



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**KEMİK DESTEKLİ CERRAHİ HIZLI MAKSİLLER
GENİŞLETME İLE DİŞ DESTEKLİ ARDIŞIK HIZLI
AKTİVASYON-DEAKTİVASYON YÖNTEMİNİN MİD-
FASİYAL BÖLGE ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN SONLU
ELEMENLAR ANALİZİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

Ecem Efe

**ORTODONTİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Hatice GÖKALP**

ANKARA

2020

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KEMİK DESTEKLİ CERRAHİ HIZLI MAKSİLLER
GENİŞLETME İLE DİŞ DESTEKLİ ARDIŞIK HIZLI
AKTİVASYON-DEAKTİVASYON YÖNTEMİNİN MİD-
FASİYAL BÖLGE ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN SONLU
ELEMENLAR ANALİZİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

Ecem Efe

**ORTODONTİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Hatice GÖKALP**

ANKARA

2020

Etik Beyan

Ankara Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne,

Doktora tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Kemik Destekli Cerrahi Hızlı Maksiller Genişletme ile Diş Destekli Ardışık Hızlı Aktivasyon-Deaktivasyon Yönteminin Mid-Fasiyal Bölge Üzerindeki Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi ile Karşılaştırılması” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir ve hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan deneysel araştırma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler, yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Adı Soyadı: Ecem Efe

Tarih:19/08/2020

İmza:

Kabul ve Onay

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortodonti Anabilim Dalında

Ecem Efe tarafından hazırlanan

“Kemik Destekli Cerrahi Hızlı Maksiller Genişletme ile Diş Destekli Ardışık Hızlı Aktivasyon-Deaktivasyon Yönteminin Mid-Fasiyal Bölge Üzerindeki Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi ile Karşılaştırılması” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından YÜKSEK LİSANS/DOKTORA TEZİ olarak OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile kabul/ret edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Kabul ve Onay	iii
İçindekiler	iv
Önsöz	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	vii
Şekiller	viii
Çizelgeler	xi
1.GİRİŞ	1
1.1. Distraksiyon Osteogenezi	22
1. 2. Distraksiyon Osteogenezinin Biyolojik Temelleri	23
1.3. Distraksiyon Osteogenezi Aşamaları	24
1.3.1. Preoperatif Dönem	24
1.3.2. Operatif Dönem	25
1.3.3. Latent Dönem	25
1.3.4. Distraksiyon Dönemi	26
1.3.5. Konsolidasyon Dönemi	26
1.3.6. Retansiyon Dönemi	27
1.4. Sonlu Elemanlar Analizi	27
1.4.1.Eleman (Element) ve Düğüm (Node)	28
1.4.2.Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturulması	29
1.4.3.Sınır Koşulları (Boundary Conditions)	30
1.4.4. Katı Modelleme	30
1.4.5. Gerilim (Stres) - Gerinim (Strain)	31
1.4.6.Elastisite Modülü (Young Modülü)	31
1.4.7.Poisson Oranı	32
1.4.8.Von Mises Stres, En Yüksek ve En Düşük Asal Stresler	32
1.4.9.Sonlu Elemanlar Analizinin Aşamaları	34
2. GEREÇ VE YÖNTEM	36
2.1.Kemiğin Modellenmesi	40
2.2.Dişlerin ve Periodontal Membranın Modellenmesi	43
2.3.Sınır Koşulları	46
2.4.Kuvvet Tanımlaması ve Modele Aktarılması	46
2.5.Senaryo Modellerin Oluşturulması	46

2.5.1. Diş Destekli Genişletme Modeli	47
2.5.2.Kemik Destekli Genişletme Modeli	48
3.BULGULAR	49
3.1.Diş Destekli Genişletme Modeli	52
3.1.1.Von Mises Stres Değerlendirmesi	52
3.1.2.En Yüksek Asal Gerilim (Maximum Principle Stress) Değerlendirmesi	56
3.1.3.En Düşük Asal Gerilim (Minimum Principle Stress) Değerlendirmesi	59
3.1.4.Yer Değiştirmelerin Değerlendirmesi	62
3.2.Kemik Destekli Genişletme Modeli	67
3.2.1.Von Mises Stres Değerlendirmesi	67
3.2.2.En Yüksek Asal Gerilim (Maximum Principle Stress)	71
3.2.3.En Düşük Asal Gerilim (Minimum Principle Stress)	74
3.2.4.Yer Değiştirmelerin Değerlendirmesi	77
4.TARTIŞMA	81
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	112
ÖZET	115
SUMMARY	116
KAYNAKLAR	117
EKLER	138
Ek 1: Etik Kurul Raporu	138
Ek 2: Aydınlatılmış Onam Formu	143
ÖZGEÇMİŞ	144

ÖNSÖZ

Maksiller boyut yetersizliği, orta yüz bölgesinde estetiğin, fonksiyonunun ve fonasyonun bozulmasına neden olurken maksiller genişletme ile bu sorunların çözülmesinin yanında solunum ve işitme de iyileştirilir. Maksiller genişletme, büyüme devam ederken ortopedik tedavi ile; erişkinlerde ise cerrahi ile yapılabilir. Bu çalışmada, bir geçiş döneminde olan genç erişkinlerde uygun tedaviyi belirlemek amacıyla iki farklı aygıt ve yöntem, in vitro olarak karşılaştırılmıştır.

Bu tezin ortaya çıkışında en büyük rol sahibi, doktora eğitimim boyunca desteğini esirgemeyen, bilgi ve tecrübesiyle yolumu aydınlatan sayın hocam Prof. Dr. Hatice GÖKALP'e,

Tez çalışmasının analizini birlikte gerçekleştirmekten mutluluk duyduğum Ay Tasarım'ın güler yüzlü ekibine,

Doktora eğitimimin ilk gününden itibaren birlikte çalışma şansı bulduğum başta eşsiz eş kıdemlim Dt. Ramin Eyyubov olmak üzere, Uzm. Dt. Gizem Gül Tanış'a, Uzm. Dt. Ebru Bilgiç'e, Dt. Ömer Şahin'e, Dt. Kadir Çelik'e ve Dt. Başak Erhan'a,

Hayatta nadir rastlanabilecek güzel arkadaşlığı ve desteği için Dt. Jerina Dule'ye ve doktora sürecimin en güzel zamanlarını birlikte geçirdiğim çok sevgili asistan arkadaşlarıma,

Anabilim Dalımızın saygıdeğer hocaları ve kıymetli personeline,

Hayattaki en büyük şansım, her alandaki sonsuz desteğim, en değerli varlığım canım aileme,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

En büyük önceliği bilime veren, üstün bilgi birikimiyle yarattığı çağdaş cumhuriyetin bir kadın ferdi olarak miras bıraktığı değerler sayesinde aldığım eğitim ve yaptığım bu tez çalışması için ulu önderimiz M. Kemal ATATÜRK'e şükran ve minnetle...

SİMGELER VE KISALTMALAR

Alt-RAMEC: Alternate Rapid Maxillary Expansion and Constriction

ANS: Anterior Nasal Spina

ark: arkadaşları

CVM: Servikal Vertebra Maturasyonu

DO: Distraksiyon Osteogenezi

gr: Gram

mm: Milimetre

MTY: Maksiller Transversal Yetersizlik

N: Newton

Ni-Ti: Nikel Titanyum

OMG: Ortopedik Maksiller Genişletme

PA: Posteroanterior

PNS: Posterior Nazal Spina

RME: Rapid Maksiller Ekspansiyon

RPE: Rapid Palatal Ekspansiyon

SEA: Sonlu Elemanlar Analizi

yy: Yüzyıl

ŞEKİLLER

Şekil 1.1	Midfasiyal bölge kemikleri	1
Şekil 1.2	Dr. Emerson C. Angell	8
Şekil 1.3	Sirkum-maksiller süturlar	10
Şekil 1.4	Hızlı maksiller genişletmenin horizontal düzlemde biyomekaniği	13
Şekil.1.5	Hızlı maksiller genişletmenin vertikal düzlemde biyomekaniği	15
Şekil 1.6	Çift menteşeli (Double-hinged) genişletme vidası	18
Şekil 1.7	Glassman yönteminde osteotomi şekli	22
Şekil 2.1	Supraorbital hatta kadar modellenmiş kurukafa modelleri	39
Şekil 2.2	Activity 880 optik tarayıcısı	40
Şekil 2.3	Katı modellemede kullanılan elemanlar	42
Şekil 2.4	SEA modelleri	45
Şekil 2.5	Dişli SEA modelleri	47
Şekil 2.6	Fempro yazılımına aktarılan modeller	48
Şekil 2.7	Diş destekli genişletme modelinin okluzalden görüntüsü	50
Şekil 2.8	Kemik destekli genişletme modelinin okluzalden görüntüsü	51
Şekil 3.1	Diş destekli genişletme modelinde Von mises stres dağılımının frontalden görüntüsü	55
Şekil 3.2	Diş destekli genişletme modelinde Von mises stres dağılımının sagittalden görüntüsü	56
Şekil 3.3	Diş destekli genişletme modelinde Von mises stres dağılımının okluzalden görüntüsü	57
Şekil 3.4	Diş destekli genişletme modelinde dişlerdeki Von mises stres dağılımının görüntüsü	58

Şekil 3.5 Diş destekli genişletme modelinde en yüksek asal gerilim stres dağılımının frontalden görüntüsü	59
Şekil 3.6 Diş destekli genişletme modelinde en yüksek asal gerilim stres dağılımının okluzalden görüntüsü	60
Şekil 3.7 Diş destekli genişletme modelinde en yüksek asal gerilim stres dağılımının sagittalden görüntüsü	61
Şekil 3.8 Diş destekli genişletme modelinde en düşük asal gerilim stres dağılımının frontalden görüntüsü	62
Şekil 3.9 Diş destekli genişletme modelinde en düşük asal gerilim stres dağılımının okluzalden görüntüsü	63
Şekil 3.10 Diş destekli genişletme modelinde en düşük asal gerilim stres dağılımının sagittalden görüntüsü	64
Şekil 3.11 Kemik destekli genişletme modelinde Von mises stres dağılımının frontalden görüntüsü	70
Şekil 3.12 Kemik destekli genişletme modelinde Von mises stres dağılımının sagittalden görüntüsü	71
Şekil 3.13 Kemik destekli genişletme modelinde Von mises stres dağılımının okluzalden görüntüsü	72
Şekil 3.14 Kemik destekli genişletme modelinde dişlerdeki Von mises stres dağılımının görüntüsü	73
Şekil 3.15 Kemik destekli genişletme modelinde en yüksek asal gerilim stres dağılımının frontalden görüntüsü	74
Şekil 3.16 Kemik destekli genişletme modelinde en yüksek asal gerilim stres dağılımının okluzalden görüntüsü	75
Şekil 3.17 Kemik destekli genişletme modelinde en yüksek asal gerilim stres dağılımının sagittalden görüntüsü	76
Şekil 3.18 Kemik destekli genişletme modelinde en düşük asal gerilim stres dağılımının frontalden görüntüsü	77
Şekil 3.19 Kemik destekli genişletme modelinde en düşük asal gerilim stres dağılımının okluzalden görüntüsü	78
Şekil 3.20 Kemik destekli genişletme modelinde en düşük asal gerilim stres	

dağılımının sagittalden görüntüsü

79

Şekil 4.1 Parsiyel arklar ve kapalı Ni-Ti yay

97



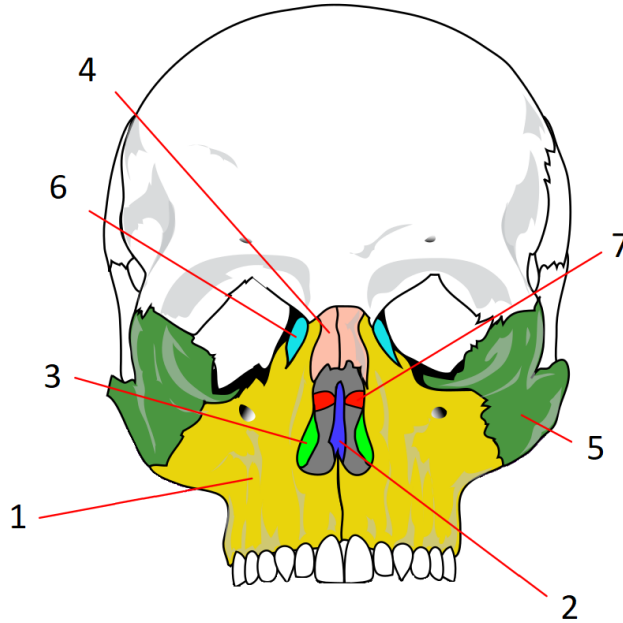
ÇİZELGELER

Çizelge 2.1 Modellerde kullanılan young modülleri ve poisson oranları	41
Çizelge 2.2 Modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları	43
Çizelge 3.1 Diş ve kemik destekli modellerdeki iskelet yapıların Von Mises stres değerleri	52
Çizelge 3.2 Diş ve kemik destekli modellerdeki iskelet yapıların en yüksek asal gerilimleri	53
Çizelge 3.3 Diş ve kemik destekli modellerdeki iskelet yapıların en düşük asal gerilimleri	54
Çizelge 3.4 Diş destekli modelde iskelet yapıların yer değiştirmeleri	65
Çizelge 3.5 Diş destekli modelde dişlerin Von mises stres değerleri ve yer değiştirmeleri	68
Çizelge 3.6 Kemik destekli modelde iskelet yapıların yer değiştirmeleri	80
Çizelge 3.7 Kemik destekli modelde dişlerin Von mises stres değerleri ve yer değiştirmeleri	82

1.GİRİŞ

İnsanoğlunun yaradılışında varolan güzel olma isteği mitolojik çağlardan günümüze kadar açık olarak ifade edilmese de toplumda her alanda güçlü bir yer oluşturmuştur. Güzellik biyolojik olarak soyun devam ettirilmesini sağlayan bir dürtü, sosyolojik olarak bir gereklilik ve psikolojik olarak insan ruhunu iyileştiren bir kavramdır.

İnsan vücudunda bireyi tanımlamak için ilk dikkat çeken yer yüz bölgesidir. Güzel olarak nitelenen bir yüzde, doğada canlı ve cansız olan bütün varlıklarda mevcut olduğu belirlenmiş olan matematik bir oran mevcuttur. Diş hekimliğinde baş, yüz ve ağız bölgesinde olması gereken bu ilahi orandaki sapma ile kendini gösteren ortopedik ve dental sorunları teşhis ve tedavi eden bilim dalı Ortodonti'dir.



Şekil 1.1: Mid-fasiyal bölge kemikleri (1. Maksilla, 2. Vomer, 3. İnferior nazal konka, 4. Nazal kemik, 5. Zigomatik kemik, 6. Lakrimal kemik, 7. Palatinal kemik).

Ortodontinin ilgilendiği ortopedik sorunların başında mid-fasiyal boyut yetersizliği gelir. Mid-fasiyal bölge en büyüğü maksilla olan 13 adet kemiğin (vomer kemiği bir adet olmak üzere- bilateral olan maksilla, palatin kemik, zigomatik kemik, lakrimal kemik, nasal kemik, inferior nasal konka kemiği) bir araya gelmesinden oluşur (Şekil 1.1). Mid-fasiyal bölgedeki yetersizlik maksillanın vertikal-transvers-sagittal boyutunun yetersizliğinden ve sagittal olarak kafa kaidesine göre geride konumlanmasından kaynaklanır.

Gerçek bir maksiller yetersizlikte dental arklar transversal olarak dar, sagittal olarak kısadır. Dişler kemik içinde dik konumlanırsa da çoğunlukla mandibular dişlerle okluziyona gelebilmek için bukkale veya labiale inklınasyon gösterir. Kasların etkisi ile malokluzyon tipine göre anterior dental bölgede çapraz kapanış oluşabilir. Bununla birlikte maksiller ark uzunluğu şiddetli overjet ile birlikte olan Sınıf II malokluzyon dışında genellikle azalmıştır (Haas, 1965).

Klinik olarak, maksiller ark formu ile simetrisi, palatal kubbe şekli, gülümsemede bukkal koridorların genişliği, oklüzyon ve baskın solunum tarzı (nazal veya oral) değerlendirilmelidir. Aşırı geniş bukkal koridorlar, para-nasal boşluk veya dar burun kanatları gibi klinik bulgular genellikle maksiller transversal yetersizliği (MTY) işaret eder. MTY değerlendirilirken, yumuşak doku kalınlığından etkilendiği göz önünde bulundurulmalıdır. Tek veya çift taraflı çapraz kapanış, şiddetli çapraşıklık, V şeklinde veya kum saati şeklinde bir okluzyon ve artmış palatal kubbe derinliği, MTY'nin teşhisinde dikkat edilmesi gereken parametrelerdir. Değerlendirilmesi gereken fonksiyonel bir parametre de ağız kapatma esnasında mandibular kaymadır. Alt çenede kapanışta kayma veya mandibular şift genellikle tek taraflı çapraz kapanışta deviasyon şeklinde olabilir (Dawson, 1995; Guichet, 1977).

MTY için teşhis kriterlerinden biri de MTY'nin göreceli veya mutlak olup olmadığıdır. Bu husus, Sınıf III malokluzyon gibi sagittal uyumsuzlukların değerlendirilmesinde önemlidir. Göreceli MTY, sagittal düzlemde maksillanın veya her iki çenenin uyumsuzluğundan; mutlak MTY ise transversal düzlemde horizontal boyut yetersizliğinden oluşur (Cureton ve Cuenin 1999; Jacobs ve ark., 1980).

Maksilla ve mandibula arasındaki uyumsuzluk klinik gözlemler ve radyografik görüntüler ile değerlendirilir. Bu amaçla postero-anterior (PA) radyografi kullanılır (Betts ve ark., 1995; Ricketts, 1981). Bununla birlikte MTY'in teşhisi için PA radyografilerde Ricketts'e göre yapılan sefalometrik analizlerde sadece kemik boyutlarının ölçülmesi, dişlerin ve apikal kaidenin hesaba katılmaması eleştiri konusu olmuştur.

Son zamanlarda çok güncel olan üç boyutlu görüntüleme yöntemi ile de çenelerin asimetri ve konum bozukluğu detaylı ve doğru analiz edilebilir. Bununla birlikte bu yöntemde yüksek dozda radyasyon verilmesi, yaş ve kullanılma sıklığı konusunda bir limitasyon oluşturur (Gwen ve Swennen, 2006; Jacobson ve Jacobson, 2006).

MTY teşhis edildikten sonra, nedene yönelik tedavi planlaması yapılmalıdır. MTY nedenleri şu şekilde özetlenebilir:

- 1- Alışkanlıklar-parmak emme vb.,
- 2- Obstruktif uyku apnesi,
- 3- İyatrojenik-Dudak damak yarığı vb.,
- 4- Genetik ve palatal boyutlar,
- 5- Kaslar,
- 6- Sendromlar: Marfan sendromu, Klippel-Feil anomalisi, Konjenital nasal apertura piriformis stenozu, Kraniosinostoz-Apert sendromu, Crouzon hastalığı, Carpenter sendromu, Osteoptia striata, Treacher Collins sendromu, Duchenne muskular distrofisi,
- 7- Sendromik olmayan palatal sinostoz,
- 8- Multifaktöryel (Suri ve Taneja, 2008)

Bu sıralanan başlıklarda mid-fasiyal yetersizlik bir sonuçtur ve gerçekte sorunun alt yapısı genetik ve fonksiyoneldir. O halde hala cevaplanması gereken soru mid-fasiyal yetersizliğin neden oluştuğudur. Genetik veya kalıtsal kökenli olan mid-fasiyal yetersizlik, yüzün intaruterin gelişimi sırasında oluşan herhangi bir sorundan

kaynaklanabilir. Bu nedenle sorunun cevaplarından biri mid-fasiyal bölgenin oluşumu ve gelişimi konusunda aranmalıdır.

İntrauterin dönemin 4. haftasında farengeal arklar oluşmaya başlar. Birinci farengeal ark trigeminal siniri, maksiller (maksilla, zigomatik kemik, temporal kemiğin zigomatik parçası) ve mandibular (Meckel kıkırdağı, mandibula, sfenomandibular ligament, malleus, incus) bölgeyi, çiğneme kaslarını (masseter, temporal kas, lateral ve medial pterigoid kas), anterior digastrik kası, mylohyoid kası, m. tensor veli palatiniyi, m.tensor timpaniyi oluşturur. Konjenital baş boyun bölgesi anomalilerinin çoğu farengeal arkların oluşumu sırasında meydana gelir (Bishara, 2001).

Yüzün gelişimi birincil olarak 4 -8. haftalar arasında başlar ve 8. haftadan sonra çevre yapılarla birlikte devam eder. Yüz, fronto-nasal çıkıntı ile nöral krest hücrelerinin 1. farengeal ark içine göç etmesi ve burada prolifer olmalarıyla bilateral olarak yer alan maksiller ve mandibular 4 adet çıkıntının birleşmesinden oluşur (Bishara, 2001). İntrauterin dönemde kraniyo-fasiyal yapıdaki kemikleşme ilk olarak 7. haftada mandibula ve maksillada başlar. Premaksillada iki kemikleşme noktası belirir, maksilladaki kemikleşme kemiğin merkezinden değil bu bölgeden başlar (Woo, 1949; Wood, 1969). Eğer bu bölgede mineralizasyonda bir defekt olursa doğumda damağın anteriorunda ve insiziv foramenin lateralinde yarık görülebilir (Rice, 2008).

Kraniyo-fasiyal iskelet yapı, endokondral ve intramembranöz yolla oluşan kemiklerden meydana gelir. Kraniyo-fasiyal intramembranöz kemikler temel olarak süturlardaki kemikleşme ve ayrıca yüzeylerindeki modeling ve remodeling olaylarıyla büyür. Örneğin maksillanın transversal boyutunun artması mid-palatal (intermaksiller) süturdaki büyüme ve bu esnada dış yüzeyindeki kemik apozisyonu ile gerçekleşir. Maksiller kemiğin hacmi artarken şeklinin de korunması için maksillanın iç yüzeyinde gerçekleşen kemik rezorpsiyonuyla maksiller sinüs de büyür (Rice, 2008).

Postnatal dönemde maksilla tamamen intramembranöz kemikleşmeyle büyür. Bu dönemde maksillanın büyümesi iki yolla olur:

1. Maksillayı kafaya ve kafa kaidesine bağlayan süturlarda kemik appozisyonuyla,
2. Yüzey modelling ve remodellingi ile (Proffit ve ark., 2015).

Yüzün ileri ve aşağı yönde büyümesinde maksillanın kafatasına ve kafa kaidesine göre öne-aşağı yönde büyümesi etkilidir. Bu olay,

1. Kranial kaidenin büyümesiyle maksillanın öne itilmesi ve
2. Süturlardaki büyüme ile gerçekleşir (Proffit ve ark., 2015).

Maksilla kafa kaidesinin ön bölgesine bağlı olduğundan, kranial kaide büyürken maksillayı da öne iter ve bu olay altı yaşına kadar maksillanın ileri büyümesinin önemli bir bölümünü oluşturur. Akondroplazi gibi kranial kaide uzamasını etkileyen sendromlar mid-fasiyal bölgede karakteristik bir yetersizlik yaratır. Normal şartlarda yedi yaşında kranial kaide büyümesi tamamlanır ve maksillanın ileri büyümesini sadece sütural büyüme sağlar. Maksillada ileri-aşağı yönde büyüme devam ettikçe süturlarda yeni kemik oluşur, suture kalınlıkları aynı kalır. Maksillanın sadece yer değiştiren kısmı değil diğer bazı bölgeleri de uzar. Sütural büyümede sutureların her iki tarafına da kemik eklendiğinden maksilla ile bağlantılı kemikler de büyür. Bu büyüme ile örneğin maksillanın posterior sınırındaki bağımsız tüber bölgesinde oluşan kemik, dişlerin sürebilmesi için yeterli alanı sağlar (Proffit ve ark., 2015).

Büyüme ile oluşan değişiklikler hem maksillanın ileri-aşağı translasyonu hem de yüzey modellinginin sonucudur. Kafa kaidesi ile bağlantılı olan nazo-maksiller kompleks, kafa kaidesinin yapısında yer alan sinkondrozisler ile ileri yönde büyürken bir bütün halinde göreceli olarak ileri-aşağı yönde yer değiştirir; Enlow tarafından *displacement*, Moss tarafından *translasyon* olarak tanımlanan bu olay ile oluşan

maksiller yer deşiştirmenin tam tersi yönde kemik oluşumu meydana gelir (Enlow ve ark. 1975; Moss ve Salentijn 1969; Proffit ve ark., 2015).

Fakat bazı istisnai durumlar da vardır. Örneğin damak aşağı yönde oral kaviteye doğru yer değiştirirken nasal tabanda kemik yıkımı damak kubbesinde de yeni kemik oluşumu görülmektedir. Alveolar çıkıntının n bölgesinde görülen rezorpsiyon da tüm maksillanın ileri hareketini azaltır (Proffit ve ark., 2015).

Postnatal dönemde maksiller büyüme her koşulda normal sınırlar içinde kalır diye bir kaide yoktur. Çünkü stomatognatik sistemin iskelet yapılarının formu, fonksiyonel üniteler tarafından şekillendirilir.

Dr. Melvin L. Moss tarafından ortaya koyulan Fonksiyonel Matriks Teorisi'ne göre iskelet yapılar, içinde yerleştikleri ve kendilerini çevreleyen organlar, yumuşak dokular ve vücut içinde yer alan boşluklarda meydana gelen fonksiyonların maharetiyle büyür. Normal büyüklüğüne ulaşmamış bir iskelet yapı, o bölgedeki fonksiyonların yetersiz olmasının bir kanıtıdır. Fonksiyonel matriks teorisinden yola çıkarak değerlendirildiğinde maksillanın veya mid-fasiyal gelişim yetersizliğinin nedenlerinden birisi, maksillanın büyümesini drtkleyen kaslar ve naso-maksiller kompleksin önemli bileşenlerinden biri olan nazal hava yolunun yetersiz işlevidir (Moss, 1997).

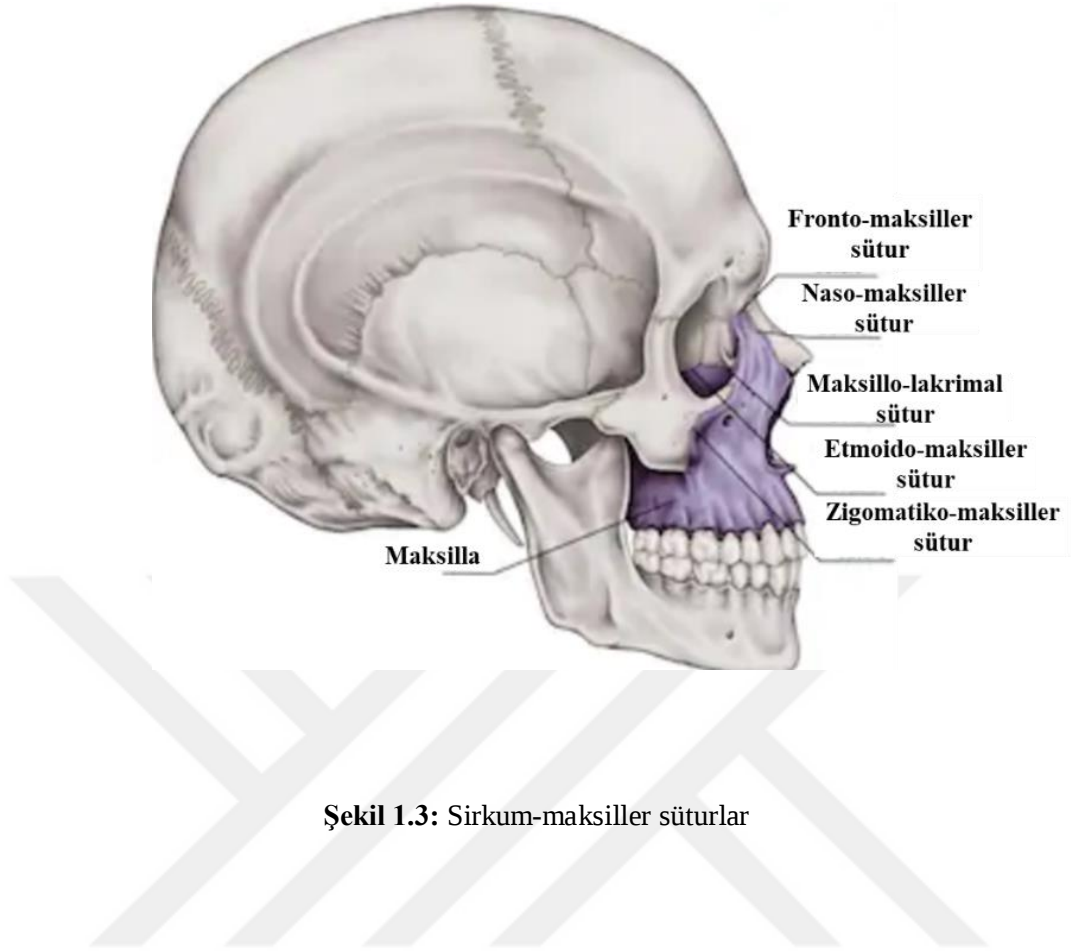


Şekil 1.2: Dr. Emerson C. Angell

Maksiller yetersizliğin tanı ve tedavisi 150 yıldan uzun zaman önceye kadar uzanır. Dr. Emerson C. Angell tarafından ilk olarak 1860 yılında maksiller yetersizlik tarif edilmiş ve hızlı maksiler genişletme yöntemi tanıtılmıştır. Angell, 14 yaşında kız çocuğunun damağına yerleştirdiği vidayı günde iki kez açtırarak genişletme yapmıştır. 2 hafta sonunda santral dişler arasında diastema oluşacak şekilde maksillanın iki yarısını birbirinden ayırdığını ve genişletme öncesinde çapraz kapanışta bulunan lateral dişi diğer anterior dişlerin önüne getirdiğini bildirmiştir (Angell, 1860).

O dönemde böyle bir tedavinin imkânsız olduğuna inanılmış bununla birlikte sonuçlar da merak uyandırmaktan geri kalmamıştır. Sonrasında başarısız olacağını savunan makaleler nedeniyle neredeyse terk edilen Angell'in yöntemi birtakım araştırmacılar tarafından başarıyla uygulandıktan sonra geniş bir çevre tarafından kabul görmeye başlamıştır.

Maksiller genişletme, önceleri maksilladaki çapraşıklığın giderilmesi daha sonra ise maksiller kemiğin transvers boyutunun arttırılması ve maksillanın sagittal olarak hem önde konumlandırılması hem de boyutunun arttırılması niyetiyle yapılmıştır. Bu hem estetik bir yüz yapısı hem de çeneler arası normal bir okluzal ilişki sağlar. Böylece çiğneme fonksiyonunun yanı sıra solunum fonksiyonu da normalize olur. MTY'nin giderilmesi nasal hava yolunun genişlemesi ile nefes alma güçlüğünün iyileşmesini sağlar. Bu uygulamanın iştme güçlüğü, uyku esnasında oluşan horlama, uykuda nefessiz kalma (apnea), gece altını ıslatma (nocturnal diuresis) gibi bir takım sorunların giderilmesinde de etkili olduğu bildirilmiştir (Aznar ve ark., 2006; Lofstrand-Tidestrom ve ark., 1999; Nishimura ve Suzuki, 2003). Tüm bu sorunların giderilmesi bireyin daha konforlu ve kaliteli bir yaşam sürmesini sağlar.



Şekil 1.3: Sirkum-maksiller suturelar

Maksiller genişletme için uygulanan kuvvet kemiklere ve ardından mid-palatal ve sirkum-maksiller suturelara iletilir (Şekil 1.3). Kafatasını oluşturan yapıları birleştiren; doğum sırasındaki deformasyonlara ve sonraki dönemlerde (beyin, göz vb. yapıların büyümesiyle oluşan) küçük hareketlere izin verecek eklem yüzeyleri oluşturan ve mekanik stresleri emerek osteojenik dokuyu korumayı sağlayan suturelar temel olarak büyüme yeri davranışı gösterir (Proffit ve ark, 2015; Rice, 2008).

Birer büyüme yeri olan kraniyo-fasiyal sutureları ayırmak için gerek yüksek gerekse düşük genişletme-ilerletme kuvvetleri uygulandığında suturel aktivitenin normal büyüme aktivitesine benzer olduğu bulunmuştur (Liou, 2005b). Maksiller genişletme mid-palatal sutureu kırar ve bu bölgede yeni kemik oluşumu ile maksilla transvers olarak genişlerken sirkum-maksiller suturelardan da kurtularak direnç bölgelerinden ayrılır (Wang ve ark., 2009). Maksiller genişletme kuvvetleri karşısında

süturlar periodontal membrana benzer şekilde tepki verir (Melsen ve Melsen, 1982; Nanda ve Golden, 1980).

Mid-palatal ve sirkum-maksiller sutureların kırılması olgunlaşmadan önceki aşamada mümkündür. Suturelar olgunlaşırken osteojenik yüzeyler birbirine yaklaşır, mezenşimal hücreler osteoblastomalara dönüşerek kemik kalınlığını artırır. Son olarak kemik yüzeylerinin arasında matur suturen habercisi fibröz yapı oluşur (Markens, 1975). Matur suturelar viskoelastik yapıdadır ve kollajen fiberlerden, proteoglikanlardan ve sudan oluşan ekstraselüler matrikse sahiptir (Woo ve Akeson, 1987).

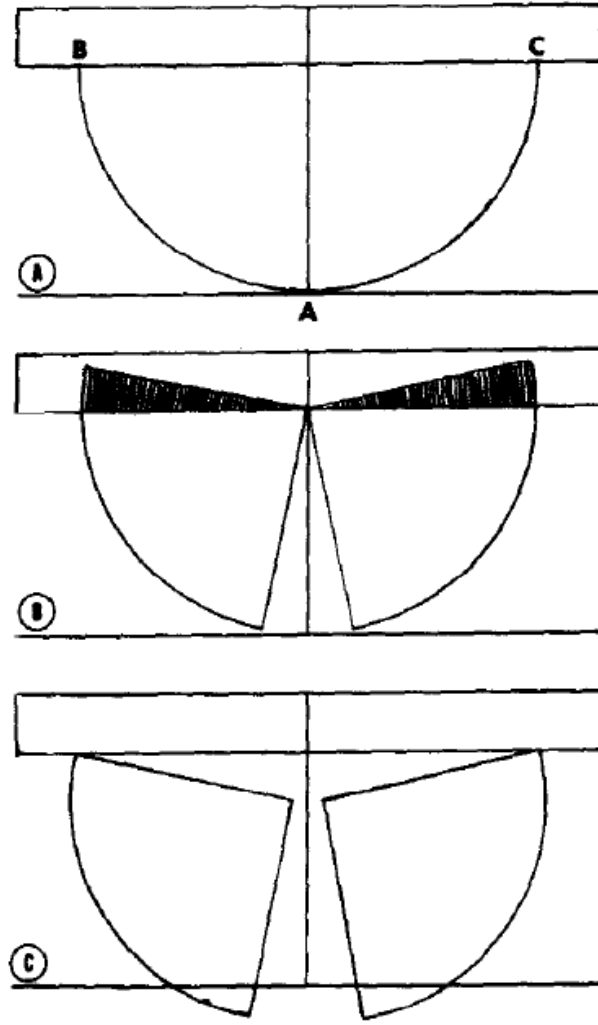
OMG'ye başlamadan önce mid-palatal suturen maturasyonunu değerlendirmek için palatal veya oklüzal radyografi önerilmiştir (Lehman ve ark., 1984). Ancak, bu radyografiler diğer kemik yapıların mid-palatal suturela superimpoze olması ve suturen arka kısmının yeterince izlenememesi nedeniyle güvenilir değildir. Bunun yanında, bazı histolojik çalışmalarda mid-palatal suturen arka bölgeden kapanmaya başladığı bildirildiğinden, oklüzal bir grafinin yetkinliği tartışmalı bulunmuştur (Bell ve Epker, 1976; Lines, 1975; Wertz, 1970).

Lamparski (1972), iskelet olgunlaşmasının biyolojik indikatörü olarak servikal vertebralardaki değişiklikleri kullanmış ve bunu Cervical Vertebral Maturation (CVM) olarak adlandırmıştır. Baccetti ve ark., Lamparski'nin yöntemini modifiye ederek CVM'nu 6 safhaya azaltmış ve büyüme dönemine göre yapılması gereken ortodontik tedavi yöntemini bildirmiştir. Ayrıca 3. ve 4. Safhalarda mandibular ve kraniyo-fasiyal büyümenin en hızlı olduğu belirlenmiştir (Baccetti ve ark., 2005). Haas genişletme apareyi kullanılarak hızlı maksiller genişletme ile maksiller yarılının mid-palatal suture bölgesinden ayrılması için uygun zamanın iskeletsel büyümenin hızlandığı pik döneminden önce olduğu bildirilmiştir (Baccetti ve ark., 2001).

OMG için uygulanan hızlı maksiller genişletmenin mid-palatal sütür dışında maksillayı çevresindeki kemiklere bağlayan sirküm-maksiller süturlar üzerinde de etkili olduğu deneysel ve klinik çalışmalar ile gösterilmiştir (Chaconas ve Caputo, 1982; Gardner ve Kronman, 1971; İşeri ve ark., 1998; Lee ve ark., 2014; Wertz, 1970; Zimring & Isaacson, 1965).

Dr. William Biederman 1973 yılında yayınladığı makalesinde, hızlı maksiller genişletme ile iki çeyrek daire olarak şematize ettiği maksiller yarılarının kafa kaidesi ile ilişkisine dair üç önemli sonuç öngörmüş ve maksillada oluşmasını beklediği yer değiştirmeleri buna göre tarif etmiştir (Biederman, 1973). Son yıllarda çok popüler olan maksillanın hızlı genişletilmesi için kullanılan alternate rapid maxillary expansion and constriction (Alt- RAMEC) prosedürünün bilimsel temeli aslında bundan yaklaşık yarım asır önce Biederman tarafından atılmıştır (Liou ve Chen, 2003).

Biederman (1973), transversal genişletme esnasında iki yarım daireden oluşan maksilladaki yer değiştirmeleri horizontal ve vertikal olmak üzere iki düzlemde incelemiştir. Şekil 1.4'teki diagram hızlı maksiller genişletmenin-rapid maxillary expansion (RME) horizontal düzlemdeki biyomekanik etkisi ile ilgili hipotezini açıklamaktadır.



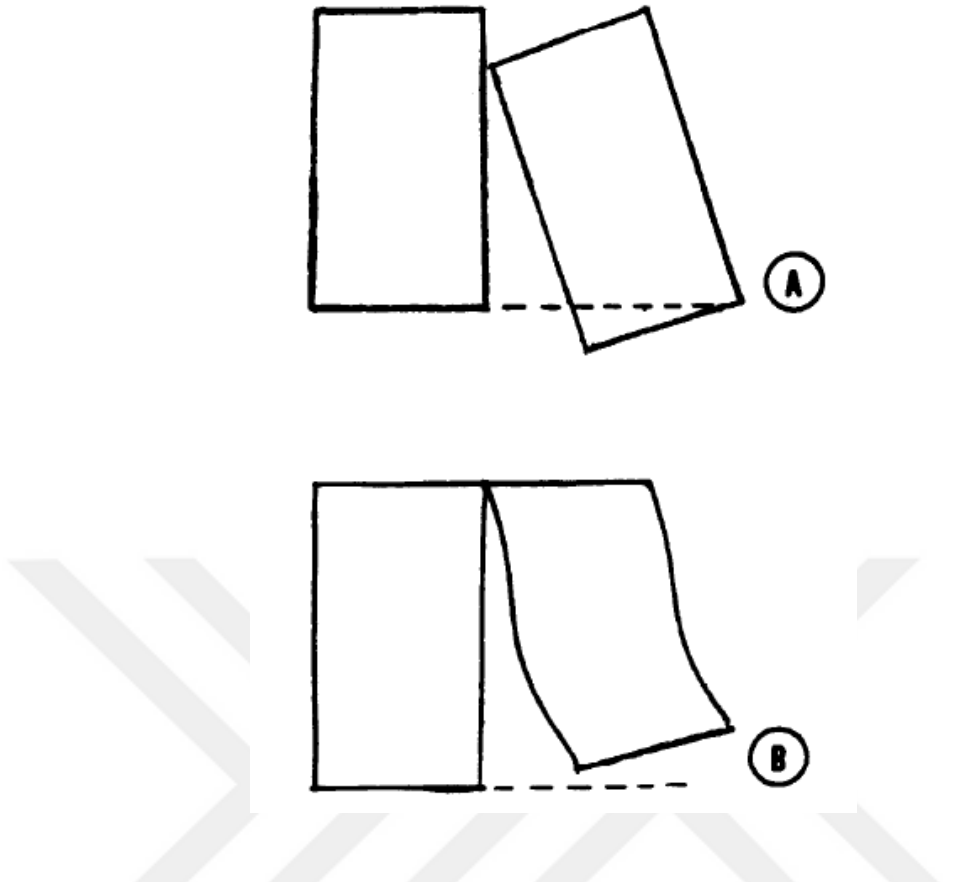
Şekil 1.4: Hızlı maksiller genişletmenin horizontal düzlemde biyomekaniği (Biederman, 1973).

- (A.) Yarım daireler maksillanın sağ ve sol yarılarını, dikdörtgen şekiller ise posteriorda maksilla ile eklem yapan kemikleri ifade eder. A noktası yarım dairelerin birbirine temas ettiği orta hat üzerindeki noktadır. B ve C noktaları ise maksillanın sağ ve sol yarısının posterior bölgede bağlantı yaptığı kemiklerle birleşme yeridir.
- (B.) Eğer mid-palatal süturun açılma merkezi orta hatta herhangi bir yerdeyse, A noktası hafifçe geriye doğru hareket ederken, B ve C ile ifade edilen lateral noktaların bulunduğu taralı bölgelerde bir-iki hafta içerisinde beklenmedik olarak gelişen aşırı kemik rezorpsiyon alanları oluşur.
- (C.) Eğer B ve C noktalarına karşılık gelen iki rotasyon merkezinde radyolusens olarak görülen üçgen şeklinde bir alan olursa A noktası ileri yönde hareket eder.

RME sonrasında mid-palatal sturdaki açılma okluzal filmlerde tabanı anteriorda tepesi posteriorda üçgen ŗeklinde bir radyolusensi olarak izlenir. Biederman, gen ŗeklindeki açılmanın iki ŗekilde olabileceğini ifade etmiŗtir:

1. Eğer rotasyon merkezi orta hat üzerinde herhangi bir yerde olursa taralı alandaki kemikte rezorbsiyonun sonucu olarak, B ve C ile ifade edilen lateral noktalar posteriora hareket eder. Ayrıca A noktası da posterior yönde hareket eder.
2. Eğer rotasyon merkezi B ve C noktalarında olursa posteriorda maksilla ile eklem yaptığı kemik yapıları arasında üçgensel açılmalar meydana gelir ki bunun sonucunda A noktası anterior yönde hareket eder.

Maksiller geniŗletmenin horizontal düzlemdeki açıklamalarında posteriorda sadece oldukça rijit bir yapı olan sert damak hesaba katılırken, vertikal düzlemde sert damaktan nispeten daha ince olan birkaç kemik (nasal kemik, ethmoid kemiğin duvarları vb.) göz önünde bulundurulmuŗtur. Maksiller geniŗletme sırasında bu ince kemiklerde disartiklasyon yerine bükülme görülmesi beklenen bir sonuçtur. Bklen kemiklerde gerekleŗen remodeling ile bu kemiklerin boyları kısalır ve bu durum kapanışın açılmasına neden olur (ŗekil 1.5).



Şekil.1.5: Hızlı maksiller genişletmenin vertikal düzlemde biyomekaniği (Biederman, 1973).

- (A). Eğer maksiller genişletme sonucunda Şekil 1.4'te (B)'deki gibi bir disartikulyasyon olursa bunun vertikal plana yansıması maksillanın aşağıya doğru hareket etmesi şeklindedir ve bunun sonucunda bite artar.
- (B). Eğer Şekil 1.4'te (C)'de oluşan hareketin vertikal plana nasıl yansıdığı incelenirse bu durumda maksiller parçalar vertikal planda ileri yönde bükülür ve bu durumda bite açılır.

Maksillanın ekspansiyonu sırasında uygulanan mekanik kuvvetlere verilen cevap süturların genişlemesini, lif demetlerinin yönlerinin değişmesini, osteoblastların sayısının artmasını ve her iki kemik yüzeyindeki osteoid dokunun depozisyonunu içermektedir (Engström ve Thilander, 1985). Bu değişikliklerin tümü distraksiyon osteogenezi ile aynıdır (Liou, 2005b).

Distraksiyon osteogenezinde yumuşak kallusun mekanik olarak gerilmesi ile yeni kemik oluşum sũreci başlar (Ilizarov ve ark., 1969). En az ũç farklı osteogenez tipi vardır:

1. Fiziyal osteogenez,
2. Sũtural genişleme/protraksiyon osteogenezi ve
3. Ortodontik olarak indũklenen periodontal osteogenez(Liou, 2005b).

Tũm bu osteogenez tipleri iki sert doku arasında yerleşen osteojenik yumuşak dokunun (yumuşak kallus, fiziyal yapı, sũtur veya periodontal ligament) mekanik olarak gerilmesiyle yeni kemik oluşturur (Liou, 2005b).

Distraksiyonla yeni kemik yapılması için osteotom yapılması ve ardından yumuşak kallus oluşması için 1 hafta beklenmesi gerekir. Yumuşak kallus osteoblast ve fibroblast içeren kemik iyileşmesinin bir parçası olan osteojenik bir dokudur ve mekanik gerilmeye cevap verir (Liou, 2005b).

Fiziyal distraksiyon osteogenezi ile fiziyal yapıların mekanik olarak gerilmesiyle yeni kemik oluşturulur. Fiziyal yapı epifiz ile uzun kemiklerin ucu arasındaki osteojenik dokudur. Fiziyal distraksiyonda osteotomiye ve yumuşak kallusa gerek yoktur (Alberty ve ark., 1990; Canadell ve De pablos, 1992; De Pablos ve Canadell, 1990; Liou, 2005b).

Fiziyal osteogeneze benzeyen sũtural genişleme/protraksiyon osteogenezinde ve ortodontik olarak indũklenen periodontal osteogenezde yeni kemik kraniyo-fasiyal sũturların ve periodontal ligamentlerin mekanik olarak gerilmesiyle oluşur. Osteojenik dokular kraniyo-fasiyal sũturlarda membranũz kemiklerin karşılıklı kenarlarında ve alveol soketi ile diş arasındaki periodontal ligamenttedir. Bu iki tip osteogenez ortodontide senelerdir kullanılmaktadır. Buna ȳrnek; RME, maksiller protraksiyon, ortodontik diş hareketleridir (Liou,2005b).

RME, sütural genişleme osteogenezinin tipik bir örneğidir. Geçmiş histolojik analizler de RME'nin distraksiyon osteogenezinin sütural ekspansiyon osteogenezi formunda olduğunu göstermiştir (Liu ve ark, 2000). Maksillanın genişlemesi ve protraksiyonu için önemli olan disartiklasyonudur. Maksillanın komşu kemiklerden ayrılmasını sağlayan da ekspansiyon kuvvetinin sirkum-maksiller süturlardaki etkisidir.

Disartiklasyonun sağlanabilmesi için yeterli genişletme miktarı ile ilgili fikir birliğine henüz varılmamıştır. Bazı araştırmacılar 5 mm'lik genişletmenin yeterli olduğunu (Alcan ve ark., 2000) bazıları ise en az 12-15 mm genişletme gerektiğini bildirmiştir (Haas, 1980; Haas, 2000). Genişlemenin fazla olması sirkum-maksiller süturlarda gerilme/sıkışma streslerini arttırarak maksillanın daha iyi disartikle olmasını sağlar. Bununla birlikte genişletmenin amacı fazla ekspansiyon değil disartiklasyon olmalıdır (Liou, 2005b).

Liou ve Tsai (2005), maksillayı fazladan genişletmeden disartikle etmek için "Efektif ortopedik maksiller protraksiyon tekniği"ni geliştirilmiştir. Bu teknik üç bileşen içerir:

1. Fazla maksiller anterior hareket için çift menteşeli vida,
2. Maksillayı daha iyi disartikle etmek için yeni bir yöntem olan Alt-RAMEC protokolü,
3. Maksillanın protraksiyonu için kullanımı rahat bir çift protraksiyon springi.

Maksiller genişletme için kullanılan vidalı apareylerle yapılan maksiller genişletme sırasında rotasyon merkezi PNS'de olduğunda maksillanın posteriorunda gerçekleşen rezorbsiyon sonucunda maksilla posteriora yer değiştirir. Liou ve Chen bu olumsuz etkiyi kontrol etmek veya ortadan kaldırmak için her iki maksiller yarıda daha fazla anteriora hareket sağlamak amacıyla çift menteşeli (double-hinged) genişletme vidası olarak adlandırdıkları yeni bir maksiller genişletme apareyi tasarlamıştır (Liou ve Chen, 2003). Aparey W aygıtına benzer ve 2 adet rotasyon menteşesi içerir. Merkezinde bir genişletme vidası vardır ve bu vidayı iki adet cıvata tutar. nde iki

cıvata arkada iki rotasyon menteşesi gövdeye bağlanır. Diğer genişletme apareyleri mid-palatal süturu “V” şeklinde açıp maksillaya dışa rotasyon yaptırır. Çift menteşeli genişletme vidasının diğer genişletme apareylerine üstünlüğü daha fazla maksiller anterior hareket sağlaması, tüberositeler merkez olacak şekilde maksiller yarılarda dışa ve ileriye dönmesini ve maksiller tüberositelerin arkasında daha az rezorpsiyon oluşturmalarıdır (Garib ve ark., 2009).

Aparey maksiller birinci premolar ve molarlara bantlanarak ölçü alınır ve model hazırlanır. Çift menteşeli genişletme vidası intermaksiller suture dik şekilde yerleştirilir; premolar ve molar bantlarına lehimlenir. Ön iki genişletme kolu (0.051 inch paslanmaz çelik tel) çift taraflı olarak premolarlardan itibaren santral keserlere kadar uzanır. Genişletme kolları keser dişlerin palatinaline kompozitle sabitlenir. Bantlar ve genişletme kolları simantasyondan önce kumlanır. Simantasyondan bir gün sonra Alt-RAMEC protokolüne başlanır (Liou, 2005b).



Şekil 1.6: Çift menteşeli (Double-hinged) genişletme vidası

Alt-RAMEC protokolünün esasları klasik genişletme -vida açma- işlemine daraltma –vida kapatma- işlemine ilave ederek birbirini takip eden haftalarda sırayla ilk hafta genişletme ile başlayıp sonraki hafta daraltma ile ardışık olarak belirli bir süre uygulanmasıdır (Liou, 2005a; Liou, 2005b). Bu nedenle yöntemin suturelardaki etkisi, diş çekmek için yapılan dişin bukkale ve linguale itilerek soketten eleve edilmesine

benzetilmiştir. Her genişletme veya daraltma ritmi sabah iki, akşam iki olmak üzere günde dört tur; oranı ise 1 mm'dir. (Gandedkar ve Liou, 2018; Liou ve Chen, 2003).

Bu yöntem ile hedeflenen, maksillanın sadece transversal olarak açılması değil aynı zamanda sirküm-maksiller süturlarla olan sıkı bağlantısını uyararak hem spontane olarak hem de daha sonra yapılacak protraksiyon ile ileri yönde hareketinin sağlanmasıdır. Maksillanın hareketli hale getirilebilmesi ise özellikle posterior bağlantı yerlerinden ve onu çevre kemik yapıları bağlayan sirküm-maksiller süturlardan ayırmayla olur. Maksillayı çevre kemiklere bağlayan süturların seyirleri sagittal ve koronal yöndedir. Sagittal yönde seyreden süturları açmak için 3-5 hafta Alt-RAMEC uygulaması yeterli olurken özellikle maksiller protraksiyon sırasında yoğun direnç sahaları oluşturan koronal yönlü süturlardaki direnci kırmak için bu süreyi 7 haftaya kadar uzatmak gerekir (Wang ve ark., 2009).

Klinik protokolde, 7-9 haftalık bir genişletme-daraltmanın ardından protraksiyon springleriyle 4 aylık maksiller protraksiyon yapılır. Toplam uygulama süresi 6 ay olarak bildirilmiştir (Liou ve Chen, 2003).

Alt-RAMEC ile maksiller anterior hareketin yanında nasal kemikte de öne doğru yer değiştirme olduğu bildirilmiştir (Liou ve Tsai, 2005). Bu nedenle Alt-RAMEC süresince nasal kemikte ve zigomatik arkta kısa süreli rahatsızlık hissi olduğu saptanmıştır. Bu semptomlar ile kemiklerde saptanan yer değiştirme, nasal kemik çevresindeki süturlarda ayrılma ve nasal kemikte çatlama; hatta kırılma olduğunun birer işareti olarak değerlendirilmiştir. Bununla birlikte klinik kırık belirtileri olan baskıda ağrı, ciltte çürükler ve renk değişikliği gibi semptomlara rastlanmamıştır (Garib ve ark., 2009). Alt-RAMEC protokolü sırasında nasal kemik veya diğer yüz kemiklerinde, özellikle süturlarda ossifikasyonun başlamasından itibaren, kırık oluşması ihtimali vardır. İskeletsel olgunlaşmanın tamamlandığı dönemde yapılan ortopedik maksiller genişletme (OMG), posterior dişlerin laterale devrilmesi, ekstrüzyon, periodontal membran sıkışması, bukkal kök rezorpsiyonu, alveolar kemiğin bükülmesi, bukkal korteksin fenestrasyonu, palatal doku nekrozu, mid-palatal süturun açılmaması, ağrı ve genişlemenin instabilitesi gibi istenmeyen etkilere yol

açabilir. Bu nedenle iskeletsel büyümenin tamamlandığı dönemlerde maksillanın transversal boyutunu ortopedik olarak değiştirilmesi klinik komplikasyonu arttırdığı için cerrahi yöntemler önerilmiştir (Suri ve Taneja, 2008). Son yıllarda bu amaçla sıkça uygulanan yöntem, cerrahi destekli hızlı maksiller genişletme-Surgically Assisted Rapid Maxillary Expansion-SARME' dir.

SARME endikasyonları şunlardır:

1. Çene pozisyonlarının değiştirilmesine ihtiyaç yokken, maksiller ark uzunluğunu arttırmak, posterior çapraz kapanışı düzeltmek için uygulanabilir.
2. Segmental maksiller osteotomi ile ilişkili risklerin artmasını, komplikasyonları ve stabilitenin bozulmasını önlemek amacıyla yapılacak ileri ortognatik cerrahiden önce maksiller arkı genişletmek için yapılabilir.
3. Diş çekimi gerektirmeyen çapraşıklık ve bir maksiller dentisyonda yer sağlamak için uygundur.
4. Damak yarıklarında hipoplazik maksillayı genişletmek için uygulanabilir.
5. Gülümsemede oluşan geniş karanlık bukkal koridorları azaltmak için yapılabilir.
6. OMG başarısız olduğunda sütür direncinin üstesinden gelmek amacıyla yapılabilir (Koudstaal ve ark., 2005; Woods ve ark., 1997).

SARME tekniği Brown tarafından 1938'de mid-palatal separasyon ile tanımlanmıştır (Brown, 1938). Fakat bu teknik uygulanırken maksillayı çevresindeki direnç merkezlerinden ayırmak amacıyla yapılan kesiler hakkında bir uzlaşmaya varılamamıştır.

Maksiller genişletmeye direnç oluşturan alanlar:

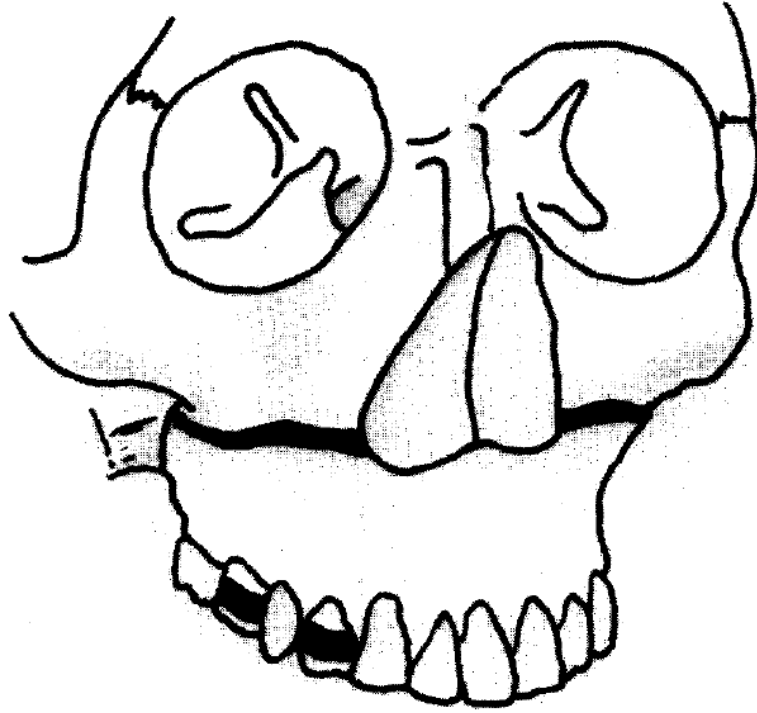
- a) Anteriorda apertura piriformis,
- b) Medialde kapanmış mid-palatal sütür,
- c) Lateralde zigomatik butres,
- d) Posteriorde pterygoid birleşimdir (Suri ve Taneja, 2008).

Başlangıçta, söz konusu direnç merkezlerinin hepsi ayrılmış (Bell ve Epker 1976; Epker ve, Wolford, 1989; Kennedy ve ark., 1976; Kraut, 1984) ancak daha sonra, morbidite ve ayaktan cerrahinin azaltılması amacıyla daha az yapıya müdahale edilmiştir. Literatürde cerrahi safhada farklı direnç alanlarına müdahale edildiğinden bahsedilir. Örneğin; Bays ve Greco (1992), anterior, lateral ve medial yapılara; Jacobs ve ark. (1980) lateral ve medial yapılara; Messer ve ark. (1979) anterior, lateral ve posterior yapılara; Glassman ve ark. (1984), Feller ve ark. (1998) ve Mommaerts (1999) anterior ve lateral yapılara müdahale etmiştir.

Harzer ve ark. 2004'te kemik destekli genişletme apareyi olan Dresden distraktörünü üretmiş Dresden distraktörü ile birlikte Glassman osteotomisini önermiştir.

Glassman ve ark. mid-palatal sutureda ve pterigomaksiller birleşim bölgelerinde osteotomi yapılmadan SARME uygulamıştır. Bu basitleştirilmiş tekniğin avantajları:

- a. Postoperatif komplikasyonları ve düşük de olsa ölüm riskini azaltır.
- b. İnsiziv kanal içeriği korunur.
- c. Nasal ve palatal dokuda delinme olmaz.
- d. Pterigomaksiller bölgede kanama olmaz (Glassman ve ark., 1984).



Şekil 1.7: Glassman yönteminde osteotomi şekli

Glassman osteotomisinde düşük sedasyon eşliğinde lokal anestezi sonrasında bukkal vestibülün en derin bölgesinden kanin dişin distalinden başlayıp birinci molar dişin mesialinde sonlanan bir kesi yapılır. Lateral maksiller duvarlardaki kemik yüzeyi anterior piriformdan başlayıp zigomatik butresi geçerek pterigomaksiller fissura kadar muko-periosteal elevasyonla açığa çıkarılır. Bir fissür frezle dişlerin kök uçlarından 5 mm yukarıda seyredecek şekilde piriform açıklıktan pterigomaksiller fissurun anterioruna kadar osteotomi yapılır. Bölge suturela iyileşmeye bırakılır. Genişletme aygıtı, kendi elastik özelliğini soğurması için operasyon sırasında 4 çeyrek tur - 1 mm açılır. Operasyon sonrası 3. günden itibaren yeterli genişletme sağlanana kadar vida sabah-akşam birer kez açılır. Aktivasyondan sonra aparey 12 hafta boyunca pasif şekilde ağızda tutulur. Bu süreçte ortodontik tedaviye başlanabilir veya başlamış olan tedavi sürdürülebilir (Glassman ve ark., 1984). Osteotominin yapılmasından sonra distraksiyon protokolüne başlanır.

1.1. Distraksiyon Osteogenezi

Distraksiyon osteogenezi (DO), cerrahi osteotomi ile elde edilen bir kemik fragmanının kademeli ve kontrollü yer değiştirmesinden sonra fraktür alanında yeni kemik ve komşu yumuşak dokunun oluşturulmasıdır (Cohen ve ark., 1995; Constantino ve Friedman, 1991; Cope ve ark., 1999).

İlk olarak Guy de Chauliac, 14. yy'da kırıkların iyileştirilmesi için sürekli çekme-traksiyon yöntemi üzerine çalışmıştır. Mekanik bir kuvvetin iskelet sistemine doğrudan aktarılmasını sağlayan ilk aperey ise 19. yy'da Malgaigne tarafından patellada oluşan yer değiştirmiş kırıkların fiksasyonunda tanıtılmıştır (McCarthy ve ark., 2001).

DO ile kemik uzatılması tekniğini, ilk defa Codivilla 1905 senesinde, femurun uzatılmasında tanımlamıştır (Codivilla, 1994). Takip eden dönemde aynı teknikle tibia da uzatılmış, asıl gelişme ise 1950'lerde Dr. Gavriil A. İlizarov tarafından sağlanmıştır. İlizarov, bu tekniği ekstremitelerin enkondral kemiklerinde başarıyla uygulamıştır (Karabekmez ve ark., 2012).

Kraniyo-maksillo-fasiyal bölgede ise DO ile ilgili ilk tanımlamayı Wassmund 1926 ve Rosenthal 1927 yılında yapmıştır (Honig ve ark., 2002). 1990'lı yıllara değin, yüz bölgesindeki DO uygulamaları hakkında birkaç çalışma yayınlanmış, ilk pratiği McCarthy ve ark. 1992 yılında hemifasiyal mikrozomi tedavisinde mandibulayı uzatarak yapmıştır (Karabekmez ve ark., 2012).

1. 2. Distraksiyon Osteogenezinin Biyolojik Temelleri

DO, yavaş ve kademeli bir germe kuvveti ile bir kemiğin iki segmenti arasında yeni dokusal oluşumun indüklenmesi için geliştirilen bir yöntemdir (Campisi ve ark., 2003; Ilizarov, 1989a; Ilizarov, 1989b; Meyer ve ark., 2001a). İki ana tipi vardır:

- a. Fiziyal distraksiyon, uzun kemiklerin epifiz ve diafizlerini ayırarak,
- b. Kallotazis (Callotasis) kırık veya osteotomi hattındaki kallusu kademeli gererek sert ve yumuşak dokuda rejenerasyonu ve büyüme aktivitesini sağlar (Mckibbin, 1978; Wangerin ve Gropp, 1997).

Kallotazis, osteotomi veya fraktür ile kemik segmentinin bütünlüğünün bozulduğu yerde şekillenen onarıcı kallusun azar azar esnetilmesidir. Kallotazis (Callotasis) kelimesinin kökeni Latin ve antik Yunan diline dayanır; *kallum* (*callum*) Latince kemik segmenti arasındaki *skar*, *taois* ise antik Yunan dilinde *germe* anlamına gelir. Maksillo-fasiyal bölgede en çok uygulanan distraksiyon yöntemi kortikotomi veya osteotominin ardından kemik parçaları arasında kalan iyileşmekteki kallusun çekilmesidir. DO başlangıçta oluşan tamir kallusu nedeniyle kırığın normal iyileşmesi ile neredeyse aynıdır (Karabekmez ve ark., 2012).

DO uygulamasında kemik dokusunun içinde yerleşmiş olduğu kaslar ile bunların yapısında yer alan damar, sinir, fasya, ligament, mukoza, deri gibi yumuşak dokularda ve kırıkta ile periost yapısında da kemik segmentlerine uygulanan germe kuvvetlerine karşı bir uyum reaksiyonu oluşur. Gerilme sonucu yumuşak dokuda gerçekleşen bu değişimlere *distraksiyon histogenezisi* denir (Cope ve ark., 1999).

İlizarov kemik uzatılması çalışmaları sayesinde distraksiyon osteogenezinin iki prensibini bildirmiştir. 'İlizarov Etkileri' olarak bilinen bu prensipler şunlardır:

1. Germe kuvvetlerinin doku büyüme-gelişimine etkisi,
2. Kan dolaşımının ve distraksiyon kuvvetlerinin kemik ve eklem şekli üzerindeki etkisi.

İlk prensip, rutin uygulanan çekme kuvvetinin neden olduğu stresin, doku yenilenmesi ile büyümeyi hızlandığını söyler. Meydana gelen yeni kemik orijinal yapısına ulaşmak için hızlıca rejenere olur (İlizarov, 1989a ve İlizarov, 1989b).

İkinci prensip ise kemik-eklem morfolojisinin ve kütlelerinin mekanik kuvvetler ve kan bileşenleri ile ilişkili olduğunu söylemektedir. Kan bileşenleri normal veya yüksek mekanik kuvvetleri destekleyemezse, yeni kemik oluşumu kesilir ve atrofi veya dejenerasyon başlar. Tam tersi durumda, kan bileşenleri yeterli desteği sağlayabilirse kemik dokuda denge oluşturan hipertrofi oluşur (İlizarov, 1989a ve İlizarov, 1989b).

1.3. Distraksiyon Osteogenezi Aşamaları

DO tedavisi 6 aşamadan oluşur:

1. Preoperatif aşama,
2. Operatif aşama,
3. Latent aşama,
4. Distraksiyon aşaması,
5. Konsolidasyon aşaması,
6. Retansiyon aşaması (Martin ve ark., 1989).

1.3.1. Preoperatif Dönem

Bu dönemde radyografik ve klinik muayene, ilgili materyalin (fotoğraf ve sefalometri) analizi ve artikülatöre bağlanan alçı modellerin kontrolü ile tedavi planlaması yapılır. Değerlendirmede hastanın büyüme dönemi, dental durumu, oral

temizliği, deformitesinin konumu, hedeflenen kemik uzatması, hastanın psikolojisi ve genel sağlığı dikkate alınır (Aronson, 1999).

1.3.2. Operatif Dönem

Cerrahi işlemin yapıldığı dönemdir. Kemik kesilerinden sonra distraktör yerleştirilir. Osteotom, sinirler ve anatomik oluşumlar zarar görmeyecek şekilde elde edilmek istenen kemiğin hacmine göre yapılır. nce bukkal bölgedeki kesiler tamamlanır sonra, lingual bölgede yeşil ağağ kırığı oluşturulur, ardından distraksiyon aygıtı yerleştirilir. Sütur atılmadan önce distraksiyon aygıtının çalışması kontrol edilmeli ve açma yönü belirlenmelidir (Cope ve ark., 2001; Swennen ve ark., 2001).

1.3.3. Latent Dönem

Cerrahi işlemin ardından, distraksiyon aygıtının aktivasyonundan önceki bekleme dönemidir. 5-7 günlük bu dönem osteotomi ile yaratılan aralıklarda iyileşmenin başlaması içindir. Bu srenin uzaması veya kısılması komplikasyonlara neden olur. Bu dönemin ne kadar süreceği hastanın yaşına ve osteotomi yapılan bölgeye göre değişir (Tavakoli ve ark., 1998). Bu dönem kallusun tam iyileşmesi için önemlidir. Distraksiyon erkenden başlatılırsa kemikleşme azalır ve bu sahalarda kırıkta yapı oluşur ki bu yapı mekanik olarak dayanıksızdır. Latent periyod çok uzun olursa osteotomi sahasında oluşmaya başlayan sert kallus nedeniyle distraksiyon aygıtı kemik parçalarını ayıramaz. Yaş ilerledikçe bu süre daha uzun tutulmalıdır. Yaşa göre hiç beklemeden ilk anda aktivasyon yapılabilir ya da en fazla 12 gün latent dönem beklenebilir (Swennen ve ark., 2001).

1.3.4. Distraksiyon Dönemi

Distraktörün vidasının açıldığı, osteotomla komşu kemik kenarlarının yavaşça birbirinden ayrıldığı dönemdir. Distraksiyon döneminde dikkat edilmesi gereken 3 önemli parametre vardır. Bunlar distraksiyonun

1. Hızı veya oranı (günlük miktar),
2. Ritmi (frekans),
3. Toplam süresidir.

Yapılan çalışmalarda en uygun distraksiyon hızının 1mm/gün olduğu rapor edilmiştir (Al Ruhaimi, 2001; Tavakoli ve ark. 1998). Swennen ve arkadaşlarının literatür taramasında çeşitli çalışmalarda hız günlük olarak 0,5 ile 1 mm arasında belirlenmiştir (Swennen ve ark., 2001). Distraksiyon hızı ve ritmi çocuklarda metabolizma hızlı olduğundan arttırılabilir, yaşlılarda metabolizma yavaş olduğundan azaltılır. Önemli olan distraksiyon oranı ile distraksiyon yapılan dokulardaki vasküler büyüme hızının birbiriyle dengede olması ve distraksiyonun prematür konsolidasyon nedeni olacak yavaşlıkta kalmamasıdır (McCarthy ve ark., 2001).

Literatürdeki maksillofasiyal distraksiyon vakalarında genel olarak günde 2 x 0,5 mm'lik protokol kullanılmıştır (Swennen ve ark., 2001). Toplam distraksiyon süresi; oluşturulmak istenen kemik hacmine göre değişiklik gösterir (Cope ve ark., 2001; Ilizarov, 1988).

1.3.5. Konsolidasyon Dönemi

Konsolidasyon döneminde, distraksiyon aygıtının aktivasyonunun durdurularak oluşturulmuş yeni dokunun matürasyonu ve kortikalizasyonu için beklenir. Hedeflenen düzeltmeye ulaşıldıktan sonra distraksiyon aygıtı stabil hale getirilir ve bir

süre beklenir. Bu sürede immatür kemik remodele olmaya başlar ki bu yaklaşık 6-8 hafta sürer (Nocini, 2001). Distraksiyon aygıtı iyileşme dönemi boyunca parçaların hareketsiz kalması için rijit olmalıdır (Ilizarov, 1989b). Hasta için sorun yaratmıyorsa distraksiyon aygıtı 120 güne kadar yerinde tutulabilir (Nocini, 2001).

1.3.6. Retansiyon Dönemi

Distraksiyon aygıtının çıkarılmasının ardından gelen dönemdir. Bu dönemde gerekliyse ortodontik tedavi yapılabilir. Konsolidasyon döneminde başlayan yeniden şekillenme yaklaşık 12 – 24 ay devam eder. Bu süre zarfında bölge oluşan yeni kemik, komşu alanlardaki kemikle aynı nitelikleri kazanır (Molina ve Ortiz, 1995).

1.4. Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar analizi bütün halindeki yapıyı parçalara ayırıp birkaç eleman haline getirerek, uygulanan stres ve yer değiştirmeleri sayısal olarak açıklayan bir analiz yöntemidir. Parçalara ayırma işlemi gerçekte yapının bütünlüğü devam ederken teorik olarak yapılar ve problem, her eleman için ayrı ayrı çözüldükten sonra sonuçlar birbiriyle uyumlu şekilde birleştirilerek tüm yapı için çözüm elde edilir (Geramy, 2002).

Bu sayısal analiz yöntemi başlangıçta mühendislik yapılar için geliştirilmiş, bilgisayar teknolojisindeki gelişmelerle birlikte, dişhekimliğinde de kullanılmaya başlanmıştır (Geng, 2001). İlk olarak Ledney ve Huang 1960’larda bir dişin matematiksel modelini oluşturmuş, bunu takiben 1970’lerde Farah ve ark. diş

hekimliğinde SEA'yı kullanmıştır (Baiamonte ve ark., 1996; Ebrahimi, 2012; Moratal, 2010).

SEA'nın uygulanacağı yapının üç boyutlu katı modellemesinde en sık kullanılan yöntemler şunlardır:

1. Manyetik Rezonans (MR) ve Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntülerinin dijital ortama aktarılmasıyla modelin oluşturulması,
2. Nokta ve yüzey bilgilerinin koordinat belirleyici cihazlarla elde edilerek modelin oluşturulması (Hong ve ark., 2012; Moratal, 2010).

Bu yöntemlerin kullanılırken karşılaşılan sorunlar;

1. Modellerin oluşturulması için kullanılan Computer Aided Design - Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD) programları ile MR ve BT görüntüleme sistemleri arasında uyumsuzluk ve
2. Koordinat belirleyici cihazların sayısallaştırdığı nokta veya yüzey bilgilerinin üç boyutlu model haline getirilmesinde kullanılan yazılımın yetersiz olmasıdır.

Bu sorunları ortadan kaldırmak için, bu analiz yöntemi kullanılacağı zaman, katı modelde gereken düzenlemeler yapılmalıdır (Logan, 2007; Moratal, 2010).

Sonlu elemanlar analizi uygulama sürecinden bahsetmeden önce bazı terimlerin açıklanması faydalı olacaktır.

1.4.1. Eleman (Element) ve Düğüm (Node)

SEA yönteminde sistemi tanımlayan bölgeler **eleman** olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Sınırlı sayıdaki elemanlar **düğüm-node** adı verilen belli noktalardan birbirleriyle bağlanır. Elemanlar, **düğüm** noktalarındaki bilinmeyen

değerler cinsinden ifade edilir. Katı modellerde, düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler elemanların gerilmeleriyle, elemanlardaki yer değiştirmeler de düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile bağlantılıdır. SEA ile düğümlerdeki yer değiştirmeler çözülür ve hesaplanır. Modelleme sırasında sınır koşullarını belirlemek için düğüm noktaları belirli bir bölgeden hareketsiz olacak şekilde sabitlenir (Geng ve ark., 2001).

Sınır koşullarını da içererek, elemanların birleştirilmesiyle doğrusal (lineer) olan veya doğrusal olmayan denklemler elde edilir. Bu denklemlerin çözümü, sistemin gerçeğe yakın davranışını verir. Modeldeki eleman sayısı arttıkça sonuçlar gerçeğe daha yaklaşır. SEA yönteminde elemanlar, üçgen, paralel kenar, dörtgen geometrilerdedir. Tek, iki, üç boyutlu, dönel elemanlar, izoparametrik elemanlar şeklinde olabilirler. Düğüm sayısına ve burdaki bilinmeyenlere ve sürekli ortam probleminin özelliklerine göre ise plak, levha, kabuk problemleri olarak sınıflandırılır (Geng ve ark., 2001; Şahin, 2008).

1.4.2.Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturulması

Ağ (mesh) yapısı ile düğüm noktalarının ve elemanların konumları belirlenir. Ağ yapısı üretimi programlar tarafından otomatik olarak veya kullanıcı tarafından yapılabilir. Kullanıcının girdiği en az bilgiye göre uygun olan değerlerle düğüm noktaları ve elemanlar sıralanır, numaralandırılır. Ayrıca kullanıcı tarafından ağ üretilecek alandaki eleman yoğunluğuna karar verilmesi gerekebilir. Tercih edilen elemanı kullanarak modelin en iyi şekilde parçalara bölünmesi ve mesh edilmesi asıl önemli noktadır (Geng ve ark., 2001; Şahin, 2008).

Ağ yapısı oluşturulurken önemli bölgelere veya kendi içinde büyük değişime sahip olan bölgelere, fazla sayıda eleman yerleştirilir. Ağ yapısı oluşturulduktan sonra, sınır koşulları belirlenir. Ağ yapısı üretim yöntemi, eleman sayısı ve/veya tipi değiştirilerek, yeniden ağ yapısı oluşturularak çözüm yinelenabilir (Geng ve ark., 2001; Şahin, 2008).

1.4.3.Sınır Koşulları (Boundary Conditions)

Sınır koşulları gerilimlerin ve yer değiştirmelerin (deplasman) sınırlarını ifade eder. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin cismin neresinden uygulandığını gösterir. Kuvvetin uygulandığı bölgeye göre sınır koşulları belirlenir (Geng ve ark., 2001).

1.4.4. Katı Modelleme

Sonlu elemanlar analizinin ilk aşaması, kullanılacak tüm materyallerin bilgisayar ortamına aktararak modellenmesi olup bu, ileri seviye modelleme yöntemidir. Bu sayede yapının iç ve dış geometrisi gerçeğe en yakın şekilde tanımlanarak ağırlık, moment gibi değişkenler hesaplanabilir veya yapının iç geometrik formundan alınan kesitler ile ayrıntılı incelenebilir. Oluşturulan modellerin yüzeylerinde renklendirme, geçirgenlik, ışık yoğunluğu ve gölgelendirme gibi farklı modifikasyonlar yapılabilir (Geng ve ark., 2001; Şahin, 2008).

Katı modellemede CAD (Computer Aided Design-Bilgisayar Destekli Tasarım) programları kullanılır. CAD programı için hızlı işlem gücüne sahip bilgisayarlar gerekmektedir. CAD kullanımı üretimden önce ürünün istenen şekil ve işlevi sağlayıp sağlamadığını gösterebilir. Ayrıca dayanıklılık, materyal özellikleri ve bunlara ilişkin hesaplamalar pahalı testlere gerek kalmadan, yazılım destekli olarak yapılabildiğinden işlem daha hızlı ve düşük maliyetli olur (Geng ve ark., 2001; Şahin, 2008).

Tek, iki ve üç boyutlu olarak modelleme yapılabilir. Gerçeğe uygun kuvvetleri oluşturabilmek amacıyla üç boyutlu modelleme kullanılır. Üç boyutlu ortamda tüm yönlerdeki kuvvetler hesaplanacağı için, hassas ve gerçekçi sonuçlara ulaşılmasını sağlamaktadır (Geng ve ark., 2001; Şahin, 2008).

1.4.5. Gerilim (Stres) - Gerinim (Strain)

Stres (Gerilim); birim alana düşen kuvvet miktarıdır ve birimi MPa (Megapaskal)'dır. Bir cisme dışarıdan uygulanan kuvvet, o cismin içinde karışık gerilmeler meydana getirir. Bunlar:

1. Çekme,
2. Basma ve
3. Makaslama gerilmeleridir (Craig, 1997; McCabe ve Walls, 1984; O'Brien, 1997).

Strain (Gerinim); gerilim altında, cismin her bileşeninde görülen birim uzunluktaki değişim, cismin fiziksel bir deformasyonudur (elastik veya plastik). Başka bir ifade ile strain-gerinim gerilim altında oluşan uzunluktaki değişimin orijinal uzunluğa oranıdır ve bir ölçü birimi yoktur. Bir cisimde uygulanan kuvvet sonucunda gerilim oluştuğunda, aynı anda gerinim de oluşur. Gerilim ve gerinim (stres ve strain), birbirinden farklıdır. Gerilimin, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet; gerinim ise sadece bir büyüklüktür (Craig, 1997; McCabe ve Walls, 1984; Philips, 1989).

1.4.6. Elastisite Modülü (Young Modülü)

Elastisite modülü, materyalin sertliğinin ölçüsü olup; gerilmenin gerinime oranına eşittir ve birimi Gigapaskal (GPa)'dır (Craig, 1997; O'Brien, 1997). Elastisite modülü ile cismin katılığı doğru orantılıdır. Elastisite modülü yüksek bir cisim, aynı kuvvetler altında, elastisite modülü düşük bir cisimden daha az deforme olur (McCabe ve Walls, 1984; Şahin, 2008).

1.4.7.Poisson Oranı

Poisson oranı, gerilme tipi bir kuvvet yüklemesinde, lateral gerinimin aksiyel gerinime oranı şeklinde tanımlanır. Başka bir ifadeyle, elastikiyet sınırları dahilinde kuvvete dik yönde olan gerinimin, paralel yöndeki gerinime oranıdır. Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0.5 arasında bir değerdir ve cisme has bir özelliktir. Lastik bir bandın gerdirilirken boyunun uzaması ile birlikte eninin daralması buna örnektir (Craig, 1997; Incropera ve Dewitt, 2002; Zaimoğlu ve ark., 1993).

1.4.8.Von Mises Stres, En Yüksek ve En Düşük Asal Stresler

Von Mises stres, çekilebilir (ductile) maddelerde şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Cisimde meydana gelen stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmeyi sağlar. Tek yönde kuvvet yüklenen cismin çekme (tensile) dayanıklılığını vermek üzere iki/üç boyutta oluşan stresleri birleştirir. Kırılmaya (fatigue) karşı dayanıklılığın ölçülmesi analizlerinde de kullanılır (Incropera ve Dewitt, 2002; Shigley 1986).

Kuvvet uygulamasıyla meydana gelen stresler normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi- σ ile sembolize edildi) ve kesme stresleri (τ ile sembolize edildi) olmak üzere iki gruba ayrılır. Bir adet üç boyutlu elemanın, x-y-z düzlemlerini bir adet normal stres ve iki adet makaslama stresi etkiler. Makaslama stresleri, $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde ifade edilebilir. Böylece herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu üç normal ve üç makaslama stres bileşeni ile tam olarak tanımlanır.

Üç boyutlu bir elemanda en yüksek stres değerinin oluşması için bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olması gerekir. Bu durumdaki bir elemanda normal stresler **Asal Gerilim (Principle Stress)** olarak adlandırılır. Asal Gerilim 3'e ayrılır:

1. En yüksek asal gerilim (maximum principle stress),
2. Ara asal gerilim (intermediate principle stress)
3. En düşük asal gerilim (minimum principle stress)

Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerler $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde sıraya konulabilir.

σ_1 : En yüksek asal gerilimi (maximum principle stress) simgeler, pozitif değerdir.

σ_3 : En düşük asal gerilimi (minimum principle stress) simgeler, negatif değerdir.

Analiz sonuçlarında pozitif değerler gerilme streslerini, negatif değerler sıkışma streslerini belirtir. Hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, eleman o stres tipinin etkisi altında olduğu bilinerek değerlendirme yapılır.

Kırılabilir maddeler için asal (principle) stres değeri önemlidir. Çünkü “maximum principle stress”, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve “minimum principle stress”in mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğunda başarısızlık görülür.

Von Mises Stres, 3 asal stres değerinden hesaplanır:

$$\sigma' = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

Von Mises Stres değerleri stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi verir (Geng ve ark., 2001; Ebrahimi, 2012; Hong ve ark., 2012; Logan, 2007; Moratal, 2010; Tabata ve ark., 2010).

1.4.9.Sonlu Elemanlar Analizinin Aşamaları

1.4.9.1. İncelenecek Yapının Modelinin Elde Edilmesi

Sonlu Elemanlar Analizinin ilk aşaması katı modelleme için gereken yöntemlerden birinin seçilmesinden sonra dijital ortamda CAD programı kullanarak modelin oluşturulmasıdır. Analizi yapılacak olan cisim, gerekli programlar kullanılarak boyut ve geometrisine uygun elemanlara bölünür ve **matematiksel model** denilen ağ yapıya dönüştürülür. Eleman sayısının artmasıyla sonuç gerçeğe daha yakın olurken hata ihtimali de arttırmaktadır (Geng ve ark., 2001; Ebrahimi, 2012; Logan, 2007; Magne, 2007; Moratal, 2010).

1.4.9.2. Verilerin Programa Yüklenmesi

Katı modelin yapısındaki farklı elemanların mekanik özellikleri ve kuvvet yükleme tanımlanmalıdır. Elastisite-Young modülü ve Poisson oranları mekanik özelliklerin belirlenmesi için kullanılır. Kuvvet yükleme koşulları, uygulanacak kuvvetin şiddeti, yönü ve açısı belirlenir. Modeldeki her eleman, ana modelin bütün özelliklerine sahip olduğu için elemanların yüklenen kuvvete gösterdikleri tepkiler yapının bütününe temsil eder. Kuvvet yüklemeleri altında elde edilen veriler saklanır (Ebrahimi, 2012; Logan, 2007; Moratal, 2010).

1.4.9.3. Analizin Çözümlemesi

Sonlu elemanlar analizinde, cismin bir bütün olarak çözümü elemanlardan oluşan alt yapıların tek tek çözümü ile yapılır. Farklı kuvvet yükleme koşullarında yapılan analizler sonucunda farklı değişkenlere ilişkin verilere ulaşılır. Bunlar, asal gerilimler (principal stresses), eksensel gerilimler (axial stresses), yer değiştirme (displacements), ve deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimlerdir (equivalent stresses) (Geng ve ark., 2001; Ebrahimi, 2012; Logan, 2007; Moratal, 2010).

1.4.9.4. Sonlu Elemanlar Analizinde Sonuçların Değerlendirilmesi

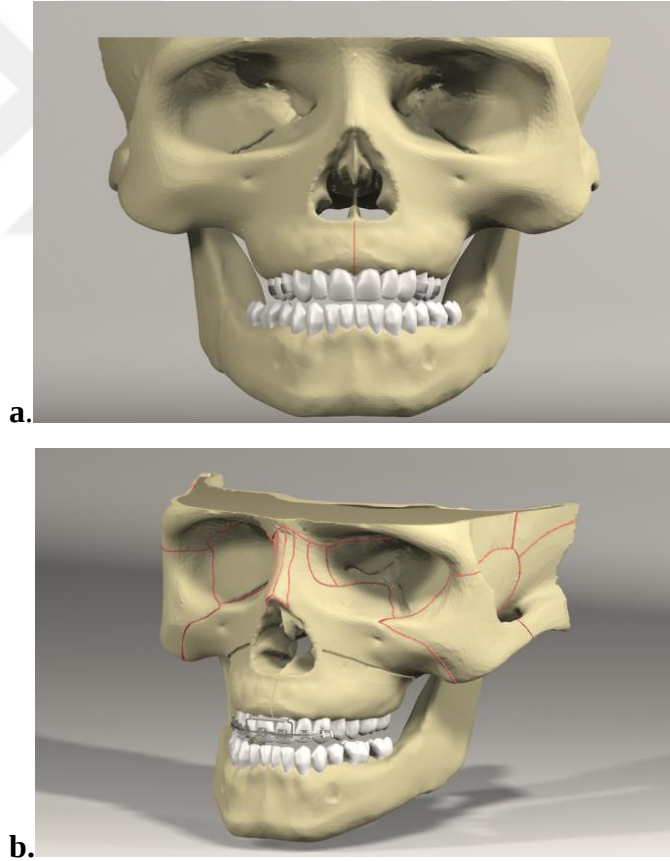
SEA yönteminde kesitlerin doğru alınıp, düğümlerdeki stresin doğru ve eksiksiz değerlendirilmesi ve diğer örneklerle karşılaştırma yaparak anlamlı sonuçlara ulaşılması önemlidir (Logan, 2007). Analiz sonuçlarının değerlendirilmesinde; kemik, greft materyalleri, porselenler gibi kırılabilir materyaller için asal gerilim-principal stress değerleri, metaller gibi esneyebilen maddeler için ve bütün yapıda meydana gelen stres hakkında bilgi edinmek için Von Mises stres-equivalent stress değerleri kullanılabilir (Moratal, 2010).

Ayrıca bir materyalin elastik davranış gösterebildiği en yüksek stres seviyesi olarak tanımlanan **yield noktasını** bulmak için Von Mises stresleri incelenebilir. Yield noktasının belirlenmesi sayesinde materyalin elastik davranış gösteremeyip, plastik deformasyona maruz kalacağı stres seviyesi belirlenmiş olur (Chen ve ark., 2010).

Bu tez çalışmasının amacı maksiller transversal boyut yetersizliği olan genç erişkin bireyde maksiller genişletme için kullanılan iki farklı yöntem ve aparatın mid-fasiyal bölgedeki etkilerini sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırmaktır.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında supraorbital hatta kadar modellenmiş iki farklı biyomekanik konfigürasyonda hazırlanmış kurukafa modelleri üzerinde çift menteşeli genişletme vidası ile Dresden distraktörünün oluşturduğu stres ve kraniyo-fasiyal yapılardaki yer değiştirme miktarı üç boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) ile statik lineer analiz yapılarak değerlendirilmiştir. Bu tez çalışması, Ankara Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti. ortaklığı ile yapılmıştır.



Şekil 2.1: Supraorbital hatta kadar modellenmiş kurukafa modelleri
a. Diş destekli genişletme modeli **b.** Kemik destekli genişletme modeli

3 boyutlu ağ yapının oluşturulması ve homojen hale getirilmesi, katı modelleme ve sonlu elemanlar stres analizi için Intel Xeon   R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemli bilgisayar kullanılmıştır. Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu tarama yapılmış, 3 boyutlu modelleme ise Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park. Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımıyla gerçekleştirilmiştir. VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) programları ile analiz yapılmıştır.



şekil 2.2: Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Bochum, Almanya) optik tarayıcısı

VRMesh yazılımı ile geometrik modeller oluşturulmuş, üç boyutlu modellemede evrensel olan .stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına analize hazırlamak ve analiz yapabilmek amacıyla aktarılmıştır. Bu formatta düğümlerin koordinatları saklanarak bilgi programlar arasında kayıpsız şekilde aktarılabilir. Bu işlemten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğu ve dental yapılar yazılıma tanıtılmalıdır. Modellerin bileşenlerine, fiziksel özelliklerini tanımlayan elastiklik modülü ve Poisson oranı değerleri verilmiştir.

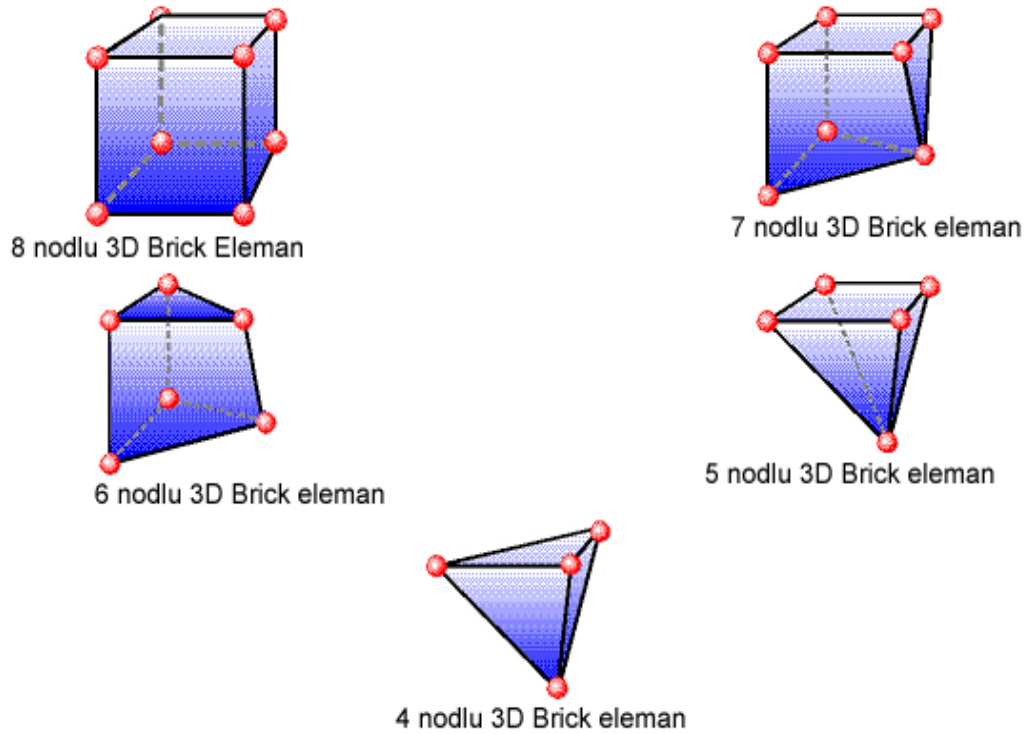
Çizelge 2.1: Modellerde kullanılan young modülleri ve poisson oranları

MALZEMELER		
	Young Modülü (MPa)	Poisson oranı
Paslanmaz çelik	210 000	0.30
Diş	20 290	0.30
Kortikal kemik	13 700	0.30
Spongioz kemik	1370	0.30
Periodontal ligament (Pdl)	50	0.49
Sütür	10	0.49
Nikel Titanyum	44 000	0.33
Titanyum	110 000	0.30
* Dresden distraktörü ve çift menteşeli genişletme vidası – tel ve bant; çelik * Yay ve braketler; nikel titanyum (ni-ti) * İmplant ve vida; titanyum		

Algor yazılımına .stl şeklinde yüzey verisi olarak atılan modellerin bu yazılımda analizlerinin yapılabilmesi, içi dolu şekilde meshlenmesi ile mümkündür. Bu işlemden, modeller imkân verdiği ölçüde 8 düğümlü (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuş,

yapıların merkezine yakın bazı yerlerde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanların kullanımı gerekmiştir. Bu tekniğin avantajı kolay hesaplama için mümkün olan en fazla sayıda düğüm noktası içeren elemanlar ile en kaliteli ağ yapısının oluşturulmasıdır. Modellerde analizi zorlaştıran bölgeler çizgisel elemanlar çıkarılarak düzenlenmiştir.

Bu tez çalışmasında modeller Bricks ve Tetrahedral elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedral katı modellemede, Fempro modelde olabildiğince 8 düğümlü (nodlu) elemanlar, bunların ayrıntıya giremediği durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 düğümlü elemanlar kullanılır.



Şekil 2.3: Katı modellemede kullanılan elemanlar

Modellerin hepsinin lineer, homojen ve izotropik materyallerden oluştuğu varsayılmıştır. **Homojen** bir materyal her yapısal elemanda benzer mekanik özellikleri gösterir. **İzotropiklik** materyalin ise özellikleri her yönde aynıdır. Anizotropik materyaller farklı yönlerde farklı özellikler gösterir. **Lineer elastisite**; uygulanan kuvvetlerle yapının deformasyonunun veya dayanıklılığının oransal değişim göstermesidir. Gerçeğe en yakın sonuçların elde edilmesi için programın sağladığı olanak dâhilinde, olabildiğince fazla sayıda eleman kullanılmıştır.

Çizelge 2.2: Modellerin eleman ve düğüm sayıları

MATEMATİKSEL MODEL	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Kemik destekli genişletme modeli	1035980	267593
Diş destekli genişletme modeli	979913	241493

Bu tez çalışmasında SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı ile implant, mini vida ve alt yapı parçaları taranmıştır. Modeller .stl formatında elde edilmiş, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park. Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderilmiştir. Bu yazılımda Boolean yöntemi ile implant, vida, tel, braketler, apareyler ve kemik dokuları uyumlandırılmış yapılmış ve kuvvet aktarılmıştır.

2.1.Kemiğin Modellenmesi

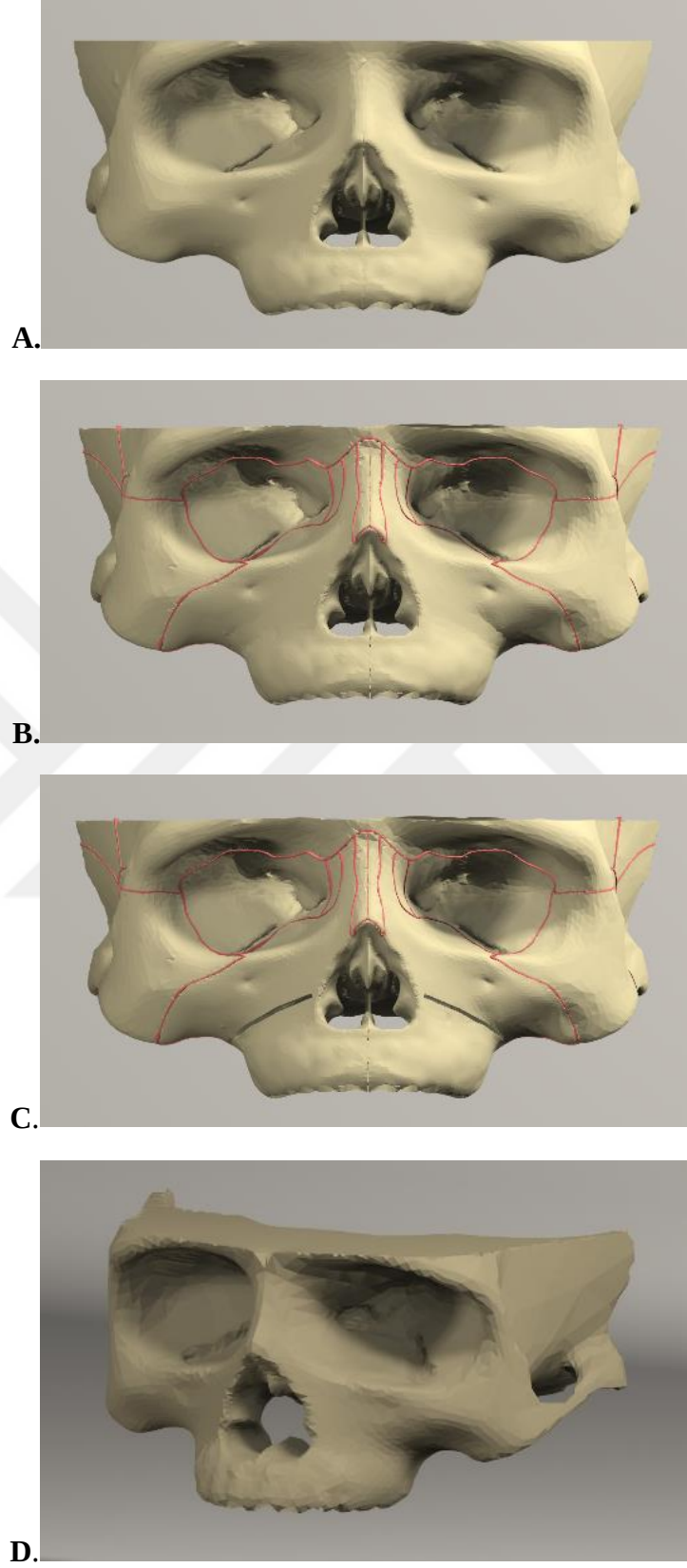
Kafa kemikleri, Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) taranmıştır. Taramada elde edilen kesitler

rekonstrükte edilmiştir ve DICOM 3.0 formatında export edilmesinin ardından 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, USA) yazılımına alınmıştır.

3D-Doctor yazılımı manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi gibi görüntüleme yöntemleri ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabilmesini sağlar. Bu görüntüler sadeleştirilebilir ve yeniden şekillendirme yapılabilir. Bu aşamada; Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'na tedavi olmak üzere başvuran maksiler yetersizlik kaynaklı iskeletsel sınıf 3 anomalisi olan genç erişkin erkek hastanın teşhis amacıyla alınan 96 kvp, 8 mA'de 9,087 saniyelik tarama ile elde edilen bilgisayarlı tomografisinin ölçülerine, önceden elde edilen kafatası modeli uyumlandırılmıştır. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Bu araştırma ile ilgili hasta bilgilendirilmiş ve onayı alındıktan sonra görüntüleri üzerinde çalışılmıştır.

3D-Doctor yazılımında kesitlerdeki kemik dokular “interactive segmentation” ile ayrıştırıldıktan sonra “Complex Render” yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirilmiştir. Ardından 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilen üst çene ve yüz kemiklerinin modelleme işlemi tamamlanmıştır. Bu model 3D-Doctor yazılımından .stl formatında export edilmiştir.

VR Mesh yazılımında çene modeliyle ilgili boyutsal ve topografik düzenlemeler yapılmasını takiben “3d Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu kemik dokusu modellenmiştir. Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edilmiştir ve kuvvet aktarımına geçilmiştir. Kortikal kemik, spongioz kemik, implant, vida, tel, braketler ve apareyler gerçek biçimlerini yansıtacak şekilde modele taşınmıştır. Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilerek modelleme tamamlanmıştır (Şekil 2.4).



Şekil 2.4: SEA modelleri **A.**Sağlam kortikal kemik, **B.**Diş destekli genişletme modeli, **C.**Kemik destekli genişletme modeli, **D.**Spongioz kemik.

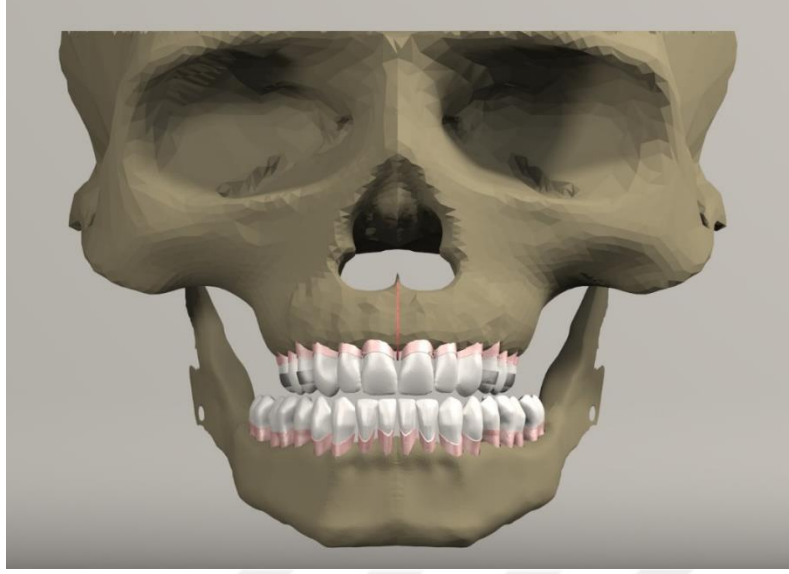
2.2.Dişlerin ve Periodontal Membranın Modellenmesi

Wheeler atlası rehber alınarak, alçıdan yapılan dişlerin 3 boyutlu SmartOptics tarayıcısı ile taranmasıyla modelleme yapılmıştır. 20 yaş dişleri kortikotomi işlemine engel olduğu gerekçesiyle, klinikte de genellikle kortikotomi ve sabit ortodontik tedavi öncesi çekildiği için modele dâhil edilmemiştir.

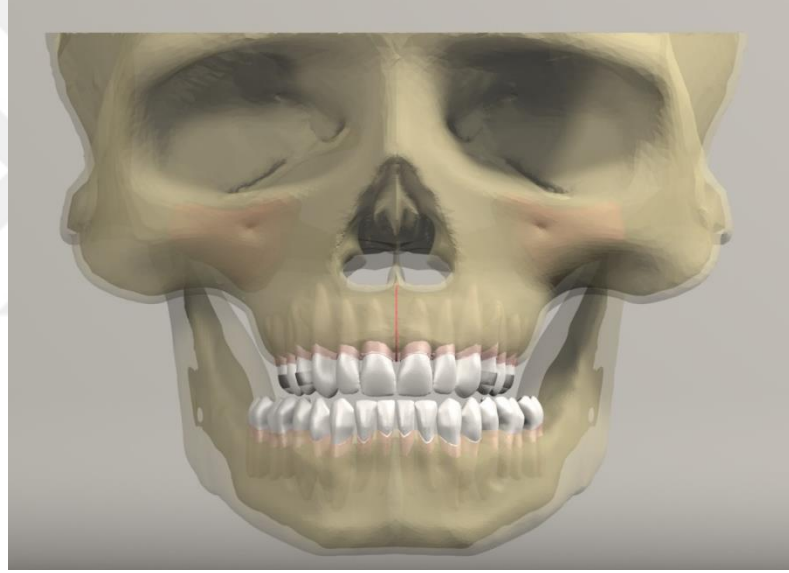
Dişlerin kortikal kemikte kalan kısımları, slice işlemi ile kesilerek elde edilen arayüzlerden, 0.15 mm'lik offset komutu ile periodontal membran oluşturulmuş, daha sonra diş modelleri periodontal membran katmanını içerisinde konumlandırılmıştır (Şekil 2.5a).

Dental bölge ile kemik bölge entegrasyonu sağlandıktan sonra, standardize edilen model, analize uygun tam dişli model haline getirilmiştir (Şekil 2.5b).

a.



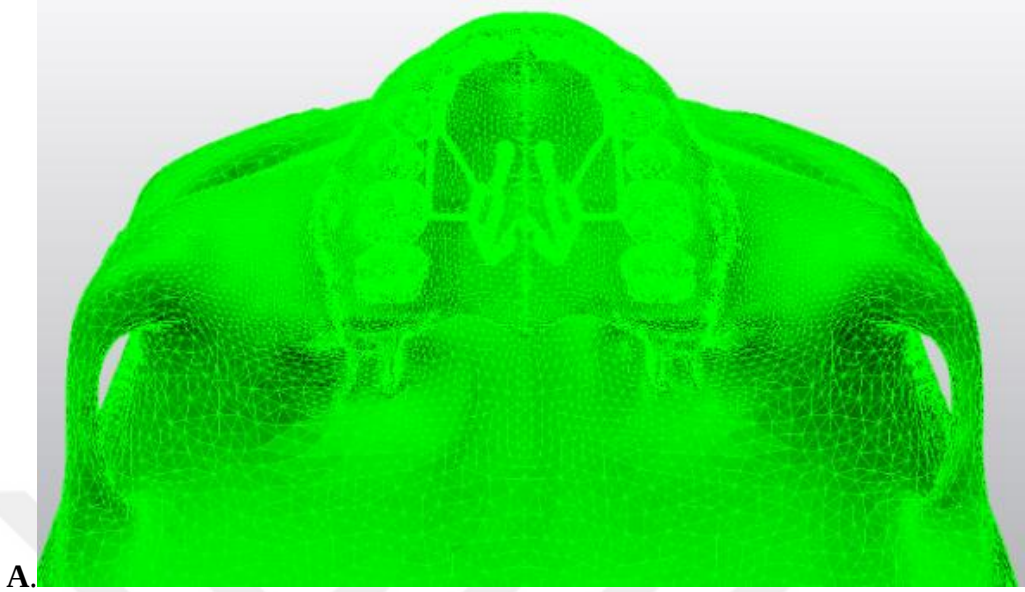
b.



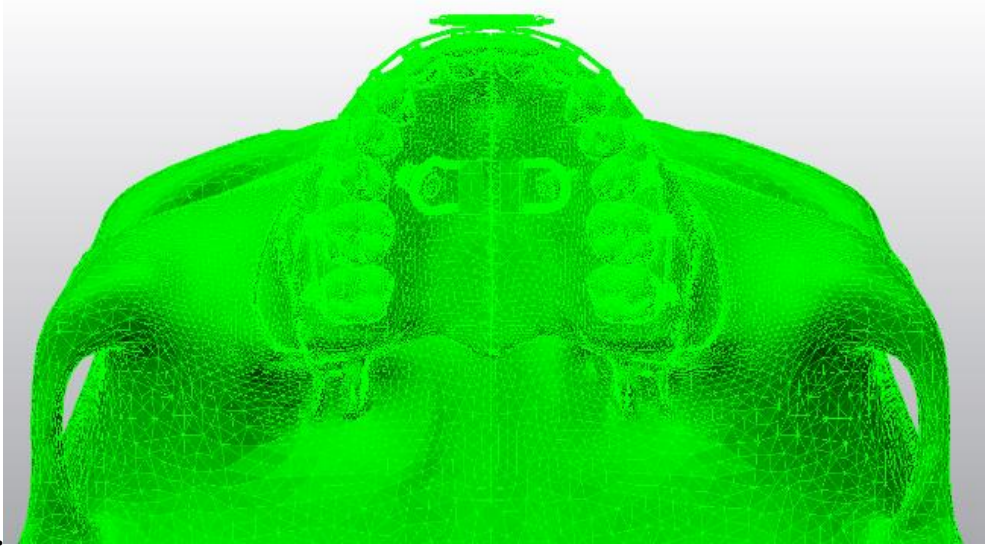
Şekil 2.5: Dişli SEA modelleri

- a.** Dişlerin periodontal membran katmanına konumlandırılmış dişlerin görüntüsü
- b.** Tam dişli model

Rhino'da yapılan modeller 3 boyutlu koordinatlara sadık kalınarak Fempro yazılımına aktarılmıştır (Şekil 2.6).



A.



B.

Şekil 2.6: Fempro yazılımına aktarılan modeller
A.Çift menteşeli genişletme vidası, B.Dresden Distraktörü.

2.3.Sınır Koşulları

Model, üstte frontal kemiğin supraorbital kenarının üstünden, arkada ise temporal kemiğin zigomatik çıkıntısının posteriorundan her DOF (Degree of freedom)'ta hareketsiz olacak şekilde sabitlenmiştir.

2.4.Kuvvet Tanımlaması ve Modele Aktarılması

Çift menteşeli genişletme vidasında, apareyin palatal kısmından birbirini itecek şekilde 100 N kuvvet uygulanmıştır.

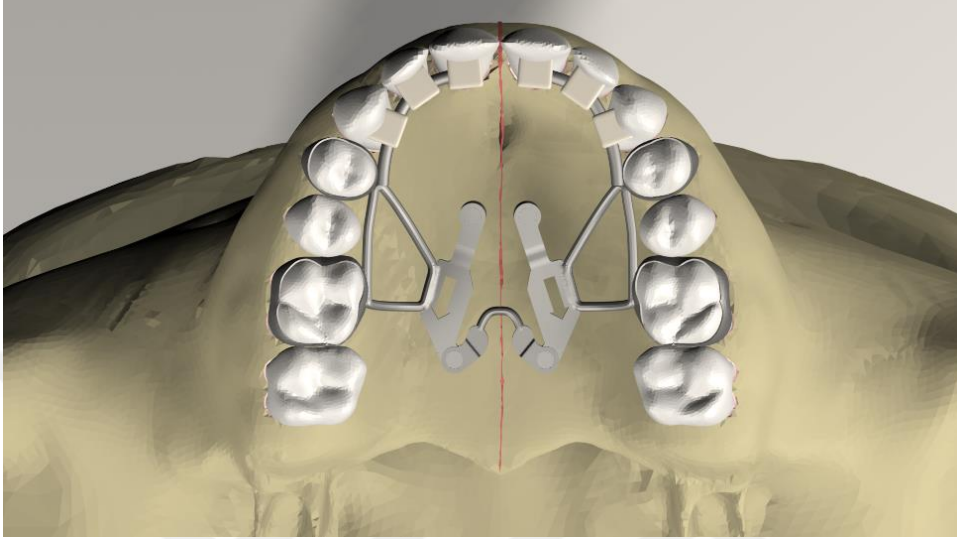
Dresden distraktörlü modelde, distraktörün palatal kısmından birbirini itecek şekilde 100 N ve anterior dişlerin arasındaki kapalı yaydan ise birbirini çekecek şekilde 2.9 N (yaklaşık 295 gram) kuvvet uygulanmıştır.

Sonlu elemanlar analizi yapılarak ulaşılan değerler, varyansı olmayan matematik hesapları sonucu ortaya çıkar. Bu nedenle istatistiksel analizler yapılamaz. Kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarı ve dağılımlarının dikkatli değerlendirilmesi ve yorumlanması bu yöntemdeki asıl önemli konudur.

2.5.Senaryo Modellerin Oluşturulması

Bu tez çalışmasında, biri çift menteşeli genişletme vidalı (Bestdent, Kaoshiung, Tayvan), diğeri Dresden distraktörlü (ITU, Dresden, Almanya) ve osteotomi hattı ile bölümlenmiş iki farklı senaryo modeli oluşturulmuştur. Oluşturulan bu modellere daha sonra kuvvet yükleme yapılarak meydana gelen stresler 3 boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi ile incelenmiştir.

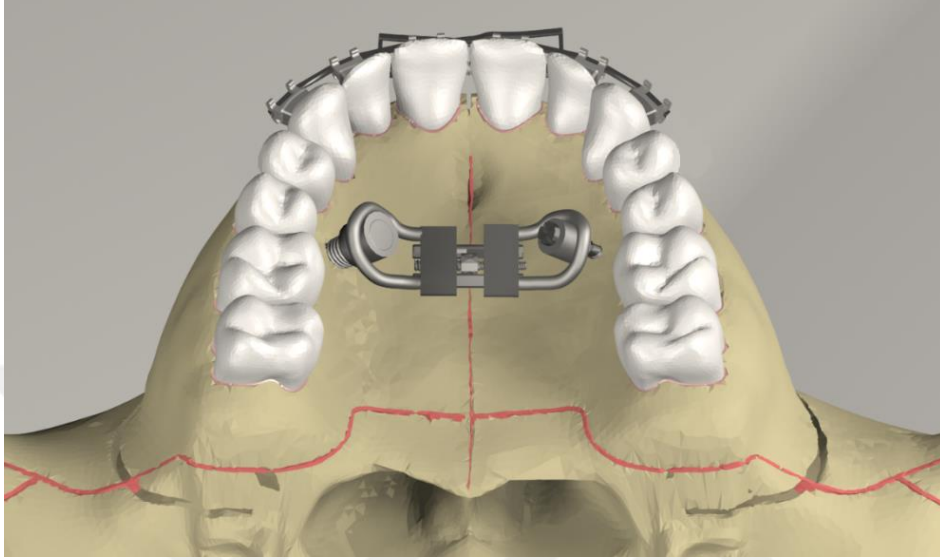
2.5.1. Diş Destekli Genişletme Modeli



şekil 2.7: Diş destekli genişletme modelinin okluzalden görüntüsü

Bu senaryoda hazırlanmış üç boyutlu sonlu elemanlar modeline çift menteşeli genişletme vidası birinci premolar ve birinci molar dişlere bağlanacak şekilde yerleştirilmiştir. Anterior dişlerin palatinal yüzeyine 0,051 inch çapında paslanmaz elik kolları uzatılmıştır.

2.5.2.Kemik Destekli Genişletme Modeli



şekil 2.8: Kemik destekli genişletme modelinin okluzalden görüntüsü

Bu senaryoda hazırlanmış üç boyutlu sonlu elemanlar modelinde ise Dresden distraktrn geliştiren Dr. Harzer ve arkadaşlarının literatürdeki çalışmalarında önerdiği şekilde rahatlatıcı osteotomi hatları hazırlanmış ve operasyon sırasında santral dişler arasından yerleştirilen keski ile premaksillada separasyon yapılmış ama pterigoid plaklar ayrılmamışır. Dresden distraktörü ile ilgili literatürdeki çalışmalar referans alınarak intermaksiller ve mid-palatal süturlar buna göre modellenmiştir (Hansen ve ark., 2007).

Dresden distraktörü ve st dental arka yerleştirilen birbiri üzerinde kayan 0,016” x 0,022” elik ark telleri ve santral dişler arasında bunları birbirine doğru çeken kapalı yay bu modelde konumlandırılmışır.

3.BULGULAR

Çizelge 3.1: Diş ve kemik destekli modellerdeki iskelet yapıların Von Mises stres değerleri

VON MISES STRESLERİ	Diş destekli		Kemik destekli	
	Sağ	Sol	Sağ	Sol
Naso-frontal suture	0,427735		0,021443	
Fronto-maksiller suture	0,202964	0,385783	0,030225	0,015792
İnter-nasal suture	0,158252		0,035854	
Maksillanın frontal çıkıntıları	0,202858	0,156399	0,023339	0,030336
Naso-maksiller suture	0,234838	0,106867	0,044410	0,089152
Lacrino-frontal suture	0,207759	0,339025	0,037047	0,031176
Lacrino-maksiller suture	0,206535	0,178815	0,021499	0,037962
Lacrino-ethmoidal suture	0,199422	0,204360	0,044841	0,024117
Zigomatiko-frontal suture	0,589737	0,186669	0,143173	0,160684
Zigomatiko-maksiller suture	0,288553	0,136843	0,095644	0,158583
Zigomatiko-temporal suture	0,041981	0,015674	0,005235	0,005142
İntermaksiller suture	1,269022		3,461672	
A	0,150902		0,137372	
ANS	0,720197		0,439679	
PNS	0,267407		0,158741	
Prosthion	0,603441		0,977146	
İnsiziv foramen önü	5,97081		5,452024	
Mid-palatal suture orta	5,355961		6,604241	
Mid-palatal suture yanı	1,999467	1,371402	2,070512	1,969825
Transvers suture	0,957647		0,615083	
Tüber bölgesi	0,281485	0,128786	0,111244	0,106464
Pterigoid bölge	0,912734	0,337613	0,30401	0,276642
Lateral pterigoid plaka uç	0,002020	0,006211	0,00396	0,005357
Lateral pterigoid plaka orta	0,016248	0,020185	0,017147	0,019578
Medial pterigoid plaka uç	0,040247	0,014919	0,011144	0,019026
Medial pterigoid plaka orta	0,126042	0,069074	0,052577	0,073213
Apertura piriformis üst	0,009334		0,004448	
Apertura piriformis yan	0,557272	0,25026	0,160893	0,152145
Apertura piriformis alt	1,753126		1,081391	
Orbita dış kenar	0,195702	0,054437	0,09634	0,106114
Orbita iç kenar	0,173196	0,152248	0,026822	0,012663
İnfraorbital foramen	0,457675	0,490056	0,185259	0,199187
Vomer	3,068842		3,224242	
1.molar bukkal alveolar kemik	1,742157	0,818119	0,639253	0,527454
1.molar palatinal alveolar kemik	2,875446	1,433354	1,135388	1,009304
1.premolar bukkal alveolar k.	0,750544	0,822456	0,867978	0,995723
1.premolar palatinal alveolar k.	1,459142	1,503907	10,878039	7,217761
Maksiller sinüs tabanı	0,580562	0,650044	0,38624	0,367622
Sfeno-temporal suture	0,129246	0,069682	0,020818	0,018201
Sfeno-frontal suture	0,243474	0,031582	0,060377	0,072712

Çizelge 3.2: Diş ve kemik destekli modellerdeki iskelet yapıların en yüksek asal gerilimleri

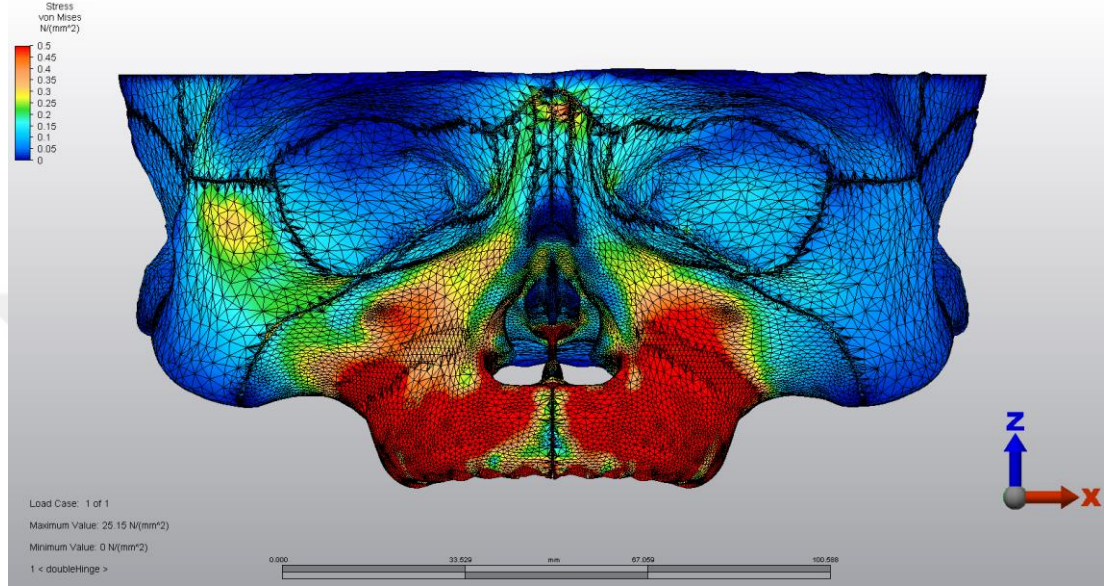
EN YÜKSEK ASAL GERİLİM (MAXIMUM PRINCIPLE STRESS)	Diş Destekli		Kemik Destekli	
	Sağ	Sol	Sağ	Sol
Naso-frontal suture	0,426078		0,004766	
Fronto-maksiller suture	0,232916	0,398874	0,006517	0,010243
İnter-nasal suture	0,163019		0,012698	
Maksillanın frontal çıkıntıları	0,204320	0,163048	0,013263	0,005749
Naso-maksiller suture	0,208194	0,121925	0,022215	0,04659
Lacrmo-frontal suture	0,227531	0,443071	0,025406	0,037382
Lacrmo-maksiller suture	0,182340	0,202843	0,012691	0,024837
Lacrmo-ethmoidal suture	0,192428	0,212836	0,038491	0,022005
Zigomatiko-frontal suture	0,039659	0,003844	-0,011409	-0,011042
Zigomatiko-maksiller suture	0,08799	0,054078	0,030112	0,035894
Zigomatiko-temporal suture	0,045204	0,0146	0,002883	0,004697
İntermaksiller suture	0,325418		3,124383	
A	0,144362		0,045386	
ANS	0,260187		0,084846	
PNS	0,251034		0,083481	
Prosthion	0,212598		0,110375	
İnsiziv foramen önü	6,580871		6,094175	
Mid-palatal suture orta	5,524781		6,931665	
Mid-palatal suture yanı	1,805473	1,311627	1,726103	1,845809
Transvers suture	0,63112		0,452308	
Tüber bölgesi	0,219348	0,090463	0,064252	0,078109
Pterigoid bölge	0,626089	0,344251	0,289968	0,290870
Lateral pterigoid plaka uç	0,001455	0,001484	0,001598	0,001326
Lateral pterigoid plaka orta	0,008269	0,021113	0,013941	0,021449
Medial pterigoid plaka uç	0,039176	0,013892	0,010082	0,015541
Medial pterigoid plaka orta	0,120827	0,065531	0,050374	0,072019
Apertura piriformis üst	0,008465		0,004421	
Apertura piriformis yan	0,650298	0,222445	0,167274	0,124669
Apertura piriformis alt	-0,112985		-0,077105	
Orbita dış kenar	-0,000578	0,013319	-0,003682	-0,003918
Orbita iç kenar	0,175961	0,163722	0,026953	0,007704
İnfraorbital foramen	0,254592	0,315716	0,088147	0,101812
Vomer	3,370914		3,594746	
1.molar bukkal alveolar kemik	1,11522	0,469407	0,383134	0,312656
1.molar palatinal alveolar kemik	2,702352	1,353923	0,873441	0,865791
1.premolar bukkal alveolar k.	0,653376	0,526198	0,802808	0,936505
1.premolar palatinal alveolar k.	1,368371	1,376690	7,743811	6,936581
Maksiller sinüs tabanı	0,106776	0,070766	0,26068	0,329619
Sfeno-temporal suture	-0,001582	0,083596	-0,001161	0,000166
Sfeno-frontal suture	-0,002025	0,009945	0,001852	-0,01154

Çizelge 3.3: Diş ve kemik destekli modellerdeki iskelet yapıların en düşük asal gerilimleri

EN DÜŞÜK ASAL GERİLİM (MINIMUM PRINCIPLE STRESS)	Diş Destekli		Kemik Destekli	
	Sağ	Sol	Sağ	Sol
Naso-frontal suture	-0,048018		-0,018608	
Fronto-maksiller suture	0,013397	-0,036859	-0,027534	-0,007442
İnter-nasal suture	0,000499		-0,027355	
Maksillanın frontal çıkıntıları	-0,002971	0,000275	-0,013259	-0,027437
Naso-maksiller suture	-0,04748	0,008064	-0,028823	-0,055481
Lacrimo-frontal suture	0,005083	0,062612	-0,016867	0,003475
Lacrimo-maksiller suture	-0,042122	0,009155	-0,011651	-0,018552
Lacrimo-ethmoidal suture	-0,011681	-0,009188	-0,008833	-0,005023
Zigomatiko-frontal suture	-0,617900	-0,193040	-0,163870	-0,183264
Zigomatiko-maksiller suture	-0,235657	-0,101241	-0,077686	-0,137613
Zigomatiko-temporal suture	-0,00137	-0,002688	-0,003106	-0,001181
İntermaksiller suture	-1,074932		-0,836127	
A	-0,012416		-0,108785	
ANS	-0,53636		-0,392166	
PNS	-0,039758		-0,092938	
Prosthion	-0,475730		-0,961885	
İnsiziv foramen önü	0,172462		0,309478	
Mid-palatal suture orta	-0,242595		-0,142533	
Mid-palatal suture yanı	-0,347297	-0,119036	-0,569555	-0,23061
Transvers suture	-0,423337		-0,230759	
Tüber bölgesi	-0,097014	-0,056266	-0,062872	-0,041951
Pterigoid bölge	-0,401223	-0,043857	-0,050853	-0,022915
Lateral pterigoid plaka uç	-0,000791	-0,005495	-0,002884	-0,004735
Lateral pterigoid plaka orta	-0,011224	-0,000154	-0,004396	-0,000188
Medial pterigoid plaka uç	-0,004271	-0,002577	-0,002224	-0,005863
Medial pterigoid plaka orta	-0,009757	-0,007941	-0,006358	-0,005983
Apertura piriformis üst	-0,001601		-0,000468	
Apertura piriformis yan	0,047434	-0,059794	-0,004859	-0,047321
Apertura piriformis alt	-1,977866		-1,247095	
Orbita dış kenar	-0,218005	-0,04525	-0,102035	-0,113873
Orbita iç kenar	-0,006703	0,002626	-0,002177	-0,006631
İnfraorbital foramen	-0,273476	-0,248969	-0,124826	-0,127588
Vomer	0,215488		0,303149	
1.molar bukkal alveolar kemik	-0,876983	-0,47139	-0,353233	-0,293835
1.molar palatinal alveolar kemik	-0,313379	-0,150623	-0,41185	-0,251483
1.premolar bukkal alveolar k.	-0,168241	-0,412849	-0,143885	-0,147433
1.premolar palatinal alveolar k.	-0,197996	-0,229521	-4,657422	-1,074758
Maksiller sinüs tabanı	-0,548505	-0,625371	-0,182624	-0,066200
Sfeno-temporal suture	-0,141755	0,006345	-0,024015	-0,019906
Sfeno-frontal suture	-0,236364	-0,025433	-0,090021	-0,090021

3.1. Diş Destekli Genişletme Modeli

3.1.1. Von Mises Stres Değerlendirmesi

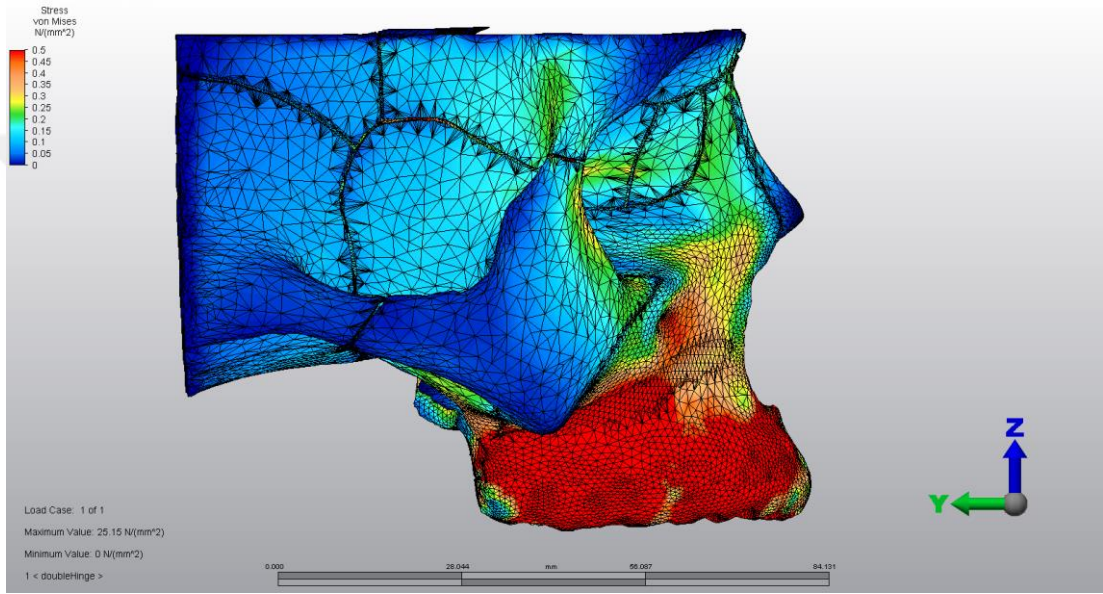


Şekil 3.1:Diş destekli genişletme modelinde Von mises stres dağılımının frontalden görüntüsü (0,5 N/mm² ölçekli)

Maksillanın ekspansiyon kuvvetinin uygulandığı bölgesinde yüksek stres oluşmuş ve çevre kemiklere doğru azalmıştır. Bir bütün olarak değerlendirildiğinde maksillada yoğun bir stres birikimi olduğu, bu stresin maksillaya ve komşu bölgelere değişik şekilde yansıdığı saptanmıştır. Apertura priformisin altında kalan alanın içinde intermaksiller sutureda stres daha az iken, Apertura piriformisin yan taraflarında kalan bölgede, foramen infraorbitalislerde daha fazla stres biriktiği saptanmıştır. Vomerde de stres birikimi fazladır. (Şekil 3.1).

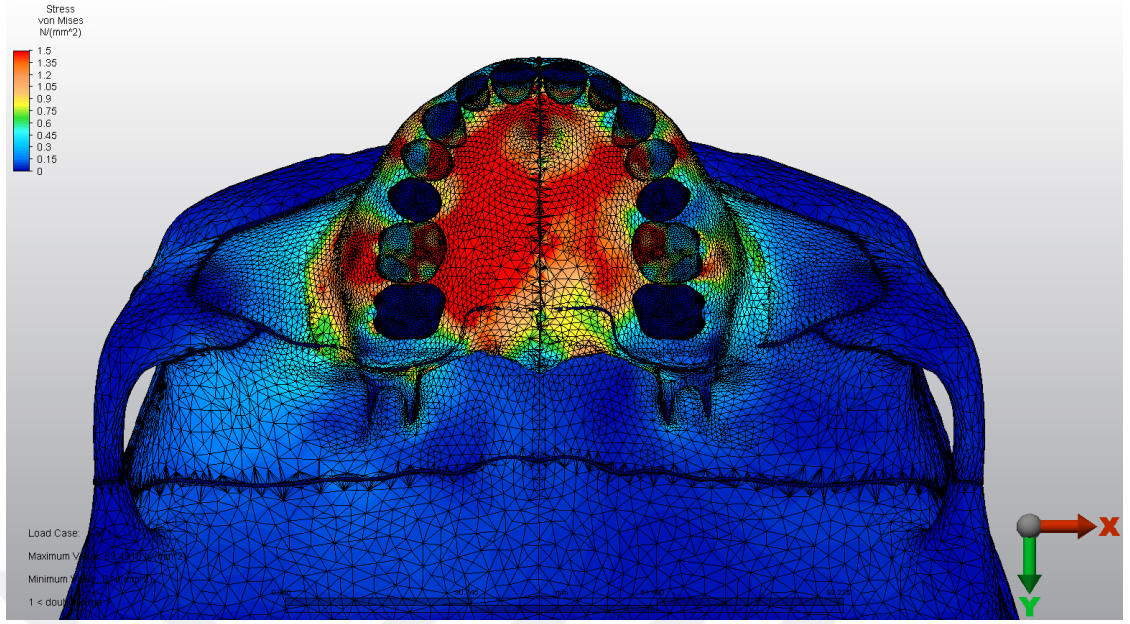
Yoğun stresin izlendiği bu bölgelere oranla daha düşük stresin biriktiği çevre yapılar da mevcuttur. Mid-fasiyal bölgenin üst kısmında orbitaların arasında kalan alanda naso-frontal suture, fronto-maksiller suturelar ve maksillanın frontal çıkıntıları sayılabilir. Buna benzer olarak orbitaların iç köşelerine doğru gidildikçe naso-

maksiller sütur, lakrimo-maksiller sütur, lakrimal kemik ve lakrimo-etmoidal süturda stres birikiminin görüldüğü bölgelerdir. Zigomatik kemik bölgesinde de stres alanları görülmektedir. Zigomatik kemiğin orbitaların alt-lateral kısmında kalan yüzü, zigomatiko-frontal ve zigomatiko-maksiller süturlar stres biriken alanlar olarak sayılabilir (Şekil 3.1).



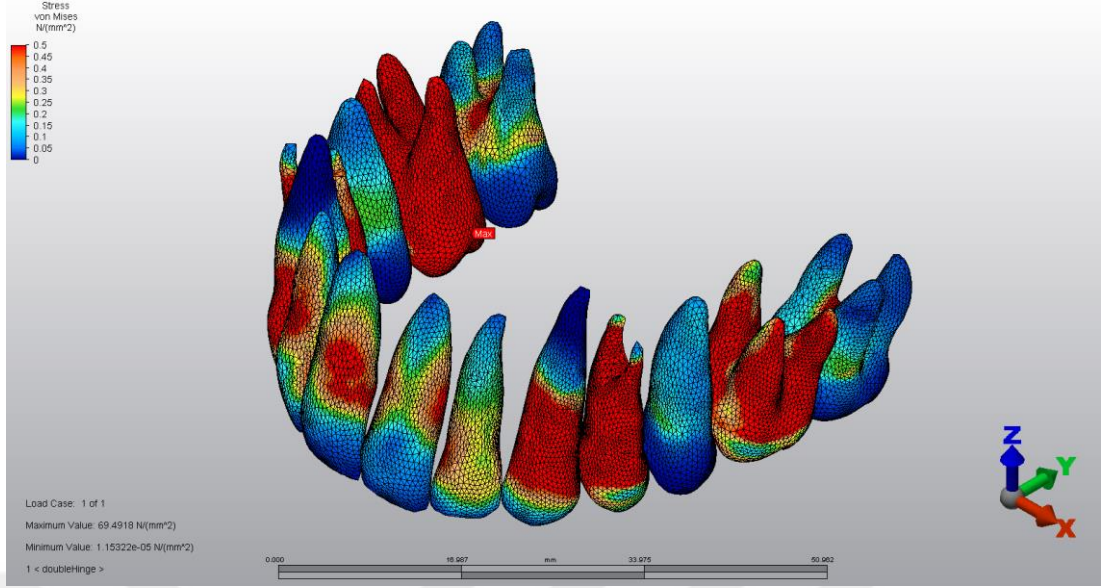
Şekil 3.2: Diş destekli genişletme modelinde Von mises stres dağılımının sagittalden görüntüsü (0,5 N/mm² ölçekli)

Sagittalden bakıldığında stresin, sfenoid kemikten temporal, parietal ve frontal kemiklere kadar azalarak ulaştığı görülmektedir. Zigomatik arkta stres birikimi oldukça azdır (Şekil 3.2).



Şekil 3.3: Diş destekli genişletme modelinde Von mises stres dağılımının okluzalden görüntüsü (1,5 N/mm² ölçekli)

Okluzalden bakıldığında maksillanın anteriorunda palatin kemiğe göre daha fazla stres birikmiştir. Keserlerin vestibülündeki kemikte ve tüber maksillada, maksillanın palatinalde kalan kısmına göre daha az stres birikmiştir. 4 ve 6 numaralı dişlerin destek dişler olması nedeniyle bu dişlerin alveolar kemiğinde yüksek stres birikimi görülmüştür. Tüm bu yoğun stres alanında posterior nasal spinada çevresine göre daha az stres birikmiştir. Pterigoid plakalarda maksiller kemiğe nispeten daha az stres birikmiş ayrıca medial pterigoid plakalarda lateral pterigoid plakalardan daha fazla stres birikmiştir(Şekil 3.3).

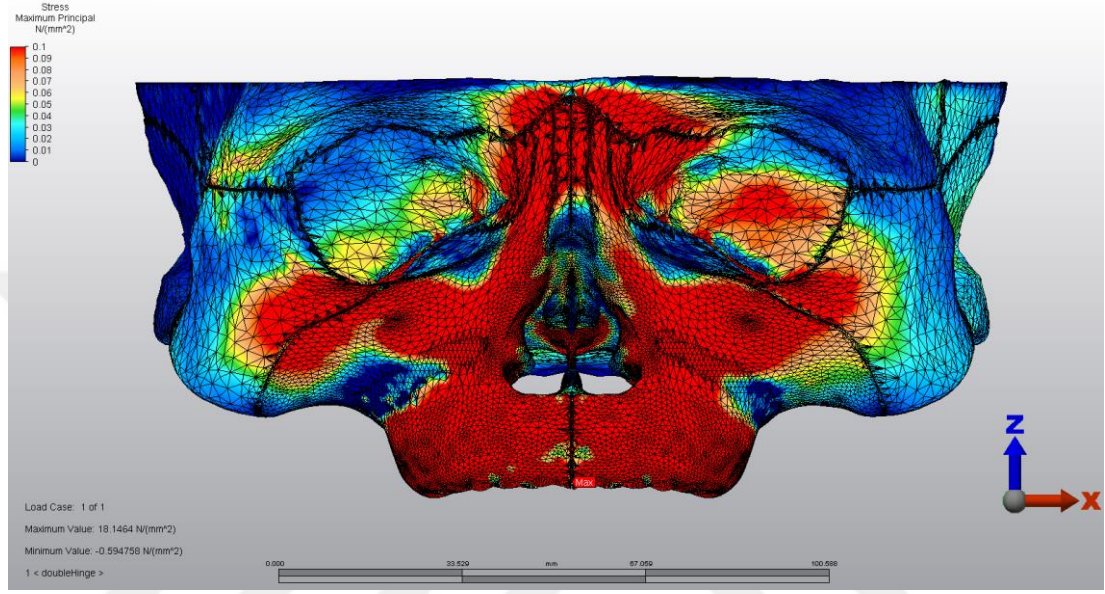


Şekil 3.4: Diş destekli genişletme modelinde dişlerdeki Von mises stres dağılımının görüntüsü (0,5 N/mm² ölçekli)

Dişlere bakıldığında, en fazla stres birikimi ekspansiyon vidasının bağlandığı destek dişler olan 4. ve 6. dişlerde görülmüştür. En düşük stres ise 5. ve 7. dişlerde izlenmiştir. Genel olarak diş köklerinde kronlarına göre belirgin derecede fazla stres birikimi görülür. Apekslerde kökün geri kalan bölgelerine göre daha az stres birikmiştir (Şekil 3.4).

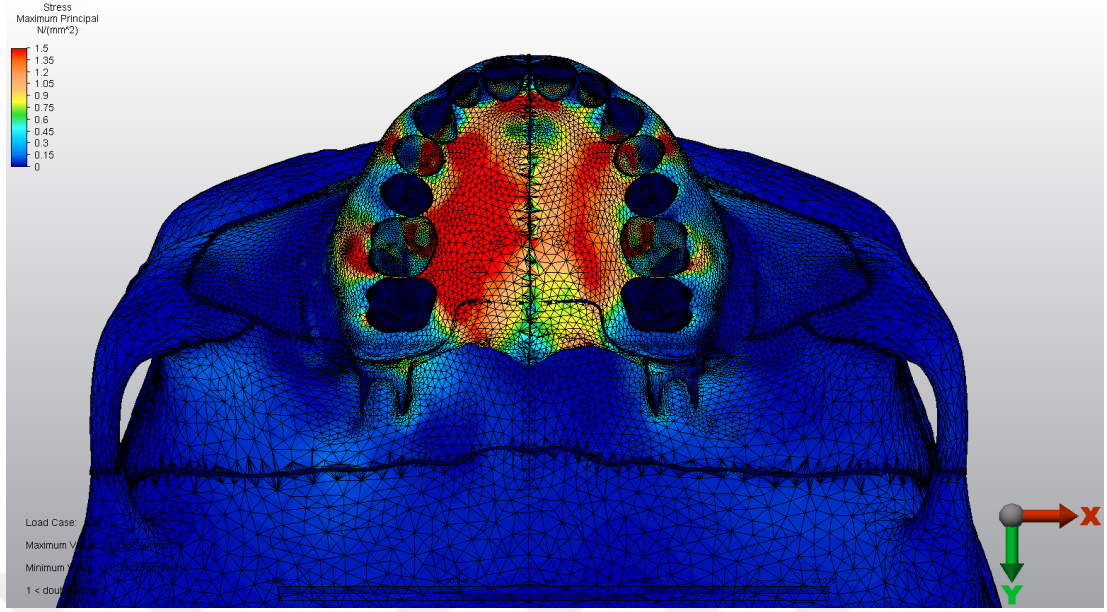
3.1.2.En Yüksek Asal Gerilim (Maximum Principle Stress) Değerlendirmesi

En yüksek asal gerilim cisimdeki gerilme streslerini ifade eder.



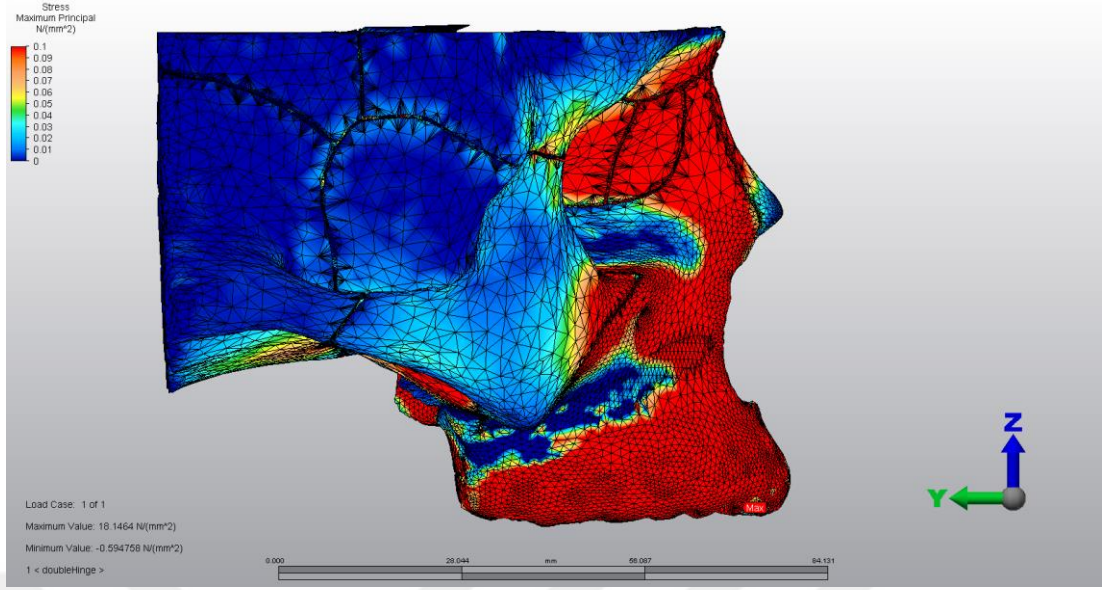
Şekil 3.5: Diş destekli genişletme modelinde en yüksek asal gerilim stres dağılımının frontalden görüntüsü (0,1 N/mm² ölçekli)

Cepheden bakıldığında en çok gerilme stresinin maksiller kemiğin apertura piriformis altında kalan kısmında biriktiği görülmüştür. Bu alan kendi içinde değerlendirilirse, intermaksiller suture çevresinde en az gerilmenin olduğu söylenebilir. Bunun dışında apertura piriformisin lateral kenarlarında ve vomerde yüksek, infraorbital foramenlerin çevresinde ve orbitaların alt kenarına denk gelen zigomatiko-maksiller sutureda orta şiddette gerilim vardır. Apertura piriformisin üst kısmında kalan alanı değerlendirecek olursak da naso-frontal, internasal, naso-maksiller, etmoido-maksiller suturelarda orta seviye stres birikimi görülmektedir (Şekil 3.5).



Şekil 3.6: Diş destekli genişletme modelinde en yüksek asal gerilim stres dağılımının okluzalden görüntüsü (1,5 N/mm² ölçekli)

Okluzalden bakıldığında en az gerilim anteriorda keser dişlerin alveol soketlerinde, posteriorda ise tüber bölgesinde, lateral pterigoid plakalarda ve posterior nasal spinada izlenmiştir. Sfenoid kemikte pterigoid plakaların hizasında artmış stres izlenirken mediale gidildikçe stres azalır (Şekil 3.6).

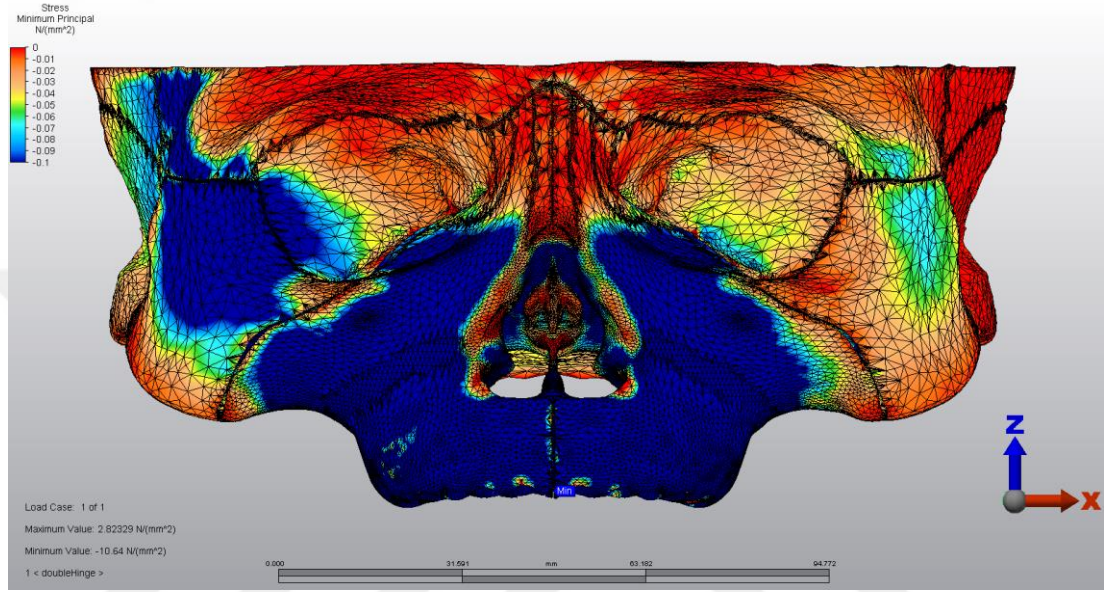


Şekil 3.7: Diş destekli genişletme modelinde en yüksek asal gerilim stres dağılımının sagittalden görüntüsü (0,1 N/mm² ölçekli)

Sagittalden bakıldığında çift menteşeli genişletme vidasının bağlandığı destek dişler olan 4. ve 6. dişlerin hizasındaki bukkal kortikal kemikte yüksek gerilim, apertura piriformisin lateralinden foramen infraorbitaleye kadar olan bölgede orta şiddetli gerilim izlenmiştir. Lakrimal ve etmoid kemikte ve zigomatik kemiğin maksiller çıkıntısında da yaygın stres mevcuttur. En az stres birikimi ise maksillanın zigomatik kemik aşağısında kalan bölgesinde görülmüştür (Şekil 3.7).

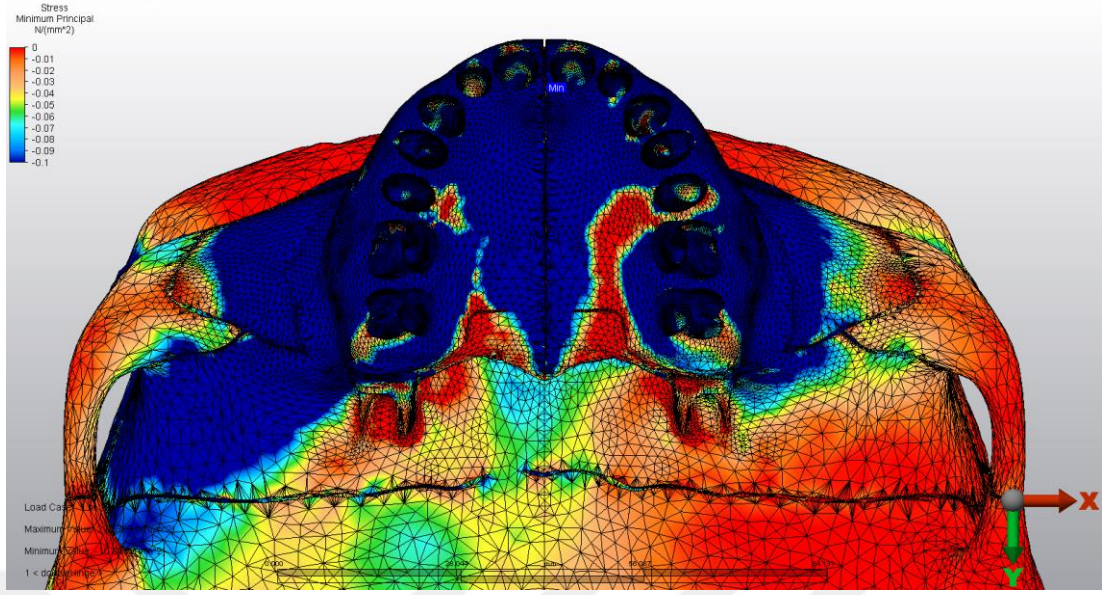
3.1.3.En Düşük Asal Gerilim (Minimum Principle Stress) Değerlendirmesi

En düşük asal gerilim cisimdeki sıkışma streslerini ifade eder.



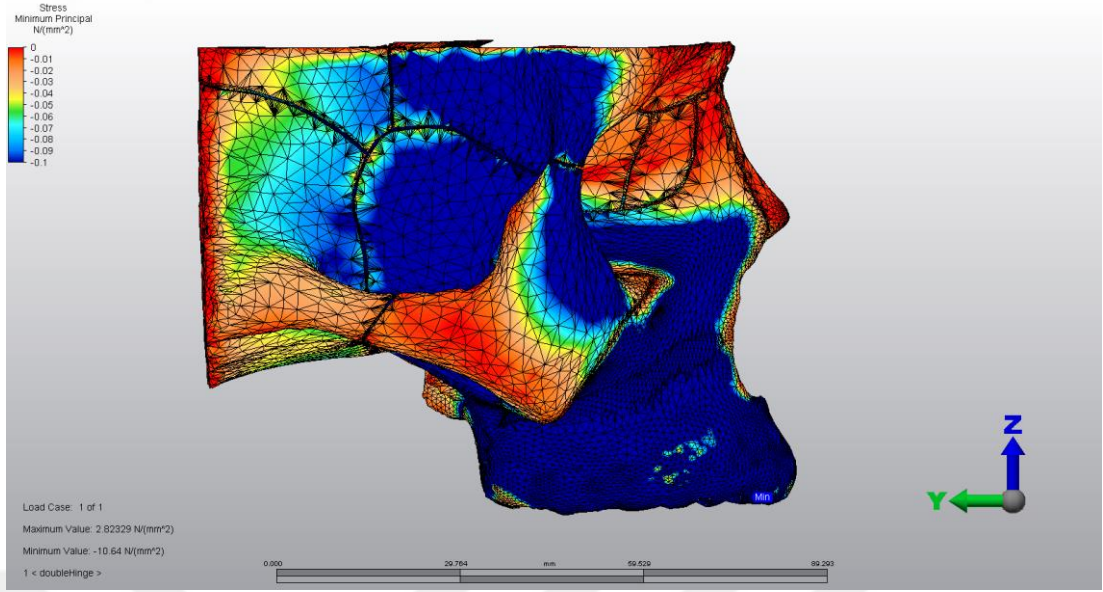
Şekil 3.8: Diş destekli genişletme modelinde en düşük asal gerilim stres dağılımının frontalden görüntüsü (0,1 N/mm² ölçekli)

Cepeden bakıldığında tüm maksillada, orbitanın alt kenarında ve zigomatiko-frontal suture çevresinde sıkışma diğer bölgelere göre belirgin şekilde fazladır. Sfenoid, temporal, frontal ve parietal kemiklerde sıkışma stresi ölçülmüştür (Şekil 3.8).



Şekil 3.9: Diş destekli genişletme modelinde en düşük asal gerilim stres dağılımının okluzalden görüntüsü (0,1 N/mm² ölçekli)

Okluzalden bakıldığında ise maksillada anteriordan posteriora gidildikçe sıkışma stresi azalmaktadır. Posteriora, pterigoid plakalarda ve posterior nasal spinanın iki yanındaki palatin kemikte sıkışmanın daha az olduğu görülmektedir. Fakat posterior nasal spinada sıkışma yüksek seviyededir (Şekil 3.9).



Şekil 3.10: Diş destekli genişletme modelinde en düşük asal gerilim stres dağılımının sagittalardan görüntüsü (0,1 N/mm² ölçekli)

Zigomatik arkta, zigomatiko-maksiller süturda, nasal kemikte ve maksillanın frontal çıkıntılarında sıkışma stresi düşük olarak ölçülmüştür (Şekil 3.10).

3.1.4.Yer Değiştirmelerin Değerlendirmesi

Çizelge 3.4: Diş destekli modelde iskelet yapıların yer değiştirmeleri

YER DEĞİŞTİRME (mm)				
DİŞ DESTEKLİ		X YÖNÜ	Y YÖNÜ	Z YÖNÜ
Maksilla	A	-0,000799	0,000652	-0,002831
	ANS	-0,000797	0,000381	-0,002677
	Prosthion	-0,000618	0,001645	-0,003343
	PNS	-0,001121	-0,000553	-0,002994
	Tüber	-0,003625(sağ) 0,000847 (sol)	-0,000874(sağ) -0,000600(sol)	-0,000397(sağ) -0,000377(sol)
	Processus frontalis	-0,000226(sağ) -0,000230(sol)	0,000072(sağ) 0,000054(sol)	-0,000216(sağ) -0,000283(sol)
	Santral bölge vestibul	-0,000981	0,001407	-0,003079
	Santral bölge palatinal	-0,001052	0,001908	-0,003997
	Premolar bölge bukkal	-0,005160(sağ) 0,002697(sol)	-0,003323(sağ) -0,002938(sol)	0,002210(sağ) 0,002196(sol)
	Premolar bölge palatinal	-0,005017(sağ) 0,001890(sol)	0,000735(sağ) 0,000464(sol)	-0,001699(sağ) -0,002627(sol)
	Molar bölge bukkal	-0,008946(sağ) -0,006483(sol)	-0,001752(sağ) -0,001367(sol)	0,002104(sağ) 0,002090(sol)
	Molar bölge palatinal	-0,006883(sağ) 0,003756(sol)	0,000779(sağ) 0,000508(sol)	-0,005905(sağ) -0,006833(sol)
Zigomatik Kemik	Frontal kenar	-0,000247(sağ) -0,000113(sol)	-0,000079(sağ) -0,000014(sol)	0,000238(sağ) 0,000063(sol)
	Temporal kenar	-0,000131(sağ) -0,000050(sol)	-0,000004(sağ) -0,000027(sol)	0,000122(sağ) -0,000046(sol)
	Maksiller kenar	-0,000651(sağ) -0,000285(sol)	-0,000163(sağ) -0,000225(sol)	0,000757(sağ) 0,000201(sol)
Sfenoid Kemik	Lateral pterigoid plaka	-0,000587(sağ) -0,000276(sol)	-0,000097(sağ) -0,000150(sol)	-0,000269(sağ) -0,000368(sol)
	Medial pterigoid plaka	-0,000834(sağ) -0,000087(sol)	-0,000145(sağ) -0,000187(sol)	-0,000639(sağ) -0,000490(sol)
Nasal kavite	Nasal kemik	-0,000202	0,000053	-0,000275
	Apertura piriformis üst	-0,000386	0,000111	-0,000387
	Apertura piriformis yan	-0,000237(sağ) -0,000673(sol)	0,000185(sağ) 0,000162(sol)	-0,000865(sağ) -0,000672(sol)
	Apertura piriformis alt	-0,000919	0,000382	-0,002588
Orbita	Dış kenar	-0,000330(sağ) -0,000186(sol)	0,000201(sağ) -0,000056(sol)	0,000273(sağ) 0,000062(sol)
	İç kenar	-0,000140(sağ) -0,000171(sol)	0,000049(sağ) -0,000002(sol)	-0,000209(sağ) -0,000269(sol)
Vomer		-0,000628	0,000019	-0,001700

X yönünde pozitif değerler sağa, negatif değerler sola hareketi,

Y yönünde pozitif değerler arkaya, negatif değerler öne hareketi,

Z yönünde pozitif değerler yukarı, negatif değerler aşağı hareketi ifade eder.

Uygulanan kuvvet neticesinde kafa modelinin farklı bölgelerinde uzayın üç yönünde (x,y,z) farklı miktarlarda yer değiştirmeler görülmüştür. Bu yer değiştirmelerin sayısal değerleri **Çizelge 3.4**'te verilmiştir. Tüm modeli bu üç yöndeki hareketiyle değerlendirdiğimizde en fazla yer değiştirme sırasıyla maksillada destek dişlerin alveolar kretinde, intermaksiller suture çevresinde, maksillanın frontal çıkıntılarında ve orbitaların medial ve inferior kenarlarında, zigomatiko-maksiller suturen alt kısmındaki maksiller kemikte ve zigomatiko-frontal suture çevresi ile orbitaların superior kenarlarında görülmüştür.

Çizelge 3.4'teki (+) değerler sola hareketi, (-) değerler sağa hareketi ifade eder. **Çizelge 3.4**'teki değerleri inceleyerek modelde transversal düzlemdeki hareketi (x düzlemi) yorumlayacak olursak, en fazla laterale hareketin maksillada posterior alveolar krette görüldüğünü söyleyebiliriz. En fazla destek dişlerin bukkalinde olmak üzere tüm alveolar kemikte laterale hareket vardır.

Diğer yapılarda laterale hareket çoktan aza doğru sırasıyla intermaksiller suture çevresi, vomer, maksillanın frontal çıkıntıları ve orbitaların medial ve inferior kenarları, zigomatiko-maksiller suturen alt kısmında kalan maksiller kemik ve zigomatiko-frontal suture çevresi ile orbitaların superior kenarları ve zigomatik ark şeklinde devam eder.

Sagittal düzlemde (y düzlemi) ise **Çizelge 3.4**'teki (+) değerler posteriora, (-) değerler anteriora hareketi ifade etmektedir. Kanin dişler ve distalindeki dişlerin alveolar kemiği anteriora, keser dişler hizasındaki alveolar kemik ise posteriora doğru hareket etmiştir. Zigomatik kemikte ve maksillanın frontal çıkıntılarında da çok daha az miktarda geriye yer değiştirme farkedilmiştir.

Vertikal düzlemde (z düzlemi) **Çizelge 3.4**'teki (+) değerler yukarıya, (-) değerler aşağıya hareketi ifade etmektedir. İntermaksiller suturen iki yanında en fazla olmak üzere kanin dişlerin mesiallerine kadar olan maksiller kortekste aşağıya hareket görülmüştür. Posterior maksiller kortekste yukarı hareket görülmüştür. Anterior ve

posterior orta bölgeleri en fazla olmak üzere tüm palatina aşağı; lateral dişlerden itibaren bukkal kemik yukarı hareket etmiştir.



Çizelge 3.5: Diş destekli modelde dişlerin Von mises stres değerleri ve yer değiştirmeleri

DİŞ DESTEKLİ	Von Mises	Yer değiştirme (mm)		
DİŞLER		x	y	z
Sağ santral apeks	0,026971	-0,000271	0,000218	-0,002538
Sağ santral bukkal	0,443977	-0,001294	0,001462	-0,003224
Sağ santral palatinal	0,398805	-0,001746	0,001389	-0,002360
Sağ santral insizal	0,014177	-0,003727	0,003883	-0,003396
Sol santral apeks	0,026065	-0,001593	0,000283	-0,002568
Sol santral bukkal	0,300960	-0,000915	0,001329	-0,003090
Sol santral palatinal	0,189287	-0,000164	0,001278	-0,002451
Sol santral insizal	0,017556	0,001591	0,002932	-0,003145
Sağ premolar bukkal apeks	0,056727	-0,001839	0,000117	0,001568
Sağ premolar palatinal ap.	0,052118	-0,001154	0,000343	-0,000024
Sağ premolar bukkal t.t.*	0,182259	-0,009770	-0,005461	0,000664
Sağ premolar pal. t.t.	2,118068	-0,009811	-0,001671	-0,001246
Sol premolar bukkal apeks	0,066396	-0,000313	0,000336	0,001237
Sol premolar palatinal ap.	0,117561	-0,001617	0,000423	-0,000748
Sol premolar bukkal t.t.	0,113782	0,009001	-0,006137	0,000403
Sol premolar pal. t.t.	1,128865	0,008691	-0,002907	-0,002620
Sağ molar mbukkal apeks	1,930854	-0,002014	-0,000117	0,002164
Sağ molar dbukkal apeks	0,891565	-0,002553	-0,000121	0,002442
Sağ molar palatinal apeks	0,973084	-0,001002	-0,000404	-0,002199
Sağ molar mb t.t.	0,232889	-0,014580	-0,002730	-0,000164
Sağ molar mp t.t.	1,186082	-0,013604	-0,001225	-0,004736
Sağ molar db t.t.	0,187350	-0,016446	-0,002986	-0,000684
Sağ molar dp t.t.	0,526624	-0,016319	-0,001426	-0,006203
Sol molar mbukkal apeks	0,600759	0,000520	-0,000182	0,000910
Sol molar dbukkal apeks	0,422202	0,000556	-0,000187	0,000975
Sol molar palatinal apeks	0,269204	-0,000241	-0,000168	-0,000687
Sol molar mb t.t.	0,244928	0,004943	-0,001829	0,000200
Sol molar mp t.t.	1,389843	0,004359	-0,000795	-0,001141
Sol molar db t.t.	0,193008	0,006148	-0,002048	-0,000383
Sol molar dp t.t.	0,389843	0,006167	-0,001084	-0,002435

*t.t: Tüberkül tepesi

X yönünde pozitif değerler sağa, negatif değerler sola hareketi,

Y yönünde pozitif değerler arkaya, negatif değerler öne hareketi,

Z yönünde pozitif değerler yukarı, negatif değerler aşağı hareketi ifade eder.

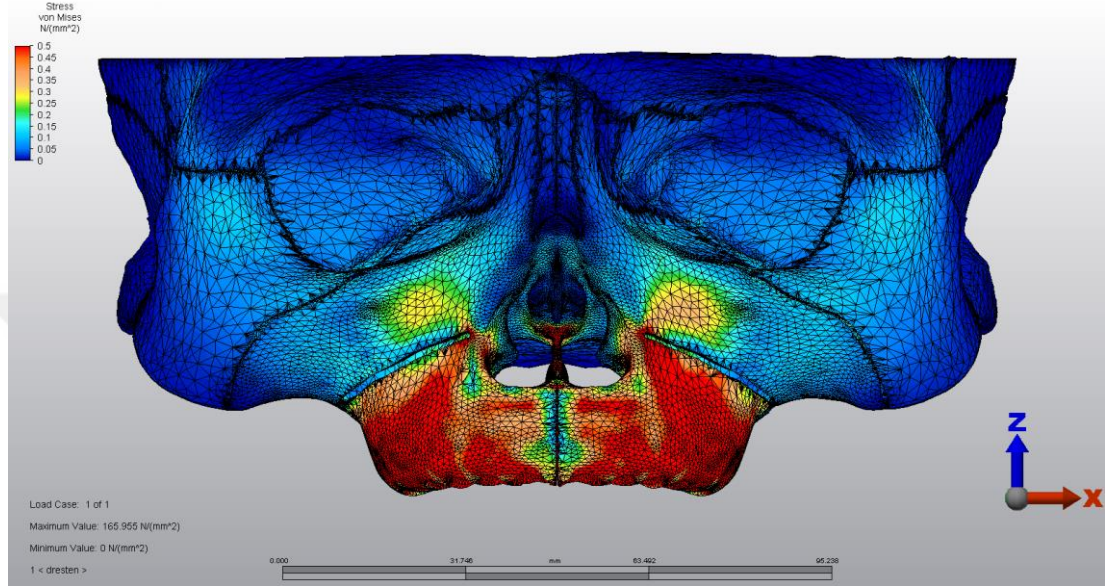
Tüm dişlerde, kuvvet uygulanmasından sonra laterale hareket gözlenmiştir. Orta hattın sağındaki dişlerde sağa, solundaki dişlerde sola hareket izlenmektedir. Posteriora gidildikçe dişlerdeki laterale hareket miktarı artmaktayken en fazla hareket yine destek dişlerdedir (4. ve 6. dişler). Tüm dişlerin kronlarında köklerine göre daha fazla yer değiştirme saptanmıştır. Bu da hareketin daha çok devrilme şeklinde olduğunu gösterir.

Dişlerin sagittal düzlemdeki hareketlerine bakıldığında keser dişlerde posteriora yer değiştirme görülürken kanin, premolar ve molar dişlerde özellikle destek dişlerde mesiale devrilme şeklinde yer değiştirme görülmüştür.

Vertikal düzlemde dişlerin yer değiştirmesi ise şu şekildedir: En fazla inferior yönlü hareket santral dişlerde ve birinci molarların palatinal yarısında görülmüştür. Yan keser dişler ve ikinci molarların palatinal yarısı da inferiora hareket etmiştir. Buna göre molar dişlerin laterale devrildiğini söyleyebiliriz. Kanin ve premolar dişlerde yukarı yönlü hareket izlenmiştir.

3.2.Kemik Destekli Genişletme Modeli

3.2.1.Von Mises Stres Değerlendirmesi

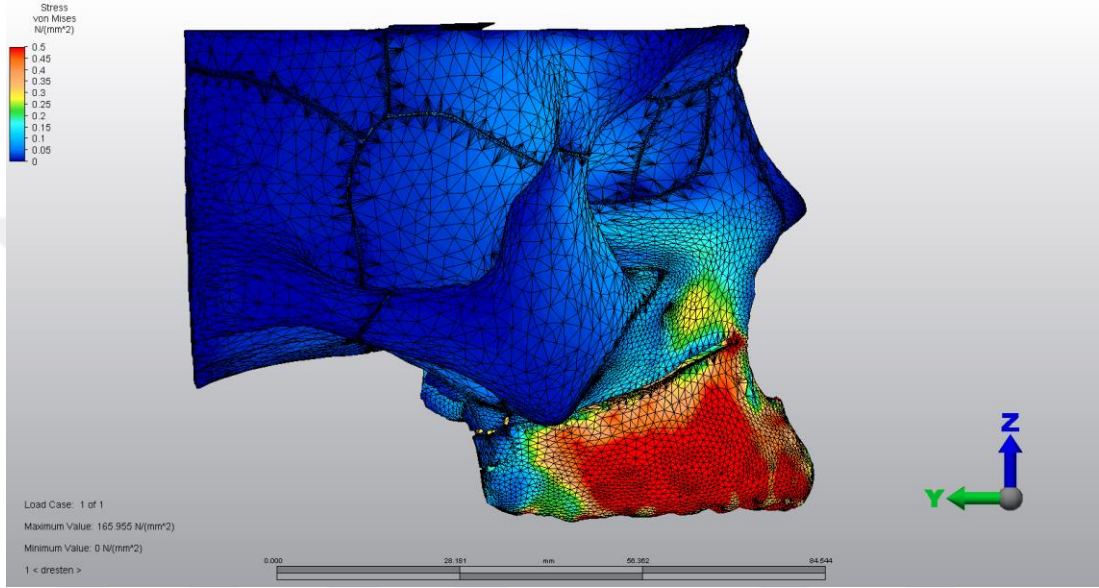


Şekil 3.11: Kemik destekli genişletme modelinde Von mises stres dağılımının frontalden görüntüsü (0,5 N/mm² ölçekli)

Ekspansiyon kuvvetinin uygulanması sonucu en fazla stres maksillada ve vomerde görülmüş apertura piriformise ve zigomatiko-frontal suture kadar azalarak yayılmıştır. Apertura piriformisin üstünde kalan bölgede ise düşük miktarda stres, nasal kemikte ve maksillanın frontal çıkıntılarında birikmiştir. Osteotomi hatlarında çevre kemik dokusuna göre daha az stres görülmektedir (Şekil 3.11).

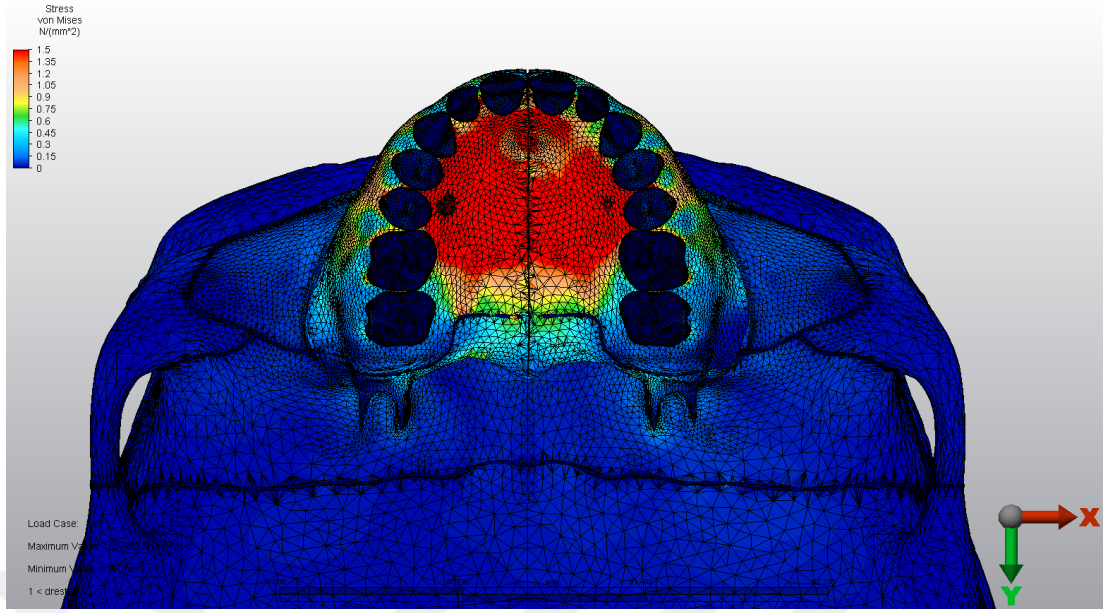
Maksillada stres, alveol soketlerinden kesi hattına doğru azalarak yayılmaktadır. Stresin kesi hattının üstünde altına göre belirgin miktarda azaldığı görülmektedir. Kesi hattının üstünde foramen infraorbitale'nin mesialinde bir miktar fazla stres izlenmektedir. Tüm kafa modelinde implantın olduğu yarıda mini vidanın bulunduğu yarıya göre daha fazla stres oluşmuştur (Şekil 3.11).

Maksillada kesi hatlarının altında kalan bölge incelendiğinde intermaksiller süturda çevresine göre daha az stres birikimi olduğu görülmüştür. En fazla stres birikimi ise premolar dişlerin bukkal alveolar kemiğinde saptanmıştır (Şekil 3.11).



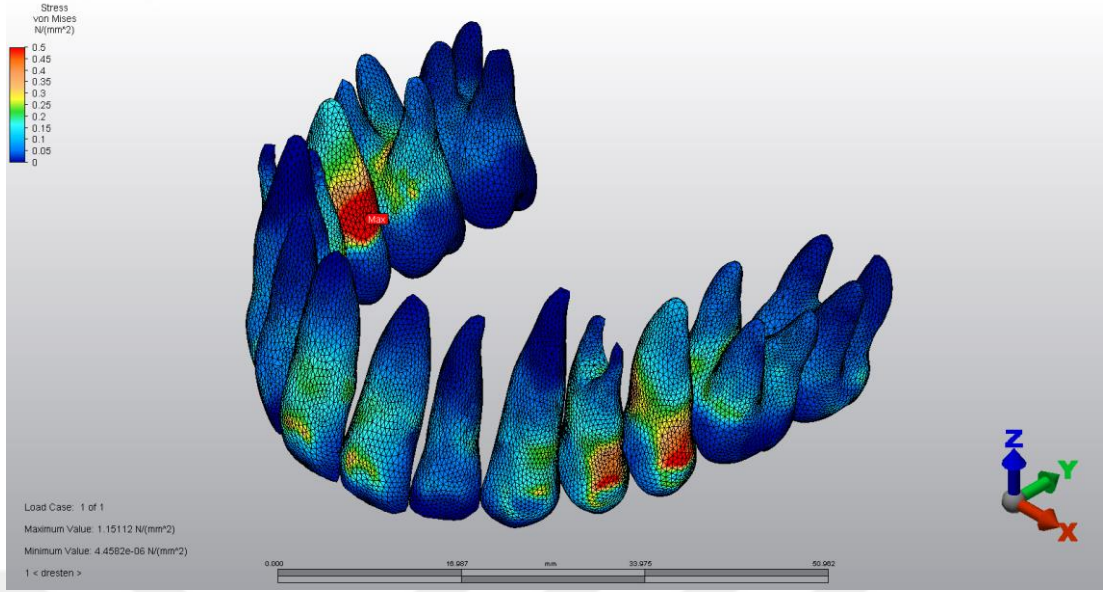
Şekil 3.12: Kemik destekli genişletme modelinde Von mises stres dağılımının sagittalden görüntüsü (0,5 N/mm² ölçekli)

Maksillanın çevresindeki kemikleri sagittalden incelediğimizde stres, zigomatik, frontal ve sfenoid kemiklere ulaşmıştır. Orbitaların arasında kalan bölgede ise nasal ve lakrimal kemiklerde stres oldukça az, etmoid kemikte ise bunlara nispeten daha fazladır (Şekil 3.12).



Şekil 3.13: Kemik destekli genişletme modelinde Von mises stres dağılımının okluzalden görüntüsü (1,5 N/mm² ölçekli)

Okluzalden bakıldığında maksillada çevresindeki kemiklere göre daha fazla stres oluşmuştur. En fazla stres distraktörün yerleştirildiği alandaki palatal kemikte ölçülmüştür. Birinci molarların distalinden itibaren tüberler dâhil olmak üzere posterior bölgede daha az stres görülmektedir. Transversal palatin sutureda, os palatinumda ve pterigoid plakalarda (özellikle medial pterigoid plakada) yüksek stres görülürken, sfenoid kemikte stres bu bölgelere göre oldukça azdır (Şekil 3.13).

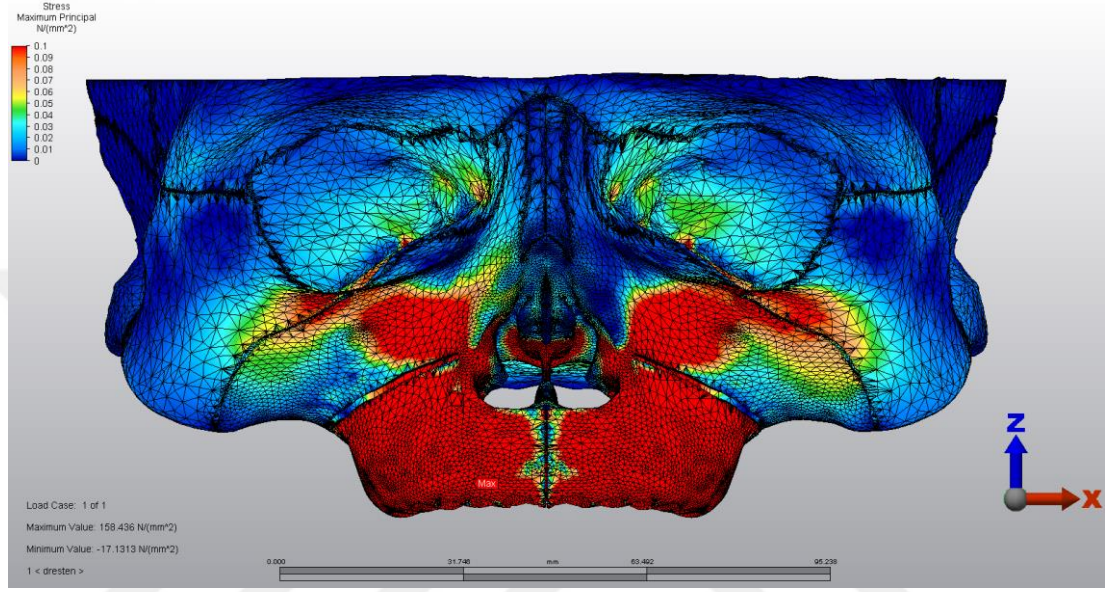


Şekil 3.14: Kemik destekli genişletme modelinde dişlerdeki Von mises stres dağılımının görüntüsü (0,5 N/mm² ölçekli)

Dişlerde en fazla stres birikimi distraktöre en yakın konumda bulunan premolar dişlerde görülmüştür. Santral keserlerde ve kanin dişlerde de diğer dişlere göre daha fazla stres birikimi vardır. Dişlerin kron kısmında ve servikal bölgelerinde kök yüzeylerine göre daha fazla stres görülmüştür. İkinci premolar dişin palatinal kök yüzeyi stres birikiminin en yüksek olarak saptandığı alandır (Şekil 3.14).

3.2.2.En Yüksek Asal Gerilim (Maximum Principle Stress)

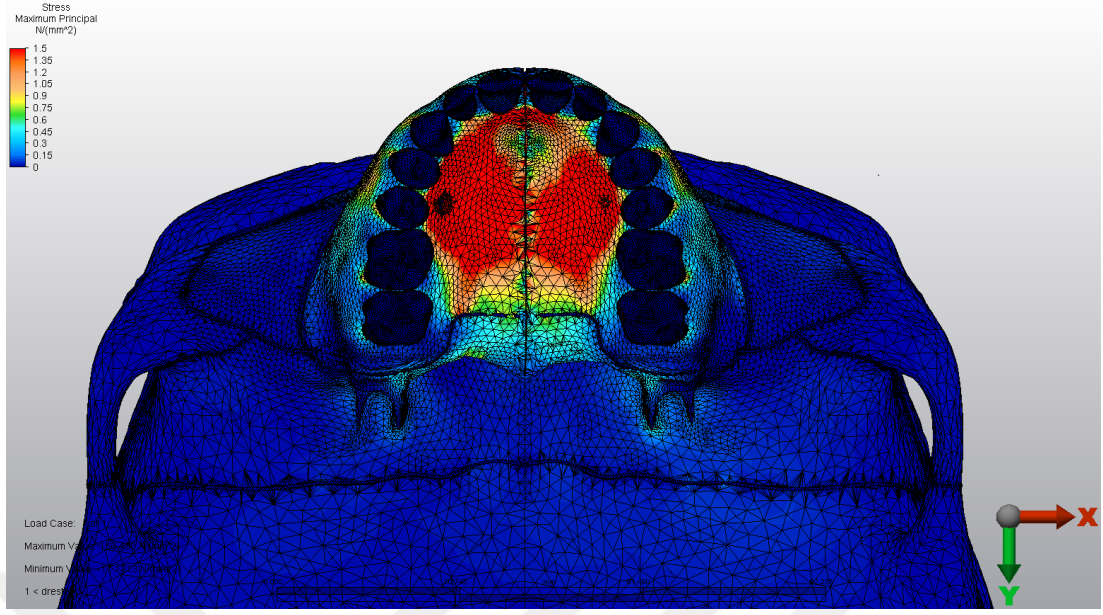
En yüksek asal gerilim cisimdeki gerilme streslerini ifade eder.



Şekil 3.15: Kemik destekli genişletme modelinde en yüksek asal gerilim stres dağılımının frontalden görüntüsü (0,1 N/mm² ölçekli)

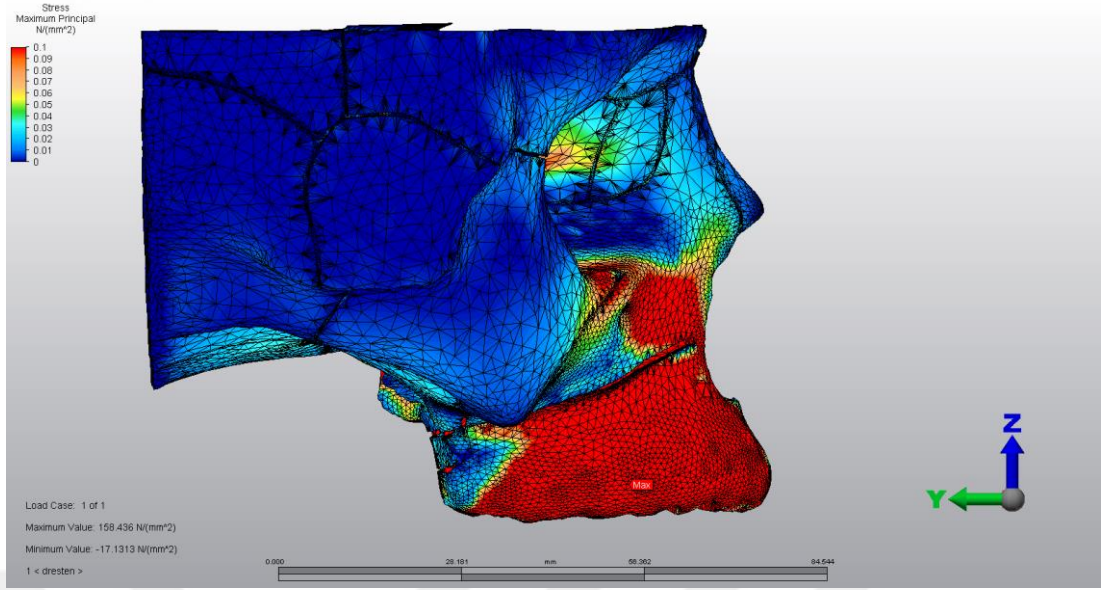
Tüm kafaya karşıdan bakıldığında maksillanın osteotomi hatlarının altında kalan kısmında diğer bölgelere göre gerilme stresi belirgin şekilde fazladır. Bu bölgede intermaksiller sutureda osteotomun yapıldığı alanda gerilme nispeten daha azdır (Şekil 3.15).

Osteotom hatlarının üstünde kalan alana bakıldığında ise infraorbital foramen ile apertura piriformis arasında ve zigomatiko-maksiller suturelarda daha fazla gerilme görülmektedir(Şekil 3.11).



Şekil 3.16: Kemik destekli genişletme modelinde en yüksek asal gerilim stres dağılımının okluzalden görüntüsü (1,5 N/mm² ölçekli)

Maksillaya okluzalden bakıldığında, bukkalde en fazla birinci molar dişlerin mesialinden santral dişlerin hizasına kadar olan alveolar kemikte, palatinalde ise maksiller palatinal bölgenin tamamında fazla, transvers palatin suture ile palatin kemikte orta derecede gerilme stresi görülmüştür. Ayrıca pterigoid plakalarda medial pterigoid plakalarda daha fazla olmak üzere posteriordaki diğer yapılara göre daha fazla gerilim vardır (Şekil 3.16).

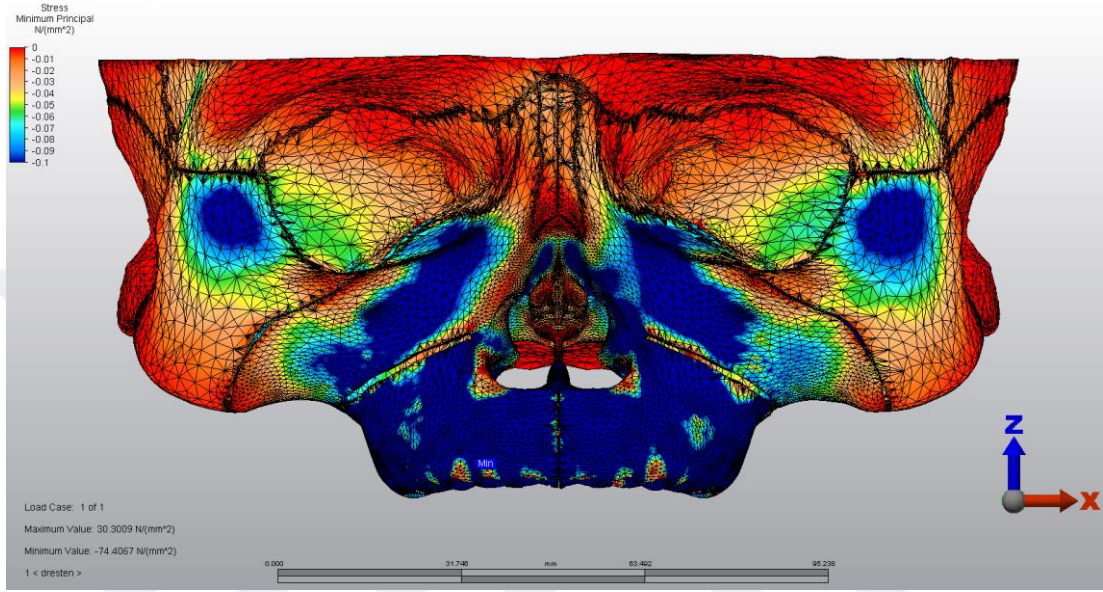


Şekil 3.17: Kemik destekli genişletme modelinde en yüksek asal gerilim stres dağılımının sagittalden görüntüsü (0,1 N/mm² ölçekli)

Bunlara ek olarak, sagittalden bakıldığında etmoid kemikte gerilimin, çevresindeki kemiklerden daha fazla olduğu görülmüştür (Şekil 3.17).

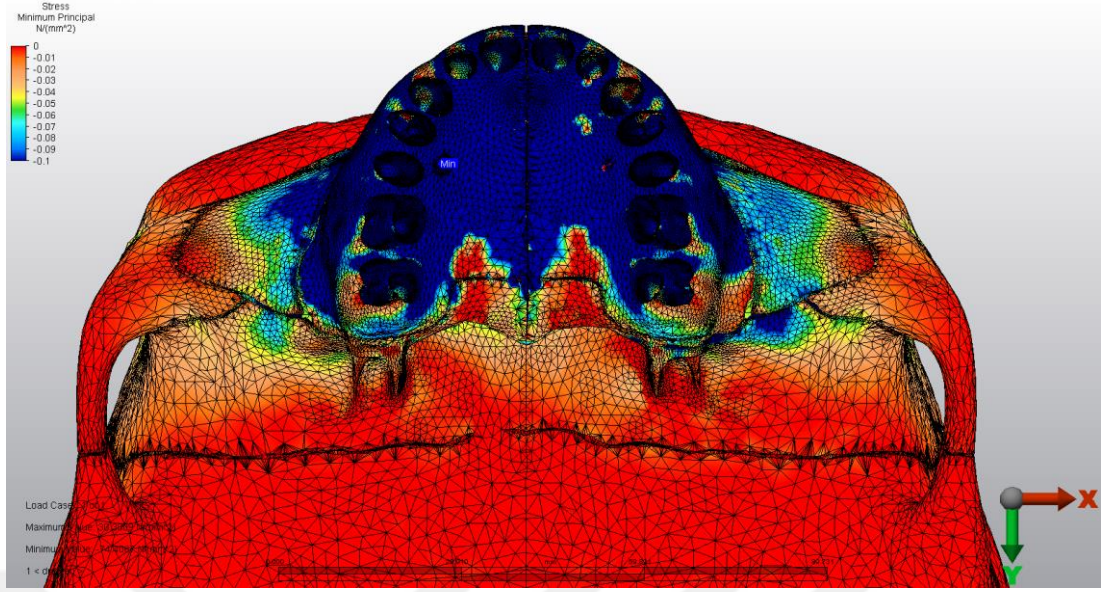
3.2.3.En Düşük Asal Gerilim (Minimum Principle Stress)

En düşük asal gerilim cisimdeki sıkışma streslerini ifade eder.



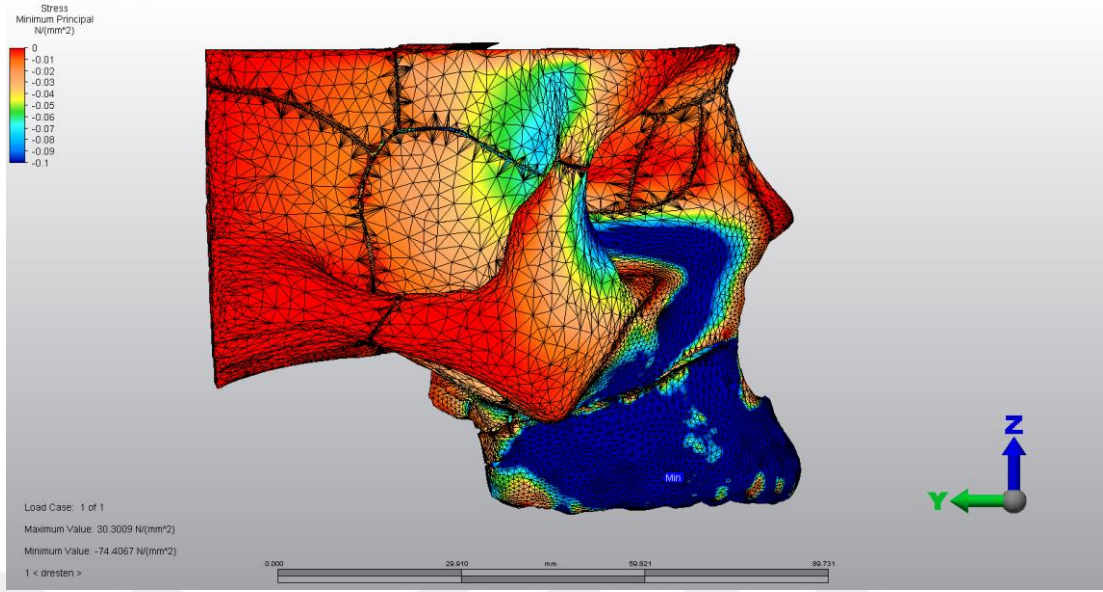
Şekil 3.18: Kemik destekli genişletme modelinde en düşük asal gerilim stres dağılımının frontalden görüntüsü (0,1 N/mm² ölçekli)

Maksillaya ve komşu kemiklerine bakıldığında en fazla sıkışma olan bölgeler zigomatiko-frontal suturen altı, naso-maksiller butresin ortasına denk gelen infraorbital foramen ile apertura piriformis arası bölge ve maksillanın osteotom hattı altında kalan kısmının tamamıdır (Şekil 3.18).



Şekil 3.19: Kemik destekli genişletme modelinde en düşük asal gerilim stres dağılımının okluzalden görüntüsü (0,1 N/mm² ölçekli)

Okluzalden bakıldığında ise transvers palatin suture hizası ile palatin kemikte ve pterigoid plakalarda tüm maksillaya göre daha az sıkışma görülmektedir (Şekil 3.19).



Şekil 3.20: Kemik destekli genişletme modelinde en düşük asal gerilim stres dağılımının sagittalden görüntüsü (0,1 N/mm² ölçekli)

Sagittalden bakıldığında ise orbitaların medialinde kalan kısımda en yüksek sıkışma stresi lakrimal ve etmoid kemiklerin altında kalan bölgede birikmiştir. Sfeno-frontal suturedaki sıkışma stresinin biriktiği görülmüştür (Şekil 3.20).

3.2.4.Yer Değiştirmelerin Değerlendirmesi

Çizelge 3.6: Kemik destekli modelde iskelet yapıların yer değiştirmeleri

YER DEĞİŞTİRME (mm)				
KEMİK DESTEKLİ		X YÖNÜ	Y YÖNÜ	Z YÖNÜ
Maksilla	A	-0,000043	0,000048	-0,001536
	ANS	-0,000043	-0,000030	-0,001493
	Prosthion	0,000273	0,000067	-0,001614
	PNS	0,000375	-0,000975	-0,001863
	Tüber	-0,001221(sağ) 0,001587(sol)	-0,000866(sağ) -0,001381(sol)	-0,000008(sağ) -0,000005(sol)
	Processus frontalis	-0,000052(sağ) -0,000052(sol)	-0,000023(sağ) -0,000018(sol)	0,0000007(sağ) 0,0000001(sol)
	Santral bölge vestibul	-0,000055	-0,000297	-0,001562
	Santral bölge palatinal	-0,000067	0,000895	-0,002897
	Premolar bölge bukkal	-0,003753(sağ) 0,003608(sol)	-0,00149(sağ) -0,001929(sol)	0,001042(sağ) 0,001499(sol)
	Premolar bölge palatinal	-0,003566(sağ) 0,003144(sol)	-0,00815(sağ) -0,001478(sol)	0,000164(sağ) 0,000474(sol)
	Molar bölge bukkal	-0,002745(sağ) 0,002898(sol)	-0,000912(sağ) -0,001486(sol)	0,001005(sağ) 0,001101(sol)
	Molar bölge palatinal	-0,002387(sağ) 0,002503(sol)	-0,000928(sağ) -0,001369(sol)	0,000020(sağ) -0,000108(sol)
Zigomatik Kemik	Frontal kenar	-0,000060(sağ) -0,000057(sol)	0,000045(sağ) 0,000032(sol)	0,000081(sağ) 0,000089(sol)
	Temporal kenar	-0,000007(sağ) -0,000009(sol)	-0,000003(sağ) -0,000008(sol)	-0,000008(sağ) -0,000023(sol)
	Maksiller kenar	-0,000074(sağ) 0,000103(sol)	-0,000103(sağ) -0,000196(sol)	0,000313(sağ) 0,000390(sol)
Sfenoid Kemik	Lateral pterigoid plaka	0,000085(sağ) -0,000010(sol)	-0,000143(sağ) -0,000297(sol)	-0,000117(sağ) -0,000232(sol)
	Medial pterigoid plaka	-0,000009(sağ) 0,000113(sol)	-0,000261(sağ) -0,000426(sol)	-0,000235(sağ) -0,000403(sol)
Nasal kavite	Nasal kemik	-0,000049	-0,000026	0,000021
	Apertura piriformis üst	-0,000071	-0,000067	0,000060
	Apertura piriformis yan	0,000092(sağ) -0,000107(sol)	-0,000095(sağ) -0,000139(sol)	-0,000203(sağ) -0,000105(sol)
	Apertura piriformis alt	-0,000110	-0,000025	0,001459
Orbita	Dış kenar	-0,000018(sağ) -0,000066(sol)	0,000044(sağ) 0,000034(sol)	0,000114(sağ) 0,000123(sol)
	İç kenar	-0,000016(sağ) -0,000041(sol)	-0,000007(sağ) -0,000017(sol)	-0,000026(sağ) -0,000033(sol)
Vomer		0,000375	-0,000419	-0,001058

X yönünde pozitif değerler sağa, negatif değerler sola hareketi,

Y yönünde pozitif değerler arkaya, negatif değerler öne hareketi,

Z yönünde pozitif değerler yukarı, negatif değerler aşağı hareketi ifade eder.

Uygulanan kuvvet neticesinde kafa modelinin farklı bölgelerinde uzayın üç yönünde (x,y,z) farklı miktarlarda yer değiştirmeler görülmüştür. Bu yer değiştirmelerin sayısal değerleri **Çizelge 3.6**'da verilmiştir. Tüm modeli bu üç yöndeki hareketiyle değerlendirdiğimizde en fazla yer değiştirme maksillanın osteotom hatlarının altında kalan kısmında görülmüştür. Destek dişlerin alveolar kretinde ve intermaksiller sütür çevresinde yer değiştirme miktarı en fazladır.

Çizelge 3.6'daki (+) değerler sola hareketi, (-) değerler sağa hareketi ifade eder. **Çizelge 3.6**'daki değerleri inceleyerek modelde transversal düzlemdeki hareketi (x düzlemi) yorumlayacak olursak, özellikle premolar dişlerin korteksinde olmak üzere intermaksiller süturun sağındaki alveolar krette sağa, solundaki alveolar krette sola doğru yer değiştirme izlenmiştir.

Sagittal düzlemde (y düzlemi) ise **Çizelge 3.6**'daki (+) değerler posteriora, (-) değerler anteriora hareketi ifade etmektedir. İntermaksiller sütür çevresinde lateral dişlerin mesialine kadar olan bukkal kortekste posteriora hareket görülmüştür. Kanin dişlerden itibaren tüberlere kadar olan bukkal alveolar kemikte ise anteriora yer değiştirme görülmektedir.

Vertikal düzlemde (z düzlemi) **Çizelge 3.6**'daki (+) değerler yukarıya, (-) değerle aşağıya hareketi ifade etmektedir. Kesici dişlerin hizasındaki alveolar kemikte aşağıya hareket gözlenirken posteriora gidildikçe alveolar kemikte yukarı doğru yer değiştirme görülmektedir.

Çizelge 3.7: Kemik destekli modelde dişlerin Von mises stres değerleri ve yer değiştirmeleri

KEMİK DESTEKLİ	Von Mises	Yer değiştirme (mm)		
DİŞLER		x	y	z
Sağ santral apeks	0,001974	0,000057	0,000193	-0,001494
Sağ santral bukkal	0,184692	-0,000452	0,000452	-0,001211
Sağ santral palatinal	0,097167	-0,000698	0,000374	-0,001555
Sağ santral insizal	0,023048	-0,001002	-0,001574	-0,000782
Sol santral apeks	0,002766	-0,000192	-0,000018	-0,001237
Sol santral bukkal	0,182055	0,000295	0,000271	-0,001046
Sol santral palatinal	0,079362	0,000638	0,000175	-0,001304
Sol santral insizal	0,020297	0,000787	-0,001421	-0,000606
Sağ premolar bukkal apeks	0,003326	-0,001442	-0,000862	0,001344
Sağ premolar palatinal ap.	0,009777	-0,001202	-0,000694	0,000825
Sağ premolar bukkal t.t.*	0,013154	-0,003641	-0,001091	0,000429
Sağ premolar palatinal t.t.	0,014235	-0,004161	-0,000296	0,000651
Sol premolar bukkal apeks	0,005144	0,001427	-0,001134	0,001659
Sol premolar palatinal ap.	0,012220	0,001020	-0,001102	0,001159
Sol premolar bukkal t.t.	0,021394	0,003327	-0,001855	0,000650
Sol premolar palatinal t.t.	0,019923	0,003858	-0,001366	0,000950
Sağ molar mbukkal apeks	0,048657	-0,001530	-0,000246	0,001272
Sağ molar dbukkal apeks	0,049768	-0,001129	-0,000181	0,001008
Sağ molar palatinal apeks	0,053416	-0,000802	-0,000324	0,000431
Sağ molar mb t.t.	0,008201	-0,003647	-0,001510	0,000877
Sağ molar mp t.t.	0,006312	-0,003577	-0,001843	0,000409
Sağ molar db t.t.	0,007001	-0,003380	-0,001473	0,000587
Sağ molar dp t.t.	0,004729	-0,003211	-0,001803	-0,000126
Sol molar mbukkal apeks	0,037415	0,001525	-0,000743	0,001305
Sol molar dbukkal apeks	0,036809	0,001222	-0,000715	0,001112
Sol molar palatinal apeks	0,029113	0,000868	-0,000713	0,000362
Sol molar mb t.t.	0,006528	0,003929	-0,001936	0,000847
Sol molar mp t.t.	0,006049	0,003824	-0,002114	0,000263
Sol molar db t.t.	0,005554	0,003776	-0,001919	0,000635
Sol molar dp t.t.	0,003256	0,003615	-0,002117	-0,000198

*t.t: Tüberkül tepesi

X yönünde pozitif değerler sağa, negatif değerler sola hareketi,

Y yönünde pozitif değerler arkaya, negatif değerler öne hareketi,

Z yönünde pozitif değerler yukarı, negatif değerler aşağı hareketi ifade eder.

Tüm dişlerde, kuvvet uygulanmasından sonra laterale hareket gözlenmiştir. Orta hattın sağındaki dişlerde sağı, solundaki dişlerde sola hareket izlenmektedir. Posteriora gidildikçe dişlerdeki laterale hareket miktarı artmaktayken en fazla hareket distraktöre en yakın dişler olan ikinci küçükazı dişlerindedir. Tüm dişlerin kronlarında köklerine göre daha fazla yer değıştirme saptanmıştır. Bu da hareketin daha çok devrilme şeklinde olduğunu gösterir.

Dişlerin sagittal düzlemdeki hareketlerine bakıldığında keser dişlerde kronların anteriora köklerin posteriora yer değıştirdiğini yani keser dişlerde proklinasyon olduğunu söyleyebiliriz. Kanin, premolar ve molar dişlerde, özellikle premolar dişlerde olmak üzere, mesiale devrilme şeklinde yer değıştirme görölmüştür.

Vertikal düzlemde dişlerin yer değıştirmesi ise şu şekildedir: En fazla inferior yönlü hareket santral ve lateral dişlerde görölmüştür. Molar dişlerin palatinal yarısı da inferiora hareket etmiştir. Buna göre molar dişlerin laterale devrildiğini söyleyebiliriz. Kanin ve premolarlarda yukarı yönlü hareket izlenmiştir.

4.TARTIŞMA

Maksiller gelişim eksikliğinden kaynaklanan mid-fasiyal boyut yetersizliği ortodontinin uzun zamandan beri ilgilendiği başlıca ortopedik sorunlardan birisidir. Maksiller yetersizliği çözmek için ortopedik maksiller genişletme (OMG) yöntemi ilk olarak Emerson Colon Angell tarafından 1860 yılında bildirilmiş; yöntem günümüze kadar zaman zaman popüler olmuş, kimi zaman ise terkedilmiştir.

Angell'den sonra 19. yy sonu - 20. yy başında Black ve Babcock gibi ortodontistlerin yanısıra Ptaff, Ketchum gibi Rinoloji kökenli araştırmacılar da maksiller genişletmenin nasal havayoluna etkisine yönelik olarak OMG üzerinde çalışmıştır (Chaconas ve Caputo, 1982). Graber'in 1940'lı yılların sonlarında, dudak damak yarıklı hastaların tedavisi için OMG'yi savunmasının ardından klinisyenler bu yöntemi daha fazla kullanmaya başlamıştır (Bishara ve Staley, 1987).

Ortopedik maksiller genişletme ile ilgili ilk günden bu yana birçok araştırma yapılmış, yöntemin endikasyonları ve sonuçları ile ilgili temelde fikir birliğine varılmış olsa da karşıt görüşler de bildirilmiştir. Haas, Isaacson, Murphy ve Wertz gibi araştırmacılar dar maksiller arkları genişletmek için mid-palatal süturun açılması gerektiğini savunurken (Haas, 1961; Isaacson, ve ark., 1964; Wertz, 1970); Graber tam zıt bir görüşle mid-palatal süturun açılmasının açık kapanışa yol açtığını ve elde edilen genişleme ile burun solunumundaki iyileşmenin tedavi sonundaki nüks nedeniyle geçici olduğunu gerekçe göstererek yöntemin başarısız olduğunu bildirmiştir (Graber, 1967).

Angell, maksiller dental arkta mevcut olan çapraşıklığı ortadan kaldırmak amacıyla mid-palatal süturu aktive etmek için maksiller genişletme yaparak başlamıştır. Angell'in başlattığı bu uygulama daha sonra maksillanın ilerletilmesi için de kullanılmıştır. Bu amaçla literatürde çok farklı yaklaşım ve aygıt tipleri bulunmaktadır. Bununla birlikte “en konservatif yaklaşımla ortopedik maksiller

genişleme” hedefine ulaşmak için iskelet yaşı dikkate alınarak “bireye uygun” tedavi yönteminin seçilmesi gerekir.

Araştırmacıların genel olarak hemfikir olduğu konu, ileri dönem iskeletsel olgunlaşmanın maksiller genişleme miktarını ve stabilitesini sınırladığıdır (Isaacson, ve ark., 1964; Krebs, 1959; Zimring ve Isaacson, 1965). Buna karşılık OMG ile mid-palatal süturun hem gençlerde hem de yetişkinlerde başarılı bir şekilde ayrılabilceği de iddia edilmektedir. Örneğin, Inoue ve ark. 50 yaşında bir bireyde rapid palatal ekspansiyonu başarıyla sonuçlandırdıklarını bildirmiştir (Inoue ve ark.,1970).

Ancak Björk tarafından 1966 yılında ve Björk ve Skieller tarafından 1997 yılında yapılan implant çalışmalarında maksillanın transvers yön büyümesinin tüm vücudun büyümesiyle orantılı olduğu kanıtlanmıştır. Bu sonuç ortopedik maksiller genişletme için en uygun zamanın belirlenmesinde iskeletsel maturasyon döneminin önemli olduğunun altını çizmektedir. Pubertal büyüme atılımından önce yapılan ortopedik maksiller genişletme ile transversal olarak olumlu iskeletsel değişiklikler sağlanır (Baccetti ve ark., 2001; Geran ve ark., 2006). Çünkü gelişimin erken evrelerinde hem mid-palatal hem de sirkum-maksiller süturlar mekanik etkilere karşı daha olumlu biyolojik cevap oluşturur (Melsen, 1975; Melsen ve Melsen, 1982; Wertz, 1970).

RME ve maksiller protraksiyonun, büyüme ve gelişimin en hızlı olduğu ve süturların henüz mature olmadığı erken dönemde yapılması önerilir (Epker ve Wolford, 1980; Haas, 1970). Liou ve ark. ise sirkum-maksiller süturların füzyonundan hemen önce servikal vertabral maturasyona göre CVS 2 aşamasında-ki bu kronolojik olarak kızlar için 11-13 yaş, erkekler için 13-15 yaş civarındır- Alt-RAMEC protokolü ile maksiller genişletme ve protraksiyon yapılmasını önerir (Garib ve ark, 2009).

Erişkin hastalarda mid-palatal süturun açılmasıyla maksillanın genişlemesine rağmen destek dişlerde devrilme ve bazı durumlarda ise asimetrik genişleme meydana gelir. Bu problemler yüz kemiklerinin ve eklemlerinin rijiditesinin artmasına bağlıdır (Moss, 1968a; Moss, 1968b).

Klinik uygulamada ortopedik maksiller genişletme ile transvers yetersizliğin iskeletsel olarak düzeltilmesi, kızlarda daha genç yaşlarda olmak üzere yaklaşık 14 ila 15 yaşına kadar başarılıdır (Melsen, 1975).

OMG'nin 16 yaşından sonra sıklıkla görülen bazı zorlukları vardır. Bu dönemde sirkum-maksiller süturlar ile mid-palatal sütur maturasyonu tamamlandığı için destek dişlerde bukkale devrilme, alveolar kemikte bükülme ve dişlerin bukkal kortikal kemiğe hareketi sıkça rastlanan sonuçlardır (Epker ve Wolford, 1980).

Öte yandan süturların bir dizi hareketliliğe sahip olduğu ve sütural birleşme sonrasında da tam anlamıyla stabil eklemler haline gelmediği de bilinir. İnsan kafatasındaki kapalı süturların orta dereceli ortopedik kuvvetlere maruz kaldığında sütur kenarlarında yer değiştirme saptanmıştır (Kragt ve ark., 1986). Süturlara biyolojik sınırlarda mekanik kuvvetler uygulanarak sütural büyüme aktive edilebilir (Sicher, 1965). Sütural büyüme, gerilim genliği, oranı ve miktarı gibi uygun parametrelerle hem gerilim hem de sıkıştırma ile hızlandırılabilir (Mao, 2002).

Liou, Alt-RAMEC (Alternate Rapid Maxillary Expansion and Constriction) adını verdiği ardışık olarak uygulanan aktivasyon deaktivasyon yöntemiyle maksillayı bağlantılı olduğu yüz kemiklerinden adeta bir dişi soketinden ayırma işlemine benzer şekilde ayırdığını ve sonrasında separe edilen bu süturlarda sütural genişleme/protraksiyon tipi osteogenezle yeni kemik oluştuğunu bildirmiştir (Liou, 2005b).

Maksiller genişletme sırasında asıl direnç merkezinin mid-palatal sütur değil zigomatik butres bölgesi olduğu anlaşıldıktan sonra, erişkinlerde orta hat kesisinin yanında palatal şelflerin birbirinden, nasal septumdan ve vomerden, maksillanın zigomatik butresten, naso-maksiller ve pterigo-maksiller bölgelerden ayrılması önerilmiştir (Kennedy ve ark., 1976; Lines, 1975).

Maksillanın horizontal olarak yetersiz kaldığı yetişkinler için Lehman ve ark. (1984), zigomatiko-maksiller butres osteotomisi ile birlikte yapılan RME'yi uygun

bulmuş; buna karşın Glassman ve ark. (1984) ise sadece lateral maksiller kortikotomi ile hyrax vidası kullanarak mid-palatal süturu açmayı başarmıştır.

İskeletsel olgunlaşmanın tamamlanması ile mid-palatal süturun kapandığı dönemde genişletmeye karşı oluşan direnci kırmak için yapılan cerrahi destekli maksiller genişletmenin, diğer cerrahi girişimlerde de görülen, kanama ve dişeti çekilmesi (Carmen ve ark., 2000), kök rezorpsiyonu (Mommaerts, 1999; Vardimon ve ark., 1993), maksiller sinir dallarının zedelenmesi, enfeksiyon, dişlerde devitalizasyon (Harada ve ark., 2004; Öztürk ve ark., 2003), periodontal harabiyet (Cureton ve ark., 1999; Glassman ve ark. 1984), sinüs enfeksiyonu (Schimming ve ark., 2000), alar kaideye devrilme (Woods ve ark., 1997), apareye bağlanan dişlerde ekstruzyon (Glassman ve ark., 1984), nüks ve tek taraflı genişleme (Lanigan ve Mintz, 2002; Mehra ve ark., 1999) gibi bazı riskleri olduğu bildirilmiştir.

OMG yöntemlerinin farklı yaşlarda ve farklı apareyler ile uygulanmasına ilişkin araştırmaların büyük çoğunluğu uygun büyüme ve gelişim döneminde yapılmış, büyümesi tamamlanmış erişkin bireylerde cerrahi destekli maksiller genişletme önerilmiştir. Bunun yanında en çok merak edilen konulardan biri genç erişkinlerde OMG etkisinin nasıl olduğu ve hangi tedavi yöntemi ve aygıtının seçilmesi gerektiğidir. Bu tez çalışmasında bu sorunun yanıtına ulaşmak için maksiller yetersizliği olan genç erişkin bir birey seçilmiştir.

Maksillanın ortopedik olarak genişletilmesi diş destekli ve kemik destekli genişletme apareyleri ile yapılır. En yaygın kullanılan diş destekli genişletme apareyleri diş ve doku destekli (Haas tipi, Derichweiler tipi) ve diş destekli (Isaacson tipi, Hyrax) genişletme apareyleridir. Diş destekli apareyler ile hızlı maksiller genişletmede apareyin dişlere uyguladığı kuvvet, periodontal membran ve alveolar kemikte bir süre biriktikten sonra mid-palatal suture iletildiği için dişlerde bukkale devrilme (Timms, 1980; Wertz, 1970), ekstruzyon (Isaacson, ve ark., 1964; Mommaerts, 1999; Zimring ve Isaacson, 1965) , periodontal membranda sıkışma ve diş köklerinde rezorbsiyon (Barber ve Sims, 1981; Langford ve ark., 1982; Timms ve

ark., 1971), alveol kemiğinde bükülme (Wertz, 1970), dehisens ve fenestrasyon (Moss, 1968; Shetty ve ark., 1994; Timms ve ark., 1971), palatal dokuda nekroz (Alpern ve Yurosko, 1987) gibi istenmeyen sonuçlar oluşabilir.

Diş destekli apareylerin yan etkisini azaltmak için mini vidalar gibi geçici ankraj aygıtlarıyla kuvvetin doğrudan kemiğe iletilmesi hedeflenmiştir (Lin ve ark., 2015). Bununla birlikte literatürde kemik destekli apareylerin diş destekli apareylerde görülen yan etkileri azalttığı sonuçlarına karşın (Lee ve ark., 2010) bir fark olmadığına ilişkin sonuçlar da bulunmaktadır (Lagravere ve ark., 2010). Ancak özellikle ileri yaşlarda kemik destekli hızlı genişletme apareyleri de mid-palatal suture gelen genişletme kuvvetine karşı oluşan direnci kıramaz ve kemikte birikerek apareyin bağlandığı bölgedeki kemik ve yumuşak dokuda harabiyete yol açabilir (Zimring ve Isaacson, 1965).

Bu tez çalışmasında sonlu elemanlar analizi için iki model oluşturulmuştur. Birinci model diş destekli maksiller genişletmenin çift menteşeli vida ile ardışık hızlı aktivasyon-deaktivasyon protokolü uygulamasını içerir. İkinci model ise kemik destekli maksiller genişletmenin Glassman cerrahisi sonrası Dresden distraktörü ile maksillaya hızlı genişletme uygulamasını içerir.

SEA yöntemi ile etkisi incelenen birinci model çift menteşeli genişletme aygıtına ardışık hızlı aktivasyon-deaktivasyon protokolü ile hızlı maksiller genişletme uygulaması olup; bunun mid-palatal suture ile maksilla çevresinde yer alan suturlar üzerindeki iskeletsel etkisini incelemektir. Ardışık hızlı aktivasyon-deaktivasyon protokolü “alternate rapid palatal expansions and constrictions” adı ile Dr. Liou tarafından literatüre tanıtılmıştır ve erişkin hastada maksillanın çevre yapılardan ayrılarak mid-palatal suturen açılmasını kolaylaştırdığı iddia edilmektedir. Bu protokolde ekspansiyon vidasına yapılan aktivasyon-deaktivasyon işlemi diş çekiminde dişin alveol soketinden ayrılması için yapılan lüksasyona benzetilerek oluşan kuvvetin mid-palatal suture ve özellikle de sirkummaksiller suturlar üzerinde bu şekilde bir serbestleşme sağladığı ileri sürülmüştür. Bu protokol, çift menteşeli genişletme vidası ile uygulanmıştır. Çift menteşeli genişletme vidası ön taraftaki

vidaya ilaveten arka tarafta yer alan menteşe sayesinde genişletmenin palatinal yapının hem ön hem de arka bölgesinde olmasını sağlar. Böylece mid-palatal süturda diğer vidalarda olduğu gibi V şeklinde değil paralel bir açılma gerçekleşir. Mid-palatal süturun açılmasına direnç oluşturan anatomik yapılardan olan pterigoid plakaların direncinin çift menteşeli genişletme vidasının bu bölgeye yakın kuvvet bileşeni ile kırıldığı iddia edilir(Garib ve ark., 2009; Liou ve Chen, 2003; Liou ve Tsai, 2005). İşte bu tez çalışmasında bu kuvvetlerin pterigoid bölgede iddia edildiği gibi olup olmadığı SEA yöntemi incelenmiştir. Yöntemin başarısını destekleyen sonuçlara ulaşırsa günümüzde erişkin hastalarda maksiller genişletme için tercih edilen, riskli ve invaziv bir yaklaşım olan cerrahi destekli hızlı maksiller genişletmeye alternatif olarak önerilebilir.

İkinci modelde ise cerrahi ile birlikte hızlı maksiller genişletme yöntemi için uygun osteotom hatları oluşturularak, kemik destekli bir ekspansiyon vidası olan Dresden distraktörü ile hızlı maksiller genişletmenin etkileri incelenmiştir. Bu analizden beklenen sonuç kemik destekli maksiller genişletme ile diş destekli maksiller genişletmenin etkilerinin karşılaştırılmasıdır.

Literatürde diş destekli ve kemik destekli maksiller ekspansiyon apareylerinin maksiller distraktörlerin, ardışık aktivasyon-deaktivasyon yönteminin ve cerrahi destekli maksiller genişletmenin etkileri ile ilgili birçok araştırma mevcuttur. Bununla birlikte bu tez çalışmasının konusu olan genişletme protokolü ile aygıtları birlikte kullanarak analiz eden bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Literatürde maksiller genişletme yöntemleri ile bunların uygulanması için kullanılan apareylerin etkisi ile ilgili gerek hayvan deneyleri gerekse klinik çalışmalar olmak üzere çok sayıda araştırma vardır. Hayvan deneylerinin ve klinik çalışmaların bazı sınırlamaları ve kullanılan materyale birtakım olumsuz etkileri olabilir. Oysa SEA yöntemi, uygulanan tedavi yöntemlerinde olumsuzluklara maruz kalınmadan yöntemin kraniyo-fasiyal yapılar üzerindeki etkisinin biyolojik sonuçlara en yakın şekilde ortaya çıkarılmasını sağlamaktadır (Araugio ve ark., 2013; Gomes de Oliveira, 2006). SEA yöntemi ile diş, alveol kemiği, periodontal ligament, kraniyo-fasiyal

kemikler ve klinik olarak uygulanan ortodontik kuvvet sistemleri simüle edilerek kraniyo-fasiyal sistemde herhangi bir noktada yaşanan stres ve yer değiştirme miktarı teorik olarak ölçülebilir (Jafari ve ark., 2003). Sonlu elemanlar analizi, in vivo çalışma yapmadan önce araştırmacılara rehberlik edebilecek in vitro bir yöntem olarak kabul edilebilir. Bununla birlikte SEA sonuçları değerlendirilirken yaşayan organizmayı tam anlamıyla taklit edemediği unutulmamalıdır. Bu durum SEA yönteminin limitasyonudur.

İn vitro olarak bir doku veya materyale uygulanan kuvvetlerin oluşturduğu stresleri inceleyen çeşitli analiz yöntemleri vardır. Bunlar aşağıda başlıklar halinde açıklanmıştır.

Kırılğan vernik tekniği ile stres analiz yöntemi: Bu yöntemde kuvvet dağılımı incelenecek olan model üzerine homojen şekilde vernik malzemesi püskürtülür; sonra fırınlanır ve ardından bu modele değişik yön ve şiddette kuvvet uygulanır. Kuvvetler verniğin gerilme direncinin üstüne çıktığında vernik kaplamada meydana gelen çatlakların sıklığına göre kuvvetin yönü ve yoğun olduğu bölgeler belirlenir (Güngör ve ark., 2005). Bu yöntemde hazırlanan model tekrar kullanılamaz (Ulusoy ve Aydın, 2003).

Gerilimölçerli stres analiz yöntemi: Bu yöntemde oluşturulan modelde basınç, kuvvet gibi fiziksel etkileri ölçmek için gerilimölçer kullanılır. Gerilimölçer, şekil değişikliği ve iç gerilmelerin inceleneceği bölgelere yerleştirilerek ölçülen gerilim değerleri kaydedilir. Ayrıca model üzerinde kuvvet uygulandığında oluşan doğrusal şekil değişimleri de belirlenebilir. Ölçüm yaparken modelin cihaza bağlanması gerektiği için bu yöntemle canlı dokularda gerilim ölçülemez (Güngör ve ark., 2005).

Fotoelastik gerilme analiz yöntemi: Bu yöntemde oluşturulan modele kuvvet uygulandığında yapının iç kısmı ile yüzeyindeki gerilim dağılımı gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştürülerek incelenir (Güngör ve ark., 2005). Gerçek dokuların mekanik özelliklerinin kullanılan materyaller ile tam yansıtılması ve kafatası gibi karmaşık delikli yapıların 3 boyutlu ayrıntılı modellerinin hazırlanması da zordur. Bu

teknikğin ışık kalitesinin değişiklik gösterebilmesi, stres tipleri ve düzeylerinin belirlenmesindeki yetersizlik ve bulguların öznel şekilde yorumlanması gibi bazı dezavantajları da vardır (Doğan, 2016).

Lazer ışıklı gerilme analiz yöntemi: Bu yöntem holografik filme lazer ışınlarıyla modelin üç boyutlu görüntüsünün kaydedildiği optik bir tekniktir. Modeldeki yer değiştirmeler ve aralıklar iki lazerin gönderdiği ışın demetleri ile ölçülür. Işın verilirken model hareket ettirilir. Ortaya çıkan holografik görüntüde meydana gelen saçakların analizi yapılarak sonuca ulaşılır. Modeldeki deformasyon miktarı görünür ışın saçaklarına dönüştürülerek tespit edilebilir. Bu yöntem modele zarar vermeden ve gerçek boyutlarda inceleme yapılabildiği zaman yüzey deformasyonlarını incelemede hassas sonuçlar verebilir. Bu yöntem ortodontide kuvvet kaynağı olan apareylerin etkisini incelemek için kullanılabilir; fakat canlı dokularda oluşan gerilimin incelenmesinde kullanılamaz (Güngör ve ark., 2005).

Radyotelemetri ile gerilme analizi: Bu yöntemde modele bir gerilimölçer sabitlendikten sonra kuvvet uygulanır. Gerilimölçerdeki direnç farklılıklarının voltajın düşmesine neden olmasıyla radyotelemetrinin frekansı etkilenmesi ile sonuçlar oluşur. Bu yöntemde canlı dokular üzerinde inceleme yapılamadığı gibi ortodontik apareylerdeki termal ve mekanik yorulma etkileri de hesaplanamaz (Ulusoy ve Aydın, 2003).

Termografik gerilme analizi yöntemi: Bu yöntemle homojen ve izotropik aparey üzerine devamlı kuvvet uygulandığında meydana gelen ısısal değişimler incelenir. Cansız yapılar üzerinde oluşan asal gerilimlerin yorumlanması için geliştirilen bu yöntem canlı dokulara uygulanamaz (Ulusoy ve Aydın, 2003).

Matematiksel gerilme analizi yöntemleri: Bu yöntemlerin geliştirilmesiyle bahsedilen diğer yöntemler daha az kullanılmaya başlanmıştır. Bu matematiksel yöntemlerden **sonlu elemanlar analiz yöntemi** çok yönlü bir yöntem olduğundan günümüzde daha çok kullanılmaktadır.

Sonlu elemanların boyutları ve şekillerinin esnekliği sayesinde karmaşık geometriye sahip bir yapı bile kolaylıkla modellenebilir (Güngör ve ark., 2005). Oluşturulan modelde geometrik şekil ve malzeme özellikleri değiştirilebilir. Farklı malzeme özelliklerine sahip elemanların birleşiminden oluşan modeller elde edilerek bu farklı malzemeden oluşan yapılar üzerinde inceleme yapılabilir. Oluşturulan modelin boyutları, sınır koşulları kolaylıkla değiştirilebilir. Diğer analiz yöntemlerine göre materyal özellikleri gerçeğe oldukça uygundur, değerler sayısal olarak elde edilebilir ve gerilimölçerli yöntemlerde olduğu gibi gerilimölçerin yerleştirildiği bölgede ölçüm yapılamaması gibi bir dezavantajı da yoktur (Güngör ve ark., 2005). Modelleme yapılması ve sonuçların alınması diğer yöntemlerden daha hızlıdır. Diş dokuları ve dental materyallerin gerçek mekanik davranışları hakkında ayrıntılı bilgi edinilebilir. Ayrıca bu yöntem parametrelerin değiştirilmesine ve bu değişikliğin oluşturduğu etkilerin incelenmesine imkan verir (Güngör ve ark., 2005). İn vitro koşullarda yapılması planlanan bu tez çalışmasının metodunda tüm bu avantajlı özellikleri dikkate alınarak sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılmıştır.

Bu tez çalışmasında ise kemik destekli genişletme modelinde 267 593 düğüm noktası ve 1 035 980 eleman, diş destekli genişletme modelinde ise 241 493 düğüm noktası ve 979 913 eleman kullanılmıştır. Fazla sayıda düğüm ve eleman sayısı kullanılmasının nedeni gerçeğe daha yakın sonuçlara ulaşabilmektir. SEA yönteminde sonucun gerçeğe yakın çıkması modelin ayrıntılı bir şekilde oluşturulmasına bağlıdır. Oluşturulan modelde düğüm ve eleman sayısı ne kadar çoksa model üzerinde yapılan analiz o kadar gerçekçi olur. Öte yandan analiz süresi de uzar (Shetty ve ark., 2010). SEA yöntemiyle yapılan çalışmalarda oluşturulan eleman ve düğüm sayısı zamanla dijital teknolojilerdeki ilerlemeye paralel olarak arttırılmıştır. Örneğin İşeri ve ark. (1998) tam kafatasını 2349 eleman ve 2147 düğüm noktası ile, Jafari ve ark. (2003) ise 6951 eleman ve 7357 düğüm noktası ile modellemiştir. Holberg ve Rudzki-Janson (2006) bu eleman sayıları ile kraniyal tabanın ayrıntılı olarak tanımlanamayacağını ileri sürmüş; frontal, oksipital, temporal ve sfenoid kemikleri modellemek için 41 556 eleman kullanmıştır. Gautam ve ark. (2007), 7 yaşında bir insana ait tam kafatası modelini oluşturmak için 108 799 eleman ve 193 633 düğüm noktası kullanmış; diğer sonuçlar ile kıyaslandığında artmış eleman sayısı ve düğüm noktası ile kafatasının

gerçeğe daha yakın modellendiğini iddia etmiştir. Tanaka ve ark. (2016), üst çene ve dişleri içeren sonlu elemanlar modelinde 573 726 eleman ve 1 133 497 düğüm noktası; Möhlhenrich ve ark. (2017) ise 1 168 682 eleman ve 204 696 düğüm noktası kullanmıştır. SEA yönteminin prensibi küçük elemanların birleştirilmesiyle daha karmaşık yapıları oluşturmaktır (Shaw ve ark., 2004). Fazla sayıda eleman kullanılarak hazırlanan model gerçeğine daha yakın olduğundan daha doğru sonuç verir. Bununla birlikte fazla sayıda eleman içeren modellerin hazırlanması daha fazla zaman ve teknolojik ekipman gerektirir. Tüm bunlara ilave olarak analiz sonuçlarının gözlenmesi de bir o kadar zorlaşır. Bu nedenle aynı sayısal sonuçların alınacağı öngörülen durumlarda daha basit modellemeler yapılması tercih edilmelidir. Araştırma hedefine uygun bulguları elde etmek için modellemede abartıdan kaçınmak gerekir (Knop ve ark., 2015).

Bu tez çalışmasında modeller Bricks ve Tetrahedral elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedral katı modellemede, Fempro modelde olabildiğince 8 düğümlü (nodlu) elemanlar, bunların ayrıntıya giremediği durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 düğümlü elemanlar tercih edilmiştir. SEA’de oluşturulan modellerin gerçeğe benzerliğini ağ yapıyı oluşturan elemanların sayısının dışında eleman tipleri de etkilemektedir. Elemanlar tek, iki ya da üç boyutlu olabilmektedir. Tek ve iki boyutlu elemanlar karmaşık vücut şeklini ve biyolojik dokuları temsil edemez. Literatürde erken dönemde SEA modelinde transvers yöndeki kuvvetlerin etkisini değerlendirmek için eleman tipi olarak dörtgen ve üçgensel kabuk eleman tipleri kullanılmıştır (İşeri ve ark.,1998; Jafari ve ark. 2003). Gautam ve ark. (2007) ise 10 düğüm noktalı tetrahedral eleman yapısına sahip SOLID 92 eleman tipi ile; aynı yıl Holberg ve ark. (2007), cerrahi destekli hızlı üst çene genişletmesinin etkisini 10 düğüm noktasına sahip tetrahedral yapıya sahip SOLID 187 eleman tipi ile değerlendirmiştir. Günümüzde ise 10 düğüm noktalı, tetrahedral yapıya sahip elemanlar tercih edilmektedir (De Assis ve ark., 2013; Fernandes ve ark., 2019; Lee ve ark., 2014).

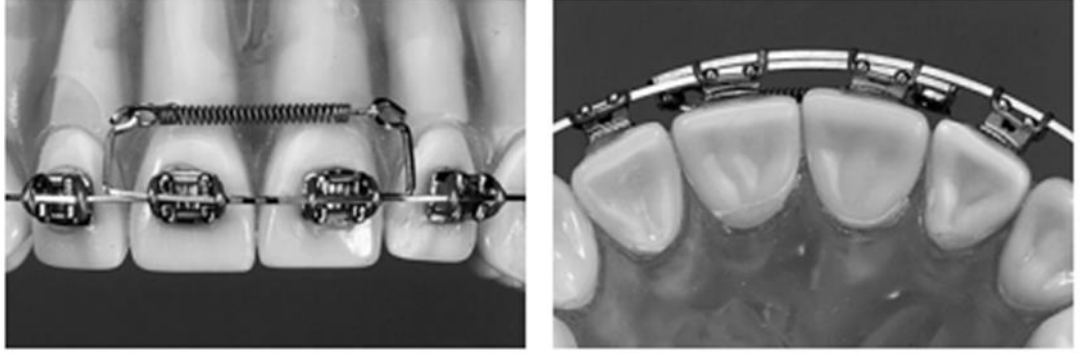
Bu çalışmada tüm modellerin lineer, homojen ve izotropik materyallerden oluştuğu varsayılmıştır. Young modülü ve Poisson oranı değerleri literatürdeki ilgili çalışmalara göre Çizelge 2.2’de gösterildiği gibi belirlenmiştir. SEA sonuçlarının

gerçeğe yakınlığını etkileyen bir diğer değişken ise modellenen yapının malzeme özelliğidir. SEA modelleri izotropik, transvers izotropik, ortotropik ve anizotropik olarak hazırlanabilir. Kalsifiye biyolojik dokuların modellenmesi izotropik ve homojen olmayan özellikleri nedeniyle zordur. Kalsifiye biyolojik dokuların niteliği yaş, cinsiyet ve mineral içeriği gibi faktörlere bağlı olarak değişkenlik gösterir (Korioth ve Versluis, 1997). SEA çalışmalarının önemli bir dezavantajı, canlı dokuları tanımlamak için büyük değişkenlik gösterebilen bazı etkenlerin sabit kabul edilmek zorunda olunmasıdır (Akça ve İplikçioğlu, 2001). Bazı çalışmalarda (Patra ve ark., 1998; Ruan ve ark., 2005) kortikal kemiğin homojen ve izotropik olmadığı iddia edilse de literatürde SEA modellerine ait malzeme özellikleri lineer elastik, homojen ve izotropik varsayılarak belirlenmiştir (Öğütlü, 2017). Buna ek olarak, yapısal biyomekanik araştırmalarda kemik, fizyolojik yüklere verdiği tepki göz önünde bulundurularak lineer elastik bir materyal olarak ele alınmıştır (Richmond ve ark., 2005). Aslında homojen ve izotropik olmayan yapıların öyle farz edilmesi, canlı dokuların tedaviye verdiği gerçek cevabın kaybolmasına neden olur (Wakabayashi ve ark., 2008). Bu nedenle, SEA’nde elde edilen bulgular yorumlanırken yöntemin kendine özgü sınırlamalarının göz önünde bulundurulması gerekir (Akça ve İplikçioğlu, 2001).

Bu tez çalışmasında iki farklı maksiller genişletme aygıtı ile yaratılan kuvvetin maksillanın çevresindeki süturlar ve mid-fasiyal bölge kemiklerindeki etkisinin analizi hedeflenmiştir. Modeller, gereksiz masraf ve zaman kaybını önlenmek için tüm kafatasını değil, ilgili kraniyo-fasiyal yapıları içerecek şekilde hazırlanmıştır. Bu çalışmada sınır koşulları literatürden farklı olarak foramen magnum bölgesi hareketsiz kabul edilerek belirlenmemiştir. Foramen magnum bölgesi hareketsiz kabul edildiğinde kraniyo-fasiyal yapıda yer alan diğer tüm kemiklerde hareket oluşması beklenen bir sonuçtur. Oysa bu çalışmada iskeletsel maturasyonu tamamlamış genç erişkin bireyden hazırlanan modele uygulanan ekspansiyon kuvvetlerine karşı iskelet yapılarında bir direnç olduğu düşünüldüğünde kraniyo-fasiyal kemiklerin tam anlamıyla serbestleşmesi beklenemez. Bu nedenle modeller, direnç bölgelerini en doğru şekilde yansıtacağı düşüncesiyle süperiorda frontal kemiğin supra-orbital kenarının üstünden, posteriorda ise temporal kemiğin zigomatik çıkıntısının

posteriorundan hareketsiz olacak şekilde sabitlenmiştir. Modellerin ağ yapısı oluşturulduktan ve materyal nitelikleri belirlendikten sonra gerilmelerin ve yer değiştirmelerin sınırlarını ifade eden sınır koşulları saptanır. Sınır koşulları analiz yapılan cisme kuvvetin uygulandığı yere göre belirlenir (Geng ve ark., 2001). SEA ile tüm kafatasının modellendiği stres ve yer değiştirme incelemesi çalışmalarında (Gautam ve ark., 2007; Holberg ve ark. 2007; İşeri ve ark., 1998; Jafari ve ark., 2003; Lee ve ark., 2014) sınır koşulları foramen magnum bölgesinde sıfır hareket olacak şekilde tanımlanırken, yüz maskesi çalışmalarında kafatasının üst yüzeyinde veya frontal kemikte sınır koşullarını ifade eden değerler tanımlanmıştır (Öğütlü, 2017). Kuvvetin uygulanacağı bölgeye göre sınır koşullarının farklı bölgelerde belirlendiği araştırmalar da bulunmaktadır (Fernandes ve ark., 2019; Lee ve ark., 2009).

Bu tez çalışmasında genç erişkin bir bireyde maksiller genişletme ile oluşan stres birikimi sonlu elemanlar analizi ile incelenmiştir. Dişlerden destek alan çift menteşeli genişletme vidası ve kemikten destek alan Dresden distraktörü modellenmiştir. Her iki aygıtın yarattığı kuvvet hyrax vidasının oluşturduğu kuvvet ile benzerlik gösterir. Bu çalışmada mid-palatal süturu açmak için uygulanan kuvvet miktarının klinik şartlarda oluşturulan kuvvete ne oranda benzediği bilinmediğinden literatürdeki bazı çalışmalarda yapıldığı gibi (Holberg ve Rudzki-Janson 2006, Jafari ve ark., 2003; İşeri ve ark., 1998) maksiller genişletmeyle oluşacak yer değiştirme değil, uygulanan kuvvet esas alınarak ki bu 100 N'luk bir kuvvettir, stres ve yer değiştirmeler incelenmiştir. Dresden distraktörü yerleştirilmeden önce üst arka kanin-kanin dişleri arasında santral dişlerinin braketinin distal sonu hizası ile üst kanin dişinin braketinin distal sonu arasına bilateral olarak yerleştirilen ve distraktörün aktivasyonu sırasında birbirini üzerinden kayabilen 16x22 inç'lik köşeli parsiyel ark telleri hazırlanır (Harzer ve ark., 2004). Parsiyel arkların santral dişler hizasındaki kısmına kapalı Ni-Ti yay yerleştirilmesi için gingival yönlü dirsekler hazırlanır (Şekil 4.1). Kemik destekli genişletme modelinde bu dirseklerden asılan kapalı Ni-Ti yayın uyguladığı 12 mm'lik farklı marka kapalı yaylar ile oluşturulan kuvvetin 147-474 gram arasında değiştiği bilgisi temel alınmış (Maganzini ve ark., 2010), kapalı yay materyalinin yapısı (Ni-Ti) ve boyutu (12 mm) göz önünde bulundurularak 295 gramlık (yaklaşık olarak 2,9 N) bir kuvvetin etki etmesi öngörülmüştür.



Şekil 4.1: Parsiyel arklar ve kapalı Ni-Ti yay.

Literatürde hyrax vidasının dayanıklılığı araştırılmıştır. Lombardo ve ark. (2016), farklı markaların iki ve dört kollu hyrax vidalarını karşılaştırarak deformasyonun 150 Newton-N'luk kuvvet aktivasyonundan itibaren başladığını ve vidanın 303 N'luk kuvvete kadar dayandığını bildirmiştir. Camporesi ve ark. (2013), üç farklı tipte dört kollu hyrax vidasının 156-215 N kuvvetine kadar dayanıklılık gösterdiğini rapor etmiştir. Biyolojik bir ortamda RME ile tekrarlayan aktivasyon yapıldığında 100 N ve üzerinde kuvvet oluşur ve bu değer yaş ile birlikte artar (Isaacson ve ark., 1964; Isaacson ve Ingram, 1964). Hyrax vidasının 11.5-15.5 yaş aralığında 73-154 N kuvvet oluşturduğu Zimring ve Isaacson (1965) tarafından saptanmıştır. Mid-palatal süturun tamamen kalsifiye olmadığı puberte döneminde RME aygıtının aktivasyonu ile 70-120 N'luk kuvvet oluşur, sütur kemikleştiğinde ise aktivasyon kuvvetinin belirgin olarak artması gerekir (Sander ve ark., 2006). Boryor ve ark. (2008), yetişkinlerde cerrahisiz 100 N'luk ekspansiyon kuvveti ile maksiller genişletme sonucunda oluşan stresleri ve yer değiştirmeleri SEA ile incelemiş ve diğer çalışmalardan farklı olarak bulguları yer değiştirmeye göre değil uygulanan kuvvete göre değerlendirmiştir. Kuvvetin 100 N olarak seçilmesinin nedeni bu kuvvetle oluşan yer değiştirmeyi tespit etmek ve daha yüksek kuvvetlerle oluşması ihtimali olan beklenmedik değişiklikleri elimine etmek şeklinde açıklanmıştır. Hayvan çalışmalarında Dresden distraktörü ile 100 N'luk kuvvetin mid-palatal süturu açmak için uygun olduğu rapor edilmiştir (Gedrange, 2001; Harzer ve ark., 2004). Tausche

ve ark. (2009) ise klinik olarak Dresden distraktörü ile 20-80 N'luk genişletme kuvvetinin dokuya zarar vermeden iskeletsel etki sağladığını bildirmiştir.

Bu tez çalışmasında belirlenen kuvvet şiddetinin modellere uygulanması ile oluşan stres birikimlerinin ve yer değiştirmelerin sayısal değerini elde etmek için modeller üzerinde belirli noktalar seçilmiştir. Seçilen noktalardan alınan sayısal stres değerleri, noktanın yerindeki küçücük bir değişiklik ile oldukça büyük farklılık gösterebilir (Boryor ve ark, 2008). Bu nedenle stres bulguları noktalardan ziyade alanların yorumlanması ile değerlendirilmiştir. Yer değiştirmeler ise seçilen noktalardan elde edilen sayısal veriler ile değerlendirilerek daha somut sonuçların elde edilmesi sağlanmıştır.

Sonlu elemanlar analizinde en yüksek asal gerilim, en düşük asal gerilim ve Von Mises stresleri olmak üzere üç stres tipi mevcuttur. En yüksek asal stresler, *kırılgan materyallerde* gerilmeyi, en düşük asal stresler de sıkışmayı ifade eder. Von Mises stresleri ise diğer iki gerilim tipinin formülize edilmesiyle bulunur ve *esnek materyaller* üzerindeki stresleri incelemeye, materyalde oluşabilecek deformasyonun başlangıcını belirlemeye kullanılır. Ortodonti literatüründe şimdiye kadar birçok araştırmada iskelet yapılarıdaki gerilimler Von mises stresleri yorumlanarak incelenmiştir. Hâlbuki kemik kırılabilir bir yapıya sahiptir ve Von Mises stresleri yerine en yüksek - en düşük asal stresler yorumlanarak incelenmelidir. Von mises stresleri ise ortodontik materyallerin elastikiyetleri ve deformasyona dayanıklılığı incelenirken kullanılmalıdır (Boryor ve ark., 2008; Hartono ve ark., 2018; Shrikar ve Harshada, 2012; Yu ve ark., 2007). Bununla birlikte, Wolff kanunu sayesinde kemiğe uygulanan kuvvetlerin yönü ve şiddeti değiştikçe kemikte farklı remodellinglerin meydana geldiği de bilinmektedir (Wolff, 1892). Dolayısıyla bu tez çalışmasında modellerdeki stres birikimlerini genel olarak değerlendirmek için bileşke değer olan Von Mises stresleri; basma ve çekme kuvvetlerinin kemik üzerindeki biyolojik etkilerini incelemek amacıyla da en düşük ve en yüksek asal stresler yorumlanmıştır.

Bu tez çalışması, iskeletsel büyümenin tamamlandığı dönemde iki farklı yöntem ve aygıt ile uygulanan maksiller genişletmenin kraniyo-fasiyal yapıdaki etkisini

incelemek için kurgulanan senaryo modeller üzerinde yapılmıştır. Birinci modelde ise diş destekli bir vida kullanıldığı varsayılarak genişletme kuvveti uygulanmıştır. İkinci modelde Glassman yöntemine göre kesi hattı oluşturulmuş ve kemik destekli bir distraktör kullanıldığı varsayılarak genişletme kuvveti uygulanmıştır. İlk olarak genel bir fikir edinmek için bu iki modeldeki Von mises stres dağılımları ve yer değiştirmeler değerlendirilecektir:

Bu tez çalışmasında modeller, insanlarda kraniyo-fasiyal yapının sağ ve sol yarılarının birbirinin tamamen benzeri olmadığı düşüncesinden yola çıkarak, gerçeğe daha yakın sonuçların elde edilmesi için orta hatta birbirinin ayna görüntüsü olan simetrik şekilde oluşturulmamıştır. Bu nedenle stres dağılımları ve yer değiştirmeler modellerin sağ ve sol yarısında farklı sonuçlar vermiştir. İkinci modelde Dresden distraktörünün bir tarafında mini vida diğer tarafında implant olması nedeniyle bu fark beklenen bir sonuç olmuştur. Birinci modelde sağ ve sol yarılar arasında stres ve yer değiştirmelerin birbirinden farklı bulunması, bukkal bölgede genişletme kuvvetlerine verilen cevabın kişiden kişiye ve aynı kişide sağ ve sol yarıda farklılık olduğu sonuçları ile uyumludur (Gökalp, 2020; Isaacson ve Murphy, 1964). Bu sonuç, maksiller yarılarının arka-dış tarafta rijit yapıdaki palatal plakalarla yaptığı eklem genişletme kuvvetlerine karşı farklı direnç merkezleri oluşturmasından kaynaklanır (Biederman, 1973; Davis ve Kronman, 1969; Gökalp, 2020; Haas, 1965).

Birinci ve ikinci modeli genel olarak birbirleriyle karşılaştıracak olursak: Birinci model olan diş destekli genişletme modelinde stres, kuvvetin uygulandığı bölgede en yoğun olmak üzere en fazla maksillada birikmiş ve oradan çevre kemiklere yayılırken gittikçe azalmıştır. Genişletme kuvvetinin etkisi sirkum-maksiller süturların konum ve yerleşme yönüne değişir. Wang ve ark. (2009) hayvan deneyi çalışmasında çift menteşeli genişletme vidasının etkisini sirkum-maksiller süturları dört gruba ayırarak incelemiştir:

1. Maksillayla doğrudan eklem yapan sagittal yönlü süturlar (inter-maksiller ve naso-maksiller süturlar),
2. Maksillayla doğrudan eklem yapan koronal yönlü süturlar (fronto-maksiller ve zigomatiko-maksiller süturlar),

3. Maksillayla doğrudan eklem yapmayan sagittal yönlü süturlar (inter-nasal ve zigomatiko-temporal süturlar),
4. Maksillayla doğrudan eklem yapmayan koronal yönlü süturlar (naso-frontal sütur)

Sonuçta, RME ve Alt-RAMEC protokollerinin her ikisinde de genişletme kuvvetlerinin doğrultusuna dik konumlanan sagittal yönlü süturlar ‘inter-maksiller, naso-maksiller, inter-nasal ve zigomatiko-temporal süturlar’ daha fazla açılırken genişletme kuvvetlerine paralel doğrultuda seyreden koronal yönlü süturlar ‘fronto-maksiller, zigomatiko-maksiller ve naso-frontal süturlar’ daha az açılmaktadır. Burada süturların maksillayla direkt veya indirekt olarak bağlantılı olmasının bir önemi yoktur.

Leonardi ve ark. (2011), maksilla ile direkt eklem yapan süturların RME kuvvetlerinden daha fazla etkilendiğini, buna göre en fazla inter-nasal en az zigomatiko-temporal süturda açılma olduğunu bildirmiştir. Buna karşın, Gökalp (2020) sintigrafi incelemesi ile Alt-RAMEC sonucunda, maksilla ile direkt bağlantılı sagittal yönlü mid-palatal süturda daha fazla, maksillayla bağlantılı ancak koronal yönlü fronto-maksiller süturda daha düşük kemik aktivitesi ve açılma olduğunu bildirmiştir.

Bu tez çalışmasındaki birinci modelde en fazla mid-palatal, inter-maksiller ve transvers süturlarda biriken stres maksillanın çevresinde sırasıyla en fazla naso-frontal, zigomatiko-frontal, zigomatiko-maksiller, fronto-maksiller, naso-maksiller süturlara yayılmıştır. Buna göre genişletme kuvveti sagittal yönlü maksilla ile direkt bağlantılı süturlarda ki bunlar mid-palatal ve inter-maksiller süturlardır, koronal yönlü direkt sütur olan transvers suture nazaran daha fazla stres oluşturmuştur. Genişletme kuvvetinin uzağında kalan direkt ve indirekt süturlardan koronal yönlü süturlarda sagittal yönlü olanlardan daha fazla stres birikmiştir.

İkinci modelde de stresin, kuvvetin uygulandığı bölgede en yoğun olduğu; infra-orbital foramenlerin üstü hizasında kalan bölgelerde ise stres birikiminin belirgin

olmadığı gözlenmiştir. Birinci modelde daha yaygın stres oluşması ikinci modelde rahatlatıcı osteotomun stresi absorbe etmesi ile açıklanabilir. Bu sonuç Holberg ve arkadaşlarının (2008) sonuçları ile benzerlik göstermektedir.

Başlangıç için yer değiştirme miktarları da genel olarak analiz edildiğinde maksillaya komşu kemiklerdeki yer değiştirme miktarı, birinci modelde, ikinci modele göre daha fazladır. Lee ve ark. (2014), SEA çalışmasında farklı osteotom hatlarıyla bölünmüş üç model ile osteotomla bölünmemiş iki modelin stres ve yer değiştirmeleri karşılaştırılmış, osteotom hattı olan 3 modelde izlenen stres ve yer değiştirme miktarları birbirine benzer ve diğer iki modelden daha düşük olduğu saptanmıştır.

İkinci modelde keser dişler bölgesinde, inter-maksiller sutureda ve mid-palatal sutureda birinci modele göre daha az stres birikimi ve yer değiştirme gözlenmiştir. Bu durum, kemik destekli genişletme modelinde mid-palatal sutureun ön bölgesinin, keski ile separe edilmesini simüle etmesi için boşluklu modellenmesi ile açıklanabilir. Bu bulgu Lee ve arkadaşlarının (2009), mid-palatal sutureun birleşmesinin farklı aşamalarını modellediği çalışmalarında, sutureun boşluklu olduğu modelde mid-palatal bölgede daha az stres oluştuğu sonucu ile örtüşmektedir.

Bu tez çalışmasında, uygulanan genişletme kuvvetlerinin biyolojik etkilerini yorumlamak için sıkışma ve gerilim stresleri (en düşük ve en yüksek asal stresler) modellerde ayrıntılı olarak incelenmiştir. Streslerin yanında yer değiştirmelerin de yorumlanması bu biyolojik etkilerin yaratacağı sonuçların daha net anlaşılmasını sağlar. Bu incelemede birinci modelde en çok gerilim apertura piriformisin altında, en az gerilim inter-maksiller suture etrafında saptanmıştır. Yoğunluk, sırasıyla vomer, apertura piriformisin lateral kenarları, infra-orbital foramenlerin çevresi, orbitaların altındaki zigomatiko-maksiller suturelar ve apertura piriformisin üstünde kalan nasal bölge suturelarında gözlenmiştir. Sıkışma stresleri ise tüm maksillada, orbitaların alt kenarında ve zigomatiko-frontal suturelarda fazladır. Bu stres dağılımları dikkate alındığında, maksiller yarılar ayrıldığı zaman oluşan boşluğun şekli, tepesi naso-frontal sutureda, tabanı palatal düzlemde olan bir üçgen olacağı söylenebilir. Aynı şekilde laterale yer değiştirmeler incelendiğinde de en fazla yer değiştirme maksillanın

posterior alveol kretinde olmak üzere maksillanın frontal çıkıntılarında ve orbitaların medial ve inferior kenarlarında gözlemlenmiştir ve literatürle uyumludur (Agarwal ve Mathur, 2010; Gautam ve ark., 2007; Isaacson ve Ingram, 1964; Isaacson ve ark., 1964; Işeri ve ark., 1998; Jafari ve ark., 2003; Melsen ve Melsen, 1982; Wertz, 1970).

Birinci modelde oluşan stresler okluzalden incelendiğinde maksillada anteriordan posteriora doğru sıkışma stresleri artmaktadır. Gerilim stresleri ise en fazla destek dişlerin bukkal kemiğinde, en az keser dişlerin anterior kemiğinde gözlemlenmiştir. Posterior nasal spinada artmış sıkışma stresleri, sfenoid kemiğin pterigoid plakalarında ise mediale doğru azalan yüksek miktarda gerilim stresleri saptanmıştır. Bu bulgulara zıt olarak hyrax vidasının yarattığı stresin insiziv foramene yakın ön kısımda fazla olduğu, pterigoid plakalara doğru ise azaldığı sonuçlarının yanısıra (Fernandes ve ark., 2019; Matsuyama ve ark., 2015) hyrax vidasının ilk aktivasyonu ile anterior bölgede biriken stresin ilk aşamada mid-palatal süturun açılmasına yardımcı olduğu da rapor edilmiştir (Liu ve ark., 2015). Literatürle çelişkili bu sonucun nedeni, birinci modeldeki çift menteşeli vidanın hyrax vidasından farklı olarak gövdesine önden ve arkadan bağlanan ikişer rotasyon menteşesi sayesinde genişletme kuvvetlerini daha posteriora iletmesidir.

Birinci modelde laterale hareketin en fazla olduğu bölge destek dişlerin bukkal kemiğidir. Bu bulguya dayanarak genişleme kuvvetinin mid-palatal süturun açılmasından önce alveolar kemikte bükülmeye neden olduğunu ifade etmek yanlış olmaz ki bu Lee ve arkadaşlarının (2009) sonuçları ile uyumludur. Lee ve ark. (2009) SEA modelinde kafa kaidesinde ve mid-palatal süturda sınırlı elastikiyet olduğunda veya elastikiyet olmadığında, genişletme kuvvetleri karşısında sınırlı derecede yer değiştirme olduğunu göstermiştir. Hendelman (1997), genişlemenin genç yaşlarda büyük ölçüde maksiller kaideye gerçekleştiğini yaş ilerledikçe daha çok dentoalveolar yapıda olduğunu bildirmiştir. Alveolar bölgenin kemik yapısı esnek olduğu için, hızlı maksiller genişletme sırasında erken dönemde alveolar proseslerde laterale bükülme olur ve birkaç gün sonra geri döner (Isaacson ve ark., 1964).

Bu çalışmada elde edilen bulgulara göre mid-palatal suturen açılmasına engel olan maksillanın posteriorundaki kemiklerde genişletmeye karşı direncin artmasıdır. Maksiller genişletmeye en fazla direnç gösteren yerler maksillanın zigomatik butres bölgesi ile pterigoid plakalardır (Agarwal ve Mathur, 2010). Maksiller genişletme ile maksiller yarılar sfenoid kemiği maksiller kemiğe bağlayan pterigo-maksiller bağlantılarda oluşan direnç nedeniyle antero-posterior yönde kama şeklinde açılır (Bishara ve Staley, 1987; Chaconas ve Caputo, 1982; Gautam ve ark., 2007; Isaacson ve Ingram, 1964; Isaacson, ve ark., 1964; Jafari ve ark., 2003; Melsen ve Melsen, 1982; Wertz, 1970). Maksiller genişlemeye karşı iskeletsel direnci arttıran bölge mid-palatal suturen değil, zigomatiko-temporal, zigomatiko-frontal ve zigomatiko-maksiller suturenlardır (Bell ve Epker 1976). Ayrıca, maksiller genişleme kuvvetine esas direnç mid-palatal suturendan değil, maksillanın bağlantılı olduğu çevre yapılardan -özellikle sfenoid ve zigomatik kemiklerden- kaynaklanır (Agarwal ve Mathur 2010).

Mid-palatal suturen açılmasına karşı oluşan direncin sirkum-maksiller suturenlerin füzyonundan kaynaklandığı ile ilgili literatürde çok sayıda çalışma bulunmaktadır (Doruk ve ark., 2004; Gautam ve ark., 2007; Ghoneima ve ark., 2011; Korbmacher ve ark., 2007; Ladner ve Muhl, 1995; Lee ve ark., 2009; Melsen, 1975; Shetty ve ark., 1994; Wertz, 1970)

Bu bulguların tersine, Lee ve ark. (2009), SEA ile insiziv foramen bölgesinde, mid-palatal suturen daha zayıf hazırlandığı modelde daha az stres biriktiğini gözlemiş ve mid-palatal suturen yapısının transversal genişletme kuvvetlerine karşı direnci etkilediği varsayımlarını desteklemiştir. Angelieri ve ark. (2013) da mid-palatal suturen kemikleşmesinin posteriordan başladığı için suturen burada daha az açıldığını ve posterior bölgede RME'nin dental ve periodontal yan etkilerinin fazla olduğunu rapor etmiştir.

RME'nin mid-palatal suturen anterior veya posteriorundaki etkisi ile ilgili literatürde farklı sonuçlar mevcuttur. Bazı çalışmalarda RME ile anterior bölgenin daha fazla genişlediği (Akkaya ve ark., 1998, Fernandes ve ark., 2019; Lee ve ark., 2009; Wertz, 1970), bazılarında (Davidovitch ve ark., 2005) paralel genişleme olduğu;

bazılarında ise posteriorda daha fazla genişleme olması için cerrahi ile birlikte RME yapılması gerektiği (Lagravere ve ark., 2006; Vanarsdall, 1999) bildirilmiştir. Braun ve ark. (2000) ise genişletme kuvvetinin daha posteriordan uygulanmasının mid-palatal süturda paralel açılma sağladığı görüşündedir.

Bu tez çalışmasında oluşturulan ikinci modelde maksillanın osteotom hatlarının altında kalan kısmında, diş destekli genişletme modeline göre daha rahat ve fazla miktarda yer değiştirme gözlenmiştir. Lee ve ark. (2014) benzer şekilde cerrahi modellerinde çok küçük boyutta deformasyon, daha fazla genişleme olduğunu bulmuştur. Bunun yanında gerilme ve sıkışma streslerinin özellikle kuvvetin kaynağı olan distraktörün vida ve implantının çevresinde olmak üzere osteotom hatlarının altındaki yapılarda fazla, üstündeki yapılarda çok daha az olduğu gözlenmiştir. Stres birikimi kemik destekli genişletme vidalarının çevresinde fazla izlenmiştir (Hartono ve ark., 2018; Lee ve ark., 2012). Gerilme stresleri maksillanın palatinalinde bukkalinden daha fazlayken, sıkışma stresleri hem palatinalde hem de bukkalde yoğun olarak izlenmiştir. Bu çalışmada yoğun stres bölgeleri ve yer değiştirmeler dikkate alındığında mid-palatal süturda kemik destekli modelde diş destekli genişletme modeline göre daha paralel açılma elde edilmiştir. Bu sonuç literatürle uyumludur (Hartono ve ark., 2018; Lin, 2015). Bununla birlikte bu çalışmada ikinci modelde de süturun açılmasından ziyade alveolar kemikte bir bükülme oluşmasının daha beklenen bir sonuç olduğu belirtilmelidir. Literatürde hızlı maksiller genişletmenin yol açtığı alveolar kemikteki bükülme sonucunda bukkal kortikal kemikte mid-palatal süturdan daha fazla bir genişleme olduğu gösterilmiştir (Lagravere ve ark., 2010). İkinci modelde osteotom hatlarının üstünde zigomatiko-maksiller süturlarda gerilim, zigomatiko-frontal sütur ve naso-maksiller butreste sıkışma daha fazladır.

Her iki modelde de stres, zigomatik, temporal ve sfenoid kemiklere ulaşmıştır. Nitekim birçok araştırmada ekspansiyon kuvvetinin sadece mid-palatal süturda değil aynı zamanda kraniyo-fasiyal yapıya ait diğer kemikler üzerinde de etkili olduğu belirtilmiştir (Arat ve ark., 2008; Chaconas ve Caputo, 1982; Hartono ve ark., 2018; Lee ve ark., 2014; McGinnis ve ark., 2014; Zimring ve Isaacson, 1965). Bu tez çalışmasında maksiller genişletme ile oluşan stres maksilla çevresindeki yapılarda

incelenmiştir. Birinci modelde, naso-maksiller, naso-frontal, fronto-maksiller ve zigomatiko-maksiller suturelarda ve maksillanın frontal çıkıntılarında yüksek gerilmeler bulunmuştur. Zigomatiko-frontal suture çevresindeki alanlar ve zigomatik kemiğin frontal çıkıntısı da belirgin stres alanları olarak tespit edilmiştir. Ayrıca, stres, nasal septum boyunca yüksek bulunmuş ve sfenoid kemiğin gövdesi gibi daha derin anatomik yapılara kadar yayılmıştır. Bu bulgular literatür ile uyumludur (Jafari ve ark., 2003; Ludwig ve ark., 2013). Sfenoid kemik maksillaya nazaran daha düşük stres altındadır. Zigomatik kemiğin maksiller kenarında gerilme, frontal kenarında sıkışma stresi birikirken temporal kemiğin zigomatik çıkıntısında düşük bir gerilme gözlenmiştir. Boryor ve ark. (2008) da buna benzer bulgular bildirmiştir. Diş destekli maksiller genişletme sırasında damak kubbesi, alveoler bölge, fronto-nasal bölge, gözaltı bölgesi ve genel olarak yüz bölgesi boyunca basınç hissi oluşabildiği bildirilmiştir (Chaconas ve Caputo, 1982; Zimring ve Isaacson, 1965). Bu çalışmada birinci modelde gözlemlenen yüksek stres dağılımı alanları ile literatürde bildirilen hassasiyet bölgeleri örtüşmektedir.

Bu çalışmada maksilla ve çevresindeki yapılarda oluşan yer değiştirmeler de incelenmiştir. Klinik ve laboratuvar çalışmalarında genişletme kuvvetlerinden maksiller kompleksi çevreleyen kemiklerin de etkilendiği bildirilirken (Gardner ve Kronman, 1971; İşeri ve ark., 1998; Memikoğlu ve İşeri, 1999; Timms, 1980; Wertz, 1970); Jafari ve ark.(2003), maksilla ve palatin kemikler ile doğrudan suturel ekleme sahip olmayan kemiklerin nispeten az yer değiştirdiğini veya hiç yer değiştirmediğini rapor etmiştir. Bu tezdeki her iki modelde de yer değiştirmeler daha çok maksillanın apertura piriformis altında kalan kısmında gözlene de maksillanın çevresindeki yapılar incelendiğinde birinci modelde ikinci modele göre daha büyük miktarlarda yer değiştirmeler gözlenmiştir.

Bu çalışmada laterale hareket en fazla premolar ve molar dişlerin bukkal alveolar kemiklerinde izlenmiştir. Antero-posterior yönlü hareketler her iki modelde de benzerdir. Anterior alveolar kemik geri, posterior alveolar kemik ileri yönde yer değiştirmiştir. Benzer bir SEA çalışmasında maksillada mini vidalı modellerde geriye, diş destekli modelde ileriye hareket olduğu bildirilmiş, tüm modellerde posteriordaki

dışa yer değiştirme anteriordakinden daha fazla bulunmuştur. Posterior yönde yer değiştirme pterygoid plaka separasyonu yapılmayan cerrahi modelde gözlenmiştir (Lee ve ark., 2014).

Bu çalışmada supero-inferior yönde hareketler de takip edilmiştir. Birinci modelde en fazla yukarı hareket posterior alveol krette, az miktarda da zigomatik kemiklerde gözlenirken; inter-maksiller suturen çevresindeki alveolar kemik ve nasal septumda aşağı yönde hareket olduğu gözlenmiştir. Benzer şekilde ikinci modelde de posterior alveol krette ve maksillanın zigomatik çıkıntılarında yukarı, anterior alveol krette ise aşağı yönlü hareket olduğu gözlenmiştir. Lee ve ark. (2012), kemik destekli genişletme modellerinde bukkal kemikte anteriorda aşağı, posteriorda yukarı yönde, biri hibrit öteki diş destekli-SARME yapılmış diğer iki modelde ise tüm alveolar kemikte aşağı yönde hareket gözlemiştir. Cerrahi desteği olan ve olmayan kemik destekli modellerin karşılaştırıldığı bir çalışmada da tüm modellerde mid-palatal sutureda aşağı yönde hareket olduğu bildirilmiştir (Lee ve ark., 2014).

Bu çalışmada birinci modelde mid-palatal ve zigomatiko-maksiller suturelarda yüksek stres gözlenmiştir. Bu olay alveolar kemikte paralel olmayan aşağı hareketle birlikte anterior bölgede geri, posterior bölgede ileri yönde hareketle saptanabilir. Bu bulgu Lee ve arkadaşlarının bulgularıyla uyumludur (Lee ve ark., 2014). Bu tez çalışmasının bulgularıyla uyumlu olarak, Haas (1961), maksiller yarıl原因, zigomatik butresin direnci nedeniyle paralel değil, bir devrilme hareketi ile ayrıldığını ve palatal kubbenin maksiller yarıl原因 dışa doğru eğilmesinin bir sonucu olarak alçaldığını bildirmiştir.

Bu çalışmada maksillanın korpusu dışında kalan bölgelerdeki stres ve yer değiştirmeler de incelenmiştir. Birinci modelde zigomatik kemiğin frontal kenarı ve maksillanın frontal çıkıntıları geriye doğru yer değiştirirken ikinci modelde maksillaya komşu kemiklerde belirgin bir hareket gözlenmemiştir.

Birinci modelde zigomatik kemik yukarı-öne; maksillanın frontal çıkıntıları öne ve vomer aşağıya hareket etmiştir. İkinci modelde ise zigomatiko-maksiller suture

bölgesinde yukarı yönde hareket gözlenmiştir. Gautam ve ark. (2007), maksiller genişletme ile en fazla temporal çıkıntısında olmak üzere zigomatik kemikte lateral, geri-yukarı yönde yer değiştirme gözlemiştir. Jafari ve ark. (2003), naso-maksiller kompleksin, lateral yapılarının yukarı, medial yapılarının ise aşağı yönde hareket etmesiyle rotasyona uğradığını bildirmiştir.

Bu çalışmada her iki modelde de temporal, parietal, frontal, oksipital kemiklerde anlamlı bir yer değiştirme izlenmemiştir. Bu bulgu, sınır koşullarını belirlemek amacıyla, modellerin frontal kemiğin supra-orbital kenarının üstünde ve temporal kemiğin zigomatik çıkıntısının posteriorunda sabitlenmesinden kaynaklanmış olabilir.

Maksiller genişletme sırasında uygulanan kuvvetlerin pterigoid plakalara etkisi ve bunların oluşturduğu direnç birçok araştırmanın konusu olmuştur. Pterigoid çıkıntılar ve palatin kemik mid-palatal süturun açılmasına direnç gösterir (Isaacson, ve ark., 1964; Isaacson, ve Ingram, 1964), bu nedenle erişkinlerde pterigo-maksiller separasyon yapılması gerekir (Holberg ve ark. 2008). Melsen ve Melsen (1982)'e göre RPE ile pterygoid plakların kendiliğinden ayrılması mümkün değildir. Bununla birlikte, pterygoid plakaların alt ve orta kısımlarının belirgin bir şekilde laterale yer değiştirdiği veya büküldüğü ve özellikle plakaların daha sert olduğu kraniyal tabana yakın bölgede yüksek gerilimlerin geliştiği saptanmıştır (İşeri ve ark. 1998). Genç insan kafatası üzerinde genişletme kuvveti etkisiyle pterygoid plakaların alt kısımlarının belirgin şekilde laterale büküldüğü, bununla birlikte plakaların daha sert olduğu kraniyal tabana yakın bölgede minimum yer değiştirme olduğu gösterilmiştir (Jafari ve ark. 2003). Gautam ve ark. (2007) da bu durumun kraniyal kaideye daha yakın bölümlerin daha dirençli olmasından kaynaklandığını belirtmiştir. Timms (1980)'e göre, RME ile maksilla ve palatin kemikler ayrılır, ancak sfenoid kemiğin pterygoid çıkıntıları dışı doğru hareket eder. Oysaki, pterygoid plakalar basınçla sınırlı bir ölçüde sadece bükülebilir ve sfenoidin pterigoid plakalarının bu sınırlayıcı etkisi, palatin kemiklerinin orta sagittal düzlemde ayrılma yeteneğini önemli ölçüde azaltır (Wertz, 1970).

Bu tez çalışmasında pterigoid plakalarda her iki modelde de belirgin yer değiştirme gözlenmemiştir. Bu bulgu, genç erişkin kafatasında genişletme kuvvetinin mid-palatal süturun açılmasına direnç gösteren yapılar olan sfenoid kemiğin pterigoid plakalarının ayrılması için yeterli olmadığı görüşünü desteklemektedir. Modellerde mid-palatal süturun açılmayıp alveol kemiğin bükülmesi görüntüsü de bu bulguyu destekler niteliktedir. Hartono ve ark. (2018), pterygoid plakalarda, pterigo-palatin süturda ve en belirgin olarak birinci molar dişlerin palatinal kemiklerinde stres biriktiğini görmüştür. Benzer bulgulara, Lee ve arkadaşlarının (2009) çalışmasında da, üst birinci molar dişlerin palatal bölgesinde genişletme kuvveti uygulanması ile palatin kemik ve pterigoid plakaların birleşme bölgesinde yüksek stres oluştuğu saptanmıştır. Bu tez çalışmasındaki modellerde de pterigoid plakalarda, birinci modelde daha fazla olmak üzere, lateralden mediale doğru gittikçe artan gerilim stresi izlenmiştir. Jafari ve Gautam'ın bulguları ile benzer olarak sfenoid kemiğin plakalar altında kalan gövdesinde, plakalardan daha fazla stres izlenmiştir (Gautam ve ark., 2007; Jafari ve ark., 2003). Pterigoid plakaların genişletme kuvvetlerini sfenoid kemiğin diğer kısımlarına iletmesi, bu kuvvetler üzerindeki kısıtlayıcı rollerini akla getirmektedir.

Maksiller kompleksin maksiller genişletmeye yanıtı ileri-aşağı yönde hareket etmesidir (Cotton, 1978; Davis ve Kronman, 1969; Gardner ve Kronman, 1971; Gautam ve ark., 2007; İşeri ve ark., 1998; Jafari ve ark., 2003; Memikoğlu ve İşeri, 1999; Wertz, 1970). Maksilla, mid-palatal sütur açıldığında, maksillo-kraniyal süturların yönlendirilmesi nedeniyle her zaman aşağı-ileri yönde hareket eder ki bu maksillo-kraniyal süturların düzeninden kaynaklanır (Haas, 1970; Sicher, 1965).

Wertz (1970)'e göre A noktasının ve tüm maksillanın ileri hareketi maksillo-palatin kompleksin pterigoid plakalardan ayrılmasına bağlıdır. Hansen ve ark. (2007), Dresden distraktörü ile maksiller genişletmede maksillanın hafif ileri hareketini, diğer çalışmalardaki (Chung ve ark., 2001; Wertz, 1970) bulgular ile paralel olarak, A noktasının büyük ölçüde ileri gelişimi ile uyumlu olduğunu rapor etmiştir.

Gardner ve Kronman (1971) anterior maksiller yer değiştirme ile sfeno-okspital sinkondrozisin açılmasını ilişkilendirirken Jafari ve ark. (2003) sfeno-okspital sinkondroziste bir yer değiştirme olmadığını bildirmiştir.

Biederman (1973)'a göre, genişletme sırasında maksillanın posteriorunda rezorpsiyon olduğunda maksillada sagittal yönde hareketsizlik veya posteriora hareketle birlikte aşağıya yer değiştirme; rezorpsiyon olmadığında ise ileri hareket görülür. Literatürde ortopedik maksiller genişletme sonucu maksiller kompleksin hafif aşağı hareket ettiğine ilişkin çalışmalar da mevcuttur (Braun ve ark., 2000; Ludwig ve ark., 2013; Majourau ve Nanda, 1994). Bununla birlikte, genişletme ile maksillada daha çok aşağı doğru yer değiştirme olduğu, kayda değer bir anterior hareket olmadığı da iddia edilir (Da Silva Filho ve ark., 1991).

Birçok araştırmada RME'nin maksillada, ANS noktasında PNS'den daha fazla aşağı harekete neden olduğu bildirilmiştir (Byrum, 1971; Doruk ve ark., 2004; Haas, 1961, 1965, 1970, 1980; Reed ve ark., 1999; Wertz, 1970). Öte yandan, Jafari ve ark. (2003), RME sonucu palatal düzlemde anteriora rotasyon saptamıştır. Lee ve ark. (2014) da bu rotasyonu anteriorda yukarı, posteriorda aşağı yönde görülen yer değiştirme sonucunda okluzal düzlemde tespit etmiştir.

Bu tez çalışmasında, hem birinci (PNS -0,002994 mm, ANS -0,002677 mm) hem de ikinci modelde (PNS -0,001863 mm, ANS -0,001493 mm) maksiller düzlemin anterior rotasyonla birlikte aşağı yönlü hareket ettiği gözlemlenmiştir.

Maksillanın, ift menteşeli vida ile hyrax vidasına nazaran anterior yönde daha fazla hareket ettiği saptanmıştır (Huang ve ark., 2008). Çift menteşeli genişletme vidası maksiller ilerletmeyi tüber bölgesinde rotasyon merkezi oluşturup bu bölgedeki kemik rezorpsiyonunu azaltarak sağlar (Liou, 2005a,b). Maksiller genişletme sırasında oluşan rotasyon merkezinin diğer vidalarda olduğu gibi posterior nasal spinada değil, tüberler bölgesine taşındığı ve maksillanın her iki yarısının dışa-öne doğru posterior nasal spina yerine tüber bölgesinin etrafında hareket ettiği iddia edilir. Böylece tüber

bölgesinin arkasında kemik rezorbsiyonu oluşmadığı için maksilla anterior yönde yer değiştirir (Liou ve Tsai, 2005).

Literatürün aksine bu tez çalışmasında ise çift menteşeli genişletme plağı kullanılan modelde A noktasında posteriora hareket gözlenmiştir. Bu bulgu, birinci modeldeki stres birikimlerinden yola çıkarak rotasyon merkezinin mid-palatal süturun orta hattında olabileceği yorumumuzu desteklemektedir. İlave olarak A noktasının ileri taşınmasını, kullanılan vidadan ziyade uygulanan ardışık hızlı aktivasyon-deaktivasyon protokolünün marifeti olduğu varsayabilir. Ardışık hızlı aktivasyon-deaktivasyon protokolünün maksillada, nasal kemikte, sfenoid kemiğin pterigoid çıkıntıları üzerindeki etkisi hayvan deneyleri ile histolojik olarak gösterilmiştir (Wang ve ark., 2009). Bu protokol için ortalama 7 günlük bir süreye ihtiyaç vardır. SEA yöntemi, oluşturulan kuvvetlerin zaman içinde yarattığı etkileri değil, sadece anlık kuvvet etkilerinin izlenmesine olanak tanır. Bu tez çalışmasında kuvvetin oluşturduğu başlangıç anındaki etki ile A noktası posterior yönde hareket etmiştir. Yani bu sonuç protokolün sonunda oluşan etki değildir, SEA süreçte oluşan kuvvet etkisini analiz etmek için yeterli değildir. Bu, biyolojik ortamın özelliklerini simüle eden diğer yöntemlerle kıyaslandığında en başarılı yöntem olarak kabul edilen SEA'nin bir eksikliği olarak karşımıza çıkmaktadır.

Ortopedik maksiller genişletmenin bir diğer etkisi nasal havayolunu genişletmesidir. Anderson, yaklaşık bir asır önce maksiller genişletmeyle inferior meatusun açıldığını ve nasal solunumun kolaylaştığını bildirmiştir (Anderson, 1909). Haas'a göre dişlere ve alveolar kemiklere uygulanan lateral yönlü kuvvet alveolar bölgenin eğilmesine ve palatal şelflerin okluzal yönde alçalmasına neden olur. Haas, palatal şelflerdeki alçalmanın nedenini maksiller genişletmenin nasal septum deviasyonunu düzeltmesi ile açıklamıştır (Haas, 1965). Boryor ve ark. (2008) da SEA çalışmalarında genişletme sonucu palatal düzlemin, vomerin ve etmoid kemiğin perpendiküler plakalarının aşağı yönde hareket ettiğini bulmuştur. Wertz (1968) ve Timms (1973) nasal obstrüksiyonda RPE ile anterior-inferior bölgede nasal havayolunun genişlediğini kanıtlamıştır. Jafari ve ark. (2003) da nasal havayolu hacminin lateral hareketlerle posterosuperior kısmında minimum, burun tabanında

maksimum olacak şekilde arttığını rapor etmiştir. Bunların yanında maksiller genişletme sonucunda gerçekleşen lateral yönde (Doruk ve ark., 2004; Gautam ve ark., 2007; Gray, 1975), posterior yönde (Başçıftçı vd, 2002; Boryor ve ark., 2008) ve inferior yönde hareketlerin (Gautam ve ark., 2007) nasal havayolunu geliştirdiğini bildiren çalışmalar mevcuttur.

Bu çalışmada, her iki modelde de palatal düzlemin alçaldığı gözlenmiştir. Ayrıca birinci modelde apertura piriformisin yan kenarlarında laterale hareket izlenmiştir. Bu bulgulara göre literatüre uygun şekilde diş destekli ve kemik destekli genişletmenin her ikisinde de sonuçta nasal havayolu genişlemiştir.

Bu tez çalışmasında maksiller genişletmenin dental etkileri de incelenmiştir. Buna göre birinci modelde en fazla stres ve yer değiştirme, vidanın bağlandığı destek dişlerde yani 4 ve 6 numaralı dişlerdedir. Bu dişlerin bukkal yüzeylerinde sıkışma, palatinal yüzeylerinde gerilme stresleri baskındır. Bu bulgular, literatürle uyumludur (Garrett ve ark., 2008; Hartono ve ark., 2018; Jafari ve ark., 2003; Lee ve ark., 2014; Sun ve ark., 2011). Keser dişler bölgesinde de bukkal yüzeyde sıkışma palatinal yüzeyde gerilme stresleri belirgin olarak izlenmiştir.

Birinci modeldeki tüm dişlerde en fazla stres kole bölgesinde birikmiştir. Stres dağılımı ve yoğunluğunun kök rezorpsiyonu olasılığını tahmin edebilmek için önemli bir gösterge olduğunu söyleyen Moga'nın çalışması baz alınarak genişletme kuvvetlerinin özellikle birinci modeldeki destek dişlerin servikal kök yüzeyinde ve bukkal alveolar kemiklerinde rezorbsiyon sebebi olabileceği söylenebilir (Moga, 2013). Literatürde genişletme vidalarının bağlandığı destek diş köklerinin servikal bölümünde derin olmayan rezorpsiyon alanları rapor edilmiştir (Barber ve Sims, 1981; Erverdi ve ark., 1994; Odenrick ve ark., 1991; Timms ve Moss, 1971).

Bu çalışmadaki modellerin her ikisinde de kök apekslerinde ve tüberkül tepelerinde stres yok denecek kadar azdır. Buna dayanarak maksiller genişletmenin kök ucunda rezorpsiyona bağlı küntleşmeye neden olmayacağı çıkarımında bulunulabilir. Hendelman, erişkinlerde yaptığı maksiller genişletmede birinci

premolarlarda kök küntleşmesi görüldüğünde aynı rezorpsiyonun maksiller keserlerde de gözlemlendiğini söyleyerek genişletme kuvvetlerinin kök ucu rezorbsiyonuna neden olmadığını belirtmiştir (Hendelman, 1997).

Bu çalışmada maksiller genişletmenin neden olduğu dental hareketler üç boyutlu olarak izlenmiştir. Her iki modelde de tüm dişlerde laterale hareket gözlenmiştir. Jafari ve arkadaşlarının (2003) SEA çalışmasına göre maksimum lateral yer değiştirme, üst santrallerin insizal kenarına karşılık gelen noktalardadır. Haas'a göre, maksillanın ayrılmasıyla santral keserler laterale hareket eder, daha sonra transeptal liflerin gerilmesi nedeniyle dişlerin kronları mediale devrilir, kökler ise lateralde kalır. 4 haftada dişlerin aksında belirgin bir inklinasyon olur, kökler de orijinal konumlarına gelir (Haas, 1961).

Dental hareketleri ayrı ayrı inceleyecek olursak birinci modeldeki yer değiştirmeler şu şekildedir:

Posterior dişlerde görülen laterale hareket, kronlarda fazla kök uçlarında daha azdır. Bu da laterale hareketin daha çok devrilme şeklinde gerçekleştiğini göstermektedir. Bu bulgu Agarwal ve Mathur'un derlemesiyle uyumludur (Agarwal ve Mathur, 2010). Bunun yanında Geramy, yaptığı SEA çalışmasında dişlerde devrilme hareketi görüldüğünde en fazla stresin servikal bölgede biriktiğini söylemiştir (Geramy, 2002). Bu çalışmada da başta kanin dişlerde olmak üzere servikal bölgede stresin yoğunlaşması devrilme hareketinin gerçekleştiğini destekler.

Anteroposterior yönde sadece keser dişlerde posterior yönde, en fazla destek dişlerde olmak üzere diğer dişlerin tümünde de anterior yönde hareket vardır. Keser dişlerin maksiller genişletme nedeniyle posterior yöndeki hareketi birçok çalışmada görülmüştür (Adkins ve ark., 1990; Doruk ve ark., 2004; Sarver, 1989; Wertz, 1970).

Superoinferior yöndeki yer değiştirmeler ise şöyledir: Santral dişler ve birinci molar dişin palatinal yarısı inferior yönde hareket ederken, kanin dişlerden itibaren

posteriora doğru tüm dişlerde yukarı yönlü hareket izlenmiştir. Buna göre birinci molar dişlerde bukkale devrilme görülmüştür.

Kemik destekli genişletme modelinde dişlerde, diş destekli genişletme modeline göre çok daha az stres izlemiştir. Bu bulgu Hartono ve arkadaşlarının (2018) diş ve kemik destekli genişletmeleri karşılaştırdığı SEA çalışmasıyla uyumludur. En fazla stres ve yer değiştirme distraktörün kemiğe yerleştirildiği bölgeye en yakın diş olan ikinci premolarlarda tespit edilmiştir. Bu dişin kole bölgesinde bukkalde gerilim, palatinalde sıkışma stresleri fazladır.

Üç boyutlu sanal ortamda genişletme kuvvetinin doğrudan dişlere uygulandığı birinci modelde daha fazla diş hareketi beklenmesine rağmen ikinci modelde daha fazla diş hareketi izlenmiştir. Bu durum, her iki modelde de dental arkların maksiller kemikle bağlantılı olacak şekilde modellenmesine bağlanabilir. İkinci modelde iskeletsel yapıların daha fazla yer değiştirmesinden dolayı dental arklarda da daha fazla hareket izlenmiştir.

İkinci modeldeki dental yer değiştirmeler şu şekildedir:

Lateral yöndeki hareket distraktörün kemiğe bağlandığı bölgedeki ikinci premolar ve birinci molar dişlerde daha fazladır. Hansen ve ark. (2007), Dresden distraktörüyle yaptıkları maksiller genişletmede en fazla interpremolar mesafede artış ve molar dişlerde de bukkale devrilme saptamıştır. Asscherickx ve ark. (2016) da kemik destekli aygıtla yaptıkları maksiller genişletme sonucunda premolar ve molar dişlerde bukkale devrilme tespit etmiştir. Harzer ve ark. (2004) tedavi başı ve sonu birinci molar dişlerin aksında, hyraxın bantlandığı maksiller genişletme vakalarında kemik destekli maksiller genişletme vakalarına göre 10 derece daha fazla devrilme rapor etmiştir. Hartono ve ark. (2018), minividalardan destek alınarak yapılan maksiller genişletmenin daha iskeletsel sonuç verdiğini, dişlerde daha az devrilmeye ve bukkal kortikal kemiklerde daha az stres birikimine yol açtığını göstermiştir. Bu tez çalışmasında da diş destekli genişletmeden daha az olmak üzere kemik destekli genişletmenin de dişlerde devrilmeye neden olduğu görülmüştür.

Antero-posterior yönde bakıldığında; posterior dişlerde kronlar ileriye kökler geriye doğru yer değiştirmiştir. Keser dişlerin de insizal kenarları öne, kökleri geriye doğru yer değiştirmiştir. Tüm bu diş hareketleri devrilme şeklinde gerçekleşmiştir. Hansen ve ark. (2007), Dresden distraktörü ile yaptıkları maksiller genişletme sonucunda keser dişlerde hafif öne hareket saptamış, bunu diastemanın oluşturduğu boşluğa yavaş yavaş mesial olarak göç etme eğiliminde olmalarıyla açıklamıştır.

Supero-inferior yönde bakıldığında; keser dişler ve ikinci molar dişlerin distal yarıları aşağı yönlü hareket ederken geri kalan dişlerde yukarı hareket gözlenmiştir. Dişlerdeki bu hareketin alveol soketinde ekstruzyon ve intruzyon şeklinde değil, yer değiştiren iskelet yapıya bağımlı olduklarından dolayı gerçekleştiğini belirtmek gerekir. Bununla uyumlu SEA çalışmalarında Lee ve ark. (2009), genişletme sırasında gençlerde keser dişlerin aşağı, mid-palatal süturun kapandığı erişkinlerde ise aşağı ve geriye hareket olduğunu bildirmişken, Jafari ve ark. (2003) da maksiller santral dişlerin aşağı doğru yer değiştirdiğini rapor etmiştir. Majourau ve Nanda (1994), büyümesi devam eden vakalarda yaptıkları RME sonucunda maksiller molarlarda ekstruzyon tespit etmişlerdir.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre her iki genişletme apareyi de dental harekete neden olmaktadır. Literatürde bu yan etkiyi azaltmaya yönelik bazı araştırmalar yapılmıştır: Braun ve ark. (2000), dişlerde en az devrilme ve maksiller süturda antero-posterior yönde paralel açılma isteniyorsa genişletme apareyinin vidası ve dişlere bağlanan bölümünün rijit olması gerektiğini söylemiştir. Hansen ve ark. ise Dresden distraktörü ile dişlerde diğer cerrahi destekli maksiller genişletmelerden daha az devrilme olduğunu belirtmiştir. Bu sonuç hem genişleme kuvvetlerinin kemiğe doğrudan uygulanması ile, hem de braket slotundaki dikdörtgen kesitli telin tork etkisi ile ilişkilidir (Hansen ve ark., 2007).

Bu tez çalışmasının limitasyonu SEA yönteminde birçok doku ve kasın uygun materyal özelliklerinin bilinmemesi nedeniyle modellenememesidir. Dişler, kompakt kemik, spongios kemik, süturlar, dişler ve periodontal ligament modellenebilse de; kas ve yumuşak dokuların modellenememesi ve canlı bir organizmada neredeyse sınırsız

sayıdaki değişkenleri, dijital ortama tam anlamıyla yansıtabilecek teknolojinin henüz var olmaması sebebiyle kesin klinik sonuçlara ulaşmak mümkün olmamıştır.

Bu çalışmada 100 N'luk kuvvet uygulamasının (vidanın 0,25 mm açılmasıyla oluşan kuvvet) başlangıç etkisi değerlendirilmiştir. Anatomik yapılarda düşük miktarlarda yer değiştirmeler beklenmiştir. Ancak tüm ekspansiyon işleminin tamamlanmasından sonraki değişikliklerin değerlendirilmesi için lineer olmayan analizler gerekir, zira sonlu elemanlar analizi ile süreç değil anlık olaylar incelenebilir.

Sonlu elemanlar analiz çalışmalarının sonuçlarının niteliksel değil stres değerlerinin verildiği niceliksel çalışmalar olduğu ve tüm insan kafa yapılarının aynı olmadığı, dolayısıyla bireysel yapı ve biçim değişikliklerinin hesaba katılamadığının da belirtilmesinde yarar vardır.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Ortodontide, ortopedik tedaviye büyüme potansiyeline göre karar verilir. Maksiller transversal yetersizlik olan bireylerde uygulanacak aparey ve yöntem kraniyo-fasiyal süturların maturasyonuna ve direnç bölgelerinin kalsifikasyonuna göre seçilir. Bunun yanında özellikle ergenlikten erişkinliğe geçiş aşamasında bahsedilen iskeletsel maturasyon durumu genellikle el-bilek filmleri, servikal vertebra maturasyonu yöntemleri ile belirlenemez, çünkü sütur maturasyonu her zaman yaşla paralel ilerlememektedir. Bu yüzden cerrahi destekli genişletmenin kesin olarak endike olduğu bir yaş sınırı söz konusu değildir. Bu durum en çok ergenlikten erişkinliğe geçiş dönemindeki maksiller transversal yetersizliğin tedavi planlamasında zorluk çıkarır. Bu nedenle bu tez çalışmasında, sirkum-maksiller ve inter-maksiller süturları birleşmiş fakat erişkin iskelet kadar kalsifiye olmamış kafa modelleri üzerinde iki farklı aygıt ve yöntem incelenmiştir.

Mid-palatal süturun maturasyonu tamamlanmadan hemen önce uygulanması önerilen ardışık hızlı aktivasyon ve deaktivasyon yöntemi bu tez çalışmasında genç erişkin bireyde diş destekli genişletme prosedürü olarak seçilmiştir. İskeletsel maturasyonu tamamlayan bireylerde maksiller genişletme için uygulanan SARME prosedürü de kemik destekli modelde genişletme yöntemi olarak seçilmiştir. Diş destekli genişletmeyle mid-palatal süturun separasyonunda başarısız olunması durumunda, dişler ve alveol kemiğinde istenmeyen etkiler oluşur. Bununla birlikte çok daha konservatif bir yöntem olan ardışık hızlı aktivasyon-deaktivasyon prosedürü ile sonuca ulaşabilecekken oldukça invaziv bir yöntem olan SARME ile riskli ve zorlu bir süreç oluşturulabilir.

Bu tez çalışmasında Dresden distraktörü ile SARME yöntemi sonlu elemanlar analizi ile dijital ortama yansıtılabildiğinden gerçeğe yakın sonuçlar elde edilebilmiştir. Öte yandan çift menteşeli genişletme vidası dijital ortama tam olarak aktarılabilmiş olsa da ardışık hızlı aktivasyon deaktivasyon yöntemi birbirini takip eden genişletme ve daraltma haftalarından oluşan toplamda 7-9 haftalık bir süreç

olduğu için sadece anlık olayların sonuçlarını verebilen SEA yöntemiyle tam anlamıyla incelenememiştir. SEA yönteminin verdiği imkânlar dâhilinde iki farklı senaryo uygulanmış, elde edilen bulgular literatürle karşılaştırılarak şu sonuçlar elde edilmiştir:

- 1- Maksiller genişletme kuvveti maksilla çevresindeki yapılara doğru azalarak yayılır. Cerrahi osteotomlar stresin çevre kemiklere yayılmasını ve çevre kemiklerdeki yer değiştirmeleri azaltır. Yer değiştirmeler cerrahi destekli genişletmede osteotom hatlarının altında kalan maksiller yapılarda, cerrahisiz genişletmedekinden daha fazladır.
- 2- Benzer şekilde mid-palatal süturun keski ile separe edildiği kemik destekli genişletme modelinde mid-palatal ve inter-maksiller süturlarda daha az gerilim ve daha fazla açılma izlenmiştir.
- 3- Maksilla ile direkt bağlantılı süturlardan sagittal yönlü olanlarda koronal yönlü sütur olan transvers suture nazaran daha fazla stres birikmiştir. Genişletme kuvvetinin uzağında kalan direkt ve indirekt süturlardan koronal yönlü süturlarda sagittal yönlü olanlardan daha fazla stres birikimi saptanmıştır.
- 4- Her iki modelde de maksilla kütleli olarak ileri-aşağı yönde hareket etmiştir.
- 5- Genişletme sırasında maksillanın rotasyon merkezi cerrahi yapılmayan modelde fronto-nasal sütur, cerrahi destekli modelde apertura piriformisin altındadır.
- 6- Genç erişkin bireyde diş destekli genişletmede kuvvet önce alveolar kemikte bükülmeye sonra mid-palatal süturun açılmasına neden olmaktadır.
- 7- Çift menteşeli genişletme vidasıyla yapılan genişletmede tüm dental arkta neredeyse eşit seviyede laterale yer değiştirme görülürken diğer modelde laterale yer değiştirme en çok distraktörün yerleştiği bölgede gerçekleşmiştir.
- 8- Her iki modelde de pterigoid plakalarda belirgin yer değiştirme izlenmemiştir. Genç erişkinde uygulanan genişletme kuvveti başlangıç aşamasında mid-palatal süturun açılmasına direnç oluşturan sfenoid kemiğin pterigoid plakalarının ayrılması için yeterli görülmemiştir.
- 9- Diş destekli genişletme modelinde dişlerdeki stres birikimi kemik destekli genişletme modelindekinden daha fazladır. Bu yüzden diş kök yüzeylerinde

rezorbsiyon ve alveol kemiğinin bukkal yüzeyinde dehissens ve fenestresyon ihtimali artmıştır.

- 10- Her iki modelde de nasal hava yolunun genişlemesine olanak sağlar nitelikte yer değiştirmeler izlenmiştir.

SEA yönteminin sınırlandırması göz önünde bulundurularak genişletme kuvvetinin ilk anda yarattığı etkiler ve elde edilen sonuçlar yorumlandığında dijital modellere yansıtılan özelliklere sahip genç erişkin bireyde kemik destekli genişletme aygıtının dental yan etkileri azaltması nedeniyle kullanımı tercih edilebilir. Bunun yanında çift menteşeli genişletme vidasının tasarımı sayesinde genişletme kuvvetinin posteriora iletilebilmesine rağmen mid-palatal süturun açılması ve maksillanın protrakسیونu için tek başına yeterli değildir, ardışık aktivasyon-deaktivasyon protokolü ile birlikte uygulanması gerekir.

İnter-maksiller ve sirkum-maksiller süturları kapanmış ama erişkin iskeletsel kalsifikasyona ulaşmamış bireylerde direnç bölgeleri ve birleşmiş süturlar her iki modelde de mid-palatal süturun açılmasından önce alveolar kemiğin bükülmesine neden olmuştur. Bunun yanında cerrahi osteotomi yapılan modelde maksillada daha az stres ve daha efektif bir genişleme gözlemlendiğinden, diş köklerinde ve alveolar kemikte oluşabilecek yan etkilerden kaçınabilmek ve nüksü önlemek için bu iskeletsel gelişim döneminde cerrahi destekli maksiller genişletme yöntemi daha avantajlıdır.

ÖZET

Kemik Destekli Cerrahi Hızlı Maksiller Genişletme ile Diş Destekli Ardışık Hızlı Aktivasyon-Deaktivasyon Yönteminin Mid-Fasiyal Bölge Üzerindeki Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi ile Karşılaştırılması

Bu tez çalışmasının amacı maksiller transversal boyut yetersizliği olan genç erişkin bireyde maksiller genişletme için kullanılan iki farklı yöntem ve apareyin mid-fasiyal bölgedeki etkilerini sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırmaktır. Bu in vitro çalışma için Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'na başvurmuş maksiller yetersizlik kaynaklı iskeletsel Sınıf III anomaliye sahip 18 yaşındaki erkek bireyin tedavi amacıyla alınmış tomografi görüntüleri, rızası alınarak sonlu elemanlar analizinde model oluşturmak üzere kullanılmıştır. Bu görüntülerden elde edilen kurukafa modellerinden birincisine diş destekli genişletme apareyi olarak çift menteşeli genişletme vidası dijital ortamda yerleştirilmiş ve ardışık aktivasyon deaktivasyon yönteminin uygulanacağı varsayılmıştır. İkinci modele ise dijital ortamda Glassman osteotomisi yapılmış, Dresden distraktörü kullanılarak cerrahi destekli hızlı üst çene genişletmesinin uygulandığı bir senaryo hazırlanmıştır. Dijital ortamda hazırlanan bu iki modele hızlı maksiller genişletme sırasında vidanın 1 tur (0,25 mm) çevrilmesiyle elde edilecek 100 N'luk transvers yönlü kuvvet uygulanmış ve mid-fasiyal bölge kemiklerinde, sirkum-maksiller suturelarda ve dişlerde meydana gelen stres yayılımı ile yer değiştirmeler incelenmiştir. Stres, kuvvetin modellere uygulandığı - genişletme vidalarının yerleştiği - bölgeden çevre yapılara doğru azalarak yayılmıştır. Kemik destekli genişletme modelinde diş destekli genişletme modeline göre dişlerde ve osteotom hatlarının üstünde kalan iskelet yapılarında daha az stres izlenmiştir. Kemik destekli genişletme modelinde maksillanın osteotom hatlarının altında kalan kısmında daha fazla yer değiştirme görülürken diş destekli genişletme modelinde maksillanın çevresindeki iskelet yapılarında daha fazla yer değiştirme izlenmiştir. Her iki modelde de maksiller genişleme, mid-palatal suturen ayrılmasından çok alveolar kemiğin bükülmesiyle gerçekleşmiştir.

Anahtar sözcükler: Alt-RAMEC, Çift menteşeli genişletme vidası, Dresden distraktörü, maksiller yetersizlik, SARME, SEA.

SUMMARY

Comparison of The Effect of Bone-Borne Surgical Rapid Maxillary Expansion and Tooth-Borne Sequential Rapid Activation-Deactivation On The Mid-Facial Region with Finite Element Analysis

The aim of this study is to compare the effects of two different methods and expanders used for maxillary expansion in young adult with maxillary transverse deficiency in mid-facial region by finite element analysis. For this in vitro study, tomography images taken for treatment of an 18-year-old male with a Skeletal Class III anomaly due to maxillary deficiency were used to construct models for finite element analysis by obtaining consent in Ankara University Faculty of Dentistry, Department of Orthodontics. In the first of the skull models obtained from these images, a double-hinged expansion screw was placed as a tooth-borne expansion screw in digital media and it was assumed that sequential activation-deactivation method would be applied. In the second model, Glassman osteotomy was performed in digital media and a scenario was prepared in which surgically assisted rapid maxillary expansion was applied using the Dresden distractor. These two models were prepared in digital media and 100 N transverse directional forces were applied by turning the screw 1 turn (0.25 mm) during rapid maxillary expansion and then stress distribution and displacements in mid-facial area bones, circum-maxillary sutures and teeth were investigated. Stress spread from the area where the force is applied to the models - that the expansion screws are located - towards the surrounding structures. Less stress was observed on the teeth and skeletal structures above the osteotome lines in the bone-borne expansion model than in the tooth-borne expansion model. In the bone-borne expansion model, more displacement of the maxilla under the osteotome lines was observed, while in the tooth-borne expansion model, more displacement of the skeletal structures around the maxilla was observed. In both models, maxillary expansion was not achieved by separation of the mid-palatal suture mostly but rather by bending of the alveolar bone.

Key words: Alt-RAMEC, Double hinged expansion screw, Dresden distractor, FEM, Maksillary deficiency, SARME.

KAYNAKLAR

- ADKINS MD, NANDA RS, CURRIER GF (1990). Arch perimeter changes on rapid palatal expansion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*,**97**:194–199.
- AGARWAL A, MATHUR R (2010). Maxillary Expansion. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, **3(3)**: 139-146.
- AKÇA K, İPLİKÇİOĞLU H. (2001). Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *International Journal of Oral ve Maxillofacial Implants*, **16(5)**.
- AKKAYA S, LORENZON S, ÜÇEM TT (1998). Comparison of dental arch and arch perimeter changes between bonded rapid and slow maxillary expansion procedures. *Eur J Orthod*, **20**: 255-61.
- ALCAN T, KELEŞ A, ERVERDİ N (2000). The effects of a modified protraction headgear on maxilla. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, Jan **115(6)**: 675-85.
- AL RUHAİMİ KA (2001). Comparison of different distraction rates in the mandible: an experimental investigation. *Int J Oral Maxillofac Surg*, **30**: 220-227.
- ALBERTY A, PELTONEN J, RITSILA V (1990). Distraction effects on the physis in rabbits. *Acta Ortop Scand*. Jun; **61(3)**:258-62.
- ALPERN, MC, YUROSKO JJ (1987). Rapid Palatal Expansion In Adults With and Without Surgery. *Angle Orthod.*, **57(3)**: 245-263.
- ANDERSON WS (1909). Local and systemic conditions due to nasal obstruction. *J. A. M. A*, **52**: 957-960.
- ANGELIERI F, CEVIDANES LHS, FRANCHI L, GONÇALVES JR, BENAVIDES E, MCNAMARA JR JA (2013). Mid-palatal suture maturation: Classification method for individual assessment before rapid maxillary expansion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **144(5)**: 759-769.
- ANGELL EC (1860). Treatment of irregularities of the permanent or adult teeth. *Dent Cosmos*, **1**:541-4:599-600.
- ARAT FE, ARAT ZM, TOMPSON B (2008). Muscular and condylar response to rapid maxillary expansion. Part 2: Magnetic resonance imaging study of the

temporomandibular joint. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. **133(1)**: 823–9.

ARAUGIO RM DE S, LANDRE J, SILVA D DE LA, PACHECO W, PITHON MM, OLIVEIRA DD (2013). Influence of the expansion screw height on the dental effects of the hyrax expander: A study with finite elements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **143(2)**: 221-227.

ARONSON J (1999). Distraction of the Craniofacial Skeleton Principles of distraction osteogenesis: The orthopedic experience. Springer-Verlag.

ASSCHERICKX K, GOVAERTS E, AERTS J, VE VANDE VANNET B (2016). Maxillary changes with bone-borne surgically assisted rapid palatal expansion: A prospective study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **149(3)**: 374-383.

AZNAR T, GALAN AF, MARÍN I, DOMINGUEZ A (2006). Dental arch diameters and relationships to oral habits. *Angle Orthod*, **76**: 441-5.

BACCETTI T, FRANCHI L, CAMERON CG, JR, J. AM (2001). Treatment Timing for Rapid Maxillary Expansion. *Angle Orthodontist*, **71(5)**: 8.

BACCETTI T, FRANCHI L, MCNAMARA JA (2005). The Cervical Vertebral Maturation (CVM) Method for the Assessment of Optimal Treatment Timing in Dentofacial Orthopedics. *Seminars in Orthodontics*, **11(3)**: 119-129.

BAIAMONTE T, ABBATE MF, PIZZARELLO F, LOZADA J, JAMES R (1996). The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Implantol*, **22**:104-10.

BARBER AF, SIMS MR (1981). Rapid maxillary expansion and external root resorption in man: a scanning electron microscope study. *Am J Orthod*, **79**: 630-52.

BAŞÇİFTÇİ FA, MUTLU N, KARAMAN AI, MALKOÇ S, KÜÇÜKKOLBAŞI H (2002). Does the timing and method of rapid maxillary expansion have an effect on the changes in nasal dimensions? *The Angle Orthodontist* **72**: 118–123.

BAYS RA, GRECO JM (1992). Surgically assisted rapid palatal expansion: an outpatient technique with long-term stability. *J Oral Maxillofac Surg*, **50**: 110–113.

BELL WH, EPKER BN (1976). Surgical orthodontic expansion of the maxilla. *Am J Orthod*, **70**: 517-28

- BETTS NJ, VANARSDALL RL, BARBER HD, HIGGINS-BARBER K, FONSECA RJ (1995). Diagnosis and treatment of transverse maxillary deficiency. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg*, **10**: 75-96.
- BIEDERMAN W (1973). Rapid Correction Of Class III Malocclusion By Mid-palatal Expansion. *Am. J. Orthod.*, **1(63)**: 47-55.
- BISHARA SE, (2001). Textbook of Orthodontics. Philadelphia W.B. Saunders Company.
- BISHARA SE, STALEY RN (1987). Maxillary Expansion: Clinical Implications. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, **91**: 3-14.
- BJÖRK A (1966). Sutural growth of the upper face studied by the implant method. *Acta Odontol Scand.* **24**: 109–127.
- BJÖRK A, SKIELLER V (1997). Growth of the maxilla in 3 dimensions as revealed radiographically by the implant method. *Brit J Orthod.* **4**: 53–64.
- BORYOR A, GEIGER M, HOHMANN A, WUNDERLICH A, SANDER C, MARTIN SANDER F, SANDER FG (2008). Stress distribution and displacement analysis during an intermaxillary disjunction—A three-dimensional FEM study of a human skull. *Journal of Biomechanics*, **41(2)**: 376-382.
- BRAUN S, BOTTREL JA, LEE K-G, LUNAZZI JJ, LEGAN HL (2000). The biomechanics of rapid maxillary sutural expansion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **118(3)**: 257-261.
- BROWN VGI (1938). *The Surgery of Oral and Facial Diseases and Malformations*, 4th edn. London: Kimpton, 507.
- BYRUM AG (1971). Evaluation of anterior-posterior and vertical skeletal changes in rapid palatal expansion cases as studied by lateral cephalograms. *Am J Orthod.*, **60**: 419.
- CAMPISI P, HAMDY RC, LAUZIER D, AMAKO M, RAUCH F, LESSARD ML (2003). Expression of bone morphogenetic proteins during mandibular distraction osteogenesis. *Plast. Reconst. Surg.*, **111**: 201-8,.
- CAMPORESI M, FRANCHI L, DOLDO T, DEFRAIA E (2013). Evaluation of mechanical properties of three different screws for rapid maxillary expansion. *BioMedical Engineering OnLine.* **12**: 128.
- CANADELL J, DE PABLOS J (1992). Correction of angular deformities by phiseal

- distraction. *Clin Orthop.* Oct; **144(4)**: 372-82.
- CAPUTO A, CHACONAS SJ, HAYASHI K (1974). Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. *Am. J. Orthod.* **65(8)**: 250-9.
- CARMEN M, MARCELLA P, GIUSEPPE C, ROBERTO A (2000). Periodontal evaluation in patients undergoing maxillary expansion. *J Craniofac Surg* **11**: 491-4.
- CHACONAS SJ, CAPUTO AA (1982). Observation of orthopedic force distribution produced by maxillary orthodontic appliances. *Am J Orthod*, **82**: 492-501.
- CHEN L, GUO X, LI Y, LI T (2010). Finite element analysis for interfacial stress and fatigue behaviors of biomimetic titanium implant under static and dynamic loading conditions. *Zhong Nan Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban*, **35**:662-72.
- CHEUNG LK, FUNG SC, LI T, SAMMAN N, SURGERY M (1998). Posterior maxillary anatomy: Implications for Le Fort I osteotomy. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* **27**: 346-351.
- CHUNG CH, WOO A, ZAGARINSKY J, VANARSDALL RL (2001). Maxillary sagittal and vertical displacement induced by surgically assisted rapid maxillary expansion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **120**: 144-8.
- CODIVILLA A (1994). On the means of lengthening, in the lower limbs, the muscles and tissues which are shortened through deformity. *Clin Orthop Relat Res*, 301,4-9
- COHEN SR, RUTRICK RE, BURSTEIN FD (1995). Distraction osteogenesis of the human craniofacial skeleton: initial experience with new distraction system. *J. Craniofac. Surg.*, **6**: 368-74.
- CONSTANTINO PD, FRIEDMAN CD (1991). Distraction osteogenesis: Applications for mandibular regrowth. *Otolaryngol. Clin. North. Am.*, **24**:1433-42.
- COPE JB, SAMCHUKOV ML, CHERKASHIN AM, WOLFORD LM, FRANCO P (1999). Biomechanics of mandibular distractor orientation: an animal model analysis. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **57**: 952-62.
- COTTON LA (1978). Slow maxillary expansion: skeletal versus dental response to low magnitude force in *Macaca mulatta*. *Am J Orthod*, **73**: 1-23.
- CRAIG R 1997. Restorative Dental Materials, 10th Ed, The C.V. Mosby Co., St. Louis,

- CURETON SL, CUENİN M (1999). Surgically assisted rapid palatal expansion: orthodontic preparation for clinical success. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **116**: 46-59.
- DAVIDOVITCH M, EFSTATHIOU S, SARNE O, VARDIMON AD (2005). Skeletal and dental response to rapid maxillary expansion with 2- versus 4- band appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **127**: 483-92.
- DAVIS, W, KRONMAN JH (1969). Anatomical changes induced by splitting of the mid-palatal suture. *Angle Orthod.*, **39**: 126–132.
- DAWSON PE (1995). New definition for relating occlusion to varying conditions of the temporomandibular joint. *J Prosthet Dent*, **74**: 619-27.
- DE ASSIS DSFR , XAVIER TA, NORITOMI PY, GONÇALES AGB, FERREIRA JR O, DE CARVALHO PCP, GONÇALES ES (2013). Finite element analysis of stress distribution in anchor teeth in surgically assisted rapid palatal expansion. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, **42(9)**: 1093-1099.
- DE PABLOS J JR, CANADELL J (1990). Experimental physeal distraction in immature sheep. *Clin. Orthop*, Jan (**250**): 73-80.
- DE SILVA FILHO OG, BOAS CV, CAPELOZZA LF (1991). Rapid maxillary expansion in the primary and mixed dentitions: A cephalometric evaluation. *Am J Orthod Dentofac Orthop.*, **100(2)**: 171-179.
- DOĞAN M (2016). Tek Taraflı Posterior Çapraz Kapanış Vakalarında Maksiller Genişletme İçin Yeni Bir Uygulama: 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi İle Uygulamanın Etkinliğinin Değerlendirilmesi. Gazi Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü - Ankara.
- DORUK C, BIÇAKÇI AA, BAŞÇİFTÇİ FA, AGAR U, BABACAN H (2004). A Comparison of the Effects of Rapid Maxillary Expansion and Fan-Type Rapid Maxillary Expansion on Dentofacial Structures. *Angle Orthodontist*, **74(2)**: 11.
- EBRAHIMI F (2012). Finite element analysis-new trends and developments. *Intech*, s:5-20.
- ENGSTRÖM C, THILANDER B (1985). Premature facial synostosis: the influence of biomechanical factors in normal and hypocalcemic young rats. *Eur. J. Orthod*, Feb;**78(1)**:35-47.
- ENLOW DH, BANG S (1965). Growth and remodeling of the human maxilla. *American Journal of Orthodontics*, **51(6)**: 446-464. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(65\)90242-3](https://doi.org/10.1016/0002-9416(65)90242-3)

- ENLOW DH, MOYERS RE, MEROW WW (1975). Handbook of facial growth. Saunders, Philadelphia.
- ESEN A, SOĞANCI E, DOLANMAZ E, DOLANMAZ D (2018). Evaluation of stress by finite element analysis of the midface and skull base at the time of mid-palatal osteotomy in models with or without pterygomaxillary dysjunction. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **56(3)**: 177-181.
- EPKER BN, WOLFORD LM (1989). Dentofacial Deformities: Surgical-Orthodontic Correction. Mosby, St. Louis.
- ERVERDİ N, OKAR I, KÜÇÜKKELEŞ N, ARBAK S (1994). A comparison of two different rapid palatal expansion techniques from the point of root resorption. *Am. J. Orthod Dentofac Orthop*, **106**: 47-51.
- FELLER K-U, HERZMANN K, SCHIMMING R, ECKELT U (1998). Gaumennahtsprengung nach Glassman. *Mund Kiefer GesichtsChir*, **2**: 26–29.
- FERNANDES LC, FARINAZZO VITRAL RW, NORITOMI PY, SCHMITBERGER CA, JOSÉ DA SILVA CAMPOS M (2019). Influence of the hyrax expander screw position on stress distribution in the maxilla: A study with finite elements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **155(1)**: 80-87.
- GANDEDKAR NH, LIOU EJ-W (2018). The immediate effect of alternate rapid maxillary expansions and constrictions on the alveolus: A retrospective cone beam computed tomography study. *Progress in Orthodontics*, **19(1)**: 40-7.
- GARDNER E, KRONMAN H (1971). Cranioskeletal displacements caused by rapid palatal expansion in the rhesus monkey. *Amer. J. Orthod*, **59(2)**: 146-155.
- GARIB DG, DA SILVA FILHO OG, RIBEIRO GLU, CRUZ RM (2009). Interview—Eric Liou. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*, **5(14)**: 27-37.
- GARRETT BJ, CARUSO JM, RUNGCHARASSAENG K, FARRAGE JR, KIM JS, TAYLOR GD (2008). Skeletal effects to the maxilla after rapid maxillary expansion assessed with cone beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofac Orthop.*, **134,8**: e1–8.e11
- GAUTAM P, VALIATHAN A, ADHIKARI R (2007). Stress and displacement patterns in the craniofacial skeleton with rapid maxillary expansion: A finite element method study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **132(1)**: 5.e1-5.e11.
- GEDRANGE T (2001). Hard palate deformation in an animal model following quasi-static

loading to stimulate that of orthodontic anchorage implants. *The European Journal of Orthodontics*, **23(4)**: 349-354.

GENG JP, KESON BCT, LIV GR (2001). Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry: A Review of the Literature, *J Prosthet Dent*, **8**: 585–598.

GERAMY A (2002). Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: A three-dimensional finite element analysis. *The European Journal of Orthodontics*, **24(1)**: 21-33.

GERAN RG, MCNAMARA JA JR, BACCETTI T, FRANCHI L, SHAPIRO LM (2006). A prospective long-term study on the effects of rapid maxillary expansion in the early mixed dentition. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **129**: 631-40.

GHONEIMA A, ABDEL-FATTAH E, HARTSFIELD J, EL-BEDWEHI A, KAMEL A, KULA K (2011). Effects of rapid maxillary expansion on the cranial and circummaxillary sutures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **140**: 510-9

GLASSMAN A, NAHIGIAN S, MEDWAY J, ARONOWITZ H (1984). Conservative surgical orthodontic adult rapid palatal expansion: Sixteen cases. *Am J Orthod*, **86(3)**: 207-213.

GOMES DE OLIVEIRA S, SERAIDARIAN PI, LANDRE J, OLIVEIRA DD, CAVALCANTI BN (2006). Tooth displacement due to occlusal contacts: a three-dimensional finite element study. *Journal of oral rehabilitation*, **33(12)**: 874-880.

GÖKALP H (2020). Quantitative Evaluation of Consecutively Rapid Maxillary Expansions and Constrictions Effects on Circum-Maxillary Sutures in Boys by SPECT Bone Scintigraphy. *EC Dental Science*. **19(4)**: 48-59.

GRABER TM (1967). Orthodontics: principles and practice. Philadelphia, Saunders.

GRAY LP. (1975). Results of 310 cases of rapid maxillary expansion selected for medical reasons. *J Laryngol Otol*, **89**: 601-14.

GUICHET NF. (1977) Biologic laws governing functions of muscles that move the mandible. Part I. Occlusal programming. *J Prosthet Dent*, **37**: 648-56.

GÜNBAY T, AKAY MC, GÜNBAY S, ARAS A, KOYUNCU BÖ, SEZER B (2008). Transpalatal Distraction Using Bone-Borne Distractor: Clinical Observations and Dental and Skeletal Changes. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **66(12)**: 2503-2514.

- GÜNGÖR MA, DÜNDAR M, ARTUNÇ C (2005). Diş Hekimliğinde Gerilme Analiz Yöntemleri. *Ege Üniversitesi Diş Hek. Fak. Derg.*, **26**: 107-116.
- GWEN RJ, SWENNEN FS (2006). Three-Dimensional Cephalometry: Spiral Multi-Slice vs Cone-Beam Computed Tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **130**: 410-416.
- HAAS AJ (1961). Rapid expansion of the maxillary dental arch and nasal cavity by opening the mid-palatal suture. *Angle Orthod.*, **34**: 143-54.
- HAAS AJ (1965). The treatment of maxillary deficiency by opening mid-palatal suture. *Angle Orthod.*, **35**: 200-217.
- HAAS AJ (1970). Palatal expansion: Just the beginning of dentofacial orthopedics. *Am J Orthod*, **57**: 219-255.
- HAAS AJ (1980). Long-term post treatment evaluation of rapid palatal expansion. *Angle Orthod.*, **50**: 189-217.
- HAAS AJ (2000). The non-surgical treatment of the skeletal Class III. Book of Abstract, American Association of Orthodontists 100th Annual Session, p85.
- HANSEN L, TAUSCHE E, HIETSCHOLD V, HOTAN T, LAGRAVÈRE M, HARZER W (2007). Skeletally-anchored Rapid Maxillary Expansion using the Dresden Distractor. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte Der Kieferorthopädie*, **68(2)**: 148-158.
- HARADA K, SATO M, OMURA K (2004) Blood-flow change and recovery of sensibility in the maxillary dental pulp during and after maxillary distraction: a pilot study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **98**: 528-32.
- HARTONO N, SOEGIHARTO BM, WIDAYATI R (2018). The difference of stress distribution of maxillary expansion using rapid maxillary expander (RME) and maxillary skeletal expander (MSE)—A finite element analysis. *Progress in Orthodontics*, **19(1)**: 33.
- HARZER W, SCHNEIDER M, GEDRANGE T (2004). Rapid Maxillary Expansion with Palatal Anchorage of the Hyrax Expansion Screw? Pilot Study with Case Presentation. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte Der Kieferorthopädie*, **65(5)**.
- HENDELMAN CS (1997). Nonsurgical Rapid Alveolar Maxillary Expansion In Adults: A Clinical Evaluation. *Angle Orthod.*, **67(4)**: 291-308.
- HOLBERG C, RUDZKI-JANSON I (2006). Stresses at the Cranial Base Induced by Rapid

Maxillary Expansion. *Angle Orthodontist*, **76(4)**: 543-50.

HOLBERG C, STEINHÄUSER S, RUDZKI I (2007). Surgically assisted rapid maxillary expansion: Midfacial and cranial stress distribution. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **132(6)**: 776-782.

HONG HR, PAE A, KİM Y, PAEK J, KİM HS, KWON KR (2012). Effect of implant position, angulation, and attachment height on peri-implant bone stress associated with mandibular two- implant overdentures: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **27**:69-76.

HONIG JF, GROHMANN UA, MERTEN HA (2002). Facial bone distraction osteogenesis for correction of malocclusion: a more than 70-year-old concept in craniofacial surgery. *Plast Reconstr Surg*, **109**: 41-44.

HUANG C (2008). Maxillary displacement after rapid maxillary expansions: An animal study. *J. Taiwan Assoc. Orthod., Taipei*, **20(2)**: 19-31.

ILIZAROV GA (1988). The principles of the Ilizarov method. *Bull Hosp Jt Dis Orthop Inst*, **48**, 1-11.

ILIZAROV GA (1989). The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues: Part II. The influence of the rate and frequency of distraction. *Clin Orthop Relat Res*, 263-285.

ILIZAROV GA (1989). The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. *Clin Orthop Relat Res*, 249-281.

INCROPERA FP, DEWITT DP (2002). Fundamentals of Heat and Mass Transfer, 5. baskı, John Wiley, New York.

INOUE N, OYAMA K, ISHIGURO K, AZUMA M, OZAKI T (1970). Radiographic observation of rapid expansion of human maxilla. *The Bulletin of Tokyo Medical and Dental University*. **17(3)** : 249-261.

ISAACSON RJ, INGRAM AH (1964). Forces produced by rapid maxillary expansion. Part II. Forces present during treatment. *The Angle Orthodontist* **34**: 261–270.

ISAACSON RJ, MURPHY TD (1964). Some effects of rapid maxillary expansion in cleft lip and palate patients. *The Angle Orthodontist* **34**:143-154.

- ISAACSON RJ, WOOD JL, INGRAM AH (1964). Forces produced by rapid maxillary expansion. Part I. Design of the force measuring system. *Angle Orthod.*, **34**: 256-260.
- İŞÇİ D, TÜRK T, ELEKDAĞ-TÜRK S (2010). Activation-deactivation rapid palatal expansion and reverse headgear in Class III cases. *The European Journal of Orthodontics*, **32(6)**: 706-715.
- İŞERİ H, TEKKAYA AE, ÖZTAN Ö, BİLGİÇ S (1998). Biomechanical effects of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by the finite element method. *European Journal of Orthodontics*, **20(4)**: 347-356.
- JAFARI A, SHETTY KS, KUMAR M (2003). Study of Stress Distribution and Displacement of Various Craniofacial Structures Following Application of Transverse Orthopedic Forces—A Three-dimensional FEM Study. *Angle Orthodontist*, **73(1)**: 12-20.
- JACOBS JD, BELL WH, WILLIAMS CE, KENNEDY JW 3RD. (1980). Control of the transverse dimension with surgery and orthodontics. *Am J Orthod*, **77**: 284-306.
- JACOBSON A, JACOBSON RL (2006). Radiographic Cephalometry: From Basics To 3-D Imaging, *Quintessence Pub*, Chicago.
- KARABEKMEZ FE, IRGIN C, SAĞLAM İ, GÖRGÜ M (2012). Yüz bölgesi distraksiyon osteogenezis uygulamaları. *Abant Medical Journal*, 1:1
- KENNEDY J, BELL W, KIMBROUGH O, JAMES W (1976). Osteotomy as an adjunct to rapid maxillary expansion. *Am J Orthod*, **70(2)**: 123-137.
- KNOP L, GANDINI JR LG, SHINTCOVSK RL, GANDINI MREAS (2015). Scientific use of the finite element method in Orthodontics. *Dental Press Journal of Orthodontics*, **20(2)**: 119-125.
- KORBMACHER H, SCHILLING A, PEUSCHEL K, AMLING M, KAHL-NIEKE B (2007). Age-dependent three-dimensional micro-computed tomography analysis of the human mid-palatal suture. *J Orofac Orthop*, **68**: 364-76
- KORIOTH T, VERSLUIS A (1997). Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Critical Reviews in Oral Biology ve Medicine*, **8(1)**: 90-104.
- KOUDSTAAL MJ, POORT LJ, VAN DER WAL KG, WOLVIUS EB, PRAHL - ANDERSEN B, SCHULTEN AJ (2005). Surgically assisted rapid maxillary expansion (SARME): A review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg*, **34**: 709-14.

- KRAGT G, DUTERLOO HS, ALGRA AM (1986). Initial displacements and variations of eight human child skulls owing to high-pull headgear traction determined with laser holography. *Am J Orthod*, **89**: 399-406.
- KRAUT RA (1984). Surgically assisted rapid maxillary expansion by opening the mid-palatal suture. *J Oral Maxillofac Surg*. **42**: 651–655.
- KREBS AA (1959). Expansion of mid-palatal suture studied by means of metallic implants. *Acta Odontol Scand* **17**: 491-501.
- KUMAR A, GHAFOR H, KHANAM A (2016). A comparison of three-dimensional stress distribution and displacement of naso-maxillary complex on application of forces using quad-helix and nickel titanium palatal expander 2 (NPE2): A FEM study. *Progress in Orthodontics*, **17**(1), 17.
- LADNER PT, MUHL ZF (1995). Changes concurrent with orthodontic treatment when maxillary expansion is a primary goal. *Am J Orthod*, **108**: 184-93.
- LAGRAVERE M, CAREY J, HEO G, TOOGOOD R, MAJOR P (2010). Transverse, vertical, and anteroposterior changes from bone-anchored maxillary expansion vs traditional rapid maxillary expansion: A randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofac Orthop.*, **137**(3): 304–5.
- LAGRAVERE MO, MAJOR PW, FLORES-MIR C (2006). Dental and skeletal changes following surgically assisted rapid maxillary expansion. *Int J Oral Maxillofac Surg*, **35**: 481-7.
- LAMPARSKI DG (1972). Skeletal Age Assessment Utilizing Cervical Vertebrae [thesis]. Pittsburgh, Pa University of Pittsburgh.
- LANGFORD SR, SIMS MR (1982). Root surface resorption, repair, and periodontal attachment following rapid maxillary expansion in man. *Am J Orthod*, **81**: 108-15.
- LANIGAN DT, MINTZ SM (2002). Complications of surgically assisted rapid palatal expansion: review of the literature and report of a case. *J Oral Maxillofac Surg*, **60**: 104-10.
- LEE HK, BAYOME M, AHN CS, KIM S-H, KIM KB, MO S-S, KOOK Y-A (2012). Stress distribution and displacement by different bone-borne palatal expanders with micro-implants: A three-dimensional finite-element analysis. *The European Journal of Orthodontics*, **36**(5): 531-540.

- LEE H, TING K, NELSON M, SUN N, SUNG S-J (2009). Maxillary expansion in customized finite element method models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **136**(3): 367-374.
- LEE KJ, PARK YC, PARK JY, HWANG WS (2010). Miniscrew-assisted nonsurgical palatal expansion before orthognathic surgery for a patient with severe mandibular prognathism. *AmJ Orthod Dentofacial Orthop*, **137**:830–839.
- LEE SC, PARK JH, BAYOME M, KIM KB, ARAUJO EA, KOOK Y-A (2014). Effect of bone-borne rapid maxillary expanders with and without surgical assistance on the craniofacial structures using finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **145**(5): 638-648.
- LEHMAN JA JR, HAAS AJ, HAAS DG (1984). Surgical orthodontic correction of transverse maxillary deficiency: a simplified approach. *Plastic Reconstructive Surgery*, **73**(1): 62-68.
- LEONARDI R, SICUREZZA E, CUTRERA A, BARBATO E (2011). Early post-treatment changes of circumaxillary sutures in young patients treated with rapid maxillary expansion. *The Angle Orthodontist*, **81**(1): 36-41.
- LIN L, AHN H-W, KIM S-J, MOON S-C, KIM S-H, NELSON G (2015). Tooth-borne vs bone-borne rapid maxillary expanders in late adolescence. *The Angle Orthodontist*, **85**(2), 253-262.
- LIN Y (2015). Comparison of skeletal and dental changes with MSE (Maxillary Skeletal Expander) and Hyrax appliance using CBCT imaging. University of California- Los Angeles.
- LINES PA (1975). Adult rapid maxillary expansion with corticotomy. *American journal of orthodontics*, **67**(1): 44-56.
- LIOU EJ-W (2005a). Toothborne orthopedic maxillary protraction in Class III patients. *Journal of Clinical Orthodontics* **39**: 68–75
- LIOU EJ-W (2005b). Effective maxillary orthopedic protraction for growing Class III patients: a clinical application simulates distraction osteogenesis. *Progress in Orthodontics* **6**: 154–171
- LIOU EJ-W, CHEN PK-T (2003). New orthodontic and orthopaedic managements on the premaxillary deformities in patients with bilateral cleft before alveolar bone grafting. *Annals of the College of Surgeons Hong Kong*, **7**(3): 73-82.

- LIOU EJ-W, TSAI W-C (2005). A New Protocol for Maxillary Protraction in Cleft Patients: Repetitive Weekly Protocol of Alternate Rapid Maxillary Expansions and Constrictions. *The Cleft Palate-Craniofacial Journal*, **42(2)**: 121-127.
- LIU C, SONG R, SONG Y (2000). Sutural expansion osteogenesis for management of the bony-tissue defect in cleft palate repair: experimental studies in dogs. *Plast Reconstr Surg*, May; **105(6)**: 2012-25.
- LIU S, XU T, ZOU W (2015). Effects of rapid maxillary expansion on the mid-palatal suture: a systematic review. *Eur J Orthod*, **37**: 651-5.
- LOFSTRAND-TIDESTROM B, THILANDER B, AHLQVIST-RASTAD J, JAKOBSSON O, HULTCRANTZ E (1999). Breathing obstruction in relation to craniofacial and dental arch morphology in 4-year-old children. *Eur J Orthod*, **21**:323-32.
- LOGAN DL (2007). First course in the finite element method 5th edition, Nelson Education Ltd, s. 1-27.
- LOMBARDO L, SACCHI E, LAROSA M, MOLLI CA F, MAZZANTI V, SPEDICATO GA, SICILIANI G (2016). Evaluation of the stiffness characteristics of rapid palatal expander screws. *Progress in Orthodontics*, **17(1)**, 36.
- LUDWIG B, BAUMGAERTEL S, ZORKUN B, BONITZ L, GLASL B, WILMES B, LISSON J (2013). Application of a new viscoelastic finite element method model and analysis of miniscrew-supported hybrid hyrax treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **143(3)**: 426-435.
- MACGINNIS M, CHU H, YOUSSEF G, WU KW, MACHADO AW, MOON W (2014). The effects of micro-implant assisted rapid palatal expansion (MARPE) on the nasomaxillary complex—A finite element method (FEM) analysis. *Progress in Orthodontics*, **15(1)**: 52.
- MACKERLE J (2004). Finite Element Modelling and Simulations in Dentistry: A Bibliography 1990–2003. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, **7(5)**: 277-303.
- MAGANZINI AL, WONG AM, AHMED MK (2010). Forces of Various Nickel Titanium Closed Coil Springs. *The Angle Orthodontist*, **80(1)**: 182-187.
- MAGNE P (2007). Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater* **23**:539-48
- MAJOURAU A, NANDA R (1994). Biomechanical basis of vertical dimension control during

rapid palatal expansion therapy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **106(3)**: 322-328.

MAO JJ (2002). Mechanobiology of craniofacial sutures. *J Dent Res*, **81**: 810-16.

MARKENS IS (1975). Embryonic development of the coronal suture in man and rat. *Acta Anat.*, **93**: 257–273.

MARTIN R, BURR D (1989). Structure, Function and Adaptation of Compact Bone Mechanical adaptation. New York: Raven Press.

MATSUYAMA Y, MOTOYOSHI M, TSURUMACHI N, SHIMIZU N (2015). Effects of palate depth, modified arm shape, and anchor screw on rapid maxillary expansion: A finite element analysis. *European Journal of Orthodontics*, **37(2)**: 188-193.

MCCABE JF, WALLS AWG (1984). Applied Dental Materials. 8th Ed. Oxford: Blackwell Science Ltd.

MCCARTHY JG, STELNICKI EJ, MEHRARA BJ, LONGAKER MT (2001). Distraction osteogenesis of the craniofacial skeleton. *Plast. Reconstr. Surg.*, **7**: 1812-27.

MCKIBBIN B (1978). The biology of fracture healing in long bones. *J. Bone Joint Surg Br.*, **60(8)**:150-62.

MCNAMARA JA, RIOLO ML, ENLOW DH (1976). Growth of the maxillary complex in the rhesus monkey (*Macaca mulatta*). *American Journal of Physical Anthropology*, **44(1)**: 15-26.

MEHRA P, COTTRELL DA, CAIAZZO A, LINCOLN R (1999). Life-threatening, delayed epistaxis after surgically assisted rapid palatal expansion: a case report. *J Oral Maxillofac Surg*, **57**: 201-4.

MELSEN B (1975). Palatal growth studied on human autopsy material. *American Journal of Orthodontics*, **68(1)**: 42-54.

MELSEN B, MELSEN F (1982). The postnatal devezopment of the palatomaxillary region studied on human autopsy material. *Am J Orthod*, **82(4)**: 329-42.

MEMİKOĞLU TUT, İŞERİ H (1999). Effects of a bonded rapid maxillary expansion appliance during orthodontic treatment. *Angle Orthod.* **69**: 251–256.

- MESSER EJ, BOLLINGER TE, KELLER JJ (1979). Surgical–mechanical maxillary expansion. *Quintessence Int*, **10**: 13–16.
- MEYER U, TERODDE M, JOOS U, WIESMANN HP (2001a). Mechanical stimulation of osteoblasts in cell culture. *Mund. Kiefer Gesichtschir*. **5**: 166-72.
- MOGA R (2013). Stress analysis of a human tooth with support tissues resorption. *Acta Tech Napocensis Civ Eng Archit*. **56(1)**: 25–34.
- MOLINA F, ORTIZ MONASTERIO F (1995). Mandibular elongation and remodeling by distraction: a farewell to major osteotomies. *Plast Reconstr Surg*, **96**: 825-840.
- MOMMAERTS MY (1999). Transpalatal distraction as a method of maxillary expansion. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **37**: 268–272.
- MORATAL D (2010). Finite element analysis, Sciyo, s:43-103.
- MOSS JP (1968a). Rapid expansion of the maxillary arch. II. Indications for rapid expansion. *JPO J Pract Orthod*, **2**: 215-23.
- MOSS JP (1968b). Rapid expansion of the maxillary arch. I. Indications for rapid expansion. *JPO J Pract Orthod*, **2**: 165-71.
- MOSS ML, (1997). The functional matrix hypothesis revisited. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, **112**, 8–11, 221–226, 338–342, 410–417.
- MOSS ML, SALENTIEN L (1969). The capsular matrix. *Am. J. Orthodontics*. **56 (5)**: 474-490.
- MÖHLHENRICH SC, MODABBER A, KNIHA K, PETERS F, STEINER T, HÖLZLE F, FRITZ U, RATH S (2017). Simulation of three surgical techniques combined with two different bone-borne forces for surgically assisted rapid palatal expansion of the maxillofacial complex: A finite element analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **46(10)**: 1306-1314.
- NADA RM, FUDALEJ PS, MAAL TJJ, BERGÉ SJ, MOSTAFA YA, KUIJPERS-JAGTMAN, AM (2012). Three-dimensional prospective evaluation of tooth-borne and bone-borne surgically assisted rapid maxillary expansion. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, **40(8)**: 757-762.
- NANDA R, GOLDEN B (1980). Biomechanical approaches to the study of the alterations of

facial morphology. *Am J Orthod*, **78**: 213-26.

NISHIMURA T, SUZUKI K (2003). Anatomy of oral respiration: morphology of the oral cavity and pharynx. *Acta Otolaryngol Suppl*: 25-8.

NOCINI PF (2001). Craniofacial distraction osteogenesis Histologic evaluation of human bone tissue 1 year after distraction. St Louis: Mosby, 68

O'BRIEN WJ (1997). Dental Materials and Their Selection. 2nd Ed. New York: Quintessence Publishing Co.

ODENRICK L, KARLANDER EL, PIERCE A, KVETSCHMAR U (1991). Surface resorption following two forms of rapid maxillary expansion. *Eur. J. Orthod*, **13**: 264-267.

ÖĞÜTLÜ NY (2017). Tek Taraflı Dudak Damak Yarığı Anomalisinin Tedavisinde Alveolar Kemik Grefti, Maksiller Genişletme ve Protraksiyon Uygulamalarının Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü- İstanbul.

ÖZTÜRK M, DORUK C, ÖZEÇ I, POLAT S, BABACAN H, BIÇAKÇI AA. (2003) Pulpal blood flow: effects of corticotomy and midline osteotomy in surgically assisted rapid palatal expansion. *J Craniomaxillofac Surg*, **31**, 97-100.

PARK JH, BAYOME M, ZAHROWSKI JJ, KOOK Y-A (2017). Displacement and stress distribution by different bone-borne palatal expanders with facemask: A 3-dimensional finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **151(1)**:105-117.

PATRA AK, DEPAOLO JM, D'SOUZA KS, DETOLLA D, MEENAGHAN MA (1998). Guidelines for analysis and redesign of dental implants. *Implant Dent*, **7(4)**: 355-368.

PAVLIN D (1984). Mechanical reactions of facial skeleton to maxillary expansion determined by laser. *Am. J. Orthod.*, **85(6)**: 10.

PETRICK S, HOTHAN T, HIETSCHOLD V, SCHNEIDER M, HARZER W, TAUSCHE E (2011). Bone density of the mid-palatal suture 7 months after surgically assisted rapid palatal expansion in adults. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **139(4)**: 109-116.

PHILIPS RW (1989). The Science of Dental Materials, 9th edn, W.B. Saunders Company, Philadelphia and London.

- PROFFIT WR, FIELDS HW, LARSON BE, SARVER DM (2015). *Contemporary Orthodontics* (6. bs). Elsevier.
- PROVATIDIS CG, GEORGIOPOULOS B, KOTINAS A, MCDONALD JP (2008). Evaluation of craniofacial effects during rapid maxillary expansion through combined in vivo/in vitro and finite element studies. *The European Journal of Orthodontics*, **30(5)**: 437-448.
- RAMIERI GA, SPADA MC, AUSTA M, BIANCHI SD, BERRONE S (2005). Transverse maxillary distraction with a bone-anchored appliance: Dento-periodontal effects and clinical and radiological results. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **34(4)**: 357-363.
- REED N, GHOSH J, NANDA RS (1999). Comparison of treatment outcomes with banded and bonded RPE appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, **116**, 31–40
- RELWANI P, KUMAR SP, GOWDA NC, SWAMY VN, RAMEGOWDA S (2016). Rapid Maxillary Expansion – A Review. *Indian Journal of Orthodontics and Dentofacial Research*,; **3(1)**:1–3.
- RICE DP (2008). *Craniofacial Sutures Development, Disease And Treatment*. Karger.
- RICHMOND BG, WRIGHT BW, GROSSE IR, DECHOW PC, ROSS CF, SPENCER M, STRAIT DS (2005). Finite element analysis in functional morphology. *The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology*. **283(2)**: 259-274.
- RICKETTS RM (1981). Perspectives in the clinical application of cephalometrics. The first fifty years. *Angle Orthod*, **51**: 115-50.
- RICKETTS, RM, RICKETTS D (1982). The biologic signijkance of the divine proportion and Fibonacci series. *Am. J. Orthod.* **81(5)**: 351-70.
- RUAN W, PAN CZ, HUANG GQ, Lǐ YL, GE JB, SHU XH (2005). Assessment of left ventricular segmental function after autologous bone marrow stem cells transplantation in patients with acute myocardial infarction by tissue tracking and strain imaging. *Chin Med J (Engl)*, **118(14)**: 1175-1181.
- SANDER C, HÜFFMEIER S, SANDER FM, SANDER FG (2006). Initial results regarding force exertion during rapid maxillary expansion in children. *Journal of Orofacial Orthopaedics* **67**: 19–26.
- SARVER DM, JOHNSTON MW (1989). Skeletal changes in vertical and anterior

- displacement of the maxilla with bonded rapid palatal expansion appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, **95**, 462–466.
- SCHIMMING R, FELLER KU, HERZMANN K, ECKELT U (2000). Surgical and orthodontic rapid palatal expansion in adults using Glassman's technique: retrospective study. *Br J Oral Maxillofac Surg*, **38**: 66-9.
- SHAW AM, SAMESHIMA GT, VU HV (2004). Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. *Orthod Craniofacial Res.* **7(2)**:98-107
- SHETTY P, HEGDE A, RAI K (2010). Finite Element Method – An Effective Research Tool for Dentistry. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, **34(3)**: 281-285.
- SHETTY V, CARIDAD JM, CAPUTO AA, CHACONAS SJ (1994). Biomechanical rationale for surgical-orthodontic expansion of the adult maxilla. *J Oral Maxillofac Surg*, **52**: 742-9
- SHIGLEY JE (1986). Mechanical Engineering Design. First Metric Ed. Singapore: McGraw-Hill Co.
- SHRIKAR D, HARSHADA S (2012). Finite Element Analysis: Basics And Its application in dentistry. *Indian J Dent Sci.*, **4(1)**: 60–5
- SICHER, H (1965). Oral anatomy. CV Mosby Company.
- SINGARAJU GS, CHEMBETI D, MANDAVA P, REDDY VK, SHETTY SK, GEORGE SA (2015). A Comparative Study of Three Types of Rapid Maxillary Expansion Devices in Surgically Assisted Maxillary Expansion: A Finite Element Study. *Journal of International Oral Health*, **7(9)**:40-46.
- SOLOW B, KREIBORG S (1977). Soft-tissue stretching: A possible control factor in craniofacial morphogenesis. *European Journal of Oral Sciences*, **85(6)**: 505-507.
- STARNBACH H, BAYNE D, CLEALL J, SUBTELNY JD (1966). Facioskeletal and Dental Changes Resulting From Rapid Maxillary Expansion. *Angle Orthod.*, **36(2)**:152–64.
- SUN Z, HUENI S, TEE BC, KIM H (2011). Mechanical strain at alveolar bone and circummaxillary sutures during acute rapid palatal expansion. *Am J Orthod Dentofac. Orthop.*, **139 (3)**: 219–28.
- SURI L, TANEJA P (2008). Surgically assisted rapid palatal expansion: A literature review.

SWENNEN G, SCHLIEPHAKE H, DEMPFF R, SCHIERLE H, MALEVEZ C (2001). Craniofacial distraction osteogenesis: a review of the literature: Part 1: clinical studies. *Int J Oral Maxillofac Surg*, **30**: 89-103.

ŞAHİN MK (2008).Dört farklı cam fiber postun in vitro bükülme dirençlerinin ve sonlu eleman metodu ile stres dağılımlarının analizi. Doktora tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Pedodonti. A.D.

TABATA LF, ASSUNÇÃO WG, BARÃO VA, GOMES EA, DELBEN JA, DE SOUSA EA, ROCHA EP (2010). Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: a two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg*, **21**:696-702

TANAKA OM, SAGA AY , PITHON MM, ARGENTA MA (2016). Stresses in the mid-palatal suture in the maxillary protraction therapy: a 3D finite element analysis. *Progress in orthodontics*, **17**(1): 1.

TANNE K, SAKUDA M (1991). Biomechanical and Clinical Changes of the Craniofacial Complex from Orthopedic Maxillary Protraction. *Angle Orthod.*, **2**(61): 145-152.

TANNE K, SAKUDA M, BURSTONE CJ (1987). Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **92**(6): 499-505.

TAUSCHE E, DEEB W, HANSEN L, HIETSCHOLD V, HARZER W, SCHNEIDER M (2009). CT Analysis of Nasal Volume Changes after Surgically-assisted Rapid Maxillary Expansion. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte Der Kieferorthopädie*, **70**(4): 306-317.

TAUSCHE E, HANSEN L, HIETSCHOLD V, LAGRAVÈRE MO, HARZER W (2007). Three-dimensional evaluation of surgically assisted implant bone-borne rapid maxillary expansion: A pilot study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **131**(4): 92-99.

TAVAKOLI K, STEWART KJ, POOLE MD (1998). Distraction osteogenesis in craniofacial surgery: A review. *Ann Plast Surg*, **40**: 88-99.

TIMMS DJ, MOSS JP (1971). An histological investigation into the effects of rapid maxillary expansion on the teeth and their supporting tissues. *Trans Eur Orthod Soc*: 263-71.

TIMMS DJ (1974). Some Medical Aspects of Rapid Maxillary Expansion. *Br J Orthod*, **1**(4):

127-132.

TIMMS DJ (1980). A study of basal movement with rapid maxillary expansion. *Am J Orthod*, **77**: 500-7.

TIMMS DJ (1999). The Dawn of Rapid Maxillary Expansion. *Angle Orthod*, **3(69)**: 247-250.

TURLEY PK (2007). Treatment of the Class III Malocclusion with Maxillary Expansion and Protraction. *Seminars in Orthodontics*, **13(3)**: 143-157.

ULUSOY M, AYDIN AK (2003). Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler (2.). Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.

VANARSDALL RL (1999). Transverse dimension and long-term stability. *Semin Orthod*, **5**: 171-80

VARDIMON AD, GRABER TM, PITARU S (1993). Repair process of external root resorption subsequent to palatal expansion treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **103**: 120-30

WAKABAYASHI N, ONA M, SUZUKI T, IGARASHI Y (2008). Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of dentistry*, **36(7)**, 463-471.

WANG Y-C, CHANG PMS, LIOU EJ-W (2009). Opening of Circumaxillary Sutures by Alternate Rapid Maxillary Expansions and Constrictions. *The Angle Orthodontist*, **79(2)**, 230-234.

WANGERIN K, GROPP H (1997). Multidimensional intraoral distraction osteogenesis of the mandible – 4 years of clinical experience. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg*, **26**:14.

WERTZ RA (1968). Changes in Nasal Airflow Incident to Rapid Maxillary Expansion. *Angle Orthod*, **38(1)**, 1-11.

WERTZ A (1970). Skeletal and dental changes accompanying rapid mid-palatal suture opening. *Amer. J. Orthod*, **58(1)**: 41-66.

WOLFF J (1892). Das Gesetz der Transformation der Knochen. Hirschwald, Berlin.

WOO JK (1949). Ossification and growth of the human maxilla, premaxilla and palate bone. *Anat Rec*, **105**: 737–761.

- WOO SL-Y, AKESON WH (1987). Response of tendons and ligaments to joint loading and movements; in Helminen HJ, Tammi M, Kiviranta I, Paukkonen K, Säämänen A-M, Jurvelin J (eds): Joint Loading. Bristol, Wright, 287–315.
- WOOD NK, WRAGG LE, STUTEVILLE OH, OGLESBY RJ (1969). Osteogenesis of the human upper jaw: proof of the non-existence of a separate premaxillary centre. *Arch Oral Biol*, **14**: 1331–1339.
- WOODS M, WIESENFELD D, PROBERT T (1997). Surgically-assisted maxillary expansion. *Aust Dent J*, **42**: 38-42.
- YILMAZ ASAN C, KÜTÜK N, KURT G, ALKAN A (2018). Development of a new three-directional distractor system for the correction of maxillary transverse and sagittal deficiency. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, **46(3)**, 424-431.
- YU HS, BAIK HS, SUNG SJ, KIM KD, CHO YS (2007). Three-dimensional finite-element analysis of maxillary protraction with and without rapid palatal expansion. *The European Journal of Orthodontics*, **29(2)**: 118-125.
- ZAİMOĞLU A, CAN G, ERSOY E, AKSU L (1993). Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara: Ankara Üniv. Basımevi.
- ZIMRING JF, ISAACSON RJ (1965). Forces Produced By Rapid Maxillary Expansion. *Angle Orthodontist*, **35**:178-186.

EKLER

EK 1: Etik Raporu

 **T.C.
ANKARA ÜNİVERSİTESİ**
Dış Hekimliği Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu 

17.01.2019

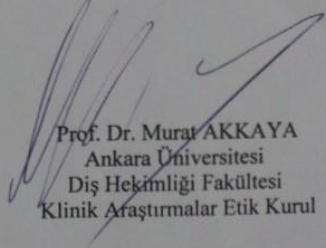
Konu : Etik Kurul Hk.
Sayı : 36290600/02

Sayın Prof. Dr. Hatice GÖKALP
A.Ü. Dış Hekimliği Fakültesi
Ortodonti Anabilim Dalı
Öğretim Üyesi

İlgi : 13.12.2018 tarihli dilekçeniz.

İlgi tarihli dilekçeniz, Etik Kurulumuzun 09.01.2019 tarihli toplantısında görüşülmüş olup, 03.10.2018 tarihli ve 15/5 sayılı etik kurul toplantısında kabul edilen “Dresden distraktörlü cerrahi destekli hızlı üst çene genişletmesi ile Double-Hinged vidalı alternatif maksiller ekspansiyonun sirkummaksiller suturlar üzerindeki etkisinin sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırılması” konulu doktora tezi araştırması adının, herhangi bir yöntem, materyal ve içerik değişikliği olmadan, “Dresden distraktörlü cerrahi hızlı üst çene genişletmesi ile Double-Hinged vidalı alternatif maksiller ekspansiyonun sirkummaksiller suturlar üzerindeki etkisinin sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırılması” olarak değiştirilmesine, Etik Kurulumuzun 09.01.2019 tarihli ve 01/13 sayılı toplantısında oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinizi saygılarımla rica ederim.


Prof. Dr. Murat AKKAYA
Ankara Üniversitesi
Dış Hekimliği Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurul



T.C.
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
Diş Hekimliği Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu



Konu : Etik Kurul Hk.
Sayı : 36290600/ 61

09.10.2018

Sayın Prof. Dr. Hatice GÖKALP
A.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi
Ortodonti Anabilim Dalı
Öğretim Üyesi

Prof. Dr. Hatice GÖKALP tarafından gönderilen “Dresden distraktörlü cerrahi destekli hızlı üst çene genişletmesi ile Double-Hinged vidalı alternatif maksiller ekspansiyonun sirkummaksiller suturlar üzerindeki etkisinin sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırılması” konulu çalışma, Etik Kurulumuz tarafından incelenmiş ve araştırma etiği açısından uygun bulunmuştur.

“Dresden distraktörlü cerrahi destekli hızlı üst çene genişletmesi ile Double-Hinged vidalı alternatif maksiller ekspansiyonun sirkummaksiller suturlar üzerindeki etkisinin sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırılması” konulu çalışmada kullanılan yöntemler ve malzemeler rutin kullanımda olan yöntem ve malzemelerdir.

İnsanlarda güvenli olarak kullanıldığına ait çok sayıda literatür mevcuttur.

Bu nedenle hastaların sigortalanmasına gerek yoktur.

Bilgilerinizi saygılarımla rica ederim.

Prof. Dr. Murat AKKAYA
Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurul
Başkanı

Eki: 3 sayfa

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Dresden distraktörlü cerrahi destekli hızlı üst çene genişletmesi ile Double-Hinged vidalı alternatif maksiller ekspansiyonun sirkummaksiller suturlar üzerindeki etkisinin sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırılması
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

+ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	ANKARA ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
	AÇIK ADRESİ:	A.Ü. DİŞ HEK. FAKÜLTESİ BEŞEVLER / ANKARA
	TELEFON	296 57 37
	FAKS	
	E-POSTA	disetik@ankara.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ

KOORDİNATÖR/SORUMLU
ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI

PROF. DR. HATİCE GÖKALP

KOORDİNATÖR/SORUMLU
ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI

A.Ü. DİŞ HEK. FAK. ORTODONTİ ANABİLİM DALI

KOORDİNATÖR/SORUMLU
ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU
MERKEZ

ANKARA

VARSA İDARİ SORUMLU
UNVANI/ADI/SOYADI

DESTEKLEYİCİ

DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ

ARAŞTIRMANIN FAZİ VE
TÜRÜ

FAZ 1

FAZ 2

FAZ 3

FAZ 4

Gözlemsel ilaç çalışması

Tıbbi cihaz klinik araştırması

Geleneksel ve tamamlayıcı tıp
uygulaması

İn vitro tıbbi tanı cihazları ile
yapılan performans
değerlendirme çalışmaları

İlaç dışı klinik araştırma

İlaç dışı girişimsel olmayan araştırma X

ARAŞTIRMAYA KATILAN
MERKEZLER

TEK MERKEZ
X

ÇOK MERKEZLİ

ULUSAL

ULUSLARARASI

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Murat AKKAYA
İmzası:

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI

Dresden distraktörlü cerrahi destekli hızlı üst çene genişletmesi ile Double-Hinged vidalı alternatif maksiller ekspansiyonun sirkummaksiller suturlar üzerindeki etkisinin sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırılması

VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
		ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	28.09.2018	1
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama		
	SİGORTA	☐		
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ			
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	☐		
	İLAN	☐		
	YILLIK BİLDİRİM	☐		
	SONUÇ RAPORU	☐		
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	☐		
	DİĞER:	☐		
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 15/5	Tarih: 03.10.2018		
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir. İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir.			
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU				
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu			
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Murat AKKAYA			

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile ilişkisi	Katılım *	İmza
Prof. Dr. Murat AKKAYA	Periodontoloji	A.Ü.Dış H.F.	E ☐ K ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. Ayşegül KÖKLÜ	Ortodonti	A.Ü.Dış H.F.	E ☐ K ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Murat AKKAYA
İmzası:

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI

Dresden distraktörlü cerrahi destekli hızlı üst çene genişletmesi ile Double-Hinged vidalı alternatif maksiller ekspansiyonun sirkummaksiller suturlar üzerindeki etkisinin sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırılması

VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU

Prof. Dr. Fatma Gül ZIRAMAN	Endodonti	A.Ü.Dış H.F.	E ☐	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Prof. Dr. Serpil ALTUNDOĞAN	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi	A.Ü.Dış H.F.	E ☐	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI	Protetik Diş Ted.	A.Ü.Dış H.F.	E ☐	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Prof. Dr. Şaziye SARI	Pedodonti	A.Ü.Dış H.F.	E ☐	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Prof. Dr. Hatice GÖKALP	Ortodonti	A.Ü.Dış H.F.	E ☐	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Prof. Dr. Adil NALÇACI	Diş Hast. Ve Tedavisi	A.Ü.Dış H.F.	E ☐	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Prof. Dr. Kaan ORHAN	Ağız, Diş ve Çene Rady.	A.Ü.Dış H.F.	E ☐	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Doç. Dr. Bilge PEHLİVANOĞLU	Fizyoloji	H.Ü. Tıp F.	E ☐	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Av. Mehmet Tefik GÖKSEYİTOĞLU	Hukuk	Serbest	E ☐	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Doç. Dr. Sevil Özger İLHAN	Farmakoloji	G.Ü. Tıp F.	E ☐	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Yrd. Doç. Dr. Sevilay KARAHAN	Bioistatistik	H.Ü. Tıp F.	E ☐	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Kim. Müh. Orhan YILMAZ	Bilgisayar	A.Ü.Dış H.F.	E ☐	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Murat AKKAYA
İmzası:

*:Toplantıda Bulunma

EK 2: Aydınlatılmış Onam Formu



ANKARA ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ ORTODONTİ ANABİLİM DALI HASTAYI BİLGİLENDİRME VE ONAY FORMU

Araştırma Konusu: Sizden Prof. Dr. Hatice Gökalp, Dt. Ecem Efe tarafından yapılacak olan "Dresden distraktörlü cerrahi hızlı üst çene genişletmesi ile Double – hinged vidalı alternatif maksiler ekspansiyonun sirkummaksiller suturlar üzerindeki etkisinin sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırılması" adlı çalışmada yer almanız istenmektedir.

1. Sahip olduğunuz anomali, büyüme ve gelişimini tamamlamamış küçük yaştaki bireylerde fonksiyonel ortopedik aygıtlarla çözülebilse de ileri yaşlarda bu tedavi yöntemi başarılı değildir. Büyüme ve gelişimini tamamlamış bireylerde genellikle yüz ve çeneleri ilgilendiren cerrahi işlemlere başvurulmaktadır. Ortognatik cerrahi adı verilen bu işlem hem hasta hem de hekimleri açısından zor, maliyetli ve riskli bir işlemdir. Cerrahi yöntemler dışında sadece dişlerin diziliminin düzeltilerek yapılan ve kamuflej tedavisi adı verilen yaklaşımla da hastanın estetik sorunları tam anlamıyla giderilemez ve ideal diş ve çene uyumu çoğu zaman yakalanamaz.

Yukarda kısaca özetlenen tedavi yöntemlerinin olumsuz yanlarını ortadan kaldırmak için üst çenenin genişletilmesini sağlayan dişlerden destek alınarak kullanılan Double – Hinged isimli veya damak kemiğine yerleştirilen bir mini vida ve bir mini implant yoluyla çene kemiğinden destek olarak kullanılan Dresden Distraktörü isimli vidanın uygulanması mümkündür. Siz, bu tedavi yöntemini uygulayabileceğimiz maksilla (üst çene) yetersizliği koşullarına sahip hastalarımızdansınız. Bu apareylerin maksilladaki etkilerini sonlu elemanlar analizi ile inceleyebilmemiz için kullanacağımız dijital modeller sizden alınan bilgisayarlı tomografi görüntülerinin sanal ortama aktarılmasıyla elde edilecektir. Bu apareyler kullanıldığında yukarda da kısaca anlatıldığı gibi tedavi daha kolay uygulanabilir olacak ve estetik sonuçlar alınabilecektir.

2. Tedavi öncesinde bilgisayarlı tomografi alınması, bu araştırma için geliştirilen yeni bir yöntem değildir. Bu yöntem kliniğimizde rutin olarak uygulanmakta olup, birçok hastanın tedavisi için başarılı bir şekilde kullanılmıştır.

3. Bu uygulama size ve sosyal güvencenizi sağlayan kurumunuza, diğer hastalarımızdan farklı bir maddi yük getirmeyecektir. Normal KİBT alımı için gereken harcamalar dışında bir harcama yapmanıza gerek kalmayacaktır.

4. Bu çalışmada yer almak istemiyorsanız da kliniğimizde tedaviniz sürdürülecektir.

5. Sizden elde edilen görüntüler çalışmalarda kullanılacak ve yayınlanacaktır.

6. Tedaviniz anabilim dalımız öğretim üyelerinin sorumluluğunda uzmanlık/doktora öğrencisi diş hekimi tarafından yürütülecektir. Tedavi sırasında karşılaştığınız her türlü tıbbi sorun için tedavinizden sorumlu öğretim elemanına danışabilirsiniz.

Yukarıdaki kurallarla birlikte tedavi hakkında Dt. Ecem Efe tarafından bilgilendirildim. Tedavi seyrini, yapılacak uygulamaları ve kuralları biliyorum ve onaylıyorum.

Hasta

ÖZGEÇMİŞ

I. Bireysel Bilgiler

Adı - Soyadı: Ecem Efe

Doğum tarihi ve yeri: 17.05.1989 – Mersin

Unvanı: Diş hekimi

Telefon: 05078165828

E- posta adresi: ecemefe434@hotmail.com



II. Eğitim Durumu

2015 - ... : Doktora eğitimi
Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortodonti Doktora programı
(Ankara)

2007 – 2012 : Yüksek lisans eğitimi
Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (Diyarbakır)

2003 – 2007 : Orta öğretim
Mardin Anadolu Lisesi (Mardin)

1995 – 2003 : İlköğretim
Noter Cevdet Altun İlköğretim Okulu (Mardin)

Yabancı Dil: İngilizce (iyi seviye)

III. Mesleki Deneyimi

2015 - ... : T.C. Sağlık Bakanlığı Balgat Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi - Diş hekimi

2013 -2015 : T.C. Sağlık Bakanlığı Mardin Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi - Diş hekimi

IV. Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

Avrupa Ortodonti Derneği

Türk Ortodonti Derneği

V. Bilimsel İlgi Alanları

Yayınlar ve Tebliğler:

Gökalp H., Efendiyeva R., Bilgili Ö., Efe E., Treatment of skeletal class II openbite with the triple intrusion system, J Clin Orthod, 2018 52(8): 427-438

Hatice Gökalp, Ecem Efe. Bone activity on circummaxillary sutures with consecutively maxillary expansion and constriction by single photon emission computed tomography.

93. Avrupa Ortodonti Derneği Kongresi, 5-10 Haziran 2017, Montrö, İsviçre.

Katıldığı Kongreler, Sempozyum ve Kurslar:

Estetik Diş Hekimliği Akademisi Derneği Sempozyumu 9 Nisan 2011, Diyarbakır, Türkiye.

TDB 19. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi 28 Mayıs- 2 Haziran 2012, Ankara, Türkiye.

TDB 21. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi 28- 30 Mayıs 2015, İstanbul, Türkiye.

93. Avrupa Ortodonti Derneği Kongresi, 5-10 Haziran 2017, Montrö, İsviçre.

TDB 24. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, 27-30 Eylül 2018, Ankara, Türkiye.

1. Uluslararası ‘İmplantolojide Güncel Trendler’ Sempozyumu, 16-18 Kasım 2018 Antalya, Türkiye.

Dr. Ravindra Nanda ‘ Science+ Evidence + Biomechanics in Clinical Orthodontics’ 2-3 Mart 2019 İstanbul, Türkiye.

Dr. Bader Borgan ‘Damon Master Class’ 13 Haziran 2019, Ankara, Türkiye Invisalign sertifikasyon kursu 2019, Ankara.

Türk Ortodonti Derneği ‘Ortognatik Cerrahi’ Sempozyumu 29 Şubat-1 Mart 2020 Isparta, Türkiye.