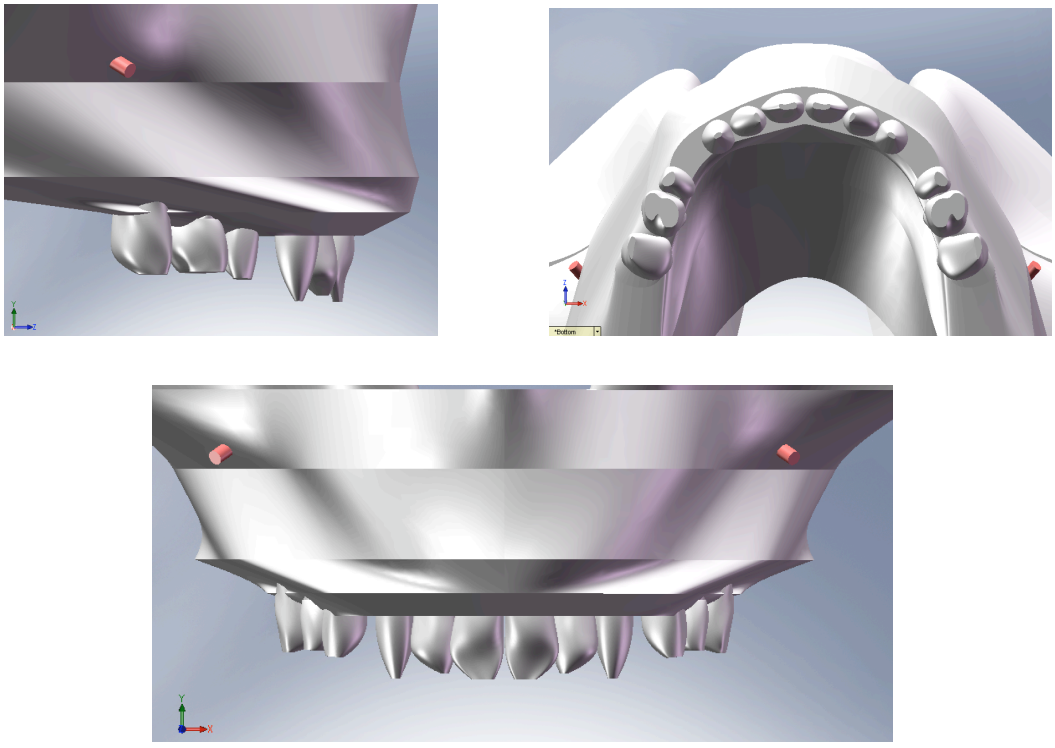
Şekil 3.1.7.1 Birinci minivida

İkinci minivida ikinci küçük azı ile birinci azı arsındaki interdental aralığa kök seviyesinin altında kalacak şekilde yerleştirilmiştir. (Şekil 3.1.7.2)



Şekil 3.1.7.2 İkinci Minivida

Üçüncü minivida ise birinci ve ikinci azı hizasından zigomatik ark seviyesine yerleştirilmiştir. (Şekil 3.1.7.3)



Şekil 3.1.7.3 Üçüncü minivida

3.1.8. Analiz Yapılacak Modellerin Oluşturulması

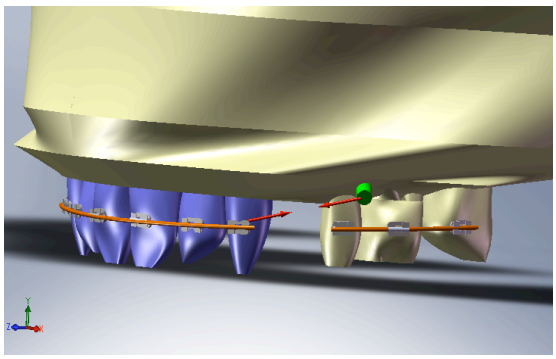
Daha önce modellemesi yapılan maksilla, braket, ark teli, hook, periodontal ligament ve dişler aynı model üzerinde birleştirilerek iki ana model üretilmiştir. Birinci ana modelde kanin üzerindeki kuvvet uygulama noktası braket olarak belirlenmiştir. İkinci ana modelde ise kuvvet uygulama noktası kaninin distalinde ark teli üzerine yerleştirilen hook olarak belirlenmiştir.

Birinci ana modelde kanin braketi üzerine uygulanan kuvvetin maksilladaki destek noktası 3 farklı lokalizasyondaki minividalardır. Dolayısıyla birinci ana model için 3 farklı alt model oluşturulmuştur. Modellerde anteriorda sectional ark teli kullanılmıştır.

İkinci ana modelde kaninin distalinde ark teli üzerine slottan 5 mm. mesafe ile yerleştirilen hook üzerine kuvvet uygulanmıştır. Bu modelde de hooktan uygulanan kuvvetin karşılığında 3 farklı minivida lokalizasyonu olduğundan yine 3 ayrı alt model oluşturulmuştur. Bu modelde gene sectional ark kullanılmıştır.

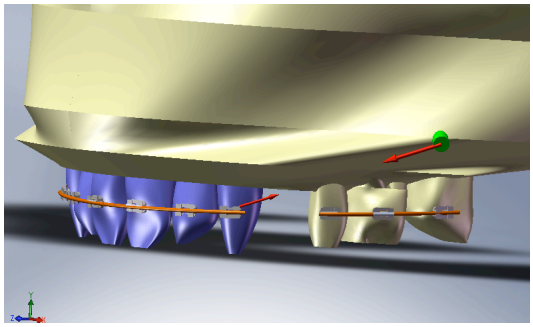
Tüm modellerde kuvvet değeri 350 gr. (3.5 N) olarak ele alınmış ve sabit tutulmuştur. Böylelikle aynı kuvvet altında farklı uygulamalar arasındaki mekanik davranış farklılıkları karşılaştırılmıştır.

Birinci modelde kuvvet sectional ark üzerinde kanin braketinden birinci minividaya uygulanmıştır. (Şekil 3.1.8.1)



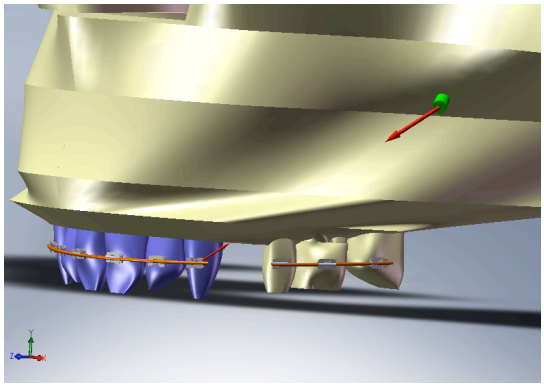
Şekil 3.1.8.1 Birinci model

İkinci modelde kuvvet sectional ark üzerinde kanin braketinden ikinci minividaya uygulanmıştır. (Şekil 3.1.8.2)



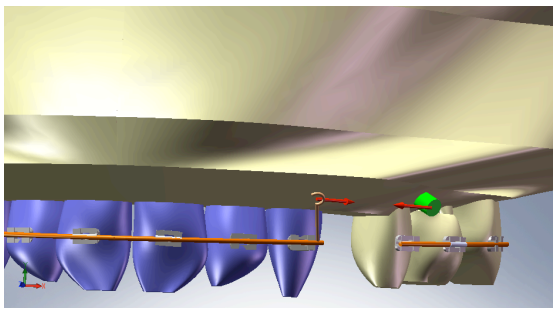
Şekil 3.1.8.2 İkinci model

Üçüncü modelde kuvvet sectional ark üzerinde kanin braketinden üçüncü minividaya uygulanmıştır. (Şekil 3.1.8.3)



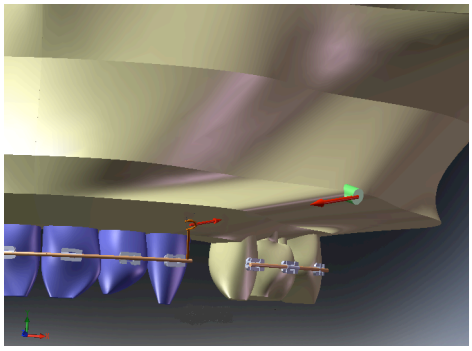
Şekil 3.1.8.3 Üçüncü model

Dördüncü modelde sectional ark üzerinde kuvvet hooktan birinci minividaya uygulanmıştır. (Şekil 3.1.8.4)



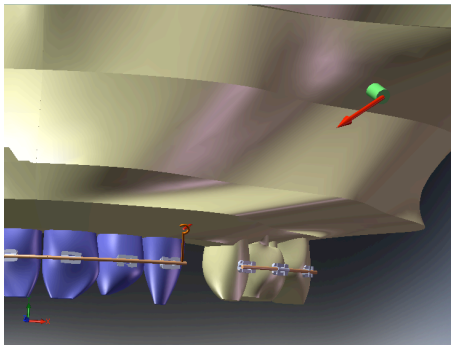
Şekil 3.1.8.4 Dördüncü model

Beşinci modelde kuvvet sectional ark üzerinde hooktan ikinci minividaya uygulanmıştır. (Şekil 3.1.8.5)



Şekil 3.1.8.5 Beşinci model

Altıncı modelde kuvvet sectional ark üzerinde hooktan üçüncü minividaya uygulanmıştır. (Şekil 3.1.8.6)



Şekil 3.1.8.6 Altıncı model

3.2.Oluşturulan Modellerin Sonlu Elemanlar Analizi İçin Hazırlanması

Modeller mümkün olabildiğince 8 nodlu tetrahedral elemanlardan oluşturulmuştur. Eleman özellikleri olarak solid lineer elastik kullanılmıştır. FEM analizinde eleman boyutu küçülüp sayısı arttıkça çözümün hassasiyeti de artmaktadır. Ancak bu da çözümün zamanını ve sabit diskte kapladığı alanı arttırmaktadır. Bu nedenle dişler, periodontal ligament ve periodontal ligamenti çevreleyen kemik dokusunda küçük elemanlar kullanılmış; maksillada inferiordan superiora (dişlerden burun tabanına doğru) gidildikçe daha büyük elemanlar kullanılmıştır. Benzer şekilde minivida ve çevre dokularda eleman hassasiyeti arttırılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en az sayıda eleman sayısı ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır.

Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan malzeme değerleri verilmiştir (Tablo 3.2.1). Bu değerler literatürdeki ortalama değerlerdir (Tanne ve ark 1987).

Malzeme	**Young Modülü (N/mm²)**	**Poisson Oranı**
Braket Ark Teli ve Hook	205.000	0.29
Kemik Dokusu	200.000	0.15
Diş Dokusu	143.000	0.15
Periodontal Ligament	0.680	0.49

Tablo 3.2.1 Malzeme özellikleri

Modellerde yer alan tüm yapılar homojen, lineer elastik ve izotropik olarak kabul edilmiş ve Tablo 3.2.2. deki malzeme değerleri verilmiştir.

	Nod Sayısı	**Eleman Sayısı**
Model 1	202060	107317
Model 2	220084	156542
Santral	28661	23428
Santral PDL'si	3600	6267
Lateral	13657	16316
Lateral PDL'si	4263	4499
Kanin	17320	34654
Kanin PDL'si	15249	10543

Tablo 3.2.2 Modelde kullanılan düğüm ve eleman sayıları

Fiziksel model üzerinde kuvvet uyguladıktan sonra rijit kütle ötelenme ve dönme olmaması için model üzerinde destek-mesnet noktalarının ve sınır şartlarının belirlenmesi gerekmektedir. Gerçek biyolojik yapıda bu mesnet noktaları kaslar ve iskelet yapıdır. Ancak bu yumuşak doku ve iskelet yapının tamamının modellenmesi yapılmadığı için mesnet şartı olarak birtakım kabuller yapılmıştır. Modelin superior en üst yüzeyinin (Burun tabanı) yer değiştirmelerinin ve dönmelerinin sabit tutulabileceği düşünülmüş ve bu noktalara mesnet atanmıştır. Diğer tüm noktaların 3 boyutlu uzayda yapabileceği X, Y, Z deplasmanları ve X, Y, Z eksenleri etrafındaki toplam 6 adet hareket serbest bırakılmıştır.

Çalışmamızda elde edilen tüm modellerde kemik ile minivida yüzeylerinin %100 temas halinde olduğu kabul edilmiştir. Braket - diş, braket – ark teli, hook – ark teli ilişkileri ise yapışık olarak tanımlanmıştır.

3.3. Analizlerin Yapılması

Elde edilen 6 farklı modelde sırasıyla çözümleme yapılmıştır. Pentium Core Duo işlemcili 1gb Ram'li bir bilgisayarda her bir çözümleme sonucunda elde edilen deforme olmuş model; gerçek fiziksel davranış ile karşılaştırılmıştır. Bu sayede mesnet şartlarındaki ve materyal özelliklerinde yapılan kabullerin gerçeğe yakınlığı teyit edilmiştir.

Çalışmamız kapsamında uygulamalar arasındaki karşılaştırma parametresi olarak modelin gösterdiği deplasmanlar ve Von-Misses kırılma gerilmeleri esas alınmıştır. 3 boyutlu katı cisimde gerilme durumları ve kırılmaya neden olan gerilmeler oldukça komplekstir. Bu nedenle kırılmaya neden olan gerilmenin bir ölçütü olan Von-Misses gerilme değerleri üzerinden karşılaştırma yapılmıştır. Von-Misses gerilme değerlerinin hesaplanması ile ilgili formüller literatürde mevcuttur (Popov 1968, Hibeler 1991, Asaro ve Lubarda 2006).

3 boyutlu uzayda deplasmanlar oldukça karışık olduğu için hareket X, Y, Z olmak üzere 3 bileşene ayrılmıştır. X bileşeni transversal yönde (sağ-sol), Y bileşeni vertikal (superioinferior) yönde, Z bileşeni sagital (anterioposterior) yöndedir.



X Koordinatı



Z Koordinatı



Y Koordinatı

Şekil 3.3 (Koordinat sistemleri)

Koordinat sistemini merkezi olarak frontal düzlemde maksiller tüberlerden geçen doğrunun orta noktası yani, sutura palatina media ile sutura transversa'nın birleştiği nokta alınmıştır.

Frontal görüntüde X yönünde modelin solu pozitif hareketleri, sağı negatif hareketleri tanımlamaktadır. Y yönünde superiora doğru olan hareketler pozitif, inferiora doğru olan hareketler negatif olarak tanımlanmaktadır. Z yönünde ise anterior yöne hareketler negatif, posterior yöne hareketler pozitiftir.

4.BULGULAR

4.1. Deplasmanlar (Yer Değiştirmeler)

4.1.1. Birinci Modelde Deplasmanlar

İlk çözümde 350 gr.'lık en masse retraksiyon kuvveti kanin braketinden 1. minividaya doğru uygulanmıştır. Etki tepki prensibinden dolayı 1. minividadan da kanin braketine doğru ters yönde aynı değerde kuvvet uygulanmıştır. Deplasman dağılımı 7 farklı renkli skala yardımıyla görselleştirilmiştir. Deplasman aralıklarına karşılık gelen renk skalası ise 4. bölüm şekillerinde verilmiştir. Anteriorda sectional ark kullanılmıştır.

Birinci Model Birinci Analiz (Transversal Düzlemde)

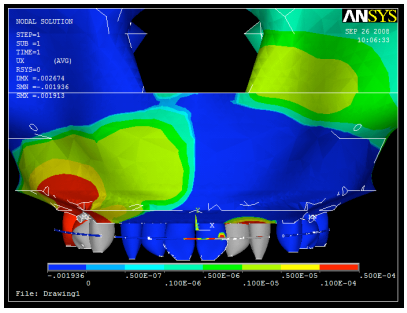
Transversal düzlemde yapılan analiz neticesinde; iki minivida orta hatta doğru deplasman göstermektedir. Minividalar çevresinde bu deplasman en fazla iken minividadan uzaklaştıkça soğan zarı şeklinde deplasman değerleri düşmektedir. Minividadaki deplasman miktarı -1.83E-03 mm.dir.

Dişlerin transversal düzlemde deplasmanlarına bakıldığında ise anterior 6 dişin orta hattan minividaya doğru deplasmanları görülmektedir. Deplasman miktarı en fazla kanin dişte olmak üzere santral dişe doğru azalmaktadır. Kanindeki bu deplasman miktarı insizalde -0.17 mm., apikalde 4E-4 mm.'dir. Lateraldeki deplasman miktarı insizalinde -0.04 mm., apikalde 1E-3 mm. dir. Santralde deplasman miktarı insizalde -0.038 mm. ve apikalde 1.5E-4 mm. dir. Dişler tek tek ele alındığında ise deplasmanlar aynı şekilde insizalden gingivale doğru azalmaktadır.

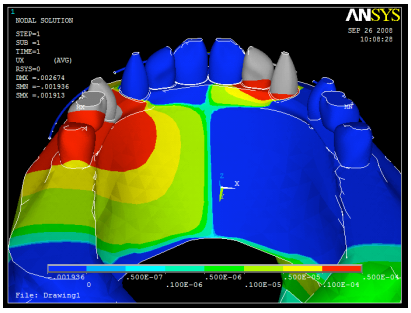
Dişlerin transversal düzlemde orta hattan uzaklaşma miktarı olarak kanin dişinin insizali minividaya doğru deplasman gösterirken kökün 3/4 `lük kısmı ise orta hatta doğru deplasman göstermiştir. Bu deplasman azalan oranlarda lateral ve santral diş içinde geçerlidir. Bu bize anterioposterior eksen etrafında dönme merkezi oluşturduğunu göstermektedir. Bu dönme merkezi ise kanin dişinden santral dişe doğru gittikçe köke yaklaşmaktadır.

Dişlerin bukkal ve palatinal deplasman farkına bakıldığında bukkal yüzeyin daha fazla deplasman gösterdiği görülmektedir. Bu da bize dişlerin kendi ekseni etrafında (vertikal eksen etrafında) döndüğünü ifade etmektedir.

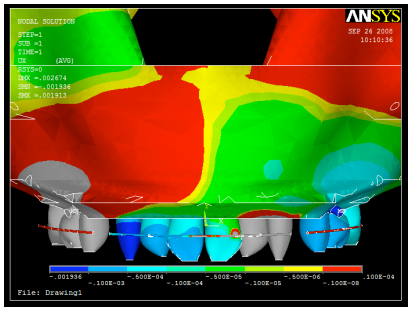
Analiz sonucunda elde edilen X (transversal düzlem) deplasman dağılımları aşağıdaki şekillerde verilmiştir.



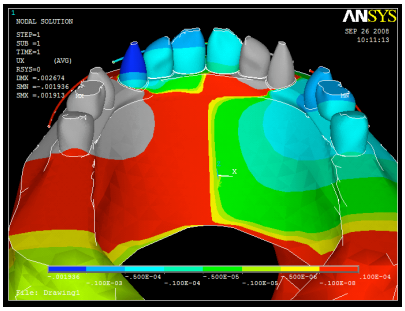
Şekil a. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil b. Pozitif yönde palatinal görünüm

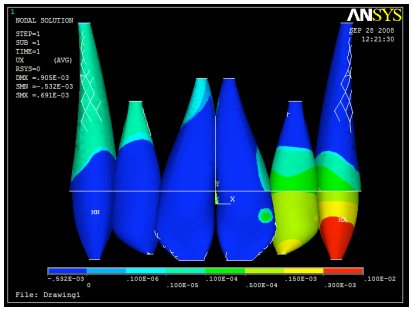


Şekil c. Negatif yönde bukkal görünüm

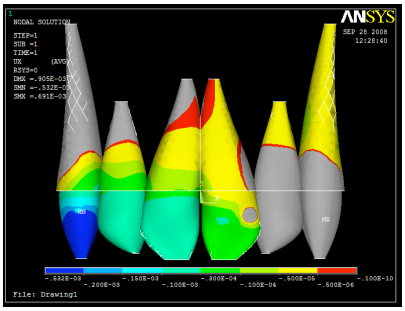


Şekil d. Negatif yönde palatinal görünüm

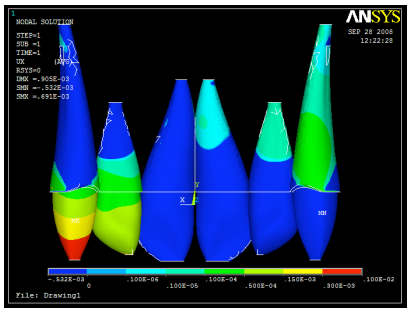
Dişlerin Deplasmanları

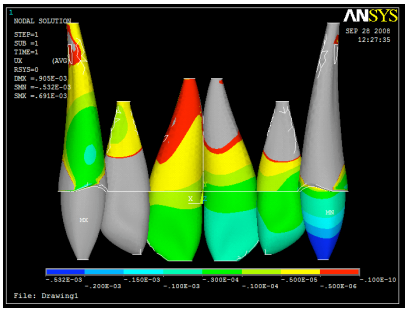


Şekil e. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil f. Pozitif yönde palatinal görünüm





Şekil g. Negatif yönde bukkal görünüm Şekil h. Negatif yönde palatinal görünüm

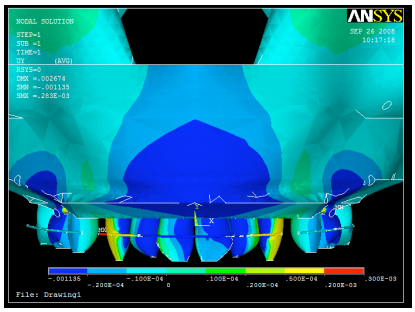
Birinci Model İkinci Analiz (Vertikal Düzlemde)

Vertikal düzlemde yapılan analiz neticesinde; iki minivida da inferiora doğru deplasman göstermektedir. Minividalar çevresinde bu deplasman en fazla iken minividadan uzaklaştıkça soğan zarı şeklinde deplasman değerleri düşmektedir. Minividadaki deplasman miktarı -9,57E-04 mm.dir.

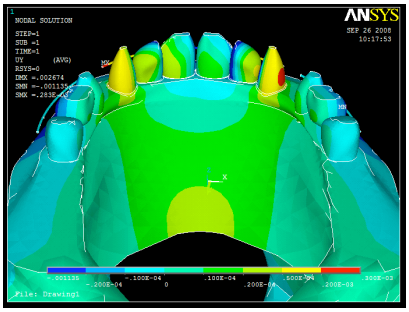
Dişlerin vertikal düzlemde deplasmanına bakıldığında ise anterior 6 dişin minividaya bakan taraflarının superiora doğru deplasmanı gözlenmiştir. Diş yüzeylerinde distalden mesiale doğru gidildikçe bu deplasman değeri azalmakta ve mesiale bakan yüzeyde deplasmanın yönü inferiora doğru olmaktadır. İnferior deplasman superior deplasmandan küçüktür. Dişlerin distal yüzeyleri ele alındığında kanin dişinden santral dişe doğru gidildikçe görülen deplasman miktarı azalmaktadır. Kanin dişinin kök ucu superiora doğru deplasman gösterirken lateral dişin kök ucu çok daha az deplasman göstermiş, santral dişin kök ucu ise çok küçük bir miktar inferiora deplasman göstermiştir. Kanin dişinin deplasman miktarı insizalde 0.016 mm. ve apikalde 1.1E-0.3 mm. dir. Lateral dişteki deplasman miktarı insizalde -0.015 mm. ve apikali 1.04E-3 mm. dir. Santral dişteki deplasman miktarı insizalde -5E-3 mm. ve apikali -1E-3 mm. dir.

Vertikal düzlemde anterior altı dişin palatinal yüzeyleri bukkal yüzeylerine göre superior yönde daha fazla deplasman göstermiştir. Bu da horizontal eksen çevresinde dönme olduğunu göstermektedir.

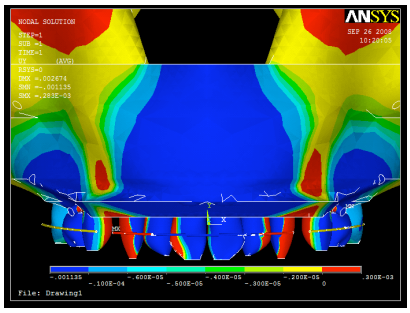
Analiz sonucunda elde edilen Y (vertikal düzlem) deplasman dağılımları aşağıdaki şekillerde verilmiştir.



Şekil a. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil b. Pozitif yönde palatinal görünüm

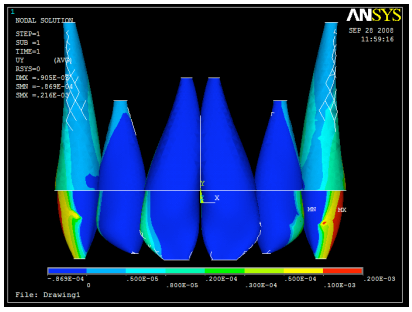


Şekil c. Negatif yönde bukkal görünüm

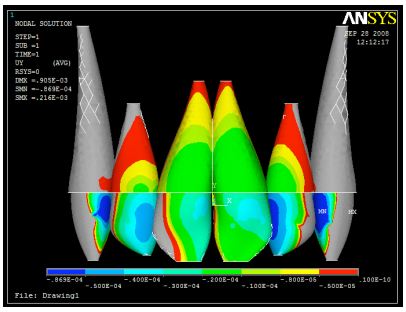


Şekil d. Negatif yönde palatinal görünüm

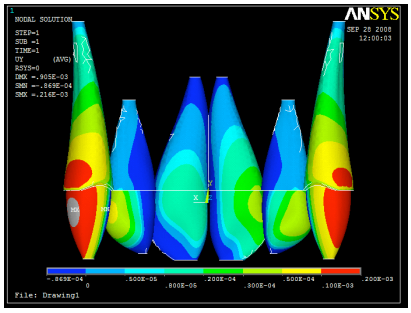
Dişlerin Deplasmanları



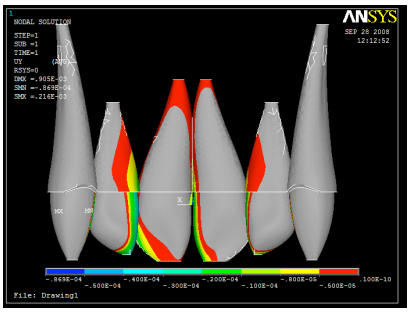
Şekil e. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil f. Pozitif yönde palatinal görünüm



Şekil g. Negatif yönde bukkal görünüm



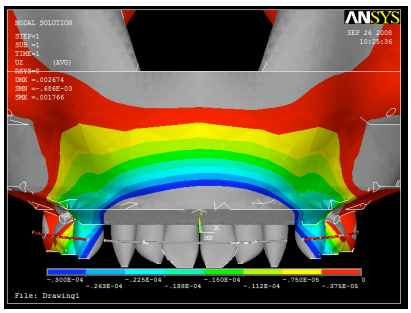
Şekil h. Negatif yönde palatinal görünüm

Birinci Model Üçüncü Analiz (Sagital Düzlemde)

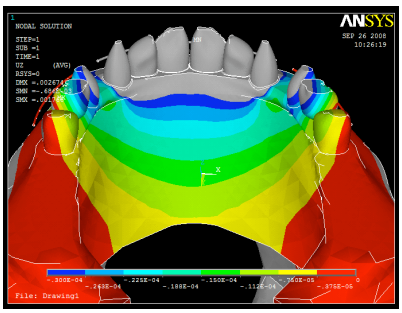
Sagital düzlemde yapılan analiz neticesinde; dişleri çevreleyen kemik dokusu dişlerin deplasmanından dolayı alveolar kretten burun tabanına doğru ilerledikçe azalan oranda bukkalden palatinal yöne doğru deplasman yapmaktadır. Minivida ve çevresindeki çok küçük bir alan ise palatinalden bukkale doğru deplasman yapmaktadır. Minividadaki deplasman miktarı -1.70E-03 mm.dir.

Dişlerin sagital deplasmanına bakıldığında ise anterior 6 dişin palatinale doğru deplasmanı gözlenmiştir. Dişlerin palatinal yöndeki deplasmanları insizalden köke doğru azalmaktadır. En fazla palatinale deplasman önce kanin dişinde sonra lateral dişte ve en azda santral dištedir. Kökler incelendiğinde kanin dişinin 1/3 apikal ucunda deplasman sıfıra yaklaşmakta iken diğer dişlerde bu geçerli değildir. Kanin dişindeki bu deplasman miktarı insizalde -0.18 mm. ve apikalde -1.6E-3 mm. dir. Lateral dişin insizali -0.086 mm. apikali -7E-3 mm dir. Santralde insizal -0.077 mm. ve apikalde -5.8E-3 mm. dir.

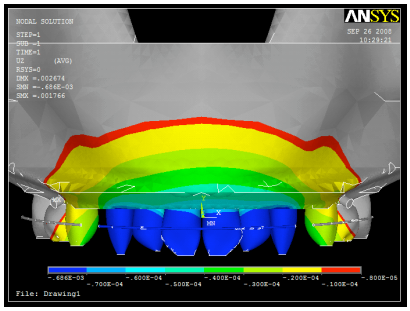
Analiz sonucunda elde edilen Z (sagital düzlem) deplasman dağılımları aşağıdaki şekillerde verilmiştir.



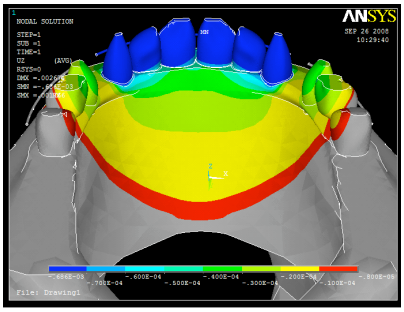
Şekil a. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil b. Pozitif yönde palatinal görünüm

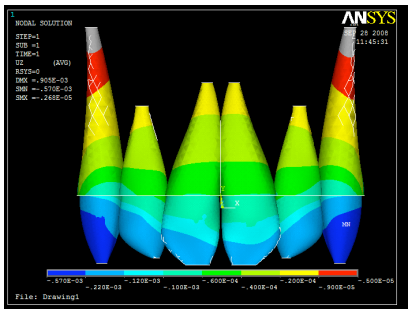


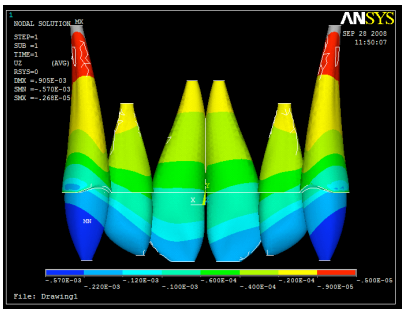
Şekil c. Negatif yönde bukkal görünüm



Şekil d. Negatif yönde palatinal görünüm

Dişlerin Deplasmanları





Şekil e. Pozitif yönde bukkal görünüm Şekil f. Pozitif yönde palatinal görünüm

4.1.2.İkinci Modelde Deplasmanlar

İkinci çözümde 350 gr.'lık en masse retraksiyon kuvveti kanin braketinden 2. minividaya doğru uygulanmıştır. Etki tepki prensibinden dolayı 2. minividadan da kanin braketine doğru ters yönde aynı değerde kuvvet uygulanmıştır. Anteriorda sectional ark kullanılmıştır.

İkinci Model Birinci Analiz (Transversal Düzlemde)

Transversal düzlemde yapılan analiz neticesinde; iki minivida da orta hatta doğru deplasman görülmüştür. Minividalar çevresindeki kemik yapıda bu deplasman değeri en fazla iken minividadan uzaklaştıkça dairesel şeklinde deplasman değerleri azalmaktadır. Minividadaki deplasman miktarı -1.14E-03 mm.dir.

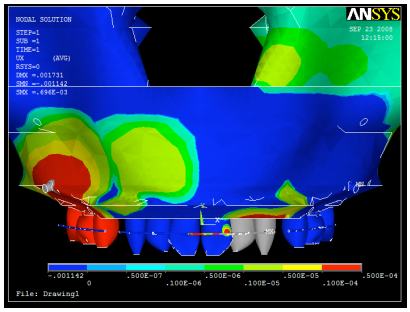
Dişlerin transversal düzlemde deplasmanlarına bakıldığında ise anterior 6 dişin orta hattan minividaya doğru deplasman yaptıkları görülmektedir. Bu deplasmanlar en fazla kanin dişte olmak üzere santral dişe doğru azalmaktadır. Kanin dişinde deplasman miktarları insizalde -0.16mm. apikalde 4E-4 mm. dir. Lateralde deplasman miktarı insizalde -0.04 mm. apikalde 1E-3 mm. dir. Santral dişte insizalde -0.035 mm. apikali 3.8E-5 mm. dir. Dişler bireysel olarak ele alındığında ise deplasmanlar yine insizalden gingivale doğru azalmaktadır.

Dişlerin transversal düzlemde orta hattan uzaklaşma miktarı olarak kanin dişinin insizali minividaya doğru deplasman gösterirken, kökün 3/5 'lük apikal kısmı ise orta hatta doğru deplasman göstermiştir. Bu deplasman azalan oranlarda lateral ve santral dişler içinde geçerlidir. Bu bize anterioposterior eksen etrafında dönme

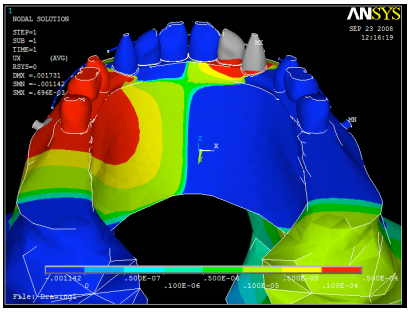
merkezi oluşturduğunu göstermektedir. Bu dönme merkezi ise kanin dişinden santral dişe doğru gittikçe köke yaklaşmaktadır.

Dişlerin bukkal ve palatinal deplasmanlarına bakıldığında, bukkal yüzeyin palatinal yüzeyden daha fazla deplasman yaptığı görülmektedir. Bu da bize dişlerin kendi ekseni etrafında (vertikal eksen etrafında) döndüğünü ifade etmektedir.

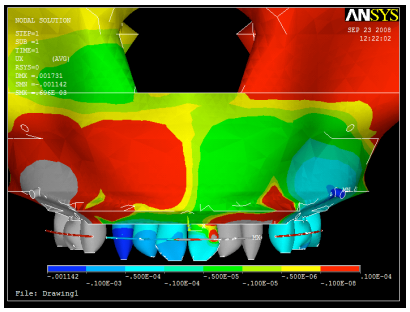
Analiz sonucunda elde edilen X (transversal düzlem) deplasman dağılımları aşağıdaki şekillerde verilmiştir.



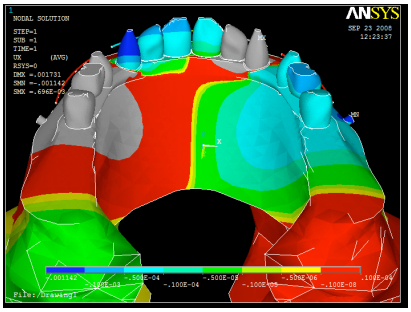
Şekil a. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil b. Pozitif yönde palatinal görünüm

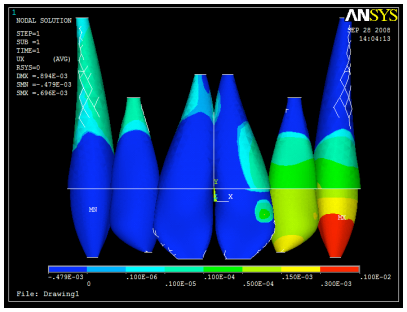


Şekil c. Negatif yönde bukkal görünüm

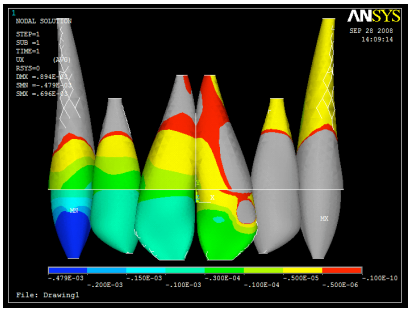


Şekil d. Negatif yönde palatinal görünüm

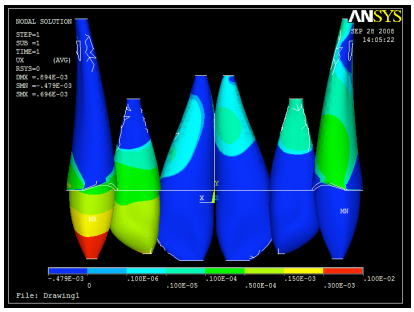
Dişlerin Deplasmanları

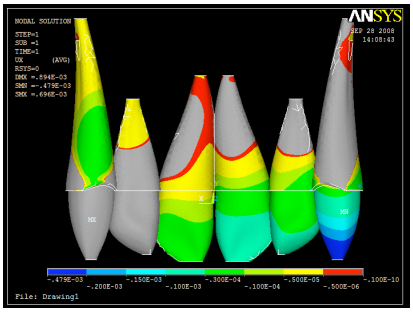


Şekil e. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil f. Pozitif yönde palatinal görünüm





Şekil g. Negatif yönde bukkal görünüm Şekil h. Negatif yönde palatinal görünüm

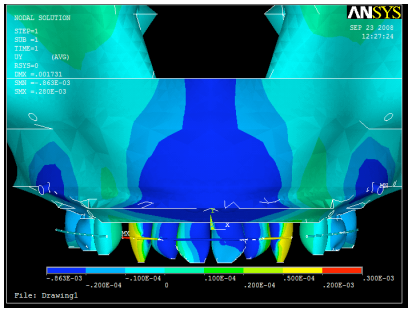
İkinci Model İkinci Analiz (Vertikal Düzlemde)

Vertikal düzlemde yapılan analiz neticesinde; her iki minivida da inferiora doğru deplasman göstermiştir. Minividaların çevresinde bu deplasman miktarı en fazla görülürken minividadan uzaklaştıkça dairesel şekilde deplasman değerleri azalmaktadır. Minividadaki deplasman miktarı -8.63E-04 mm.dir.

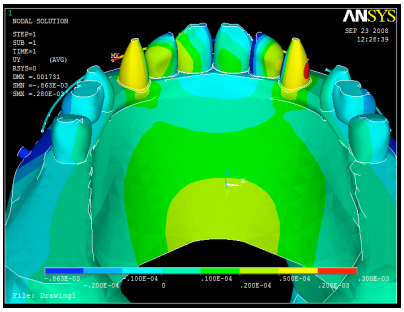
Dişlerin vertikal düzlemde deplasmanlarına bakıldığında ise anterior 6 dişin distal yüzeylerinde superiora doğru deplasmanı gözlenmiştir. Diş yüzeyinde distalden mesiale doğru gidildikçe bu deplasman değeri azalmakta ve mesiale bakan yüzeyde deplasmanın yönü inferiora doğru olmaktadır. İnferior deplasman superior deplasmandan küçük olduğu gözlenmiştir. Dişlerin distal yüzeyleri ele alındığında kanin dişinden santral dişe doğru gidildikçe elde edilen deplasman miktarları azalmaktadır. Kanin dişinin kök ucu superiora doğru deplasman gösterirken lateral dişin kökü inferior deplasman göstermiş, santral dişin kök ucu ise çok küçük bir miktar inferiora deplasman göstermiştir. Kanin dişinde bu deplasman miktarı insizalde 0.022 mm. apikalde 8E-4 mm. dir. Lateral dişin insizali -0.014 mm. apikali 2E-4 mm. dir. Santral dişin insizali -7E-3 mm. apikali -2E-3 mm. dir.

Vertikal düzlemde anterior 6 dişin palatinal yüzeyleriyle bukkal yüzeylerinin deplasmanları değerlendirildiğinde, palatinal yüzeyler superior yönde daha fazla deplasman göstermiştir. Bu bize horizontal eksen çevresinde dönme olduğunu göstermektedir.

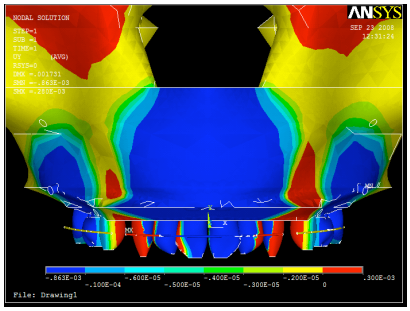
Analiz sonucunda elde edilen Y (vertikal düzlem) deplasman dağılımları aşağıdaki şekillerde verilmiştir.



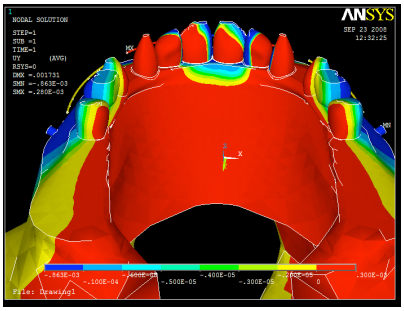
Şekil a. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil b. Pozitif yönde palatinal görünüm

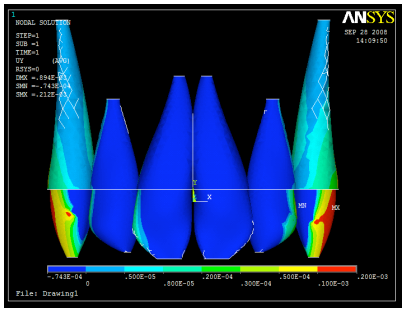


Şekil c. Negatif yönde bukkal görünüm

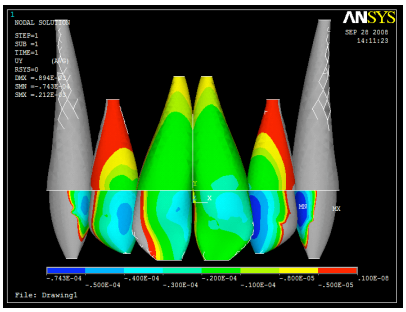


Şekil d. Negatif yönde palatinal görünüm

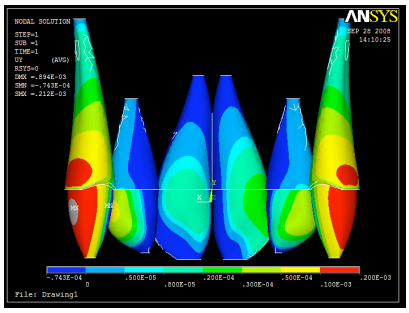
Dişlerin Deplasmanları



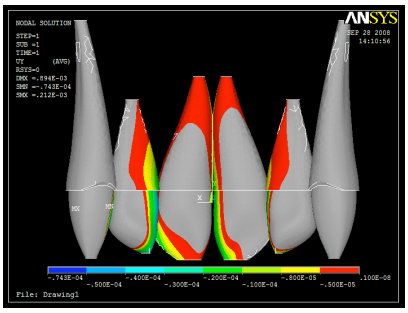
Şekil e. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil f. Pozitif yönde palatinal görünüm



Şekil g. Negatif yönde bukkal görünüm



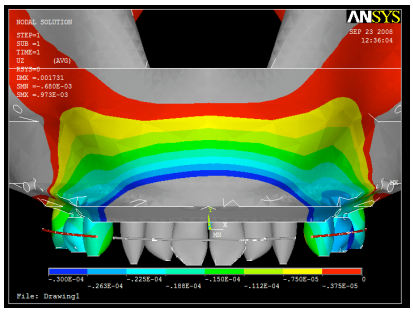
Şekil h. Negatif yönde palatinal görünüm

İkinci Model Üçüncü Analiz (Sagital Düzlemde)

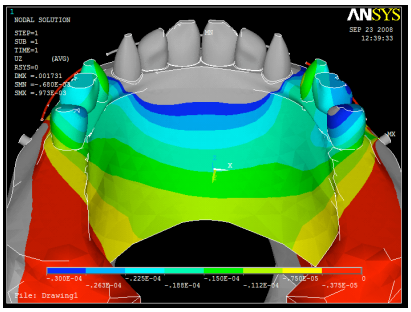
Sagital düzlemde yapılan analiz neticesinde; dişleri çevreleyen kemik yapı, dişlerde meydana gelen deplasmanlardan dolayı alveolar kretten burun tabanına doğru gidildikçe azalan oranda bukkalden palatinale doğru deplasman yapmaktadır. Minivida ve çevresindeki çok küçük bir alan ise palatinalden bukkale doğru deplasman yapmaktadır. Minividadaki deplasman miktarı 9.73E-04 mm.dir.

Dişlerin sagital deplasmanına bakıldığında ise anterior 6 dişin palatinale doğru deplasman yaptığı gözlenmiştir. Dişlerin palatinal yöndeki deplasmanları insizalden köke doğru azalmaktadır. En fazla palatinale deplasman önce kanin dişinde sonra lateral dişte ve en azda santral diştedir. Kanin dişin insizali -0.16 mm., apikali -2E-3 mm. dir. Lateralin insizali -0.09 mm., apikali -9E-3 mm. dir. Santralin insizali -0.07 mm., apikali -7E-3 mm. dir. Kökler incelendiğinde kanin dişinin 1/7 apikal ucunda deplasman sıfıra yaklaşmakta iken diğer dişlerde bu geçerli değildir.

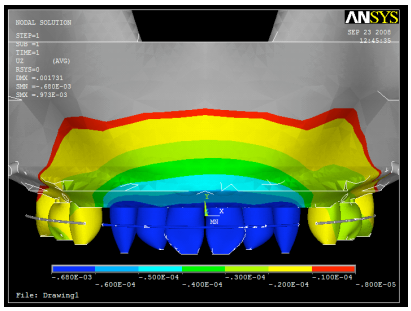
Analiz sonucunda elde edilen Z (sagital düzlem) deplasman dağılımları aşağıdaki şekillerde verilmiştir.



Şekil a. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil b. Pozitif yönde palatinal görünüm

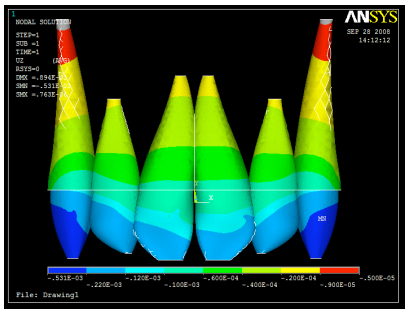


Şekil c. Negatif yönde bukkal görünüm

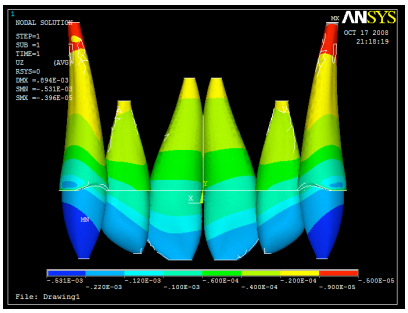


Şekil d. Negatif yönde palatinal görünüm

Dişlerin Deplasmanları



Şekil e. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil f. Pozitif yönde palatinal görünüm

4.1.3.Üçüncü Modelde Deplasmanlar

Üçüncü çözümde 350 gr.'lık en masse retraksiyon kuvveti kanin braketinden 3. minividaya doğru uygulanmıştır. Etki tepki prensibinden dolayı 3. minividadan da kanin braketine doğru ters yönde aynı değerde kuvvet uygulanmıştır. Anteriorda sectional ark kullanılmıştır.

Üçüncü Model Birinci Analiz (Transversal Düzlemde)

Transversal düzlemde yapılan analiz neticesinde; her iki minivida orta hatta doğru deplasman göstermiştir. Minividalar çevresinde bu deplasman en fazla iken minividadan uzaklaştıkça dairesel şekilde deplasman değerleri azalmaktadır. Minividadaki deplasman miktarı -1.71E-03 mm.dir.

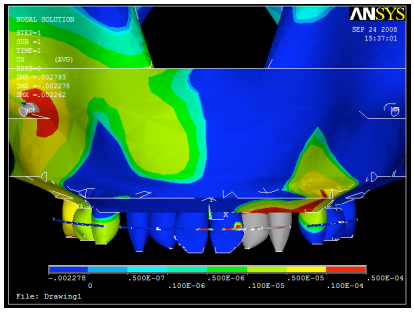
Dişlerin transversal düzlemde deplasmanlarına bakıldığında ise anterior 6 dişin orta hattan minividaya doğru deplasmanları görülmektedir. Deplasman miktarı en fazla kanin dişte olmak üzere santral dişe doğru azalmaktadır. Dişler bireysel olarak incelendiğinde ise deplasmanlar benzer şekilde insizalden gingivale doğru azalmaktadır. Bu deplasman miktarları kanin dişinin insizalinde -0.16 mm. apikalinde 6E-4 mm., lateralin insizalinde -0.045 mm. apikalinde 2.3E-4 mm., santralin insizalinde -0.035mm. apikalinde -2E-5 mm. dir.

Dişlerin transversal düzlemde orta hattan uzaklaşma miktarı olarak kanin dişinin insizali minividaya doğru deplasman gösterirken kökün 3/4 'lük kısmı ise orta hatta doğru deplasman göstermiştir. Bu deplasman azalan oranlarda lateral ve santral dişler içinde geçerlidir. Bu bize anterioposterior eksen etrafında dönme merkezi

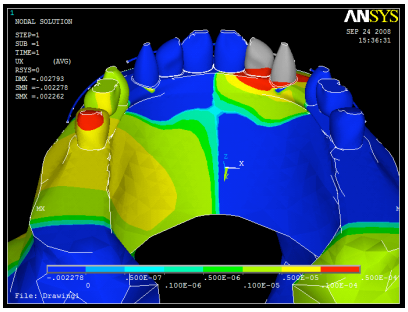
oluşturduğunu göstermektedir. Bu dönme merkezi ise kanin dişinden santral dişe doğru gittikçe köke yaklaşmaktadır.

Dişlerin bukkal ve palatinal yönlerdeki deplasmanlarına bakıldığında, bukkal yüzeyin daha fazla deplasman gösterdiği görülmektedir. Bu bize dişlerin kendi ekseni etrafında (vertikal eksen etrafında) döndüğünü ifade etmektedir.

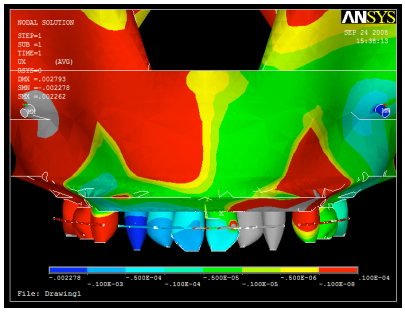
Analiz sonucunda elde edilen X (transversal düzlem) deplasman dağılımları aşağıdaki şekillerde verilmiştir.



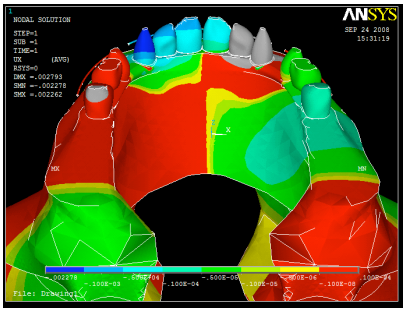
Şekil a. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil b. Pozitif yönde palatinal görünüm

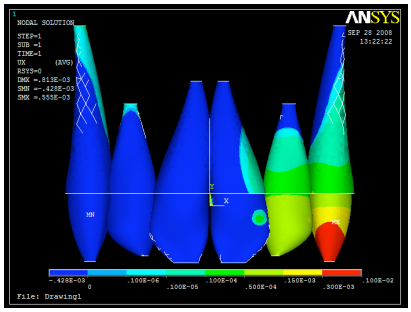


Şekil c. Negatif yönde bukkal görünüm

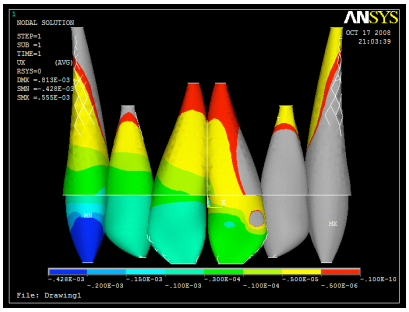


Şekil d. Negatif yönde palatinal görünüm

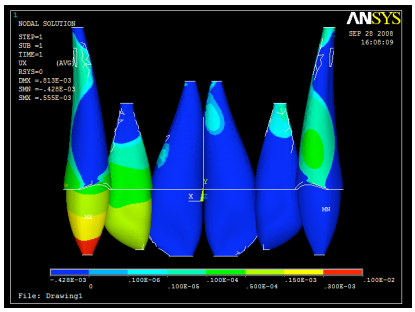
Dişlerin Deplasmanları

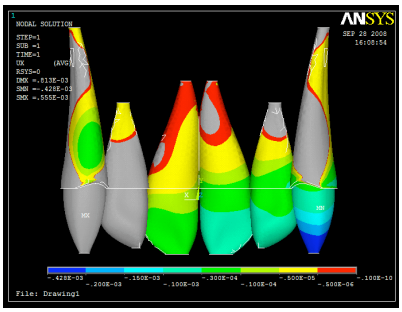


Şekil e. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil f. Pozitif yönde palatinal görünüm





Şekil g. Negatif yönde bukkal görünüm Şekil h. Negatif yönde palatinal görünüm

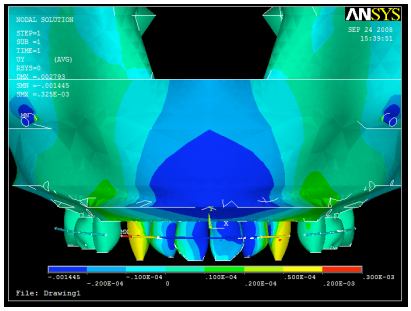
Üçüncü Model İkinci Analiz (Vertikal Düzlemde)

Vertikal düzlemde yapılan analiz neticesinde; her iki minivida inferior yönde deplasman göstermektedir. Minividalar çevresinde bu deplasman en fazla iken minividadan uzaklaştıkça dairesel şekilde deplasman değerleri düşmektedir. Minividadaki deplasman miktarı -1.14E-03 mm.dir.

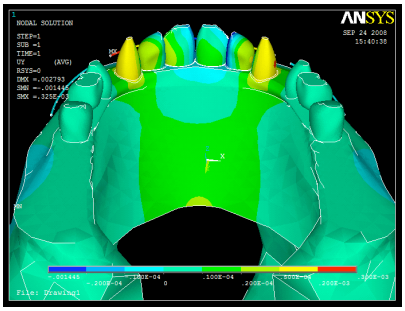
Dişlerin vertikal düzlemde deplasmanlarına bakıldığında ise anterior 6 dişin distal yüzeylerinin superior yönde deplasmanı gözlenmiştir. Diş yüzeyinde distalden mesiale doğru gidildikçe bu deplasman değeri azalmakta ve mesiale bakan yüzeyde deplasmanın inferior yönde olmaktadır. İnferior deplasman superior deplasmandan küçüktür. Bu deplasman değerleri kanin insizalinde 0.036 mm. apikalde 2E-3 mm., lateral dişin insizali -7E-3 mm. apikali 2E-3 mm., santral dişin insizali -5E-3 mm. apikali -1E-3 mm. dir. Dişlerin distal yüzeyleri ele alındığında kanin dişinden santral dişe doğru gidildikçe görülen deplasman miktarı azalmaktadır. Kanin dişinin kök ucu superiora doğru deplasman gösterirken lateral dişin kökü inferiora deplasman göstermiş, santral dişin kök ucu ise çok küçük bir miktar inferiora deplasman göstermiştir.

Vertikal düzlemde anterior 6 dişin palatinal yüzeyleri bukkal yüzeylerine göre superior yönde daha fazla deplasman göstermiştir. Bu da horizontal eksen çevresinde dönme olduğunu göstermektedir.

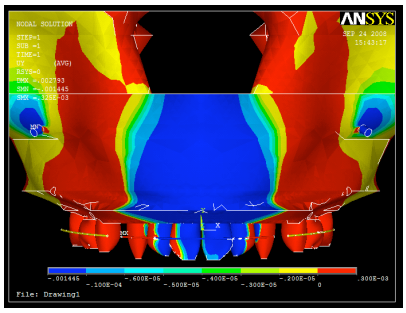
Analiz sonucunda elde edilen Y (vertikal düzlem) deplasman dağılımları aşağıdaki şekillerde verilmiştir.



Şekil a. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil b. Pozitif yönde palatinal görünüm

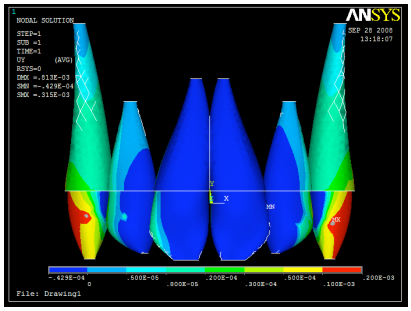


Şekil c. Negatif yönde bukkal görünüm

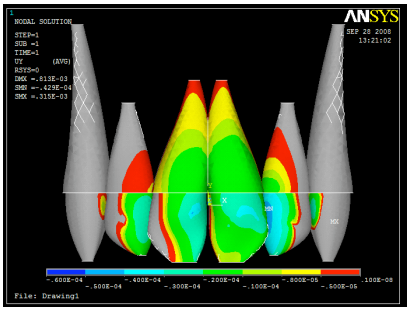


Şekil d. Negatif yönde palatinal görünüm

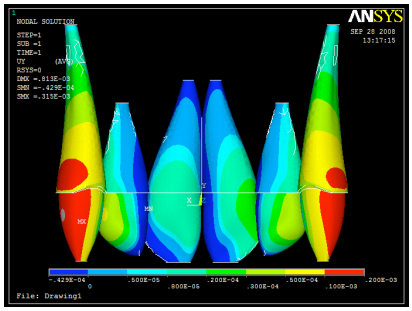
Dişlerin Deplasmanları



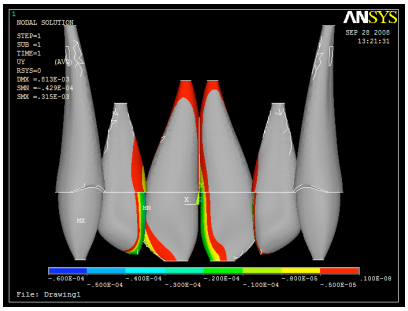
Şekil e. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil f. Pozitif yönde palatinal görünüm



Şekil g. Negatif yönde bukkal görünüm



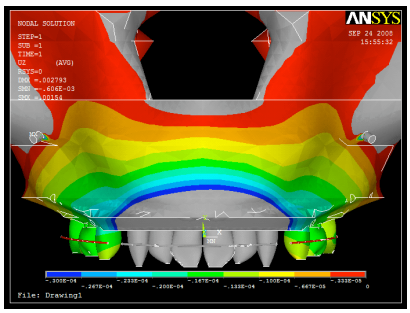
Şekil h. Negatif yönde palatinal görünüm

Üçüncü Model Üçüncü Analiz (Sagital Düzlemde)

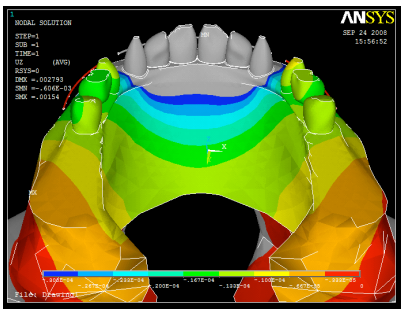
Sagital düzlemde yapılan analiz neticesinde; dişleri çevreleyen kemik yapı dişlerin deplasmanından dolayı alveolar kretten burun tabanına doğru ilerledikçe azalan oranda bukkalden palatinal yönde deplasman yapmaktadır. Minivida ve çevresindeki çok küçük bir alan ise palatinalden bukkale doğru deplasman yapmaktadır. Minividadaki deplasman miktarı 9.83E-03 mm.dir.

Dişlerin sagital deplasmanlarına bakıldığında ise anterior 6 dişin palatinal yönde deplasmanları gözlenmiştir. Dişlerin palatinal yöndeki deplasmanları insizalden köke doğru azalmaktadır. Bu deplasman değeri kanin dişin insizalinde -0.1 mm. apikali -4E-3 mm., lateral dişin insizali -0.07 mm. apikali -1E-2 mm., santral dişin insizali -0.06 mm. apikali -8E-3 mm. dir. En fazla palatinale deplasman önce kanin dişinde, sonra lateral dişte ve en azda santral dištedir. Kökler incelendiğinde kanin dişinin 1/5 apikal ucunda deplasman diğer dişlere göre oldukça azalmıştır.

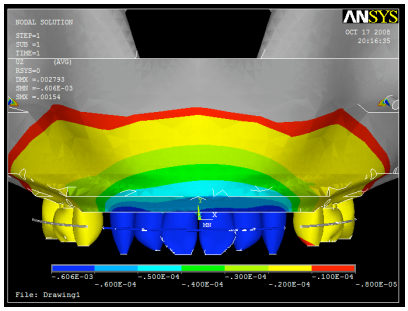
Analiz sonucunda elde edilen Z (sagital düzlem) deplasman dağılımları aşağıdaki şekillerde verilmiştir.



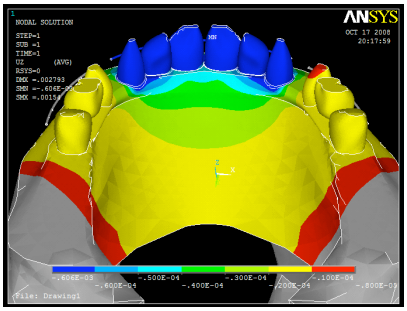
Şekil a. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil b. Pozitif yönde palatinal görünüm

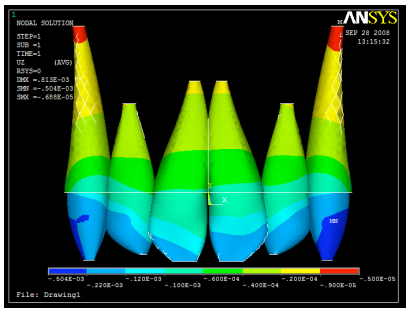


Şekil c. Negatif yönde bukkal görünüm

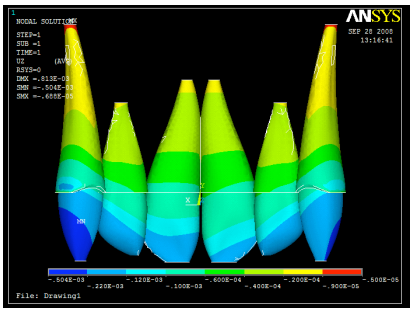


Şekil d. Negatif yönde palatinal görünüm

Dişlerin Deplasmanları



Şekil e. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil f. Pozitif yönde palatinal görünüm

4.1.4.Dördüncü Modelde Deplasmanlar

Dördüncü çözümde 350 gr.'lık en masse retraksiyon kuvveti kanin braketinin distalindeki hook'tan 1. minividaya doğru uygulanmıştır. Etki tepki prensibinden dolayı 1. minividadan da kanin braketinin distalindeki hook'a doğru ters yönde aynı değerde kuvvet uygulanmıştır. Anteriorda sectional ark kullanılmıştır.

Dördüncü Model Birinci Analiz (Transversal Düzlemde)

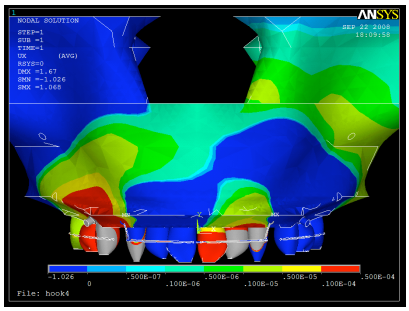
Transversal düzlemde yapılan analiz neticesinde; minivida ve çevresindeki kemik doku orta hatta doğru deplasman eğilimindedir. Bu deplasman minivida çevresinde en fazla iken, minividadan uzaklaştıkça dairesel şekilde azalmaktadır. Minividadaki deplasman miktarı -1.52E-03 mm.dir.

Anterior 6 diş orta hattan minividaya doğru deplasman göstermektedir. Ancak kanin dişinde braket slotundan köke kadar olan kısım orta hattan minividaya doğru deplasman göstermekte iken braket slotundan insizale kadar olan kısım ters yönde orta hatta doğru deplasman göstermektedir. En az deplasman miktarı santral dişte gözlenmektedir. Bu deplasman miktarı kanin dişin insizalinde 0.25 mm. apikalinde 6E-4 mm., lateralin insizali -0.3 mm. apikali 2E-3 mm., santralin insizali -0.026 mm. apikali 3E-4 mm. dir.

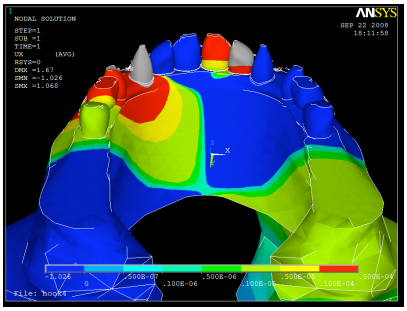
Dişler ele alındığında santral ve lateral dişte kron ve kökün 3/5'lik kısmı minividaya doğru deplasman gösterirken, kökün 2/5 apikal ucu minividadan orta hatta doğru deplasman göstermektedir. Kanin dişinde bukkal yüzeyde kron ve kökün 1/2'lik kısmı minividaya doğru deplasman gösterirken, palatinal yüzey tamamen

minividadan uzaklaşmaktadır. Dolayısıyla santral ve lateral dişler anterioposterior eksen etrafında dönerken kanin dişi vertikal eksen etrafında dönme göstermektedir.

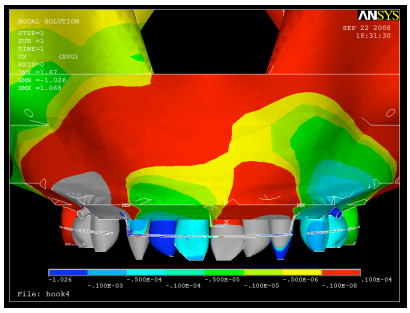
Analiz sonucunda elde edilen X (transversal düzlem) deplasman dağılımları aşağıdaki şekillerde verilmiştir.



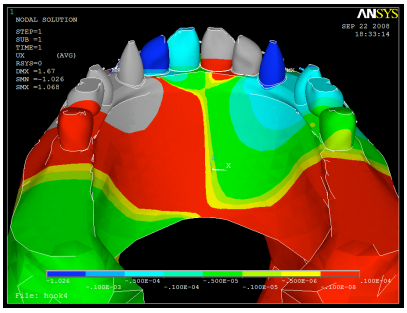
Şekil a. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil b. Pozitif yönde palatinal görünüm

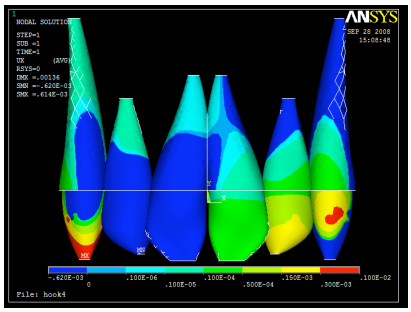


Şekil c. Negatif yönde bukkal görünüm

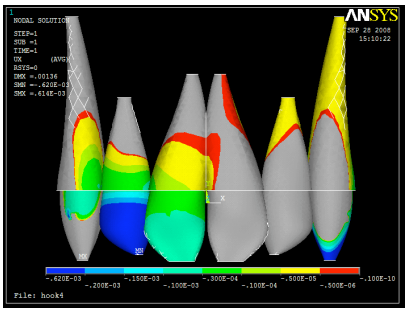


Şekil d. Negatif yönde palatinal görünüm

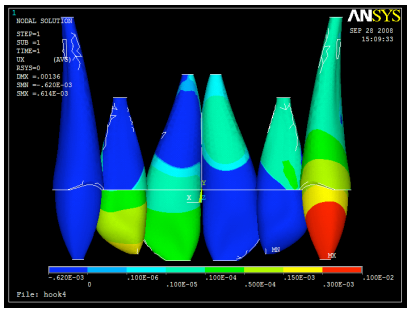
Dişlerin Deplasmanları



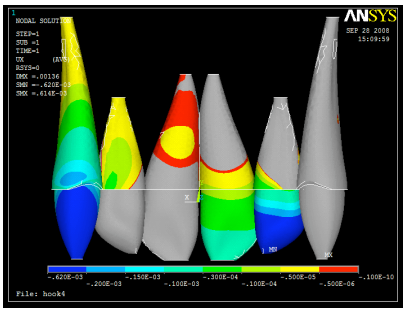
Şekil e. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil f. Pozitif yönde palatinal görünüm



Şekil g. Negatif yönde bukkal görünüm

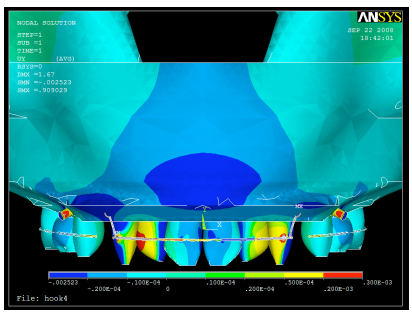


Şekil h. Negatif yönde palatinal görünüm

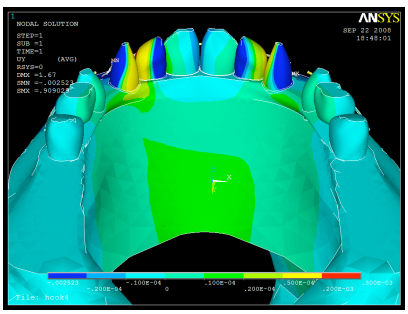
Dördüncü Model İkinci Analiz (Vertikal Düzlemde)

Vertikal düzlemde yapılan analiz neticesinde; minividanın net olarak superior ya da inferior deplasman yaptığı söylenemez. Minivida çevresi ve santral dişleri çevreleyen kemik dokusu burun tabanına doğru azalan oranda çok az inferiora deplasman göstermişlerdir. Minividadaki deplasman miktarı -1.18E-04 mm.dir.

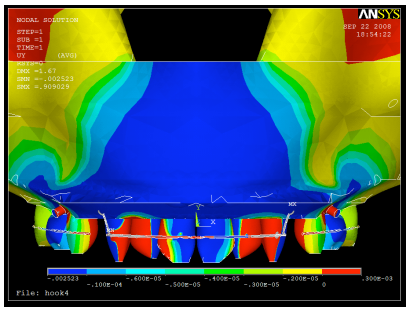
Dişler ele alındığında ise santral dişin mesial yüzeyi superiora, distal yüzeyi ise inferiora deplasman göstermiştir. Dolayısıyla bukkalden bakıldığında kanin dişinin insizali anterioposterior eksen etrafında orta hatta yaklaşacak şekilde dönme göstermiştir. Lateral dişin distal yüzeyi superior, mesial yüzeyi ise inferiora deplasman göstermiştir. Dolayısıyla lateral dişin insizali orta hatta yaklaşacak şekilde dönme göstermiştir. Kanin dişinin distal yüzeyi superior, mesial yüzeyi ise inferiora deplasman göstermiştir. Dolayısıyla kanin dişinin insizali orta hattan uzaklaşacak şekilde dönme göstermiştir. Bu deplasman miktarları kanin insizalinde -1E-3 mm. apikalde 3E-4 mm., lateral dişin insizali -0.02 mm. apikali 5E-4 mm., santral dişin insizali -4E-3 mm. apikali -1E-3 mm. dir. Analiz sonucunda elde edilen Y (vertikal düzlem) deplasman dağılımları aşağıdaki şekillerde verilmiştir.



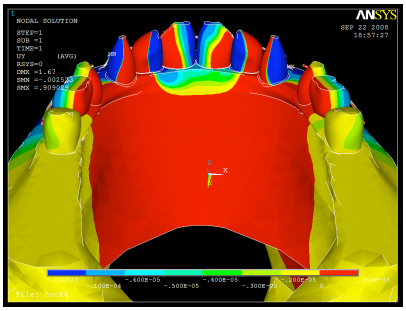
Şekil a. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil b. Pozitif yönde palatinal görünüm

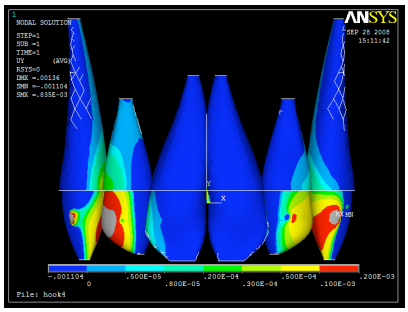


Şekil c. Negatif yönde bukkal görünüm

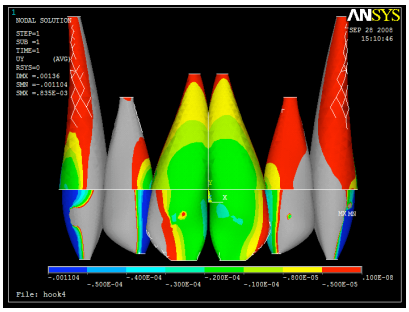


Şekil d. Negatif yönde palatinal görünüm

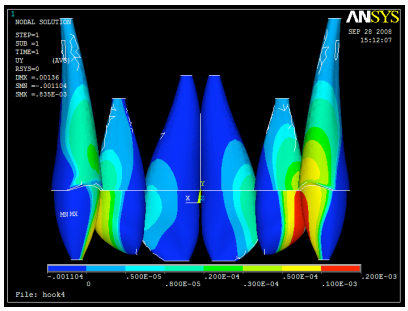
Dişlerin Deplasmanları



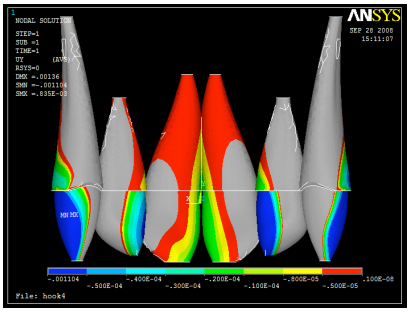
Şekil e. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil f. Pozitif yönde palatinal görünüm



Şekil g. Negatif yönde bukkal görünüm



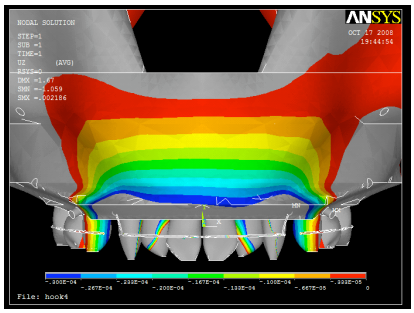
Şekil h. Negatif yönde palatinal görünüm

Dördüncü Model Üçüncü Analiz (Sagital Düzlemde)

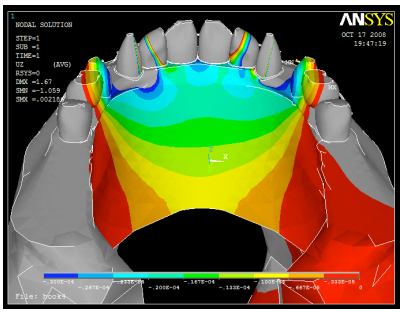
Sagital düzlemde yapılan analiz neticesinde; minivida ve çevresindeki kemik yapı anterior yönde deplasman göstermektedir. Minividadaki deplasman miktarı 2.19E-03 mm.dir. Ancak bu 4. modelde çok belirgin değildir. Alveolar kretten burun tabanına doğru bakıldığında ise kemik yapı azalan oranda posterior yönde deplasman göstermiştir. Bu deplasmanların sıfır olduğu bölge minividanın yerleri ile alakalıdır. Bu modelde deplasman ikinci küçük azı hizasında sıfırlanmıştır.

Dişler ele alındığında ise; kanin dişinin distal yüzeyi posterior yönde, mesial yüzeyi ise anterior deplasman göstermiştir. Kanin dişinin kökü posteriora deplasman göstermiştir. Lateral dişin distal yüzeyi posterior yönde, mesial yüzeyi ise anterior deplasman göstermiştir. Lateral dişin kökü posterior yönde deplasman göstermiştir. Santral dişin mesial ve distal yüzeyleri ise posterior deplasman göstermiştir. Santral dişin kronu posterior yönde, kökü ise anterior yönde deplasman göstermiştir. Bu deplasman miktarları kanin dişin insizali -0.06 mm. apikali -2E-3 mm., lateral insizali 0.05 mm. apikali -7E-3 mm., santral insizali -0.03 mm. apikali -5E-3 mm. dir.

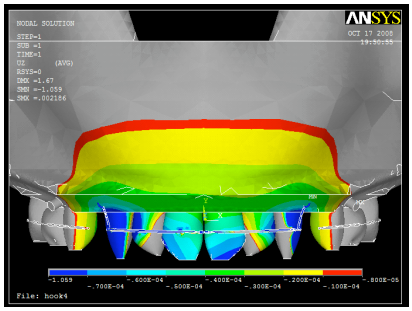
Analiz sonucunda elde edilen Z (Sagital düzlem) deplasman dağılımları aşağıdaki şekillerde verilmiştir.



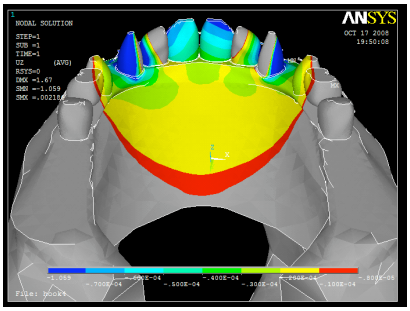
Şekil a. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil b. Pozitif yönde palatinal görünüm

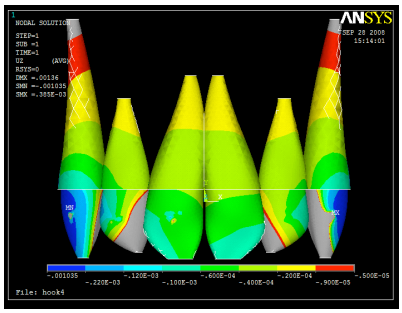


Şekil c. Negatif yönde bukkal görünüm

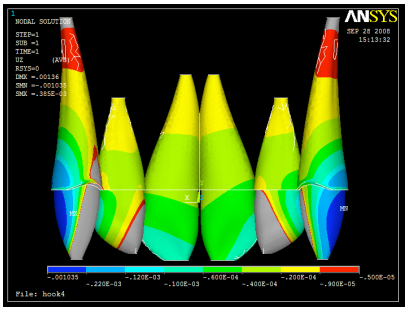


Şekil d. Negatif yönde palatinal görünüm

Dişlerin Deplasmanları



Şekil e. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil f. Pozitif yönde palatinal görünüm

4.1.5.Beşinci Modelde Deplasmanlar

Beşinci çözümde 350 gr.'lık en masse retraksiyon kuvveti kanin braketinin distalindeki hook'tan 2. minividaya doğru uygulanmıştır. Etki tepki prensibinden dolayı 2. minividadan da kanin braketinin distalindeki hook'a doğru ters yönde aynı değerde kuvvet uygulanmıştır. Anteriorda sectional ark kullanılmıştır.

Beşinci Model Birinci Analiz (Transversal Düzlemde)

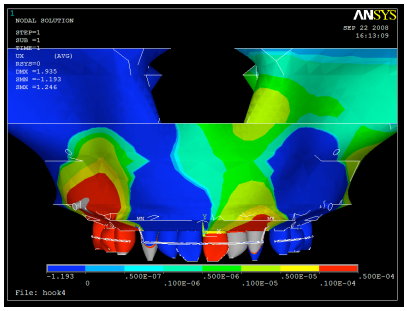
Transversal düzlemde yapılan analiz neticesinde; minivida ve çevresindeki kemik yapı orta hatta doğru deplasman eğilimindedir. Bu deplasman minivida çevresinde en fazlayken, minividadan uzaklaştıkça dairesel şekilde azalmaktadır. Minividadaki deplasman miktarı -1.07E-03 mm.dir.

Anterior 6 diş orta hattan minividaya doğru deplasman göstermektedir. Ancak kanin dişinde braket slotundan köke kadar olan kısım orta hattan minividaya doğru deplasman göstermekte iken braket slotundan apikale kadar olan kısım ters yönde orta hatta doğru deplasman göstermektedir. En az deplasman santral dişte gözlenmektedir.

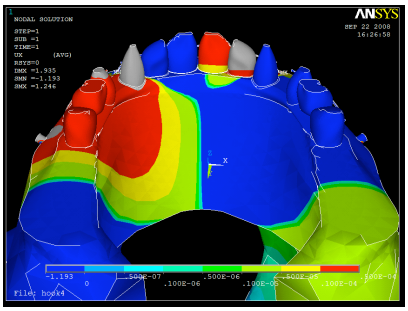
Dişler ele alındığında santral ve lateral dişte kron ve kökün 3/5'lik kısmı minividaya doğru deplasman gösterirken, kökün 1/5 apikal kısmı minividadan orta hatta doğru deplasman göstermektedir. Kanin dişinde bukkal yüzeyde kron ve kökün 3/5'lük kısmı minividaya doğru deplasman gösterirken, palatinal yüzey tamamen minividadan uzaklaşmaktadır. Dolayısıyla santral ve lateral dişler anterioposterior eksen etrafında dönerken kanin dişi vertikal eksen etrafında dönme göstermektedir.

Bu deplasman miktarı kanin dişte insizali 0.21 mm. apikali 9E-4 mm., lateral insizali -0.34 mm. apikali 1E-3 mm., santral insizali -0.029 mm. apikali 3E-4 mm. dir.

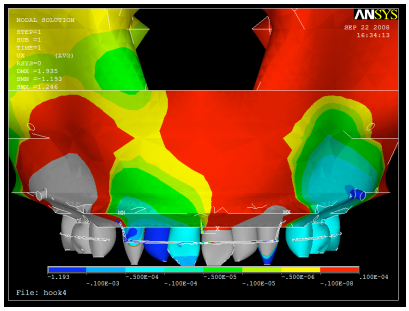
Analiz sonucunda elde edilen X (transversal düzlem) deplasman dağılımları aşağıdaki şekillerde verilmiştir.



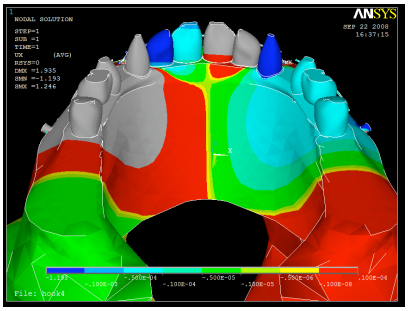
Şekil a. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil b. Pozitif yönde palatinal görünüm

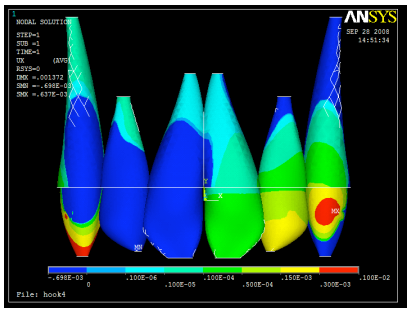


Şekil c. Negatif yönde bukkal görünüm

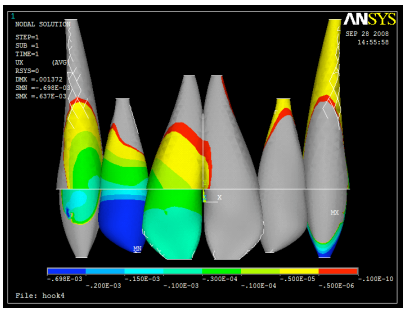


Şekil d. Negatif yönde palatinal görünüm

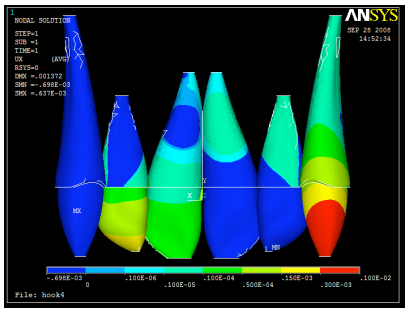
Dişlerin Deplasmanları



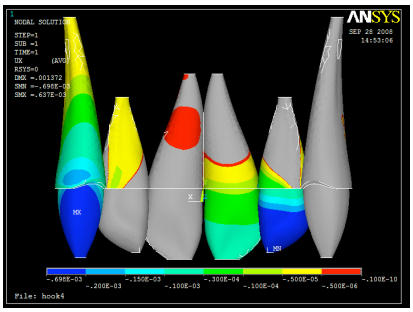
Şekil e. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil f. Pozitif yönde palatinal görünüm



Şekil g. Negatif yönde bukkal görünüm



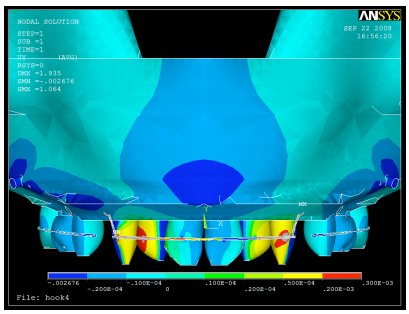
Şekil h. Negatif yönde palatinal görünüm

Beşinci Model İkinci Analiz (Vertikal Düzlemde)

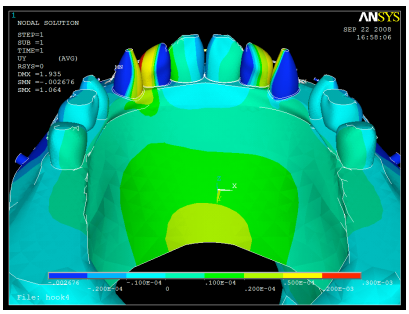
Vertikal düzlemde yapılan analiz neticesinde; minividanın net olarak inferior deplasman yaptığı söylenebilir. Minivida çevresi ve santral dişleri çevreleyen kemik dokusu burun tabanına doğru azalan oranda çok az inferiora deplasman göstermişlerdir. Minividadaki deplasman miktarı -4.66E-04 mm.dir.

Dişler ele alındığında ise santral dişin mesial yüzeyi superiora, distal yüzeyi ise inferiora deplasman göstermiştir. Lateral dişin distal yüzeyi superior, mesial yüzeyi ise inferiora deplasman göstermiştir. Dolayısıyla lateral dişin insizali orta hatta yaklaşacak şekilde dönme göstermiştir. Kanin dişinin distal yüzeyi superior, mesial yüzeyi ise inferiora deplasman göstermiştir. Dolayısıyla kanin dişinin insizali orta hattan uzaklaşacak şekilde dönme göstermiştir. Bu deplasman miktarları kanin dişin insizali 0.013 mm. apikali 4E-4 mm. , lateral insizali -0.025 mm. apikali 1E-3 mm., santral insizali -3E-3 mm. apikali -1E-3 mm. dir.

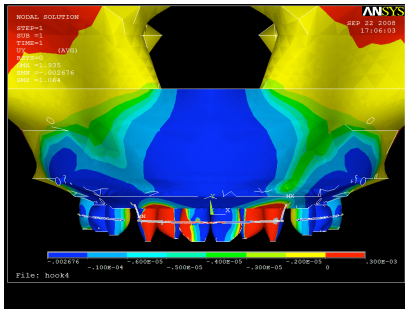
Analiz sonucunda elde edilen Y (vertikal düzlem) deplasman dağılımları aşağıdaki şekillerde verilmiştir.



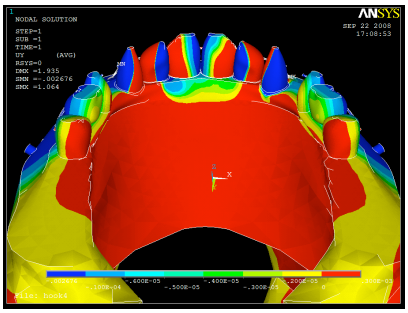
Şekil a. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil b. Pozitif yönde palatinal görünüm

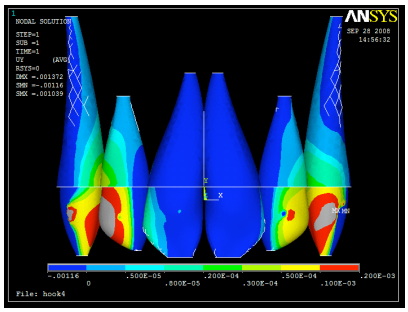


Şekil c. Negatif yönde bukkal görünüm

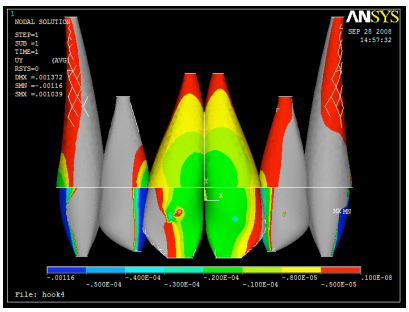


Şekil d. Negatif yönde palatinal görünüm

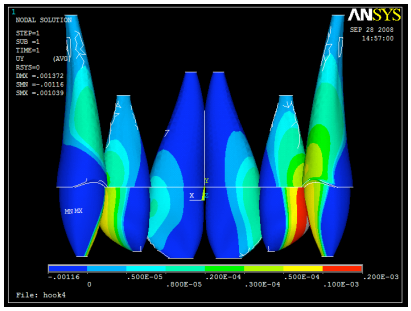
Dişlerin Deplasmanları



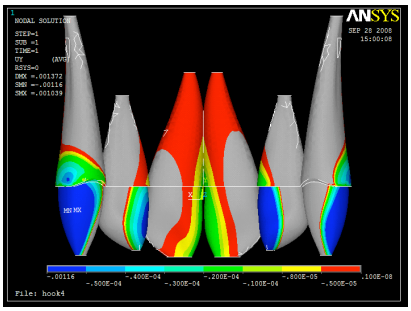
Şekil e. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil f. Pozitif yönde palatinal görünüm



Şekil g. Negatif yönde bukkal görünüm



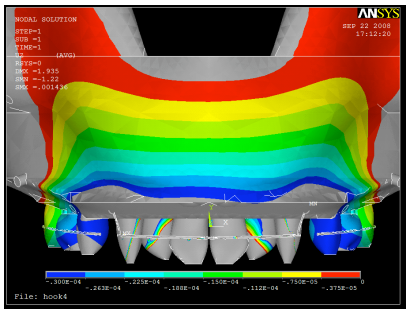
Şekil h. Negatif yönde palatinal görünüm

Beşinci Model Üçüncü Analiz (Sagital Düzlemde)

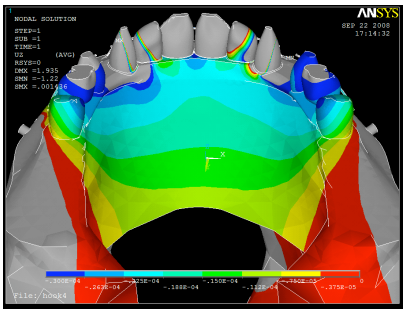
Sagital düzlemde yapılan analiz neticesinde; minivida ve çevresindeki kemik yapı anterior yönde deplasman göstermektedir. Minividadaki deplasman miktarı 1.22E-03 mm.dir. Alveolar kretten burun tabanına doğru bakıldığında ise kemik yapı azalan oranda posterior yönde deplasman göstermiştir. Bu deplasmanların sıfır olduğu bölge minividanın yerleri ile alakalıdır. Modelde deplasman ikinci molar hizasında sıfırlanmaktadır.

Dişler ele alındığında ise; kanin dişinin distal yüzeyi posterior yönde, mesial yüzeyi ise anterior deplasman göstermiştir. Kanin dişinin kökü posteriora deplasman göstermiştir. Lateral dişin distal yüzeyi posterior yönde, mesial yüzeyi ise anterior deplasman göstermiştir. Lateral dişin kökü posterior yönde deplasman göstermiştir. Santral dişin mesial yüzeyi posteriora, distal yüzeyi de posteriora deplasman göstermiştir. Santral dişin kronu posterior yönde, kökü de posterior yönde deplasman göstermiştir. Bu deplasman miktarları kanin dişin insizali 0.05 mm. apikali 3E-3 mm. , lateral insizali 0.07 mm. apikali -7E-3 mm. , santral insizali -0.02 mm. apikali -5E-3 mm. dir.

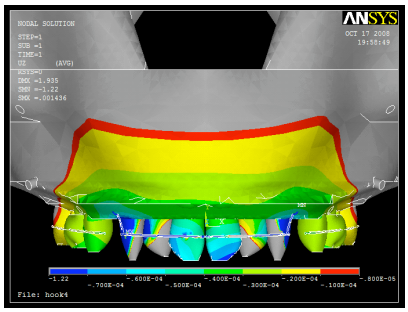
Analiz sonucunda elde edilen Z (Sagital düzlem) deplasman dağılımları aşağıdaki şekillerde verilmiştir.



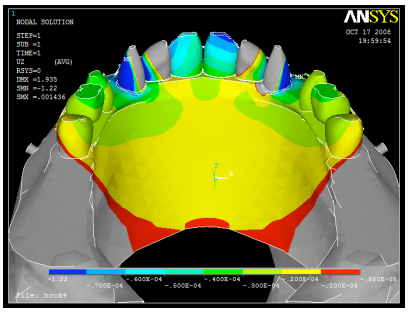
Şekil a. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil b. Pozitif yönde palatinal görünüm

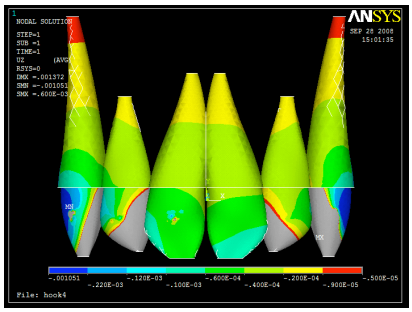


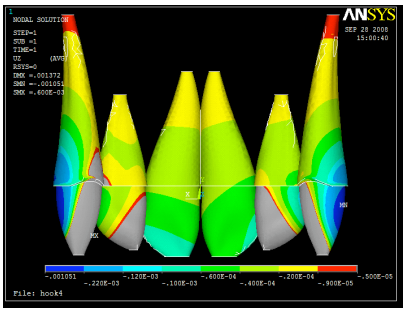
Şekil c. Negatif yönde bukkal görünüm



Şekil d. Negatif yönde palatinal görünüm

Dişlerin Deplasmanları





Şekil e. Pozitif yönde bukkal görünüm

Şekil f. Pozitif yönde palatinal görünüm

4.1.6.Altıncı Modelde Deplasmanlar

Altıncı çözümde 350 gr.'lık en masse retraksiyon kuvveti kanin braketinin distalindeki hook'tan 3. minividaya doğru uygulanmıştır. Etki tepki prensibinden dolayı 3. minividadan da braketinin distalindeki hook'a doğru ters yönde aynı değerde kuvvet uygulanmıştır. Anteriorda sectional ark kullanılmıştır.

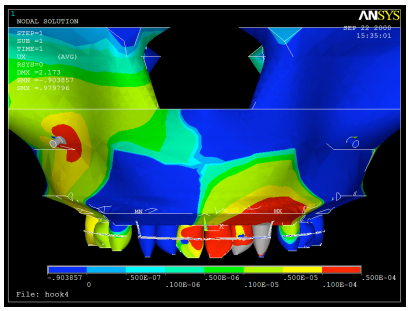
Altıncı Model Birinci Analiz (Transversal Düzlemde)

Transversal düzlemde yapılan analiz neticesinde; minivida ve çevresindeki kemik doku orta hatta doğru deplasman eğilimindedir. Bu deplasman minivida çevresinde en fazla iken, minividadan uzaklaştıkça dairesel şekilde azalmaktadır. Minividadaki deplasman miktarı -1.96E-03 mm.dir.

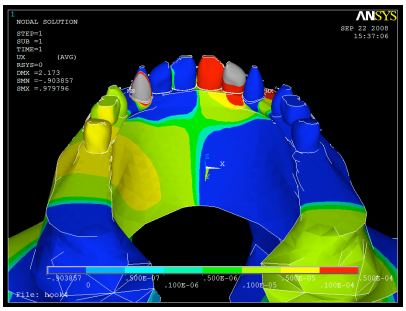
Anterior 6 diş orta hattan minividaya doğru deplasman göstermektedir. Kanin dişin bukkal yüzeyi orta hattan uzaklaşırken palatinal yüzeyi orta hatta yaklaşmıştır. Bu da bize Y ekseni etrafında dönme olduğunu göstermektedir. En az deplasman santral dişte gözlenmektedir.

Dişler ele alındığında lateral dişin bukkalı orta hattan uzaklaşırken palatinal yüzeyi orta hatta yaklaşmaktadır. Santral dişin büyük bir kısmı orta hatta yaklaşmıştır. Dolayısıyla lateral diş anterioposterior eksen etrafında dönme göstermektedir. Bu deplasman miktarı kanin dişin insizali -0.1 mm., apikali 7E-4 mm., lateral dişin insizali -0.2 mm. apikali 1E-4 mm., santral insizali 1E-3 mm., apikali 1E-4 mm. dir.

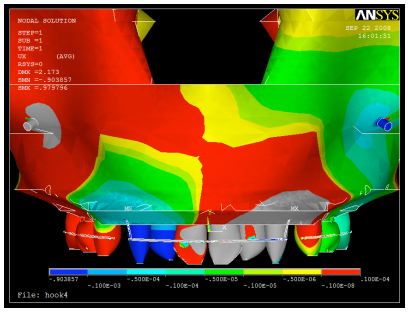
Analiz sonucunda elde edilen X (transversal düzlem) deplasman dağılımları aşağıdaki şekillerde verilmiştir.



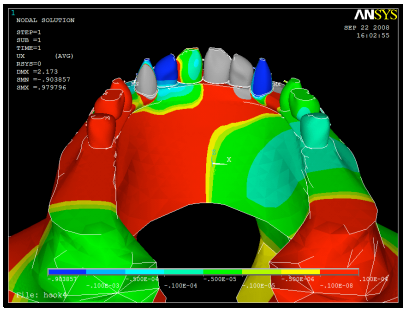
Şekil a. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil b. Pozitif yönde palatinal görünüm

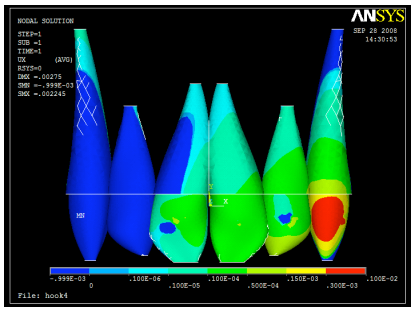


Şekil c. Negatif yönde bukkal görünüm

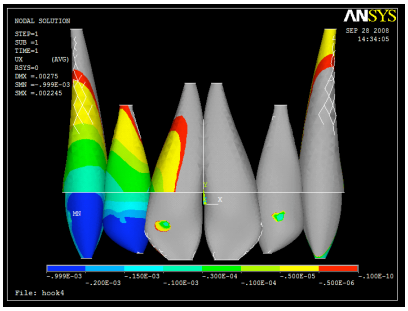


Şekil d. Negatif yönde palatinal görünüm

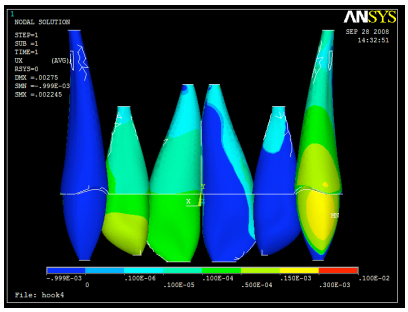
Dişlerin Deplasmanları



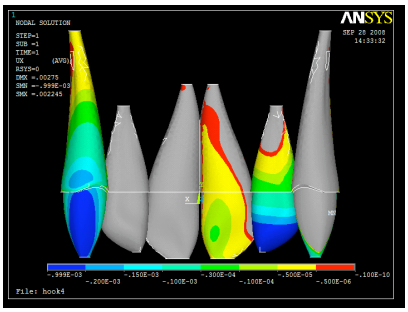
Şekil e. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil f. Pozitif yönde palatinal görünüm



Şekil g. Negatif yönde bukkal görünüm

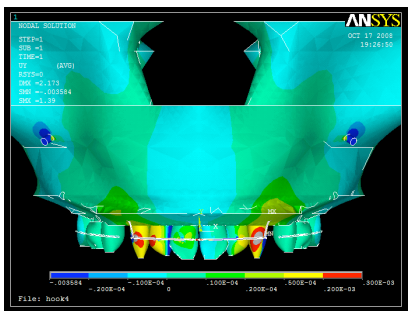


Şekil h. Negatif yönde palatinal görünüm

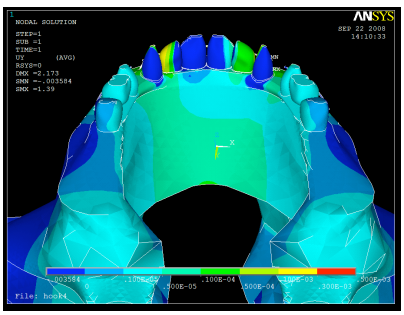
Altıncı Model İkinci Analiz (Vertikal Düzlemde)

Vertikal düzlemde yapılan analiz neticesinde; minividanın net olarak inferior deplasman yaptığı söylenebilir. Minivida çevresi ve santral dişleri çevreleyen kemik dokusu burun tabanına doğru azalan oranda çok az inferiora deplasman göstermişlerdir. Minividadaki deplasman miktarı -1.13E-03 mm.dir.

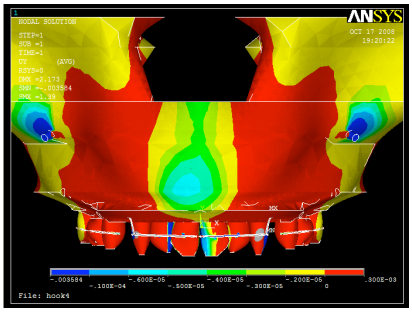
Dişler ele alındığında kanin dişin bukkal yüzeyi superiora, palatinal yüzeyi ise inferiora deplasman göstermiştir. Dolayısıyla bukkalden bakıldığında kanin dişin insizali horizontal eksen etrafında bukkal gelecek şekilde dönme göstermiştir. Lateral dişin distal yüzeyi superior, mesial yüzeyi ise inferiora deplasman göstermiştir. Dolayısıyla lateral dişin insizali orta hattan uzaklaşacak şekilde dönme göstermiştir. Santral dişinin bukkal yüzeyi superior, palatinal yüzeyi ise inferiora deplasman göstermiştir. Dolayısıyla santral diş horizontal eksen etrafında insizali bukkale gelecek şekilde dönme göstermiştir. Bu deplasman miktarları kanin dişin insizali 0.05 mm., apikali 2E-3 mm., lateral insizali -0.01 mm., apikali 3E-3 mm., santral insizali 7E-4 mm., apikali 5E-4 mm. dir. Analiz sonucunda elde edilen Y (vertikal düzlem) deplasman dağılımları aşağıdaki şekillerde verilmiştir.



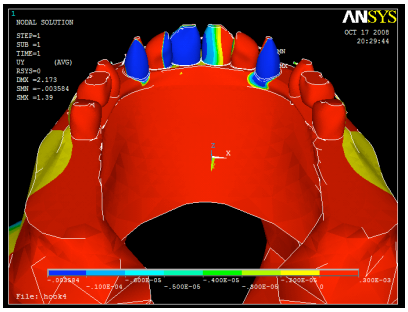
Şekil a. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil b. Pozitif yönde palatinal görünüm

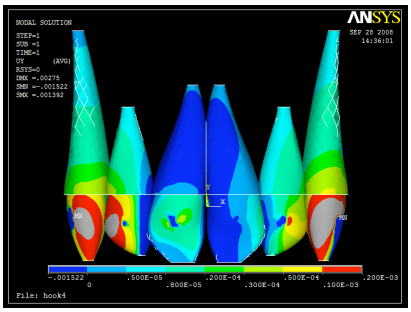


Şekil c. Negatif yönde bukkal görünüm

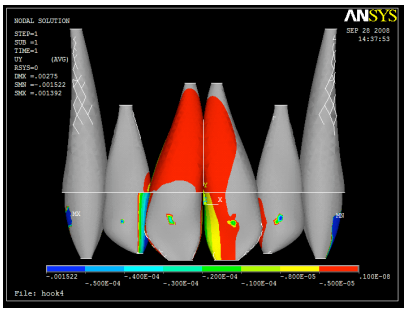


Şekil d. Negatif yönde palatinal görünüm

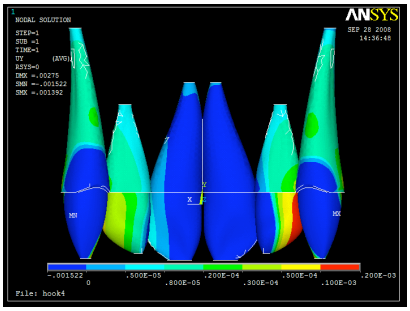
Dişlerin Deplasmanları



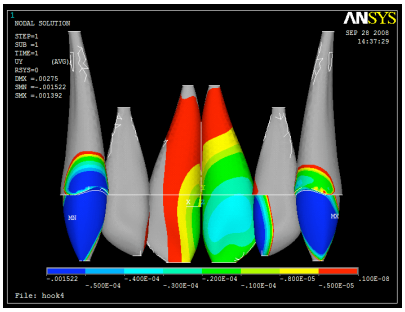
Şekil e. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil f. Pozitif yönde palatinal görünüm



Şekil g. Negatif yönde bukkal görünüm



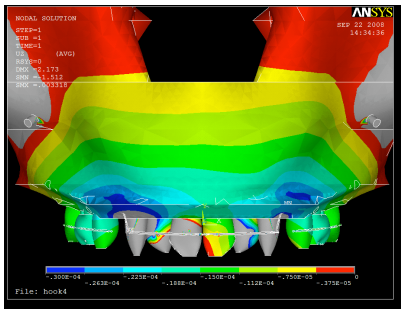
Şekil h. Negatif yönde palatinal görünüm

Altıncı Model Üçüncü Analiz (Sagital Düzlemde)

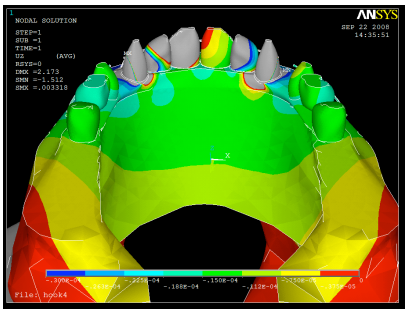
Sagital düzlemde yapılan analiz neticesinde; minivida ve çevresindeki kemik yapı anterior yönde deplasman göstermektedir. Minividadaki deplasman miktarı 1.50E-03 mm.dir. Alveolar kretten burun tabanına doğru bakıldığında ise kemik yapı azalan oranda posterior yönde deplasman göstermiştir. Bu deplasmanların sıfır olduğu bölge minividanın yerleri ile alakalıdır. Modelde deplasman 3. minivida civarında sıfırlanmaktadır.

Dişler ele alındığında ise; kanin dişinin distal yüzeyi posterior yönde deplasman göstermiştir, mesial yüzeyi ise anterior deplasman göstermiştir. Kanin dişinin kronu anteriora kökü posterior deplasman göstermiştir. Lateral dişin distal yüzeyi posterior yönde deplasman göstermiştir, mesial yüzeyi ise anterior deplasman göstermiştir. Lateral dişin kronu anterior kökü posterior yönde deplasman göstermiştir. Santral dişin kronu anterior kökü posterior yönde deplasman göstermiştir. Bu deplasman miktarları kanin dişinde 0.3 mm. apikali -4E-3 mm., lateral dişin insizali 0.025 mm. apikali -7E-3 mm., santralin insizali 0.06 mm. apikali -6E-3 mm. dir.

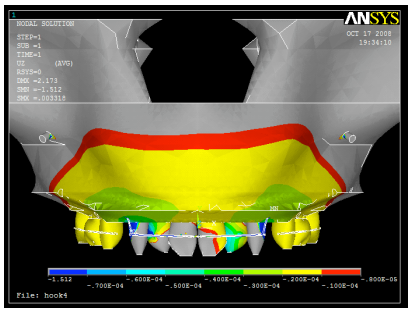
Analiz sonucunda elde edilen Z (Sagital düzlem) deplasman dağılımları aşağıdaki şekillerde verilmiştir.



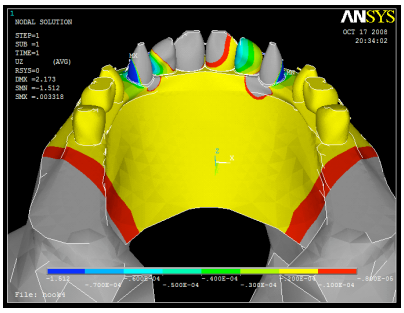
Şekil a. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil b. Pozitif yönde palatinal görünüm

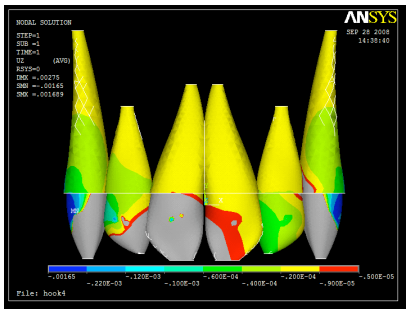


Şekil c. Negatif yönde bukkal görünüm

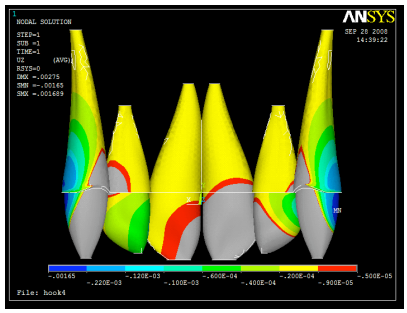


Şekil d. Negatif yönde palatinal görünüm

Dişlerin Deformasyonları



Şekil e. Pozitif yönde bukkal görünüm



Şekil f. Pozitif yönde palatinal görünüm

İlk üç modelin transversal (X) deplasman analizlerinin neticesinde; 1. minividadan 3. minividaya doğru gidildikçe, minivida çevresindeki kemiğin transversal deplasmanları azalmakta ve maksimum değerlerin gözlendiği bölgeler superiora doğru kaymaktadır. Anterior 6 dişin çevresindeki kemik dokuda meydana gelen deplasman orta hattan uzaklaştıracak şekildedir. 1. minividadan 3. minividaya doğru gidildikçe, uygulanan kuvvetin yatay bileşeni azalmasına rağmen diş çevresinde gözlenen transversal yöndeki deplasmanlar ve deplasmanların yayıldığı bölge artmıştır. Bunun sebebi dişler çevresindeki kemik dokuyu kanin dişine uygulanan kuvvet orta hattan uzaklaştırmaya çalışırken, minividaya gelen kuvvet çevresindeki kemik dokuyu orta hatta yaklaştırmaya çalışmaktadır. 1. minivida yerleşiminde minivida kanin dişine çok yakın olduğu için diş çevresindeki transversal deplasman minividanın etkisi ile sınırlı kalmaktadır. Minivida kanin dişinden uzaklaştıkça bu etkide azaldığı için dişler çevresindeki transversal deplasman değeri artarak daha geniş bir alana yayılmıştır. Dişlerin kron ve köklerinin servikale yakın kısımları minividaya doğru deplasman gösterirken kökün apikale yakın kısımları orta hatta doğru deplasman göstermektedir. 1. minividadan 3. minividaya doğru gidildikçe, kökte gözlenen orta hatta doğru deplasman gösteren bölge daralmakta ve hatta yok olmaktadır. Dolayısıyla anterioposterior eksen etrafındaki dönmenin dönme merkezi, 1. minividadan 3. minividaya doğru gidildikçe superiora doğru hareket etmektedir.

İlk üç modelin vertikal (Y) deplasman analizlerinin neticesinde; minivida ve çevresi Y ekseninde inferiora hareket etmiştir. 1. minividadan 3. minividaya doğru gidildikçe, inferior deplasman artmıştır, çünkü zigomaya doğru gidildikçe uygulanan kuvvetin horizontal bileşeni azalmış vertikal bileşeni artmıştır. Minivida ve kanin

dişi arasında kalan kemik yapı superiora deplasman eğilimindedir. 1. minividadan 3. minividaya doğru gidildikçe, bu bölgenin kapsadığı alan da artmaktadır. Dişlerin distal yüzeyleri superiora, mesial yüzeyleri ise orta hatta doğru deplasman göstermektedir. 1. minividadan 3. minividaya doğru gidildikçe bu hareketin değeri ve yayıldığı bölgede önemli bir artış gözlenmektedir.

İlk üç modelin sagital (Z) deplasman analizlerinin neticesinde; dişleri çevreleyen kemikte minivida yerleşimi 1. minividadan 3. minividaya doğru gidildikçe posteriora doğru olan deplasman miktarında artma gözlenmiştir. Minivida ve çevresindeki kemik yapı ise minivida yerleşimi 1. minividadan 3. minividaya doğru gidildikçe anteriora doğru deplasman göstermiştir. Dişler ele alındığında ise; minivida yerleşimi 1. minividadan 3. minividaya doğru gidildikçe posteriora doğru olan deplasman miktarında artma gözlenmiştir. Dişlerin insizallerindeki posteriora deplasman miktarındaki artış çok az iken köklerdeki posteriora deplasman miktarındaki artış daha belirgindir.

Son üç modelin transversal (X) deplasman analizlerinin neticesinde; minivida ve çevresinde orta hatta doğru olan deplasman miktarı 1. minividadan 3. minividaya doğru gidildikçe azalmaktadır. Dişleri çevreleyen kemik yapıda gözlenen orta hattan minividaya doğru olan deplasman miktarı, minivida yerleşimi 1. minividadan 3. minividaya doğru gidildikçe azalma göstermiştir. Minivida ve çevresindeki kemikte gözlenen minividadan orta hatta doğru olan deplasman miktarı, minivida yerleşimi 1. minividadan 3. minividaya doğru gidildikçe azalmaktadır. Dişler ele alındığında ise; dişlerin kron ve köklerinin orta hattan minividaya doğru olan deplasman miktarları, minivida yerleşimi 1. minividadan 3. minividaya doğru gidildikçe azalmaktadır.

Son üç modelin vertikal (Y) deplasman analizlerinin neticesinde; dişler ve çevrelerindeki kemiklerin superiora doğru olan deplasman miktarları, minivida yerleşimi 1. minividadan 3. minividaya doğru gidildikçe artmıştır. Minivida ve çevresindeki bölgede gözlenen inferiora deplasman miktarı, minivida yerleşimi 1. minividadan 3. minividaya doğru gidildikçe artmaktadır. Dişler ele alındığında ise; dişlerin superiora doğru olan deplasmanları hem sayısal hem de kapladığı alan olarak minivida yerleşimi 1. minividadan 3. minividaya doğru gidildikçe artmıştır.

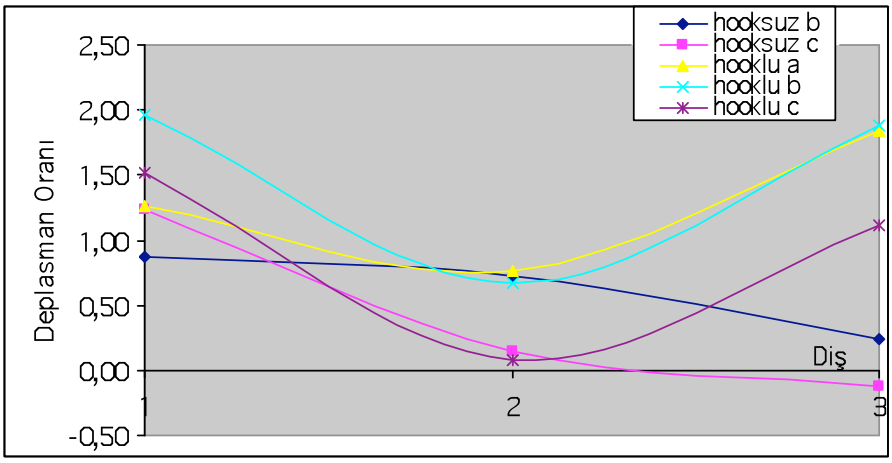
Son üç modelin sagital (Z) deplasman analizlerinin neticesinde; dişler ve çevrelerindeki kemik yapının posteriora doğru olan deplasman miktarları, minivida yerleşimi 1. minividadan 3. minividaya doğru gidildikçe artmaktadır. Minivida ve çevresindeki kemik yapının anteriora doğru olan deplasman miktarları, minivida yerleşimi 1. minividadan 3. minividaya doğru gidildikçe artmaktadır. Dişler ele alındığında ise; Z deplasmanları bakımından 4. model ile 5. model arasında belirgin bir fark gözlenmemiştir. 6. modelde ise azalma gözlenmiştir. Dişlerin kronları anterior yönde deplasman gösterirken kökleri posterior yönde deplasman göstermektedirler. Kronlarda görülen anterior deplasman miktarı minivida yerleşimi 1. minividadan 3. minividaya doğru gidildikçe artış gösterirken, posterior yöndeki deplasman miktarları ise azalmaktadır.

Deplasman Bulgularının Grafiksel Değerlendirilmesi:

Grafik 1:

Kanin dişi için hooklu modellerde hooksuz modellere göre daha fazla deplasman görülmektedir. Birinci minividada deplasman daha az iken en fazla deplasman 3. minividada elde edilmiştir. Lateral dişi için elde edilen tüm deplasman değerleri kanine göre daha az olmuştur.

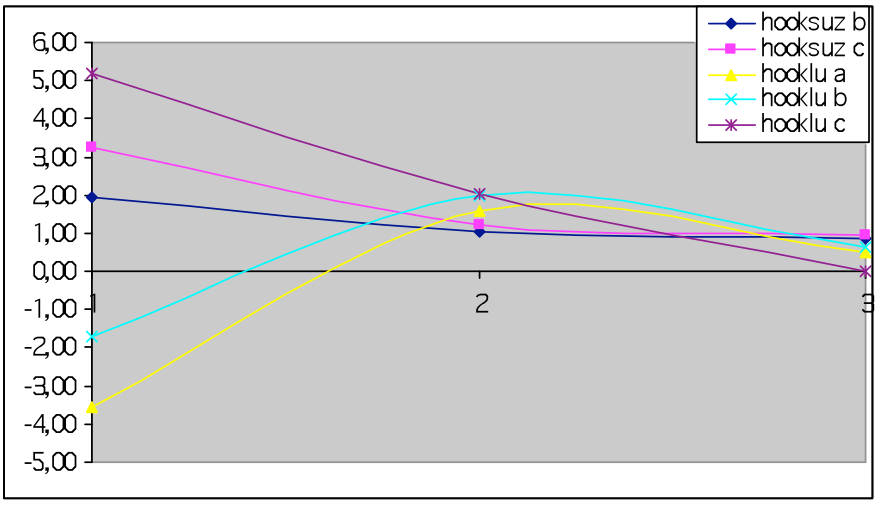
Santral dişi için hooksuz modellerde elde edilen deplasman değerleri kanin ve laterale göre daha da azdır. Hooklu modellerde ise kanin ve santralin deplasman değerleri birbirlerine çok yakındır. Dolayısıyla hooklu modellerde kanin, lateral ve santral dişlerin birlikte hareket ettiği söylenebilir.



Grafik 1. Grafiğin yatay sütunundaki 1 (kanin), 2 (lateral), 3 (santral) dişleri ifade etmektedir. Dikey sütundaki 1 ise hooksuz 1. minivida modelini ifade etmektedir. Diğer bulgular bu model esas alınıp oranlanarak karşılaştırılmıştır. Grafik X (transversal) deplasmanında dişlerin insizal noktaları esas alınarak oluşturulmuştur.

Grafik 2:

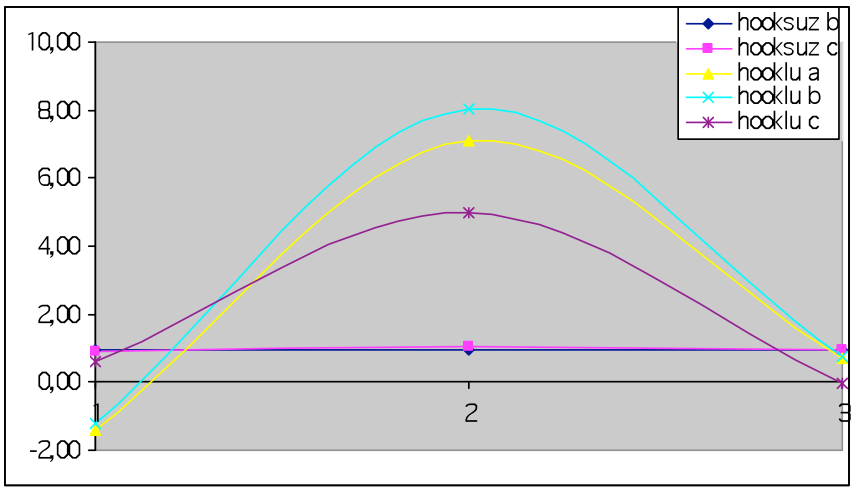
Hooksuz modeller pozitif yönde deplasmana neden olurken hooklu modellerde negatif yönde deplasman görülmektedir. Lateral ve santral dişlerde ise hem hooklu hem de hooksuz modellerde pozitif yönde ve birbirine çok yakın değerlerde deplasmanlara sebep olmuştur.



Grafik 2. Grafiğin yatay sütunundaki 1 (kanin), 2 (lateral), 3 (santral) dişleri ifade etmektedir. Dikey sütundaki 1 ise hooksuz 1. minivida modelini ifade etmektedir. Diğer bulgular bu model esas alınıp oranlanarak karşılaştırılmıştır. Grafik X (transversal) deplasmanında dişlerin servikal noktaları esas alınarak oluşturulmuştur.

Grafik 3:

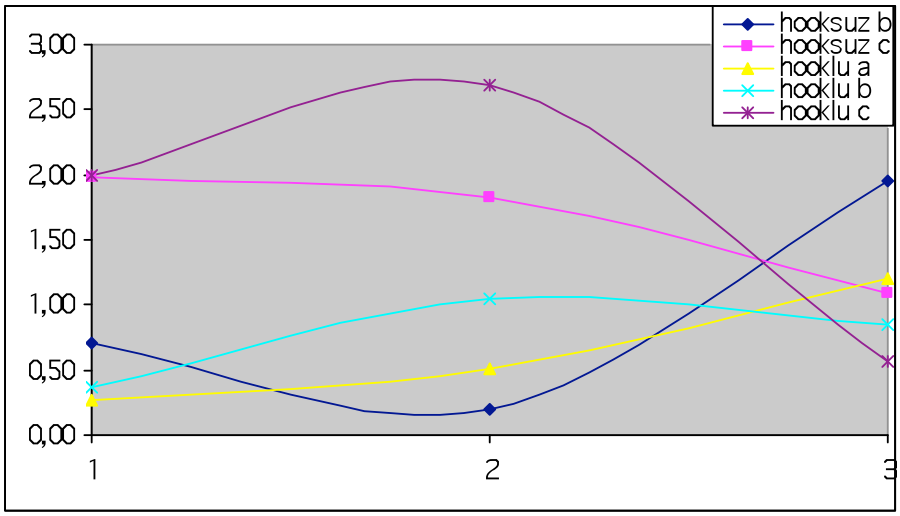
Santral ve kanin dişlerinin apikalleri hooklu ve hooksuz modellerde birbirlerine çok yakın deplasmanlar vermiştir. Lateral dişte hooklu modellerde hooksuz modellere göre 5-8 kat arası fazla deplasman meydana gelmiştir.



Grafik 3. Grafiğin yatay sütunundaki 1 (kanin), 2 (lateral), 3 (santral) dişleri ifade etmektedir. Dikey sütundaki 1 ise hooksuz 1. minivida modelini ifade etmektedir. Diğer bulgular bu model esas alınıp oranlanarak karşılaştırılmıştır. Grafik X (transversal) deplasmanında dişlerin apikal noktaları esas alınarak oluşturulmuştur.

Grafik 4:

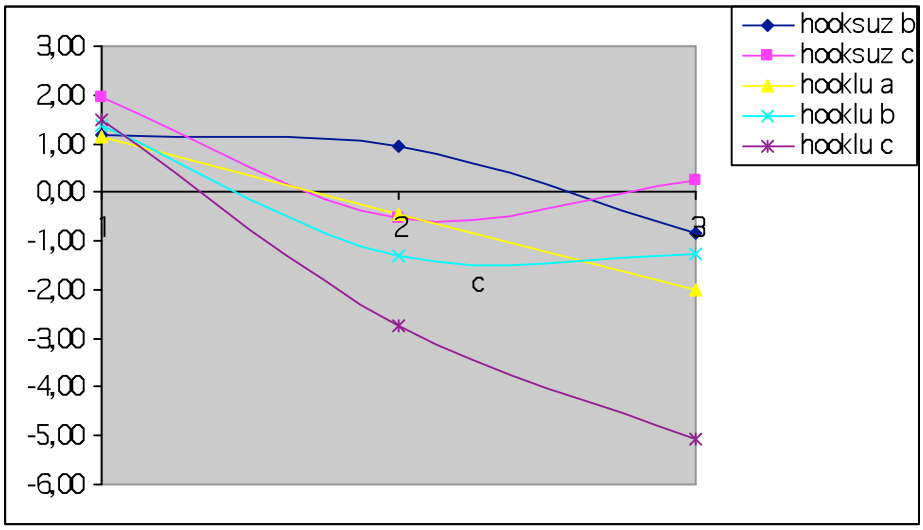
Hooklu modellerde kanin ve lateral dişlerde hooksuz modellere göre daha az deplasman meydana gelmiştir. Santral dişte ise hooklu ve hooksuz modellerde deplasman değerleri neredeyse aynı değeri vermiştir.



Grafik 4. Grafiğin yatay sütunundaki 1 (kanin), 2 (lateral), 3 (santral) dişleri ifade etmektedir. Dikey sütundaki 1 ise hooksuz 1. minivida modelini ifade etmektedir. Diğer bulgular bu model esas alınıp oranlanarak karşılaştırılmıştır. Grafik Y (vertikal) deplasmanında dişlerin insizal noktaları esas alınarak oluşturulmuştur.

Grafik 5:

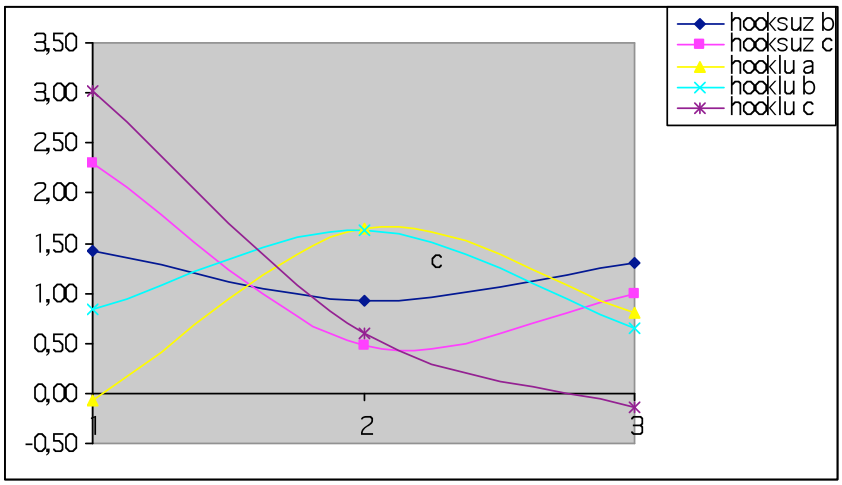
Kanin ve lateral dişler için 3. minivida yerleşimi olan modellerde deplasmanın değeri çok fazla artmıştır.



Grafik 5. Grafiğin yatay sütunundaki 1 (kanin), 2 (lateral), 3 (santral) dişleri ifade etmektedir. Dikey sütundaki 1 ise hooksuz 1. minivida modelini ifade etmektedir. Diğer bulgular bu model esas alınıp oranlanarak karşılaştırılmıştır. Grafik Y (servikal) deplasmanında dişlerin servikal noktaları esas alınarak oluşturulmuştur.

Grafik 6:

Kanin dişindeki deplasman değerleri hooklu modellerde azalmıştır. Lateral dişte deplasman değerleri hooklu modellerde artmıştır. Santral dişte ise deplasman değerleri hooklu ya da hooksuz modellerde önemli oranda değişiklik göstermemiştir.

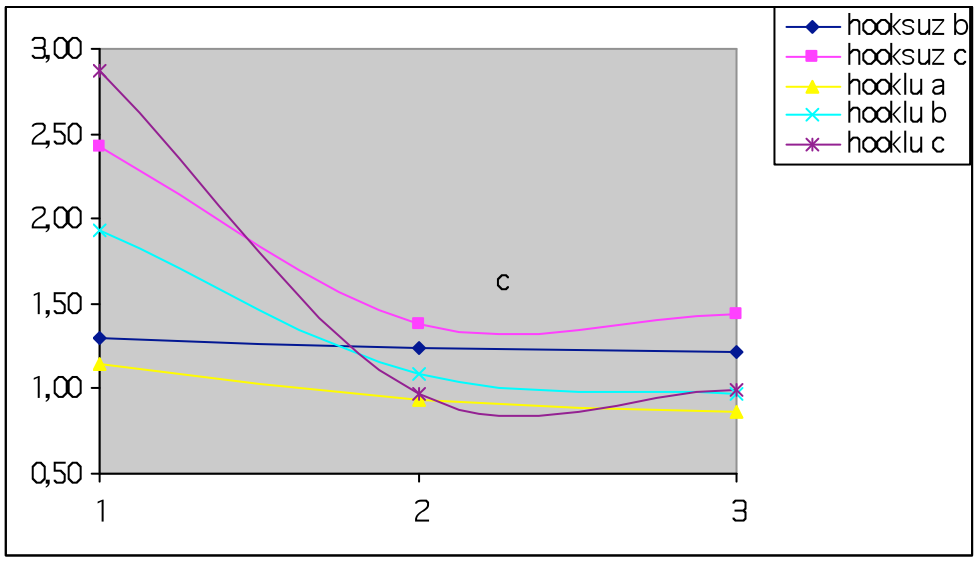


Grafik 6. Grafiğin yatay sütunundaki 1 (kanin), 2 (lateral), 3 (santral) dişleri ifade etmektedir. Dikey sütundaki 1 ise hooksuz 1. minivida modelini ifade etmektedir. Diğer bulgular bu model esas alınıp oranlanarak karşılaştırılmıştır. Grafik Y (vertikal) deplasmanında dişlerin apikal noktaları esas alınarak oluşturulmuştur.

Grafik 7:

Kanin ve lateral dişleri santral dişten daha fazla deplasman yapmışlardır. Kanin dişinde en az deplasman değeri hooksuz 1. minivida yerleşimli modelde elde edilmiştir. Hooklu 1. minividalı modelde biraz daha fazla değerde deplasman oluşmuştur. Bunları takiben elde edilen deplasman değerlerinin artışı modellere göre; hooksuz 2. minividalı, hooklu 2. minividalı, hooksuz 3. minividalı ve en fazlada hooklu 3. minividalı modelde elde edilmiştir.

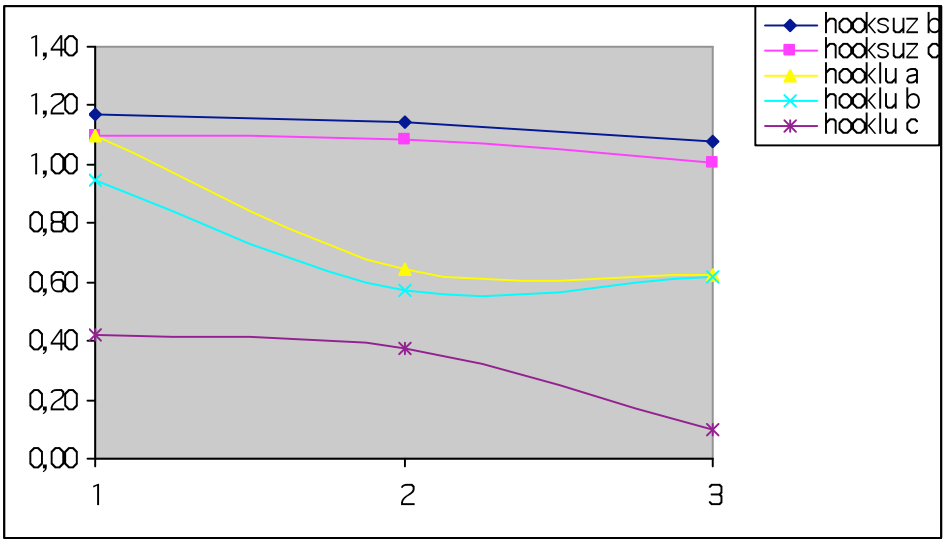
Dolayısıyla hooklu modeller hooksuz modellere göre daha fazla deplasmana neden olmaktadır. Birinci minividadan üçüncü minividaya gidildikçe deplasman değerleri artmaktadır.



Grafik 7. Grafiğin yatay sütunundaki 1 (kanin), 2 (lateral), 3 (santral) dişleri ifade etmektedir. Dikey sütundaki 1 ise hooksuz 1. minivida modelini ifade etmektedir. Diğer bulgular bu model esas alınıp oranlanarak karşılaştırılmıştır. Grafik Z (sagital) deplasmanında dişlerin insizal noktaları esas alınarak oluşturulmuştur.

Grafik 8:

Hooklu modeller ile hooksuz modellerin deplasman değerlerine bakıldığında hooklu modellerde daha fazla deplasman değeri elde edilmiştir.

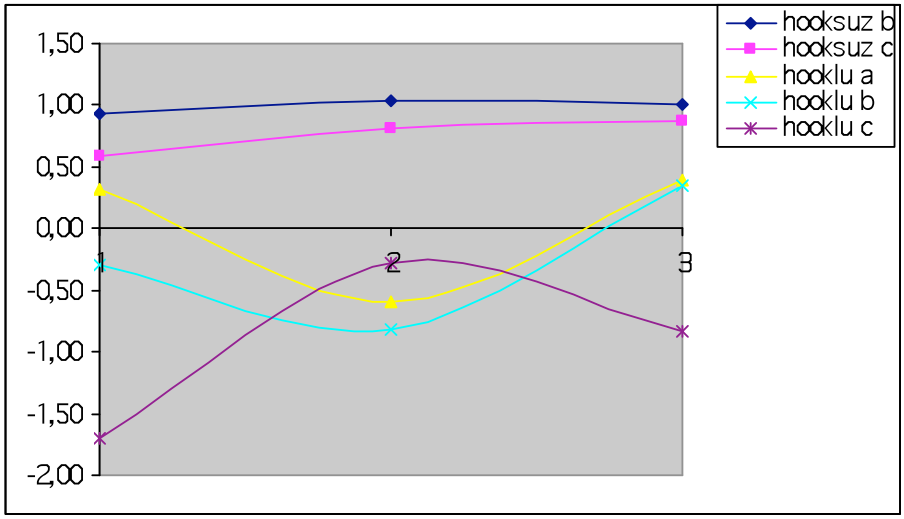


Grafik 8. Grafiğin yatay sütunundaki 1 (kanin), 2 (lateral), 3 (santral) dişleri ifade etmektedir. Dikey sütundaki 1 ise hooksuz 1. minivida modelini ifade etmektedir. Diğer bulgular bu model esas alınıp oranlanarak karşılaştırılmıştır. Grafik Z (sagital) deplasmanında dişlerin servikal noktaları esas alınarak oluşturulmuştur.

Grafik 9:

Hooksuz modellerde oluşan deplasman miktarı birbirlerine çok yakındır. Hooksuz modeller arasında en az deplasmana değeri ölçülen 3. minivida içeren modeldir. Daha sonra 2. minividalı hooksuz model ve en fazla deplasman değeri de 1. minividalı hooksuz modelde elde edilmiştir.

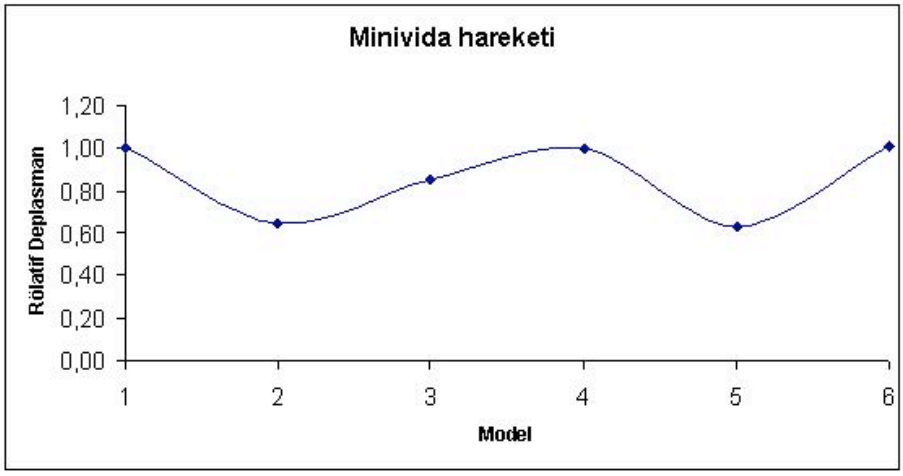
Kanin dişi için hooklu 1. minividalı modelde elde edilen deplasman değeri ile hooklu 2. minividalı modelde elde edilen deplasman değerleri birbirlerine eşit ama zıt yönlüdür. Santral dişte ise deplasman değerleri eşit ve aynı yönlüdür.



Grafik 9. Grafiğin yatay sütunundaki 1 (kanin), 2 (lateral), 3 (santral) dişleri ifade etmektedir. Dikey sütundaki 1 ise hooksuz 1. minivida modelini ifade etmektedir. Diğer bulgular bu model esas alınıp oranlanarak karşılaştırılmıştır. Grafik Z (sagital) deplasmanında dişlerin apikal noktaları esas alınarak oluşturulmuştur.

Minivida Deplasmanlarının Grafiksel Değerlendirilmesi:

Grafikte görüldüğü gibi en fazla deplasman 1, 4 ve 6. modellerde, en az deplasman ise 2 ve 4. modellerde gözlenmektedir.



Grafikte sol sütundaki değerler hooksuz 1. minivida yerleşimli modele göre diğer modellerin rölatif deplasman miktarlarını vermektedir. Grafiğin altındaki rakamlar ise modelleri belirtmektedir. Tüm değerler, hooksuz 1. minivida yerleşimli modeldeki minivida deplasman miktarının 1 kabul edilmesine oranlanarak verilmiştir.

4.2.Gerilmeler

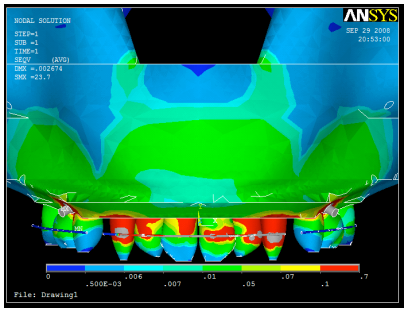
4.2.1.Birinci Model

En masse retraksiyon için 350 gr.'lık kuvvet kanin braketinden 1. minividaya doğru uygulanmıştır. Etki tepki prensibinden dolayı 1. minividadan da kanin braketine doğru ters yönde aynı değerde kuvvet uygulanmıştır. Anteriorda sectional ark kullanılmıştır.

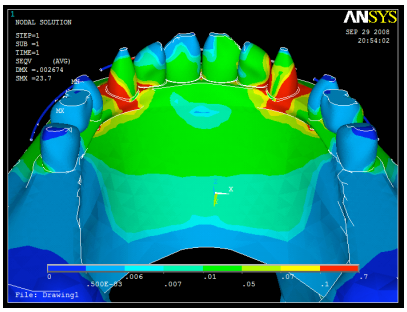
En yüksek gerilme değeri anterior 6 keser dişlerin braket slotu ile servikal kemik sınırı arasında gözlenmektedir. Servikal kemik sınırından burun tabanına ve posteriora doğru uzaklaştıkça gerilme değerinde azalma gözlenmektedir. Bu gerilme miktarları 0 MPa ile 0.7 MPa arasında değişiklik göstermektedir.

Dişler ele alındığında ise en fazla gerilme braketin diş ile bağlantıda olduğu noktada gözlenmektedir. Braketten insizale ve apikale doğru gidildikçe gerilme miktarları kademeli olarak azalmaktadır. Bu gerilme miktarları 0.195E-03 MPa ile 0.5 MPa arasında değişiklik göstermektedir.

Minivida ve çevreleyen kemik dokusuna bakıldığında ise en fazla gerilme minividanın kuvvet doğrultusunda en yakın kemik dokuda meydana gelirken, minividadan uzaklaştıkça bu gerilme değerleri dairesel olarak azalmaktadır. Bu gerilmelerin en yüksek değeri yaklaşık olarak 3.771 MPa olarak gözlenmektedir.

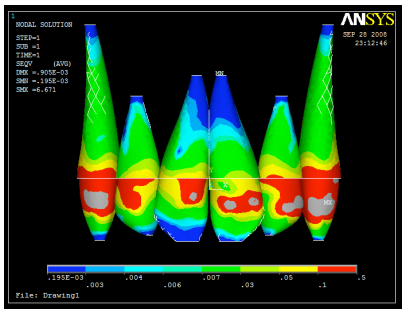


Şekil a. Bukkal görünüm

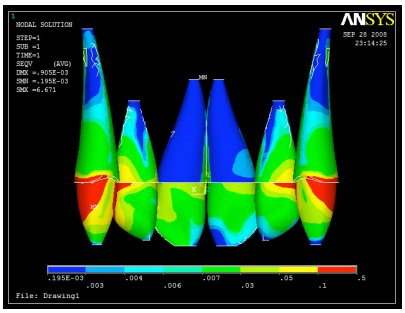


Şekil b. Palatinal görünüm

Dişlerin Gerilmeleri



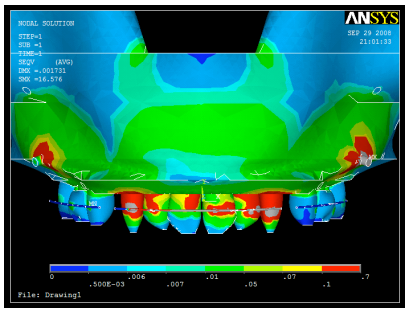
Şekil c. Bukkal görünüm



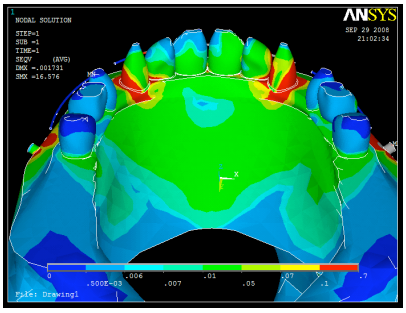
Şekil d. Palatinal görünüm

4.2.2.İkinci Model

En masse retraksiyon için 350 gr.'lık kuvvet kanin braketinden 2. minividaya doğru uygulanmıştır. Etki tepki prensibinden dolayı 2. minividadan da kanin braketine doğru ters yönde aynı değerde kuvvet uygulanmıştır. Anteriorda sectional ark kullanılmıştır. En yüksek gerilme değeri anterior 6 keser dişlerin braket slotu ile servikal kemik sınırı arasında gözlenmektedir. Servikal kemik sınırından burun tabanına ve posteriora doğru uzaklaştıkça gerilme değerinde azalma gözlenmektedir. Bu gerilme miktarları 0 MPa ile 0.7 MPa arasında değişiklik göstermektedir. Dişler ele alındığında ise en fazla gerilme braketin diş ile bağlantıda olduğu noktada gözlenmektedir. Braketten insizale ve apikale doğru gidildikçe gerilme miktarları kademeli olarak azalmaktadır. Bu gerilme miktarları 0.124E-03 MPa ile 0.5 MPa arasında değişiklik göstermektedir. Minivida ve çevreleyen kemik dokusuna bakıldığında ise en fazla gerilme minividanın kuvvet doğrultusunda en yakın kemik dokuda meydana gelirken, minividadan uzaklaştıkça bu gerilme değerleri dairesel olarak azalmaktadır. Bu gerilmelerin en yüksek değeri yaklaşık olarak 4.361 MPa olarak gözlenmektedir.

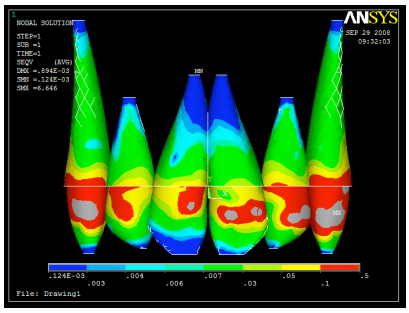


Şekil a. Bukkal görünüm

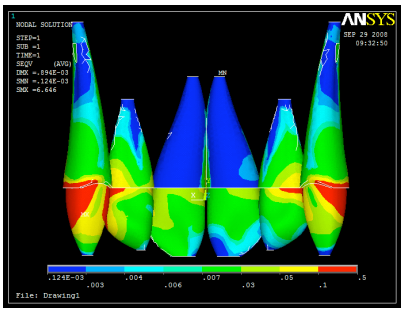


Şekil b. Palatinal görünüm

Dişlerin Gerilmeleri



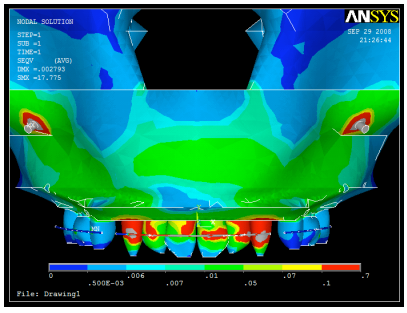
Şekil c. Bukkal görünüm



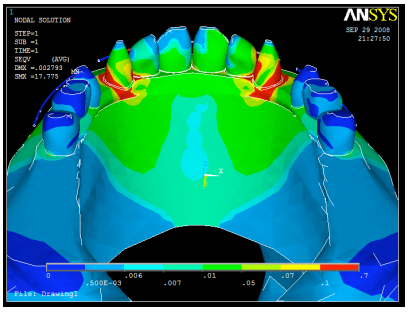
Şekil d. Palatinal görünüm

4.2.3.Üçüncü Model

En masse retraksiyon için 350 gr.'lık kuvvet kanin braketinden 3. minividaya doğru uygulanmıştır. Etki tepki prensibinden dolayı 3. minividadan da kanin braketine doğru ters yönde aynı değerde kuvvet uygulanmıştır. Anteriorda sectional ark kullanılmıştır. En yüksek gerilme değeri anterior 6 keser dişlerin braket slotu ile servikal kemik sınırı arasında gözlenmektedir. Servikal kemik sınırından burun tabanına ve posteriora doğru uzaklaştıkça gerilme değerinde azalma gözlenmektedir. Bu gerilme miktarları 0 MPa ile 0.7 MPa arasında değişiklik göstermektedir. Dişler ele alındığında ise en fazla gerilme braketin diş ile bağlantıda olduğu noktada gözlenmektedir. Braketten insizale ve apikale doğru gidildikçe gerilme miktarları kademeli olarak azalmaktadır. Bu gerilme miktarları 0.112E-03 MPa ile 0.5 MPa arasında değişiklik göstermektedir. Minivida ve çevreleyen kemik dokusuna bakıldığında ise en fazla gerilme minividanın kuvvet doğrultusunda en yakın kemik dokuda meydana gelirken, minividadan uzaklaştıkça bu gerilme değerleri dairesel olarak azalmaktadır. Bu gerilmelerin en yüksek değeri yaklaşık olarak 3.257 MPa olarak gözlenmektedir.

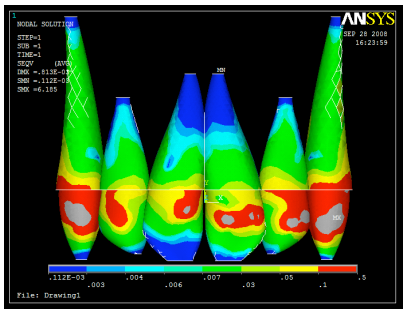


Şekil a. Bukkal görünüm

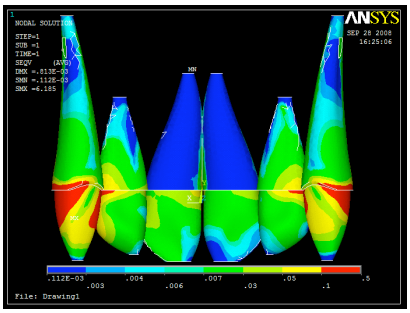


Şekil b. Palatinal görünüm

Dişlerin Gerilmeleri



Şekil c. Bukkal görünüm



Şekil d. Palatinal görünüm

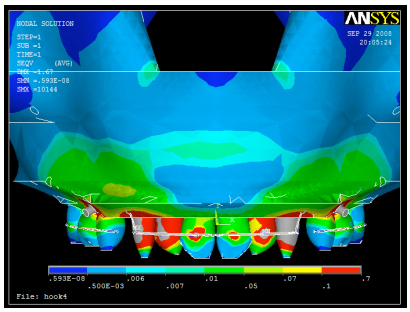
4.2.4.Dördüncü Model

En masse retraksiyon için 350 gr.'lık kuvvet kanin braketinin distalindeki hook'tan 1. minividaya doğru uygulanmıştır. Etki tepki prensibinden dolayı 1. minividadan da braketinin distalindeki hook'a doğru ters yönde aynı değerde kuvvet uygulanmıştır. Anteriorda sectional ark kullanılmıştır.

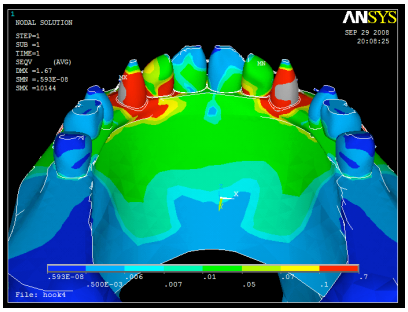
En yüksek gerilme değeri anterior 6 keser dişlerin braket slotu ile servikal kemik sınırı arasında gözlenmektedir. Servikal kemik sınırından burun tabanına ve posteriora doğru uzaklaştıkça gerilme değerinde azalma gözlenmektedir. Bu gerilme miktarları 0.593E-08 MPa ile 0.7 MPa arasında değişiklik göstermektedir.

Dişler ele alındığında ise en fazla gerilme braketin diş ile bağlantıda olduğu noktada gözlenmektedir. Braketten insizale ve apikale doğru gidildikçe gerilme miktarları kademeli olarak azalmaktadır. Bu gerilme miktarları 0.320E-04 MPa ile 0.5 MPa arasında değişiklik göstermektedir.

Minivida ve çevreleyen kemik dokusuna bakıldığında ise en fazla gerilme minividanın kuvvet doğrultusunda en yakın kemik dokuda meydana gelirken, minividadan uzaklaştıkça bu gerilme değerleri dairesel olarak azalmaktadır. Bu gerilmelerin en yüksek değeri yaklaşık olarak 2.714 MPa olarak gözlenmektedir.

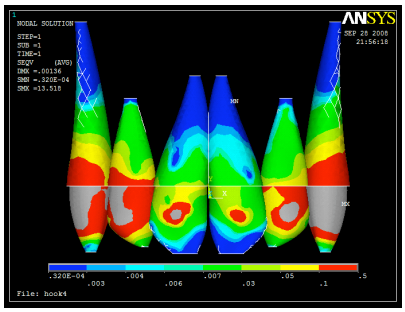


Şekil a. Bukkal görünüm

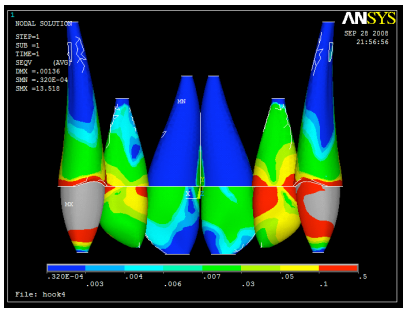


Şekil b. Palatinal görünüm

Dişlerin Gerilmeleri



Şekil c. Bukkal görünüm

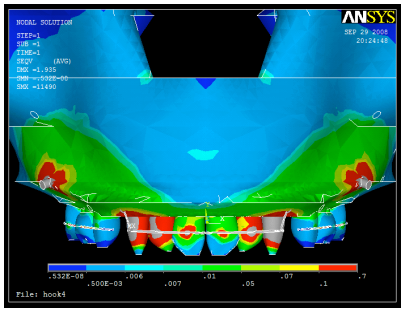


Şekil d. Palatinal görünüm

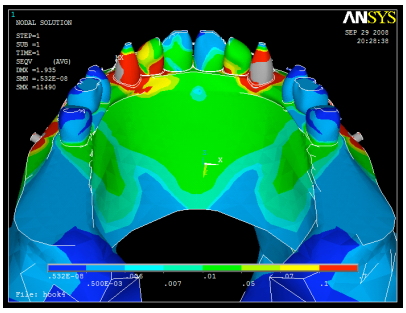
4.2.5.Beşinci Model

En masse retraksiyon için 350 gr.'lık kuvvet kanin braketinin distalindeki hook'tan 2. minividaya doğru uygulanmıştır. Etki tepki prensibinden dolayı 2. minividadan da braketinin distalindeki hook'a doğru ters yönde aynı değerde kuvvet uygulanmıştır. Anteriorda sectional ark kullanılmıştır. En yüksek gerilme değeri anterior 6 keser dişlerin braket slotu ile servikal kemik sınırı arasında gözlenmektedir. Servikal kemik sınırından burun tabanına ve posteriora doğru uzaklaştıkça gerilme değerinde azalma gözlenmektedir. Bu gerilme miktarları 0.532E-08 MPa ile 0.7 MPa arasında değişiklik göstermektedir. Dişler ele alındığında ise en fazla gerilme braketin diş ile bağlantıda olduğu noktada gözlenmektedir. Braketten insizale ve apikale doğru gidildikçe gerilme miktarları kademeli olarak azalmaktadır. Bu gerilme miktarları 0.343E-04 MPa ile 0.5 MPa arasında değişiklik göstermektedir. Minivida ve çevreleyen kemik dokusuna bakıldığında ise en fazla gerilme minividanın kuvvet doğrultusunda en yakın kemik dokuda meydana gelirken, minividadan uzaklaştıkça bu gerilme değerleri dairesel

olarak azalmaktadır. Bu gerilmelerin en yüksek değeri yaklaşık olarak 4.025 MPa olarak gözlenmektedir.

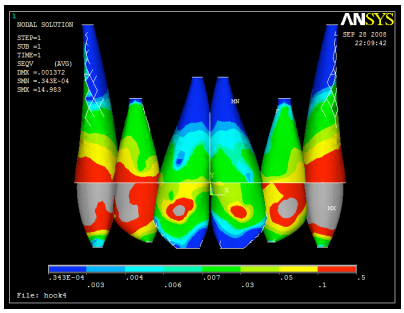


Şekil a. Bukkal görünüm

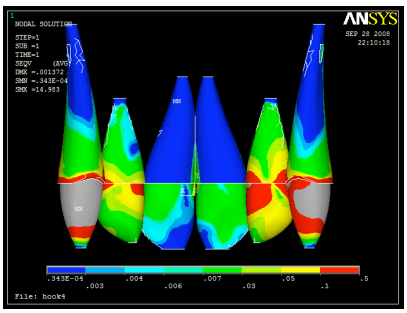


Şekil b. Palatinal görünüm

Dişlerin Gerilmeleri



Şekil c. Bukkal görünüm

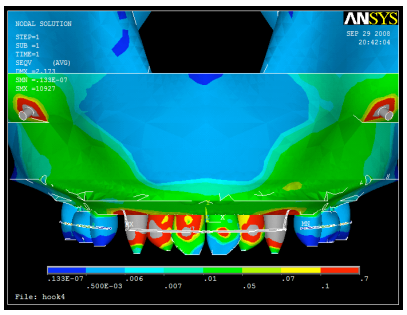


Şekil d. Palatinal görünüm

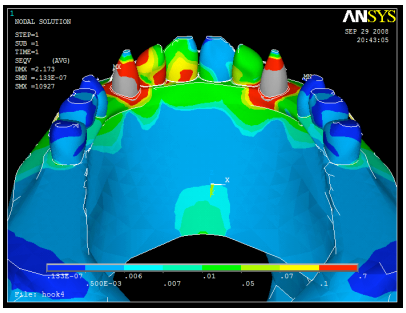
4.2.6.Altıncı Model

En masse retraksiyon için 350 gr.'lık kuvvet kanin braketinin distalindeki hook'tan 1. minividaya doğru uygulanmıştır. Etki tepki prensibinden dolayı 1. minividadan da braketinin distalindeki hook'a doğru ters yönde aynı değerde kuvvet uygulanmıştır. Anteriorda sectional ark kullanılmıştır. En yüksek gerilme değeri anterior 6 keser dişlerin braket slotu ile servikal kemik sınırı arasında gözlenmektedir. Servikal kemik sınırından burun tabanına ve posteriora doğru uzaklaştıkça gerilme değerinde azalma gözlenmektedir. Bu gerilme miktarları 0.135E-07 MPa ile 0.7 MPa arasında değişiklik göstermektedir. Dişler ele alındığında ise en fazla gerilme braketin diş ile bağlantıda olduğu noktada gözlenmektedir. Braketten insizale ve apikale doğru gidildikçe gerilme miktarları kademeli olarak azalmaktadır. Bu gerilme miktarları 0.487E-04 MPa ile 0.5 MPa arasında değişiklik göstermektedir. Minivida ve çevreleyen kemik dokusuna

bakıldığında ise en fazla gerilme minividanın kuvvet doğrultusunda en yakın kemik dokuda meydana gelirken, minividadan uzaklaştıkça bu gerilme değerleri dairesel olarak azalmaktadır. Bu gerilmelerin en yüksek değeri yaklaşık olarak 3.423 MPa olarak gözlenmektedir.

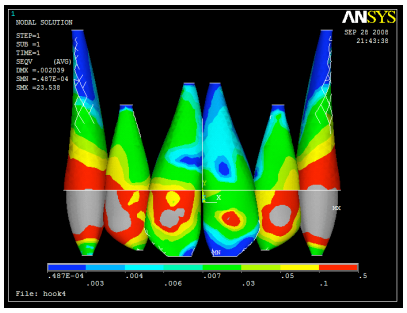


Şekil a. Bukkal görünüm

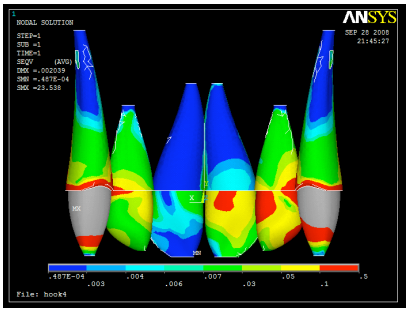


Şekil b. Palatinal görünüm

Dişlerin Gerilmeleri



Şekil c. Bukkal görünüm



Şekil d. Palatinal görünüm

Analizler neticesinde; dişlerin bukkal yüzeyinde braketlerin diş ile bağlantıda olduğu noktalar ve çevresinde maksimum gerilme var iken, gerilmelerin değeri dişin insizaline ve apikaline doğru gidildikçe kademeli olarak azalmaktadır. Bu azalma insizale doğru gidildikçe, köke doğru gidilmesindeki azalama oranına göre daha fazladır.

Kemik yapı incelendiğinde ise; kanin dişinin kemik yapıyla sınırlarında maksimum gerilme gözlenirken, kanin dişinden uzaklaştıkça gerilmeler oransal olarak azalmaktadır. Minivida çevresinde ise minividanın kemikle temasının olduğu alanlarda maksimum gerilme gözlenmektedir. Minividadan uzaklaştıkça bu gerilmeler oransal olarak azalmaktadır.

Gerilmelerin Tablo Halinde Değerlendirilmesi:

	1. model	2. model	3. model	4. model	5. model	6. model
1k	0,081	0,089	0,092	0,109	0,102	0,119
1o	0,196	0,187	0,167	0,342	0,338	0,380
1u	0,292	0,320	0,407	1,294	1,437	1,847
2k	0,064	0,067	0,066	0,074	0,072	0,071
2o	0,147	0,139	0,118	0,210	0,247	0,327
2u	0,076	0,063	0,053	0,344	0,377	0,247
3k	0,047	0,046	0,040	0,040	0,043	0,024
3o	0,061	0,054	0,050	0,056	0,063	0,078
3u	0,059	0,056	0,054	0,053	0,057	0,076
4k	0,004	0,004	0,004	0,002	0,002	0,002
4o	0,078	0,074	0,071	0,032	0,033	0,035
4u	0,054	0,052	0,049	0,021	0,021	0,017
5k	0,051	0,051	0,041	0,045	0,046	0,023
5o	0,133	0,131	0,117	0,142	0,164	0,176
5u	0,134	0,131	0,102	0,200	0,213	0,142
6k	0,051	0,057	0,063	0,081	0,087	0,108
6o	0,260	0,247	0,218	0,412	0,444	0,544
6u	0,348	0,351	0,307	1,531	1,759	2,175
minivida	3,771	4,361	3,257	2,714	4,025	3,423

Tablonun solundaki 1 den 6 ya kadar olan sayılar ; 1=sağ kanin, 2=sağ lateral, 3=sağ santral, 4=sol santral, 5=sol lateral ve 6=sol kanin anlamındadır. Sayıların yanında yer alan k, o ve u harfleri ise sırasıyla; kuvvetin uygulama noktası ile r yarıçap kadar insizale olan nokta, periodontal ligament seviyesi ve kuvvetin uygulama noktası ile ligament seviyesi arasındaki mesafenin ortası anlamındadır. Minividanın gerilme değeri için kuvvet doğrultusunda minividaya en yakın kemik noktası ele alınmıştır. Tablo da verilen değerler bulunurken her dişin belirtilen 3 bölgesinde 4 farklı yüzeyden (bukkal, palatinal, mesial, distal) birer nokta alınmıştır. Daha sonra elde edilen 4 değerin ortalaması alınarak her dişin belirlenen bölgeleri için MPa cinsinden gerilme değerleri elde edilmiştir.

Görülen en büyük kök gerilimi sağ kaninde ve 6. modelde 0.119 MPa olarak bulunmuştur. En büyük periodontal ligament gerilimi gene 6. model sağ santralde 0.380 MPa olarak bulunmuştur. İnsizal seviyesinde ise en büyük gerilim ise 6. model sol kaninde 2.175 MPa olarak bulunmuştur.

Minividalarda ise en büyük gerilim 2. modelde 4.361 MPa olarak bulunmuştur.

5.TARTIŞMA

5.1.Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Fiziksel bir rahatsızlık oluşturmadan maksimum hücresel cevabın oluşması ve kök rezorbsiyonuna yol açmamak için diş hareketlerinde optimum kuvvetin kullanılması gereklidir. Ortodontik diş hareketlerinin meydana gelmesi, uygulanan ortodontik kuvvet ile periodontal ligamentte meydana gelen gerilme ve gerinimler sonucu ilgili kemikte rezorbsiyon ve apozisyon mekanizmalarının başlaması sonucu oluşur. Bununla birlikte bu rezorbsiyon ve apozisyon hareketlerini başlatan olay kuvvetin çevre dokular üzerinde oluşturduğu gerilme ve gerinimlerdir (Bench ve ark. 1978, Tanne ve ark. 1987, Proffit 2000, Grabber ve Vanarsdall 2000, Ülgen 2003).

Ortodontik diş hareketinin meydana gelebilmesi için gerekli olan optimum kuvvet halen araştırma konusudur. Optimum kuvvetin elde edilmesi yaptırılacak hareketin tipi, kök yüzeyi ve morfolojisi ve kemik yapıyla yakından ilişkilidir. Kuvvetlerin kök yüzeyinde küçük alanlarda yoğunlaştığı hareket tiplerinde kuvvetin azaltılması, kuvvetin kök yüzeyinde büyük alanlarda yoğunlaştığı alanlarda ise kuvvetin artırılması birim alan düşen kuvvet miktarının ayarlanması için oldukça önemlidir. Gene bu sebepten dolayı tek köklü dişlerde bir hareketi yaptırmak için gerekli olan kuvvet, aynı hareketi çok köklü dişlerde yaptırmak için gerekli olandan daha az olacaktır. Bunun sebebi optimum kuvvetin elde edilmesinin kök yüzeyiyle yakından alâkalı olmasıdır (Proffit 2000, Grabber 2000, Ülgen 1993).

Çalışmamızda uygulanacak mekaniklerde kullanılacak olan kuvvet değerleri hesaplanırken, bu kuvvetlerin dişler üzerinde optimum kuvvet oluşturması düşünülmüştür. Bu sebeple literatürde anterior diş segmentine kütlesel retraksiyon için verilmesi uygun görülen sınır içerisinde kuvvet modellerimizde uygulanmıştır. Bu sayede ağır kuvvetler altında dişlerde ve çevre dokularda oluşabilecek yan etkilerin önüne geçilmek istenmiştir. Hasta hem tedavi sırasında hem de tedavi sonrasında ağrı gibi bir rahatsızlık duymadan, yan etkilere maruz kalmadan ideal tedavi sonuçlarına ulaşılabilmesi düşünülmüştür.

Sınıf II tedavilerinde çok farklı yöntemler kullanılmaktadır. Bu farklılıklar vakanın ve hastanın yaş, kooperasyon, uygulanacak fonksiyonel tedaviler ve planlanan mekanikler gibi çeşitli özelliklerle belirlenmektedir. Tedavi seçenekleri

birkaç başlık altında incelenmektedir; büyüme modifikasyonu ile yapılan tedaviler, dentoalveolar hareketlerin yapıldı kamuflaj tedavileri ve yetişkinlerde uygulanan ortognatik cerrahi yaklaşımlardır (King ve ark. 1989, Nanda ve Kuhlberg 1997, Pancherz ve Ruf 2000, Pancherz 2003). Bu yöntemler birbiri ile kombine edilerek de kullanılmaktadır. Tedavi yöntemlerinde önemli olan düzgün bir oklüzyon ile birlikte iyi bir estetiğin sağlanması ve bunun kalıcı olmasıdır (Nanda ve Kuhlberg 1997, Ülgen 2000).

Sınıf II maloklüzyonlar geleneksel olarak intermaksiller elastikler ve headgearlar aracılığıyla ankraj alınarak düzeltilmişlerdir. Yeterli hasta uyumu olmadan sınıf II molar ve kanin ilişkileri ideal olarak düzeltilmesi sınırlıdır. Bu aygıtların kullanımının uzun dönem hasta kooperasyonu gerektirmesi, oklüzal düzlemin aşırı rotasyonu, keser ekstrüzyonu ve mandibular düzlemin rotasyonu gibi istenmeyen yan etkiler ortaya çıkabilir (Proffit 2000).

İskeletsel sınıf II maloklüzyonların tedavi yaklaşımlarından biri olan kamuflaj amacıyla maksiller iki küçük azı çekiminin yapıldığı tedavide, çekim boşluğunun anterior segmentle tamamının kapatılması düşünülüyorsa hareketin zor elde edilmesi yüzünden yeterli ankraj gereksinimine ihtiyaç duyulur (Shroff ve ark. 1997, Lee ve ark. 2001, Park ve ark. 2001, McLaughlin ve ark. 2001, Park ve ark. 2004).

Ortodontik tedaviler sırasında stabil ankraj sağlamak amacıyla extra oral aygıtlar, ağız içi hareketli aygıtlar gibi çeşitli aygıtlar kullanılmaktadır. Bu aygıtların kullanımı sırasında hasta kooperasyonunun düşmesi ankraj kaybının oluşması ve istenmeyen diş hareketlerinin meydana gelmesine yol açmaktadır (Klontz 1996, Kanomi 1997, Park ve ark. 2001, Ülgen 2000).

Ortodontik kuvvetler sonucu Newton kanunlarının gereği olarak bir dişe kuvvet uygulandığında aynı yöne ters zıt bir kuvvette karşıtında oluşur. Destek dişlere gelen bu kuvvetler istenmeyen hareketlerin ortaya çıkmasına yol açar. Destek dişlerde oluşan bu harekete karşı oluşan direnç de ankraj olarak tanımlanır. Ankraj alınacak bölgeler arasında diş grupları, kaslar, çene ucu, iskelet sistemi sayılabilir (Ülgen 2003, Lee ve ark. 2004).

Çalışmamızda kullanılan modellerde minividalara kuvvet uygulanmıştır. Etki-tepki prensibinden dolayı aynı oranda kuvvet dişlere de iletilmiştir.

Ortodontik tedavilerde çekim yapıldığında ankraj kaybının oluşması tedavi hedeflerine ulaşmayı zorlaştırmakta ve istenmeyen yan etkilerinin görülmesine sebep olmaktadır. Bu yan etkiler arasında maloklüzyonun tedavisinde istenilen ilişkinin anterioposterior yönde sağlanamaması ankraj kaybıyla olmaktadır. Ankraj kaybı ise yapılacak hareketin tipi, çekim boşluğunun yeri ve nasıl kullanılacağı, overjet ve yer darlığı miktarı gibi çeşitli sebeplere bağlı meydana gelebilir. Ankraj kaybının engellenmesi için kullanılan geleneksel ankraj arttırıcı metotların ankraj kaybının oluşmasını her zaman engelleyemediği bilinmektedir (Favero ve ark. 2002, Chen ve ark. 2005, Thiruvenkatachari ve ark. 2006).

Çekim boşluklarının anterior 6 diş tarafından kütlesel olarak kapatılması kullanılan yöntemlerden biridir. Bu yöntemde önemli olan komplike mekaniklere gerek kalmadan kısa sürede sınıf I ilişkinin sağlanmasıdır. Önce kanin distalizasyonunun yapılıp daha sonra 4 keser retraksiyonu ile çekim boşluğunun kapatılması zaman kaybına yol açtığı ve çeşitli mekaniklerin kullanımını gerektirdiği için tek aşamadan oluşan en masse retraksiyon tercih edilmektedir. Burada önemli olan mekanikler uygulanırken ihtiyaç duyulan yeterli ankrajı sağlamaktır. (Block ve Hoffman 1995, Güray ve Orhan 1997, Proffit 2000, Chung ve ark. 2004, Park ve ark. 2004) Sınıf II hastalarda çekim boşluklarının tüm anterior dişleri içerecek şekilde (en-masse) kütlesel olarak gerçekleştirilmesi sonucu ankraj gereksinimi geleneksel yöntemlere göre artmaktadır (Burstone 1977). Geleneksel ankraj yöntemleri ile bunun gibi yüksek ankraj ihtiyaçlarını karşılamak zordur (Cope 2005, Güvenç ve Kocadereli 2006). Bu yöntemlerin alternatifi iskelet yapıya yerleştirilen gereçlerden destek alınmasıdır. İntra oral iskeletsel ankraj mutlak ankrajı sağlar, hasta kooperasyonu ihtiyacını ve hazırlığını ortadan kaldırır ve tahmin edilebilir tedavi sonuçlarını daha hızlı elde edilmesini sağlar (Arbuckle ve ark. 1991, Umemori ve ark. 1999, Cope 2005, Janson ve ark. 2006, Conley ve Jernigan 2006).

Çalışmamızda farklı bölgelere yerleştirilen minividalar sayesinde yeterli ankraj sağlanacağı düşünüldüğünden çekim boşluklarının en masse retraksiyonla kapatılması düşünülmüştür.

İskeletsel ankrajın ortodontide kullanılmaya başlanması ile birlikte, bu aygıtların sağladıkları ankrajlar direkt ve indirekt olarak ikiye ayrılmıştır. İndirekt ankrajda aktif olmayan segmentin ankrajının arttırılması planlanırken, direkt

ankrajda ise aktif olan segment doğrudan iskeletsel ankrajın sağlandığı aygıttan kuvvet alarak hareketi planlanmıştır. Direkt ankraj kullanıldığında aktif olmayan segmentte ankraj kaybı yaşanmayıp tüm hareket aktif segmentte meydana gelmektedir. Minivida ankrajı sistemi kullanılarak yapılacak hareketlerde genellikle direkt ankraj kullanılmıştır (Park ve ark. 2004, Costa ve ark. 1998, Umemori ve ark. 1999, Celenza ve Hochman 2000, Park ve ark. 2001, Echarri ve ark. 2007).

Çalışmamızda ankraj ünitesi olarak ortodontik minividalar kullanırken, diş hareketlerinin sağlanmasında ise direkt ankrajdan yararlanılmıştır. Bu sayede ortodontik tedavilerde uygulanan mekaniklerin en sık rastlanan problemi olan ankraj kaybının önüne geçilmesi planlanmıştır.

Mini vidaların çeşitli diş hareketlerinde ankraj olarak kullanılması birçok araştırmacı tarafından gösterilmiştir. Maino ve ark. (2005) maksiller molarları ve anterior dişleri retrakte ederken ankrajı sağlamak için mini vidalar kullanmışlardır. Kyung ve ark. (2003) mini implantları ikinci azıları birinci azıların çekim yerine almak için kullanmışlardır. Carano ve ark. (2005) mini implantları keser intrüzyonunda kullanmışlardır. Lee ve ark.'da (2004) maksiller azıların intrüzyonunda midpalatal mini vidaların kullanımı göstermişlerdir. Kanomi (1997) mini vidaları anterior dişlerin intrüzyonunda ve retraksiyonunda kullandığını bildirmiştir (Carano ve ark. 2005, Kyung ve ark. 2003, Lee ve ark. 2004, Maino ve ark. 2005, Kanomi 1997). İskeletsel ankraj ünitesi olarak genellikle minividaların kullanılma sebeplerinden belki de en önemlileri, uygulama prosedürünün kolay olması ve ideal şekilde yerleştirildiği zaman stabilitesini tedavi bitimine kadar korumasıdır (Park ve Kwon 2004, Liou ve ark. 2004, Güvenç ve Kocadereli 2006). Bununla birlikte fiyatının ucuz olması, uygulama alanının çok fazla olması, çeşitli mekaniklerle kombine olarak kullanılabilmeleri gibi çeşitli faktörler de minividaların iskeletsel ankraj olarak seçilmelerinin sebeplerindendir (Costa ve ark. 1998, Melsen ve Verda 1999, Lin ve Liou 2003, Kim ve ark. 2005, Xun ve ark. 2007).

Çalışmamızda, ağız içinde uygulama yerlerinin çeşitliliği, başarı oranlarının yüksek olması, hastaya verdikleri rahatsızlığın az olması, minimal cerrahi girişim içermeleri, uygun maliyetli olmaları, kolay uygulanabilmeleri, çeşitli mekaniklerde ankraj aygıtı olarak kullanılabilmeleri ve kooperasyon gerektirmemeleri gibi özelliklerinden dolayı iskeletsel ankraj aygıtı olarak minividalar tercih edilmiştir.

Minividalar geçmişte yetersiz ankraj yüzünden yapılması çok zor olan hareketlerin geleneksel ankraj aygıtlarının dezavantajları olmadan gerçekleştirilmesine olanak sağlar. Dikkat edilmesi gereken husus optimum kuvvetin verilebilmesi ve istenmeyen diş hareketlerin meydana gelmemesi için mekaniklerin uygun kurulması gerekmektedir (Block ve Hoffman1995, Costa ve ark. 1998, Melsen ve Verda 1999, Lin ve Liou 2003, Chung ve ark. 2004, Kim ve ark. 2005, Xun ve ark. 2007).

Minividaların iskeletsel ankraj için kullanılması düşünüldüğünde uygulama alanının fazla olması dikkat çekicidir. Maksilladan mandibulaya, zigomatik kemiğe kadar çeşitli kemiklerde ve kemik seviyelerinde kullanım bölgeleri olduğu söylenebilir. Azı ve küçük azı bölgeleri, azılar arası interradiküler bölge, anterior ve posterior bukkal kortikal kemik bölgeleri, alveolar kret, anterior nasal spina bölgesi, mandibular simfizis, palatinal median ve paramedian bölgeleri ve fossa kanina gibi çeşitli kemiklerdeki ağız içi alanlar, sağladıkları değişik kemik seviyeleriyle minividaların iskeletsel ankraj olarak kullanımında yerleştirildikleri bölgelere örnek olarak verilebilir (Kanomi 1997, De Pauw ve ark. 1999, Melsen ve Costa 2000, Park ve ark. 2001, Paik ve ark. 2003, Park ve ark. 2004, Kuroda ve ark. 2004)

Çalışmamızda minivida uygulama yerleri olarak da, posterior alveol kemiğin vestibular bölgesi, kökler arası bölge ve zigomatik kemik bölgeleri tercih edilmiştir. Yapılan çalışmalar bu bölgelerin minivida uygulaması için uygun olduğunu ve başarı oranının yüksek olduğunu bildirmektedir. Birçok araştırmacı bunun sebebi olarak bu bölgedeki kemik yapısının, alanının ve özelliğinin uygun olduğunu belirtmişlerdir. (Kanomi 1997, Costa ve ark 1998, De Pauw ve ark 1999, Melsen ve Costa 2000, Park ve ark 2001, Lee ve ark 2001, Paik ve ark 2003, Lin ve Liou 2003, Keleş ve ark 2003, Lee ve ark 2004, Kuroda ve ark 2004, Park ve Kwon 2004, El ve Taner 2007).

Yerleştirilecek minividalar alveolar kret tepesinden apikal yönde 5 ila 8 mm. arasında bir mesafede yerleştirilmelidir. Bu mesafe aşıldığında maksiller sinüsün varlığı minivida yerleşimi için riskli olduğu kabul edilir (Carano ve ark. 2004, Park ve ark. 2004, Poggio ve ark. 2006, Barros ve ark. 2006, Ishii ve ark. 2007).

Minividaların ortodontik kuvvetlere dayanıklılığı planlanan mekaniklerin hedeften sapmadan çalışabilmesi için önemlidir. Eğer 200 gr. ya da daha ağır kuvvetler kullanılacaksa, interradiküler kemikte minimum 4-5 mm.'lik mesafenin

bulunması minividanın minör tippingine izin vermesi açısından önemlidir. Güvenlik içinse diş köklerinde 2mm.'lik mesafe bırakılmasının yeterli olacağını bilinmektedir (Liou ve ark. 2004, Kyung ve ark. 2003, Park ve Kwon 2004, Echarri ve ark 2007).

Çalışmamızda minivida yerleşim yerleri belirlendikten sonra minividalar model üzerine yerleştirilirken kemik içinde bulundukları yerler tavsiye edilen seviyelerde ve derinlikte modellenmiştir. Dişlere yakın bölgeler uygulanan minividaların diş köklerinden yeterli mesafede bulunmasına, köklerle temasının bulunmamasına özellikle dikkat edilmiştir. Bu sayede tedavi süresince minividalarda mobilite gelişmeyeceği ve tekrarlayan uygulamalara gerek kalmaması açısından yapılacak çalışmalara rehberlik etmesi düşünülmüştür.

Retraksiyon sırasında bölümlü arkları kullanılarak çeşitli diş hareketlerinin birlikte yapılabildiği, bununla birlikte ankraj hesabının dikkatli yapılması gerektiği unutulmamalıdır (Proffit 2000, Burstone 1977, Burstone 2001, Sadowsky ve Sellke 2000).

Retraksiyon yapılırken uygulanacak kuvvetlerin ortodontik mekanik sistemin tedavi hedefleri doğrultusunda planlanmasına dikkat edilmelidir. Uygulanacak kuvvetin şiddeti ve doğrultusu kullanılacak mekanik için oldukça önemlidir. Diş hareketlerinin istenilen şekilde gerçekleştirilmesinde dişlerin direnç merkezi ve ankrajın nasıl sağlandığı büyük önem taşır. Kuvvetlerin bu direnç merkezine göre uygun mesafeden ve doğrultuda uygulanması bu yüzden çok önemlidir. Direnç merkezleri de hesaplanırken daha öncelerde belirlenmiş olan direnç merkezlerine ek olarak, kemik seviyesine bağlı olarak ve diş grupları birbirine eklendikçe direnç merkezinin yerinin değiştiği unutulmamalıdır. Biyomekaniksel olarak altı anterior dişin direnç merkezinin yakınına uygulanacak maksiller kuvvet, bodily retraksiyon ve bodily intrüzyonu mümkün kılacaktır (Ülgen 200, Proffit 2000, Grabber ve Vanarsdall 2000, Park ve ark. 2004).

Anterior dişler segmental olarak ele alındığında direnç merkezi 4 keserin direnç merkezi ile kaninin direnç merkezi arasındaki mesafenin orta noktasında bulunmaktadır. Anterior 6 dişin retraksiyonu sırasında anterior grubun direnç merkezini interproksimal kemik seviyesinin 6-8 mm. apikalinde bulunmaktadır (Van Bulcke ve ark. 1986, Van Bulcke ve ark. 1987, Park ve ark. 2004). Minivida

implantların oklüzogingival pozisyonu kuvvetin yönünü belirler. Kuvvetin direnç merkezinin altından, üstünden, distalinden ya da mesailinden geçmesi kuvvet sonucu meydana gelecek diş hareketi açısından çok önemlidir. Bu sayede anterior dişlerin retraksiyonu kontrol edilebilir. Anterior dişlerin hareketi ark üzerine uygulanacak anterior hookların yüksekliğinin arttırılıp azaltılmasıyla değiştirilebilir. (Park ve ark. 2001, Park ve Kwon 2004, Echarri 2007)

Çalışmamızda anterior 6 dişin retraksiyonu için her iki taraftan kuvvet uygulama noktaları farklı seçilmiştir. Bunun amacı direnç merkezine çeşitli seviyelerden etki eden kuvvetlerin çevre dokularda ve dişlerde oluşturduğu deformasyon ve gerinmeleri incelemektedir. Bu sayede klinik uygulamalarda kuvvetin yönü ve doğrultusu ayarlanırken, direnç merkezinin istenilen hareket üzerindeki etkisinin bilinmesi amaçlanmıştır.

Minividalar distalizasyon, uprighting, protraksiyon, intrüzyon ve en masse retraksiyon gibi birçok ortodontik problemin çözümünde ve mekanik uygulamada kullanılmışlardır. Minividanın uygulanmasının hemen ardından da kuvvet uygulanabilir. Bu bize minividaların osteointegrasyona gerek kalmadan kemik içerisinde ortodontik kuvvetlere karşı rijit bir direnç gösterebildiğini kanıtlar (Kanomi 1997, Costa ve ark. 1998, Park ve ark. 2004).

Minividalardan destek alınarak kuvvet verilmesi düşünüldüğünde, minividaların ne kadarlık kuvvet altında stabilitelerini korudukları bilinmektedir. Çeşitli mekaniklerde üzerlerine gelen kuvvetler farklı derecelerdedir. Minividalar 20-500 gr. arası kuvvetlerde ciddi bir yan etki gözlenmeksizin stabilitelerini koruyabilmekte ve 900 gr.'lık kuvvetlere kadar da belli oranda stabilitelerinin devam ettiği bilinmektedir (Bae ve ark. 2002, Büchter ve ark. 2005, Park ve ark. 2005, Tseng ve ark. 2006, Park ve ark. 2007, Cornelis ve ark. 2007).

Çalışmalar sonucunda minividaların ankraj olarak kullanılmasının başarı oranı %91 ve daha üstünde olduğu bulunmuştur. Kullanılan minividaların tedavi süresince stabil kalmış olduğu ve bu iskeletsel ankraj sayesinde istenilen tedavi sonuçlarına ankraj kaybı olmaksızın erişilebileceği bilinmektedir. Ayrıca self-tipping minividaların stabilitesinin korunmasının daha kolay olduğu kanıtlanmış bir gerçektir (Kim ve ark. 2005, Chung ve ark. 2007, Cornelis ve ark. 2007).

Çalışmamızda kullanılan minividalar ve anterior 6 diş, her modelde değeri aynı olmak kaydıyla farklı yönlerden gelen 350 gr.'lık kuvvetlere maruz kalmışlardır. Bilindiği üzere bu değerdeki kuvvetler minividaların stabilitesi açısından sorun teşkil etmemektedirler.

Ankraj açısından minividalarda asıl önemli olan konu, minividanın kuvvet karşısındaki dayanıklılığıdır. Dayanıklılığı arttıran faktörler ise uzunluk, genişlik ve şekildir. Uzunluk ve genişlik arasında dayanıklılık açısından ters ilişki vardır. Kısa minivida kullanılması gerekli durumlarda minividanın genişliğinin arttırılması, genişliğin azalması gereken durumlarda ise daha uzun minividaların seçilmesi gereklidir. Bununla birlikte yerleştirilen minividaların boyutları, bölgelere göre değişiklik gösterir.(Liou ve ark. 2004, Poggio ve ark 2006, Papadopoulos ve Tarawneh 2007, Kuroda ve ark 2007).

Yapılan çalışmalarda minivida uzunluklarının 6 mm. ile 15 mm. arasında, çaplarının ise 1 mm. ile 2.2 mm. arasında kullanılmakta olduğu görülmektedir. Genel kullanım olarak değerler 6-8 mm. boy ve 1.2-1.6 mm. çap arasında değişmektedir. (Wehrbein ve ark. 1996, Konami 1997, Park ve ark. 2001, Ohmae ve ark. 2001, Bae ve ark. 2002, Liou ve ark. 2004, Cheng ve ark. 2004, Kawakami ve ark. 2004, Carano ve ark. 2004, Poggio ve ark. 2006, Chung ve ark. 2007, Xun ve ark. 2007, Cornelis ve ark. 2007).

5.2.Modellerin Yapısının Tartışılması

Canlı dokularda ve organlarda stres analizlerinin yapılması oldukça zordur. Bu sebeple yapılacak analizler, oluşturulmuş modeller üzerinde gerçekleştirilir. Modeller ne kadar gerçeğe yakın olursa oluşacak streslerin canlı dokudaki benzerliği o oranda doğru sonuç verir (Baran 1995).

Gerilme değerlerinin ölçülmesinde; gerilim ölçer ile analiz yöntemi, fotoelastik analiz yöntemi, holografik interferometre ile analiz yöntemi, kırılgan vernikle kaplama yöntemi ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi gibi değişik invitro yöntemler birçok araştırmacı tarafından kullanılmıştır (Caputo ve ark. 1974, Tanne ve ark. 1988, Korkmaz 1995, Güngör ve ark. 2002).

Fotoelastik gerilme analizi yönteminde, fotoelastik malzemeden bir model oluşturulmaktadır. Oluşturulan modelin karmaşık geometrileri temsil edecek kadar ayrıntılı yapılandırılamaması en büyük dezavantajıdır. Bu sebeple karmaşık geometriye sahip yapıların analizi gerçeğe yakın sonuçlar elde edilememesine neden olmaktadır (Caputo ve ark. 1974, Tanne ve ark. 1987).

Kırılgan vernikle kaplama yöntemi ile analizde, sadece potansiyel stres noktaları rakamsal değil de bölgesel olarak belirlenebilir. Deplasman ve yük ölçümü yapabilmek için pahalı ve hassas aygıtların kullanılacağı deney düzeneğinin kurulması gerekmektedir. Bu yöntem uygulamanın zorluğu açısından dezavantajlıdır (Szabo 1991).

Gerilim ölçerler diş hareketlerinin ölçümünde güvenilir olarak kabul edilmiştir. Bununla birlikte invivo analizlerde dokuların içinde oluşan gerilmelerin belirlenebilmesi için gerilim ölçerlerin doku içine yerleştirilmeleri gerekmektedir. İnvaziv bir yöntem olması bu yöntemin en büyük dezavantajıdır. İnvitro ortamda kullanılan gerilim ölçerlerin kullanıldığı analizlerde, oluşturulan çevre dokuların fiziksel özelliklerinin gerçek dokuların fiziksel özelliklerini tam olarak yansıtamaması bu yöntemin bir diğer dezavantajıdır (Tanne ve ark. 1987, Andersen ve ark. 1991).

Çalışmamızda uygulanan mekaniklerin dişler ve çevre dokular üzerinde oluşturdukları etkilerin incelenmesi için, modelleri oluşturan parçaların her birine fiziksel özellikleri kazandırılarak analizlerin gerçeğe uygun bir şekilde yapılmasına olanak sağlayan sonlu elemanlar stres analizi kullanılmıştır. Diğer stres analiz yöntemlerinde karmaşık yapıların ayrıntılı modellenememesi, fiziksel özelliklerinin tam olarak yansıtılamaması, invitro ortamda aygıt kullanımı gerektirmeleri ve bunların doku içine yerleştirilmelerinden dolayı invaziv yöntem olmaları, kimyasal malzeme içermeleri, denek düzeneği kurulması gibi dezavantajları olması sonlu elemanlar stres analizinin bu yöntemlere tercih edilmesinde önemli bir unsudur.

Gerçeğe yakın ve hassas değerlerin elde edilebilmesi anatomik yapıların doğru bir şekilde modellenmesine ve modele uygulanan kuvvetler ile kullanılan sınır koşullarının doğruluğuna bağlıdır (Cruz ve ark. 2003).

Modelimizin doğruluğu, elde edilen maksilladan üç boyutlu tarama cihazı ile CT görüntüleri alınıp dijitalize edilerek elde edilen verilerin üç boyutlu modellemede kullanılmasıyla sağlanmıştır. Diş ve çevre yapılarının anatomisinin doğruluğunun sağlanması amacıyla bu yapıların modellenmesinde ortalama boyut ve idealizasyon için sobotta anatomi atlasından ve Prof. Dr. Hüsnü Yavuzyılmaz'ın 'Diş Morfolojisi-Fizyolojisi ve Oklüzyon' adlı ders kitabından faydalanılmıştır.

Literatürde FEM modelinin hazırlanması için kullanılan programlar çeşitlilik göstermektedir. Genel olarak; COSMOS/M, NASTRAN, MSC/PATRAN, ANSYS gibi programlar kullanılmaktadır. Bizde modellememizde ANSYS pogramını kullandık. Ancak yaptığımız model oldukça detaylı, karmaşık ve büyük olduğu için hem bilgisayarın hem de Ansys programının kapasitesini aşmıştır. Bu yüzden oluşturduğumuz kafatası içinden sadece maksilla kullanılmıştır. MIMICS ve CAGOG gibi programlarda çizim için kullanılmaktadır. Biz çalışmamızda AutoCAD programını çizim için kullandık. CAGOG programı kullanılarak yapılan mesh işleminde 10000 elemana kadar oluşturulabilir. Yapılar yarı otomatik olarak ayrılır (Vollmer ve ark. 1999, Rudolph ve ark. 2001, Jones ve ark 2001, Cattano ve ark. 2005).

Stres dağılımını etkileyecek en önemli etken kullanılan malzemenin yapısıdır. Literatürdeki çalışmaların çoğunda materyaller homojen, lineer olarak kabul edilmiştir. Malzemenin iki önemli ayırt edici özelliği vardır; Young modülüs (elastisite modülüsü) ve Poisson oranlarıdır. Elaman özelliklerinin seçimi de literatürde benzerlik göstermektedir (Katon 1997, Geramy 2002, Chen ve ark. 2005, Gautam ve ark. 2007, Viecilli ve ark. 2008).

Solid elemanların kullanılması, kabuk elemanlar göz önüne alındığında uygulanacak materyaldeki kalınlığın verilmesi açısından önemlidir. Tetrahedral eleman özelliği de irregüler solid materyal için uygundur. Bu özellikler insan vücudunda bulunan diş ve çevre dokular için idealdir (Gautam ve ark. 2007).

Doğadaki hiçbir materyal tümüyle homojen ve izotrop özellik taşımaz. Canlı sistemlerde bulunan herhangi bir yapının homojen ve izotrop olması düşünülemez. İki insan arasında bile maksillanın geometrik özellikleri, kemik yoğunlu, elastikiyeti ve mukavemeti gibi özellikleri aynı değildir. İnsan kemiğinin özelliği yaşla birlikte

değişmektedir. Bu nedenle materyal özelliklerini ortalama değer olarak homojen ve izotrop kabul etmek çok geniş bir popülâsyon için vardığımız deney sonuçlarının gerçeğe yaklaşımını engellemeyecektir. (Eskitaşçıoğlu 1991)

Günlük yaşantıda kemik, diş ve periodontal ligament gibi biyolojik yapılarda kalıcı deformasyon oluşturacak şekilde doğrusal ötesi kuvvetlerle karşılaşılmaz. Karşılaşılsaydı yapı orijinal şekline dönemeyecek ve kalıcı deformasyon oluşacaktır. Çalışmamızda kullanılan modeldeki yapılar homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir, yani her düzlemde materyal özellikleri aynıdır. Eleman özellikleri de solid-tetrahedral olarak belirlenmiştir. Yaptığımız kabullerden dolayı elde edilen sonuçlar gerçekteki davranıştan biraz farklılık gösterebilir. Ancak çalışmamamızda kendi çözümlerimiz arasındaki farkları karşılaştırdığımız için sonuçlar bilimsel açıdan fikir vermektedir. Modellerimizde kuvvet koşulları ve kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri sabit tutulduğundan ve her modele ait bulgulardaki değerlerin resimlerle ortaya konmasından dolayı istatistiksel analiz yapılmamıştır.

5.3.Model Bulgularının Tartışılması

Minividaların oklüzogingival pozisyonu sliding mekaniklerde kuvvetin yönünü belirler. Bu sayede anterior dişlerin retraksiyonu kontrol edilebilir. Kuvvetin yönünü değiştirmeye etkili bir diğer faktörde ark üzerine takılan hookun vertikal yüksekliğidir (Chung ve ark. 2004, Ravanmehr ve Abdolhosseini 2004, Park ve ark. 2004). Kuvvetin yönü ve büyüklüğünün değişmesi minividanın desplasmanına etkimektedir (Wang ve Liou 2008). Ark üzerinde kısa anterior hookun kullanılması kuvvetin vertikal kompanenti artırır, horizontal kompanentini azaltır. Teorik olarak normal anterior overbite'a sahip hastalarda maksiller minividaların ideal pozisyonu braket slotundan 8-10 mm. apikalde olmalı ve anterior hooklarında 6-7 mm. braket slotundan gingivalde olmalıdır. Anterior altı dişin direnç merkezi anterior dört keserle kaninin direnç merkezlerinin tam arasındadır. Yukarı ve aşağı yönlü kuvvetlerin direnç merkezinin yakınından geçirilmesiyle anterior dişlerin bodyli retraksiyonu ve intrüzyonu olacaktır. Posterior dişlerde ankraj kaybı olmayacaktır (Park ve ark. 2004).

Quyang ve ark. (2007) çalışmalarında en masse retraksiyon için deep bite düşünülerek braket slotundan 3 mm. gingivalde yer alan kısa anterior hook kullanmışlardır. Minividalar braket slotundan 8 mm. apikale yerleştirilmiştir. Tedavi sonunda maksiller keserlerde retraksiyonla birlikte intrüzyon elde ederek hastanın deep bite sorununu çözmüşlerdir. Kuvvetin uygulama noktasının ve yönünün doğru olarak belirlenmesi anterior dişlerin eş zamanlı retraksiyonunda kritik unsurdur (Quyang ve ark. 2007).

Bölümlü ark mekanikleri kullanılarak ekstrüzyon, intrüzyon ve retraksiyon aynı anda yapılabilmektedir (Shroff ve ark. 1995, Shroff ve ark. 1997, Burstone 2001).

Schroff ve ark. (1995, 1997) yaptıkları çalışmalarda anterior 4 kesici dişin retraksiyonu ve aynı anda da intrüzyonu için kuvvetin bu dişlerin direnç merkezinin gerisinden uygulanmasını ve bu dikey kuvvetin yönünü dişlerin uzun eksenine paralel hale getirebilmek için düşük şiddette de bir distal kuvvet uygulanmasını önermektedir. Araştırıcılar bu sayede anterior dişlerin saat yönlü rotasyonunun ve intrüzyonunun gerçekleşeceğini bildirmektedirler. İntrüzyon kuvvetinin direnç merkezinin gerisinden uygulanması ile gövdesel hareketten ziyade anterior dişlerin kök ucu ekseninde belirgin bir palatinal tippingi beklenebilir. Bunun yanında uygulama doğrultusu direnç merkezinin altından geçen distal kuvvet saat yönlü rotasyonu ve dolayısıyla bu tippingi artırmaktadır (Schroff ve ark. 1995, Schroff ve ark. 1997).

Park ve ark. (2005) yaptıkları çalışmada kuvvetin yönünü hooklar kullanılarak kontrol edilebileceğini belirtmişlerdir ve minividaların iskeletsel ankrajı kontrol edebildiğini eklemişlerdir. (Park ve ark 2005).

Park ve ark. yaptıkları iki ayrı çalışmada (Park ve ark. 2001, Park ve Kwon 2004) minivida kullanımı ile anterior dişlerin distal hareketi sırasında ankraj kaybı olmamasının mümkün olabileceğini belirtmişlerdir (Park ve ark. 2001, Park ve Kwon 2004).

Park ve Kwon (2004) yaptıkları çalışmada 2 maksiller birinci küçük azı çekimi yaptıkları hastada ikinci küçük azı ve birinci azı arasında kök hizasına yerleştirdikleri minivida yardımı ile en masse retraksiyon yapmışlar ve maksiller anterior dişlerin 2

mm. intrüzyonla birlikte 7 mm. bodyli retraksiyonunu elde ettiklerini belirtmişlerdir. Yine aynı çalışmada tedavi ettikleri bir diğer hastada aynı bölgeye minivida koymuşlar ve anterior dişlerin 2 mm. intrüzyonu ile 13 mm. retraksiyonunu göstermişlerdir (Park ve Kwon 2004).

Liou ve ark. (2004) 16 hastada zigomatik bölgeye yerleştirdikleri minividadan en masse retraksiyonda yararlanmışlardır. 2 tane 150 gr lık NiTi coil springi kanin braketine, 250 gr'lık coil springi kaninle lateral arasındaki hooka uygulamışlardır. Çalışmalarının sonucunda her ne kadar minividanın baş kısmının önemli ölçüde öne doğru tipping gösterdiğini (baş kısmında 0.5-1.5 mm., gövde kısmında 0.0-1.0 mm.) ve ortalama değer olarak bunun 0.4 mm. olduğunu belirtseler de, minividadaki bu yer değiştirmenin klinik açıdan önemli olmadığını bildirmişlerdir (Liou ve ark. 2004). Wang ve Liou (2008) yaptıkları çalışmada benzer sonuçlar bulmuşlardır. Minivida yerleşimi birinci azı dişlerinin arasına yerleştirilmiş ve buradan kaninin distalindeki hooka 250-400 gr arası kuvvet uygulamışlardır. Sonuç olarak minividaların endosseous implantlar gibi mutlak ankraj sağlamadıklarını ama yeterli ankrajı sağladıklarını belirtmişlerdir (Wang ve Liou 2004).

Chung ve ark. (2007) yaptıkları çalışmada sınıf II div I hastada maksiller iki birinci küçük azı çekimi uygulayarak ikinci küçük azı ile birinci azı arasında 5-6 mm. mesafede yerleştirdikleri minividadan direkt olarak en masse retraksiyon yapmışlardır. Posterior dişler kullanılmamış ama buna rağmen molarlarda mesial hareket gözlemlemişlerdir. Bunun sebebi olarak da minimal fizyolojik drift olabileceğini belirtmişlerdir (Chung ve ark. 2007). Chung ve ark. aynı yılda (2007) yaptıkları bir başka çalışmada bimaksiller protrüzyonlu hastanın çekimli tedavisinde minividadan direkt ankraj kullanarak ve molarları bantlamadan sectional ark ile oluşacak etkileri araştırmışlardır. Minividayı maksiller ikinci küçük azı ile birinci azı arasına kökün yarısı hizasına yerleştirmişlerdir. Kuvvetin minividadan anterior bölgedeki 7-9 mm'lik hooka uygulanmıştır. İntrüzyonla birlikte retraksiyon elde ettiklerini belirtmişlerdir. Sliding mekaniklerde anterior retraksiyon sırasında posterior dişlerde ekstrüzyona ya da intrüzyona bir eğilim olduğunu, anterior retraksiyon için sürekli ark mekaniği ile minivida birleştirilerek kuvvet uygulandığında posterior dişlerde sürtünme oluştuğunu bu durumda anterior retraksiyonda her iki segmentinde bundan negatif yönde etkilendiğini bildirmişlerdir.

Kullanılacak utility ark gibi sectional arkların direkt olarak minividaya bağlanabileceğini bu durumda ise minivida ve sectional arkta oluşan sürtünmenin önemsiz olduğunu ve en masse hareket sırasında posterior dişlerde zıt yönlü kuvvet oluşmadığını belirtmişlerdir (Chung ve ark. 2007).

Park ve ark. (2008) yaptıkları çalışmada sliding mekanikle yaptıkları en masse retraksiyonda minividadan kaninle lateral arasındaki hooka 150-200 gr. lık kuvvet uygulamışlardır. Tedavi sırasında retraksiyon esnasında maksiller kesicilerin insizal ucunun pozisyonu intruze olarak distale hareket ettiğini ve maksiller kesicilerin linguale tipping yaptığını belirtmişlerdir. Maksiller posterior dişlerin ise horizontal hareketinin kayda değer olmadığını ve değişiklik göstermediklerini bildirmişlerdir (Park ve ark 2008).

Hong ve ark. (2005) ve Echarri ve ark. (2007) retraksiyon sırasında uygulanan kuvvet ile oluşacak hareketi, minividaların ve hookun lokalizasyonu ile anterior segmentin direnç merkezi arasındaki ilişkiyle açıklamışlardır: Hookun ucu direnç merkeziyle eşit mesafede olmak üzere minivida konumlarını değerlendirmişlerdir. Minividanın direnç merkezinden yukarıda olduğu durumda intrüzyon olacağını ve minividanın direnç merkezinden aşağıda olduğu durumda ise ekstrüzyon olacağını belirtmişlerdir. Bu her iki durumda da keserlerin torklarını koruyacaklarını bildirmişlerdir. Hookun uç noktasının direnç merkezinden aşağıda olduğu durumda; minivida direnç merkezinden yukarıda ise intrüzyon, minivida direnç merkezinden aşağıda ise ekstrüzyon ve her iki durumda da keserlerde tork kaybıyla beraber koronal hareket olacağını bildirmişlerdir. Hookun uç noktasının direnç merkezinden yukarıda olduğu durumda; minivida direnç merkezinden yukarıda ise intrüzyon, minivida direnç merkezinden aşağıda ise ekstrüzyon olacağını ve her iki durumda da tork artışı ile beraber radiküler hareket oluşacağını bildirmişlerdir.

Çalışmamızda da; yukarıdaki araştırmacıların yaptıkları çalışmalarda elde ettikleri bulgulara benzer bulgular şu şekildedir: Tüm modellerin transversal (X) düzlemde deplasman analizlerinin karşılaştırılması neticesinde; kuvvetin hooktan uygulanması ile dişlerin ve minividanın çevresindeki kemik yapıda gözlenen transversal deplasman (orta hattan minividaya, minividadan orta hatta) miktarları artmıştır. Bu deplasman miktarları pozitif yönde, -0.193 mm. ile 0.100E-04 mm. arasında, negatif yönde ise -1.193 mm. ile 0.100E-04 mm. arasındadır. Hooktan

kuvvet uygulanması ile dişlerde orta hattan minividaya doğru olan transversal deplasman miktarları artmıştır. Bu deplasman miktarları pozitif yönde -0.999E-03 mm. ile 0.100E-02 mm. arasında, negatif yönde -0.999E-03 mm. ile -0.500E-06 mm. arasındadır. Tüm modellerin vertikal (Y) düzlemde deplasman analizlerinin karşılaştırılması neticesinde; kuvvetin hooktan uygulanması ile minividanın çevresindeki kemik yapıda gözlenen inferior deplasman miktarı azalmış deplasman miktarları hem pozitif yönde hem de negatif yönde -0.863E-03 mm. ile 0.300E-03 mm. arasındadır. Dişlerin çevresindeki kemik yapının superior deplasmanı azalmıştır. Bu deplasman miktarları pozitif yönde -0.869E-04 mm. ile 0.100E-03 mm. arasında, negatif yönde -0.869E-04 mm. ile 0.100E-08 mm. arasındadır. Kuvveti hooktan uyguladığımız zaman lateral ve santral dişlerde superior yöndeki deplasmanda bir artış gözlenmiştir. Bunun nedeni ise hooksuz modellerin çözümlerinde kuvvet kanin dişinden uygulandığı için santral ve lateral dişin kuvvetten aldığı pay azalmıştır. Hooklu modellerin çözümlerinde ise kuvvet dişe değil direkt olarak hooka ve ordanda tel vasıtasıyla dişlere yayıldığı için lateral ve santral dişin aldığı pay artmıştır. Kanin dişinde ise hooksuz modellerin çözümlerinde dişin insizalinde orta hattan uzaklaşacak şekilde anterioposterior eksen etrafında bir dönme söz konusu iken, hooklu modellerin çözümlerinde bu dönmenin yönü tam tersidir. Tüm modellerin sagital (Z) düzlemde deplasman analizlerinin karşılaştırılması neticesinde; kuvvetin hooktan uygulanması ile dişleri çevreleyen kemik yapının posterior yönde gösterdikleri sagital deplasman miktarı azalmıştır. Bu deplasman miktarları pozitif yönde -0.300E-04 mm. ile 0 mm. arasında, negatif yönde -1.512 mm. ile -0.800E-05 mm. arasındadır. Minivida ve çevresindeki kemik yapının anterior yönde gösterdikleri sagital deplasman miktarları azalmıştır. Hooksuz modellerde minivida yerleşimi nerde olursa olsun bütün dişler tamamen posteriora deplasman göstermiştir. Hooklu modellerin çözümlerinde kanin dişi ve lateral dişin kron bölgelerinin insizalleri anteriora deplasman göstermiştir. Bu deplasman miktarları hem pozitif hem de negatif yönde -0.570E-03 mm. ile -0.500E-05 mm. arasındadır. Hooklu modellerin çözümlerinde minividanın 3. yerleşiminde santral dişin kronu da anteriora deplasman göstermiştir.

6.SONUÇ ve ÖNERİLER

Anterior en masse retraksiyonun sectional ark kullanılarak direkt ankraj ile gerçekleştirildiği çalışmamızda; daha fazla retraksiyon etkisi için distal yönlü kuvvetin anterior bölüme mümkün olduğunca paralel iletilmesi ve minividanın yerleştirildiği yüksekliğe yakın bir seviyeden arka bağlanması gerektiği unutulmamalıdır. Minivida ya da hook lokalizasyonu direnç merkezine göre değerlendirildiğinde, uygulama noktasına göre distalizasyonla birlikte ekstrüzyon veya intrüzyonun da meydana gelebileceği unutulmamalıdır.

Sürekli ark mekanikleri ile anterior en masse retraksiyon gerçekleştirileceği durumlarda ark telinin posterior braket ve tüpler içerisindeki sürtünmesinin sistemin önemli bir parçası olduğu, tüm dişlerin hareketini değiştirebileceği ve ankraj kaybının meydana gelebileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Bu nedenle minividanın anterior sectional arka bağlanarak direkt ankrajın kullanıldığı durumlarda sürtünmenin önemsiz olacağı ve istenmeyen yan etkilerin oluşmasını engelleyeceği dikkate alınmalıdır.

7. ÖZET

T.C.

S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü

ÜST ANTERİOR DİŞLERİN KÜTLESEL RETRAKSİYONUNUN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Gökhan BİŞİRİCİ

Ortodonti Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA –2008

Maksiller iki küçük azı çekimli sınıf II maloklüzyon tedavilerinde, tedavi başarısını etkileyen faktörlerden biri de ankrajdır. Son yıllarda iskeletsel ankrajın kullanılmaya başlanmasıyla birlikte direkt ankraj elde edilmesi ankraj kaybı problemini ortadan kaldırmıştır. Yapılan çalışmalarda yapılacak hareket tipine göre iskeletsel ankraj olarak kullanılacak aygıtın lokalizasyonu çeşitlilik göstermektedir.

Bu çalışmada farklı minivida lokalizasyonlarından ark üzerine ve hook üzerine kuvvet uygulanarak en masse retraksiyon sırasında uygulanan retraksiyon kuvvetinin çevre dokular ve dentoalveolar yapılar üzerinde oluşturduğu fonksiyonel streslerin miktar ve lokalizasyonu incelenmiştir. İnceleme için bilgisayar destekli dizayn ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemlerinden yararlanılmıştır.

Maksillanın, maksiller dişlerin, braketlerin, ark telinin, hookun ve minividanın üç boyutlu modelleri hazırlanmış ve analize tabi tutulmuştur. Modelleme ve analizler Pentium Core Duo işlemcili 1gb Ram'li bir bilgisayar ortamında AutoCAD programı ve Ansys programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

FEM modellemesi yapılan yapıların kuvvet altında verdikleri tepkilerin gerçeğe yakın olması kullanılan modelin eleman, düğüm sayısı ve tipiyle yakında alakalıdır. Sonuçlar gerçeğe yakın çıktığı için birçok FEM çalışması klinik uygulamalara rehberlik etmektedir.

Üç farklı minivida lokalizasyonu için iki farklı kuvvet doğrultusunu (kanin braketi ve kanin braketi distalindeki hook üzerine) simule eden altı farklı durum için modeller hazırlanmıştır. Tüm modellerde 350 gr.'lık kuvvet uygulanmıştır. Çalışmamız kapsamındaki modellerde maksilla, maksiller dişler ve minividada için uygulamalar arasındaki karşılaştırma parametresi olarak deplasmanlar ve Von-Misses kırılma gerilmeleri kullanılmıştır.

Mekanik olarak kuvvetin 6 keser retraksiyonunda anteriora iletilmesi için arka ve ark üzerine yerleştirilen hooka kuvvet uygulanmıştır. Direnç merkezinin yeri ve kuvvetin uygulama noktası elde edilecek hareket için oldukça önemlidir.

Çalışmanın sonuçları:

Sürekli ark mekanikleri ile anterior en masse retraksiyonda, ark telinin posterior braket ve tüpler içerisindeki sürtünmesi sistemin önemli bir parçasıdır. Tüm dişlerin hareketini değiştirebilir ve ankraj kaybı oluşabilir. Bu nedenle minividanın anterior sectional arka bağlanarak direkt ankrajın kullanıldığı durumlarda sürtünme önemsizdir ve istenmeyen yan etkiler oluşmaz. Minivida ya da hook lokalizasyonu direnç merkezine göre değerlendirildiğinde, uygulama noktasına göre distalizasyonla birlikte ekstrüzyon veya intrüzyonun da meydana gelebileceği unutulmamalıdır.

Anahtar Sözcükler: Ankraj; en masse; retraksiyon; minivida

8.SUMMARY

FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS OF MAXİLLARY ANTERİOR EN MASSE RETRACTİON

In the treatment of class II maloclusion with two maxillary premolar extraction, anchorage is one of the factor that affects the treatment results. In these days with the useage of skeletal anchorage; anchorage loss problem eliminated with the direct anchorage. In the recent studies, the localization of the anchorage appliance shows variation for the type of the movement.

In present study, the the amount and localization of functional stresses that have been produced in dentoalveolar structures and periphery tissues by the force that have been applied form the hook or the arch for the en masse retraction are being investigated. In evaluation, the computer aided design and finite element stress analysis methods have been used.

Three dimensional models of maxilla, maksillary teeth, braces, arch wire and the miniscrew have been modeled and analyzed. Modeling and analysis procedures were performed with AutoCAD and Ansys computer software and Pentium Core Duo 1 Gb RAM computer environment.

The reality of the FEM models of the structures depending on the type and number of elements and number of nodes. Many FEM studies were guided to clinical application because of the realistic results.

The models were prepared for six different situations and two variant load directions at three different miniscrew localization. In all of the models, 350 g. force have been used. In this study, displacements and Von Misses fracture strains are used for the comparison parameter for the maxilla, maxillary teeth and the miniscrew.

The force applied to arch and hook for transmitting the force to anterior part during the anterior en masse retraction. Center of resistance and the force application point are important to obtain desired movement.

The conclusions of the study were:

The anterior en masse retraction with the continious arch mechanics, the friction of the wire in the posterior braces and the tubes are part of the system and these could change the movement of the teeth and anchorage loss may occur. Therefore, when using direct anchorage by connecting the miniscrew to anterior segment, the friction is unimportant and undesired side effects could not occur. When the localizations of the hook or the miniscrew are changed according to center of resistance, distalisation and extrusion or intrusion could occur by the application point.

Keywords: Anchorage; en masse; retraction; miniscrew

9.KAYNAKLAR

1. Andersen KL, Pedersen EH, Melsen B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. Am J Orthod Dentofac Orthop 1991;99:427-40.

2. Andreasen GF, Jhonson P. Experimental findings on tooth movements under two conditions of applied forces. Angle Orthod. 1967;37:9-12.

3. Andrews LF. The straight wire appliance. Syllabus of philosophy and techniques. 2nd ed. San Diego: Larry F. Andrews Foundation of Orthodontic Education and Research. 1975:109-41.

4. Arbuckle GR, Nelson CL, Roberts WE. Osseointegrated implants and orthodontics. Oral Maxillofac Surg Clin North Am. 1991;3:903-919.

5. Asaro RJ, Lubarda VA. Mechanics of solids and materials. Cambridge, New York: Cambridge University Press, 2006.

6. Bae S, Park H, Kyung H, Kwon O, Sung J. Clinical application of micro-implant anchorage. J Clin Orthod. 2002;36:298-302.

7. Baran İ. İki tip silindirik endosteal implant altyapı üzerine hazırlanmış üç değişik tüberkül eğimli kron tasrımlarına uygulanan vertikal kuvvetlerin oluşturduğu gerilimlerin ‘ finite element stress analysis’ yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi. Ankara. 1995.

8. Barros SEC, Janson G, Chiqueto K, Henriques JFC, Pinzan AA. Three-Dimensional Radiographic-Surgical Guide for Mini-Implant Placement. J Clin Orthod 2006;40:548-554.

9. Basciftci FA, Usumez S. Effects of Extraction and Nonextraction Treatment on Class I and Class II Subjects Angle Orthod. 2003;73:36-42.

10. Basciftci FA, Korkmaz HH, Iseri H, Malkoc S. Biomechanical evaluation of mandibular midline distraction osteogenesis by using the finite element method. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2004;125:706-15.

11. Bench RW, Gugino CF, Hilgers JJ. Bio-Progressive Therapy, Part 6: Forces Used in Bio-Progressive Therapy. JCO. 1978;12:123-139.

12. Bengi AO, Karaçay S, Akın E, Ölmez H, Okçu KM, Mermut S. Use of zygomatic anchors during rapid canine distalization: a preliminary case report. Angle Orthod. 2006;76:137-147.

13. Bidez MW and Misch CE. Force transfer in implant dentistry: Basic concepts and principles. J Oral Implantol. 1992;18:264-274.

14. Bishara SE. Class II malocclusions: Diagnostic and clinical considerations with and without treatment. Semin Orthod. 2006;12:11-24.

15. Block MS, Hoffman DR. A new device for absolute anchorage for orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1995;107:251-8.

16. Bokas JM, Collett T. Effect of upper premolar extractions on the position of the upper lip. Aust Orthod J. 2006;22:31-37.

17. Burstone CJ, Koening HA. Optimizing anterior and canine retraction. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1976;70:1-19.

18. Burstone CJ. Application of Bioengineering to Clinical Orthodontics; içinde:Thomas M.Graber, Vanarsdall RL, editorler. Orthodontics: Current Principles and Techniques. St. Louis: Mosby, Inc. 2000.

19. Burstone CJ. Biomechanics of Deep Overbite Correction. Semin Orthod. 2001;7:26-33.

20. Burstone CJ. Deep overbite correction by intrusion. Am J Orthod. 1977;72:1-22.

21. Burstone, CJ, Pryputniewicz RJ. Holografik determination of center of rotation. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1988;94:426-431.

22. Büchter A, Wiechmann D, Koerdt S, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U. Load-related implant reaction of mini-implants used for orthodontic anchorage. Clin Oral Imp Res. 2005;16:473-9.

23. Caputo AA and Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry. Quintessence Pub Co Inc. Chicago. 1987.

24. Caputo AA, Chaconas SJ, Hayashi RK. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1974;65:250-259.

25. Carano A, Velo S, Incorvati C, Poggio P. Clinical applications of the MiniScrew-Anchorage-System (M.A.S.) in the maxillary alveolar bone. Prog Orthod. 2004;5:212-35.

26. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. J Dent Res. 2005;84:428-33.

27. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: A finite element study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2003;123:367-73.

28. Celenza F, Hochman MN. Absolute anchorage in orthodontics: Direct and indirect implant-assisted modalities. JClin Orthod. 2000;34:397-402.

29. Chen F, Terada K, Handa K. Anchorage Effect of Various Shape Palatal Osseointegrated Implants: A Finite Element Study. Angle Orthod. 2005;75:378-385.

30. Chen F, Terada K, Handa K, Saito I. Anchorage Effects of a Palatal Osseointegrated Implant with Different Fixation: A Finite Element Study. Angle Orthod. 2005;75:593-601.

31. Chichester ; Biomechanics of the musculo-skeletal system 1999.

32. Choi BH, Zhu SJ, Kim YH. A clinical evaluation of titanium miniplates as anchors for orthodontic treatment. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005;128:382-384.

33. Choi NC, Park YC, Lee HA, Lee KJ. Treatment of Class II Protrusion with Severe Crowding Using Indirect Miniscrew Anchorage. Angle Orthodontist. 2007;77:1109-1118.

34. Chua AL, Lim JY, Lubit EC. The effects of extraction versus nonextraction orthodontic treatment on the growth of the lower anterior face height. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1993;104:361-368.

35. Chung KR, Kook YA, Kim SH, Mo SS, Jung JA. Class II malocclusion treated by combining a lingual retractor and a palatal plate. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008;133:112-23.

36. Chung KR, Nelson G, Kim SH, Kook YA. Severe bidentoalveolar protrusion treated with orthodontic microimplant-dependent en-masse retraction. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007;132:105-15.

37. Chung KR, Cho JH, Kim SH, Kook YA, Cozzani M. Unusual Extraction Treatment in Class II division 1 Using C-Orthodontic Mini-Implants. Angle Orthodontist. 2007;77:155-166.

38. Chung KR, Kim SH, Kook YA. C-orthodontic micro implant as a unique skeletal anchorage. J Clin Orthod 2004;38:478-86.

39. Conley RS, Jernigan C. Soft Tissue Changes after Upper Premolar Extraction in Class II Camouflage Therapy. Angle Orthod. 2006;76:59-65.

40. Cope JB. Temporary Anchorage Devices in Orthodontics: A Paradigm Shift. Semin Orthod 2005;11:3-9. içinde Ottofy L. Standard Dental Dictionary. Chicago: Laird and Lee Inc; 1923, Daskalogiannakis J. Glossary of Orthodontic Terms. Leipzig: Quintessence Publishing Co; 2000.

41. Cornelis MA, Scheffler NR, De Clerck HJ, Tulloch JFC, Behets CN. Systematic review of the experimental use of temporary skeletal anchorage devices in orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007;131:00.

42. Costa A, Raffainl M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. Int J Adult Orthod Orthog Surg. 1998;13:201-9.19.

43. Craig RG. Restorative dental materials. Eight Edition, The C.V. Mosby Company, St. Louis. 1989.

44. Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. J Clin Orthod 1983;17: 266-269.

45. Cruz M, Wassall T, Toledo EM. Three-dimensional finite element stress analysis of a cuneiform-geometry implant. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003;18:675-684.

46. Davidian EJ. Use of a computer model to study the force distribution on the root of the maxillary central incisor. Am J Orthod. 1971;59:581-8.

47. De Clerck H, Geerinckx V, Siciliano S. The zygoma anchorage system. J Clin Orthod. 2002;36:455-459.

48. De Pauw GA, Dermaut L, De Bruyn H, Johansson C. Stability of implants as anchorage for orthopedic traction. Angle Orthod. 1999;69:401-7.

49. Deguchi T, Takano-Yamamato T, Kanomi R, Hartsfield JK, Roberts WE, Garetto LP. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. JDent Res. 2003; 82:377-381

50. Denny JM, Mark A, Weiskircher MA, Dorminey JC. Anterior open bite and overjet treated with camoufage therapy. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007;131:670-8.

51. Deyarmond; Albert Fundamentals of stress analysis 1942.

52. Echarri P, Kim TW, Favero L, Kim HJ. Orthodontics & Microimplants. Complete technique, step by step Editorial Ripano (Spain) 2007.

53. El H, Taner T, Ortodonti Pratiğinde Kemik içi Ankraj Kullanımı: Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi 2007; 31:81-88 .

54. Erverdi N, Acar A. Zygomatic anchorage for en masse retraction in the treatment of severe class II division 1. Angle Orthod. 2005;75:483-490.

55. Erverdi N, Keles A, Nanda R. The use of skeletal anchorage in open bite treatment: a cephalometric evaluation. Angle Orthod. 2004;74:381-390.

56. Eskitaşcıoğlu G, Yurdukoru B. Dişhekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. AÜ Diş Hek Fak Derg, 1995;22:201-205.

57. Eskitaşçıoğlu G Doğal ve Protetik Restorasyonlu Dişlerde Farklı Sentrik Kontakt Tiplerinde Oluşan Fonksiyonel Gerilimlerin "Structural Analysis Program" ile İncelenmesi, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş tedavisi Anabilim Dalı, Ankara 1991.

58. Faltin RM, Faltin K, Sander FG, Arana-Chavez VE. Ultrastructure of cementum and periodontal ligament after continuous intrusion in humans: a transmission electron microscopy study. Eur J Orthod. 2001; 23:35-49.

59. Favero L, Brollo P, Bressan E. Orthodontic anchorage with spesific fixtures related study analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2002;122:84-94.

60. Gautam P, Valiathan A, Adhikari R. Stress and displacement patterns in the craniofacial skeleton with rapid maxillary expansion: A finite element method study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007;132:1-11.

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

62. Geramy A. Optimization of Unilateral Overjet Management: Three-Dimensional Analysis by the Finite Element Method. Angle Orthod. 2002;72:585-592.

63. Geron S, Shpack N, Kandos S, Davidovitch M, Vardimon AD. Anchorage loss – a multifactorial response. Angle Orthod. 2003;73:730–737.

64. Germeç D, Taner UT. Effects of extraction and nonextraction therapy with air-rotor stripping on facial esthetics in postadolescent borderline patients. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008;133:539-49.

65. Gomes de OS, Seraidarian PI, Landre J Jr, Oliveira DD, Cavalcanti BN. Tooth displacement due to occlusal contacts: a three-dimensional finite element study. J Oral Rehabil. 2006;33:874-880.

66. Graber TM, Vanarsdall RL Jr. Orthodontics Current Principles and Techniques. 3rd ed. Missouri: Mosby Inc; 2000.

67. Güngör MA, Artunç C, Sonugelen M, Toparli M. The evaluation of the removal forces on the conus crowned telescopic prostheses with the finite element analysis (FEA). J Oral Rehabil. 2002 ;29:1069-75.

68. Güray E, Orhan M. "En masse" retraction of maxillary anterior teeth with anterior headgear. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1997 ;112:473-9.

69. Güvenç T, Kocadereli İ,Ankraj Sistemlerine Genel Bakış: Ortodontide Mikroimplant Ankraj Sistemleri: Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2006;Cilt:9 Sayı:1

70. Haris CO. Introduction to stress analysis 1959.

71. Hibbeler, R. C. Mechanics of materials 1991.

72. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis-A two dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape and load direction. J Oral Implantol. 1998;24:80-88

73. Holzapfel GA. Mechanics of Biological Tissue [electronic resource] / edited by Gerhard A. Holzapfel, Ray W. Ogden. Berlin, Heidelberg : Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2006.

74. Hong RK, Heo JM, Ha YK, Lever-arm and mini-implant system for anterior torque control during retraction in lingual orthodontic treatment Angle Orth 2005;75:129-41 içinde Echarri P., Kim T.W:, Favero L., Kim H.J.; Orthodontics & Microimplants. Complete technique, step by step Editorial Ripano (Spain). 2007

75. Iino S, Sakoda S, Miyawaki S. An adult bimaxillary protrusion treated with corticotomy facilitated orthodontics and titanium miniplates. Angle Orthod. 2006;76:1074-1082.

76. 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. Bull Tokyo Dent Coll 2004; 45:165-172.

77. İlgün A, Korkmaz H, Malkoç S, Başçiftçi F. İnsan mandibulasında sonlu elemanlar metodu kullanılarak gerilme analizi yapılması. S.Ü.Müh. Mim. Fak. Dergisi 2004.

78. Jeon PD, Turley PK, Moon HB, Ting K. Analysis of stress in the periodontium of the maxillary first molar with a three-dimensional finite element model Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1999;115:267-74.

79. Janson G, Barros SEC, Freitas MR, Henriques JFC, Pinzan A. Class II treatment efficiency in maxillary premolar extraction and nonextraction protocols Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007;132:490-8.

80. Janson G, Brambilla AC, Henriques JFC, Freitas MR, Neves LS. Class II treatment success rate in 2 and 4 premolar extraction protocols. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2004;125:472-9.

81. Janson G, Graciano JTA, Henriques JFC, Freitas MR, Pinzan A, Regina CV. Occlusal and cephalometric Class II Division 1 malocclusion severity in patients treated with and without extraction of 2 maxillary premolars. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006;129:759-67.

82. Janson G, Maria FRT, Barros SEC, Freitas MR, Henriques JFC. Orthodontic treatment time in 2- an 4-premolar-extraction protocols. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2006;129: 666-671.

83. Jones ML, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. J orthod. 2001; 28:29-38.

84. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. J Clin Orthod. 1997;31:763

85. Katon TR. A comparison of the stresses developed in tension, shear, peel, and torsion strength testing of direct bonded orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1997;112:244-51.

86. Kawakami M, Miyawaki S, Noguchi H, Kirita T. Screw-type Implants Used as Anchorage for Lingual Orthodontic Mechanics: A Case of Bimaxillary Protrusion with Second Premolar Extraction. Angle Orthod. 2004;74: 715-719.

87. Keles A, Erverdi N, Sezen S. Bodily distalization of molars with absolute anchorage. Angle Orthod. 2003 ;73:471-82.

88. Kessel SP. The rationale of maxillary premolar extraction only in Class II therapy. Am J Orthod. 1963;49:276-93.

89. Kim JW, Ahn SJ, Chang YI. Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005;128:190-4

90. King GJ, Keeling SD, Hocevar RA, Wheeler TT. The timing of treatment for class II malocclusions in children: a literature review. Angle Orthod. 1989;60: 87-96.

91. Klontz H. Tweed-Merrifeld sequential directional force treatment. Semin Orthod. 1996;2:254-67.

92. Kocadereli I. The effect of first premolar extraction on vertical dimension. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1999;116:41-45.

93. Kojima Y. and Fukui H., Numerical simulation of canine retraction by sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005;127:542-51.

94. Korkmaz T. İki değişik gövde tasarımında sabit porselen restorasyonlar üzerine gelen oklüzal kuvvetlerin değişik bölgelerdeki dağılımlarının holografik interferometre yöntemi ile

incelenmesi. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi AD, Ankara 1995.

95. Kuroda S, Katayama A, Takano-Yamamoto T. Severe anterior open-bite case treated using titanium screw anchorage. Angle Orthod. 2004 ;74:558-67.

96. Kuroda S, Sugawara Y, Deguchi D, Kyung HM, Yamamoto TT. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: Success rates and postoperative discomfort. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007;131:9-15

97. Kurol J, Franke P, Lundgren D, Owman-Moll PY. Force magnitude applied by orthodontists. An inter-and intra-individual study. European Journal of Orthodontics. 1996;18, 69-75

98. Kurtay T. Sonlu Elemanlar Yöntemine Giriş, İ.T.Ü. Makine Fak. Ziraat Mak. Kürsüsü, Ders Notu, İst 1980.

99. Kyung SH, Choi JH, Park CY. Miniscrew Anchorage Used to Protract Lower Second Molars into First Molar Extraction Sites. J Clin Orthod. 2003 ;37:575-9.

100. Lee JS, Kim DH, Park YC, Kyung SH, Kim TK The Efficient Use of Midpalatal Miniscrew Implants. Angle Orthod. 2004;74:711-714.

101. Lee JS, Park HS, Kyung HM. Micro-Implant Anchorage for Lingual Treatment of a Skeletal Class II Malocclusion. J Clin Orthod. 2001; 35:643-47.

102. Lin JC, Liou EJ. A new bone screw for orthodontic anchorage. J Clin Orthod. 2003 ;37:676-81.

103. Liou EJ, Pai BC, Lin, JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? Am J Orthod. 2004;126:42-47.

104. Luppanapornlarp S, Johnston LE. The effects of premolar-extraction: A long-term comparison of outcomes in "clear-cut" extraction and nonextraction Class II patients. The Angle Orthodontist. 1993; 63:257-272.

105. Maino BG, Maino G, Mura P. Spider screw: Skeletal Anchorage System. Prog Orthod. 2005;6:70-81.

106. Marcotte MR. Ortodontide Biyomekanik. Bilimsel ve teknik yayınları çeviri vakfı. 1996

107. McLaughlin RP, Bennett JC, Trevisi HJ. Systemized Orthodontic Treatment Mechanics. Mosby; 2001.

108. Mclaughlin RP, Bennett JC. The transition from standard edgewise to preadjusted appliance systems. J Clin Orthod. 1989; 23:142-153.

109. McNeill C. Science and practice of occlusion, Quintessence Publishing Co, Inc., Hong Kong. 1997.

110. Melsen B, Costa A. Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. Clin Orthod Res. 2000 ;3:23-8.

111. Melsen B, Verna C. A rational approach to orthodontic anchorage. Prog Orthod. 1999;1:10-22.

112. Meral O, İscan HN, Okay C, Gürsoy Y. Effects of bilateral upper first premolar extraction on the mandible. Eur J Orthod. 2004;26:223-231.

113. Mihalik CA, Proffit WR, Phillips C. Long-term follow-up of Class II adults treated with orthodontic camouflage: a comparison with orthognathic surgery outcomes. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2003;123:266-278.

114. Miles PG. Self-ligating vs conventional twin brackets during en-masse space closure with sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007;132:223-5.

115. Moaveni S. Finite element analysis : theory and application with ANSYS 1999.

116. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Shimazaki T, Namura S. An experimental study on mandibular expansion: increases in arch width and perimeter. European Journal of Orthodontics. 2002; 24:125-130.

117. Nanda R, Kuhlberg A. Principles of Biomechanics In Nanda R. Biomechanics in clinical orthodontics, WB Saunders Comp. Philadelphia, 1997.

118. Nicholson DW. Finite element analysis 2008.

119. Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, Yamasaki KI, Okano T, Yamada S, Shibasaki Y. A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2001; 119:489-97.

120. Okano T, Yamada S, Shibasaki Y. A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2001; 119:489-97.

121. Ozaki T, Ozaki S, Kuroda K. Premolar and Additional First Molar Extraction Effects on Soft Tissue. Angle Orthodontist. 2007; 77:244-253.

122. Paik CH, Woo YJ, Boyd RL. Treatment of an adult patient with vertical maxillary excess using miniscrew fixation. J Clin Orthod. 2003 ;37:423-8.

123. Pancherz H, Ruf S. The Herbst appliance: Research based updated clinical possibilities. World J Orthod. 2000;1:17-31.

124. Pancherz H. History, background, and development of the Herbst appliance. Semin Orthod. 2003;9:3-11.

125. Papadopoulos MA, Tarawneh F. The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: A comprehensive review. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007;103:6-15.

126. Park HS, Yoon DY, Park CS, Jeoung SH. Treatment effects and anchorage potential of sliding mechanics with titanium screws compared with the Tweed-Merrifield technique. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008;133:593-600.

127. Park HS, Lee SK, Kwon OW. Group Distal Movement of Teeth Using Microscrew Implant Anchorage. Angle Orthod. 2005;75:602-609.

128. Park HS, Bae SM, Kyung HM. Simultaneous incisor retraction and distal molar movement with microimplant anchorage. World J Orthod. 2004;5:164-71.

129. Park HS, Bae SM, Kyung HM, Sung HM. Microimplant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. J Clin Orthod. 2001;35:417-22.

130. Park HS, Kwon OW, Sung JH. Microscrew implant anchorage sliding mechanics. World J Orthod. 2005;6:265-274.

131. Park HS, Kwon TG. Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. Angle Orthod 2004;74:703-710.

132. Park HS, Kwon DG, Sung JH. Nonextraction treatment with microscrew implant. Angle Orthod. 2004;74:539–549.

133. Park YC, Choi YJ, Choi NC, Lee JS. Esthetic segmental retraction of maxillary anterior teeth with a palatal appliance and orthodontic mini-implants. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007;131:537-44.

134. Phillips RW. Skinner's science of dental materials. W.B. Saunders Company , 9th Edition , Philadelphia. 1991.

135. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. "Safe Zones": A Guide for Miniscrew Positioning in the Maxillary and Mandibular Arch. Angle Orthod. 2006; 76:191-197.

136. Popov EP. Mukavemet : katı cisimlerin mekaniğine giriş / çev. Hilmi Demiray. İstanbul : Çağlayan Basımevi, 1968.

137. Proffit WR, Fields HW. Contemporaru Orthodontics, The C. V. Mosby Company, St. Louis, Toronto London 1986.

138. Proffit WR, White RP. Who needs sugical orthodontics treatment? The international Journal of Adult Orthodontics and Orthodontics Surgery. 1990;5: 81-89

139. Proffit WR. Contemporary Orthodontics. 3rd ed. St.Louis: Mosby Inc; 2000.

140. Qian H, Chen J, Katona TR. The influence of PDL principal fibers in a 3-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001;120:272-9.

141. Quyang L, Zhou YH, Fu MK, Ding P. Extraction treatment of an adult patient with severe bialveolar dentoalveolar protrusion using microscrew anchorage. Chin Med J. 2007;120:1732-1736.

142. Ramos AL, Sakima MT, Pinto AS, Bowman SJ. Upper lip changes correlated to maxillary incisor retraction-a metallic implant study. Angle Orthod. 2005;75:499-505.

143. Ravanmehr H, Abdolhosseini F. Upper Incisor Changes Due to Modifying the Point of Application of Forces during Space Closure in MBT Technique. Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran 2004;1:11-16.

144. Roberts EW, Helm FR, Marshall KJ, Gongloff RK. Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. The Angle Orthod. 1989;59:247-256.

145. Rudolph DJ, Willes MG, Sameshima GT. A Finite Element Model of Apical Force Distribution From Orthodontic Tooth Movement. Angle Orthod 2001;71:127–131.

146. Sadowsky C, Sellke T. Management of Overbite by Controlling Incisor and Molar Movements. Semin Orthod. 2000; 6:43-49.

147. Sakaguchi RL, Brust EW, Cross M, Delong R, Dougles WH. Independent movement of cusps during occlusal loading, Dent Mater. 1991;7:186-190.

148. Schneider J, Geiger M, Sander FG. Numerical experiments on long-time orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002;121:257-65.

149. Schwarz AM. Lehrgang der Gebissregulung, Band II, S. 6-72, Urban und Schwarzenberg, Wien 1956 içinde Ülgen M. Ortodontik Tedavi Prensipleri. 6th ed. Ankara: Ankara Üni. Dishek.Fak; 2003.

150. Shell T, Woods MG. Perception of facial esthetics: a comparison of similar Class II cases treated with attempted growth modification or later orthognathic surgery. Angle Orthod. 2003;73:365-373.

151. Shroff B, Yoon WM, Lindauer SJ, Burstone CJ. Simultaneous intrusion and retraction using a three-piece base arch. Angle Orthod. 1997; 67:455-462.

152. Shroff B, Lindauer SJ, Burstone CJ, Leiss J. Segmented approach to simultaneous intrusion and space closure: Biomechanics of the three-piece base arch appliance. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1995; 107:136-43.

153. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. Int J Oral Maxillofac. 1989;4:333-340.

154. Singh GD, Clark WJ. Localization of mandibular changes in patients with Class II Division 1 malocclusions treated with Twin-block appliances: Finite element scaling analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001;119:419-25.

155. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. Am J Orthod. 1984; 85: 294-307.

156. Sonugelen M, Artunç C. Ağız Protezleri ve Biyomekanik, Ege Ünv. Diş Hek. Fak. Yayınları, 2002;6-10.

157. Staggers JA. Vertical changes following first premolar extractions. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1994;105:19-24.

158. Sung JH, Kyng HM, Bae SM. Microimplants in orthodontics 1st ed. Daegu, Dentos, Inc.; 2006.

159. Szabo BA. Finite element analysis 1991.

160. Tadic N, Woods M G. Incisal and Soft Tissue Effects of Maxillary Premolar Extraction in Class II Treatment. Angle Orthodontist. 2007; 77:806-816

161. Tanne K, Miyasaka J, Yamagata Y, Sachdeva R, Tsutsumi S, Sakuda M. Threedimensional model of the human craniofacial skeleton: Method and preliminary results using finite element analysis. J Biomed Eng. 1988; 10:246-252.

162. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1987;92:499-505.

163. Thilander B, Rygh P, Kaare R. Tissue Reactions in Orthodontics; içinde: Graber TM, Vanarsdall RL Jr. Orthodontics Current Principles and Techniques. 3rd ed. Missouri: Mosby Inc; 2000.

164. Thiruvenkatachari B, Pavithranand A, Rajasigamani K, Kyung HM. Comparison and measurement of the amount of anchorage loss of the molars with and without the use of

implant anchorage during canine retraction. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006;129:551-554.

165. Thomas RL, Rijk WG, Evans CA. Tensile and shear stresses in the orthodontic attachment adhesive layer with 3D finite element analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1999;116:530-2

166. Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2003;123:657-665.

167. Tosun Y. Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri. İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi; 1999.

168. Tseng YC, Hsieh CH, Chen CH, Shen YS, Huang IY, Chen CM. The application of mini-implants for orthodontic anchorage. Int. J. Oral Maxillofac. Surg. 2006; 35: 704-707.

169. Ulusoy Ç, Darendeliler N. Effects of Class II activator and Class II activator high-pull headgear combination on the mandible: A 3-dimensional finite element stress analysis study, Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008;133:490-15.

170. Ulusoy M, Aydın K. Bölümlü protezler. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, No: 13, Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara. 1988.

171. Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open bite correction. Am J Orthod. 1999; 115: 166-174.

172. Ülgen M. Ortodonti-Anomaliler, Sefalometri, Etioloji, Büyüme ve Gelişim, Tanı Yedi Tepe Ünv. Diş Hek. Yayınları 2000.

173. Ülgen M. Ortodontik Tedavi Prensipleri. 6th ed. Ankara: Ankara Üni. Dishek.Fak; 2003.

174. Vanden Bulcke MM, Burstone CJ, Sachdeva RCL, Dermaut LR. Location of centers of resistance for anterior teeth during retraction. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1987; 91:375-84.

175. Vanden Bulcke MM, Dermaut LR, Sachdeva RCL, Burstone CJ. Center of resistance of anterior teeth during intrusion. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1986; 90:211-220.

176. Vasquez M, Calao E, Becerra F, Ossa J, Enriquez C, Fresneda E. Initial stres differences between sliding and sectional mechanics with an endosseous implant as anchorage: a 3-dimensional finite element analysis. Angle Orthod. 2001;71:247-256.

177. Viecilli RF, Katona TR, Chen J, Hartsfield JK, Roberts WE. Three-dimensional mechanical environment of orthodontic tooth movement and root resorption Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008;133:791-26.

178. Vollmer D, Bourauel C, Maier K, Jager A. Determinatiın of the center of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. European Journal of Orthodontics. 1999: 633-648.

179. Yavuzyılmaz H. Diş Morfolojisi-Fizyolojisi ve Oklüzyon 3. Baskı Gazi Ünv Basın Yayın YO Matbaası 1989.

180. Wang YC, Liou EJW. Comparison of the loading behavior of self-drilling and predrilled miniscrews throughout orthodontic loading. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008;133:38-43.

181. Wehrbein H, Feifel H, Diedrich P. Palatal implant anchorage reinforcement of posterior teeth: A prospective study. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1999;116:678-686.

182. Xun C, Zeng X, Wang X. Microscrew Anchorage in Skeletal Anterior Open-bite Treatment. Angle Orthod. 2007;77:47-56.

10.ÖZGEÇMİŞ

1975 Çorum doğumluyum. İlk öğrenimimi Ordu-Perşembe İstiklal İlkokulu ve Sinop Atatürk İlkokulu, ortaokul ve liseyi Çorum Anadolu Lisesi ve Konya Meram Anadolu Lisesinde tamaladım.

1994 yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde girdim, yükseklisans öğrenimimi 2000 yılında bitirdim.

2004 yılında Selçuk Üniveritesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti A.D. doktora programına başladım. 2006 yılında doktora yeterlilik sınavını geçtim.

Halen Selçuk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalında doktora öğrencisi olarak aktif hasta takibi yapmaktayım.