



T.C.

ALTINBAŞ ÜNİVERSİTESİ

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Ortodonti Anabilim Dalı

**DİJİTAL ORTAMDA ÜRETİLEN FARKLI HIZLI
ÜST ÇENE GENİŞLETME APAREYLERİNİN
DEĞİŞKENLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Nurullah CİHANER

Doktora Tezi

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Pelin ACAR ULUTAŞ

İstanbul, 2022

**DİJİTAL ORTAMDA ÜRETİLEN FARKLI HIZLI ÜST ÇENE
GENİŞLETME APAREYLERİNİN DEĞİŞKENLİKLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Nurullah CİHANER

Ortodonti

Anabilim Dalı

Doktora Tezi

ALTINBAŞ ÜNİVERSİTESİ

2022

“Nurullah CİHANER” tarafından hazırlanmış ve 15/12/2022 tarihinde sunulmuş “DİJİTAL ORTAMDA ÜRETİLEN FARKLI HIZLI ÜST ÇENE GENİŞLETME APAREYLERİNİN DEĞİŞKENLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ” başlıklı tez Ortodonti Anabilim Dalında Doktora Tezi olarak **oy birliği** ile kabul edilmiştir.

Dr. Öğr. Üyesi Pelin ACAR ULUTAŞ

Danışman

Tez Savunma Sınavı Jüri Üyeleri:

Dr. Öğr. Üyesi Pelin ACAR ULUTAŞ	Ortodonti Anabilim Dalı, Altınbaş Üniversitesi	_____
Prof. Dr. Korkmaz SAYINSU	Ortodonti Anabilim Dalı, Altınbaş Üniversitesi	_____
Prof. Dr. Sabri İlhan RAMOĞLU	Ortodonti Anabilim Dalı, Altınbaş Üniversitesi	_____
Prof. Dr. Feyza ERAYDIN	Ortodonti Anabilim Dalı, İstanbul Kent Üniversitesi	_____
Prof. Dr. Buğra ÖZEN	Pedodonti Anabilim Dalı, İstanbul Sağlık ve Teknoloji Üniversitesi	_____

Bu tezin Doktora tezi olarak bütün şartları sağladığımı beyan ederim.

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü teslim tarihi:

____/____/____

Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik davranışlara uygun olarak edinildiğini ve sunulduğunu beyan ederim. Ayrıca, bu kuralların ve davranışların gerektirdiği şekilde, bu çalışmada, orijinal olmayan tüm materyalleri ve sonuçları tamamen alıntı yaptığımı ve referans gösterdiğimi de beyan ederim.

Nurullah CİHANER

İmzası

İTHAF

Sevgili Aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşmaktan çekinmeyen, yardım ve desteğini esirgemeyen tez danışmanım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Pelin ACAR ULUTAŞ’a

Ortodonti bilimine ve bu mesleğe olan sevgisini bizlere yansıtarak bu alanda gösterilmesi gereken özenli çalışma bilincini oluşturan, tez çalışmam boyunca ve her konuda anlayış hoşgörüsüyle desteğini hissettiğim danışman hocam Sayın Prof.Dr. Toros ALCAN’a,

Öğrencisi olmaktan her daim onur duyduğum, çalışmalarıyla ortodonti alanındaki gelişmeleri yakından takip etmemize olanak sağlayan Sayın Prof. Dr. Korkmaz SAYINSU’ya ve akademik alandaki engin birikimiyle bizlere bu yolda ışık tutan çalışma disiplini oluşturmamıza katkı sağlayan Sayın Prof. Dr. Sabri İlhan RAMOĞLU’na,

Eğitimim süresince emeği geçen bilgi birikim ve tecrübeleriyle çok değerli katkılarda bulunan başta Dr. Neşe Yoko SAYINSU ve Doç.Dr. Seden AKAN BAYHAN olmak üzere bütün hocalarıma ve birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum çok değerli tüm asistan arkadaşlarıma,

Çalışmam süresince dijital ortodonti ile ilgili veri akışında desteğini esirgemeyen bu alana dair bilgilerini paylaşarak değerli zamanlarını ayıran Aydın Koçdaş’a ve Osman KOÇ’a,

Hayatım boyunca her konuda ilgi, destek ve sevgilerini hissettiğim, her zaman yanımda olan, beni büyük fedakarlıklarla büyütüp yetiştiren,doğru yoldan ayrılmamamı ilke edinmemi sağlayan çalışma azmimin gelişmesinde büyük emekleri olan haklarını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim annem Selma CİHANER ve babam Adnan CİHANER’e

Gerek eğitim süresince gerekse hayatta karşılaştığım her türlü zorlukta büyük destekçim, neşesiyle her zaman yüzümü güldüren sevgili kardeşim Tolga CİHANER’e,

Hayat arkadaşım olmasından büyük mutluluk duyduğum, sıcacık sevgisiyle her daim beni güçlü ve en şanslı hissetiren tezimin her aşamasında sabır, anlayış ve özveriyle hep yanımda olan sevgili eşim Dr.Dt.Duygu CİHANER’e

Gönülден, samimi ve minnet dolu teşekkürlerimi arz ediyorum.

ÖZET

DİJİTAL ORTAMDA ÜRETİLEN FARKLI HIZLI ÜST ÇENE GENİŞLETME APAREYLERİNİN DEĞİŞKENLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

CİHANER, Nurullah

Doktora, Ortodonti Anabilim Dalı, Altınbaş Üniversitesi

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Pelin ACAR ULUTAŞ

Tarih: Aralık/2022

Sayfa: 94

Bu çalışmada dijital ortamda tasarlanan Hyrax apareyinin farklı metal tuzları kullanılarak bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) yöntemiyle 3 boyutlu olarak iş akışını ortaya koyarak üretilmesi, aktivasyon sonrası apareyde üst çenede ve dişlerde oluşabilecek stres ve yer değiştirmelerin sonlu elemanlar analiziyle ölçülerek değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Ortodonti pratiğinde tam dijitalizasyondan sonra yapılması gereken iş akışını ortaya koyup fiziksel dökümlere ihtiyaç duymadan doğrudan basılmış bir metal apareyin adım adım üretilme prosedürünü sunarak dünyada geçerli son teknolojilerin bire bir uygulanabilmesi için öncülük etmeyi amaçlayan bu çalışmada, fantom çene modelinin üç boyutlu tarayıcılar ile taranmasıyla stereolitografik model oluşturulmuş ve dijital sisteme kaydedilmiştir. Oluşturulan sanal model üzerinde dijital olarak tasarlanan Hyrax apareyi, paslanmaz çelik, krom-kobalt ve titanyum kullanılarak dijital ortamda üretilmiş ve aparey üzerinde gerçek vida aktivasyonu simüle edilmiştir. Klinik pratiğindeki ilk vida aktivasyonunu temsil eden ilk 2 tur çevrilerek elde edilen 0,5 mm'lik genişleme ile 20 tur çevirme sonucunda 5 mm'lik genişletme elde edildiğinde apareylerde oluşan stresler ve yer değiştirmeler ile modellerde oluşan yer değiştirmeler matematiksel bir stres analiz yöntemi olan sonlu elemanlar analizi ile hesaplanmıştır.

Apareylerde 0,5 mm ve 5 mm transversal genişlik oluşturulduğunda oluşan von Mises stresler en fazla krom-kobalt içerikli apareyde (1547,9 MPa), en az ise titanyum içerikli apareyde (209,6 MPa) görülmüştür. Bu transversal genişliklerde apareyin deformasyonuna bağlı yer değiştirmeler en fazla krom-kobalt içerikli apareyde (4,0827 mm), en az ise paslanmaz çelik içerikli apareyde (0,27768 mm) meydana gelmiştir. Sanal modeldeki yer değiştirmelere bakıldığında anteriordan posteriora doğru azalma görülmektedir ve dişler arası en fazla yer değiştirme anterior bölgede ve krom-kobalt apareyde (0,86795 mm), en az yer değiştirme posterior bölgede paslanmaz çelik apareyde (0,13231 mm) görülmüştür.

Sonuç olarak, çalışmamızda HÜÇG tedavisinde yapılan transvers genişletme esnasında en az von Mises stres titanyum içerikli apareyde meydana gelmiştir. Maliyet ve üretime bağlı sorunlar aşılabılırsa, genişletme tedavilerinde titanyumdan üretilen apareyler kullanılabilir. Dijital aparey üretimi, tasarım çeşitliliğinin yanı sıra seçilen malzemenin biyouyumluluğu ve dayanıklılığının geliştirilmesi ile birlikte daha etkili apareylerin üretilmesi için büyük bir potansiyel sunmaktadır. Bu deney ile dijital ortamda üretilen hyrax apareyinde kullanılan titanyum içerikli materyalin başarılı bir şekilde üretilebileceği ilk kez gösterilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Transversal Üst Çene Yetersizliği, Hızlı Üst Çene Genişletme, Hyrax Apareyi, Dijital Ortodonti, Sonlu Elemanlar Analizi.

ABSTRACT

EVALUATION OF VARIABLES OF DIFFERENT RAPID UPPER JAW EXPANSION APPLIANCES MANUFACTURED IN A DIGITAL ENVIRONMENT

CIHANER, Nurullah

PhD, Department of Orthodontics, Altınbaş University,

Supervisor: Dr. Öğr. Üyesi Pelin ACAR ULUTAŞ

Date: December/2022

Pages: 94

In this study, it is aimed to produce the hyrax appliance designed with using different metal alloy in digital environment by computer aided design (CAD) and computer aided manufacturing (CAM) method by revealing the workflow step by step and to measure the stress and displacements that may occur in the maxilla and teeth after activation by finite element analysis.

This study which is aim to pioneer the application of -the latest technologies in the world, the step-by-step procedure of producing a directly printed metal appliance without the need for physical castings is presented, revealing the workflow that should be done after full digitalization in orthodontic practice. A stereolithographic model was created by scanning the phantom jaw model with three-dimensional scanners and recorded in the digital system.

The Hyrax appliance, which was designed digitally on the created virtual model, was produced digitally using stainless steel, chromium-cobalt and titanium, and real screw activation was simulated on the appliance. Representing the first screw activation in clinical practice, 0,5 mm widening was obtained by turning the first 2 turns, and 5 mm widening was created as a result of 20 turns. The stresses and displacements in the appliances and the displacements in the

models were calculated with finite element analysis, which is a mathematical stress analysis method.

When 0,5 mm and 5 mm transversal widths were created in the appliances, the von Mises stresses were highest in the chromium-cobalt-containing appliance (1547,9 MPa), and the least in the titanium-containing appliance (209,6 MPa). In these transversal widths, the displacements due to the deformation of the appliance occurred the most in the chromium-cobalt-containing appliance (4,0827 mm), and the least in the stainless steel-containing appliance (0,27768 mm). When looking at the displacements in the virtual model, there is a decrease from anterior to posterior, with the highest displacement in the anterior region and the chromium-cobalt appliance (0,86795 mm), the least displacement in the posterior region in the stainless steel appliance (0,13231 mm).

As a result, in our study, von Mises stress occurred at least in the titanium-containing appliance during transverse expansion in the treatment of RME. If the problems related to cost and production can be overcome, appliances made of titanium can be used in expansion treatments. Digital appliance production offers great potential for the production of more effective appliances, with the improvement of the biocompatibility and durability of the selected material, as well as the diversity of designs. With this experiment, it has been shown for the first time that the titanium-containing material used in the digitally produced hyrax appliance can be successfully produced.

Keywords: Transverse Maxillary Deficiency, Rapid Maxillary Expansion, Hyrax Appliance, Digital Orthodontics, Finite Elements Analysis.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET	vii
ABSTRACT	ix
TABLO LİSTESİ.....	xiv
ŞEKİL LİSTESİ	xv
KISALTMALAR.....	xvii
SEMBOL LİSTESİ	xviii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 MAKSİLLANIN ANATOMİSİ VE GELİŞİMİ	3
2.2 TRANSVERSAL ÜST ÇENE YETERSİZLİĞİ	4
2.2.1 Transversal Üst Çene Yetersizliğinin Etyolojisi.....	5
2.2.2 Transversal Üst Çene Yetersizliğinin Görülme Sıklığı.....	5
2.2.3 Transversal Üst Çene Yetersizliği Teşhisi	6
2.2.4 Transversal Üst Çene Yetersizliğinin Tedavi Yaklaşımları	7
2.3 HIZLI ÜST ÇENE GENİŞLETMESİ.....	9
2.3.1 Hızlı Üst Çene Genişletmesi Endikasyonları ve Kontraendikasyonları.....	9
2.3.2 Hızlı Üst Çene Genişletmesi Etkileri	10
2.3.2.1 Hızlı Üst Çene Genişletmesi Dişsel Etkileri	11
2.3.2.2 Hızlı Üst Çene Genişletmesi İskeletsel Etkileri	11
2.3.3 Hızlı Üst Çene Genişletmesi Apareyleri	12
2.3.4.1 Diş Destekli Hızlı Üst Çene Genişletmesi Apareyleri	13
2.3.4.2 Diş ve Doku Destekli Hızlı Üst Çene Genişletmesi Apareyleri.....	15
2.3.4.3 Kemik Destekli Hızlı Üst Çene Genişletmesi Apareyleri	16
2.3.4.4 Diş ve Kemik Destekli Hızlı Üst Çene Genişletmesi Apareyleri.....	17

2.4	DİJİTAL ORTODONTİ.....	18
2.4.1	Dijital Ortodontide Verilerin Toplanması	19
2.4.2	Dijital Ortodontide İş Akışı.....	20
2.4.3	Dijital Ortodontide CAD/CAM Sistemleri	20
2.5	GERİLME ANALİZ METOTLARI.....	23
2.6	SONLU ELEMANLAR ANALİZİ.....	24
2.6.1	Sonlu Elemanlar Analizinin Avantaj ve Dezavantajları	24
2.6.2	Sonlu Elemanlar Analizinin Basamakları	25
2.6.3	Sonlu Elemanlar Analizinin Mekanik Terimleri.....	25
2.6.3.1	Eleman ve Rijit Eleman.....	25
2.6.3.2	Düğüm	25
2.6.3.3	Homojen, Ortotropik ve İzotropik Cisim	25
2.6.3.4	Kuvvet.....	26
2.6.3.5	Elastik Sınır	26
2.6.3.6	Bükülme	26
2.6.3.7	Deformasyon	26
2.6.3.8	Gerilme	26
2.6.3.9	Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress)	26
2.6.3.10	Asal Gerilme (Principal Stress).....	27
2.6.3.11	Yorulma Direnci (Yield Stress).....	27
2.6.3.12	Gerinim (Strain)	27
2.6.3.13	Hook Kanunu	27
2.6.3.14	Poisson Oranı	27
2.6.3.15	Elastikiyet Modülü (Young Module)	27
2.6.3.16	Sınır Koşulları	28
3.	GEREÇ VE YÖNTEM.....	29

3.1	DİJİTAL ORTAMDA SANAL MODELİN OLUŞTURULMASI.....	29
3.2	DİJİTAL ORTAMDA APAREYLERİN TASARLANMASI.....	31
3.3	ÇALIŞMANIN İÇERİĞİ.....	34
3.4	SINIR KOŞULLARININ BELİRLENMESİ.....	34
3.5	SONLU ELEMANLAR ANALİZİNİN GERÇEKLEŞTİRİLMESİ.....	35
4.	BULGULAR.....	39
4.1	APAREYLERDE 0,5 MM GENİŞLEME ELDE EDİLDİĞİNDE OLUŞAN STRESLER.....	39
4.2	APAREYLERDE 5 MM GENİŞLEME ELDE EDİLDİĞİNDE OLUŞAN STRESLER.....	43
4.3	APAREYLERDE 0,5 MM GENİŞLEME ELDE EDİLDİĞİNDE OLUŞAN YER DEĞİŞTİRMELER.....	47
4.4	APAREYLERDE 5 MM GENİŞLEME ELDE EDİLDİĞİNDE OLUŞAN YER DEĞİŞTİRMELER.....	49
4.5	SANAL MODELDE İLK VİDA AKTİVASYONUNDA OLUŞAN TOTAL YER DEĞİŞTİRMELER.....	51
4.5.1	Paslanmaz Çelik Apareyin Kullanıldığı Sanal Modelde İlk Vida Aktivasyonunda Oluşan Total Yer Değişiklikleri.....	51
4.5.2	Krom-Kobalt Apareyin Kullanıldığı Sanal Modelde İlk Vida Aktivasyonunda Oluşan Total Yer Değişiklikleri.....	52
4.5.3	Titanyum Apareyin Kullanıldığı Sanal Modelde İlk Vida Aktivasyonunda Oluşan Total Yer Değişiklikleri.....	53
5.	TARTIŞMA VE SONUÇ.....	55
	REFERANSLAR.....	67

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 3.1: Materyallerin Young Modülü ve Poisson Oranları	31
Tablo 3.2: Çalışmada Kullanılan HÜÇG Apareyleri.....	34
Tablo 3.3: Çalışma Modelleri.....	34
Tablo 4.1: 0,5 mm ve 5 mm Transversal Genişlikte Apareylerde Oluşan Maksimum, Minimum ve Ortalama von Mises Stresler (MPa).....	47
Tablo 4.2: 0,5 mm ve 5 mm Transversal Genişlikte Apareylerde Oluşan Maksimum Yer Değiştirmeler (mm).....	50
Tablo 4.3: Sanal Modellerde İlk Vida Aktivasyonu 0,5 mm’de Oluşan Yer Değiştirmeler (mm).....	54

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1: Hyrax Apareyi.....	13
Şekil 2.2: Akrilik Splintli HÜÇG Apareyi.....	14
Şekil 2.3: Modifiye Rijit Akrilik Splintli HÜÇG Apareyi.....	16
Şekil 2.4: Kemik Destekli HÜÇG Apareyi.....	17
Şekil 2.5: Hibrit Hyrax.....	18
Şekil 3.1: Çalışmanın Dijital İş Akış Şeması.....	29
Şekil 3.2: Çalışmamızda Kullanılan Fantom Çene Modeli.....	30
Şekil 3.3: Çalışmamızda Kullanılan Hyrax Apareyinin Tasarımının ve Transversal Vidanın Konumlandırılmasının Dijital Olarak Gerçekleştirilmesi.....	30
Şekil 3.4: Üretilmiş Hyrax Apareyinin Görünümü.....	32
Şekil 3.5: Çalışma Modelinin ANSYS Programında Ağ Örgüsü Atılmış Hali.....	36
Şekil 3.6: Paslanmaz Çelik Apareyin ANSYS Programında Ağ Örgüsü Atılmış Hali.....	37
Şekil 3.7: Krom-Kobalt Apareyin ANSYS Programında Ağ Örgüsü Atılmış Hali.....	37
Şekil 3.8: Titanyum Apareyin ANSYS Programında Ağ Örgüsü Atılmış Hali.....	38
Şekil 4.1: Paslanmaz Çelik Apareyde 0,5 mm Genişleme Elde Edildiğinde Oluşan von Mises Stresler (MPa).....	40
Şekil 4.2: Krom-Kobalt Apareyde 0,5 mm Genişleme Elde Edildiğinde Oluşan von Mises Stresler (MPa).....	41
Şekil 4.3: Titanyum Apareyde 0,5 mm Genişleme Elde Edildiğinde Oluşan von Mises Stresler (MPa).....	42
Şekil 4.4: Paslanmaz Çelik Apareyde 5 mm Genişleme Elde Edildiğinde Oluşan von Mises Stresler (MPa)	44
Şekil 4.5: Krom-Kobalt Apareyde 5 mm Genişleme Elde Edildiğinde Oluşan von Mises Stresler (MPa).....	45

Şekil 4.6: Titanyum Apareyde 5 mm Genişleme Elde Edildiğinde Oluşan von Mises Stresler (MPa).....	46
Şekil 4.7: Paslanmaz Çelik Apareyde 0,5 mm Genişleme Elde Edildiğinde Oluşan Yer Değiş-tirmeler.....	48
Şekil 4.8: Krom-Kobalt Apareyde 0,5 mm Genişleme Elde Edildiğinde Oluşan Yer Değiş-tirmeler.....	48
Şekil 4.9: Titanyum Apareyde 0,5 mm Genişleme Elde Edildiğinde Oluşan Yer Değiş-tirmeler.....	48
Şekil 4.10: Paslanmaz Çelik Apareyde 5 mm Genişleme Elde Edildiğinde Oluşan Yer Değiş-tirmeler.....	49
Şekil 4.11: Krom-Kobalt Apareyde 5 mm Genişleme Elde Edildiğinde Oluşan Yer Değiş-tirmeler.....	49
Şekil 4.12: Titanyum Apareyde 5 mm Genişleme Elde Edildiğinde Oluşan Yer Değiş-tirmeler.....	50
Şekil 4.13: Paslanmaz Çelik Apareyin Kullanıldığı Sanal Modelde İlk Vida Aktivasyonunda Oluşan Total Yer Değiş-tirmeler.....	51
Şekil 4.14: Krom- Kobalt Apareyin Kullanıldığı Sanal Modelde İlk Vida Aktivasyonunda Oluşan Total Yer Değiş-tirmeler.....	52
Şekil 4.15: Titanyum Apareyin Kullanıldığı Sanal Modelde İlk Vida Aktivasyonunda Oluşan Total Yer Değiş-tirmeler.....	53

KISALTMALAR

TME	:	Temporomandibular Eklem
TÜÇY	:	Transvers Üst Çene Yetersizliği
TMD	:	Transversal Maxillary Deficiency
HÜÇG	:	Hızlı Üst Çene Genişletme
RME	:	Rapid Maxillary Expansion
CDHÜÇG	:	Cerrahi Destekli Hızlı Üst Çene Genişletme
SARME	:	Surgically Assisted Rapid Maxillary Expansion
SEA	:	Sonlu Elemanlar Analizi
FEM	:	Finite Element Analysis Method
KIBT	:	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
CBCT	:	Cone-Beam Computed Tomography
MARPE	:	Mini-implant Asisted Rapid Palatal Expansion
PDL	:	Periodontal Ligament

SEMBOL LİSTESİ

F: Kuvvet

N: Newton

σ : Gerilme

Pa: Paskal

VM: Von Mises Gerilmesi

E: Elastikiyet Modülü

Cr-Co: Krom-Kobalt

Ti: Titanyum

MPa: Megapaskal

mm: Milimetre

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Transversal üst çene yetersizliği (TÜÇY); toplumda sıklıkla karşılaşılan, üst çenede darlık, posterior çapraz kapanış ve damak kubbesinin derinleşmesiyle karakterize iskeletsel bir deformitedir (Mills, 1987; Proffit WR & Fields HW, 2000; Ten Hoeve, 1985).

Hızlı üst çene genişletme (HÜÇG), dar üst çenelerde transversal genişliği artırmak için uygulanan en etkili ortopedik yöntemdir (Hermanson et al., 1985; İseri H.Ozsoy S., 2004). Birçok türü olan HÜÇG apareylerinin geleneksel olarak en çok kullanılan türleri; diş destekli olan ve diş-doku destekli olan apareylerdir. 1973 yılında Biederman tarafından geliştirilen Hyrax, hijyenik olması nedeniyle günümüzde bu apareyler içerisinde klinisyenler tarafından en fazla tercih edilenlerinden biridir (I. A. Isaacson RJ, 1964).

Sabit, rijit HÜÇG apareyleri midpalatal suturada ayrılmaya yol açarak minimum diş hareketi ve maksimum iskeletsel genişleme oluşturacak ağır kuvvetler ve buna bağlı mekanik stresler oluşturmaktadır. HÜÇG apareyleri çeşitli materyallerden çeşitli tasarımlarda üretilebilmektedir. Literatürde HÜÇG'nin etkilerini araştıran birçok çalışma olmasına rağmen hangi aparey tasarımının yüksek stabilite ile hastalara maksimum fayda sağladığı konusunda bir fikir birliği yoktur (Algharbi et al., 2017; Muchitsch et al., 2011).

Dijital teknolojinin modern diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmasıyla, ağız içi tarayıcıların kullanımı yaygınlaşmış ve hastaya özel ortodontik apareyleri tasarlamak mümkün hale gelmiştir (Graf, 2017, 2018). Üç boyutlu tasarımlarla uygulanan tedavide, tedavi süresinin kısalmasının yanı sıra hastanın anatomisine uygun tasarımla hata payının minimum olması ile daha verimli bir üretim söz konusu olmaktadır (Thomas M, Graber & Neumann, 1984).

Üst çene genişletmesi için uygulanan teknikler ile ortodontik apareylerin oluşturduğu kuvvetler, dişlerde, kemiklerde ve komşu anatomik yapılarda birtakım stresler meydana getirmektedir (Chaconas & Caputo, 1982; Haas, 1970). HÜÇG tedavisinde maksiller kemikte ve dişlerde oluşan stresler, sonlu elemanlar analizi (SEA) yöntemi ile değerlendirilebilmektedir (Oshagh et al., 2009). SEA'nın uygulama kolaylığı ve klinik çalışmalar öncesinde hastaya minimum zararı öngörecektir uygun tedavi protokolü hakkında fikir vermesi, teknolojinin yaygınlaştığı günümüzde giderek daha fazla tercih edilen bir yöntem olmasını sağlamıştır.

Literatürde ortodontik apareylerin dijital olarak tasarlanması, bu apareylerin farklı materyallerden üretilmesi ve dokularda oluşturduğu streslerin SEA ile karşılaştırılması ile ilgili az sayıda çalışma bulunmaktadır.

HÜÇG’de kullanılan ortodontik apareyin dişlere ve kemiğe en az zarar ile hasta için en etkin tedaviyi sağlayacak materyal türünün belirlenmesine katkı sağlamayı hedefleyen bu çalışmada; dijital ortamda tasarlanan Hyrax apareyinin farklı metal tuzları kullanılarak CAD-CAM yöntemiyle üretilmesi, ayrıca maksillada ve üst dişlerde oluşabilecek stress ve yer değiştirmelerin SEA ile ölçülmesi amaçlanmaktadır. Çalışmamızdan elde edilecek sonuçlar ile Hyrax apareylerinin dijital ortamda hastaya özel olarak uygun materyalden üretilmesine katkı sağlanarak komplikasyon riskinin daha düşük olduğu etkin tedavi protokolü oluşturulacağı düşünülmektedir. Bu çalışma piyasada mevcut olan aparey seçeneklerinin kapsamlı bir incelemesi değildir. Çalışmamız, dijital ortodonti alanındaki yeni iş akışları hakkında fikir vermeyi, bu alandaki eksiklikleri vurgulayarak yapılacak çalışmaların sayısının artmasını ve böylece yeni inovasyonların sağlanarak hem hastalar hem de hekimler için daha konforlu tedavilerin yapılabilmesini amaçlamaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 MAKSİLLANIN ANATOMİSİ ve GELİŞİMİ

Ağız boşluğunun üst kısmını, burun boşluğunun yan duvarlarını ve göz çukuru tabanı gibi kavitelerin sınırını oluşturan ve Latince de maksilla olarak adlandırılan üst çene, yüzü oluşturan kemiklerin en büyüğüdür. Maksilla, sağ ve sol olmak üzere iki piramidal segmentten oluşmaktadır ve bu segmentler orta hattaki *Sutura Palatina Mediana*'da birleşmektedir. Maksilla segmentlerinin, kafa kaidesi kemiklerinden frontal ve etmoid kemikler ile; yüz kemiklerinden ise nazal, zigomatik, palatinal ve lakrimal kemikler ile teması vardır. Maksilla kafa ve yüz kemiklerine *Processus alveolaris*, *Processus palatinus*, *Processus frontalis*, *Processus pterygoideus* ve *Processus zygomaticus* isimli çıkıntılarıyla bağlanmaktadır. Maksillanın frontal yönde en çıkıntılı noktası *Spina nasalis anterior*'dur. Palatinal kemik ile maksiller kemik damakta ve alveolar proste birleşerek sert damağı, burun tabanını ve burnun lateral duvarını oluştururlar. Posterior bölgede ise sfenoid kemiğin pterygoid çıkıntıları ile eklem yapar. *Processus pterygoideus* ismi verilen pterygoid çıkıntılar medial ve lateral olmak üzere sağ ve solda ikişer adet bulunmaktadır. Lateral pterygoid çıkıntılara çiğneme kasları tutunmaktadır. *Processus palatinus*'un içerisinde *a.v.palatina descendens* geçmektedir. *Processus palatinus*'ların birleştiği yerde *Foramen incisivum* bulunmaktadır. *N. Nasopalatinus*, üst santral dişlerin palatinalinde yer alan bu foramende bulunmaktadır. *Foramen palatinum majus*, yumuşak ve sert damak birleşiminin 1 cm önünde yer almaktadır. Bu foramenden *A. Sphenopalatina* geçmektedir. *Fossa pterygopalatina*, maksillanın sfenoid kemikle birleştiği yerin biraz üzerinde bulunmaktadır. İçerisinden *A. Maxillaris* ve maksillanın innervasyonunu sağlayan *N. Maxillaris* gibi çok önemli anatomik yapılar geçmektedir. *Sinus maxillaris*, paranasal sinüsler arasında en fazla hacme sahip olan sinüstür. Her iki maksiller segmentte yer alan bu sinüslerin içi sinüs mukozası ile döşeli, ortası ise hava ile doludur. (Arıncı & Elhan, 2001; Putz R et al., 2006; Singh, 2014; Soriano & M Das, 2019; D. J. Timms, 1986; D. J. Timms & Vero, 1981; Donald J. Timms, 1980; Ülgen, 2001).

Prenatal dönemde yaklaşık 7. haftada gelişmeye başlayan maksilla, ön kemikleşme noktası ve arka kemikleşme noktası olmak üzere iki noktadan kemikleşmeye başlamaktadır. Nazal

kavitenin iki yanındaki iç nazal çıkıntılardan kemikleşmeye başlayan ön noktadan, ilerleyen dönemde kesici dişlerin yerleşeceği alveol kemik, anterior nazal spina ve maksillanın frontal çıkıntısının anterior kenarı gelişirken; I. brankial arkın maksiller uzantısından kemikleşmeye başlayan arka noktadan ise köpek ve azı dişlerinin yerleşeceği alveol kemik, göz tabanı, maksillanın frontal çıkıntısının posterior kenarı ile maksillanın zigomatik çıkıntısı gelişmektedir. Çenenin sağındaki ve solundaki ön kemikleşme noktalarının orta hatta birleşmesi esnasında arada bağ dokudan oluşmuş bir açıklık kalmaktadır. Bu açıklık 15-35 yaş aralığında kapanan *Sutura Palatina Mediana*'dır. Postnatal dönemde ise maksilla kemik apozisyonu ve rezorpsiyonlarından oluşan remodelling ile gelişmektedir (J. Jacobs et al., 1980; Kilic et al., 2013; McNamara, 2000; Persson M, 1977; Reyneke & Conley, 2020). İntramembranöz kemikleşen maksillanın gelişimin anlaşılmasına büyük katkıları olan Bjork, çenenin vertikal olarak gelişimini orbita duvarında apozisyon, sert damakta apozisyon ve nazal kavitede rezorpsiyon ile açıklarken; sagittal gelişimini ise palatinal kemik ve tüber bölgelerindeki apozisyon ile açıklamaktadır. Tüm bu apozisyon ve rezorpsiyon süreçleri sonucunda çene öne ve aşağı doğru gelişmektedir (Björk, 1955; Björk A, 1977; Latham, 1970). Maksilla vertikal ve sagittal yönde olduğu kadar olmasa da transvers yönde de gelişmektedir. Maksillanın transversal gelişimi, *Sutura Palatina Mediana*'daki açılma ile meydana gelmektedir. Bu açılma posterior bölgede daha fazla olduğundan çenenin transvers gelişimi rotasyonel olarak gerçekleşmektedir (Björk A, 1977; Latham, 1971; Ülgen, 2001). Maksilla yapısal olarak çeşitli yönlerde gelişmeye ve yer değiştirmeye izin veren suturalardan oluşmaktadır. Bunlar; palatomaksiller, zigomatikomaksiller, frontomaksiller, zigomatikotemporal ve pterygopalatin suturalardır (S. E. Bishara, 2001; Enlow DH, 1982; Ülgen, 2001).

2.2 TRANSVERSAL ÜST ÇENE YETERSİZLİĞİ

Transversal üst çene yetersizliği (TÜÇY), üst çenenin transversal yönde olması gerekenden daha dar olması durumudur. TÜÇY, ortodontide en sık görülen iskeletsel problemlerden biri olmakla birlikte hem dişsel hem de iskeletsel kaynaklı olabilmektedir (McNamara, 2000). Tarihte üst çene darlığı, ilk olarak Hippocrates (MÖ 460-377) tarafından tanımlanmıştır (Proffit WR & Fields HW, 2000; D. Timms, 1981). TÜÇY'nin en büyük belirtisi olan ve aynı zamanda TÜÇY ile eşdeğer anlamda literatürde kullanılan posterior çapraz kapanış, üst çene posterior

dişlerin bukkal tüberküllerinin alt çene posterior dişlerin lingual tüberkülleri ile temasını ifade etmektedir. Posterior çapraz kapanış; dişsel, iskeletsel veya fonksiyonel olabilmektedir (De Almeida et al., 2012; Moyers, 1980). Dişsel posterior çapraz kapanış, üst çenede herhangi bir darlık söz konusu değilken bazı diş veya diş gruplarının palatinal yönde eğimlenmesiyle oluşan kapanışa denmektedir (Ülgen, 2001). İskeletsel posterior çapraz kapanış, alt ve üst çene arasında büyüme esnasında oluşan uyumsuzluk ile üst çenede alt çeneye göre darlık olması olarak tanımlanmaktadır (S. Bishara & Staley, 1987; Marshall et al., 2005). Fonksiyonel posterior çapraz kapanışta ise alt çenenin normal boyutlarda ve simetride olmasına karşın kapanışta erken temaslardan ötürü alt çenenin kayarak kapanması ile çapraz kapanış oluşması söz konusu olmaktadır (Ülgen, 2001).

2.2.1 Transversal Üst Çene Yetersizliğinin Etiyolojisi

Transversal üst çene yetersizliğinin etiolojisinde; süt dişlerinin erken kaybı ya da geç düşmesi, dişlerde erken temaslar gibi dişsel faktörler, iskeletsel faktörler, başparmak emme ya da ağız solunumunun neden olduğu gelişimsel faktörler, infantil yutkunma ya da atipik dil basıncı gibi nöromüsküler fonksiyonel faktörler, tonsiller hipertrofiler ya da solunum yolu anomalileri gibi konjenital faktörler, dudak-damak yarığı olan hastalarda cerrahi operasyon sonrası iskeletsel büyüme gelişimin etkilenmesine bağlı iatrojenik faktörler yer almaktadır. Ayrıca TÜÇY; Treacher Collins, Crouzon, Apert gibi sendromlar ile damak yarıkları gibi konjenital anomalilerde de görülebilmektedir. Transversal üst çene yetersizliği, bu faktörlerin birden fazlasının etkisi ile de oluşabilmektedir (Betts et al., 1995; Coloccia G et al., 2021; D'Souza et al., 2015; De Assis et al., 2014; Isaacson & Murphy, 1964; Marshall et al., 2005; Nowak et al., 2021; Proffit WR & Fields HW, 2000; Suri & Taneja, 2008; Ülgen, 2001; Vandersea et al., 2007; Wang et al., 2006).

2.2.2 Transversal Üst Çene Yetersizliğinin Görülme Sıklığı

Helm (1968) tarafından Danimarka'da yapılan çalışmada 1700 çocuk hasta incelenmiş ve TÜÇY insidansı kızlarda %14,1, erkeklerde ise %9,4 olarak rapor edilmiştir. Kutin & Hawes, (1969) tarafından yapılan çalışmada 3-9 yaşları arasında olan 515 çocuk hasta incelenmiş ve TÜÇY insidansı %7,7 olarak bildirilmiştir. Thilander ve ark.'nın (1984) çalışmalarında, 4

yaşında olan 1046 çocuk hasta incelenmiş ve TÜÇY insidansı %9,6 olarak bildirilmiştir. Tausche ve ark.'nın (2007) çalışmalarında 6-8 yaşları arasında bulunan 1975 çocuk hasta incelenmiş ve TÜÇY insidansı %8,2 olarak bildirilmiştir. Da Silva Filho ve ark.'nın (2007) 3-6 yaşlar arasındaki 2016 çocuk hasta üzerinde yaptıkları çalışmada TÜÇY insidansı %20,81 olarak bildirilmiştir.

Ülkemizde yapılan çalışmalarda ise, Günhan ve ark.'nın (1988) İzmir'de yaptıkları çalışmada 958 çocuk hasta incelenmiş, TÜÇY insidansı %2,7 olarak bildirilmiştir. Başçiftçi ve ark.'nın (2002) Konya'da yaptıkları çalışmada 965 çocuk hasta incelenmiş ve TÜÇY insidansı %9,5 olarak bulunmuştur. Gelgör ve ark.'nın (2007), çalışmalarında 12-17 yaşları arasında olan 2329 çocuk hasta incelenmiş ve yine TÜÇY insidansı %9,5 olarak bildirilmiştir. Çelikoğlu ve ark.'nın (2010) Erzurum'da yaptıkları çalışmada 12- 25 yaş aralığındaki 1507 hastada üst çene darlığının görülme oranının %31 olduğu, ve olguların %16'sının tek taraflı olduğu belirtilmiştir. Nur ve ark.'nın (2014) yaş aralığı 8-17 olan 1023 kişide malokluzyon dağılımını araştıran çalışmalarında posterior çapraz kapanış oranı %21,1 (%15,3 tek, %5,8 çift taraflı) olarak bulunmuştur. Güngör ve ark.'nın (2016) Türkiye'deki üst çene darlığı oranını araştırdıkları bu çalışmada 4-25 yaş arası 1554 kişide darlık oranı %15,6 olarak bulunmuştur.

Literatür incelendiğinde, TÜÇY'nin görülme sıklığının yaklaşık %2,7-18,2 aralığında olduğu düşünülmektedir. (Da Silva Filho et al., 2007; Kutin & Hawes, 1969; W. Proffit et al., 1996; Sandikçioglu & Hazar, 1997; Tausche et al., 2004; Thilander et al., 1984; Vandersea et al., 2007).

2.2.3 Transversal Üst Çene Yetersizliği Teşhisi

Üst çenenin antero-posterior ve vertikal yetmezliklerinin aksine transvers üst çene yetersizliğinin teşhisi zor olması nedeniyle detaylı bir klinik değerlendirme, oklüzyonun değerlendirilmesi, model analizi ve radyografik değerlendirme gerekmektedir (Suri & Taneja, 2008).

Klinik muayenede; üst çenenin ve yüzün simetrisi, dental arkın formu ve bukkal karanlık koridorlar ile damak kubbesinin derinliği incelenmektedir. (Suri & Taneja, 2008). TÜÇY'nin teşhisinde en sık görülen klinik belirtiler; tek veya çift taraflı posterior çapraz kapanış, dişlerde

çapraşıklıklar, daralmış “V” şekilli üst dental ark formu, gülümseme esnasında genişlemiş bukkal karanlık koridorlar ve damak kubbesinin derinleşmesidir. (Barone et al., 2020; Gunbay et al., 2008; Khosravi et al., 2019; Möhlhenrich et al., 2017; Suri & Taneja, 2008).

Haas’a göre TÜÇY göreceli veya mutlak olabilmektedir (Haas, 1965). Bunun ayırımına varılabilmesi tanı modellerin değerlendirilmesiyle mümkün olabilmektedir. Hastalardan alınan ölçülerle oluşturulan tanı modelleri, Sınıf I ilişkiye getirildiğinde mutlak TÜÇY olguları posterior çapraz kapanış göstermektedir. Ayrıca, çapraz kapanışın klinik muayenede tespit edilemediği durumlarda da tanı modellerinin Sınıf I ilişkiye getirilmesi ile TÜÇY teşhis edilebilir. Göreceli maksiller yetersizliklere, TÜÇY gibi görüntü veren ve aslında üst çenenin normal boyutta olduğu alt çene prognati olguları örnek gösterilebilir. (J. D. Jacobs et al., 1980; Suri & Taneja, 2008). Teknolojinin ilerlemesiyle, klinik pratiğinde dijital modellerden de yararlanılmaktadır. Günümüzde ağız içi tarayıcılar kullanılarak elde edilen dijital modellerde, kesitler istenildiği şekilde oluşturulabildiğinden çapraz kapanışta olan dişlerin ilişkileri oldukça net görüntülenebilmektedir (Macchi et al., 2006; Redmond, 2001).

TÜÇY’nin radyografik değerlendirmesinde; Posterior-Anterior sefalometrik radyografiler ve bilgisayarlı tomografiler kullanılmaktadır (Lagravère et al., 2010; Suri & Taneja, 2008). Eskiden Postero-Anterior sefalometrik radyografilerin, TÜÇY’nin değerlendirilmesindeki en ideal ve güvenilir görüntüleme yöntemi olduğu düşünülürken; artık günümüzde bunun yerine kesitlerin detaylıca incelenebildiği konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) kullanılmaktadır (Betts et al., 1995; Lagravère et al., 2010; Macchi et al., 2006; Vandersea et al., 2007).

2.2.4 Transversal Üst Çene Yetersizliğinin Tedavi Yaklaşımları

Transversal üst çene yetersizliklerinin tedavisi hastanın yaşına bağlı olarak *Sutura Palatina Mediana*’nın direncine göre değişebilmektedir. Süt ve karışık dişlenme dönemi olan erken dönemde üst çene darlığı olguları hareketli apareylerle tedavi edilebilmektedir (Proffit WR & Fields HW, 2000). Yine erken dönemde zararlı alışkanlıkların varlığına bağlı TÜÇY başlangıcı olan olgularda, bu alışkanlıkların bırakılması mevcut durumun gelişmesini önleyebilirken; erken dönem aşıldığında birtakım girişimsel uygulamalar gerekmektedir (McNamara, 2000).

TÜÇY'nin girişimsel olarak tedavi edilmesi genellikle; ortodontik, ortopedik ve cerrahi tedavi olmak üzere üç grupta sınıflandırılmaktadır. Ortodontik tedavi, dişlerin akslarının değiştirilerek çapraz kapanışın düzenlendiği bir çeşit kamufraj tedavisi olarak gerçekleştirilmektedir. Ortodontik apaceylere; transpalatal ark, tel ve braketler ile çapraz elastikler örnek gösterilebilir (Reyneke & Conley, 2020).

Ortopedik genişletmeler; *Sutura Palatina Mediana*'nın açılma hızına göre yavaş, yarı-hızlı ve hızlı olarak yapılabilmektedir. Yavaş üst çene genişletmesinde, üst çeneye fizyolojik sınırlar içerisinde yaklaşık olarak ortodontik kuvvetlere yakın kuvvetler uygulanmaktadır. Haftada 2 mm'den az olacak şekilde genişletme yapılarak tedavi süresi 2 aydan uzun olacak şekilde ayarlanmaktadır. Yavaş üst çene genişletmesinde kullanılan apaceyler literatürde; Ni-Ti hafızalı apaceyler, mıknatıslı apaceyler, Coffin springler, W arklar, Quad-heliksler ve Minne apaceyleri olarak geçmekle birlikte günümüzde daha çok hareketli apaceyler kullanılmaktadır (Agarwal & Mathur, 2010; Hicks, 1978; W. R. Proffit et al., 2019; Zimring & Isaacson, 1965).

Yarı- hızlı üst çene genişletmesi, ilk olarak 1977 yılında 'Bioblock' apaceyi diye adlandırdığı vidalı müteharrik apacey kullanan Mew tarafından tanımlanmış ve haftada 1-1,5 mm olacak şekilde gerçekleştirilmiştir (Halıcıoğlu & Yavuz, 2011). Sandıkçioğlu ve Hazar (1997) tarafından karma dişlenme döneminde bulunan hastalar üzerinde gerçekleştirilen çalışmada, yavaş, yarı-hızlı ve hızlı maksiller genişletme uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda tüm parametrelerde HÜÇG daha önde bulunmuştur. İskeletsel maturasyona uğramamış genç bireylerde ortodontide en sık kullanılan ortopedik yöntem hızlı üst çene genişletmesidir. Erişkin bireylerde ise maturasyona bağlı olarak *Sutura Palatina Mediana* kapanması veya genişlemeye direnç göstermesi nedeniyle cerrahi destekli tedaviler endike olabilmektedir. Bunlar; Le Fort I osteotomilerini ve cerrahi destekli hızlı üst çene genişletmeyi (CDHÜÇG) içermektedir (Gorback & Infante, 1975; McNamara, 2000; Sant'Ana et al., 2016).

2.3 HIZLI ÜST ÇENE GENİŞLETMESİ

Hızlı üst çene genişletme tedavisinde ana prensip, sağ ile sol çene segmentleri arasındaki *Sutura Palatina Mediana*'da genişletme sağlanıp kemikte apozisyon oluşturacak fizyolojik sürecin başlatılarak dişsel ve iskeletsel deformitelerin düzeltilmesidir (Vandersea et al., 2007).

Transvers yönde dişlerin hareket edebildiği fizyolojik sınırları aşan ortopedik kuvvetlerin uygulanmasıyla periodontal ligamentte ve damakta gerilme oluşturulmaktadır. Oluşan gerilme sonucu dişlerin bukkal yönde hareketi ve suturada kemik apoziyonu elde edilmesiyle üst çene segmentlerinin arası açılmaktadır (Haas, 1970). Literatürde *Sutura Palatina Mediana*'nın yaklaşık olarak 16-35 yaş aralığında kapandığı bildirilmektedir (Suri & Taneja, 2008). HÜÇG, bu suturanın henüz açık olduğu genç erişkinlere uygulanabilmektedir (Bell & Epker, 1976; Vandersea et al., 2007). Literatürde HÜÇG apareyi aktivasyonu hakkında çeşitli görüşler olsa da HÜÇG vidası genellikle 2-3 hafta boyunca günde 0,5 mm genişletme olacak şekilde iki kez çevrilmektedir. Her tur suturayı 0,25 mm genişletmektedir. Genişletme aşaması sonrasında aparey pekiştirme amacıyla bir süre daha ağızda tutulmaktadır (Agarwal & Mathur, 2010; W. R. Proffit et al., 2019; Reyneke & Conley, 2020). HÜÇG'de vidaların birkaç kez çevrilmesiyle 9 kilografa ulaşan ortopedik kuvvetler elde edilebilmektedir. Genel olarak uygulanan kuvvet 3-20 Pound arasında olmaktadır (Almuzian et al., 2016; Haas, 1980; I. A. Isaacson RJ, 1964).

2.3.1 Hızlı Üst Çene Genişletmesi Endikasyonları ve Kontraendikasyonları

HÜÇG Endikasyonları

- a) Tek veya çift taraflı çapraz kapanış olgularında,
- b) Henüz iskeletsel maturasyona ulaşmamış olan 4 mm ve daha fazla mutlak transvers üst çene yetersizliklerinde veya transvers iskeletsel yetersizliği kamufle edici bukkal inklınasyona sahip büyük azı dişlerin olduğu göreceli transvers üst çene yetersizliklerinde,
- c) Dental ark boyutu uyumsuzluğunda ark boyutunun arttırılması gereken olgularda,
- d) Nazal solunumun yeterince yapılamadığı nazal darlık durumu varlığında direncin azaltılması gereken olgularda,
- e) Dudak- Damak yarığı olgularında,
- f) Karma dişlenmede yüz maskesi endikasyonu olan Sınıf III olgularında üst çeneyi kraniyofasiyal yapılardan serbestlemek ve suturalarda biyolojik aktiviteyi uyarmak istenen olgularda,

g) Sınıf II divizyon I maloklüzyonda veya Sınıf III maloklüzyonda üst çene geriliği ve çapraz kapanışı olan olgularda HÜÇG endikedir (Agarwal & Mathur, 2010; S. Bishara & Staley, 1987; Haas, 1980; Ülgen, 2001).

HÜÇG Kontraendikasyonları

- a) İskeletsel maturasyonu tamamlanmış hastalarda,
- b) Yalnızca tek dişte çapraz kapanış varlığında,
- c) Hastanın tedaviye kooperasyonunun olmadığı durumlarda,
- d) Dişlerin bukkalindeki kemik korteksinde resesyonların olduğu olgularda,
- e) Hastanın yüz profilinin konveks olduğunda,
- f) İskeletsel deformitelerin şiddetli olduğu olgularda,
- g) Ciddi sistemik hastalıklar varlığında,
- h) Apertognati olgularında HÜÇG kontraendikedir (Agarwal & Mathur, 2010; S. Bishara & Staley, 1987).

2.3.2 Hızlı Üst Çene Genişletmesi Etkileri

HÜÇG tedavisinin ana hedefi üst çene yetersizliğini düzeltmek olsa da üst çene, kraniyofasiyal bölgede birçok kemikle ilişkili olduğundan HÜÇG'nin etkileri yalnızca üst çene ile sınırlı değildir (N. Kilic et al., 2008).

2.3.2.1 Hızlı üst çene genişletmesi dişsel etkileri

HÜÇG'nin en belirgin dişsel etkilerinden biri, üst orta keser dişler arasında bir diastema oluşmasıdır. Orta keser dişler arasında, genişletme vidası açılarak elde edilen genişletmenin yaklaşık yarısı kadar bir açılma gözlenmektedir (Haas AJ, 1961). Wertz 1970 yılında yaptığı çalışmada orta keser dişler arasındaki açılmanın, transseptal liflerin elastisitesinden dolayı kapanabileceğinden ötürü Sutura Palatina Mediana'daki açılmanın belirtisi olarak

kullanılamayacağını bildirmiştir. HÜÇG gerçekleştirildikten sonra orta keser dişler arasında oluşan diastema sebebiyle dişlerin kuronları mesiale devrilmektedir (Haas, 1965). Diastema kapanırken dişlerin kökleri de mesiale dönerek başlangıç eğimlerini kazanmaktadırlar. Wertz, bu esnada orta keser dişlerin kaslar etkisiyle linguale doğru pozisyonlandığını ve bir miktar ekstrüze olduğunu bildirmiştir (Wertz, 1970). Hicks tarafından 1978 yılında yapılan çalışmada üst çene posterior dişler arasında 24°'ye varan bukkal tipping ve buna bağlı bir miktar ekstrüzyon görülebildiği bildirilmiştir. Üst çenede darlık bulunan olgularda alt çene dişleri kompanzasyon mekanizmasına uygun şekilde bukkale eğimlenmektedir. Haas (1961) tarafından yapılan çalışmada domuz çenelerine uygulanan HÜÇG sonrası alt dişlerin bukkal yönde devrildiği görülmüştür.

2.3.2.2 Hızlı üst çene genişletmesinin iskeletsel etkileri

Posterior dişlere kuvvetler hızlı uygulandığında, diş hareketinin oluşması için yeterli zaman olmadığından bu kuvvetler suturalara aktarılır. Aparey tarafından uygulanan kuvvet, ortodontik diş hareketi ve sutural direnç açısından gereken sınırı aştığı zaman dişler destek kemiğe doğru minimal hareket ederken, suturalar açılmaktadır. Aparey, periodontal ligamenti sıkıştırdıktan sonra alveoler direnci aşarak yavaşça *Sutura Palatina Mediana* ve diğer tüm üst çene suturalarında açılma meydana getirmektedir. Inoue, *Sutura Palatina Mediana*'da oluşan açılmanın her yerde aynı olmadığını ve orta keser dişler bölgesinde maksimum iken damağın arka kısmına doğru azalan üçgen formunda olduğunu belirtmiştir. Ön bölge incelendiğinde suturada üst aşağı yönde yine paralel olmayan bir açılma olduğu gözlenmiştir. Benzer şekilde Haas (1961) da *Sutura Palatina Mediana*'da oluşan açılmanın vertikal düzlemde tepesi nazal boşlukta bulunan üçgen şeklinde ve sagittal düzlemde ise paralel olduğunu bildirmiştir (S. Bishara & Staley, 1987; Haas, 1961, 1970; Wertz, 1970). Alveoler yüzeylerde kemik esnek olduğundan, HÜÇG sırasında uygulanan lateral kuvvetler karşısında erken bir bükülme gözlenmektedir ve ancak birkaç gün sonra bu durum normale dönmektedir (Isaacson RJ & Wood JL, 1964). Üst çenenin posterior bölgesi, zigomatik buttress ve pterygoid plaklarda oluşan direnç nedeniyle daha az genişlemektedir. Literatürde HÜÇG sonrasında alt çenede aşağı ve geriye doğru rotasyon olduğu konusunda da fikir birliği bulunmaktadır (S. Bishara & Staley, 1987; Haas, 1961).

İşeri ve ark. (1998), yaptıkları çalışmada hızlı maksiller genişletmenin etkilerini sonlu elman analizi ile incelemişler ve HÜÇG'nin *Sutura Palatina Mediana* ile birlikte tüm kraniofasiyal komplekse kuvvet uyguladığını belirtmişlerdir. Ayrıca genişlemenin en fazla dentoalveolar bölgede olduğunu, kraniofasiyal bölgelere doğru genişlemenin azaldığını da belirtmişlerdir. Çalışmada nazal kavitenin genişlediği de bulunmuştur. Çalışmada üst çenenin genişlemeye direnç gösteren apertura piriformis, zigomatik buttress ve sfenoid kemiğin pterygoid plakları bölgelerinde stres birikimi yüksek bulunmuştur.

Habersack ve ark.'nın (2007) yaptıkları çalışmada *Sutura Palatina Mediana*'da oluşan açılma bilgisayarlı tomografi ile değerlendirilmiş ve 10 yaşındaki hastada paralel açılma görülürken 16 yaşındaki hastada üçgen formunda açılma bildirilmiştir.

Ballanti ve ark.'nın (2010) yaptıkları çalışmada yaş ortalaması 11,2 olan hastalarda HÜÇG'nin etkileri bilgisayarlı tomografi ile değerlendirilmiş ve HÜÇG sonrası orta keser dişler arasında diastema oluştuğu, retansiyon döneminde tipping ile bu diastemanın kapandığı görülmüştür. Çalışmada nazal kavitede de genişleme görülmüştür. Bu çalışmada da *Sutura Palatina Mediana*'da oluşan açılmanın paralel olduğu bildirilmiştir.

Sicurezza ve ark.'nın (2011) yaptıkları çalışmada HÜÇG'nin orbitaya olan etkisi bilgisayarlı tomografi ile değerlendirilmiş ve yaş aralığı 8-11,4 olan hastalarda HÜÇG sonrası orbital hacimde artış bildirilmiştir.

2.3.3 Hızlı Üst Çene Genişletmesi Apareyleri

Hızlı üst çene genişletmesi için kullanılan apareyler; diş destekli apareyler, diş ve doku destekli apareyler, kemik destekli apareyler ile diş ve kemik destekli apareyler olmak üzere dört grupta sınıflandırılmaktadır (Agarwal & Mathur, 2010; Akin et al., 2016; Halıcıoğlu & Yavuz, 2011; Iseri & Ozsoy, 2004; Koudstaal et al., 2005; Lombardo et al., 2020; Nowak et al., 2021; Suri & Taneja, 2008; Szuhaneck et al., 2018).

Günümüzde en sık kullanılan hızlı üst çene genişletme apareyi, Biederman tarafından 1968 yılında geliştirilen ve üst birinci küçük azı ve birinci büyük azı dişlere yerleştirilen lehimli

bantlardan oluşan akriliksiz diş destekli bir aparey olan “*Hyrax*” tır (Biederman, 1968; Schuster et al., 2005).

2.3.3.1 Diş destekli hızlı üst çene genişletmesi apareyleri

Hyrax apareyi

İlk kez 1973 yılında Biederman tarafından kullanılan ‘Biederman expander’ olarak anılan aparey sonradan ‘*Hyrax*’ ismini almıştır. Hyrax apareyi, iki veya dört banttan oluşup bu bantların barlarla vidalı genişletici parçaya lehimlenmesiyle oluşan hijyenik bir apareydir (Şekil 2.1). İki bantlı olanda bantlar, en sık birinci azılar olmak üzere sağ ve sol üst çene segmentinden birer dişe bağlanırken; dört bantlı olanlar hem küçük azılara hem de büyük azılara bağlanmaktadır. Kolayca temizlenebilmesi, üretiminin kolay olması, hastanın konuşma fonksiyonunu kötü etkilememesi ve doku irritasyonu yapmaması avantajlarındandır (Biederman, 1973; Davidovitch et al., 2005).



Şekil 2.1: Hyrax Apareyi [https://www.researchgate.net/figure/A-Haas-type-expander-and-B-hyrax-type-expander-at-the-end-of-the-active-phase-of-RME_fig1_51616378 Erişim Tarihi: 06.07.2022]

Akrilik splintli HÜÇG apareyi

Hyrax apareyinin dezavantajlarını gidermek amacıyla bir modifikasyonu olarak 1973'te Cohen ve Silverman tarafından tasarlanan bu apareyde genişletici bölümden çıkan barlar, dişlere yerleşen bantların yerine arka grup dişleri oklüzalden saran akrilik bir splinte lehimlenmiştir. Bu tasarım dişleri oklüzalden örterek devrilmelere karşı koruduğundan özellikle arka grup dişlerde periodontal açıdan kötü dişlerin varlığında splint görevi gördüğü için önerilmektedir. Bantlı Hyrax'a göre daha fazla dişten destek aldığı için daha rijittir. Özellikle karma dişlenme döneminde retansiyon sağladığından avantajlıdır. Uygulanması bantlı Hyrax'a göre separasyon gerekmediğinden daha kolaydır ve posterior oklüzyonda vertikal boyutun korunması istenen durumlarda da daha avantajlıdır. Ayrıca posterior dişlerdeki çapraşıklıklar fazla olduğunda bantların yerleştirilmesi sorun olabilirken akrilik splintli HÜÇG apareyinde böyle bir problem oluşmamaktadır. Bu aparey literatürde “*Mc Namara Hyrax*” olarak da geçmektedir. Betts, aynı zamanda splint görevi gören bu apareyin TME rahatsızlıklarında semptomları azalttığını da bildirmiştir (Agarwal & Mathur, 2010; Akkaya et al., 1998; Başçiftçi & Karaman, 2002; Betts et al., 1995; Howe, 1982)



Şekil 2.2: Akrilik Splintli HÜÇG Apareyi [https://www.researchgate.net/figure/bonded-rapid-maxillary-expansion-screw-in-place_fig3_271257970 Erişim Tarihi: 28.10.2022]

2.3.3.2 Diş ve doku destekli hızlı üst çene genişletmesi apareyleri

Haas apareyi

Haas apareyi ilk olarak Dr.Andrew Haas tarafından 1961 yılında tanıtılmıştır. Bu aparey, daimi birinci küçük azılar veya süt birinci azı dişleri ile daimi birinci büyük azı dişlerine yerleştirilen bantlar içermektedir. Aparey, bu bantları birleştiren barlar ve genişletme vidasının yer aldığı damağa sağlı sollu oturan akrilikten yapılmış bir gövdeden oluşmaktadır. Yani bantlarla dişlerden destek alırken akrilik gövde ile dokudan destek almaktadır. Apareyin damağa yerleşen akrilik parçası sebebiyle hijyenik olmadığı düşünülmektedir. Hijyenik olmaması ve damak dokusunda irritasyona sebebiyet verebilmesi dezavantajlarından biridir. Haas, dokudan destek alarak dişler ve alveol üzerine kuvvetlerin eşit dağılımını sağlayan bu tasarımla dişlerde daha az devrilme kuvveti oluşacağını iddia etmiştir (Biederman, 1973; Davidovitch et al., 2005; Haas, 1961, 1980; McNamara Jr et al., 2010).

Modifiye rijit akrilik splintli HÜÇG apareyi

1997 yılında Memikoğlu ve İşeri tarafından geliştirilen ve Haas apareyinin bir modifikasyonu olan bu apareyde; posterior dişler ile damağı tamamen, anterior dişlerin ise palatinal yüzeylerini örten akrilik kısımlar ile hem dişlerden hem de palatal mukozadan destek alınmaktadır. Sınıf III olgularda apareyin anterior bölgesinde bulunan akrilik ile orta keser dişler arası diastemanın dudak basıncıyla kapanmasını engelleyerek overjetin korunmasına katkı sağlaması, periodontal olarak ankraj alınamayacak dişlerin varlığında splint benzeri etki oluşturarak ankraj sağlayabilmesi ve fazla sayıda dişten destek aldığı için kök rezorpsiyonu riskini azaltması bu apareylerin avantajlarından biridir. Dişleri kaplayan akrilik kısım vertikal boyutun korunmasına da yardımcı olmaktadır. Ayrıca dişlerin oklüzalinin akrilikle örtülü olması kontakları engellediğinden suturalarda açılmanın kolaylaşabileceği belirtilmiştir. Yine bu apareyin de klasik Haas apareyinde olduğu gibi hem doku hem diş destekli olmasından ötürü daha fazla iskeletsel etki oluşturacağı ve dişlerde tippingin azalacağı düşünülmüştür. Hijyen sağlamanın zorluğu ise apareyin dezavantajıdır (Memikoglu et al., 1999; Memikoglu & Iseri, 1997; Orhan et al., 2002, 2003).



Şekil 2.3: Modifiye Rijit Akrilik Splintli HÜÇG

Apareyi [Halicioğlu & Yavuz, 2011]

2.3.3.3 Kemik destekli hızlı üst çene genişletmesi apareyleri

Transversal üst çene yetersizliklerinin tedavisinde ortodontide geleneksel olarak kullanılan diş destekli apareylerin, dişlerde tipping oluşumu, iskeletsel relapsın fazla oluşu, bukkal kemikte ve köklerde rezorpsiyon gibi birtakım dezavantajları bulunmaktadır. Tüm bu dezavantajlardan kaçınmak ve ideal bir genişletme sağlayabilmek amacıyla kemik destekli genişletme apareyleri geliştirilmiştir. Bu apareyler, kuvveti mini implantlar veya metal onplantlar aracılığıyla direkt olarak üst çene kemiğine ve direnç merkezine yakın olarak ilettiğinden bu apareylerin daha paralel bir açılma sağlayacağı düşünülmektedir (M. J. Koudstaal et al., 2009; Lagravère et al., 2010; Mommaerts, 1999).

Kemik destekli apareylerin üst çene genişletmesinde kullanılması ilk olarak 1999 yılında Mommaerts tarafından öne sürülmüştür (Mommaerts, 1999). Mommaerts (1999), diş destekli apareylerde ankraj kaybı ve daha fazla iskeletsel nüks olduğunu öne sürerek transpalatal distraktörü geliştirmiştir. Koudstaal ve ark.'nın (2009) yaptıkları çalışmada kemik destekli apareylerin uzun dönemde nüks açısından diş destekli apareylerden farklı olmadığı bulunmuştur. Munoz-Pereira ile ark.'nın (2021) yaptıkları çalışmada ise kemik destekli apareylerin nüks oranı diş destekli apareylerden düşük bulunmuş ve bunun sebebinin kemik destekli apareylerin daha paralel kuvvetler uygulaması olabileceği bildirilmiştir.

Ciddi sistemik sağlık problemleri olan hastalarda enfeksiyon vb. risklerden dolayı ve damak kubbesi derinliği yeterli olmayan hastalarda aparey gevşeyeceğinden bu apareylerin kullanımı kontraendikedir. Kemik destekli apareylerde en sık görülen komplikasyonlar apareyle alakalı komplikasyonlar olarak bulunmuştur (M. Koudstaal et al., 2006; Munoz-Pereira et al., 2021).

Transpalatal distraktör, Rotterdam palatal distraktörü, mini implant destekli palatal distraktör ve Magdeburg palatal distraktörü kemik destekli apareylere örnektir (Gerlach & Zahl, 2005; M. Koudstaal et al., 2006; Mommaerts, 1999).



Şekil 2.4: Kemik Destekli HÜÇG Apareyi [<https://link.springer.com/article/10.1007/s00056-022-00375-w> Erişim Tarihi: 28.10.2022]

2.3.3.4 Diş ve kemik destekli hızlı üst çene genişletmesi apareyleri

Kemik destekli apareylerin geliştirilmesinden sonra enfeksiyon riskini minimize edebilmek için mini-implant destekli HÜÇG apareyleri geliştirilmiştir. Bu apareylere hibrit Hyrax da denilmektedir. Bu apareyler damağa yerleştirilen iki mini-implant ile genellikle daimi birinci büyük azılara yerleştirilen bantlardan oluşmaktadır. Ayrıca bantların yanında posterior dişlerden de barla destek alan modifikasyonları da bulunmaktadır. Literatürde, hakkında sınırlı sayıda çalışma olan hibrit apareylerle yapılan genişletmeler mini-implant destekli hızlı palatal genişletme (MARPE: Mini-implant Assisted Rapid Palatal Expansion) olarak da adlandırılabilir (M. J. Koudstaal et al., 2009; K. Lee et al., 2010; Mommaerts, 1999; W. R. Proffit et al., 2019).



Şekil 2.5: Hibrit Hyrax [https://www.researchgate.net/figure/a-Conventional-hyrax-expander-b-hybrid-hyrax-expander-anchored-on-two-mini-implants_fig1_311964118
Erişim Tarihi: 28.10.2022]

2.4 DİJİTAL ORTODONTİ

Bilgisayar ile görüntü elde etme sistemi fikri ilk olarak 1973 yılında François Duret tarafından ortaya atılmıştır. François Duret bu fikri ile ürettiği cihazın patentini 1984 yılında almış ve piyasaya sürmüştür (Duret & Termoz, 1987).

Ağız içi tarayıcı sistemini ilk geliştiren ise Dr. Werner Mörmann ve mühendis Marco Brandestini'dir. 1987 yılında geliştirilmiş bu ağız içi tarayıcı, CEREC sistemi adı altında Sirona Dental tarafından tanıtılmış ve ilk CAD-CAM sistemi olarak piyasaya sürülmüştür (Brandestini & Moermann, 1989).

Daha sonraları ışık tarayıcıları, lazerli tarama sistemleri, kesit tarama sistemleri, bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme, ultrason gibi tarama cihazlarının üretilmesi ile eş zamanlı olarak teknolojinin gelişimiyle oluşturulan görüntülerin donanımlı bilgisayar yazılımları ile harmanlanmasıyla dijital ortodontide çığır açılmıştır (Curry et al., 2001).

Günümüzde dijital ortodonti, klinisyenler tarafından giderek daha fazla kabul görmektedir.

2.4.1 Dijital Ortodontide Verilerin Toplanması

Dijital ortodontide dijital veriler, hasta ağzının üç boyutlu tarayıcılar ile taranmasıyla stereolitografik model oluşturularak elde edilir ve dijital sisteme kayıt edilir. Dijital sisteme kayıt prensibi, modellerin saklama ihtiyacını elimine ederek gerekli alan ihtiyacını azaltmakta ve ölçü sarf materyallerine gereksinim olmadığından maliyetleri de ciddi oranda indirmektedir. Ayrıca hastalara ait bilgilere ulaşımı da kolaylaştırmaktadır. Bunun yanı sıra ölçü alımı sırasında hasta uyumunun olmaması, ölçü distorsiyonuna bağlı netlikte bozulmalar olması ve benzeri problemleri bertaraf etmektedir (Quimby et al., 2004; Taneva et al., 2015).

Dijital görüntülemeadaki gelişmeler, çenelerin dental ark kayıtlarının elde edilmesinde modifikasyonlara olanak sağlamıştır. Dijital taramanın gerçeğe en yakın sonuçlar verdiği ve kullanımı kolay olduğu, hastalar için minimum rahatsızlığa neden olduğu, çapraz kontaminasyonu en aza indirdiği ve modelleri uzun süreli saklama seçeneği sağladığı bildirilmiştir (Aragon et al., 2016).

Dijital yazılımlarda meydana gelen gelişmeler, uygulanacak tedavinin hastanın ilk durumuna göre nasıl gerçekleşeceği ve nasıl sonuçlanacağı konusunda fikir vermeyi sağlamaktadır. Konvansiyonel yöntemlerde ise bu durum, laboratuvar aşamaları gerektirdiği için uygulamayı güçleştirmektedir (Taneva et al., 2015).

2012 yılından günümüze tanıtılan görüntüleme ve dijital model yazılım programları, geliştirildiği ilk andan beri yüksek çözünürlüklü bir tarama konforu sunmuş ve firmalar tarafından giderek geliştirilerek farklı çözünürlük ile hızlarda dijitalleştirebilme yeteneğine sahip tarayıcılar üretilmiştir. Üretilen tarayıcılar, hastalardan ölçü alınarak oluşturulan katı modellerin dijital dönüşümünü ve depolanmasını sağlamaktadır. Çeşitli firmalar tarafından tanıtılarak piyasaya sürülen dijital model yazılımları; diş hareketlerinin simülasyonu ve modellenmesi, dijital modellerin üretimi, ark şeklinin oluşturulması, overjet ve overbite ölçümleri, kesit alma ve oklüzyon muayenesi, 3 boyutlu baskı ve sefalometrik çakıştırmaların değerlendirilmesi gibi klinik pratiğinde birçok işlem için kullanılmaktadır. Dental yazılımların tarama ve tasarım sistemlerini bulundurmasının yanı sıra, bireysel klinik ve laboratuvar ihtiyaçlarını da karşılamayı hedefleyen türleri de bulunmaktadır (Taneva et al., 2015).

2.4.2 Dijital Ortodontide İş Akışı

Dijital iş akışının oluşturulması ilk olarak, transpalatal ark, lingual ark veya Hyrax gibi basit ortodontik apareylerin üretiminde gösterilmiştir (Graf et al., 2017; Tarraf & Ali, 2018).

Genel olarak ortodontide dijital iş akışı altı temel adımdan oluşmaktadır. Bu adımlar:

- i. Üretilmesi amaçlanan objenin 3 boyutlu modelinin dijital ortamda oluşturulması,
- ii. Model dosyasının dijital yazılım için uygun bir dosya formatına dönüştürülmesi,
- iii. Modelin dilimleme yazılımına aktararak katmanlara ayrılması ve kodlarının çıkartılması,
- iv. Elde edilen kodların 3 boyutlu yazıcıya aktarımı,
- v. Baskı işlemi için 3 boyutlu yazıcının hazırlanması ve baskılamanın başlatılıp fiziksel olarak objenin elde edilmesi,
- vi. Son olarak elde edilen objenin destek yapılarından temizlenmesi ve son işlem adımlarının uygulanmasıdır (Surmen, 2019).

2.4.3 Dijital Ortodontide CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM sistemlerinde ortodontik aparey üretimi, apareylerin bilgisayar destekli olarak tasarımı ve laboratuvarında üretim işlemlerinin beraber uygulanması ile oluşmaktadır (Boyd et al., 2000; L. Graber et al., 2016; Kravitz et al., 2009; Phan & Ling, 2007). Modeller dijital olarak tasarlandıktan sonra apareylerin üretimi, sistem üzerinden ortodontist onay verdikten sonra yapılmaktadır (Joffe, 2003; Wong, 2002).

CAD/CAM sistemleri 3 fonksiyonel komponent içermektedir (Strub et al., 2006; Tinschert et al., 2004):

A. Tarayıcı (Scanner): Sistemin verileri toplanır. Ağız içi tarayıcılar yardımıyla direk veya diğer unsurlar ile komşu dişler ve çevre dokulara ait veriler taranarak üç boyutlu modelleme yapılır. Taranan modeller genel olarak 3 boyutlu kayıt formatı olan “.stl veya .ply” formatlarında CAD sisteminde oluşturulmaktadır.

B. Dizayn Yazılım Sistemi (Software): Uygulama yapan kişinin CAD yazılımındaki unsurları kullanabilmesini ve farklı modifikasyonlar oluşturabilmesine olanak sağlamaktadır.

C. Üretim cihazı, Donanım (Hardware): Bilgisayar ile tasarlanan ürünün frezleme ve aşındırma makineleri ile üretilebildiği basamaktır. Üretilen materyalde son olarak uygulanacak cilalama ve düzeltme işlemleri teknisyen tarafından yapılmaktadır.

Günümüzde CAD/CAM sistemleri; eksiltmeli veya eklemeli (*subtractive ve additive*) olmak üzere iki farklı üretim mekanizmasıyla uygulanmaktadır. Üç boyutlu olarak tasarlanan modele katman katman materyal eklenmesi prensibiyle çalışan eklemeli üretim, ortodontik apareylerin, cerrahi şablonların ve dental protezlerin üretiminde kullanılmaktadır (Keating et al., 2008; Yao et al., 2020).

Eklemeli üretim prensibi ile çalışan Selektif Lazer Sinterleme yöntemi (SLS), toz halinde olan materyalin lazer kullanılarak bölgesel olarak eritilip daha sonra katmanlar halinde birleştirilerek üç boyutlu olarak üretilmesidir. SLS sisteminde makinede toz halinde olan materyal, ince ve düzgün bir tabaka olarak yayılmakta ve CAD verilerindeki ilgili yüzey üzerine lazer ışını aktarılmaktadır. Lazer ışınlarının yüzeye çarpmasıyla meydana gelen ısı, toz partiküllerini bölgesel bir şekilde eriterek partiküllerin kaynaşmalarını sağlamaktadır. İşlem katman üzerine katman prensibine göre çalışmaktadır. SLS teknolojisiyle metal tozlarından direkt fonksiyonel bir parça üretilmesine ise Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS) denmektedir. DMLS sisteminde erime dereceleri farklı olan metal tozlarının karışımı kullanılmaktadır. Düşük erime derecesinde olan metal bağlayıcı olarak kullanılmaktadır. Böylece yüksek yoğunlukta ve daha

nitelikli mekanik özelliklere sahip metal parça üretilebilmektedir (Chua et al., 2010; Kruth et al., 2005, 2007; Santos et al., 2006).

Ortodontide dijital olarak üretilen ilk aparey çalışmalarını Simon Graf ve arkadaşları 2017 yılında yapmışlardır (Graf et al., 2017).

Apareylerin üretimi için gerekli olan lazer çıktı makinalarının teknolojiye yaşanan gelişmelerle kullanımları artmaktadır. Graf ve ark'nın (2018) çalışmasında üretilen aparey için kullandıkları lazer eritme cihazı 9x9x8 cm 110W lazer ile en küçük eritme hacmine sahiptir. Apareylerin üretimi için gereken sürenin azaltılması için ise daha büyük lazer ışını hacmine sahip daha büyük bir makine, tek bir lazer yerine çift lazer kullanımı ve daha yüksek güce sahip bir makine kullanımı önerilmektedir.

Lazer eritme cihazlarının sinterleme cihazlarına göre başlıca avantajı, sinterleme cihazlarında destekleyici malzemenin yapının kendisinden ayrılırken hesaplanması gereken büzülme yüzdesinin hesaplanmasına gerek olmaması olduğu vurgulanmıştır. Lazer eritme cihazları ile elde edilen temel yapı, olması gereken doğru şekle ve boyuta sahiptir (Graf et al., 2018).

3D metal baskı işlemi 2 aşamadan oluşmaktadır. Başlangıçta, kullanılacak metal tozu 25 mm'lik bir tabaka halinde yayılır (metal alaşımlı tozun tane boyutuna bağlı olarak) ve katı bir yapı oluşturmak için gerekli noktalarda lazerle eritilir (Graf et al., 2018).

Apareyin oluşturulma sürecinde biriken ısıdan korunması ve deforme olmasını engelleyen destekleme çubukları kullanılır. Kesin yapıştırma yerleri, o bölgenin hassasiyetini baltalayacağından, oluşturma sürecinden gelen destek çubukları ile kapatılmamalıdır. Çubuğun tasarımı, küçük haçlar veya cihaza bağlı ince katı veya içi boş sütunlardan oluşacak şekilde değiştirilebilir. Bu sayede cilalama öncesi üretimden sonra kolayca çıkarılabilirler (Graf et al., 2018).

İkinci aşama (homojenizasyon), ergimemiş tozun uzaklaştırılmasından sonra, sinterleme işleminin kendisi ve konstrüksiyondaki erimiş noktalardan birikmiş gerilmelerin uzaklaştırılmasıdır. Sinterleme işlemi için oluşturma platformu 1150 °C'ye ısıtılır ve bu sıcaklıkta 1 saat tutulur. Isıtma ve soğutma dahil toplam süre yaklaşık 5 saattir.

Daha sonra, destek çubuklarına sahip apareyin oluşturma platformundan çıkarılması gerekir ve tüm cihazın cilalanması gerekir. Polisaj işleminden sonra hazırlanan alana yerleştirilmesi gereken genişletme vidası lazerle lehimlenir (Graf et al., 2018).

2.5 GERİLME ANALİZ METOTLARI

Gerilme analizi, yük altında olan cisimlerin davranışını ölçen bir yöntemdir. Ağız içinde kullanılan birçok ortodontik materyal çiğneme, konuşma vb oral biyomekaniklerle stres altında kalarak fiziksel değişikliğe uğramakta ve dayanımları azalmaktadır. Bu materyallerin uyumunun arttırılması ve geliştirilebilmesi için gerilme analizi yöntemleri diş hekimliğinde de kullanılmaktadır (Taşkınsel & Gümüş, 2014).

HÜÇG sonrası dişlerde ve dokularda oluşan stresleri ölçebilen çeşitli gerilme analiz metotları bulunmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan gerilme analiz metotları; lazerle gerilme analizi, fotoelastik gerilme analizi, kırılğan vernikle gerilme analizi, termografik gerilme analizi, gerilim ölçerli gerilme analizi, radyotelemetrik gerilme analizi ve sonlu elemanlar analizi olarak sınıflandırılmaktadır. Lazerle gerilme analizi metodunda; modele lazer ışını yansıtıldıktan sonra holografik filmde modelin hareketiyle oluşan stresler ışın saçakları olarak ölçülmektedir. Fotoelastik gerilme analizi metodunda; saydam özellikteki malzemeden yapılmış modele beyaz ışık yollar ve ışığın kırılmasına göre stresler ölçülmektedir. Kırılğan vernikle gerilme analizi metodunda; vernikle kaplı modele gelen kuvvetler sonucu verniğin çatladığı noktalarda stresler ölçülmektedir. Termografik gerilme analizi metodu; devamlı kuvvet gelen modelde oluşacak streslerin ısısal gerilmelerle orantılı olduğu görüşüne dayanmaktadır. Gerilimölçerli gerilme analizi metodunda; bir gerilim ölçer cihazı ile kuvvetler sonrası meydana gelen stresler ölçülmektedir. Radyotelemetrik gerilme analiz metodunda ise; yine bir gerilim ölçer cihazıyla ölçülen stresler radyotelemetri frekansları ile ifade edilmektedir (Adiguzel, 2010; M. A. Gungor et al., 2005; Serhat Ramoğlu & Ozan, 2014; M. Ulusoy & Aydın, 2010).

2.6 SONLU ELEMANLAR ANALİZİ

İlk kez 1950’li yıllarda Turner ve arkadaşları tarafından mühendislik bilimlerinde kullanılan sonlu elemanlar analizi (SEA), problemlerin karmaşıktan basite indirgenerek bilgisayar ortamında çözülmesini sağlayan matematiksel bir stres analiz yöntemidir. Etik açıdan hasta üzerinde denenemeyecek ancak hastanın sağlığına katkıda bulunacak çalışmaların SEA’nın oluşturulan gerçeğe uygun sanal modellerde rahatlıkla sonuca ulaşabilmesi avantajı sebebiyle günümüzde tıpta da kullanımı yaygınlaşmıştır. SEA’da çözülmesi istenen problem, sonlu eleman olarak nitelendirilen alt birimlere indirgenmektedir. Daha basit birimlere ayrılan problem bu şekilde parçadan bütüne çözülerek problemin sonucuna ulaşılmaktadır. Sonlu elemanlar birbirlerine düğümler ile bağlanmaktadır. SEA yönteminde esas olarak düğüm bölgelerinde oluşan stresler ölçülmektedir ve belirlenen sınır koşulları içerisinde karşılaştırmalar yapılarak anlamlı sonuçlar elde edilmektedir. Analizin hassasiyeti ve sonucun doğruluğu sonlu eleman sayısı arttırılarak sağlanmaktadır (Adiguzel, 2010; de Sousa Araugio et al., 2013; Geng et al., 2001; Moaveni, 2001; S Ramoğlu & Ozan, 2014).

2.6.1 Sonlu Elemanlar Analizinin Avantaj ve Dezavantajları

Sonlu elemanlar analizinin avantajları; girişimsel bir uygulama olmaması, gerçeğe çok benzer şekilde sanal modeller elde edilebilmesi, karmaşık problemlerin başarıyla çözümlenebilmesi, sınır koşullarının istenildiği gibi belirlenebilmesi, etik açıdan onay alınamayacak çalışmaların yapılabilmesine olanak vermesi, sanal modellerin defalarca kullanılabilmesi, pratik olması ve streslerin hassas olarak ölçümüne olanak sağlamasıdır. Sonlu elemanlar analizinin dezavantajları ise; teknolojik olarak gelişmiş sistemlere sahip olmanın gerekmesi, programların maliyetli olması, verilerin girişinde dikkat gerektirmesi, yanlış veri ve materyal özelliği girişinde sonuçlarda hatalar oluşması ve analizin zaman almasıdır (de Sousa Araugio et al., 2013; Meijer et al., 1993; S Ramoğlu & Ozan, 2014; Soares et al., 2012).

2.6.2 Sonlu Elemanlar Analizinin Basamakları

Sonlu elemanlar analizi esas olarak üç aşamada gerçekleşmektedir. İlk olarak gerçekleşen ön işlemci aşamasında, problem geometrik olarak belirlendikten sonra sanal modelleme gerçekleştirilmektedir. Elemanlar, düğüm noktaları ve ağ örgüleri oluşturulduktan sonra materyallerin önemli özellikleri sisteme girilerek analiz aşamasına geçilmektedir. İkinci olarak gerçekleştirilen çözümleme aşamasında, sınır koşulları belirlendikten sonra sonlu eleman birimleri arasında oluşan denklemler çözümlenmektedir. Son işleme evresinde ise von Mises stress değerleri elde edilmektedir ve streslerin değer aralıkları renklerle kodlanmaktadır. Çeşitli renkli görsel ve tablolar bu aşamada elde edilmektedir (S Ramoğlu & Ozan, 2014; Soares et al., 2012).

2.6.3 Sonlu Elemanlar Analizinin Mekanik Terimleri

SEA'nın içerdiği mekanik terimler şunlardır:

2.6.3.1 Eleman ve rijit eleman

SEA'da problemin en küçük birimlerine eleman denilmektedir. Rijit eleman ise düğümler arasında yapısal olarak değişmeden aradaki mesafeyi sabit tutan elemanlardır (Hughes, 1987; Moaveni, 2001).

2.6.3.2 Düğüm

SEA'da elemanların birleştiği noktalara düğüm denmektedir (Hughes, 1987; Moaveni, 2001).

2.6.3.3 Homojen, ortotropik ve izotropik cisim

Elastik özellikleri her bölgesinde aynı olan cisimlere homojen cisimler denmektedir. Farklı doğrultulardan gelen kuvvetlere karşı, benzer elastik özellik gösteren cisimlere izotropik cisimler denirken farklı elastik özellik gösteren cisimlere ortotropik cisimler denmektedir (Fung, 2013).

2.6.3.4 Kuvvet

SEA’da kuvvetler; cisimleri ayıran çekme kuvvetleri, cisimleri yaklaştıran basma kuvvetleri ve cisimlerin birbiri üzerinden kaymasını sağlayan makaslama kuvvetleri olarak sınıflandırılmaktadır. “F” ile ifade edilen kuvvetin birimi Newton (N)’dur (M. A. Gungor et al., 2005).

2.6.3.5 Elastik sınır

Cisimde plastik deformasyon gelişmeden cismin dayanabileceği maksimum gerilmeyi ifade etmektedir (Kutz, 1998).

2.6.3.6 Bükülme

Kuvvetlerin cisme etki etmesi sonucunda cismin bir eksen boyunca şekil değiştirmesine denmektedir (Hughes, 1987).

2.6.3.7 Deformasyon

Cisme etkiyen kuvvetler sonucunda cisimde elastik ya da plastik olarak bir değişiklik oluşmasına deformasyon denmektedir (Marghitu, 2001).

2.6.3.8 Gerilme

Cisimlere gelen kuvvetler sonucunda cisimlerde oluşan strese gerilme denmektedir. Gerilme, cisme uygulanan kuvvete ters yöndedir. “ σ ” sembolü ile ifade edilmektedir. Gerilme birimi Paskal’dır (Pa). Gerilmeler, çekme, basma ve makaslama gerilimi olmak üzere üçe ayrılmaktadır (McCabe, 1999).

2.6.3.9 von Mises gerilmesi (von Mises stress)

Von Mises ve ark.’ları tarafından tanımlanmış olan von Mises gerilmesi (VM), cisimde kalıcı deformasyonun başladığı noktayı ifade etmektedir. Biçim değiştirme enerjisi de denebilmektedir. VM’nin birimi Paskal’dır (İnan, 1984).

2.6.3.10 Asal gerilme (principal stress)

Gerilmelerin yalnızca dik yönde basma ve çekme gerilimi olarak etki ettiği ve makaslama gerilimlerinin olmadığı gerilimlerdir. Cisimlerin kırılma dayanımını ifade etmektedir. Minimum, maksimum ve ara asal gerilmeler olmak üzere üç tiptir (İnan, 1984; Kutz, 1998; Marghitu, 2001).

2.6.3.11 Yorulma direnci (yield stress)

Yorulma direnci, bir cismin maksimum esneme derecesidir. Diğer bir deyişle, yorulma direnci aşıldığında cisimde plastik deformasyon başlamaktadır (Fung, 2013; M. A. Gungor et al., 2005).

2.6.3.12 Gerinim (strain)

Bir cisme gelen gerilmeler sonucunda cismin uğradığı deformasyona gerinim denmektedir. Cisimdeki gerinim yüzde ile ifade edilmektedir (Adiguzel, 2010; Fung, 2013; M. A. Gungor et al., 2005).

2.6.3.13 Hook kanunu

Bir cisme gelen gerilmelerle cisimde meydana gelecek deformasyonların doğru orantılı olduğunu savunan kanundur. Hook eğrisi, gelen kuvvet sonucunda oluşacak deformasyon büyüklüğünü öngörmeye yaramaktadır. Kuvvetin yönüne göre pozitif veya negatif olabilmektedir (Rho et al., 1993).

2.6.3.14 Poisson oranı

Basma ve çekme kuvvetleri ile cismin enindeki boyut değişiminin, boyundaki değişime oranına “Poisson oranı” denmektedir. Ayırt edici bir özellik olan bu oranın bir birimi yoktur (M. A. Gungor et al., 2005).

2.6.3.15 Elastikiyet modülü (young module)

Bir cisme gelen kuvvetler ortadan kalktıktan sonra cismin ilk haline dönebilme yeteneğine elastikiyet modülü (young modülü) denmektedir. “E” ile ifade edilmektedir. Young modülü de ayırt edici bir özelliktir. Young modülü aynı zamanda cisme gelen gerilimin cisimde oluşturduğu gerinime oranıdır. Birimi Paskal’dır (Guru & Yalcin, 2006; Van Eijden, 2000).

2.6.3.16 Sınır koşulları

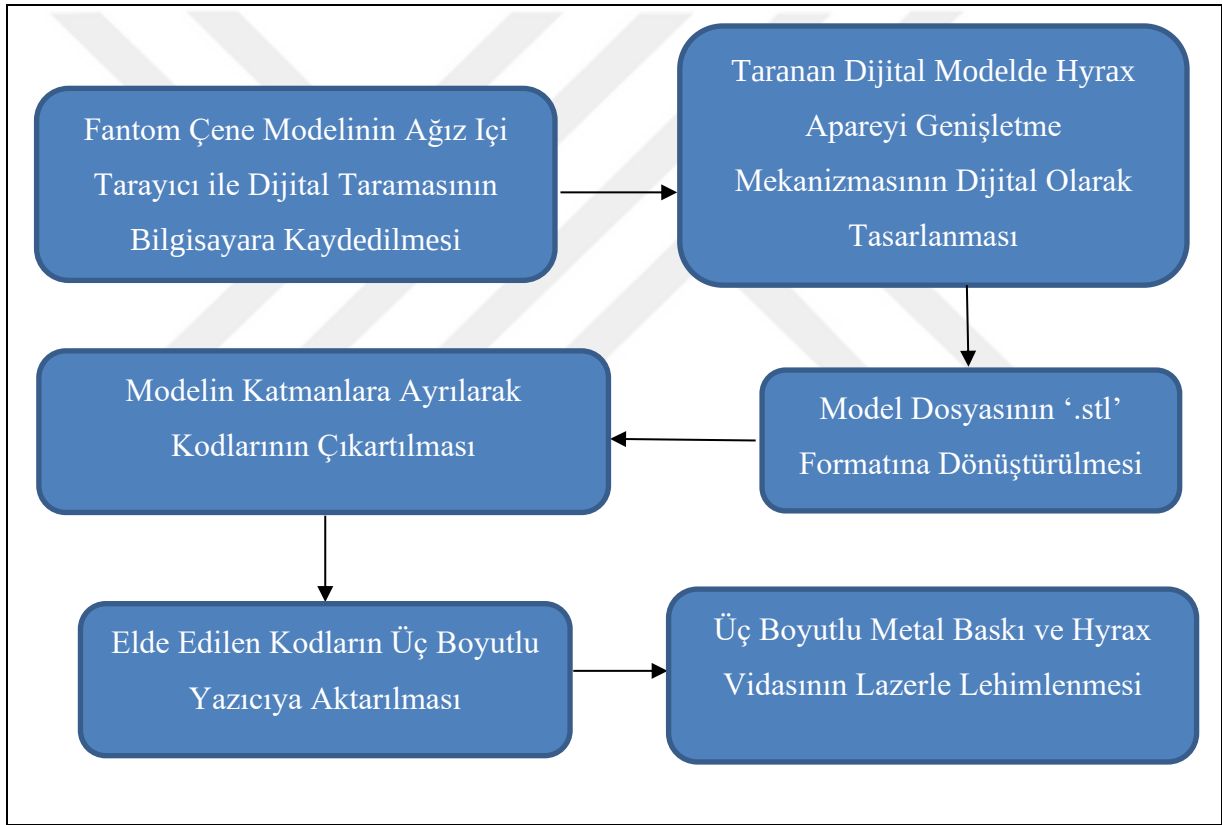
Bir cisimde kuvvetler etkimesi sonucunda oluşacak gerilmelerin ve yer değiştirmelerinin sınırını belirtmektedir. Sınır koşulları, cisme gelen kuvvetlerin uygulanacağı yerleri ve bu kuvvetlerin etkimesiyle streslerin oluşup gösterilebilmesi için cismin sabit kabul edildiği bölgeleri içerir (Kutz, 1998; Marghitu, 2001; Moaveni, 2001).



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, sanal bir model üzerinde dijital olarak tasarlanan Hyrax apareyi 3 farklı metal alaşımı kullanılarak dijital ortamda üretilmiş aparey üzerinde gerçek vida aktivasyonu simüle edilerek ilk 2 tur vida açılımı ile 20 tur vida açılımı sonrasında oluşan stresler ve yer değiştirmeler sonlu elemanlar analiziyle ve doğrusal olmayan yöntem metodu ile ölçülmüştür.

Bu çalışmanın iş akışı Şekil 3.1’de gösterilmektedir.



Şekil 3.1: Çalışmanın Dijital İş Akış Şeması

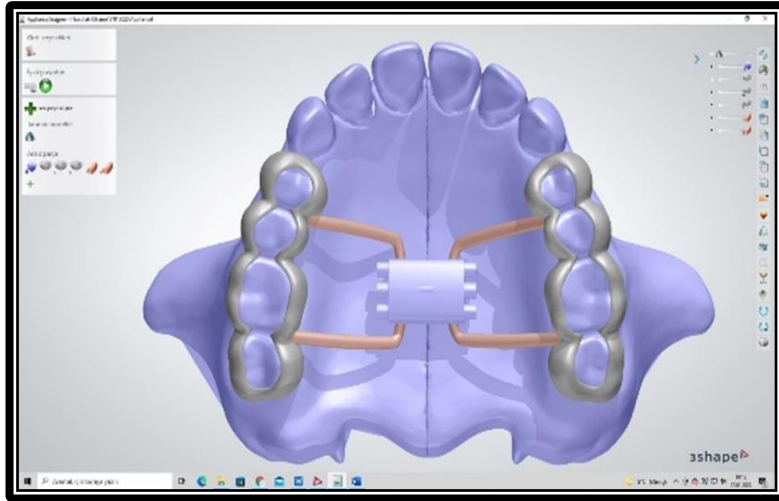
3.1 DİJİTAL ORTAMDA SANAL MODELİN OLUŞTURULMASI

Bu çalışmada kullanılan sanal model, fantom bir yapay üst çene modelinin (Şekil 3.1) üç boyutlu tarayıcı 3Shape Trios 3 versiyonuyla (Kopenhag, Danimarka) taranarak dijital ortama aktarılması ile elde edilmiştir. “.stl” formatına dönüştürülen model OrthoAnalyzer (3Shape, Kopenhag, Danimarka) programında artefaktlarından temizlenmiştir. Artefaktlarından

temizlenen sanal modelin yüzeyi 3Shape programı ile pürüzsüzleştirilerek daha düzgün bir yüzey elde edilmesi ve ağ örgüsü atılması esnasında problem olmaması sağlanmıştır. 3Shape programında oluşturulan ‘.stl’ formatındaki model ANSYS Workbench (19.2, ANSYS Inc. Houston, PA, USA) programına aktarılarak analize hazır katı bir model haline getirilmiştir (Şekil 3.2).



Şekil 3.2: Çalışmamızda Kullanılan Fantom Çene Modeli



Şekil 3.3: Hyrax Apereyinin Tasarımının ve Transversal Vidanın Konumlandırılmasının Dijital Olarak Gerçekleştirilmesi

3.2 DİJİTAL ORTAMDA APAREYLERİN TASARLANMASI

HÜÇĞ apareyi olan Hyrax apareyi, örnek bir apareyin şekli ve orijinal boyutları referans alınarak dijital ortamda model OrthoAnalyzer (3Shape, Kopenhag, Danimarka) programı ile tasarlanmıştır. Oluşturulan üç farklı tipteki apareylerin malzeme özelliklerinin sisteme tanıtılması gerekmektedir. Tasarlanan Hyrax apareyinin SEA ile stres değerleri ölçülecek materyal tiplerinin ve kemik ile periodontal ligamentin malzeme özellikleri olan young modülleri ve poisson oranları Tablo 3.1’de verilmiştir (H. Lee et al., 2014; Peterson et al., 2006; Peterson & Dechow, 2003).

Tablo 3.1: Materyallerin Young Modülü ve Poisson Oranları

Materyal	Young Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Paslanmaz Çelik	193,000	0,35
Krom-Kobalt	200,000	0,29
Titanyum	110,000	0,3
Maksiller Kemik	Ex:12000	0,18
	Ey:11640	0,40
	Ez:15600	0,30
Periodontal Ligament	50	0,49

Ortodontistin talimatlarından sonra Hyrax, laboratuvar teknisyeni tarafından OrthoAnalyzer yazılımı kullanılarak tasarlanmıştır. Tamamen dijital bir prosedür elde etmek için geleneksel molar bantların yerini baskılı tokalar almak zorundadır; tokalar, molarların etrafını saracak ve palatal tarafta 1. premoları kapsayacak şekilde modellenmiştir (Şekil 3.2). Dişleri kaplayan yüzeyler, apareyin tutunmasını iyileştirmek için mümkün olduğunca geniş tasarlanmıştır.

Öte yandan, apareyin debonding sırasında çıkarılmasını kolaylaştırmak için molar kroşe seviyesinde daha ince kesitli bazı alanlar tasarlanmıştır. Yapıştırma boşluğu 0,05 mm olacak şekilde planlanmıştır. Henüz baskı ile bir genleşme vidası üretilemediğinden, 10 mm kendinden kilitli vida (Forestadent, Pforzheim, Almanya; 0,9 mm, tam dönüş) mekanizmasının taranmış stereolitografik dosyaları dijitalleştirilmiş ve bu 1,2 mm çapındaki dijital vida, tasarlanmış kollara mümkün olan en geniş kaynak alanı ile yerleştirilmiştir.

Bu noktadan sonra dijital tasarım, apareyin temel yapısını oluşturan, diş protezlerinin imalatında yaygın olarak kullanılan paslanmaz çelik ve Scheftner Co-Cr ve Scheftner Ti metal alaşımı ile (Scheftner, Mainz, Almanya) lazer eritme makinesine gönderilmiştir (Concept Laser, Lichtenfels, Almanya) (Şekil 3.3) (Wataha & Messer, 2004). Apareylerin tasarımının, aktivasyon aşamasında üretilen kuvvetlere dayanacak kadar güçlü olup olmadığını test etmek için, stl formatındaki dijital aparey modelleri ANSYS Workbench (19.2, ANSYS Inc. Houston, PA, USA) yazılımı kullanılarak klinikteki gibi aktivasyon adımları simüle edilmiştir.



(a)

Şekil 3.4: Üretilmiş Hyrax Apareyinin Görünümü

(a)Transversal Vidanın Lazerle Lehimlenmesi Öncesindeki Görünüm,(b)

Cilalama İşlemi öncesindeki Görünüm, (c) Cilalama İşlemi Sonrasındaki Görünüm (c)(devam)



(b)



(c)

Şekil 3.4: Üretilmiş Hyrax Apareyinin Görünümü (a) Transversal Vidanın Lazerle Lehimlenmesi Öncesindeki Görünüm, (b) Cilalama İşlemi öncesindeki Görünüm, (c) Cilalama İşlemi Sonrasındaki Görünüm (Destek Parçalardan Ayrılmış Olduğuna Dikkat Ediniz)

3.3 ÇALIŞMANIN İÇERİĞİ

Bu çalışmada paslanmaz çelik, krom-kobalt (Cr-Co) ve titanyum (Ti) olmak üzere üç farklı materyalden oluşturulan Hyrax, ANSYS Workbench (19.2, ANSYS Inc. Houston, PA, USA) programı ile tasarlanarak klinik pratiğinde uygulandığı gibi günde 0,5 mm (2 tur) vida çevrildiği düşünülerek toplamda 5 mm (20 tur) genişletme oluşacak şekilde 10 günlük bir vida çevirme protokolü simüle edilmiştir. Bu üç farklı aparey materyalini içeren üç farklı model oluşturulmuştur. SEA analizi ile klinik pratiğindeki ilk vida aktivasyonunu temsil eden ilk gün 2 tur çevrilerek elde edilen 0,5 mm'lik genişlemede apareylerde oluşan gerilme değerleri ve yer değiştirmeler ile 20 tur çevirme sonucunda 5mm'lik genişletme elde edildiğinde apareylerde ve modellerde oluşan gerilme değerleri ve yer değiştirmeler hesaplanmıştır. Çalışmamızın apareyleri Tablo 3.2'de ve çalışma modelleri Tablo 3.3'te verilmiştir.

Tablo 3.2: Çalışmada Kullanılan HÜÇG Apareyleri

Aparey 1: Paslanmaz çelikten üretilen sanal Hyrax apareyi
Aparey 2: Krom-kobalt alaşımdan üretilen sanal Hyrax apareyi
Aparey 3: Titanyumdan üretilen sanal Hyrax apareyi

Tablo 3.3: Çalışma Modelleri

Model 1: Paslanmaz çelikten üretilen Hyrax apareyi kullanılan sanal model
Model 2: Krom-kobalt alaşımdan üretilen Hyrax apareyi kullanılan sanal model
Model 3: Titanyumdan üretilen Hyrax apareyi kullanılan sanal model

3.4 SINIR KOŞULLARININ BELİRLENMESİ

Cisme kuvvetler etkimesi sonucunda oluşan streslerin ve yer değiştirmelerinin sınırını belirten sınır koşulu, çalışmamızda *Foramen Magnum* noktasındaki tüm düğümler hareket etmeyecek

şekilde sabitlenerek oluşturulmuştur (Gautam et al., 2007). 0,2 mm kalınlığındaki periodontal ligament (PDL) offset komutu yardımıyla modellenmiştir (H. Lee et al., 2014).

Yer değiştirme hareketi genişletme apareyinin mini vidaları ile maksillaya iletilmiştir ve tüm modellerde genişletme vidası 0,5 mm aktive edilmiştir. Simetrik SEA modelinde 5 mm'lik harekete karşılık gelen z ekseninde enine yer değiştirme elde edilmiştir.

Aparey modeli ile dişler arasında ve diş, pdl, kemik arasında bağlı temas tanımlanmıştır. Tüm modellerde sağ ve sol yarım çene olmak üzere iki parçaya ayrılan maksiller yüzeyler arasında sürtünmesiz bir temas tanımlanmıştır.

Analizde doğrusal olmayan (*nonlinear*) çözüm yöntemi kullanılmıştır. Büyük yer değiştirme, sınır şartları ve malzeme teoreminde doğrusal olmayan yöntem dikkate alınmıştır.

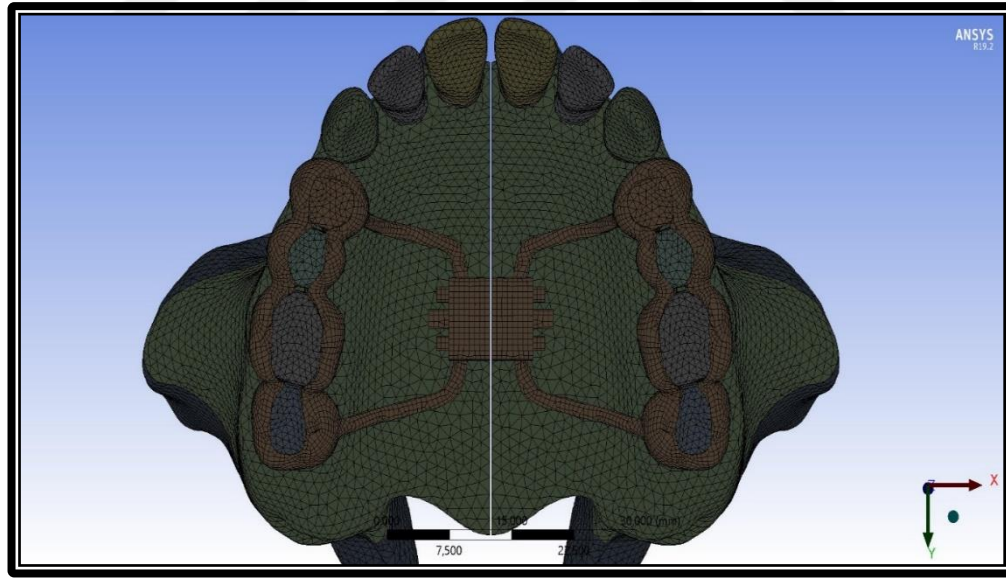
3.5 SONLU ELEMENLAR ANALİZİNİN GERÇEKLEŞTİRİLMESİ

OrthoAnalyzer (3Shape, Kopenhag, Danimarka) programında tasarlanan Hyrax apareyli model materyallerin biyomekanik özellikleri girilerek üç farklı model oluşturmak üzere ANSYS Workbench (19.2, ANSYS Inc. Houston, PA, USA) programına aktarılmıştır. Sonlu elemanlar analizinin uygulanabilmesi için materyallerin malzeme özellikleri programa girildikten sonra ağ örgüsü atılımı gerçekleştirilmiştir.

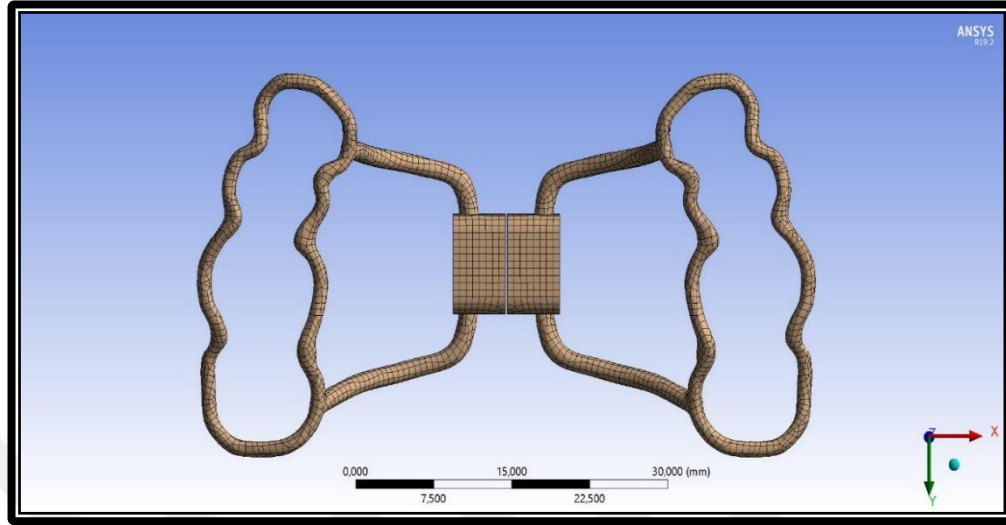
Kafatası kemikleri 3 mm, üst çene 1,4 mm, dişler 1 mm, pdl 0,8 mm ağ boyutuna ve ikinci dereceden dört yüzlü elemanlara bölünmüştür. Genişletme apareyi ise 0,6 mm ağ boyutuna ikinci dereceden altı yüzlü elemanlara bölünmüştür. Toplam model 473975 düğüm ve 282097 elemana ve genişletme apareyi 55496 düğüm ve 19839 elemana bölünmüştür. Tüm modellerde düğüm ve eleman sayısı benzerdir. Çalışmada çözümün doğruluğu için incelenen bölge olan genişletme apareyinde ağ yakınsaması testi yapılmıştır ve gerilme değerlerinde değişim olmayan ideal ağ boyutu olarak 0,6 mm seçilmiştir.

Çene modelinin ve apareylerin ağ örgüsü atılmış halleri Şekil 3.5-8'de verilmiştir. Ağ örgüsü atılan her model ANSYS programında analize girilerek apareylerde oluşan stresler von Mises

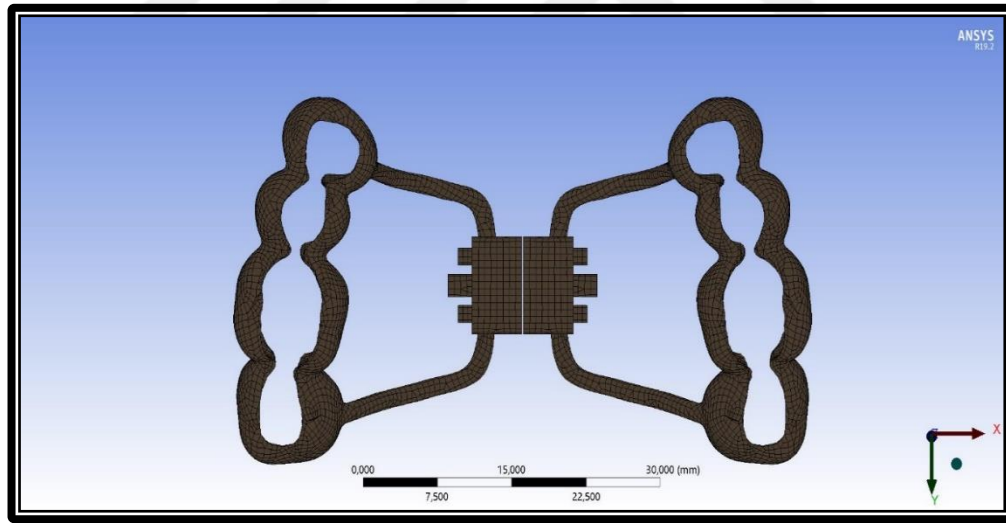
stres değerleriyle ölçölmüştür. Apareylerde oluşın stresler büyüklüğüne göre çeşitli renklerle kodlanmıştır. Renkler programda analizin sonuçlarını görselleştirmek için istenen şekilde seçilebilmektedir. Renk kodları ölçeğinin en altındaki renk kodu ve çalışmamızda lacivert olarak seçtiğimiz renk stresin en az oluştuğu yerleri göstermekteyken; ölçekte en yukarıda yer alan ve çalışmamızda kırmızı olarak seçtiğimiz renk stresin en fazla oluştuğu yerleri göstermektedir. Ölçekte maksimum ve minimum stres değerleri arasında renklerin gösterdiği stres değer aralıkları da görölebilmektedir. Böylece analiz sonuçlarına bakıldığında modellerde ve apareylerde oluşın streslerin hangi bölgelerde yoğunlaştığı rahatlıkla ayırt edilebilmektedir. Bu çalışmada ANSYS programından elde edilen veriler ışığında Hyrax apareyinin hangi materyalden elde edildiğinde streslere ve yer değiştirmelere karşı daha dirençli olacağı değerlendirilmiştir.



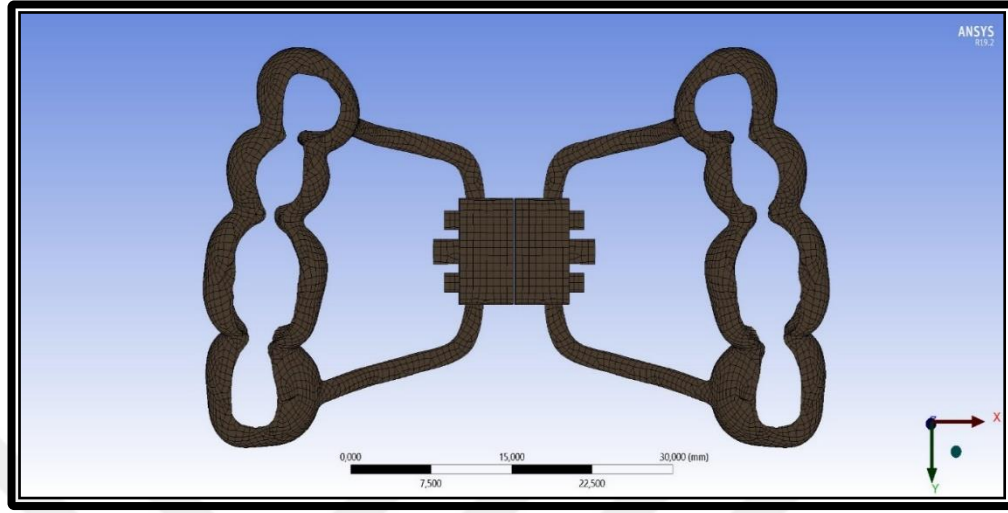
Şekil 3.5: Çalışma Modelinin ANSYS Programında Ağ Örgüsü Atılmış Hali



Şekil 3.6: Paslanmaz Çelik Apareyin ANSYS Programında Ağ Örgüsü Atılmış Hali



Şekil 3.7: Krom-Kobalt Apareyin ANSYS Programında Ağ Örgüsü Atılmış Hali



Şekil 3.8: Titanyum Apareyin ANSYS Programında Ağ Örgüsü Atılmış Hali

Çalışmada yer alan HÜÇG apareylerinin tasarımı ve üretiminde sanal bir üst çene modeli kullanılması nedeniyle etik kurul onayı gerekmemiştir. Aynı aparey tasarımının üç farklı materyal ile kombinasyonunu analiz eden çalışmamızda tek bir aparey tasarımı kullanılması nedeniyle istatistiksel analiz gerekmemiştir.

4. BULGULAR

Bu çalışmada üç ayrı materyalden oluşan Hyrax apareyinde, ilk 2 tur vida açılımında elde edilen 0,5 mm genişlik ve 20 tur vida açılımı sonrasında 5 mm genişlik elde edildiğinde oluşan von Mises stresler ile yer değiştirmeler sanal ortamda üç boyutlu SEA ile ölçülmüştür.

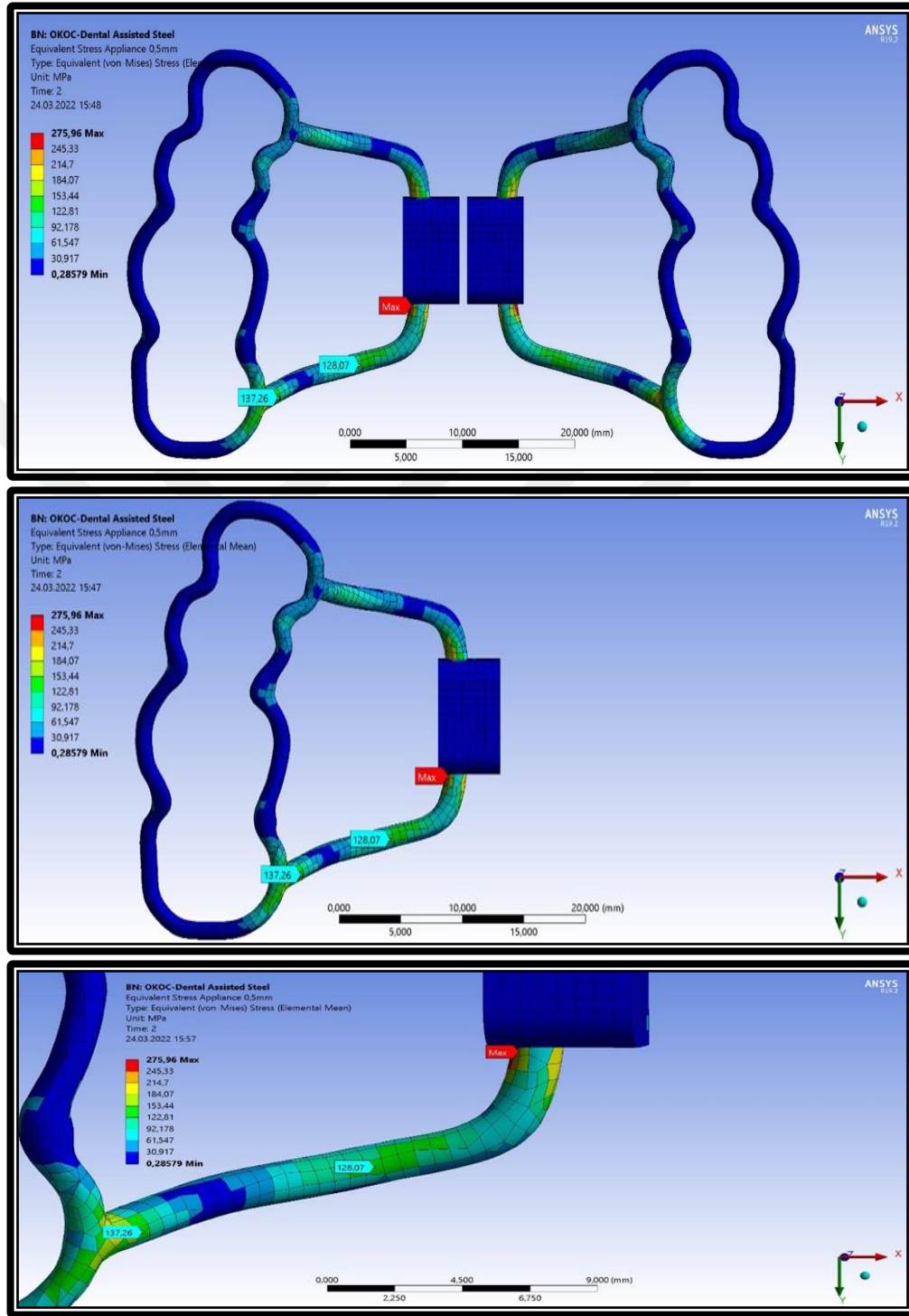
4.1 APAREYLERDE 0,5 MM GENİŞLEME ELDE EDİLDİĞİNDE OLUŞAN STRESLER

Paslanmaz çelik, krom-kobalt ve titanyumdan oluşan Hyrax apareyinde ilk vida aktivasyonu yapıp 0,5 mm genişletme elde edildiğinde oluşan von Mises stres değerleri Tablo 4.1’de verilmiştir.

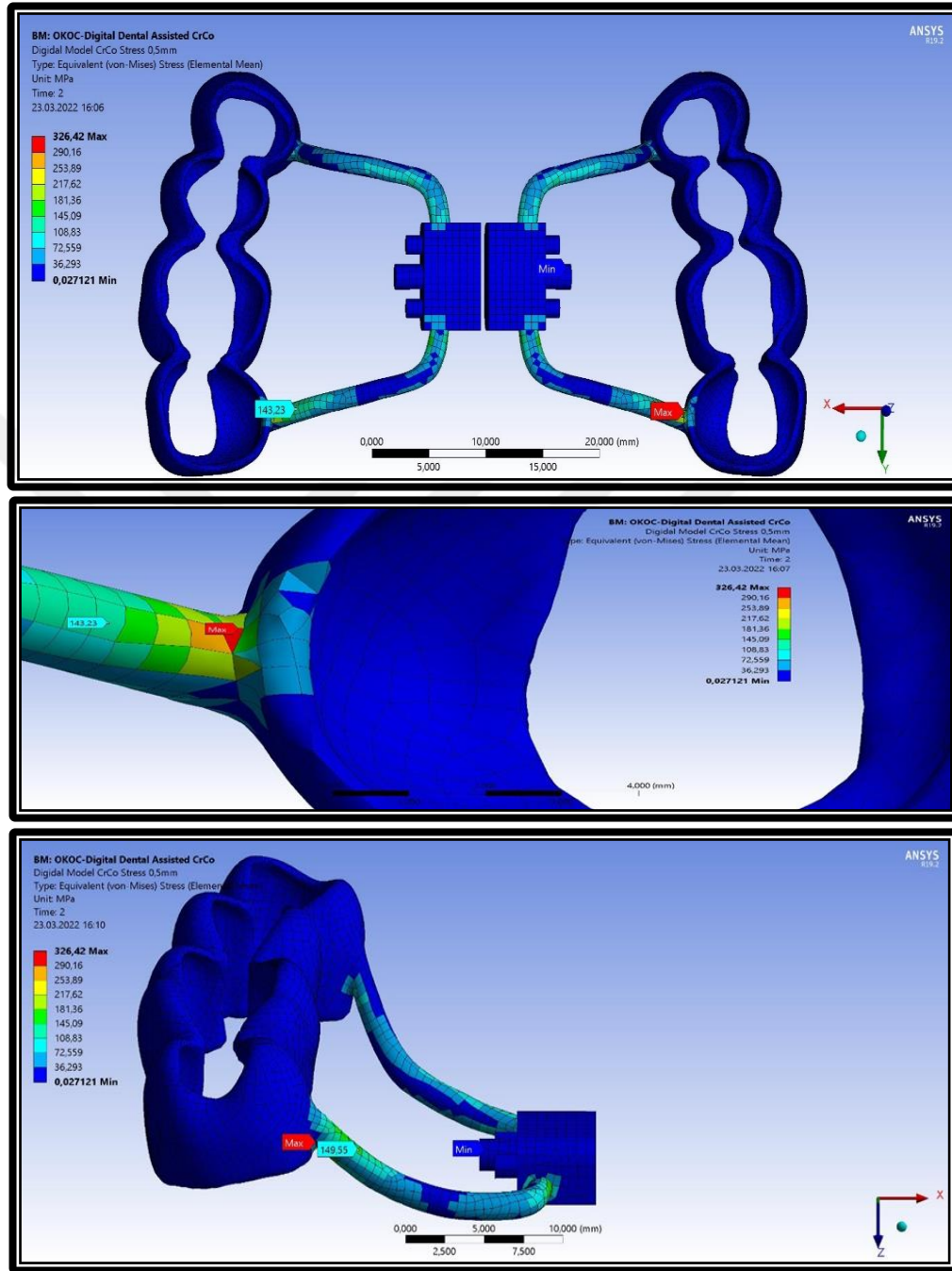
Paslanmaz çelikten oluşan Hyrax apareyinde en yüksek stres birikimi, aparey vidasının aparey kollarıyla birleştiği bölgede meydana gelirken; en düşük stres birikimi, apareyin dişlerin bukkalini saran bölgesinde meydana gelmiştir (Şekil 4.1).

Krom-kobalttan oluşan Hyrax apareyinde en yüksek stres birikimi, aparey kollarının dişleri saran bantlarla birleştiği bölgede meydana gelirken; en düşük stres birikimi, apareyin vida bölgesinde meydana gelmiştir (Şekil 4.2).

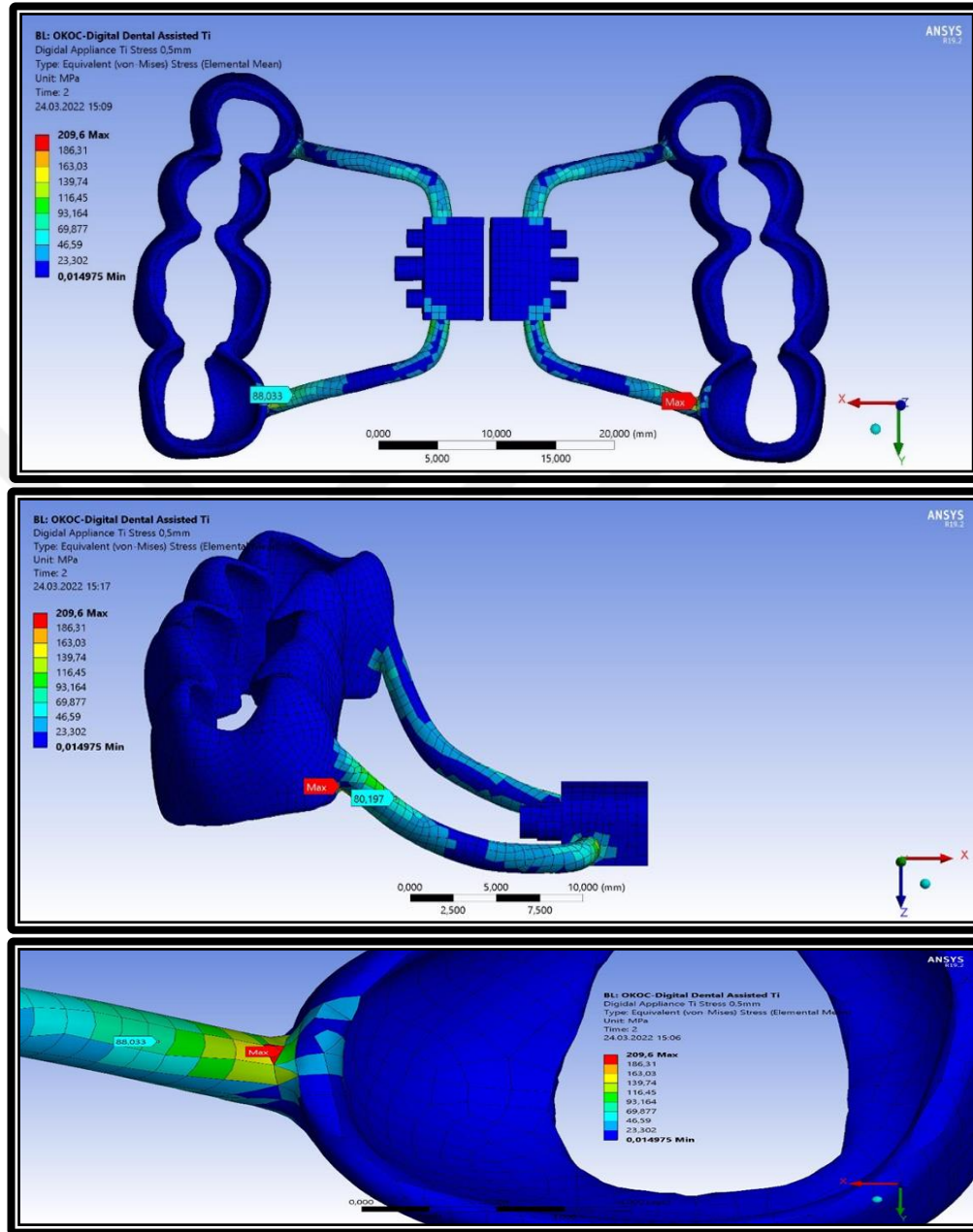
Titanyumdan oluşan Hyrax apareyinde en yüksek stres birikimi, aparey kollarının dişleri saran bantlarla birleştiği bölgede meydana gelirken; en düşük stres birikimi, apareyin dişleri saran bant bölgesinde meydana gelmiştir (Şekil 4.3).



Şekil 4.1: Paslanmaz Çelik Apareyde 0,5 mm Genişleme Elde Edildiğinde Oluşan von Mises Stresler (MPa)



Şekil 4.2: Krom-Kobalt Aparente 0,5 mm Genişleme Elde Edildiğinde Oluşan von Mises Stresler (MPa)



Şekil 4.3: Titanyum Apareyde 0,5 mm Genişleme Elde Edildiğinde Oluşan von Mises Stresler (MPa)

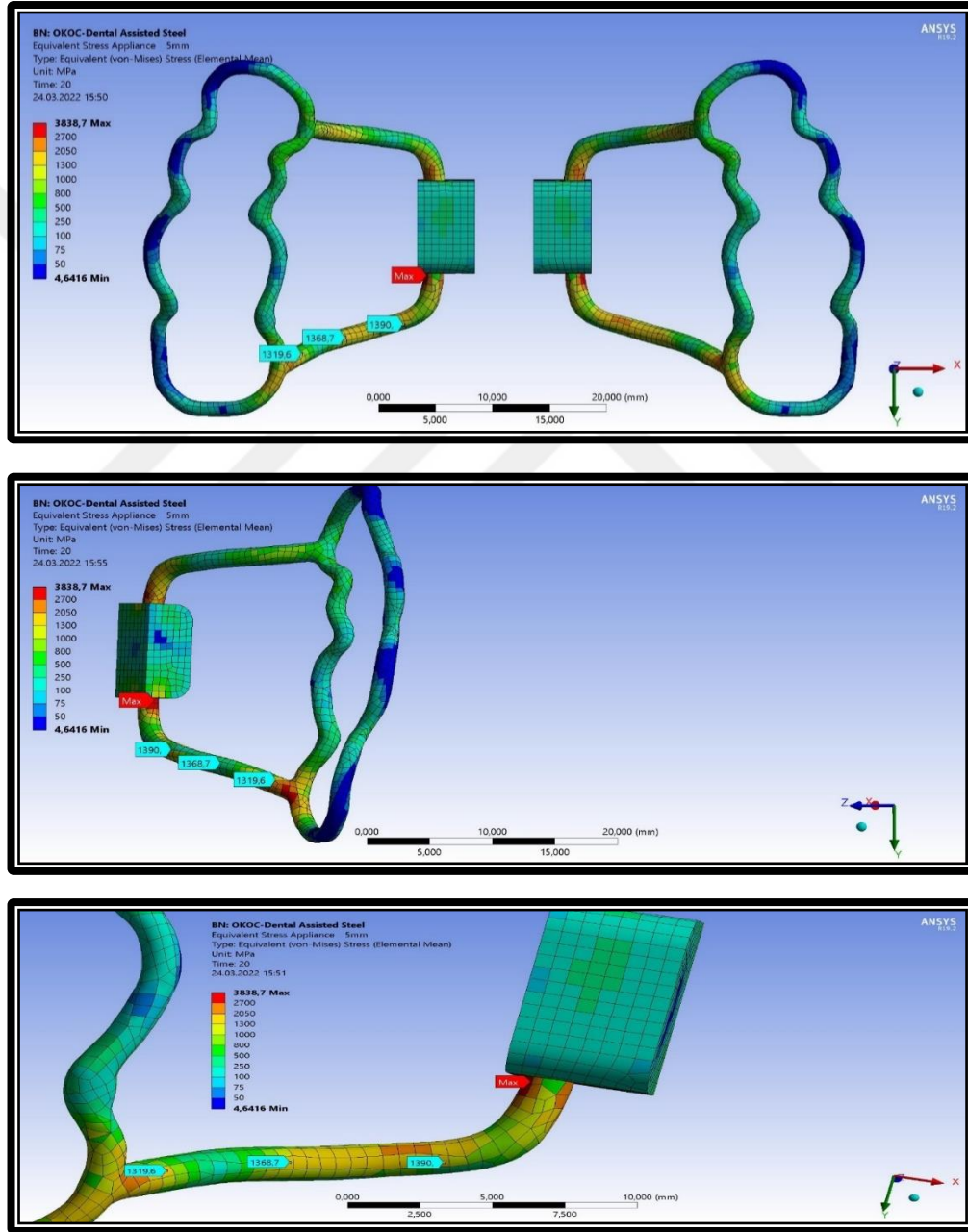
4.2 APAREYLERDE 5 MM GENİŞLEME ELDE EDİLDİĞİNDE OLUŞAN STRESLER

Paslanmaz çelik apareyde 20 tur vida açılımı ile 5 mm genişletme elde edildiğinde oluşan von Mises stres değerleri Tablo 4.1’de verilmiştir. Genişleme miktarı arttıkça apareylerde oluşan von Mises stres değerlerinin arttığı görülmüştür.

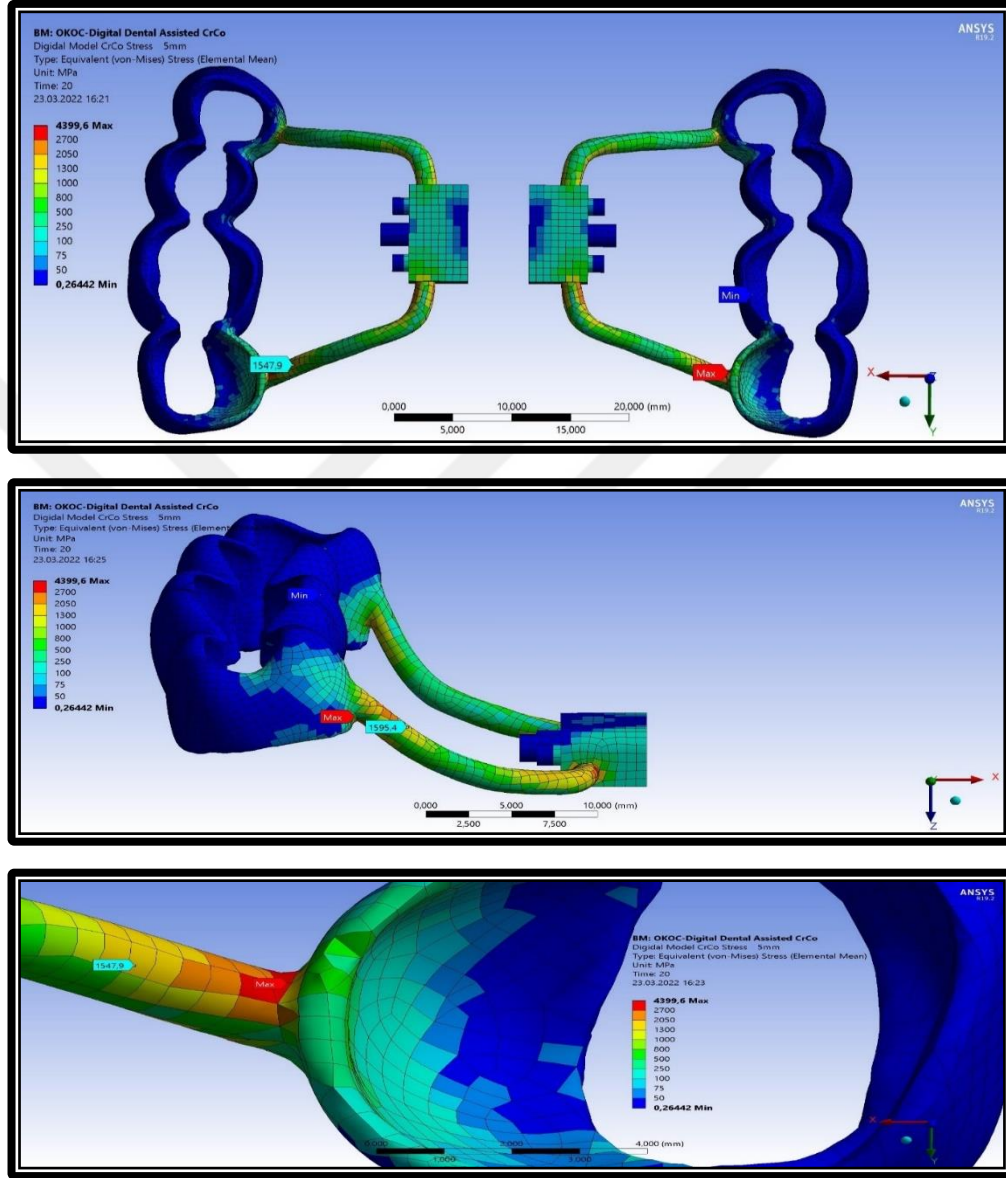
Paslanmaz çelik apareyde en yüksek stres birikimi, aparey vidasının aparey kollarıyla birleştiği bölgede meydana gelirken; en düşük stres birikimi, apareyin dişlerin bukkalini saran bölgesinde meydana gelmiştir (Şekil 4.4).

Krom-kobalt apareyde en yüksek stres birikimi, aparey kollarının dişleri saran bantlarla birleştiği bölgede meydana gelirken; en düşük stres birikimi, apareyin birinci molar dişleri saran bant bölgesinin palatinalinde meydana gelmiştir (Şekil 4.5).

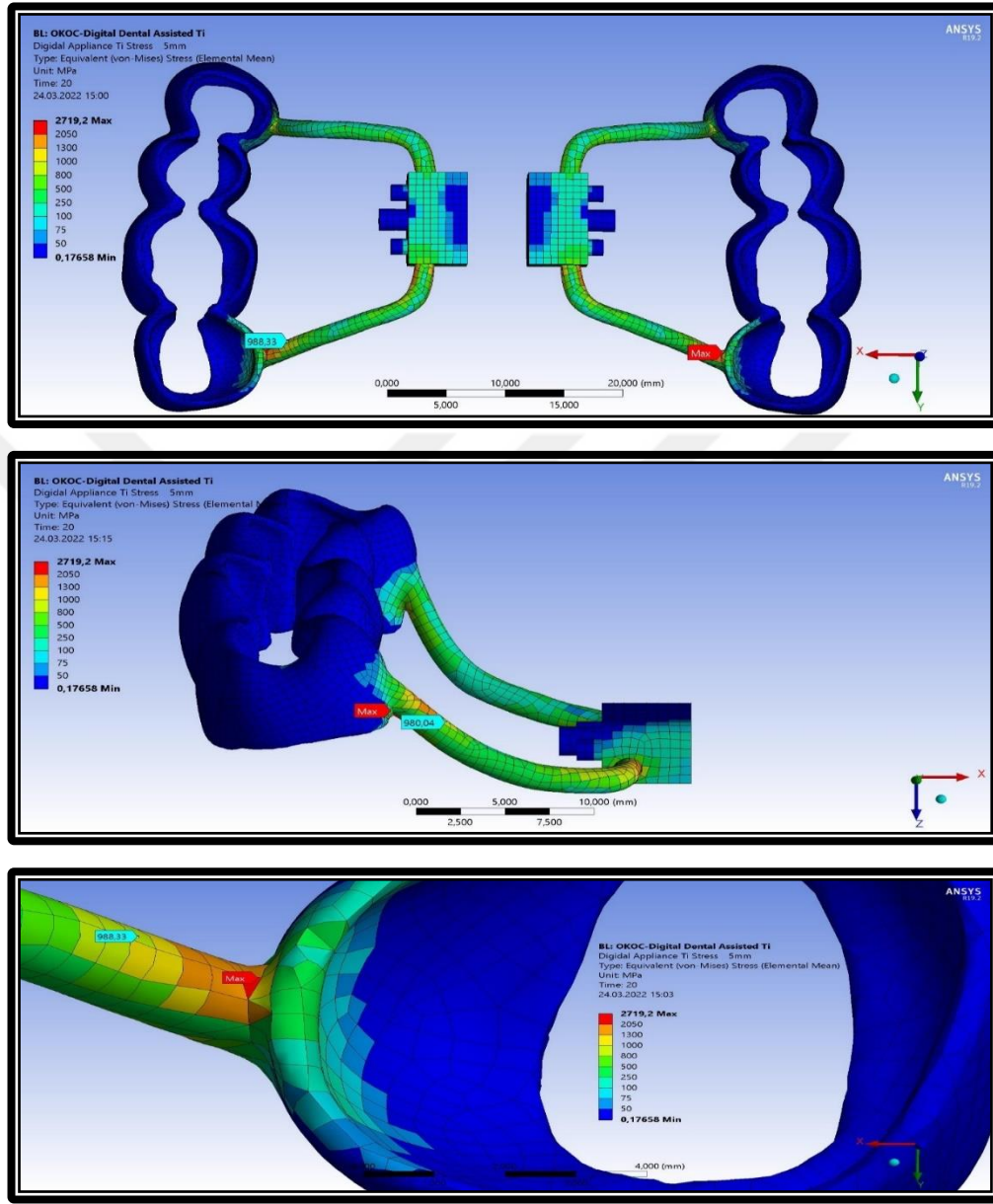
Titanyum apareyde en yüksek stres birikimi, aparey kollarının dişleri saran bantlarla birleştiği bölgede meydana gelirken; en düşük stres birikimi, apareyin dişleri saran bant bölgesinde meydana gelmiştir (Şekil 4.6).



Şekil 4.4: Paslanmaz Çelik Apareyde 5 mm Genişleme Elde Edildiğinde Oluşan von Mises Stresler (MPa)



Şekil 4.5: Krom-Kobalt Apareyde 5 mm Genişleme Elde Edildiğinde Oluşan von Mises Stresler (MPa)



Şekil 4.6: Titanyum Apareyde 5 mm Genişleme Elde Edildiğinde Oluşan von Mises Stresler (MPa)

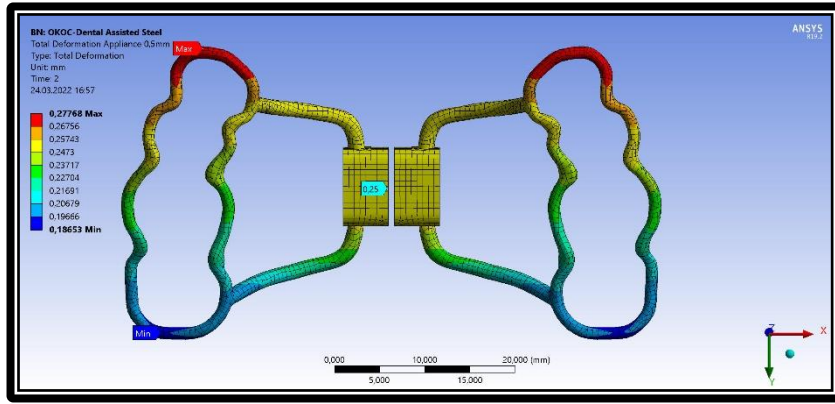
Tablo 4.1: 0,5 mm ve 5 mm Transversal Genişlikte Apareylerde Oluşan Maksimum, Minimum ve Ortalama von Mises Stresler (MPa)

0,5 mm’de Oluşan von Mises Stresler			5 mm’de Oluşan von Mises Stresler			
Apareyler	Maksimum	Minimum	Ortalama	Maksimum	Minimum	Ortalama
Paslanmaz Çelik Aparey	275,96	0,28579	128,07	3838,7	4,6416	1368,7
Krom-Kobalt Aparey	326,42	0,027121	143,23	4399,6	0,26442	1547,9
Titanyum Aparey	209,6	0,014975	88,033	2719,2	0,17657	988,33

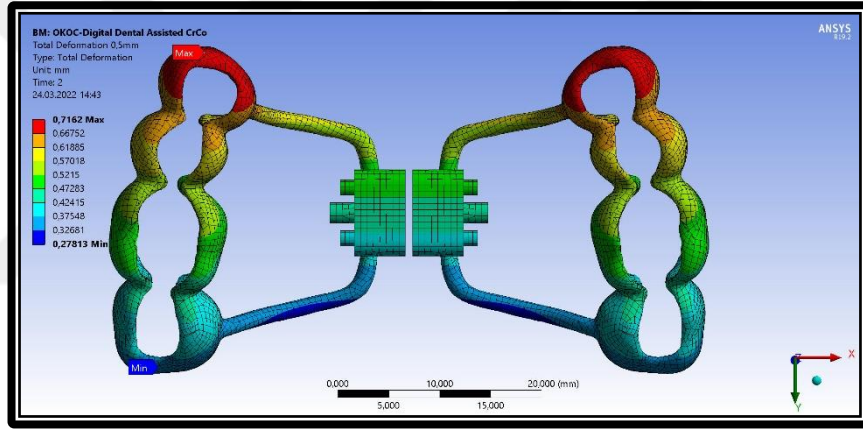
İlk 2 tur vida aktivasyonu olan 0,5 mm genişletme yapıldığında apareyler arasında en az stres titanyum içerikli apareyde, en fazla stres ise krom-kobalt içerikli apareyde oluşmuştur. 20 tur çevirme sonrasında apareyde toplamda 5 mm genişletme yapıldığında ise yine en az stres titanyum içerikli apareyde, en fazla stres ise krom-kobalt içerikli apareyde oluşmuştur (Tablo 4.1). Apareylerde 0,5 mm ve 5 mm transversal genişlikte oluşan ortalama von Mises stres değerleri de bu sonuçlar ile uyumludur.

4.3 APAREYLERDE 0,5 MM GENİŞLEME ELDE EDİLDİĞİNDE OLUŞAN YER DEĞİŞTİRMELER

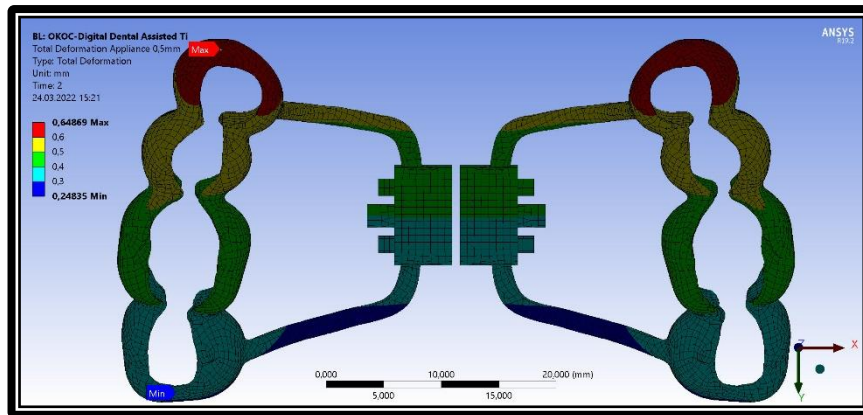
Paslanmaz çelik, krom-kobalt ve titanyumdan tasarlanan apareylerde 0,5 mm genişletme elde edildiğinde oluşan maksimum yer değiştirmeler Şekil 4.7-9’da ve Tablo 4.2’de gösterilmiştir. Apareylerde 0,5 mm transversal genişlik elde edildiğinde oluşan yer değiştirmeler en az paslanmaz çelik içerikli apareyde oluşmuşken; en fazla yer değiştirme krom-kobalt içerikli apareyde oluşmuştur.



Şekil 4.7: Paslanmaz Çelik Apareyde 0,5 mm Genişleme Elde Edildiğinde Oluşan Yer Değişiklikler



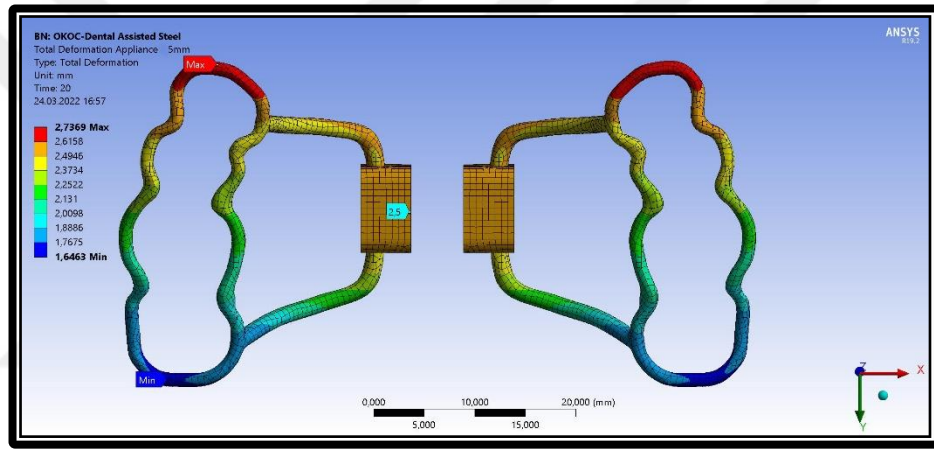
Şekil 4.8: Krom-Kobalt Apareyde 0,5 mm Genişleme Elde Edildiğinde Oluşan Yer Değişiklikler



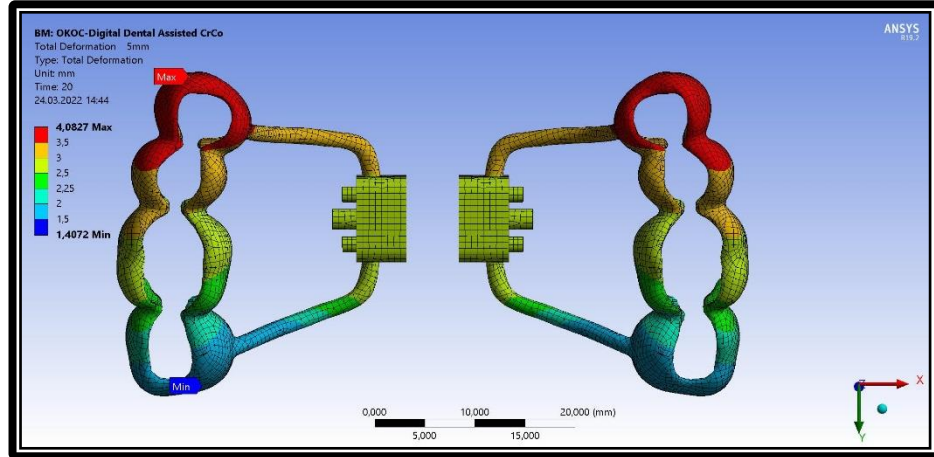
Şekil 4.9: Titanyum Apareyde 0,5 mm Genişleme Elde Edildiğinde Oluşan Yer Değişiklikler

4.4 APAREYLERDE 5 MM GENİŞLEME ELDE EDİLDİĞİNDE OLUŞAN YER DEĞİŞTİRMELER

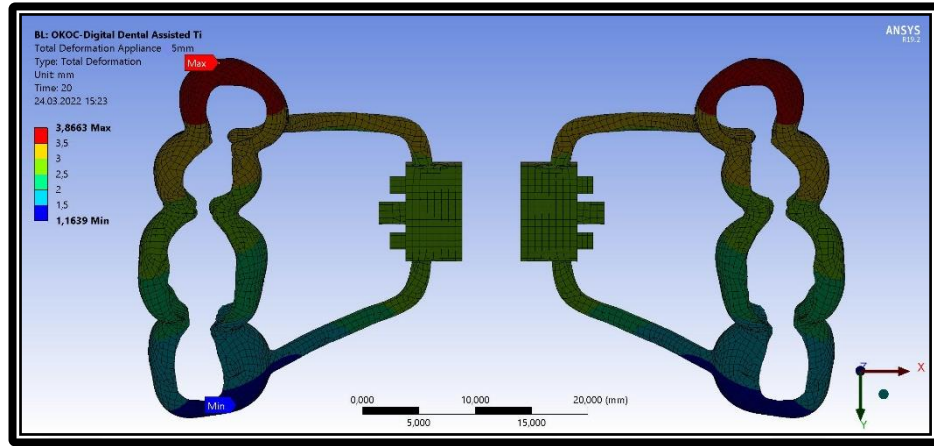
Paslanmaz çelik, krom-kobalt ve titanyumdan tasarlanan apareylerde 5 mm genişletme elde edildiğinde oluşan maksimum yer değiştirmeler Şekil 4.10-12’de ve Tablo 4.2’de gösterilmiştir. Apareylerde 5 mm transversal genişlik elde edildiğinde oluşan yer değiştirmeler en az paslanmaz çelik içerikli apareyde oluşmuşken; en fazla yer değiştirme krom-kobalt içerikli apareyde oluşmuştur.



Şekil 4.10: Paslanmaz Çelik Apareyde 5 mm Genişleme Elde Edildiğinde Oluşan Yer Değiştirmeler



Şekil 4.11: Krom-Kobalt Apareyde 5 mm Genişleme Elde Edildiğinde Oluşan Yer Değiştirmeler



Şekil 4.12: Titanyum Apareyde 5 mm Genişleme Elde Edildiğinde Oluşan Yer Değişiklikleri

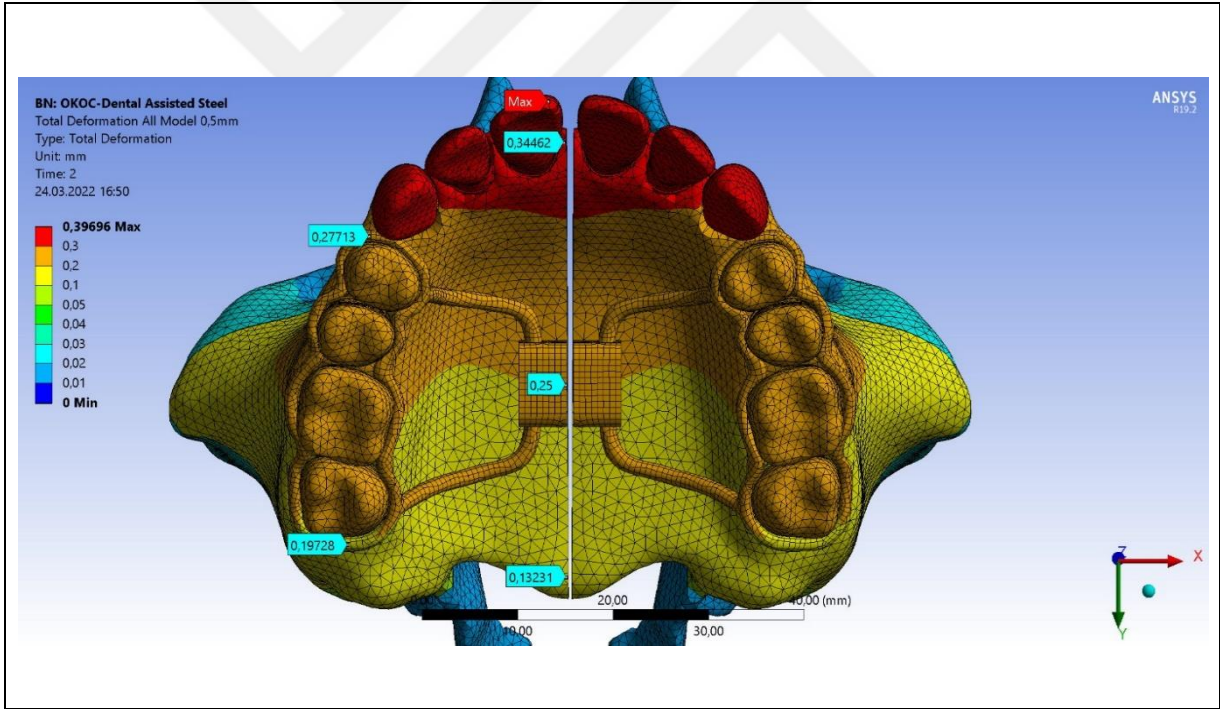
Tablo 4.2: 0,5 mm ve 5 mm Transversal Genişlikte Apareylerde Oluşan Maksimum Yer Değişiklikleri (mm)

Apareyler	0,5 mm'de Oluşan Yer Değişiklikleri (mm)	5 mm'de Oluşan Yer Değişiklikleri (mm)
Paslanmaz Çelik Aparey	0,27768	2,7369
Krom-Kobalt Aparey	0,7162	4,0827
Titanyum Aparey	0,64869	3,8663

4.5 SANAL MODELDE İLK VİDA AKTİVASYONUNDA OLUŞAN TOTAL YER DEĞİŞTİRMELER

4.5.1 Paslanmaz Çelik Apareyin Kullanıldığı Sanal Modelde İlk Vida Aktivasyonunda Oluşan Total Yer Değişiklikleri

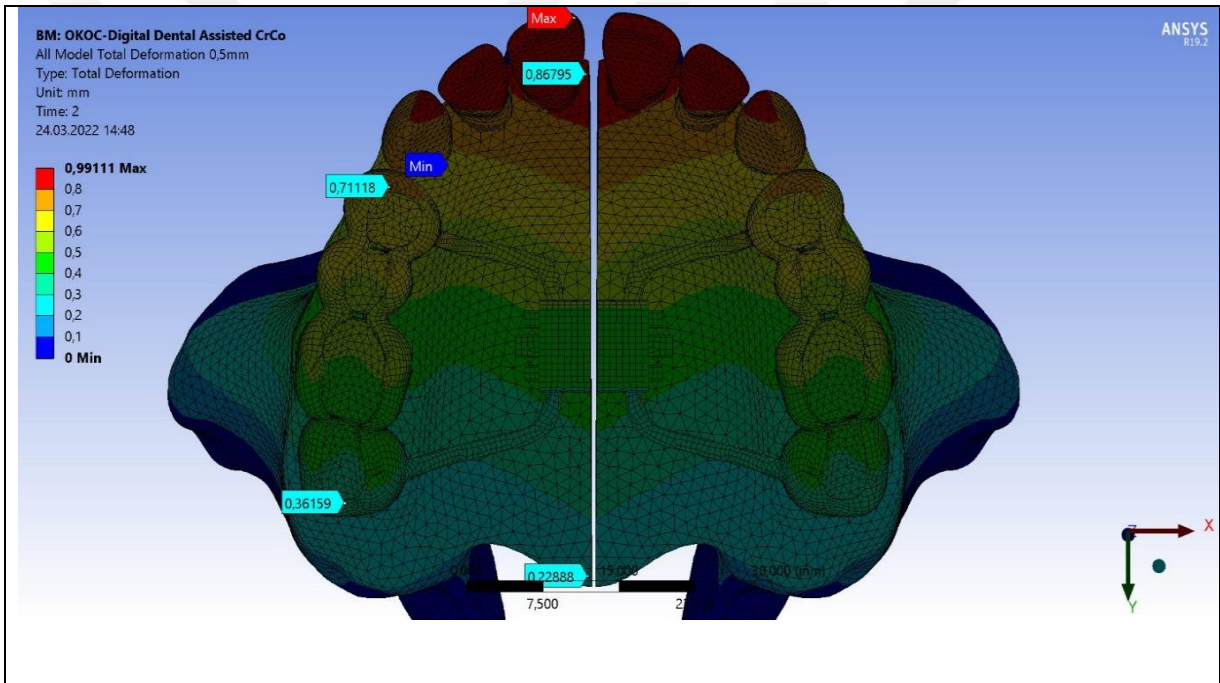
İlk vida aktivasyonunda paslanmaz çelik aparey kullanılan modelde meydana gelen yer değişiklikleri anterior bölgede 0,34462 mm, posterior bölgede 0,13231 mm, birinci premolar dişlerin mesialinde 0,27713 mm ve ikinci molar dişlerin distalinde 0,19728 mm olarak bulunmuştur. Modelde oluşan maksimum yer değişikliği iki santral diş arasında oluşmuştur (Şekil 4.13).



Şekil 4.13: Paslanmaz Çelik Apareyin Kullanıldığı Sanal Modelde İlk Vida Aktivasyonunda Oluşan Total Yer Değişiklikleri

4.5.2 Krom-Kobalt Apareyin Kullanıldığı Sanal Modelde İlk Vida Aktivasyonunda Oluşan Total Yer Değiş-tirmeler

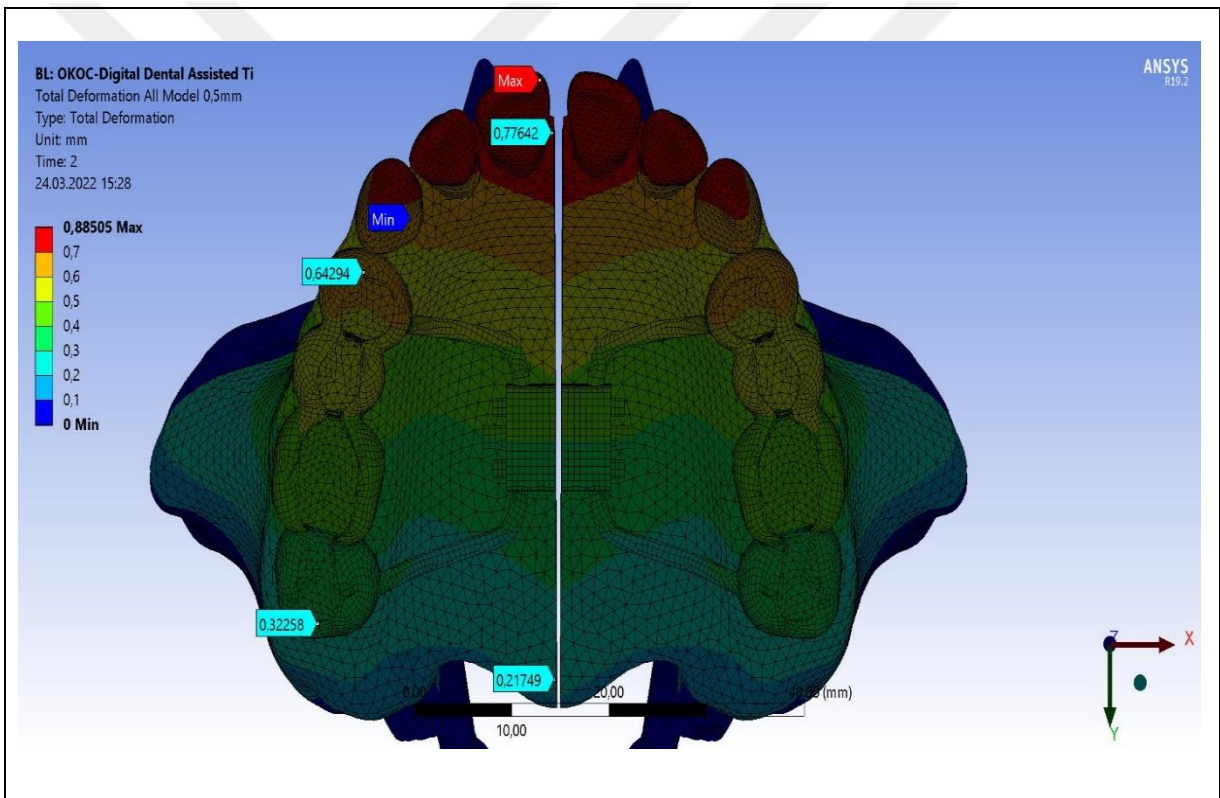
İlk vida aktivasyonunda krom-kobalt aparey kullanılan modelde meydana gelen maksimum yer değiş-tirme anterior bölgede 0,86795 mm, posterior bölgede 0,22888 mm, birinci premolar dişlerin mesialinde 0,71118 mm ve ikinci molar dişlerin distalinde 0,36159 mm olarak bulunmuştur. Modelde oluşan maksimum yer değiş-tirme iki santral diş arasında oluşmuştur (Şekil 4.14)



Şekil 4.14: Krom-Kobalt Apareyin Kullanıldığı Sanal Modelde İlk Vida Aktivasyonunda Oluşan Total Yer Değiş-tirmeler

4.5.3 Titanyum Apareyin Kullanıldığı Sanal Modelde İlk Vida Aktivasyonunda Oluşan Total Yer Değiştirmeler

İlk vida aktivasyonunda titanyum aparey kullanılan modelde meydana gelen maksimum yer değiştirme anterior bölgede 0,77642 mm, posterior bölgede 0,21749 mm, birinci premolar dişlerin mesialinde 0,64294 mm ve ikinci molar dişlerin distalinde 0,32258 mm olarak bulunmuştur. Modelde oluşan maksimum yer değiştirme iki santral diş arasında oluşmuştur (Şekil 4.15).



Şekil 4.15: Titanyum Apareyin Kullanıldığı Sanal Modelde İlk Vida Aktivasyonunda Oluşan Total Yer Değiştirmeler

Sanal modellerde 0,5 mm’de oluşan yer değiştirmeler, en az paslanmaz elik aparey kullanıldığında ve en fazla ise krom-kobalt aparey kullanıldığında meydana gelmiştir. Genel olarak tüm modellerde yer değiştirmeler anteriordan posteriora ve premolar dişlerden molar dişlere doğru azalmıştır (Tablo 4.3).

Tablo 4.3: Sanal Modellerde İlk Vida Aktivasyonu 0,5 mm’de Oluşan Yer Değiştirmeler (mm)

Sanal Modeller	Maksimum Yer Değiştirmeler (mm)	Anterior Bölgede Oluşan Yer Değiştirmeler (mm)	Posterior Bölgede Oluşan Yer Değiştirmeler (mm)	Premolar Dişlerin Mesialinde Oluşan Yer Değiştirmeler (mm)	Molar Dişlerin Distalinde Oluşan Yer Değiştirmeler (mm)
Paslanmaz elik Aparey Kullanılan Model	0,39696	0,34462	0,13231	0,27713	0,19728
Krom-Kobalt Aparey Kullanılan Model	0,99111	0,86795	0,22888	0,71118	0,36159
Titanyum Aparey Kullanılan Model	0,88505	0,77642	0,21749	0,64294	0,32258

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Üst çenenin yeterli bir transversal genişliğe sahip olması, stabil ve fonksiyonel bir oklüzyonun kritik bir bileşenidir (Gogna et al., 2020). Fasiyal morfofizyolojide değişikliklere neden olabilen transversal üst çene yetersizliği, süt ve karışık dişlenme dönemindeki bireylerin %13,3 ile %18'inde, erişkin bireylerin ise yaklaşık %10'unda görülmektedir (Andre et al., 2021; Brunelle et al., 1996; Da Silva Filho et al., 2007). Transversal genişliğin artırılması, ideal diş dizilimi için alan sağlanmasının yanı sıra burun boşluğunun genişletilmesi, daha iyi bir dil pozisyonu sağlanması ve stomatognatik fonksiyonların iyileştirilmesinde de anahtar rol oynamaktadır (Adkins et al., 1990; Haas, 1961; Lima et al., 2004; Melgaço et al., 2014).

TÜÇY tedavisinde iskeletsel olgunluğa ulaşmamış hastalarda HÜÇG ile midpalatal sutur başarılı bir şekilde açılarak invaziv ve maliyetli olan cerrahi girişimlerden kaçınılabılır ve bu yöntem ortodontistler tarafından yaygın kullanılan bir prosedürdür (Adkins et al., 1990; Andre et al., 2021; Angelieri et al., 2016; Siqueira et al., 2015).

Üst çene yetersizliğinin tedavisinde kullanılacak aparey türü, hastanın yaşına, transversal yetersizliğin miktarına, çapraz kapanışın iskeletsel olup olmadığına, kapanış bozukluğu olan diş sayısına, premolar ve birinci molar dişlerin bukko-palatinal yöndeki eğimlerine, apareyin etki şekline, apareyin üretiminin kolay olmasına, ağız dokularına biyouyumlu olup olmadığına ve hastanın kooperasyonuna göre seçilmektedir (S. Bishara & Staley, 1987; D. Timms, 1981). HÜÇG apareyinin seçimi, üst çene yetersizliğinin tedavisinin başarısında oldukça önemli bir etkindir. Ortodontistin apareylerin etki mekanizmalarına ve birbirleri arasındaki farklara oldukça hakim olması gerekmektedir (Chaconas & Caputo, 1982).

Hyrax apareyinin ortodontide sıklıkla kullanılmasının yanı sıra etkileri ile ilgili uzun yıllardır birçok çalışma yapılmış olması, bu çalışmada geleneksel Hyrax apareyi kullanmamızın sebeplerinden biridir (Akkaya et al., 1998; Biederman, 1973; Chaconas & Caputo, 1982; Lagravère et al., 2010; Tehranchi et al., 2013).

HÜÇG tedavisinde kullanılan apareylerde genellikle sabah ile akşam birer tur olmak üzere aktivasyon hızı 0,2-0,5 mm olacak şekilde vida çevrilmektedir (Biederman, 1968). Bu çalışmada

her üç metal apareyde de aparey vidasından horizontal olarak zıt yönde 0,25 ve 2,5 mm olmak üzere toplamda 0,5 mm ve 5 mm olacak şekilde transversal genişletme gerçekleştirilmiştir.

Basit ortodontik prosedürler ile HÜÇG tedavisini içeren fasiyal ortopedik prosedürler arasında önemli farklılıklar bulunmaktadır. Basit ortodontik mekanikler ile uzun bir süre boyunca sabit kuvvetlerin uygulanması hedeflenerek daha fizyolojik, iskeletsel ve periodontal yanıtlar istenirken; hızlı üst çene genişletmesinde minimum diş hareketini ve maksimum ortopedik yanıtı hedefleyen ağır kuvvetler üretilmesi istenmektedir. Bu nedenle üst çene genişletme apareylerinin fasiyal ortopedik işlemler için gerekli kuvvetleri taşıyacak yeterli dirence sahip olması esastır (Oliveira et al., 2012).

HÜÇG apareylerinin metalleri, tedavi süresince kalıcı deformasyonlara neden olabilecek gerilimlere neden olan mekanik yüke maruz kalmaktadır. Bu nedenle üretiminde kullanılacak materyalin, ağız ortamında toksik ürünler açığa çıkarmayacak içerikte, biyouyumlu ve hareketlere bağlı oluşacak streslere karşı yeterli dirence sahip olması gerekmektedir (Cotrim-Ferreira, 1996; Drake et al., 1982).

Genişletme apareylerinin yapıldığı metal alaşımlarının mekanik özellikleri kadar apareyin genişletme vidasının özellikleri ve kullanım sınırlamalarını bilmek de tedavi açısından önem teşkil etmektedir (Oliveira et al., 2012). Zira genişletme vidaları piyasaya çeşitli üreticiler tarafından genellikle özellikleri yeterince belirtilmeden sunulmaktadır. Oliveira ve ark. (2012) tarafından yapılan farklı firmaların ürettiği genişletme vidalarının eğilme mukavemetinin değerlendirildiği çalışmada, bazı HÜÇG apareyi vidalarının diğerlerine göre önemli ölçüde daha yüksek eğilme mukavemeti gösterdiği bulunmuştur. Çalışmamızda eğilme mukavemeti en yüksek olan genişletme vidası kullanılmıştır.

Hastalara uygulanan HÜÇG apareyinin transvers kuvvetlerinden kaynaklanan stresler dentoalveolar bölgenin ötesinde kraniyofasiyal kompleksi de etkilemektedir. HÜÇG sırasında uygulanan ortodontik kuvvetler, bu kuvvetlerin suturalar, dişler ve periyodonsiyum üzerindeki etkileri ve kullanılan aparey tipleri literatürde kapsamlı bir şekilde değerlendirilmiştir (Andreasen, 1970; Braun et al., 2000; Camporesi & et al., 2013; Chaconas & Caputo, 1982; Graf, 2018; MacGinnis et al., 2014; Muchitsch et al., 2011; Southard & Forbes, 1988).

Baldawa ve Bhad (2011) çalışmalarında yaklaşık 20 yaşında olan bir insanın kafatası modelinden alınan KIBT ile sanal model oluşturup HÜÇG'nin etkisini SEA ile değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda HÜÇG'nin sfenoid, zigomatik ve nazal kemikler ile bunların bağlı olduğu suturalarda ağır stresler oluşturduğu ve bu nedenle dikkatlice uygulanması gerektiği bildirilmiştir.

Zimring ve Isaacson (1965), HÜÇG apareyleri tarafından üretilen kuvvetlerin 16,6-34,8 pound (7,54-15,8 kg) aralığında olduğunu bildirmişlerdir. Bu ağır kuvvetler, herhangi bir diş hareketi veya fizyolojik sutura kaynaşması meydana gelmeden önce sutura üzerinde baskı oluşturarak midpalatal suturanın iskeletsel olarak ayrılmasını maksimuma çıkarır (Haas, 1970; W. J. I. A. Isaacson RJ, 1964; Lione et al., 2008; Melsen, 1972; Wertz, 1970; Zimring & Isaacson, 1965). Bu amaca ulaşmak için genişletme cihazlarının belirli biyomekanik ihtiyaçlara cevap vermesi gerektiği ve mümkün olduğunca sert olması gerektiği bildirilmiştir (Fürthauer & Droschl, 1981).

Camporesi ve ark.'nın, 2013 yılında HÜÇG apareylerinin vida, gövde ve kollarının mekanik özelliklerini araştırdıkları deneysel çalışmalarında apareylerin üretildiği metalin sertliği ne kadar fazla olursa apareyin uygulayacağı kuvvetin o kadar büyük olacağı rapor edilmiştir. Çalışmada HÜÇG apareyleri klinik olarak midpalatal suturada genişleme sağlayabilecek 16-20 kg kuvvetler üretebilmiştir. Deneysel olmayan SEA çalışmamızda apareylerde oluşan stresler kuvvet uygulanarak değil, sınır koşulları belirlendikten sonra orta hatta 0,5 mm ve 5 mm genişlik oluşturularak bulunmuştur. Çalışmamızın sonuçlarına bakıldığında metal sertliği fazla olan titanyum içerikli apareyde (830-3420 MPa) stresleri daha az oluşmuş ve metal sertliği daha az olan krom-kobalt içerikli apareyde (550-800 MPa) daha fazla stres oluşmuştur (Scribante et al., 2022).

Son yıllarda diş hekimliğinde teknolojinin kullanımının yaygınlaşması ortodonti bilim dalında da çığır açmıştır. İlk zamanlar fotoğraflama ve gelişmiş radyolojik görüntüleme yöntemleri gibi teşhis için yararlanılan dijital teknolojiden, ilerleyen dönemde yüksek doğrulukta dijital ölçülerin alınarak hasta kayıtlarının sanal ortama aktarılıp üzerinde çalışılmasında yararlanılmaya başlanmıştır (Siqueira et al., 2015; Sousa et al., 2012). 3D metal baskılı ortodontik apareylerin üretimi için CAD-CAM prosedürü, genişletme apareylerinin üretiminde

verimli, etkili ve doğru bir yöntemdir. Dijital yöntemin hastalar için avantajları; daha az randevu sayısı ve tarama kaydı sürecinde daha fazla rahatlıktır. Ortodontik apareylerin dijital teknikle üretilmesinin geleneksel ölçülere göre en büyük avantajlarından biri de hastaların dental arklarının distorsiyonsuz modelleri elde edilebilirken ölçü kaşıklarının ve ölçü malzemelerinin de ortadan kaldırılmasıdır. Kusma refleksi, hasta konforu ve ölçü malzemesi ile ilgili sorunlar geleneksel ölçünün dezavantajlarıdır ve dijital olarak üretilen apareyler ile bunları ortadan kaldırma avantajı kazanılmaktadır. Diğer bir avantaj, separatörlere gerek olmamasıdır. Geleneksel yöntemde molar bantların yerleştirilmesi için ek bir seansa daha ihtiyaç vardır. Dijital yöntemde ise Hyrax dijital olarak modellenir, böylece bantlar interdental boşluğa uzanmaya gerek kalmadan molar dişleri çevrelemektedir. Bu şekilde bir seans daha kazanılarak fiziksel çalışma modellerinin oluşturulmasına gerek kalmamaktadır. Ayrıca dijital arşivden alınan bir kopya yeterli olacağından apareyin kırılması ya da kaybolması durumunda yeni bir ölçüye gerek kalmamaktadır. Dijital teknik, apareyi tüm boyutlarda doğru bir şekilde kontrol etmeye imkân vererek klinikte modeli oturtma sırasında oluşabilecek belirsizlikleri ortadan kaldırmaktadır. Ayrıca geleneksel lehimleme tekniklerinin meydana getirebileceği potansiyel alerjik reaksiyon riskleri de engellenmiş olmaktadır. Dijital iş akışında tarayıcı uçların dezenfeksiyon süresi ve dezenfeksiyon maliyetinin, geleneksel yöntem ile mukayese edildiğinde, daha az maliyetli olduğu ve zaman açısından da daha fazla tasarruf sağladığı bildirilmiştir. Dijital olarak modelleme yapıldıktan sonra apareylerin üretimi için vakit kaybı olmadan eldeki veriler elektronik ortamda laboratuvara iletilebilir. Metal tabanlı ortodontik apareyler için uygulanan bu prosedür; Hyrax apareyleri, bireysel molar bantlar, lingual arklar, transpalatal arklar vb. herhangi bir geleneksel metalik ortodontik apareyin dijital üretiminde uygulanmasına da kapı açmaktadır (Graf, 2017; Graf et al., 2017; Patzelt et al., 2014).

Apareylerin dijital ortamda tasarımında laboratuvarı üretilen geleneksel apareylerde olduğu gibi bağlanacak diş sayısı, sürekli veya süt dişlerine bağlanma, genişletme vidasının konumu gibi özellikler klinisyenin tercihlerine göre uyarlanabilmektedir. Ayrıca ortodontist, klinik ihtiyaçlara göre apareyleri dişlere farklı bir kuvvet aktarılabilir şekilde tasarlayabilmekte, Hyrax apareyi kollarının kalınlığını veya tasarımını değiştirerek dişler üzerindeki kuvvet dağılımını kuvvetlerin en optimal şekilde aktarılabilir şekilde değiştirebilmektedir.

Aparey üretiminde kullanılan metal tuzları paslanmaz çelik, krom-kobalt apareyin üretildiği Remanium Star® ve katkı maddesi üretimi için de kullanılabilen titanyum bazlı bir toz metal alaşımı olan Rematitan®'dır (Dentaurum, Ispringen, Almanya). Graf ve ark. çalışmalarında, Rematitan® toz bileşimi son derece reaktif olduğu için sinterleme makineleri alanında daha yüksek düzeyde güvenlik önlemleri alınması gerektiğini bildirmişlerdir. Bahsi geçen çalışmada ayrıca lazer eritme cihazlarının, kullanılan yazılım ve sistemsel güncelleme maliyetlerinin yüksek olduğu ve bu cihazların her teknisyende bulunması gerekliliği yerine genel merkezlerde bulundurulmasıyla maliyetlerinin düşürülebileceğine dikkat çekilmiştir. Ayrıca 3D üretimin yaygınlaşması ile farklı aparey çeşitlerinin artmasının, makine ve aparey fiyatlarının düşmesinin ve geleneksel üretiminin yerini almasının beklendiği bildirilmiştir (Graf et al., 2017).

Araştırmacı Simon Graf'ın bahsettiği gibi ortodontik apareyleri üretmenin eklemeli yolu olan hızlı prototiplemenin, er ya da geç klasik üretim sistemlerinin yerini alacağı düşünülmektedir. Şu anda, yazdırılabilir çok fazla farklı metal olmasa da örneğin bir Cr-Co toz alaşımında, nihai ürünün sertliğini değiştirmek için sinterleme işlemi sırasında az veya çok oksijen eklenerek özellikler değiştirilebilmektedir. Araştırmacı ayrıca titanyum içerikli malzemeden aparey üretimi için çalışmalarına devam ettiğini belirtmiştir (Graf, 2018). Bizim çalışmamızda üretmeyi hedeflediğimiz tasarımı çıktı alabilecek makinelerin güvenlik yetersizliğinden ve mevcut olan az sayıdaki güvenli makinenin de aktif olarak üretim sağlayamamasından dolayı titanyum içerikli apareyimiz üretilmemiş, yalnızca sanal olarak modellenmiştir. Ancak teknolojinin gelişmesiyle ilerleyen dönemlerde titanyum gibi farklı metal tuzlarını da üretebilecek makinelerin kullanımının yaygınlaşarak daha ulaşılabilir duruma geleceğini düşünmekteyiz.

Aparey üretimiyle ilgili yapılan çalışmalardan birinde metal apareylerin üretim sürecinin, Elektrik Işın Eritme ve Seçici Lazer Eritme (SLM) gibi toz yataklı füzyon katkılı üretim teknolojilerine geçerek temel değişikliklere uğradığından bahsedilmiştir (Yan et al., 2018). Katmanlı üretim yaklaşımı sayesinde, geleneksel bir üretim süreci ile gerçekleştirilemeyen geometrik olarak karmaşık ve özelleştirilmiş parçalar üretebilmek mümkün olabilmektedir (Savio et al., 2018).

Dijital teknolojideki gelişmelere rağmen yine de Hyrax, lingual ve transpalatal arklar vb gibi geleneksel ortodontik apareyler geleneksel laboratuvar teknikleri ile hala rutin olarak üretilmektedir. Çalışmamızda CAD/CAM tabanlı eksiksiz bir dijital iş akışının sunduğu olanaklar kullanılarak dijital Hyrax apareyini üretebilmenin mümkün olduğunu ve üretimde kullanılan farklı metal malzemelerin etkinlikleri görülebilmektedir. Bu çalışmanın amaçlarından biri de oluşturulan Hyrax apareylerinin tamamen dijital üretiminin fizibilitesini araştırmaktır.

Bu çalışmada dijital apareylerin klinikte tedavi amacıyla kullanımı öncesinde çalışma modelleri oluşturulurken tarayıcı, CAD-CAM iş akışı ve üretim yapılan laboratuvarın çalışmaları ile 3D baskıları ve sonuçta üretilen apareylerin uygunlukları ile etkinlikleri kontrol edilmiştir.

Ortodontik tedavilerde başarıya ulaşmak için kullanılan apareyler aracılığıyla dişlere, kemiğe ve çevre dokulara iletilen kuvvetlere bağlı dokularda oluşan etkileri öngörebilmek oldukça önemlidir. Uygulanan kuvvetlere bağlı olarak çevre dokularda oluşacak stresin etkisini ölçebilmek için çeşitli stres analizleri uygulanabilmektedir. Bu stres analizlerinden biri olan sonlu elemanlar analizi; tıp, mühendislik ve çeşitli bilim dallarında çözümü zor olan karmaşık sorunların basite indirgenerek çözülmesini sağlayan bilgisayar tabanlı bir yöntemdir. Günümüzde diş hekimliğinin her branşında olduğu gibi ortodonti alanında da sıklıkla kullanılmasının yanı sıra bu çalışmada SEA yönteminin kullanılma nedenlerinden biri de net sonuçlara varabilen matematiksel bir yöntem olmasıdır. (Andre et al., 2021; Baldawa & Bhad, 2011; De Assis et al., 2014; Gautam et al., 2007; Knop et al., 2015; Nowak et al., 2021; Tanne et al., 1987). Canlı yapıların sanal ortamda üç boyutlu olarak oluşturulabilmesi; KIBT kesitlerinin çeşitli programlar ile taranmasıyla, hazır fantom anatomik modellerin üç boyutlu tarayıcılar ile taranmasıyla veya önceki çalışmalarda oluşturulup buluta aktarılan sanal model verilerinin tekrar kullanılmasıyla mümkün olabilmektedir. SEA'nın kullanımıyla elde edilecek verilerin gerçeğe yakınlığı sanal ortamda oluşturulan modelin gerçek haline ne derece benzediği ile oldukça yakından ilişkilidir (Gautam et al., 2009; Knop et al., 2015). Bu çalışmada SEA'nın gerçekleştirilebilmesi için oluşturulan üç boyutlu sanal model, fantom bir çene modelinin üç boyutlu tarayıcı ile taranarak bilgisayara aktarılmasıyla oluşturulmuştur.

Gautam ve ark. (2009), yaptıkları çalışmada SEA çalışmalarında tetrahedral elemanların insanların diş dokularının modellenmesi için uygun olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda anatomik yapıların gerçeğe en yakın şekilde ayrıntılı olarak elde edilebilmesi için mümkün olduğunca tetrahedral eleman kullanılmıştır. Modellerde yapının düzgün oluşturulabilmesi için gerektiğinde daha küçük düğüm sayılı elemanlar da kullanılmıştır. Ayrıca modellerde ayrıntıyı arttırmak için olabildiğince fazla sayıda eleman kullanılmıştır.

Biyolojik dokuların sanal olarak modellenmesinde bir veya iki düğümlü elemanlar, gerçek dokuların karmaşık yapısını olması gerekenden daha fazla basite indirgediğinden kullanılmamaktadır. Bu sebeple elemanlar 4, 5, 6 veya daha fazla sayıda düğümlü olarak tercih edilmektedir. Düğüm sayısındaki artış biyolojik dokunun gerçeğe daha yakın detaylı modellenmesini ve daha güvenilir sonuçlar elde edilmesini sağlamaktadır (Muhammed et al., 2017; C. Ulusoy & Darendeliler, 2008). Jafari ve ark.'nın çalışmalarında eleman sayısı 6951, düğüm sayısı ise 7357 iken; Holberg ve Rudzki-Janson, çalışmalarında bu eleman ile düğüm sayılarının kraniyofasiyal dokuları ayrıntılı tanımlayamayacağını belirterek çalışmalarında 41556 eleman kullanmışlardır. Günümüze yakın dönemde ise Ulusoy ve ark.'nın 2018 yılında yaptıkları çalışmada eleman sayısı 863441 iken düğüm sayısı 183528'dir (Işeri et al., 1998; Jafari et al., 2003; Ulusoy C, 2018). Bu çalışmada sanal model toplamda 473975 düğüm ve 282097 elemandan oluşmaktayken; yalnızca genişletme apareyi 55496 düğüm ve 19839 elemandan oluşmaktadır. Çalışmadaki tüm sanal modellerde düğüm ve eleman sayısı benzerdir.

Sonlu elemanlar analizinin doğruluğu, oluşturulan geometrik modelin hassasiyetine ve hesaplanan matematiksel girdinin kalitesine bağlıdır (Wakabayashi et al., 2008). Bu çalışmada oluşturulan tasarımların “.stl” formatındaki tüm pürüzlülüklerinden arındırılması, apareyde mevcut pürüzlülüklerin bulunması sonucunda mukayese edilen kriterlerde çok yüksek değerlere ulaşılacağından ötürü büyük önem taşımaktadır. Bu ve benzeri oluşabilecek yanlış sonuçların önüne geçebilmek için aparey modellerinin üzerinde yer alan artefaktlar temizlenmiştir.

Bu çalışmada sonlu elemanlar analizinin gerçekleştirilebilmesi için programa girilen maddelerin biyomekaniksel malzeme özellikleri olan Young modülü ve Poisson oranı, daha önceden yapılan çalışmalardan referans alınmıştır (H. Lee et al., 2014; Peterson et al., 2006; Peterson &

Dechow, 2003). Çalışmada oluşturulan modeller homojen ve izotropiktir. Canlı kemik ve diş dokularının yapısı homojen olmadığından bu durum literatürdeki birçok çalışmada olduğu gibi bizim çalışmamızın da limitasyonlarından biridir.

Çalışmamızda uygulanan SEA yönteminin nonlineer olması sebebiyle von Mises gerilmelerinin değerlendirilmesinde, aşırı streslerin oluşabileceği ve klinik olarak hastalardaki biyolojik iyileşme süreci göz önünde bulundurularak hem ilk vida aktivasyonu olarak seçilen 2 tur vida çevrilmesinde hem de 20 tur vida çevrilmesinde oluşan stres değerleri ölçülmüştür (Sucu et al., 2021; Wakabayashi et al., 2008). Çalışmamızda yer değiştirme ve stres dağılımları değerlendirilirken sağ ve sol bölgelerdeki simetrik yapılarda oluşan ortalama değerler baz alınmıştır. Böylece sağ ve sol yapılar arasındaki farklılıklar çalışmamızda ihmal edilmiştir.

Literatürde transversal üst çene yetersizliğinin HÜÇG ile tedavisinde kullanılan apareylerin dişler ile kraniyofasiyal dokular üzerindeki etkilerini SEA analiziyle inceleyen birçok çalışma vardır (Gautam et al., 2011; Gómez-Gómez et al., 2019; Holberg & Rudzki-Janson, 2006; İşeri et al., 1998; Jafari et al., 2003; S. Lee et al., 2014; Ludwig et al., 2013; Matsuyama et al., 2015).

İşeri ve ark. (1998), çalışmalarında üç boyutlu bir insan kafatası modeline HÜÇG uygulayarak SEA ile değerlendirmişlerdir. HÜÇG ile kraniyofasiyal komplekse oldukça yüksek kuvvetler uygulandığını ve bu kuvvetlerin yönü, merkezi, konumu gibi özelliklerine bağlı olarak kraniyofasiyal komplekste çeşitli büyüklükte dirençler geliştiğini bildirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda en yüksek stres sfenoid kemiğin pterygoid çıkıntılarının superiorunda ve zigomatik kemiğin anteriorunda görülmüştür. Bu bulgular, HÜÇG'nin sadece midpalatal suturayı değil diğer kraniyofasiyal yapıları da etkilediğini göstermiştir. Çalışmamızda odak noktası daraltılarak HÜÇG apareylerinin yalnızca üst çenede oluşturduğu yer değiştirmeler değerlendirilmiştir. Bizim çalışmamızda olduğu gibi Lee ve ark.'ları (2014), farklı kemik destekli HÜÇG apareylerinin sadece üst çenede oluşturdukları başlangıç stres ve yer değiştirmelerini SEA ile ölçmüşlerdir. Tomazi ve ark. (2022), çalışmalarında CDHÜÇG gerçekleştirdikleri olgunun sanal modelinde beş farklı dental ankraj seçeneğini SEA ile değerlendirmişlerdir. Çalışmada Hyrax apareyinin 0,5 mm'lik ilk vida aktivasyonunda yalnızca üst çene ve dişlerde oluşan stresler ölçülmüştür. Gomez ve ark.'nın (2019) çalışmalarında Hyrax

apareyinin ideal vida konumu SEA ile araştırılmıştır. Bu çalışmada da bizim çalışmamızda olduğu gibi kafatası modeli yerine spesifik bir alanda daha detaylı çalışma yapmamıza olanak sağlayan apertura piriformise kadar uzanan dişli üst çene modeli kullanılmıştır.

Graf ve ark'nın (2017), çalışmalarında Remanium Star tozu kullanarak Cr-Co alaşımından üretilen dijital Hyrax apareyinde oluşan stresler SEA ile değerlendirilmiş ve apareyde oluşan maksimum stres konsantrasyonlarının (3 MPa) krom- kobalt malzemenin akma dayanımının çok altında olduğu (200'den fazla bir oranla) gösterilmiş, bu nedenle aşırı yükten kaynaklanan başarısızlığın son derece imkânsız olduğu vurgulanmıştır. Çalışmamızda krom-kobalt apareyin dayanıklılığının bu çalışmada olduğu gibi oldukça yüksek olduğu belirtilmiş ancak apareyin oluşturduğu canlı dokuya uygulayacağı stresler ve metal yorgunluğu sonucu uğradığı deformasyona bağlı yer değiştirmesi diğer apareylere göre fazla bulunmuştur.

SEA uygulanan çalışmaların büyük çoğunluğu, çalışmamızda olduğu gibi yalnızca vidanın çevrildiği ilk anda oluşan stres ve yer değiştirmeleri değerlendirmiştir. Yükleme koşulları devam ettiği sürece meydana gelecek stres ve yer değiştirmelerin ne derecede değişeceği literatürde pek çok çalışmada olduğu üzere bizim çalışmamızda da bir limitasyondur (Choi et al., 2021; H. Lee et al., 2014; Sucu et al., 2021; Tomazi et al., 2022).

Çalışmamızın sonuçları göstermektedir ki; hem 0,5 mm hem de 5 mm transversal genişlikte apareylerin aktivasyonu ile von Mises stresler en az titanyum apareyde olduğundan en az gerilme biriken aparey titanyum içerikli aparey, sonrasında sırayla paslanmaz çelik içerikli aparey ve krom-kobalt içerikli apareydir. Bununla birlikte apareylerde yapılan transversal genişlemeler sonucunda oluşan deformasyona bağlı yer değiştirmelere bakıldığında en az yer değiştirme gösteren paslanmaz çelik apareyin streslere diğerlerinden daha dirençli olduğu, yer değiştirmenin en fazla olduğu krom-kobalt içerikli apareyin ise en az deformasyon direcine sahip olduğu görülmektedir. Sanal modellerde ilk vida aktivasyonu sonrası oluşan yer değiştirmelere bakıldığında ise en fazla transversal açılma krom-kobalt içerikli apareyde, en az açılma ise paslanmaz çelik içerikli apareyde meydana gelmiştir.

Bantleon (1989), çalışmasında saf titanyumun paslanmaz çeliğe göre esnekliğinin fazla ve sertliğinin daha düşük olmasıyla birlikte deformasyona direncinin de daha az olduğunu

bildirmiştir. Benzer şekilde Arens ve Hansis (1996), titanyum implantlarla yaptıkları çalışmada rijit paslanmaz çeliğin daha elastik bir metal olan titanyuma göre deformasyona daha dirençli olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da titanyum içerikli apareyde paslanmaz çelik içerikli apareye göre daha fazla deformasyon olduğu bulunmuştur.

Muchitsch ve ark. (2011), HÜÇG apareyinin tutucu kolları ile ilgili yaptıkları çalışmada titanyum metalinden üretilen apareyin titanyumun metal sertliğine bağlı dayanıklılığının tedaviye uygun hale getirilebilmesi için aparey kollarının çapının paslanmaz çelikten üretilen apareyin tutucu kollarının çapına göre daha büyük olduğunu, bununla birlikte titanyumun esnekliği sebebiyle en fazla deformasyonun titanyum apareyde olduğunu saptamışlardır. Bu çalışmanın sonuçları da çalışmamızın sonuçları ile uyumludur. Çalışmamızda bu çalışmalardan farklı olarak krom-kobalt içerikli aparey de kıyaslanmış ve en çok deformasyon bu apareyde görülmüştür.

Transversal düzlemde yer değiştirmelerin SEA ile değerlendirildiği çalışmamızda, x düzleminde dişlerin kronlarında meydana gelen yer değiştirme lateral yönde gerçekleşmiştir. Diş kronlarında görülen bu lateral yer değiştirme en fazla santral dişler arasında olmakla birlikte santral keser dişten birinci premolar dişe kadar giderek artmakta iken birinci premolar dişten ikinci molar dişe kadar ise giderek azalmaktadır. Yapılan transversal genişletmeler sonucunda çalışmamızın modellerindeki transversal yöndeki yer değiştirmeler karşılaştırıldığında her üç apareyde de supero-inferior ile antero-posterior yönlerde oluşan kama (V) şeklinde genişlemelerde, anteriorda posteriordan fazla ve inferiorda superiordan daha fazla genişleme gözlenmiştir. Çalışmamızın sonuçları, bu konuda daha önce yapılan birçok çalışmanın sonuçlarıyla uyumludur (Akkaya et al., 1998; Gautam et al., 2009; Işeri et al., 1998; Jafari et al., 2003; Wertz, 1970).

Klinik pratiğinde aynı hastada üç farklı metalden üretilmiş üç ayrı HÜÇG apareyi ile transversal genişletme yaparak apareylerin etkisini değerlendirebilmek mümkün değildir. SEA ile üç ayrı metal alaşımından üretilen apareylerin aynı model üzerinde oluşturduğu stresleri ve yer değiştirmeleri ölçerek karşılaştırabilen çalışmamız, ortodonti kliniğine katkı sağlaması açısından önem taşımaktadır.

Literatürde paslanmaz çelik ve titanyum metallerini kıyaslayan çalışmalar olsa da (Bantleon et al., 1989; Muchitsch et al., 2011) krom-kobalt metalini diğer iki metalle kıyaslayan herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Ayrıca krom-kobalt içerikli ortodontik apareylerle alakalı çalışmalar oldukça az sayıdadır (Graf et al., 2017). Her üç metal içeriğini kıyaslayan bu çalışma ile literatüre bu anlamda da katkı sağlamak amaçlanmıştır.

Çalışmamızın limitasyonları; zamana bağlı aparey metallerinin yorgunluğunun ihmal edilmesi, yumuşak dokuların ihmal edilmesi, zamana bağlı oluşacak yer değiştirme ile streslerin değişebilirliği, dokuların homojen olarak kabul edilmesi ve çalışma modelinin klinikteki olguların aksine simetrik yapıda bir fantom model olmasıdır.

Günümüzde nüfusun ve çevre kirliliğinin artışına bağlı sıklıkla görülen çeşitli bulaşıcı hastalıklarda diş hekimliği meslek grubu, hastalarla yakın temas sebebiyle yüksek risk altındadır. Ayrıca tüm sağlık kurumları gibi diş klinikleri de hasta sirkülasyonu sebebiyle çapraz enfeksiyon açısından bulaşıcı hastalıkların yayılımına oldukça müsaittir. Tüm dünyada Covid 19 pandemisinin yıkıcı etkileri sürerken CAD/CAM teknolojilerinden yararlanılarak dijital iş akışının takip edilmesi, geleneksel yöntemde olduğu gibi ölçülerin dezenfekte edilmesine gerek kalmaması ve laboratuvar etkileşiminin minimum seviyede olduğunun yapılan çalışmalarda belirtilmesi (Arora et al., 2017; Gallardo et al., 2018) nedeniyle çapraz enfeksiyonla mücadeleye destek sağlayacağı düşünülmektedir.

Sonuç olarak, çalışmamızda hızlı maksiller genişletme tedavisinde yapılan transvers genişletme esnasında en az von Mises stres titanyum içerikli apareyde meydana gelmiştir. Titanyumdan üretilen apareylerin maliyetinin fazlalığı düşünüldüğünde oluşan streslerin titanyum içerikli apareye yakın sonuçlar veren ve hatta deformasyona bağlı yer değiştirmesi çok daha az olan paslanmaz çelik içerikli apareyler kullanılabilir. Diş hekimliğinde mükemmel mekanik özellikleri, dayanıklılığı ve biyouyumluluğu sebebiyle sıklıkla kullanılan krom-kobalt alaşımını içeren apareylerde hem daha çok stres oluştuğu hem de deformasyona bağlı daha fazla yer değiştirmeye uğradığından klinik olarak titanyumdan veya paslanmaz çelikten üretilen apareylerin kullanımı daha uygundur (Cantarella et al., 2021; Di Fiore et al., 2020). Maliyet ve üretime bağlı sorunlar aşılabılırsa, genişletme tedavilerinde titanyumdan üretilen apareylerin

kullanılması; maliyetin ucuz olması istendiğinde ise deformasyona bağılı yer değıştirmesi en az olan paslanmaz çelik apareylerin kullanılması önerilmektedir.

Çalışmamız, ortodonti pratiğinde tam dijitalizasyondan sonra yapılması gereken iş akışını ortaya koyup fiziksel dökümlere ihtiyaç duymadan doğrudan basılmış bir metal apareyin adım adım üretilme prosedürünü sunarak dünyada geçerli son teknolojilerin bire bir uygulanabilmesi için öncülük etmeyi amaçlamıştır. Ortodonti bilimine ve klinik çalışmalara ışık tutabilecek sonlu elemanlar analizi çalışmamızın konusuna katkı sağlayabilecek daha fazla klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

REFERANSLAR

- Adiguzel, O. (2010). Sonlu Elemanlar Analizi: Derleme Bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Diş Hek Derg*, 11(1), 18–23.
- Adkins, M., Nanda, R., & Currier, G. (1990). Arch perimeter changes on rapid palatal expansion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 97(3), 194–199.
- Agarwal, A., & Mathur, R. (2010). Maxillary Expansion. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 3(3), 139–146. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10005-1069>
- Akin, M., Akgul, Y., Ileri, Z., & Basciftci, F. (2016). Three-Dimensional Evaluation of Hybrid Expander Appliances: A Pilot Study. *Angle Orthodontist*, 86(1), 81–86. <https://doi.org/10.2319/121214-902.1>
- Akkaya, S., Lorenzon, S., & Uçem, T. (1998). Comparison of dental arch and arch perimeter changes between bonded rapid and slow maxillary expansion procedures. *Eur J Orthod*, 20(3), 255–261.
- Algharbi, M., Bazargani, F., & Dimberg, L. (2017). Do different maxillary expansion appliances influence the outcomes of the treatment? *European Journal of Orthodontics*, 1–10.
- Almuzian, M., Short, L., Isherwood, G., Al-Muzian, L., & McDonald, J. (2016). Rapid Maxillary Expansion: A Review of Appliance Designs, Biomechanics and Clinical Aspects. *Ortho Update*, 9, 90–95.
- Andre, C., Rino-Neto, J., Iared, W., Pasqua, B., & Nascimento, F. (2021). Stress distribution and displacement of three different types of micro-implant assisted rapid maxillary expansion (MARME): a three-dimensional finite element study. *Progress in Orthodontics*, 22, 20.
- Andreasen, G. (1970). Variable continuous forces. *Aust Dent J*, 15, 10–15.
- Angelieri, F., Franchi, L., Cevitanes, L., Bueno-Silva, B., & McNamara, J. J. (2016). Prediction of rapid maxillary expansion by assessing the maturation of the midpalatal suture on cone beam CT. *Dental Press J Orthod*, 21(6), 115–125.
- Aragon, M., Pontes, L., Bichara, L., Flores-Mir, C., & Normando, D. (2016). Validity and reliability of intraoral scanners compared to conventional gypsum models measurements: a systematic review. *Eur J Orthod*, 38, 429–434.
- Arens, S., & Hansis, M. (1996). Titanium implants in accident surgery-when are they necessary? *Langenbecks Archiv Für Chirurgie. Supplement. Kongressband Deutsche Gesellschaft Für Chirurgie*, 113, 938–940.

- Arıncı, K., & Elhan, A. (2001). *Anatomi*. Güneş Kitabevi.
- Arora, S., Mittal, S., & Dogra, V. (2017). Eco-friendly dentistry: Need of future. An overview. *J Dent All Sci*, 6(1), 22–27.
- Baldawa, R., & Bhad, W. (2011). Stress distribution analysis during an intermaxillary dysjunction: A 3-D FEM study of an adult human skull. *Ann Maxillofac Surg*, 1(1), 19–25.
- Ballanti, F., Lione, R., Baccetti, T., Franchi, L., & Cozza, P. (2010). Treatment and posttreatment skeletal effects of rapid maxillary expansion investigated with low-dose computed tomography in growing subjects. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 138, 311–317.
- Bantleon, H., Droschl, H., & Stern, G. (1989). Different applications of various wire alloys in fixed appliance technic. *Inf Orthod Kieferorthop* ., 21(2), 173–183.
- Barone, T. R., Cahali, M. B., Vasconcelos, C., & Barone, J. R. (2020). A Comparison of Tooth-Borne and Bone-Anchored Expansion Devices in SARME. *Oral and Maxillofacial Surgery*. <https://doi.org/10.1007/s10006-020-00837-8>
- Başçiftçi, F., & Karaman, A. (2002). Effects of a modified acrylic bonded rapid maxillary expansion appliance and vertical chin cap on dentofacial structures. *Angle Orthod*, 72, 61–71.
- Bell, W., & Epker, B. (1976). Surgical-Orthodontic Expansion of The Maxilla. *Am J Orthod*, 70(5), 517–28.
- Betts, N., Vanarsdall, R., Barber, H., Higgins-Barber, K., & Fonseca, R. (1995). Diagnosis and Treatment of Transverse Maxillary Deficiency. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*.
- Biederman, W. (1968). A hygienic appliance for rapid expansion. *Journal of Practical Orthodontics*, 2, 67–70.
- Biederman, W. (1973). Rapid correction of Class 3 malocclusion by midpalatal expansion. *Am J Orthod*, 63, 47–55.
- Bishara, S. E. (2001). *Textbook of Orthodontics* (S. C. . WB (ed.)).
- Bishara, S., & Staley, R. (1987). Maxillary Expansion: Clinical Implications. *Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 91, 3–14.
- Björk, A. (1955). Facial growth in man, studied with the aid of metallic implants. *Acta Odontologica*, 13, 9–34.
- Björk A, S. V. (1977). Growth of the maxilla in three dimensions as revealed radiographically by the implant method. *British Journal of Orthodontics*, 4, 53.

- Boyd, R., Miller, R., & Vlaskalic, V. (2000). The Invisalign system in adult orthodontics: mild crowding and space closure cases. *Journal of Clinical Orthodontics*, 34(4), 203–212.
- Brandestini, M., & Moermann, W. (1989). Method and apparatus for the three-dimensional registration and display of prepared teeth. In *Google Patents*.
- Braun, S., Bottrel, J., Lee, K., Lunazzi, J., & Legan, H. (2000). The biomechanics of rapid maxillary sutural expansion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 118(3), 257–261.
- Brunelle, J., Bhat, M., & Lipton, J. (1996). Prevalence and distribution of selected occlusal characteristics in the US population, 1988–1991. *J Dent Res*, 75, 706–713.
- Camporesi, & et al. (2013). Evaluation of mechanical properties of three different screws for rapid maxillary expansion. *BioMedical Engineering OnLine*, 12, 128.
- Cantarella, D., Quinzi, V., Karanxha, L., Zanata, P., Savio, G., & Del Fabbro, M. (2021). Digital Workflow for 3D Design and Additive Manufacturing of a New Miniscrew-Supported Appliance for Orthodontic Tooth Movement. *Appl. Sci.*, 11, 928.
- Celikoglu, M., Akpinar, S., & Yavuz, I. (2010). The pattern of malocclusion in a sample of orthodontic patients from Turkey. *Med Oral Patol Oral Cir Buca*, 15(5), 791–796.
- Chaconas, S. J., & Caputo, A. A. (1982). Observation of orthopedic force distribution produced by maxillary orthodontic appliances. *American Journal of Orthodontics*, 82(6), 492–501. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(82\)90318-9](https://doi.org/10.1016/0002-9416(82)90318-9)
- Choi, J., Choo, H., Oh, S., Park, J., Chung, K., & Kim, S. (2021). Finite element analysis of C-expanders with vertical vectors of anchor screws. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 159(6), 799–807.
- Chua, C., Leong, K., & Lim, C. (2010). *Rapid prototyping: principles and applications*. World Scientific Publishing Company.
- Coloccia G, I., AD, Inchingolo AM, M. G., Montenegro V, Patano A, M., & G, Laudadio C, Limongelli L, Di Venere D, et al. (2021). Effectiveness of Dental and Maxillary Transverse Changes in Tooth-Borne, Bone-Borne, and Hybrid Palatal Expansion through Cone-Beam Tomography: A Systematic Review of the Literature. *Medicina*, 57(288).
- Cotrim-Ferreira, F. (1996). Biomecânica do movimento dental. In: Vellini-Ferreira F. Ortodontia: diagnóstico e planejamento clínico. *São Paulo (SP): Artes Médicas*, 353–390.
- Curry, S., Baumrind, S., Carlson, S., Beers, A., & Boyd, R. (2001). Integrated three-dimensional craniofacial mapping at the Craniofacial Research Instrumentation Laboratory/University of the Pacific. *Elsevier*, 7(4), 258–265.
- D’Souza, I. M., Kumar, H. C. K., & Shetty, K. S. (2015). Dental Arch Changes Associated with

- Rapid Maxillary Expansion: A Retrospective Model Analysis Study. *Contemporary Clinical Dentistry*. <https://doi.org/10.4103/0976-237X.149292>
- Da Silva Filho, O. G., Santamaria, M., & Capelloza Filho, L. (2007). Epidemiology of posterior crossbite in the primary dentition. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 32(1), 73–78. <https://doi.org/10.17796/jcpd.32.1.h53g027713432102>
- Davidovitch, M., Efstathiou, S., Sarne, O., & Vardimon, A. (2005). Skeletal and Dental Response to Rapid Maxillary Expansion with 2- versus 4- Band Appliances. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 127, 483–492.
- De Almeida, R., De Almeida, M., Oltramari-Navarro, P., Conti, A., Navarro, R., & Marques, H. (2012). Posterior crossbite - treatment and stability. *J Appl Oral Sci*, 20(2), 286–294.
- De Assis, D. S. F., Xavier, T. A., Noritomi, P. Y., & Gonçalves, E. S. (2014). Finite Element Analysis of Bone Stress After SARPE. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2013.06.210>
- De la Iglesia G, Walter A, De la Iglesia F, Winsauer H, P. A. (2018). Stability of The Anterior Arm of Three Different Hyrax Hybrid Expanders: An in Vitro Study. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 23(1), 37–45. <https://doi.org/10.1590/2177-6709.23.1.037-045.oar>
- de Sousa Araugio, R., Landre Jr, J., Silva, D., Pacheco, W., Pithon, M., & Oliveira, D. (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.
- Di Fiore, A., Savio, G., Stellini, E., Vigolo, P., Monaco, C., & Meneghello, R. (2020). Influence of ceramic firing on marginal gap accuracy and metal-ceramic bond strength of 3D-printed Co-Cr frameworks. *J. Prosthet. Dent.*, 124, 75–80.
- Drake, S., Wayne, D., Powers, J., & Asgar, K. (1982). Mechanical properties of orthodontic wires in tension, bending, and torsion. *Am J Orthod*, 82(3), 206–210.
- Duret, F., & Termoz, C. (1987). Method of and apparatus for making a prosthesis, especially a dental prosthesis. In *Google Patents*.
- Enlow DH. (1982). *Handbook of facial growth: Vol. 2nd Edition* (WB Saunders Company (ed.)).
- Fung, Y. (2013). *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. Springer Science & Business Media.
- Fürthauer, U., & Droschl, H. (1981). Die GaumennahtsprengungalsinterzeptiveMaßnahme. *Stomatologie*, 78, 165–168.

- Gallardo, Y., Bohner, L., Tortamano, P., Pigozzo, M., Lagana, D., & Sesma, N. (2018). Patient outcomes and procedure working time for digital versus conventional impressions: A systematic review. *J Prosthet Dent*, 119(2), 214–219.
- Gautam, P., Valiathan, A., & Adhikari, R. (2007). Stress and displacement patterns in the craniofacial skeleton with rapid maxillary expansion: a finite element method study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.*, 132(1), 5-e1.
- Gautam, P., Valiathan, A., & Adhikari, R. (2009). Craniofacial displacement in response to varying headgear forces evaluated biomechanically with finite element analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 135(4), 507–515.
- Gautam, P., Zhao, L., & Patel, P. (2011). Biomechanical response of the maxillofacial skeleton to transpalatal orthopedic force in a unilateral palatal cleft. *The Angle Orthodontist*, 81(3), 503–509.
- Gelgör, I., Karaman, A., & Ercan, E. (2007). Prevalence of Malocclusion Among Adolescents In Central Anatolia. *European Journal of Dentistry*, 01(03), 125–131. <https://doi.org/10.1055/s-0039-1698327>
- Geng, J., Tan, K., & Liu, G. (2001). Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry: A Review of The Literature. *J Prosthet Dent*.
- Gerlach, K., & Zahl, C. (2005). Surgically assisted rapid palatal expansion using a new distraction device: report of a case with an epimucosal fixation. *J Oral Maxillofac Surg*, 63, 711–713.
- Gogna, N., Johal, A., & Sharma, P. (2020). The stability of surgically assisted rapid maxillary expansion (SARME): A systematic review. *J Craniomaxillofac Surg*, 48(9), 845–852.
- Gómez-Gómez, S., Villarraga-Ossa, J., Arcila-Monsalve, J., Moreno-Garzón, D., & Ardila, C. (2019). Influence of Hyrax screw position on dental movement and cortical bone: A study of finite elements. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 11(12), e1099.
- Gorback, N., & Infante, C. (1975). A combined orthodontic and surgical procedure for rapid palatal expansion in skeletally mature patients. *Journal of Clinical Orthodontics*, 9, 56-58.
- Graber, L., Vanarsdall, R., Vig, K., & Huang, G. (2016). Orthodontics: current principles and techniques. In *Orthodontics: current principles and techniques*. Elsevier Health Sciences.
- Graber, T. M. (Thomas M. ., & Neumann, B. (1984). *Removable orthodontic appliances* (2. ed.). Saunders.
- Graf, S. (2017). Direct printed metal devices - The next level of computer-aided design and computer-aided manufacturing applications in the orthodontic care. *APOS Trends Orthod*, 7, 253–259.

- Graf, S. (2018). *Clinical guidelines for direct printed metal orthodontic appliances*.
- Graf, S., Cornelis, M., Gameiro, G., & Cattaneo, P. (2017). Computer-aided design and manufacture of hyrax devices: Can we really go digital? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 152, 870–874.
- Graf, S., Vasudavan, S., & Wilmes, B. (2018). CAD-CAM design and 3-dimensional printing of mini-implant retained orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 154, 877–882.
- Gunbay, T., Akay, M. C., Gunbay, S., Aras, A., Koyuncu, B. Ö., & Sezer, B. (2008). Transpalatal Distraction Using Bone-Borne Distractor: Clinical Observations and Dental and Skeletal Changes. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2008.06.105>
- Gungor, K., Taner, L., & Kaygisiz, E. (2016). Prevalence of posterior crossbite for orthodontic treatment timing. *Int J Clin Pediatr Dent*, 40(5), 422–424.
- Gungor, M. A., Dundar, M., & Artunc, C. (2005). Dişhekimliğinde Gerilme Analiz Yöntemleri. *EÜ Diş Hek Fak Derg*, 26, 107–116.
- Gunhan, O., Aras, A., Uluoz, U., & Palandoken, M. (1988). Çocuklarda Nazal Septum Deviasyonunun Düzeltilmesinde Hızlı Damak Ekspansiyon Yönteminin Etkisi. *Otorinolaringoloji ve Stomatoloji Dergisi*, 3, 126–136.
- Guru, M., & Yalcin, H. (2006). *Malzeme Bilgisi*. Palme Yayıncılık.
- Haas, A. (1961). Rapid expansion of the maxillary dental arch and nasal cavity by opening the midpalatal suture. *The Angle Orthodontist*, 31, 73–90.
- Haas, A. (1965). The Treatment of Maxillary Deficiency by Opening The Midpalatal Suture. *Angle Orthod*, 35(3), 200–217.
- Haas, A. (1970). Palatal expansion: just the beginning of dentofacial orthopedics. *American Journal of Orthodontics*, 57, 219–255.
- Haas, A. (1980). Long-term posttreatment evaluation of rapid palatal expansion. *The Angle Orthodontist*, 50, 189–217.
- Habersack, K., Karoglan, A., Sommer, B., & Benner, K. (2007). High-resolution multislice computerized tomography with multiplanar and 3-dimensional reformation imaging in rapid palatal expansion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131, 776–781.
- Halıcıoğlu, K., & Yavuz, İ. (2011). Üst Çene Genişletmesinde Apareyler ve Felsefeler Literatür Derlemesi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 32–39.

- Helm, S. (1968). Malocclusion in Danish children with adolescent dentition: An epidemiologic study. *American Journal of Orthodontics*, 54(5), 352–366. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(68\)90304-7](https://doi.org/10.1016/0002-9416(68)90304-7)
- Hermanson, H., Kurol, J., & Rönnerman, A. (1985). Treatment of unilateral posterior crossbite with quad-helix and removable plates. A retrospective study. *European Journal of Orthodontics*, 7(2), 97–102. <https://doi.org/10.1093/EJO/7.2.97>
- Hicks, E. P. (1978). Slow maxillary expansion. A clinical study of the skeletal versus dental response to low-magnitude force. *American Journal of Orthodontics*, 73(2), 121–141. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(78\)90183-5](https://doi.org/10.1016/0002-9416(78)90183-5)
- Holberg, C., & Rudzki-Janson, I. (2006). Stresses at the cranial base induced by rapid maxillary expansion. *The Angle Orthodontist*, 76(4), 543–550.
- Howe, R. (1982). Palatal expansion using a bonded appliance. Report of a case. *Am J Orthod*, 82, 464–468.
- Hughes, T. (1987). *The Finite Element Method: Linear Static and Dynamic Finite Element Analysis*. Prentice-Hall.
- İnan, M. (1984). *Cisimlerin mukavemeti*. Birsen Yayınevi.
- Isaacson, R., & Murphy, T. (1964). Some effects of rapid maxillary expansion in cleft lip and palate patients. *The Angle Orthodontist*, 34, 143–153.
- Isaacson RJ, I. A. (1964). Forces produced by rapid maxillary expansion. 2. forces present during treatment. *Angle Orthod* , 261–270.
- Isaacson RJ, W. J. I. A. (1964). Forces produced by rapid maxillary expansion. I. Design of the force measuring system . *Angle Orthod*, 34:256-260.
- Iseri, H., & Ozsoy, S. (2004). Semirapid Maxillary Expansion - A Study of Long-Term Transverse Effects in Older Adolescents and Adults. *Angle Orthodontist*, 74(1), 71–78. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2004\)074<0071:SMESOL>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2004)074<0071:SMESOL>2.0.CO;2)
- Işeri, H., Tekkaya, A., Öztan, Ö., & Bilgic, S. (1998). Biomechanical effects of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by the finite element method. *The European Journal of Orthodontics*, 20, 347–356.
- İseri H.Ozsoy S. (2004). Semirapid Maxillary Expansion-A Study of Long-Term Transverse Effects in Older Adolescents and Adults. In *Angle Orthodontist* (Vol. 74, Issue 1).
- Jacobs, J., Bell, W., Williams, C., & Kennedy, J. (1980). Control of The Transverse Dimension with Surgery and Orthodontics. *Am J Orthod*, 77(3), 284–306.

- Jacobs, J. D., Bell, W. H., Williams, C. E., & Kennedy, J. W. (1980). Control of The Transverse Dimension with Surgery and Orthodontics. *American Journal of Orthodontics*, 77(3), 284–306. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(80\)90083-4](https://doi.org/10.1016/0002-9416(80)90083-4)
- Jafari, A., Shetty, K. S., & 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*. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2003\)073<0012:SOSDAD>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2003)073<0012:SOSDAD>2.0.CO;2)
- Joffe, L. (2003). Invisalign®: early experiences. *Journal of Orthodontics*, 30(4), 348–352.
- Keating, A., Knox, J., Bibb, R., & Zhurov, A. (2008). A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. *J Orthod*, 35(3), 191–201.
- Khosravi, M., Ugolini, A., Miresmaeili, A., Mirzaei, H., Shahidi-Zandi, V., Soheilifar, S., & Al, E. (2019). Tooth-borne versus Bone-borne Rapid Maxillary Expansion for Transverse Maxillary Deficiency: A Systematic Review. *International Orthodontics*, 17, 425–436.
- Kilic, E., Kilic, B., Kurt, G., Sakin, C., & Alkan, A. (2013). Effects of Surgically Assisted Rapid Palatal Expansion with and without Pterygomaxillary Disjunction on Dental and Skeletal Structures: A Retrospective Review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*.
- Knop, L., Gandini, L., Shintcovsk, R., & Gandini, M. (2015). Scientific use of the finite element method in orthodontics. *Dental Press J Orthod*, 20(2), 119–125.
- Koudstaal, M. J., Wolvius, E. B., Schulten, A. J. M., Hop, W. C. J., & van der Wal, K. G. H. (2009). Stability, Tipping and Relapse of Bone-Borne Versus Tooth-Borne Surgically Assisted Rapid Maxillary Expansion; A Prospective Randomized Patient Trial. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2009.02.012>
- Koudstaal, M., van der Wal, K., Wolvius, E., & Schulten, A. (2006). The Rotterdam Palatal Distractor: introduction of the new bone-borne device and report of the pilot study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 35, 31–35.
- Koudstaal, Maarten J., Poort, L. J., van der Wal, K. G. H., Wolvius, E. B., Prahl-Andersen, B., & Schulten, A. J. M. (2005). Surgically Assisted Rapid Maxillary Expansion (SARME): A Review of The Literature. In *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2005.04.025>
- Kravitz, N., Kusnoto, B., BeGole, E., Obrez, A., & Agran, B. (2009). How well does Invisalign work? A prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign. 135(1), 27–35.
- Kruth, J., Levy, G., Klocke, F., & Childs, T. (2007). Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing. *CIRP Annals*, 56(2), 730–759.

- Kruth, J., Mercelis, P., Vaerenbergh, J., Froyen, L., & Rombouts, M. (2005). Binding Mechanisms in Selective Laser Sintering and Selective Laser Melting. *Rapid Prototyping Journal*, 11, 26–36.
- Kutin, G., & Hawes, R. (1969). Posterior cross-bites in the deciduous and mixed dentitions. *American Journal of Orthodontics*, 56, 491–504.
- Kutz, M. (1998). *Mechanical engineers' handbook*. Wiley.
- Lagravère, M. O., Carey, J. P., Heo, G., Toogood, R. W., & Major, P. W. (2010). Transverse, Vertical, and Anteroposterior Changes from Bone-Anchored Maxillary Expansion vs Traditional Rapid Maxillary Expansion: A Randomized Clinical Trial. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2009.10.004>
- Latham, R. (1970). Maxillary development and growth: the septo-premaxillary ligament. *Journal of Anatomy*, 107(Pt 3), 471. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1233872/>
- Latham, R. (1971). The development, structure and growth pattern of the human mid-palatal suture. *Journal of Anatomy*, 108, 31.
- Lee, H., Bayome, M., Ahn, C., Kim, S., Kim, K., MO, S., & Kook, Y. (2014). Stress distribution and displacement by different bone-borne palatal expanders with micro-implants: a three-dimensional finite element analysis. *European Journal of Orthodontics*, 36(5), 531–540.
- Lee, K., Park, Y., Park, J., & Hwang, W. (2010). Miniscrew-assisted nonsurgical palatal expansion before orthognathic surgery for a patient with severe mandibular prognathism. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137, 830–839.
- Lee, S., Park, J., Bayome, M., Kim, K., Araujo, E., & Kook, Y. (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.
- Lima, A., Lima, A., Lima Filho, R., & Oyen, O. (2004). Spontaneous mandibular arch response after rapid palatal expansion: a long-term study on Class I malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 126(5), 576–582.
- Lione, R., Ballanti, F., Franchi, L., Baccetti, T., & Cozza, P. (2008). Treatment and posttreatment skeletal effects of rapid maxillary expansion studied with low-dose computed tomography in growing subjects. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 134, 389–392.
- Lombardo, L., Albertini, P., Cervinara, F., Brucculeri, L., & Siciliani, G. (2020). Early Class III Treatment with Hybrid Rapid Palatal Expander Combined with Facemask. *International Orthodontics*, 18(3), 624–635. <https://doi.org/10.1016/j.ortho.2020.05.002>

- 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.
- Macchi, A., Carrafiello, G., Cacciafesta, V., & Norcini, A. (2006). Threedimensional Digital Modeling and Setup. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 129, 605–610.
- MacGinnis, M., Chu, H., Youssef, G., Wu, K., Machado, A., & 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, 52.
- Marghitu, D. (2001). *Mechanical engineer's handbook*. Elsevier.
- Marshall, S., Southard, K., & Southard, T. (2005). Early transverse treatment. *Seminars in Orthodontics*, 11, 130–139.
- 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, J. (1999). *Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi*. (Ç. N. E (ed.); 7.baskı). İstanbul: İ.Ü. Yayınları.
- McNamara, J. (2000). Maxillary Transverse Deficiency. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*.
- McNamara Jr, J., Sigler, L., Franchi, L., Guest, S., & Baccetti, T. (2010). Changes in Occlusal Relationships in Mixed Dentition Patients Treated with Rapid Maxillary Expansion: A Prospective Clinical Study. *The Angle Orthodontist*, 80, 230–238.
- Meijer, H., Starmans, F., Steen, W., & Bosman, F. (1993). Three-Dimensional, Finite-Element Analysis of Bone Around Dental Implants in An Edentulous Human Mandible. *Arch Oral Biol*, 38(6), 491–496.
- Melgaço, C., Neto, J., Jurach, E., Nojima, M., Sant'Anna, E., & Nojima, L. (2014). Rapid maxillary expansion effects: An alternative assessment method by means of cone-beam tomography. *Dental Press J Orthod*, 19(5), 88–96.
- Melsen, B. (1972). A histological study of the influence of sutural morphology and skeletal maturation on rapid palatal expansion in children. *Trans Europ Orthod Soc*, 48, 499–507.
- Memikoglu, T., & Iseri, H. (1997). Nonextraction treatment with a rigid acrylic, bonded rapid maxillary expander. *Journal of Clinical Orthodontics*, 31(2), 113–118.
- Memikoglu, T., Ufuk, T., & Iseri, H. (1999). Effects of a bonded rapid maxillary expansion appliance during orthodontic treatment. *Angle Orthod*, 69(3), 251–256.

- Mills, J. R. E. (1987). *Principles and practice of orthodontics* (2nd ed.). Churchill Livingstone.
- Moaveni, S. (2001). *Finite Element Analysis: Theory and Application with Ansys*. Prentice-Hall.
- Möhlhenrich, S. C., Modabber, A., Kniha, K., Peters, F., Steiner, T., Hölzle, F., Fritz, U., & Raith, 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*. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2017.05.015>
- Mommaerts, M. (1999). Transpalatal distraction as a method of maxillary expansion. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 37, 268–272.
- Moyers, R. (1980). *Handbook of Orthodontics* (Third Edit). Year Book Medical Publishers Inc.
- Muchitsch, A., Wendl, B., Winsauer, H., Pichelmayer, M., & Payer, M. (2011). Rapid maxillary expansion screws on the test bench—a pilot study. *European Journal of Orthodontics*, 33(3), 256–262.
- Muhammed, D., Şibal, Ç., & Ankara, O. (2017). Maksiller Protraksiyon Amacıyla Kullanılan İki Farklı Sistemin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi. *Hacettepe Üniv. Diş. Hek. Fak. Derg.*
- Munoz-Pereira, M., Haas-Junior, O., Silva Meirelles, L., Machado-Fernandez, A., Guijerro-Martinez R, H.-A. F., & de Olivier, R. (2021). Stability and Surgical Complications of Tooth-Borne and Bone-Borne Appliances in Surgical Assisted Rapid Maxillary Expansion: A Systematic Review. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 59(2), 29–47.
- Nowak, R., Olejnik, A., Gerber, H., Fraczak, R., & Zawislak, E. (2021). Comparison of Tooth- and Bone-Borne Appliances on the Stress Distributions and Displacement Patterns in the Facial Skeleton in Surgically Assisted Rapid Maxillary Expansion—A Finite Element Analysis (FEA) Study. *Materials*, 14, 1152.
- Nur, B., İlhan, D., Fişekcioglu, E., & Oktay, I. (2014). Prevalence of orthodontic malocclusion and evaluation criteria in 7 geographic regions of Turkey. *Turkish J Orthod Vol*, 26(4), 154–161.
- Oliveira, K., Vedovello Filho, M., Kuramae, M., Lucato, A., & Valdhigi, H. (2012). In vitro evaluation of flexural strength of different brands of expansion screws. *Dental Press J Orthod*, 17(3), 103–107.
- Orhan, M., Öztürk, A., Üşümez, S., & Malkoç, S. (2002). Vertikal Büyüme Yönüne Sahip BireylerdeRapid Maksiller Ekspansiyonun Etkileri-Bir Ön Çalışma. *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, 8, 1–6.
- Orhan, M., Üşümez, S., & Malkoc, S. (2003). Technical Note: Modified Bonded Rapid

- Maxillary Expansion Appliance. *World Journal of Orthodontics*, 4, 119–125.
- Oshagh, M., Momeni Danaei, S. H., Hematian, M. R., Oshagh, M. R., Zade, A. H., & Saboori, A. A. (2009). *In vitro* evaluation of force-expansion characteristics in a newly designed orthodontic expansion screw compared to conventional screws. *Indian Journal of Dental Research*, 20(4), 437. <https://doi.org/10.4103/0970-9290.59447>
- Patzelt, S., Lamprinos, C., Stampf, S., & Att, W. (2014). The time efficiency of intraoral scanners: an in vitro comparative study. *J Am Dent Assoc*, 145(6), 542–551.
- Persson M, T. B. (1977). *Palatal Suture Closure in Man from 15 to 35 Years of Age*. 72(1), 42–52.
- Peterson, J., & Dechow, P. (2003). Material properties of the human cranial vault and zygoma. *Anat Rec Part A Discov Mol Cell Evol Biol An Off Publ Am Assoc Anat.*, 274(1), 785–797.
- Peterson, J., Wang, Q., & Dechow, P. (2006). Material properties of the dentate maxilla. *Anat Rec Part A Discov Mol Cell Evol Biol An Off Publ Am Assoc Anat.*, 288(9), 962–972.
- Phan, X., & Ling, P. (2007). Clinical limitations of Invisalign. *Journal of the Canadian Dental Association*, 73(3).
- Proffit, W. R., Fields, H. W., Larson, B. E., & Sarver, D. M. (2019). *Contemporary Orthodontics* (6th ed.).
- Proffit, W., Turvey, T., & Phillips, C. (1996). Orthognathic Surgery: A Hierarchy of Stability. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*, 11(3), 191–204.
- Proffit WR, & Fields HW. (2000). Contemporary Orthodontics. In 3 rd ed. St. Louis: Mosby Inc; Back to cited text no. 2 (Ed.), *Contemporary Orthodontics* (pp. 256–260).
- Putz R, Pabst R, & Elhan A. (2006). *Sobotta İnsan Anatomisi Atlası Cilt I. Türkçe 6. Baskı* (Elsevier Urban ve Fisher (ed.)).
- Quimby, M., Vig, K., Rashid, R., & Firestone, A. (2004). The accuracy and reliability of measurements made on computer-based digital models. *Angle Orthod*, 74(3), 298–303.
- Ramoğlu, S, & Ozan, O. (2014). Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.*
- Ramoğlu, Serhat, & Ozan, O. (2014). Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.*
- Redmond, W. (2001). Digital models: a new diagnostic tool. *J Clin Orthod*, 35, 386–387.
- Reyneke, J., & Conley, R. (2020). Surgical/Orthodontic Correction of Transverse Maxillary Discrepancies. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*, 32(1), 53–69.

- Rho, J., Ashman, R., & Turner, C. (1993). Young's Modulus of Trabecular and Cortical Bone Material: Ultrasonic and Microtensile Measurement. *J Biomech*, 26, 111–119.
- Sandikçioğlu, M., & Hazar, S. (1997). Skeletal and dental changes after maxillary expansion in the mixed dentition. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics : Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics*, 111(3), 321–327. [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(97\)70191-4](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(97)70191-4)
- Sant'Ana, L., Pinzan-Vercelino, CRM Gurgel, J., & Carvalho, P. (2016). Evaluation of Surgically Assisted Rapid Maxillary Expansion with and without Midpalatal Split. *Int J Oral Maxillofac Surg*.
- Santos, E., Shiomi, M., Osakada, K., & Laoui, T. (2006). Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *Int J Mach Tools Manuf*, 46, 1459–1468.
- Savio, G., Rosso, S., Meneghello, R., & Concheri, G. (2018). Geometric modeling of cellular materials for additive manufacturing in biomedical field: A review. *Appl. Bionics Biomech*.
- Schuster, G., Borel-Scherf, I., & Schopf, P. (2005). Frequency of and complications in the use of RPE appliances—results of a survey in the Federal State of Hesse, Germany. *J Orofac Orthop*, 66, 148–161.
- Scribante, A., Gallo, S., Pascadopoli, M., Canzi, P., Marconi, S., Montasser, M., Bressani, D., Gandini, P., & Sfondrini, M. (2022). Properties of CAD/CAM 3D Printing Dental Materials and Their Clinical Applications in Orthodontics: Where Are We Now? *Advance of the Mechanical Properties of Dental Materials*, 12(2), 551.
- Sicurezza, E., Palazzo, G., & Leonardi, R. (2011). Three-dimensional computerized tomographic orbital volume and aperture width evaluation: a study in patients treated with rapid maxillary expansion. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 111, 503–507.
- Singh, V. (2014). *Textbook of Anatomy Head, Neck and Brain* (2nd ed.). Elsevier.
- Siqueira, D., Cardoso, M., Filho, L., Goldenberg, D., & Fernandes, M. (2015). Periodontal and dental effects of surgically assisted rapid maxillary expansion, assessed by using digital study models. *Dental Press J Orthod*, 20(3), 58–63.
- Soares, C., Versluis, A., Valdivia, A., Bicalho, A., Verissimo, C., & Barreto, B. (2012). *Finite Element Analysis in Dentistry-Improving the Quality of Oral Health Care*. (ed. F. E. A.-F. B. A. to I. D. Moratal D (ed.); pp. 25–56).
- Soriano, R., & M Das, J. (2019). *Anatomy, Head and Neck, Maxilla*.
- Sousa, M., Vasconcelos, E., Janson, G., Garib, D., & Pinzan, A. (2012). Accuracy and

- reproducibility of 3-dimensional digital model measurements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 142(2), 269–273.
- Southard, K., & Forbes, D. (1988). The effects of force magnitude on a sutural model: a quantitative approach. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 93(6), 460–466.
- Strub, J., Rekow, E., & Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*, 137(9), 1289–1296.
- Sucu, M., Yılmaz, B., & Ramoğlu, S. (2021). Evaluation of initial stress distribution and displacement pattern of craniofacial structures with 3 different rapid maxillary expansion appliance models: A 3-dimensional finite element analysis. *Turkish Journal of Orthodontics*, 34(1), 18–25.
- Suri, L., & Taneja, P. (2008). Surgically Assisted Rapid Palatal Expansion: A Literature Review. In *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2007.01.021>
- Surmen, H. (2019). Eklemeli İmalat (3B Baskı): Teknolojiler ve Uygulamalar. *Uludağ University Journal of The Faculty of Engineering*, 24, 373–392.
- Szuhanek, C., Nagib, R., Sinescu, C., Negrutiu, M., Manea, N., Buzatu, R., Dumitrescu, S., Mesaros, A., Cocir, R., Schiller, L., & Sarbu, A. (2018). Orthodontic Mini-Implants Hybrid Expanders in Palatal Expansion. *Revista de Chimie*, 69(7), 1905–1906. <https://doi.org/10.37358/rc.18.7.6442>
- Taneva, E., Kusnoto, B., & Evans, C. (2015). 3D scanning, imaging, and printing in orthodontics. In *Issues in Contemporary Orthodontics*. InTech.
- Tanne, K., Sakuda, M., & Burstone, C. (1987). Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 92(6), 499–505.
- Tarraf, N., & Ali, D. (2018). Present and the future of digital orthodontics. *Semin Orthod*, 24, 376–385.
- Taşkınsel, E., & Gümüş, H. (2014). Sonlu Elemanlar Stres Analizi ve Restoratif Diş Hekimliğinde Kullanımı. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, 8, 131–135.
- Tausche, E., Hansen, L., Hietschold, V., Lagravère, M. O., & 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 : Official Publication of the American Association of Orthodontists, Its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics*, 131(4 Suppl). <https://doi.org/10.1016/J.AJODO.2006.07.021>

- Tausche, E., Luck, O., & Harzer, W. (2004). Prevalence of malocclusions in the early mixed dentition and orthodontic treatment need. *European Journal of Orthodontics*, 26(3), 237–244. <https://doi.org/10.1093/ejo/26.3.237>
- Tehranchi, A., Ameli, N., Najirad, Z., & Mirhashemi, F. (2013). Comparison of the skeletal and dental changes of tooth-borne vs. bone-borne expansion devices in surgically assisted rapid palatal expansion: A finite element study. *Dent Res J*, 10(6), 777–783.
- Ten Hove, A. (1985). Palatal bar and lip bumper in nonextraction treatment. *Journal of Clinical Orthodontics : JCO*, 19(4), 272–291.
- Thilander, B., Wahlund, S., & Lennartsson, B. (1984). The effect of early interceptive treatment in children with posterior cross-bite. *European Journal of Orthodontics*, 6(1), 25–34. <https://doi.org/10.1093/ejo/6.1.25>
- Timms, D. (1981). *Rapid Maxillary Expansion*. Quintessence Publishing Co., Inc.
- Timms, D. J. (1986). The effect of rapid maxillary expansion on nasal airway resistance. *British Journal of Orthodontics*, 13(4), 221–228. <https://doi.org/10.1179/BJO.13.4.221>
- Timms, D. J., & Vero, D. (1981). The relationship of rapid maxillary expansion to surgery with special reference to midpalatal synostosis. *The British Journal of Oral Surgery*, 19(3), 180–196. [https://doi.org/10.1016/0007-117X\(81\)90003-2](https://doi.org/10.1016/0007-117X(81)90003-2)
- Timms, Donald J. (1980). A study of basal movement with rapid maxillary expansion. *American Journal of Orthodontics*, 77(5), 500–507. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(80\)90129-3](https://doi.org/10.1016/0002-9416(80)90129-3)
- Tinschert, J., Natt, G., Hassenpflug, S., & Spiekermann, H. (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *J of Comp Dent*, 7(1), 25–45.
- Tomazi, F., Conci, R., Heitz, C., Noritomi, P., de Menezes, L., de Lima, E., & Teixeira, E. (2022). The Hyrax appliance with tooth anchorage variations in surgically assisted rapid maxillary expansion: a finite element analysis. *Oral and Maxillofacial Surgery*.
- Ülgen, M. (2001). *Anomaliler, Sefalometri, Etioloji, Büyüme ve Gelişim, Tanı* (Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları (ed.); Sayı: 20 1).
- Ulusoy, C., & Darendeliler, N. (2008). Effects of Class II activator and Class II activator high-pull headgear combination on the mandible: a 3-dimensional finite element stress analysis study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133, 490–499.
- Ulusoy C, D. M. (2018). A new method for the treatment of unilateral posterior cross-bite: a three-dimensional finite element stress analysis study. *Progress in Orthodontics*, 19(1), 1–9.
- Ulusoy, M., & Aydın, K. (2010). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. Ankara

Üniversitesi Yayınları.

- Van Eijden, T. (2000). Biomechanics of The Mandible. *Crit Rev Oral Biol Med.*, 11(1), 123–136.
- Vandersea, B., Ruvo, A., & Frost, D. (2007). Maxillary Transverse Deficiency - Surgical Alternatives to Management. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*, 19(3), 351–368.
- Wakabayashi, N., Ona, M., Suzuki, T., & Igarashi, Y. (2008). Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent Res*, 36(7), 463–471.
- Wang, Y., Shi, B., Li, Y., Zheng, Q., & Deng, D. (2006). Comparative study of maxillary growth and occlusal outcome after autogenous rib grafting in complete cleft palate defect. *Journal of Craniofacial Surgery*, 17, 68–79.
- Wataha, J., & Messer, R. (2004). Casting alloys. *Dent Clin North Am*, 48, 499–512.
- Wertz, R. (1970). Skeletal and Dental Changes Accompanying Rapid Midpalatal Suture Opening. *Am J Orthod*, 58(1), 41–66.
- Wong, B. (2002). Invisalign a to z. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 121(5), 540–541.
- Yan, Q., Dong, H., Su, J., Han, J., Song, B., Wei, Q., & Shi, Y. (2018). A Review of 3D Printing Technology for Medical Applications. *Engineering*, 4, 729–742.
- Yao, Q., Morton, D., Eckert, G., & Lin, W.-S. (2020). The effect of surface treatments on the color stability of CAD-CAM interim fixed dental prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(2), 248–253.
- Zimring, J., & Isaacson, R. (1965). Forces Produced by Rapid Maxillary Expansion- III. Forces Present During Retention. *Angle Orthod*, 35, 178-186.