



**T.C. İSTANBUL SAĞLIK VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ  
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ**

**DOKTORA TEZİ**

**3 BOYUTLU DİJİTAL TASARIM PROGRAMLARI  
İLE TASARLANAN FARKLI FİZİKSEL  
PARAMETRELERE SAHİP SABİT BANT-LOOP YER  
TUTUCULARIN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ  
METODUYLA KIYASLANMASI**

**BERNA GÜR**

**Danışman  
PROF. DR. CEYHAN ALTUN**

**Pedodonti Anabilim Dalı**

**Doktora Programı**

**İSTANBUL, 2025**



## BEYAN

Bu tezin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu; çalışmamın hazırlık, veri toplama, analiz ve bulguların sunumu olmak üzere tüm aşamalarında bilimsel etik ilke ve kurallara uygun davrandığımı; bu çalışma kapsamında elde edilmeyen tüm veri ve bilgiler için kaynak gösterdiğimi ve bu kaynaklara kaynakçada yer verdiğimi; çalışmamın İstanbul Sağlık ve Teknoloji Üniversitesinde kullanılan "bilimsel intihal tespit programı" ile tarandığımı ve öngörülen standartları karşıladığımı beyan ederim.

Herhangi bir zamanda, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçlara razı olduğumu bildiririm.

Berna Gür

## İTHAF

Annem, babam ve değerli danışman hocam Prof. Dr. Ceyhan Altun'a ithaf ediyorum..



## TEŞEKKÜR

Doktora tezimi hazırlarken bilgi, tecrübe ve desteğiyle yolumu aydınlatan, her zaman yapıcı yaklaşımı ve yönlendirmeleriyle bana ilham kaynağı olan değerli danışmanım **Prof. Dr. Ceyhan Altun**'a en içten teşekkürlerimi sunarım.

Tez sürecimin her aşamasında kıymetli bilgileriyle katkı sağlayan ve akademik gelişimime büyük destek veren başta **Prof. Dr. Buğra Özen** olmak üzere **Prof. Dr. Elif Bahar TUNA, Dr. Öğr. Üyesi Gülce ESENTÜRK, Dr. Öğr. Üyesi Gizem YOĞURUCU DEĞERLİ** ve diğer bütün hocalarıma teşekkür ederim.

Tez çalışmam kapsamında gerçekleştirdiğim sonlu elemanlar analizine kıymetli mühendislik bilgisi, teknik donanımı ve özverili katkılarıyla destek olan, sürecin başarıyla tamamlanmasında önemli rol oynayan değerli mühendis ve **Öğr. Gör. Osman Koç**'a en içten teşekkürlerimi sunarım.

Bu sürecin hem zor hem keyifli anlarında yanımda olan değerli çalışma arkadaşlarım **Nazlıcan Kaçmaz, Bengisu Şabahat, Burcu Kurtar, Seda Yalvaç** ve **Yasemin Vural**'a; destekleriyle motivasyonumu artıran, İstanbul Üniversitesi'nden beri akademik hayatımda büyük katkısı olan canım **Ceyda İpek İşseven** ve canım **Çağrı İşseven**'e gönülden teşekkür ederim.

Her zaman yanımda olan, varlıklarıyla gücümü artıran **canım aileme**, özellikle **annem, babam ve sevgili babaanneme** sonsuz sevgileri, duaları ve fedakârlıkları için minnettarım.

Tüm bu süreç boyunca bana inanan, destekleyen ve emeği geçen herkese teşekkürü bir borç bilirim.

Haziran 2025

Berna Gür

# İÇİNDEKİLER

	Sayfa
BEYAN.....	iii
İTHAF .....	iv
TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER .....	vi
SİMGE VE KISALTMALAR LİSTESİ .....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	x
TABLolar LİSTESİ.....	xii
ÖZET.....	xiii
ABSTRACT .....	xiv
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Süt Dişlenme .....	3
2.1.1. Süt Dişlenme Dönemindeki Çeneler Arası İlişkiler .....	3
2.1.2. Süt Dişlenme Döneminde Dişler Arasındaki Fizyolojik Boşluklar.....	5
2.2. Karışık Dişlenme .....	6
2.2.1. Erken Karışık Dişlenme .....	6
2.2.2. Geç Karışık Dişlenme .....	7
2.3. Lee-way Yer rezervi.....	7
2.4. Erken Süt Dişi Kaybı ve Nedenleri.....	8
2.5. Erken Süt Dişi Kaybında Karşılaşılabilecek Sorunlar .....	9
2.6. Yer Tutucular .....	10
2.6.1. Yer Tutucu Endikasyonları.....	11
2.6.5.1. Sabit Yer Tutucular .....	15
2.6.5.1.1. Sabit Yer Tutucuların Avantajları.....	16
2.6.5.1.2. Sabit Yer Tutucuların Dezavantajları .....	16
2.6.5.1.3. Bant-Loop Yer Tutucular.....	16
2.6.5.1.3.1. Geleneksel Yöntemle Üretilen Bant-Loop Yer Tutucular....	17
2.6.5.1.3.2. 3 Boyutlu Tasarım Programları ile Üretilen Bant-Loop Yer tutucular.....	18
2.6.5.1.4. Kuron-loop Yer Tutucular .....	19
2.6.5.1.5. Distal-shoe Yer Tutucular (Distal Uzantılı Aparey) .....	20

2.6.5.1.6. Lingual Ark.....	20
2.6.5.1.7. Nance Apareyi .....	21
2.6.5.1.8. Transpalatal ark (TPA).....	22
2.6.5.2. Hareketli Yer Tutucular .....	23
2.7 Dijital Diş Hekimliği .....	25
2.8 Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri.....	32
2.8.1 Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi .....	35
2.8.2 Gerinim Ölçer Stres Analiz Yöntemi .....	35
2.8.3.Kırılğan Vernik ile Kaplama Yöntemi ile Stres Analizi.....	35
2.8.4.Holografik İnterferometre (Lazer Işını) ile Analiz Yöntemi.....	36
2.8.5.Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi.....	36
2.8.6.Radyotelemetri İle Kuvvet Analiz Yöntemi.....	36
2.8.7.Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi.....	36
2.8.7.1. Sonlu Elemanlar Analizinin Aşamaları .....	37
2.8.7.1.1. Analiz Öncesi Hazırlık Aşaması .....	38
2.8.7.1.2 Analiz Aşaması .....	38
2.8.7.1.3 Sonuçların Değerlendirilmesi Aşaması .....	38
2.8.7.2 Sonlu Elemanlar Analizinin Avantaj ve Dezavantajları .....	39
2.8.7.2.1. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları .....	39
2.8.7.2.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları.....	40
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	41
3.1 Sonlu Eleman Modeli ve Ağ Yapısı .....	47
3.2 Malzeme Özelliği .....	49
3.3 Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları .....	49
4. BULGULAR .....	52
4.1 Toplam Yer Değiştirme Miktarı.....	52
4.1.1 90° açıyla 245 N Çiğneme Kuvveti Uygulanan Modellerdeki Toplam Yer Değiştirme Miktarları .....	56
4.1.2 45° açıyla 245 N Çiğneme Kuvveti Uygulanan Modellerdeki Toplam Yer Değiştirme Miktarları .....	56
4.2 Gerilme Dağılımı .....	56
4.2.1 90° açıyla 245 N Çiğneme Kuvveti Uygulanan Modellerdeki Gerilim Dağılımları.....	65

4.2.2 45° açıyla 245 N Çiğneme Kuvveti Uygulanan Modellerdeki Gerilim Dağılımları.....	65
5. TARTIŞMA.....	66
5.1 Von Mises Gerilme Bulgularının Tartışması.....	75
5.2 Yer Değiştirme Bulgularının Tartışması .....	77
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	78
7. KAYNAKLAR.....	79
8. EKLER.....	91
9. ÖZGEÇMİŞ.....	95



## SİMGE VE KISALTMALAR LİSTESİ

3D	Üç Boyutlu
CADD	Computer Aided Drug Design (Bilgisayar Destekli İlaç Geliştirme)
CAD/CAM	Computer-Aided Design/ Computer-Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim)
DLP	Dijital Işık İşleme
DDY	Dudak-Damak Yarığı
GPa	Gigapascal
CBCT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
MLS	Mikro Lazer Sinterleme
mm	milimetre
N	Newton
Pa	Pascal
PDL	Periodontal Ligament
PEEK	Polietereterketon
PMMA	Polimetilmetakrilat
cm	santimetre
SEA	Sonlu Elemanlar Analizi
SLA	Stereolitografi
TPA	Transpalatal Ark

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1: Flush terminal düzlem; ll. süt azıların distal yüzeyleri aynı düzlemedir..4	4
Şekil 2.2 : Mezial step; alt çene ll. süt azının distal yüzeyi antagonistine göre daha mezialdedir.....4	4
Şekil 2.3: Distal step; alt çene ll. süt azının distal yüzeyi antagonistine göre daha distal dedir.....5	5
Şekil 2.4: Alçı model üzerinde geleneksel bant-loop.....18	18
Şekil 2.5: Silikon model üzerinde (A) Geleneksel bant-loop, (B) Dijital yolla üretilmiş titanyum bazlı metal bant-loop.....19	19
Şekil 2.6: Kuron ile yapılmış distal shoe aparatının radyografik görüntüsü(1).....20	20
Şekil 2.7: Ağız içinde lingual arkın görüntüsü (2).....21	21
Şekil 2.8: Ağız içinde Nance aparatının görüntüsü (2).....21	21
Şekil 2.9: Ağız içinde TPA görüntüsü (3).....22	22
Şekil 2.10: Direkt Bonded Yer Tutucu (4).....23	23
Şekil 2.11: Open Face Yer Tutucu (4).....23	23
Şekil 2.12: EZ Yer Tutucu (4).....23	23
Şekil 2.13: Fonksiyonel olmayan pasif hareketli yer tutucunun ağız içi görüntüsü(2).....24	24
Şekil 2.14: Fonksiyonel hareketli yer tutucunun ağız içi görüntüsü (2).....25	25
Şekil 2.15: BruxZir ile üretilmiş sabit yer tutucunun ağız içindeki görüntüsü (5)..28	28
Şekil 2.16: Ağız içinde uygulanmış PEEK yer tutucular (6).....30	30
Şekil 2.17: PMMA ile üretilmiş yer tutucunun ekstraoral ve intraoral görüntüsü (7).....31	31
Şekil 2.18: TriLor® ile üretilmiş yer tutucu (8).....31	31
Şekil 2.19: Farklı geometrilere sahip eleman örnekleri(9).....37	37
Şekil 3.1: 6 farklı bant tasarımı montaj görüntüsü.....42	42
Şekil 3.2: Mandibula, 4 ve 6 numaralı dişler, PDL ve bant-loop model montaj görüntüsü.....42	42
Şekil 3.3: Model-I, Model-II, Model-III ve Model IV.....44	44
Şekil 3.4: Model-V, Model-VI, Model-VII ve Model-VIII.....45	45
Şekil 3.5: Model-IX, Model-X, Model-XI ve Model-XII.....46	46
Şekil 3.6: Anatomik modeli ve bant-loopu oluşturan parçaların ağ yapısı.....48	48

Şekil 3.7: Anatomik modeli oluşturan parçalar arasında tanımlanan sınır şartları.....	51
Şekil 4.1: Model I, II, III ve IV'ün Total Deformasyon Analizi.....	53
Şekil 4.2: Model V, VI, VII ve VIII'in Total Deformasyon Analizi.....	54
Şekil 4.3: Model IX, X, XI ve XII'nin Total Deformasyon Analizi.....	56
Şekil 4.4: Model I, II, III ve IV'ün von Mises Stres Değerleri.....	59
Şekil 4.5: Model V, VI, VII ve VIII'in von Mises Stres Değerleri.....	60
Şekil 4.6: Model IX, X, XI ve XII'nin von Mises Stres Değerleri.....	61
Şekil 4.7: Model I, II, III ve IV'ün bant-loop üzerindeki von Mises değerleri.....	62
Şekil 4.8: Model V, VI, VII ve VIII'in bant-loop üzerindeki von Mises değerleri.....	63
Şekil 4.9: Model IX, X, XI, XII'nin bant-loop üzerindeki von Mises değerleri...	64

## TABLolar LİSTESİ

Tablo 1-Hinrichsen Yer Tutucu Sınıflandırması (62).....	15
Tablo 2: Senaryo modellerine ait bant kalınlığı ve yüksekliği.....	47
Tablo 3: Sonlu eleman modelinde eleman, düğüm, ağ boyutu ve ortalama çarpıklık ağ kalite yakınsama değeri.....	48
Tablo 3: Sonlu Elemanlar Analizi Materyal Özellikleri(151–156).....	49
Tablo 4: 12 farklı senaryo modelinde uygulanan 45 ve 90 derece çığneme kuvveti sonucunda, bant loop ve anatomik yapılar üzerinde ölçülen en büyük yer değiştirme değeri (milimetre).....	52
Tablo 6: 12 farklı senaryo modelinde uygulanan 45 ve 90 derece çığneme kuvveti sonucunda, bant loop ve anatomik yapılar üzerinde ölçülen ortalama Von Mises Stress (MPa) değeri.....	58

## ÖZET

Bu çalışmanın amacı, farklı fiziksel parametrelerle dijital olarak tasarlanmış sabit bant-loop yer tutucuların, sonlu elemanlar analiz (SEA) yöntemiyle mekanik dayanıklılık ve gerilme dağılımı açısından değerlendirilmesidir. Mandibulada ikinci süt azı dişi eksikliğini simüle eden modeller kullanılarak üç farklı bant kalınlığı (0.076mm (0.003 inch), 0.127mm (0.005 inch) ve 0.177mm (0.007 inch)) ve iki farklı bant yüksekliği (standart ve 2 mm kısa) ile toplam 12 farklı model oluşturulmuştur. Modeller üzerinde 45° ve 90° açılarla yaklaşık 245 N'luk çiğneme kuvveti uygulanmış ve elde edilen Von Mises gerilme ile toplam deformasyon değerleri değerlendirilmiştir.

Analizlerde, daha kalın ve yüksek bant yapılarının hem stres birikimini hem de deformasyon miktarını anlamlı düzeyde azalttığı görülmüştür. Ayrıca, bantın dişe göre daha servikale veya oklüzale yerleştirilmesinin gerilme dağılımı üzerinde önemli etkiler yarattığı görülmüştür. Kullanılan tüm modeller titanyum bazlı metal materyaliyle oluşturulmuş olup yüksek biyomekanik dayanıklılık göstermiştir.

Sonuçlar, dijital tasarım ve sonlu elemanlar analiz yönteminin sabit yer tutucuların biyomekanik performansının optimize edilmesinde etkili bir araç olduğunu göstermektedir. Klinik uygulamalarda, hastaya özgü anatomik ve fonksiyonel koşullar dikkate alınarak bant-loop tasarım parametrelerinin dikkatle seçilmesi önerilmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Dijital Yer Tutucular, CAD/CAM, Sonlu Elemanlar Analizi, 3D Bant-Loop

## ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the mechanical strength and stress distribution of digitally designed fixed band-loop space maintainers with different physical parameters using the Finite Element Analysis (FEA) method. A total of 12 different models simulating the absence of the second primary molar in the mandible were created by varying band thickness (0.076 mm (0.003 inch), 0.127 mm (0.005 inch), and 0.177 mm (0.007 inch)) and band height (standard and 2 mm shorter). A masticatory force of approximately 245 N was applied to the models at angles of 45° and 90°, and von Mises stress and total deformation values were analyzed.

The analysis revealed that thicker and taller band structures significantly reduced both stress accumulation and the amount of deformation. Additionally, it was observed that the positioning of the band on the tooth—whether cervically or occlusally—had a notable effect on stress distribution. All models were constructed using titanium material and demonstrated high biomechanical durability.

The findings indicate that digital design and FEA are effective tools for optimizing the biomechanical performance of fixed space maintainers. In clinical practice, it is recommended that band-loop design parameters be carefully selected by considering the patient's individual anatomical and functional conditions.

**Key Words:** Digital Space Maintainers, CAD/CAM, Finite Element Analysis, 3D Band-Loop

## 1. GİRİŞ

Süt dişlenme dönemi, daimi dişlenmeye geçiş sürecinde çocuğun kraniyofasiyal gelişiminin yönlendirilmesi, çiğneme fonksiyonların sürdürülmesi ve oklüzal denge açısından kritik bir evreyi temsil etmektedir. Bu dönemde sürmüş olan süt dişleri, yalnızca beslenme, fonasyon ve estetik gibi temel işlevleri yerine getirmekle kalmaz; aynı zamanda daimi dişlerin ideal pozisyonlarda sürmelerine rehberlik ederek ark formunun korunmasında önemli bir rol üstlenir (10,11). Ancak, çürük, travma veya ortodontik endikasyonlar gibi nedenlerle süt dişlerinin fizyolojik düşme zamanından önce kaybı, dental arkta yer kaybına ve çeşitli maloklüzyonlara zemin hazırlayabilmektedir (12,13).

Süt dişlerinin erken kaybı sonucu ortaya çıkabilecek komplikasyonlar arasında; dişlerde çapraşıklık, orta hat kaymaları, gömülü dişler, oklüzyon bozuklukları, fonksiyonel düzensizlikler ve estetik problemler yer almaktadır (14). Bu durumun önlenmesi amacıyla geliştirilen yer tutucu apareyleri, koruyucu ve durdurucu ortodontik yaklaşımlar kapsamında klinik uygulamada uzun yıllardır kullanılmaktadır (15). Özellikle sabit bant-loop yer tutucular, tek taraflı erken diş kayıplarında sıklıkla tercih edilen, uygulaması nispeten basit ve klinik başarısı yüksek bir tedavi seçeneğidir (16).

Geleneksel yöntemlerle üretilen sabit yer tutucuların; uzun süren laboratuvar işlemleri, desimantasyon, lehim kırılması ve biyolojik dokuya uyumsuzluk gibi dezavantajları, alternatif üretim tekniklerinin geliştirilmesini gerekli kılmıştır. Bu bağlamda, bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve üretim (CAM) teknolojilerinin diş hekimliğine entegrasyonu, sabit ortodontik apareylerin kişiye özel, hızlı ve yüksek hassasiyetle üretilmesini mümkün kılmıştır (5,17). Eklemeli imalat yöntemlerinden biri olan Lazer Sinterleme (LS) teknolojisi ise, metal bazlı yapıların karmaşık geometrilerle üretilebilmesini sağlamış ve sabit yer tutucuların üretiminde yeni bir alternatif olarak literatüre girmiştir (18).

Bu gelişmelere paralel olarak, dijital olarak üretilen sabit yer tutucuların biyomekanik performanslarının değerlendirilmesi, klinik uygulamaların başarısı açısından önem arz etmektedir. Bu bağlamda **Sonlu Elemanlar Analizi (SEA)** yöntemi, farklı materyal ve tasarım parametrelerinin gerilme dağılımları üzerindeki etkilerini değerlendirme olanağı sunan, bilimsel geçerliliği yüksek bir mühendislik

analiz tekniğidir (19). Özellikle dental biyomekanik alanında kullanılan SEA, yapıların stres ve deformasyon davranışlarını simüle ederek, klinik karar süreçlerine bilimsel katkı sağlamaktadır.

Bu tez çalışmasının amacı, mandibulayı temsil eden modellerde ikinci süt azı dişinin eksikliğini simüle eden ve farklı fiziksel parametrelere sahip olarak dijital ortamda tasarlanan titanyum materyalinden üretilmiş sabit bant-loop yer tutucuların sonlu elemanlar analiz yöntemi ile mekanik davranışlarının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesidir. Elde edilen bulguların, sabit yer tutucuların dijital üretim sürecinin klinik pratikte daha verimli ve biyomekanik açıdan güvenilir hale getirilmesine katkı sağlaması beklenmektedir.



## **2. GENEL BİLGİLER**

### **2.1. Süt Dişlenme**

Süt dişlerinin sürmesinden 1. daimi azı dişlerin sürmesine kadar devam eden süreye süt dişlenme dönemi denir (20). Süt dişlerinin sürme zamanı cinsiyetler arasında farklılık göstermemektedir (21). Genellikle süt dişlerinin sürmesi doğumdan sonra 6.ayda ilk olarak alt orta keserlerin sürmesiyle başlar ve 2,5-3 yaşlarında süren 2. Süt azılarla tamamlanır. Süt dişlenme 3 yaşında süt dişlerinin kök gelişimlerinin tamamlanmasıyla son şeklini alır ve dişler oklüzyona gelir (11,21). Kesici dişlerin sürmesine takiben, birinci süt azı dişler 16. ay civarında sürer.

Süt oklüzyonunun oluşmasında birinci süt azı dişlerinin sürmesi oldukça önemlidir (22–24). Bu dönemde, çeneler büyümüş, alt çenenin üst çeneye göre geri pozisyonu azalmış, alveol kemiği yüksekliği artmış ve buna bağlı olarak dil de yavaş yavaş geri çekilmeye başlamıştır (25).

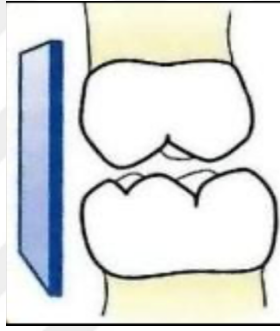
Süt dişleri, çocuğun sağlıklı ve dengeli bir büyüme süreci geçirmesi ile daimi dişlenmeye geçişte rehberlik etmesi açısından kritik bir rol oynamaktadır. Ayrıca, bu dişlerin alt ve üst çene arkları arasındaki fizyolojik kapanış ilişkisini koruması, alt çenenin üst çeneye göre doğru konumlanmasını sağlamanın yanı sıra birinci daimi molar dişlerin ideal konumda sürmesine ve daimi oklüzyonun düzenli gelişimine katkıda bulunmaktadır (26).

#### **2.1.1. Süt Dişlenme Dönemindeki Çeneler Arası İlişkiler**

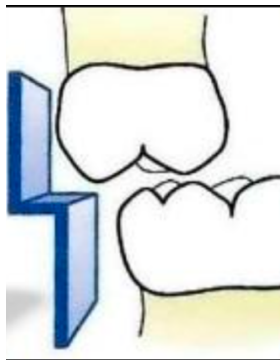
Süt dişlenme dönemindeki çeneler arası ilişkiler, çocuğun gelecekteki oklüzyon gelişimini, çene fonksiyonlarını ve yüz estetiğini doğrudan etkileyen önemli bir faktördür (20). Bu dönemde çeneler arasındaki uyum, iskeletsel büyüme ve gelişme süreçlerine bağlı olarak şekillenir ve süt dişlerinin doğru hizalanması, çene fonksiyonlarının dengeli bir şekilde ilerlemesinde önemli bir rolü vardır (27). Süt dişlerinin doğal dizilimi, çene gelişimi sırasında üst ve alt çeneler arasındaki dengeyi koruyarak ileride oluşabilecek iskeletsel ve dişsel anomalilerin oluşmasını önler (28).

Normal bir süt dişlenme döneminde, çeneler arasındaki ilişki genellikle sınıf I kapanış şeklinde gözlemlenir ve süt ikinci azı dişlerin mezial-distal ilişkisi bu

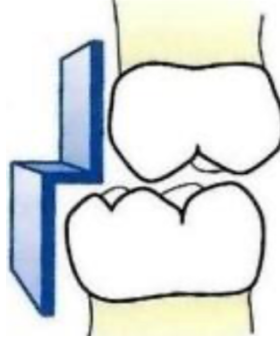
sürecin temel belirleyicisidir (29). Alt ve üst süt ikinci azı dişlerinin distal yüzleri “terminal düzlem” olarak adlandırılırken; alt ve üst süt ikinci azı dişlerinin distal yüzlerinin ön-arka yönde aynı düzlem üzerinde sonlanmaları “Flush terminal düzlem veya postlaktal düzlem” olarak tanımlanmaktadır. Üst terminal düzlem alt terminal düzleme göre daha arkada kaldığında “mezial step”, üst terminal düzlem alt terminal düzleme göre daha önde konumlandığında ise “distal step” olarak adlandırılır (20,30,31). Çocuklarda sık görülen "flush terminal düzlem" ilişkisi, daimi dişlenmeye geçiş sürecinde molar kaydırmalarını etkileyerek gelecekteki oklüzyonu şekillendirir (20). Bunun yanı sıra, "mezial step" veya "distal step" gibi farklı kapanış tipleri de ileride diş diziliminde düzensizliklere yol açabilir (29).



Şekil 2.1: Flush terminal düzlem; ll. süt azıların distal yüzeyleri aynı düzlemde dir.(32).



Şekil 2..2: Mezial step; alt çene ll. süt azının distal yüzeyi antagonistine göre daha mezialdedir (32).



Şekil 2.3: Distal step; alt çene II. süt azının distal yüzeyi antagonistine göre daha distaldedir (32).

Süt dişlenme döneminde süt dişlerinin erken kaybı, çürükler veya travma gibi nedenlerle oluşan diş eksiklikleri, çene ilişkilerinde bozulmalara yol açabilir (27). Özellikle süt molarların erken kaybı, alt ve üst çene arasındaki kapanış ilişkisini etkileyerek, ileri yaşlarda çapraşıklık, çapraz kapanış, derin kapanış veya açık kapanış gibi maloklüzyon türlerinin ortaya çıkmasına neden olabilir (20). Ayrıca, çeneler arasındaki ilişkilerin sağlıklı olması, çocuğun çiğneme fonksiyonları ve konuşma gelişimi açısından da büyük önem taşır (29). Yanlış kapanışlar, çiğneme etkinliğini azaltarak beslenme alışkanlıklarını etkileyebilir ve fonksiyonel çene hareketlerinde anormalliklere sebep olabilir (28).

Bu nedenle, süt dişlenme döneminde çeneler arası ilişkilerin düzenli olarak değerlendirilmesi, gelecekte oluşabilecek ortodontik sorunların önlenmesinde önemli bir yere sahiptir (20,33,34). Erken dönemde alınacak önlemler, ileride daha karmaşık ve uzun süreli ortodontik tedavi gereksinimlerini azaltarak çocuğun sağlıklı bir oklüzyon geliştirmesine yardımcı olabilir (28).

### 2.1.2. Süt Dişlenme Döneminde Dişler Arasındaki Fizyolojik Boşluklar

Fizyolojik boşluklar, süt dişlenme döneminde doğal olarak görülen ve daimi dişlerin sürmesi için gerekli olan aralıklardır (28). Üst çenede bu boşluklar sıklıkla lateral kesici ile kanin arasında, alt çenede ise kanin ile birinci molar arasında bulunur. Bu diastemalara “*Maymun Diasteması*” denilmektedir. Bunun dışındaki diastemalara ise “*Gelişimsel Diastema*” denilmektedir. Daimi dişler süt dişlere göre daha büyük olduğundan bu diastemaların varlığı istenilen bir durumdur (35). Bu boşluklar, süt dişleri ile daimi dişler arasındaki boyut farkını telafi ederek çene

gelişimine katkı sağlar. Fizyolojik boşlukların yeterli olmaması durumunda daimi dişlerin çapraşıklık ile sürdüğü veya yer darlığı olduğu gözlemlenmiştir. Çalışmalar, fizyolojik boşlukların varlığının genetik faktörlerden ve çene büyüme potansiyelinden etkilendiğini göstermektedir(28,29) . Süt dişlenme döneminde bu boşlukların varlığı normal kabul edilmekte olup, ortodontik değerlendirmede önemli bir parametre olarak kullanılmaktadır (29).

Popülasyonlar arasında fizyolojik boşlukların büyüklüğü ve dağılımında farklılıklar gözlemlenmiş olup, bu durum çevresel ve genetik faktörlerle ilişkilendirilmiştir. Süt dişlenme döneminde üst çenede ortalama 2,6 mm, alt çenede ise 1,1 mm genişliğinde fizyolojik diastemalar yaygın olarak görülmektedir (25) . Bu boşlukların varlığı, daimi dişlerin ideal sıralanmasını sağlamak açısından önemlidir. Erken süt dişi kaybı veya kötü alışkanlıklar (parmak emme, dil itimi vb.) fizyolojik boşlukların kaybolmasına ve ilerleyen yaşlarda ortodontik problemlere neden olabilir. Bu fizyolojik diastemalar bulunmadığı takdirde, ilerleyen dönemde daimi dişlerde çapraşıklık gelişme riski %40-50 oranında artmaktadır (28,29)(33). Aynı zamanda, fizyolojik diastemaların yokluğu, yan çapraz kapanış gibi çeşitli maloklüzyonlara da zemin hazırlayabilir (33). Helm'in araştırmasına göre, üst çene arkında erkeklerde diastema oluşumunun kızlara kıyasla daha sık görüldüğü ve buna bağlı olarak erkeklerde çapraşıklık oranının daha düşük olduğu belirtilmiştir (36).

## **2.2. Karışık Dişlenme**

Ağızda hem süt dişlerinin hem de daimi dişlerin bir arada bulunduğu süreçtir. Bu dönem, yaklaşık 6 yaşında birinci büyük azı dişlerinin sürmesi ile başlar, 12 yaş civarında küçük azı ve köpek dişlerinin sürmesi ile sona erer. Karışık dişlenme sürecinde iki farklı geçiş dönemi bulunur. Birinci büyük azı dişlerinin sürmesi ve kesici dişlerin değişmesiyle oluşan aşamaya erken karışık dişlenme dönemi, küçük azı ve köpek dişlerinin süt dişlerinin yerini aldığı sürece ise geç karışık dişlenme dönemi denir (3).

### **2.2.1. Erken Karışık Dişlenme**

Erken karışık dişlenme döneminde, ikinci süt azılarının pozisyonu ve kapanış ilişkisi, ilerleyen süreçte daimi birinci büyük azıların oklüzyon ilişkisini belirleyici

bir faktör olarak rol oynamaktadır. İkinci süt azılar flush terminal düzlem ilişkisine sahipse, daimi birinci büyük azılar da genellikle başa-baş (end-to-end) kapanış ilişkisi ile sürecektir. Daimi birinci büyük azılar sürme sırasında, ikinci süt azılarına yaklaşık 2-3 mm meziale doğru bir itme kuvveti uygulamaktadır. Bu kuvvetin etkisiyle, süt dişlenme döneminde mevcut olan maymun diastemaları kullanılarak erken mezializasyon sağlanmaktadır.

Daimi kesici dişler, süt kesici dişlere kıyasla üst çenede ortalama 7 mm, alt çenede ise 5 mm daha geniş mezio-distal boyuta sahiptir. Bu nedenle, daimi kesici dişlerin düzgün bir şekilde sürebilmesi için birden fazla faktör devreye girmektedir. Bu sürece katkıda bulunan etmenler; süt dişlenme dönemindeki fizyolojik boşlukların kullanılması, kanin dişler arası mesafenin artışı, kanin dişler arası ark uzunluğunun genişlemesi, alt ve üst çene kesici dişleri arasındaki açısal değişiklikler olarak sıralanabilir.

### **2.2.2. Geç Karışık Dişlenme**

Daimi kanin, küçük azılar ve daimi 2. azı dişleri geç karışık dişlenme döneminde sürer ve oklüzyonun kurulması da bu dönemde gerçekleşir (37). Erken karışık dişlenme döneminde meydana gelen erken mezializasyon, bazı çocuklarda maymun diastemalarının yetersizliği veya tamamen bulunmaması nedeniyle, daimi birinci büyük azılar arasında Sınıf I ideal kapanış ilişkisinin oluşması için yeterli olmayabilir. Bu gibi durumlarda, geç karışık dişlenme döneminde gerçekleşen ve Leeway yer rezervinin kullanılmasıyla sağlanan geç mezializasyon mekanizması devreye girerek, Sınıf I ideal kapanış ilişkisinin oluşmasına katkıda bulunur (38).

### **2.3. Lee-way Yer rezervi**

Süt kanin, birinci ve ikinci süt molar dişlerinin toplam mesiodistal genişliği, daimi kanin, birinci ve ikinci premolar dişlerin toplam mesiodistal genişliğinden daha fazladır. Bu fark "Leeway yer rezervi" olarak adlandırılır (39).

Lee-way yer rezervi kavramı ilk kez 1947 yılında Nance tarafından tanımlanmıştır. Nance, karışık dişlenme döneminde erken süt kanin dişi kaybı yaşayan bir hastasında, boşluğun posterior dişlerin mezial hareketiyle kapandığını, ancak dönem sonunda ön bölgedeki çapraşıklığın kendiliğinden düzeldiğini gözlemlemiştir. Bu durumu, süt kanin ve süt azı dişlerinin toplam meziodistal

genişliklerinin, daimi kanin ve küçük azı dişlerinin toplam genişliğinden fazla olmasına bağlamıştır. Araştırmacıya göre, bu fark hem alt hem de üst çenede ortalama 3.4 mm olup bireysel farklılıklar gösterebilmektedir (39).

Daha sonraki araştırmalar, Lee-way yer rezervinin alt ve üst çenede eşit olmadığını göstermiştir. Alt çenede 2.3-3.4 mm arasında değişirken, üst çenede 1-1.8 mm arasında bir rezerv olduğu bildirilmiştir (20,27,39,40). Çeşitli çalışmalarda farklı değerler verilse de alt çenedeki rezervin üst çeneye göre her zaman daha fazla olduğu kabul edilmektedir. Bu fark nedeniyle, alt çenedeki daimi birinci büyük azı dişi, üst çenedeki daimi birinci büyük azı dişine kıyasla daha mezial konumlanabilmekte ve normal oklüzyonun sağlanmasına katkıda bulunmaktadır (39-42). Gianelly(43), ortodontik tedavi için başvuran karışık dişlenme dönemindeki hastaların yaklaşık %75'inde leeway yer rezervinin korunmasının alt kesici dişlerde oluşan hafif çapraşıklık seviyelerini karşılayacağını göstermiştir.

Süt kanin ve süt azı dişlerinin kontakt bölgelerinde oluşan çürükler nedeniyle meydana gelen madde kayıpları ve bu dişlerin erken kaybı, Lee-way yer rezervinin azalmasına sebep olabilmektedir (44-46). Özellikle üst çenede, üst ikinci süt azı dişinin kökünün üst birinci büyük azı dişi tarafından rezorbe edilmesi ve daimi yan kesici dişlerin sürmesi sırasında süt kanin dişinin kökünün daimi yan kesici diş tarafından rezorbe edilerek düşürülmesi, rezervin kaybına yol açabilmektedir. Lee-way yer rezervi kaybına neden olan bir diğer faktör ise ankiloze süt azı dişleridir. Ankiloze süt azı dişlerinde dikey alveol kemik gelişimi dururken, önündeki ve arkasındaki dişler normal büyümeye devam ettiklerinden, bu dişler ankiloze diş doğru devrilerek rezerv kaybına sebebiyet verebilmektedir (45).

#### **2.4. Erken Süt Dişi Kaybı ve Nedenleri**

Süt dişlerinin erken kaybına yol açan başlıca etkenler arasında; aşırı madde kaybına sebep olan çürükler, travma, tedavi edilmesi mümkün olmayan pulpal ve dento-alveolar apseler, iç ve dış kök rezorpsiyonları, daimi diş folikülünün normal sürme yolundan sapmasını önlemek amacıyla gerçekleştirilen ortodontik tedavi kaynaklı süt dişi çekimleri, infraoklüzyon, ark boyutları arasındaki uyumsuzluklar ve dişsel çapraşıklıklar gibi ortodontik sebepler yer almaktadır (11,44,47-49).

Alsheneifi ve Hughes (50) tarafından yapılan bir çalışmada, 3-13 yaş arasındaki çocuklarda süt dişi çekim nedenleri ve en çok çekilen süt dişi türleri incelenmiş olup, süt dişi çekimlerinin en sık 6-9 yaş aralığında (%56) yapıldığı belirlenmiştir. Araştırma sonucunda, süt dişi çekimlerinin en yaygın nedeninin %53 oranıyla çürük olduğu, bunu %13 ile ortodontik endikasyonların takip ettiği tespit edilmiştir. Ayrıca, erken çocukluk döneminde (3-5 yaş) en çok ön kesici dişlerin, 6-9 yaş aralığında birinci süt azı dişlerinin, 10-13 yaş grubunda ise daimi dişlerin eksikliğine bağlı olarak süt azı dişlerinin çekildiği belirtilmiştir.

Tunç ve arkadaşları (51) tarafından gerçekleştirilen bir başka çalışmada ise, 3-13 yaş arası çocuklarda en sık çekilen süt dişi tipleri ve bunların çekim nedenleri incelenmiş olup, 3-5 yaş arasındaki çocuklarda çürük nedeniyle diş çekim oranı %86,3, 6-9 yaş arasında ise %52,8 olarak belirlenmiştir. 10-13 yaş grubunda ise diş çekimlerinin büyük çoğunluğunun (%86,6) fizyolojik düşme zamanının gelmesi nedeniyle gerçekleştirildiği rapor edilmiştir. Ayrıca, en sık çekilen süt dişinin birinci süt azı dişleri olduğu, bunu ikinci süt azı dişlerinin takip ettiği ve en seyrek olarak süt kesici dişlerinin çekildiği gözlemlenmiştir. 3-5 yaş grubundaki çocuklarda çekilen dişlerin yaklaşık yarısının süt kesici dişler olduğu, 6-9 yaş grubunda birinci süt azı dişlerinin, 10-13 yaş grubunda ise ikinci süt azı dişlerinin en fazla çekilen dişler olduğu saptanmıştır.

## **2.5. Erken Süt Dişi Kaybında Karşılaşılabilecek Sorunlar**

Süt dişlerinin düşme zamanından önce kaybedilmesi normal süreci bozarak dişlerin mesiale hareketine neden olarak ark uzunluğunda kayba yol açabilmektedir. Bu durum;

- Ark boyunda azalma,
- Çapraşıklık,
- Orta hat sapması,
- Psikososyal değişiklikler,
- Daimi dişlerin gömülü kalması,
- Kapanışın bozulması,
- Estetik sorunlar,

- Komşu dişin boşluğa devrilmesiyle, periodontal dokularda dejeneratif ve enflamatuar problemlerin meydana gelmesi,
- Konuşma bozuklukları,
- Temporomandibular eklem rahatsızlıkları

gibi sorunlara yol açabilmektedir (52,53) Bu sorunları önlemenin en iyi yolu, süt dişlerini normal düşme zamanına ulaşana kadar arkta tutmaktır (11,49,52–54).

Daimi birinci büyük azı dişinin sürdüğü çocuklarda, birinci süt azı dişinin erken kaybının genellikle belirgin bir yer kaybına yol açmadığı belirtilmektedir. Bunun temel sebebi, birinci süt azı dişinin mesio-distal genişliğinin, onun yerine gelecek olan daimi birinci küçük azı dişinin mesio-distal genişliği ile benzer olmasıdır. Ancak, daimi birinci büyük azı dişi henüz sürmemişse, bu dişin sürme süreci esnasında ikinci süt azı dişinin mesiale doğru itilmesi sonucu, birinci süt azı dişinden kalan boşluğun daralabileceği ve premolar dişin sürmesi için gerekli alanın yetersiz kalabileceği ileri sürülmektedir (55).

Süt azı dişinin erken kaybı sonrasında ortaya çıkabilecek yer değişiklikleri, çenelerin sürme süreçlerindeki farklılıklar nedeniyle alt ve üst çenede farklılıklar göstermektedir. Alt çenede herhangi bir yer kaybı meydana gelmezken, üst çenede ikinci süt azı dişinin kaybedildiği durumlarda, daimi birinci büyük azı dişinin mesiale kayması sonucunda oklüzyon Sınıf II ilişkisine geçiş görülmektedir. Bunun tersi olarak, alt çenede ikinci süt azı dişinin kaybı halinde, alt birinci azı dişi mesiale kayarak normal oklüzyonu oluşturabilmektedir. Normal oklüzyon oluşan azı dişleri arasındaki temas kuvvetli olduğu takdirde, alt daimi azı dişinin daha fazla mesiale kaymasının önlenmesi gözlemlenmiştir (56,57).

## **2.6. Yer Tutucular**

Süt dişleri fizyolojik düşme zamanından önce kaybedildiğinde oluşabilecek ortodontik problemlerin önüne geçmek ve dişlerin arktaki mesiodistal boyutlarını koruyabilmek için yapılan apearelere yer tutucu adı verilir.(58) Yer tutucular, koruyucu ve durdurucu ortodontinin ayrılmaz bir parçasıdır. (59) Süt dişinin çekimini takiben ark uzunluğunu koruyarak gelecekte herhangi bir ortodontik tedavi ihtiyacını en aza indirmek, ön bölgede fonasyon ve estetiği sağlamak, arka

bölgede bazı durumlarda çiğnemeye yardımcı olmak için yer tutucu apareyleri kullanılır. (60,61)

### **2.6.1. Yer Tutucu Endikasyonları**

- Süt dişinin erken kaybından sonra komşu dişlerin mezializasyonunu önlemek için,
- Süt dişlerinin/dişlerinin tek taraflı kaybı nedeniyle orta hattın kayma olasılığının olduğu durumlarda,
- Dişin karşı arkta erken kaybedilen diş boşluğuna supraerüpsiyonunun önüne geçmek için,
- İleride yapılacak ortodontik tedaviyi daha basit hale getirip tedavinin süresini kısaltmak için,
- Henüz sürmemiş daimi dişin üzerinde en az 1 mm kemik dokusu varsa,
- Konjenital diş eksikliğinde hastanın yaşı protetik tedavilere izin verecek yaşa gelene kadar,
- Anterior süt dişlerinin erken kaybında estetiği sağlayıp psikolojik travmanın azaltılması için, posterior süt dişleri kaybında ise fonksiyonu sağlamak için dişli yer tutucu ihtiyacı duyulduğunda yer tutucular kullanılabilir (60,62)

### **2.6.2. Yer Tutucu Kontrendikasyonları**

Yer tutucu kullanımının uygun olmadığı bazı klinik durumlar bulunmaktadır. Daimi dişin sürmesine 6 aydan kısa bir süre varsa veya ilgili dişin kök gelişiminin 2/3 ü tamamlanmışsa yer tutucu uygulaması önerilmemektedir. Bunun yanı sıra, oral hijyenin yetersiz olduğu, çürük riskinin yüksek seyrettiği ve oral motivasyonun sağlanamadığı bireylerde, ileri düzeyde ark-boyut uyumsuzluğu bulunan hastalarda, hasta ve ebeveyn iş birliğinin yeterli düzeyde sağlanamayacağı öngörülen durumlarda bu apareylerin kullanımı kontrendikedir. Metal içerikli yer tutucuların uygulanacağı vakalarda, hastada metal alerjisi mevcutsa bu durum uygulamaya engel teşkil etmektedir. Son olarak, konjenital diş eksikliği bulunan ve bu boşluğun ortodontik tedavi ile kapatılmasının planlandığı hastalarda yer tutucu planlanmaz (63).

### **2.6.3. Yer Tutucu Apareylerde Bulunması Gereken Özellikler**

Yer tutucu apareylerin bazı özellikleri bulunmalıdır. Bunlar;

- Yer korumada etkili olmalıdır.
- Oral hijyen uygulamalarına izin vermeli ve temizlenmesi kolay olmalıdır.
- Büyüme ve gelişimi yavaşlatmamalı veya durdurmamalıdır.
- Ark şekline uygun olmalıdır.
- Ayak dişlerde devrilme ve dönme hareketine neden olmamalıdır.
- Periodontal dokulara zarar vermemelidir.
- Uzun laboratuvar çalışması gerektirmemeli ve düşük maliyetli olmalıdır.
- Korunan boşluktaki daimi dişin sürmesine izin vermelidir.
- Destek dişlere gelen oklüzal kuvvetlere karşı dayanıklı olmalıdır.
- Oklüzyonu engellememeli ve çevre dokularda herhangi bir patoloji oluşturmamalıdır.
- Üretimi kolay ve hızlı olmalıdır.
- Uygulama süresi ve şekli hekim ve hasta açısından uygun olmalıdır (49,64).

### **2.6.4. Yer Tutucu Planlaması Yapılırken Dikkat Edilmesi Gerekenler**

Yer tutucu planlanırken şu faktörler dikkate alınarak değerlendirilmelidir:

- Süt dişi kaybından itibaren geçen süre
- Hastanın dental yaşı
- Mevcut yer
- Sürmemiş diş üzerindeki kemik miktarı
- Dişlerin sürme sırası
- Daimi dişin konjenital eksikliği
- Daimi dişin gecikmiş sürmesi
- Problemin ve tedavi amacının ebeveynlere anlatılması (11).

#### **2.6.4.1.Süt Dişi Kaybından İtibaren Geçen Süre**

Maksimum yer kaybı süt dişi kaybından sonraki altı ay içinde meydana gelir ve maksiller arkta mandibulaya göre daha hızlıdır. Bu nedenle, yer tutucuları ekstraksiyondan sonra mümkün olan en kısa sürede yerleştirmek en iyisidir (65).

Mandibular posterior bölgede dişin erken kaybı varlığında daimi birinci molarlar meziolingual rotasyon ile devrilir. Bu devrilmenin düzeltilmesi zaman alıcı ve zordur. Bu nedenle de özellikle alt çenede görülen diş kayıplarında yer tutucu uygulamasında geç kalınmamalıdır (66).

Süt dişinin kaybından 6 aydan uzun zaman geçtiği ve yer kaybının olduğu vakalarda, yer tutucu planlanmayabilir. Bu durumlarda yer ve profil analizleri tamamlanıp karar verilir. Arkta fazla yer olduğu durumda ya da daimi diş çekimini kesin kılabacak kadar yer kaybı varsa yer tutucu planlanmaz (35).

#### **2.6.4.2.Hastanın Dental Yaşı**

Hastanın kronolojik yaşı, çevresel ve kişisel faktörlerden de etkilendiği için yer tutucu planlaması yapılırken önemli değildir. Kronolojik yaş her zaman dental yaş ile paralellik göstermeyebilir (11). Burada kronolojik yaştan ziyade dental yaş önemlidir. Dental yaşın belirlenmesi için hastanın sürmüş daimi dişleri incelenebilir, ayrıca hastadan radyografi alınarak henüz sürmemiş daimi dişlerin kökleri ve üzerlerindeki kemik miktarı değerlendirilebilir. Kökün  $\frac{3}{4}$  'ü olduğu anda diş sürer (67).

#### **2.6.4.3.Mevcut Yer**

Daimi dişlerin sürme zamanlarındaki farklılık, ara yüz çürükleri, dişlerin tüberkül ilişkileri, kas kuvvetleri gibi faktörler arktaki mevcut yeri etkileyen faktörlerden bazılarıdır (11,49) .Yer darlığı çürük gibi bir nedenden dolayı mı meydana gelmiş yoksa gelişim yetersizliğinden mi diye değerlendirildikten sonra eğer gelişim yetersizliğinden ise yer tutucu yapımından önce yer kazanma tedavisi uygundur (54). Kesici dişler normal konumda ve arkta yeterli yer var/ çok az çapraşıklık varsa yerin korunması düşünölmelidir (68).

#### **2.6.4.4.Sürmemiş Diş Üzerindeki Kemik Miktarı**

Sürmemiş diş üzerindeki her 1 mm kemik miktarı, dişin sürmesi için gereken süre olarak yaklaşık 6 aya tekabül eder. Buna ilave olarak kök gelişiminin yeterli olup olmaması da önemlidir. Kök gelişimi yetersiz olsa da diş sürebilir. Daimi diş germinin üzerindeki kemik enfeksiyon nedeniyle rezorbe olduğunda daimi dişin sürmesi hızlanabilir (68,69).

#### **2.6.4.5.Dişlerin Sürme Sırası**

Yer tutucu planlaması yapılırken çekim boşluğuna komşu olan dişlerin hekim tarafından dikkatlice değerlendirilmesi önemlidir. Özellikle II. süt molar dişin erken kaybı I. daimi molar dişin meziale devrilmesine neden olabilmektedir. Bu durum I. daimi büyük azı dişinin kök gelişimi tamamlanmadığında daha fazla görülmektedir (11,49,54). Böylece ciddi yer kayıpları oluşabilmektedir. Oluşan yer kaybına bağlı olarak ark boyu kısalır.

I. süt azı dişlerin kaybında da benzer bir durum söz konusudur. I. süt azı diş daimi lateral dişin sürme zamanında kaybedildiğinde süt kanin dişi distale doğru hareket edebilmekte ve buna bağlı olarak orta hat sapması ve anterior derin kapanış görülebilmektedir. Bu sebeplerden ötürü süt dişlerinin erken kaybı sonrasında meydana gelen boşluğun bulunduğu arktaki daimi dişlerin sürme sırasının hekim tarafından bilinmesi; yer tutucu yapılıp yapılmaması gerektiğine ve yapılacaksa çeşidine karar vermek açısından önemlidir. (11,49,58,67,70)

#### **2.6.5. Yer Tutucuların Sınıflandırılması ve Sıklıkla Kullanılan Tipleri**

Yer tutucular temel olarak sabit ve hareketli yer tutucular olarak sınıflandırılır fakat farklı sınıflandırmalar da vardır:

Hitchcock Sınıflandırması(63)

1. Hareketli / sabit / yarı sabit
2. Bantlı / bantsız
3. Fonksiyonel / Fonksiyonel Olmayan
4. Aktif / pasif
5. Kombine yer tutucular

## Raymond C Thusow Sınıflandırması (62)

1. Hareketli
2. Tam ark
  - Lingual ark
  - Ekstraoral ankraj
3. Sadece ilgili dişi içeren tip yer tutucular

## Hinrichsen Sınıflandırması

Tablo 5-Hinrichsen Yer Tutucu Sınıflandırması (62)

1. Sabit Yer Tutucular		2. Hareketli Yer Tutucular	
Sınıf I:	Sınıf II: Kantilever Tip	-Hareketli yer tutucular	
1.Fonksiyonel Olmayan:	2. Fonksiyonel Olan:		
-Bar Tipi	-Gövde Tipi		
-Loop Tipi	-Lingual Ark Tipi		
	-Distal Shoe		
	-Bant ve Loop		

Yer tutucular genel olarak hareketli, sabit veya yarı sabit; fonksiyonel veya fonksiyonel olmayan; aktif veya pasif; tek taraflı veya çift taraflı; bunların kombinasyonu şeklinde sınıflandırılabilir (71).

### 2.6.5.1. Sabit Yer Tutucular

Dişsiz boşluğa komşu dişe simante edilerek yapılan, ortodontik tel ve bantlardan oluşan yer tutuculardır. Hasta kooperasyonunun kötü olduğu, tek taraflı ve az sayıda diş eksikliği olan durumlarda tercih edilir. Çekim boşluğuna komşu dişlerin

konumuna veya boşluğun bulunduğu çeneye göre değişik tipte sabit yer tutucular kullanılır. Bunlar;

-Bant-loop yer tutucu

-Kuron-loop yer tutucu

-Distal uzantılı aparey (Distal shoe retainer)

-Nance apareyi

-Transpalatal ark

-Lingual ark

-Kompozit rezin ile yapıştırılan farklı sabit yer tutucuları (3,72)

#### **2.6.5.1.1. Sabit Yer Tutucuların Avantajları**

Sabit yer tutucuların avantajları olarak, destek aldığı dişin düşmesine ve sürmesine etkisinin bulunmaması, kooperasyonun başarıya etkisinin olmaması, çenelerin büyümesini ve sürece daimi dişi etkilememesi yer almaktadır (3).

#### **2.6.5.1.2. Sabit Yer Tutucuların Dezavantajları**

Sabit yer tutucular, sağladıkları avantajlara rağmen bazı olumsuzluklara da yol açabilmektedir. Özellikle plak birikiminin kolaylaşması, destek diş çevresinde gingivitis gelişimine ve çürük oluşumunda artışa neden olabilmekte, uygun şekilde planlanmamış veya doğru uygulanmamış yer tutucular, destek alınan dişlerde devrilme ya da dönme gibi istenmeyen hareketlere yol açabilir. Zamanla apareyin desimantasyonu gözlenebilmekte, mine yüzeyinde demineralizasyon belirtileri izlenebilmektedir. Ayrıca bantın uzun süre kullanımına bağlı olarak dişeti seviyesinin altına gömülebilmekte, yumuşak dokularda zedelenme ya da irritasyon oluşturabilmektedir. Yer tutucular, kullanılan metalin yorgunluğu veya tüketilen besinlerin fiziksel/kimyasal özelliklerine bağlı olarak zaman içinde kırılma riski de taşımaktadır (56,61).

#### **2.6.5.1.3. Bant-Loop Yer Tutucular**

Süt ve karışık dişlenme dönemlerinde; bir segmentte tek süt azı dişinin erken kaybedildiği durumlarda yer tutucu olarak genellikle Bant-loop yer tutucu

kullanılmaktadır. Diş hekimliği pratiğinde en çok kullanım alanı bulunan yer tutucu olarak ifade edilmiştir (73).

- Tek diş eksikliğinde,
- Daimi birinci büyük azının henüz sürmediği, süt birinci azının çift ya da tek taraflı kaybının olduğu durumlarda,
- Süt birinci ya da ikinci azı dişin çift veya tek taraflı kaybında, daimi birinci büyük azı sürdüğü fakat daimi kesicilerin henüz sürmediği durumlarda,
- Süt dişlenme döneminde flush terminal düzlem ya da mezial step ilişkisinin, karışık dişlenme döneminde Angle Sınıf I ilişkisinin bulunduğu,
- Açık kapanış, örtülü kapanış veya çapraz kapanış gibi hastanın ileride ortodontik tedavi görmesini gerektiren maloklüzyonların olmadığı durumlarda yapılabildiği bildirilmektedir (61,74).

#### **2.6.5.1.3.1. Geleneksel Yöntemle Üretilen Bant-Loop Yer Tutucular**

Bant-loop yer tutucu, çoğunlukla çekim boşluğunun arkasındaki dişe simante edilen bant ve bu banta çekim boşluğunun önündeki dişe dayanacak şekilde lehimlenen telden hazırlanır. Genelde önce geleneksel yöntemle hastanın ağız içinden ölçü alınır ve alçı model hazırlanır. Sonra destek dişe uygun bir bant seçilir ve dişe göre uyumlanır. Seçilen bant mezial ve distal marjinal kenarların 1 mm kadar altına kadar uzanmalıdır. Alçı model üzerinde apareyin loop kısmı bükülür, banta lehimlenir. Loop, dişeti dokusundan yaklaşık 1 mm uzaktan geçecek şekilde dişsiz boşluğa paralel olmalı, komşu dişle kontakt noktasında temas etmeli, mukoza ve dile değmemelidir. Laboratuvardan gelen yer tutucu hasta ağızında denendikten ve uyumlandıktan sonra, destek diş üzerine cam iyonomer siman veya çinko fosfat siman ile simante edilir. Bu şekilde yapılan bant looplar, geleneksel bant looplardır (61,74).



Şekil 2.4: Alçı model üzerinde geleneksel bant-loop

Geleneksel bant-loop yer tutucuların ortalama sağ kalım süresi 13 ay olarak bulunmuştur (75). Yüksek hasta uyumuna rağmen bazı dezavantajları ve başarısızlıkları vardır, örneğin:

- Desimantasyon: En yaygın başarısızlık nedeni olarak belirtilmiştir (14,75–78)
- Lehim Kırılmaları: Geleneksel bant-loop yer tutucuların ikinci en sık başarısızlık nedenidir. Lehimleme sırasında telin aşırı ısınması, polisaj ile telin inceltmesi ve telin lehim içinde tamamen kapatılmaması gibi faktörlere bağlıdır (78).
- Yumuşak doku lezyonları: Kötü tasarlanmış bant-looplarda plak tutucu alanlar, diş taşı oluşumuna ve yumuşak doku büyümesine neden olur. Bant-loop baskısı nedeniyle bukkal mukozanın ülserasyonu rahatsızlığa yol açabilir. Uygun olmayan bantlar ayrıca lingual deplasman ve dişler çevresinde beyazlaşmaya da sebep olur (79) .

### **2.6.5.1.3.2. 3 Boyutlu Tasarım Programları ile Üretilen Bant-Loop Yer tutucular**

Geleneksel bant-loop yer tutucuların üretiminde karşılaşılan dezavantajlar göz önünde bulundurularak, üç boyutlu (3D) baskı teknolojisi kullanılarak üretilen yer tutucular geliştirilmiştir. Sabit yer tutucuların hassasiyetini artıran, üretim sürecini hızlandıran ve insan kaynaklı hataları en aza indiren bir yöntemdir. 3D yazıcılarla üretilen yer tutucuların yapım aşamaları ise şu şekildedir:

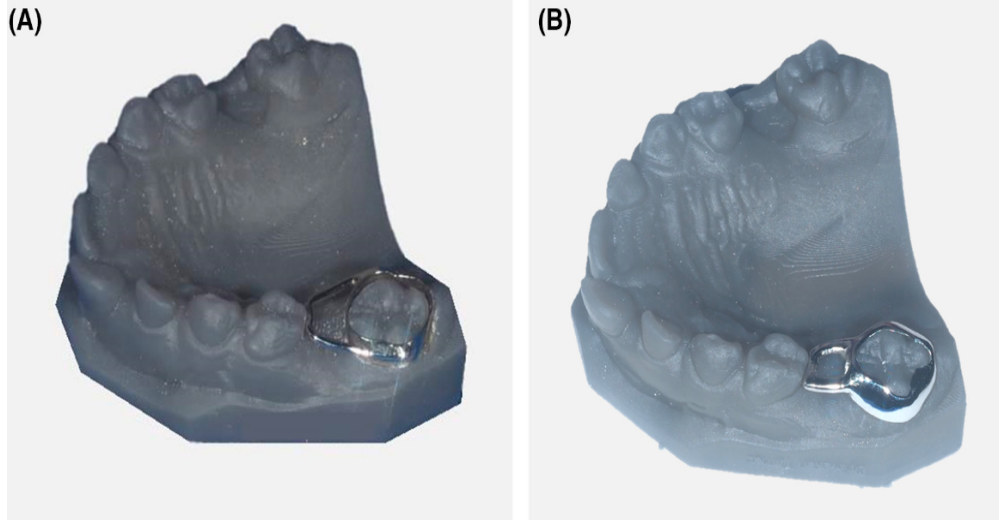
- *Hastadan Ölçü Alınması:* Hastanın ilgili diş arkından, geleneksel ölçü maddeleri veya intraoral dijital tarayıcılar kullanılarak yapılabilir (75). Dijital ölçümler dijital 3D modellerle çalışmaya olanak tanır (80).

- *Model Dökümü ve Dijitalleştirme:* Ölçü geleneksel yöntemle alındıysa, alınan ölçüden alçı model dökülür ve ardından 3D dijital tarayıcı kullanılarak dijital formata aktarılır. Bu sayede yer tutucu tasarımına dijital ortamda başlanır (81)

- *Tasarım Süreci:* Dijital olarak elde edilen model, bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımları ile işlenir. Bu süreçte, geleneksel bant-loop tasarımına benzer şekilde bant ve loop dijital ortamda modellenir.

- *3D Baskı İşlemi:* Dijital tasarım tamamlandıktan sonra, sabit bant loop üretimi için uygun bir 3D baskı yöntemi seçilir (82).

-*Son İşlemler ve Klinik Uygulama:* 3D baskılı Bant-Looplar, minimal polisaj gerektirecek şekilde üretilir ve geleneksel lehimleme işlemlerine ihtiyaç duyulmaz. Bu yöntemle üretilen apareyler tek parça halinde olduğu için kırılma ve başarısızlık riski önemli ölçüde azalır. Sabit bant-looplar, hastanın diş arkına uyumlandırılarak simante edilir (82).



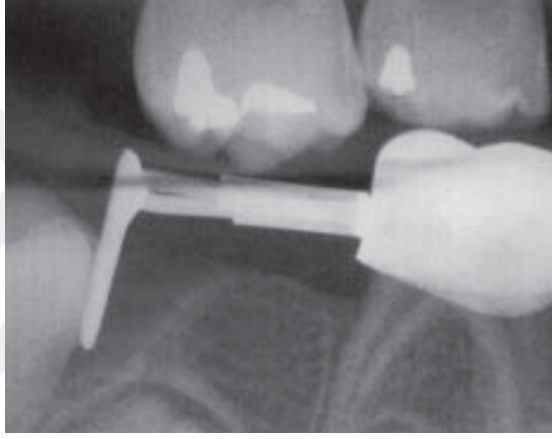
Şekil 2.5: Silikon model üzerinde (A) Geleneksel bant-loop, (B) Dijital yolla üretilmiş titanyum bazlı metal bant-loop(83)

#### 2.6.5.1.4. Kuron-loop Yer Tutucular

Erken süt dişi kayıplarında bant-loop yer tutucu endikasyonlarına ek olarak yer tutucu planlanan dişte fazla madde kaybindan dolayı paslanmaz çelik kron endikasyonu varsa kuron-loop yer tutucular tercih edilir (58).

#### 2.6.5.1.5. Distal-shoe Yer Tutucular (Distal Uzantılı Aparey)

Daimi birinci büyük azı dişi sürmeden önce, ikinci süt azı dişleri kaybedildiği durumlarda tercih edilir. Dişsiz boşluğun distal hizasına denk gelecek şekilde diş etine ve alveole gömülen bir parçası bulunmaktadır. Amaç daimi birinci büyük azının mesialize olmasını önlemektir. Bu parça süt 1.azı dişine simante edilen bir bantla lehimlenmektedir (84). Distal uzantılı aparey yapılırken lokal anestezi yapılmalı, invaziv bir işlem olduğundan ötürü enfektif endokardit riskine dikkat edilmelidir (1,85). Bu hastalar için oral hijyen çok önemlidir. Daimi birinci büyük azı sürdükten sonra, başka uygun bir yer tutucuyla değiştirilmelidir (85).



Şekil 2.6: Kuron ile yapılmış distal shoe apareyinin radyografik görüntüsü(1)

#### 2.6.5.1.6. Lingual Ark

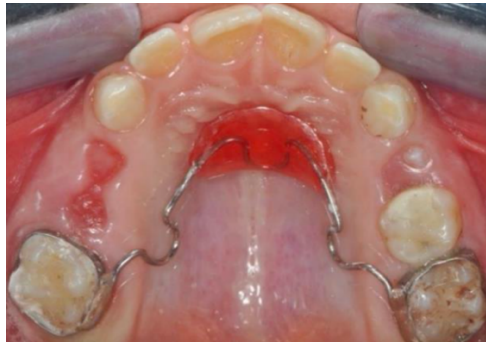
Alt çenede bilateral süt azı dişi kayıplarında veya tek taraflı birden fazla süt azı eksikliğinde kullanılan bu yer tutucu, yalnızca daimi birinci molarların ve alt daimi keser dişlerin sürmüş olduğu durumlarda uygulanabilmektedir. Aksi takdirde, süt keserlerin lingualinde konumlanan daimi keserlerin sürmesini engelleyebilmektedir. Böyle vakalarda, iki taraflı bant ya da kuron loop tercih edilmektedir (58). Lingual ark, daimi birinci azılara veya ikinci süt azı dişlerine yerleştirilen bir bantın üzerine lehimlenen telden oluşur (58,86). Bu yer tutucular, karşı çenedeki dişlerden de destek alabileceği için oldukça stabil ve etkili bir çözüm sunar. Lingual arklar, çeşitli elemanlar eklenerek ya da büküm yapılarak aktive edilebilir ve farklı modifikasyonlarda kullanılabilir (87).



Şekil 2.7: Ağız içinde lingual arkın görüntüsü (2)

#### 2.6.5.1.7. Nance Apareyi

Nance Apareyi, üst çenede erken süt azı dişi kaybında destek olarak daimi I. büyük azı veya II. süt azı dişlerin çift taraflı kullanıldığı yer tutucu apareylerdir. Posterior bölgede destek olarak azı dişler kullanılırken anterior bölgede destek damak mukozasına temas eden akrilik düğmedir. Akrilik düğmenin amacı telin palatal mukozaya gömülmesine engel olarak, molar dişlerin mesiale doğru devrilmesini önlemektir. Üst çenede kullanılan nance apareyinin endikasyonları, alt çene için kullanılan lingual ark endikasyonları ile hemen hemen aynıdır. İki arasındaki fark, anterior bölgede desteğin kesici dişlerden değil palatinal mukozadan sağlanmasıdır. Nance apareyi pasif olarak kullanıldığında görevi mevcut boşluğu korumaktır. Ayrıca alışkanlık kırıcı olarak, ankraj arttırmak için ve keser diş eksikliğinde diş eklenecek farklı amaçlarla da kullanılabilir (58,88). Bu aparey, damaktaki akrilik teması nedeniyle doku irritasyonuna ve hiperplazisine neden olabilmektedir. Uzun dönemde kullanıldığında damak dokusuna gömülmeler gözlenebilmektedir. Bu nedenle ağız hijyenine dikkat edilmeli, düzenli olarak kontrollerinin yapılması gerekmektedir (58).



Şekil 2.8: Ağız içinde Nance apareyinin görüntüsü (2)

### 2.6.5.1.8. Transpalatal ark (TPA)

Nance apareyine benzer şekilde, üst çenede erken süt azı kaybında kullanılır. Transpalatal ark, birinci büyük azılara yerleştirilen bantlar ve bu bantlara lehimlenen, transpalatal olarak her iki tarafa uzanan, damak yüzeyine paralel şekilde dokudan 2-3 mm uzakta olacak şekilde temas etmeyen telden oluşur (3,54,58,89). TPA, palatinal mukozaya temas etmediği için Nance apareyinde görülebilen doku iritasyonuna sebebiyet vermemekte ve gömülme izlenmemektedir. Bazı çalışmalar TPA kullanımının tek taraflı süt azı kayıplarında sınırlandırılması gerektiğini savunmaktadır (58,86). TPA'nın en uygun endikasyonu üst çenede tek taraflı birden fazla erken süt dişi kaybının görüldüğü vakalardır (Şekil 2.9). Bu durumda diş kaybı görülen tarafın meziale hareketi sağlam tarafın desteğiyle engellenmektedir. Ancak çift taraflı süt azı dişi kaybedildiği hastalarda TPA kullanıldığı halde çift taraflı daimi azı diş mezializasyonu görülebilmektedir. Bu vakalarda TPA yerine Nance apareyi kullanılmalıdır (29,87,89).



Şekil 2.9: Ağız içinde TPA görüntüsü (3)

### 2.6.5.1.9. Kompozit Rezin ile Yapıştırılan Farklı Sabit Yer Tutucular

Klinikte kullanılan sabit yer tutucu apareylerin dezavantajları nedeniyle, yeni tip yer tutucuların tasarlanmasına ihtiyaç olduğu bildirilmiştir (72). 1955 yılında, Buonocore'un yapmış olduğu minenin asitle pürüzlendirme işlemi sonrasında, akrilik dolgu materyallerinin diş dokularına bağlanmasının arttığını kanıtlayan çalışması sonucunda; yer tutucu uygulamalarında birtakım değişiklikler yapılarak farklı materyaller, çekim boşluğuna komşu dişlere kompozit rezin ile yapıştırılarak uygulanmış ve araştırılmıştır (72,90). Bunlar;

-Kompozit rezin ile yapıştırılan ortodontik telden oluşan direkt bonded sabit

yer tutucular (Şekil 2.10), (4,47,72,91,92)

- Fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinin destek dişlere yapıştırılarak uygulandığı sabit yer tutucular, (4,72,74,93)

- Paslanmaz çelik kuronun vestibül yüzüne açılan pencereye ve diğer destek dişe kompozit rezin ile yapıştırılan ortodontik telden oluşan (open-face) yer tutucular (Şekil 2.11), (4,94)

- EZ yer tutuculardır (Şekil 2.12).



Şekil 2.10: Direkt Bonded Yer Tutucu (4)



Şekil 2.11: Open Face Yer Tutucu (4)



Şekil 2.12: EZ Yer Tutucu (4)

#### 2.6.5.2. Hareketli Yer Tutucular

Tek veya çift taraflı olarak çoklu diş eksiklerinde hem karma hem de süt dişlenmede tercih edilebilen yer tutuculardır. Hareketli yer tutucularda, iyi hasta ve ebeveyn

kooperasyonuna ihtiyaç duyulmaktadır (58,95). Fonksiyonel hareketli apareyler kullanıldığında, oklüzal fonksiyon sağlanabilir. Ancak daimi dişler sürmeye başladığında hareketli yer tutucudaki akrilik periyodik olarak aşındırılarak modifiye edilmelidir. Sabit yer tutuculara nispeten daha maliyetlidir. Uzun süreli kullanımda doku iritasyonuna yol açabilmesi, ağızda çok yer kaplaması, kolayca kaybolabilmesi, zamanla tutuculuğun azalabilmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır. Hareketli yer tutucular düzenli olarak kontrol edilmelidir (96).

Kaybedilen dişlerin çiğneme fonksiyonları, üzerine diş yerleştirilen hareketli yer tutucular ile kısmen de olsa sağlanabilir. Ön diş kayıplarında diş eklenerek estetik de sağlanır (48,66).

Erken dönemde gerçekleştirilen diş çekimleri sonrasında, ilgili bölgedeki dişeti dokusu zamanla sert ve fibröz bir yapı kazanabilir. Bu durum, sürmekte olan daimi dişler için olumsuz bir etki yaratarak sürme sürecinin gecikmesine neden olabilir. Bu bağlamda diş içeren yer tutucular, hareketli protezlere benzerlik göstermektedir. Yer tutucular, çiğneme sırasında oluşan basınçları alttaki mukozaya ileterek, bu bölge üzerinde masaj etkisi yaratmakta ve böylece kemik içerisinde bulunan daimi dişlerin sürmesini teşvik edici bir rol üstlenmektedir. Çiğneme fonksiyonunun devamlılığı açısından yer tutucu apareylerde mutlaka diş içeren yapılar bulunması zorunlu değildir. Kapanışa uygun yükseklikte hazırlanan akrilik ısırma blokları da benzer bir işlev görebilmektedir. Bu tür hazırlanan apareylerin tasarımında dikkat edilmesi gereken önemli hususlar bulunmaktadır. Özellikle alt akrilik blokların transversal yönde üst dişlerden daha dar olacak şekilde üretilmesi gerekmektedir. Aksi takdirde, alt akrilik bloğun üst yapıya oranla daha geniş olması durumunda posterior çapraz kapanış oluşabilir. Bu tür bir kapanış ilişkisi, hastanın çiğneme esnasında yanağını ısırmasına neden olabileceğinden, klinik uygulamalarda bu faktör göz önünde bulundurulması gerektiği bildirilmiştir (66).



Şekil 2.13: Fonksiyonel olmayan pasif hareketli yer tutucunun ağız içi görüntüsü(2)



Şekil 2.14: Fonksiyonel hareketli yer tutucunun ağız içi görüntüsü (2)

## 2.7 Dijital Diş Hekimliği

Günümüzde hızla ilerleyen teknolojik gelişmeler, sağlık alanında olduğu gibi diş hekimliği pratiğinde de önemli dönüşümlere yol açmaktadır. Dijitalleşmenin etkisiyle geliştirilen yeni cihazlar ve yazılımlar, diş hekimlerinin iş akışını hızlandırmakta, tedavi süreçlerini kısaltmakta ve hastalara daha estetik ve biyolojik uyumlu çözümler sunulmasını sağlamaktadır (97,98).

Dijital diş hekimliği uygulamaları temel olarak ağız içi ve ağız dışı tarama-görüntüleme sistemleri, dijital tasarım ve planlama süreçleri ile üretim teknolojileri şeklinde sınıflandırılmaktadır. Buna ek olarak, diş hekimliği pratiğinde hastaların anksiyetesini azaltmaya yönelik olarak sanal ve artırılmış gerçeklik uygulamalarının kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır (99). Ayrıca, ağız ve diş sağlığının korunmasına katkı sağlayan dijital diş fırçaları da dijital diş hekimliği alanında geliştirilen yenilikler arasında yer almaktadır (97,100).

### 2.7.1. Çocuk Diş Hekimliğinde Kullanılan Dijital Uygulamalar

Gelişen teknolojinin çocuk diş hekimliği pratiğine entegre olmasıyla, tanı ve tedavi planlamasında ve uygulamasında önemli ilerlemeler sağlamaktadır. Dijital radyografiler, ağız içi görüntüleme sistemleri, dental fotoğrafçılık ve gülüş tasarımı, dijital ölçü teknikleri, üç boyutlu tasarım ve üretim teknolojileri ile şeffaf plak ve yer tutucu uygulamalarının kullanımının giderek yaygınlaştığı görülmektedir (101). Ayrıca Bilgisayar Destekli İlaç Geliştirme (Computer-Aided Drug Design - CADD) yöntemleriyle de ağız ve diş sağlığını destekleyici ürünlerin geliştirilme sürecinde kullanılmaktadır (102).

**Ağız içi tarayıcılar**, diş ve yumuşak dokuların üç boyutlu olarak dijital ortamda kaydedilmesini sağlayan gelişmiş görüntüleme sistemleridir. Bu sistemler; tarama

işlemini gerçekleştiren mekanik donanım, verileri işleyen bilgisayar ve aktarılan bilgilerin analizini sağlayan yazılım bileşenlerinden oluşmaktadır (103,104). Yapılan taramalar sonucunda, düşük hata payı ile anatomik yapılara yüksek oranda uyumlu veriler elde edilebilmektedir. Geleneksel yöntemlerle kıyaslandığında, ağız içi tarayıcıların tekrarlanabilirlik, hızlı veri işleme ve düzenleme, kolay arşivleme ve aktarma gibi avantajları sayesinde klinik kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır (103,104). Vasaduvan ve ark. tarafından gerçekleştirilen bir araştırmada hastaların %77'sinin geleneksel ölçülere göre intraoral taramaları tercih ettiği belirtilmiştir (105).

Özellikle restoratif ve protetik işlemler ile yer tutucu uygulamaları öncesinde ölçü alınması, çocuk hastalarda bulantı refleksinin tetiklenmesi ve ölçü materyalinin kokusu gibi faktörler nedeniyle rahatsız edici olabilmektedir. Son yıllarda ağız içi tarayıcıların kullanımının yaygınlaşmasıyla, ölçü alma sürecinin daha konforlu hale geldiği düşünülmektedir. Ayrıca intraoral tarayıcılar, aspirasyon veya yutma riski ortadan kalktığı için geleneksel ölçülere kıyasla daha güvenli bir alternatiftir (80). Bunlarla birlikte hekimin deneyimi, devam eden diş sürme süreci, kullanılan tarayıcı ucunun boyutu ve çocuk hastalarda görülen sınırlı ağız açıklığı ve sığ sulkus derinlikleri gibi ağız içi anatomik uyumsuzluklar gibi faktörlerin tarama süresini uzatarak, çocuk hastaların klinik koltukta kalma süresini artırabileceği belirtilmektedir (104).

Dudak damak yarığı (DDY) hastalarında da geleneksel ölçü yöntemlerine alternatif olarak ağız içi tarayıcıların kullanımının arttığı bildirilmektedir. Geleneksel ölçü alma yöntemlerinde uygulanan basınç, anatomik dokularda deformasyona yol açabilmekteyken, ağız içi tarayıcılar ile alınan ölçülerin yarık bölgenin anatomisini daha iyi yansıttığı gösterilmiştir (106).

**CAD/CAM sistemleri**, diş hekimliğinde ilk olarak 1980'de Duret ve Preston tarafından kullanılmıştır. 1985'de Moermann ve Brandestini'nin katkılarıyla CEREC 1 (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) sistemi geliştirilmiştir. CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) tekniği optik tarayıcılar aracılığıyla toplanan verilerin bilgisayar yazılımları kullanılarak üç boyutlu tasarımlara dönüştürülmesi ve bu tasarımların seramik,

kompozit, metal veya hibrit bloklar gibi materyallerden çeşitli baskıların üretilmesi esasına dayanır (107).

Çocuk diş hekimliğinde; kalıcı ve süt dişlerin restorasyonu, endodontik tedavi sonrası onley ve endokuron yapımı, rezin içerikli veya hibrid pediatrik zirkon kuronların yapımı, süpernümerer dişlerin çekimi için cerrahi rehberlerin oluşturulması, ön dişlerin estetik restorasyonu ve yer tutucu üretimi gibi birçok alanda CAD/CAM kullanıma girmiştir (108–111).

Yaygın 3D baskı yöntemleri şunlardır:

- **Mikro Lazer Sinterleme Teknolojisi (MLS):** Titanyum bazlı metal toz malzeme (Ti64 Gd23; LPW Technology Ltd., Cheshire, İngiltere) kullanılarak dayanıklı metal bant-looplar üretilir. Lazer sinterleme teknolojisi, diş hekimliği alanında çığır açan bir yenilik olarak ortaya çıkmış ve değerli olmayan alaşımların işlenme sürecinde devrim yaratmıştır. İlk başta metal yapıların üretimi için kullanılan bu teknoloji, kuron-köprü ve döküm metal destekli protezlerin üretiminde yaygın olarak tercih edilmiştir (112). Lazer sinterleme, toz bazlı eklemeli üretim (additive manufacturing) tekniği ile çalışır. Devamlı veya aralıklı lazer ışını kullanılarak toz halindeki materyal ısıtılır ve kaynaştırılır. Bu yöntem, yüksek hassasiyetli ve dayanıklı metal yapılar üretmek için ideal bir seçenek sunmaktadır (113).
- **Stereolitografi (SLA) veya Dijital Işık İşleme (DLP):** Şeffaf fotopolimer reçine (Formlabs Inc., Massachusetts, ABD) kullanılarak bant-loop üretilir. Diş hekimliğinde en eski ve en yaygın kullanılan 3D baskı tekniğidir. Bu teknik, UV ile polimerize olan materyalin tabakalı olarak yapı oluşturmasını içerir (114,115).
- **Frezeleme:** Eklemeli üretim sürecine göre CAD/CAM frezeleme yöntemi ile üretim gibi eksiltici işlemler daha yavaştır ve daha fazla materyal israfına sebep olur. Frezeleme işleminin bir diğer özelliği de prefabrik bloklar kullanıldığı için 3D baskı esnasında mekanik ve estetik özelliklerde ayarlamalara izin vermemesidir. (PMMA, PEEK gibi) (112,115)
- **Diğer Teknolojiler:** CAD/CAM teknolojisi ile zirkonya bazlı bir yer tutucu üretiminde ilk kullanımı 2017 yılında rapor edilmiştir (5). Bu yenilikçi

yaklaşım, yüksek eğilme dayanımı, olağanüstü termal şok direnci, düşük termal genleşme katsayısı ve çeşitli renk seçeneklerinde mevcut olma gibi dikkat çekici özellikler sergilemiştir. Soni ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, zirkonya bazlı yer tutucuların olumlu sonuçlarını bulmuştur. 6 aylık takip süresi boyunca doku irritasyonu veya diş eti iltihabı belirtileri görülmemiş ve hastalar, çiğneme sırasında herhangi bir zorluk bildirmemiştir (17). Yine 2022 yılında Lee ve arkadaşları tarafından yapılan başka bir çalışmada zirkonya bazlı yer tutucuların üretiminde CAD/CAM teknolojisinin kullanılmasıyla ilgili avantajlar rapor edilmiştir (17).

CAD/CAM sistemlerinin ve 3D baskı yöntemlerinin kullanımıyla titanyum bazlı metal, zirkonyum, PEEK, PMMA, TriLor®, ve şeffaf rezinden yer tutucuların üretildiği çalışmalar vardır.

### ***Zirkonyum (BruxZir)***

Dijital teknolojiyle üretilen yer tutucular üzerine yayımlanan ilk makale, Soni tarafından 2017’de sunulan bir vaka raporudur. Bu çalışmada, yüksek kırılma dayanımı (1465 MPa) sunan BruxZir marka zirkonya blokları, CAD/CAM sistemleriyle işlenerek kullanılmıştır. Zirkonyumun düşük termal genleşme özelliği sayesinde, ağız içinde stabilitesini koruduğu belirtilmiştir (5). Lee’nin 2022 tarihli bir diğer vaka raporunda ise farklı bir zirkonyum bloğu tercih edilmiş, ancak zirkonyumun kırılma yapısı nedeniyle tek parça yer tutucuların daha hacimli üretilmesi gerektiği ve bu durumun da hastada rahatsızlık yaratabileceği vurgulanmıştır (17).



Şekil 2.15: BruxZir ile üretilmiş sabit yer tutucunun ağız içindeki görüntüsü (5)

### ***PEEK (Polietereterketon)***

**PEEK**, dayanıklı mekanik özellikleriyle öne çıkan, sert ve biyouyumlu bir polimerdir. Kimyasallara karşı yüksek direnç göstermesi, ısıya dayanıklılığı ve boyutsal olarak stabil kalabilmesi, bu malzemenin farklı üretim tekniklerine uygun şekilde şekillendirilmesine olanak tanır. Ayrıca doğal diş tonuna yakın görünümü sayesinde, metal alerjisi bulunan ya da ağızda metalik tat ve ağırlıktan rahatsızlık duyan bireyler için estetik ve konforlu bir seçenek sunar (116).

**PEEK** polimeri mekanik özellikleriyle metal ve seramiklerden belirgin biçimde ayrılır. PEEK'in elastik modülü ~3–4 GPa civarındadır, yani metal alaşımların yaklaşık %3'ü kadardır, insan kortikal kemiğine ise daha yakındır (kemik ~14 GPa). Bu düşük modülüs PEEK'e metal alternatiflerine göre oldukça esnek bir yapı kazandırır (117). Bant-loop uygulamalarında ise bu esneklik dikkatlice değerlendirilmelidir: PEEK bant çok ince tasarlanırsa (örneğin metal ortodontik bant kalınlığında) çiğneme basıncıyla minör hareketler yapabilir ve zamanla siman bağlantısını zayıflatabilir. Dolayısıyla PEEK bir bant-loop'u etkin kılmak için daha kalın kesitler veya hacimsel tasarım gerekmektedir. PEEK ile hareketli yer tutucu prototipleri üreten çalışmalarda, dayanımı artırmak için tasarıma hacimli plakalar veya destek yapıları eklendiği görülmektedir. PEEK'in çekme dayanımı ~100 MPa civarındadır; mukavemeti saf PMMA'dan yüksektir ancak metallere düşüktür (118).

Bazı araştırmacılar, PEEK materyalinin estetik açıdan daha avantajlı olması ve sahip olduğu olumlu mekanik özellikler nedeniyle, ortodontide tel ya da apacey tasarımlarında metalin yerine kullanılabilecek potansiyele sahip olduğunu ifade etmektedir (119). Ierardo ve arkadaşlarının yaptığı vaka çalışmasında, dijital iş akışıyla üretilen PEEK yer tutucuların hasta konforu açısından oldukça başarılı olduğu, dokuz aylık takipte hiçbir kırık veya desimantasyon görülmediği, aynı zamanda hastalar tarafından kolayca temizlenip kullanıldığı bildirilmiştir (6). Guo ve arkadaşlarının yaptığı karşılaştırmalı çalışmada, PEEK ile dijital olarak üretilen yer tutucuların doku ile temas uyumunun, geleneksel yöntemlerle üretilenlere kıyasla çok daha hassas olduğu gösterilmiştir. Ortalama uyum boşluğu PEEK grubunda  $44.32 \pm 1.75$  µm iken, geleneksel grupta bu değer  $137.36 \pm 18.63$  µm

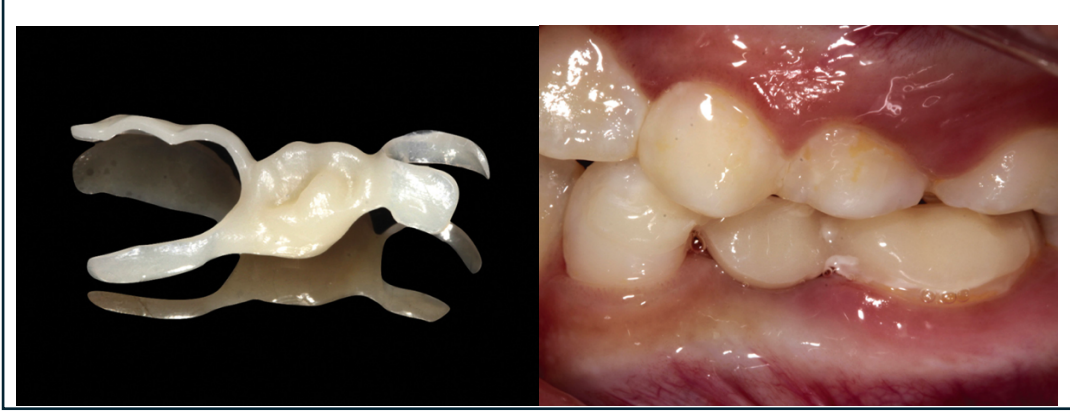
olarak ölçülmüştür ( $p < 0.001$ ) (119). Bu da PEEK'in dijital üretimle elde edilen yüksek hassasiyetli sonuçlara olan katkısını ortaya koymaktadır.



### **PMMA (Polimetilmetakrilat)**

PMMA, akrilik rezinler, protez kaidelerinden geçici restorasyonlara kadar diş hekimliğinde uzun süredir kullanılan polimerlerdir. Tam polimerize edilmiş PMMA yapısının genellikle biyouyumlu olduğu kabul edilir; ancak materyal içindeki rezidüel monomer izleri veya polimerizasyon sırasında oluşan yan ürünler, hassas bireylerde allerjik kontakt stomatit oluşturabilir (120). Bununla birlikte, bant-loop gibi uzun süre ağızda kalacak bir apacey için PMMA'nın sürekli mekanik ve termal yüke maruz kalması durumunda monomer salımı veya yüzey pürüzlenmesiyle plak tutma riskini artırabileceği göz önüne alınmalıdır. Bu nedenle PMMA ile üretilen apaceylerin mutlak biyouyumluluğu, doğru polimerizasyon ve cilalama işlemlerine bağlıdır (121).

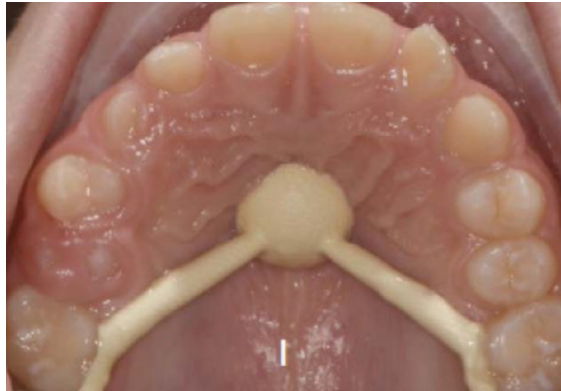
Klinik bir olguda, dijital tarama ile tasarlanıp PMMA'dan frezelenen estetik bir yer tutucu, çocuk hastaya uygulanmış ancak bu sadece yeni dijital sürecin uygulanabilirliğini göstermek amacı taşımıştır (118). Bu apaceyın kalıcı olması değil, daimi diş sürümüne kadar idare etmesi hedeflendiğinden, mekanik sınırlılık bir ölçüde tolere edilebilir görülmüştür.



### **Trilor® Polimeri**

Fiberle güçlendirilmiş kompozit reçine esaslı bir materyal olup CAD/CAM sistemleri ile işlenebilmektedir. Metal ve zirkonyum gibi geleneksel materyallere kıyasla çok daha hafif olan bu metal içermeyen seçenek, biyouyumluluğu ve yaklaşık 3 ila 5 kat daha düşük ağırlığıyla öne çıkmaktadır. Aynı zamanda elastik yapısı, mekanik dayanımı, kolay tamir edilebilirliği ve biyolojik uyum gibi birçok klinik avantaja sahiptir (122).

Beretta ve Cirulli'nin çalışmasında, epilepsi, vasküler bozukluklar gibi durumlar nedeniyle baş bölgesinde düzenli manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ihtiyacı olan özel hasta grupları için, metal içermeyen ve görüntüleme sistemleriyle uyumlu bir yer tutucu geliştirilmiştir. Bu doğrultuda Trilor® materyali kullanılarak bir Nance apareyi CAD/CAM teknolojisiyle üretilmiş ve birinci süt azı dişinin palatinal yüzeyine doğrudan yapıştırılarak uygulanmıştır (8).



## **Titanyum Bazlı Metal Yer Tutucular**

Titanyum, ağız içi kullanıma son derece uygun, hafif ve korozyona dayanıklı bir metaldir. Tıpta ve diş hekimliğinde özellikle iki alaşım öne çıkmaktadır: Ti-6Al-4V ve Ti-Al-Nb. Ortodonti alanında ise en yaygın kullanılan alaşım, tel ve braket üretiminde tercih edilen nikel-titanyumdur. Son on yılda titanyum, 3D baskı ve eklemeli üretim teknolojileriyle implant üretiminde kullanılarak mekanik dayanımın artırılmasını ve dolayısıyla implantların yaşam süresinin uzatılmasını sağlamıştır (123). Öte yandan, 3D yer tutucu üretiminde de titanyumun kullanımı, geleneksel yöntemlere kıyasla zaman ve üretim açısından sunduğu verimlilik ve pratiklik nedeniyle değerlendirilmeye başlanmıştır (82).

Ayrıca titanyum, yüzeyinde hızlıca pasif bir oksit tabakası oluşturarak iyon salınımını engeller ve böylece biyouyumluluğunu artırır. Bu yüksek biyouyumluluk sayesinde titanyum, nikel içeren paslanmaz çeliklere kıyasla tamamen hipoalerjenik bir alternatiftir – nikel alerjisi popülasyonun %30'una varan oranlarda görülürken titanyum uygulamalarda alerjik reaksiyon neredeyse gözlenmez (124). Ayrıca titanyumun mekanik dayanımı yüksektir ve ağırlıkça çelikten hafif olması çocuk hastaların konforunu artırabilir (82,125).

Kullanılacak materyal tipine göre üretim yöntemi seçilir. 3D baskı sistemleri ile fotopolimerize rezinler, termoplastik rezinler, poliamidler, metaller vb. maddeler şekillendirilebilmektedir. Metallerin 3D baskısı için lazer sinterleme yöntemi kullanılır (107).

## **2.8 Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri**

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik dayanıklılığını artırmak ve dental yapılarda oluşan gerilmeleri belirlemek amacıyla stres analiz yöntemlerinin kullanımı son yıllarda büyük önem kazanmıştır (126). Doku ve organların (dişler, kemik, yumuşak dokular vs.) ağızdaki fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler karşısındaki davranışlarını doğrudan incelemek genellikle zor, maliyetli ve riskli olup, bazı durumlarda imkânsızdır. Bu nedenle, canlı dokuların modelleri

oluşturularak kuvvetin yoğunlaştığı bölgelerin tespit edilmesi gerekliliği ortaya çıkmıştır. Bu amaçla çeşitli stres analiz yöntemleri geliştirilmiştir (127).

1. Fotoelastik stres analiz yöntemi
2. Gerinim ölçer stres analiz yöntemi
3. Kırılgan vernik kaplama yöntemi ile stres analizi
4. Holografik interferometri (lazer ışını) ile kuvvet analizi
5. Termografik kuvvet analiz yöntemi
6. Radyotelemetri ile kuvvet analiz yöntemi
7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (126)

Bu analizleri daha iyi kavrayabilmek için öncelikle bazı teknik terimleri bilmek gerekmektedir;

**Kuvvet:** Cismin hareketini başlatabilen, hareketin yönünü değiştirebilen veya cismi durdurabilen etkidir. Şiddeti, yönü ve doğrultusu olan vektörel bir büyüklüktür (126,128).

**Gerilme (Stres):** Cisimde deformasyon oluşturacak bir kuvvet etki ettiğinde bu dış kuvvete karşı oluşan bir iç direnç mevcuttur. Bu iç direncin şiddeti dıştan uygulanan kuvvete eşittir ama zıt yönlüdür. Bir kitle ya da malzeme üzerine dışarıdan bir kuvvet uygulandığı zaman, kitle içinde eşit miktarda, ancak ters yönde bir tepki oluşur. Dış kuvvete karşı kütlede gösterdiği bu iç direncin birim alandaki miktarına, gerilim yani stres denir (129). Bir cisim üzerine etki eden kuvvetler, üç farklı türde gerilim ortaya çıkartabilir:

- Çekme gerilimi; bir cisim aynı hat üzerinde ancak farklı yönlerde hareket eden iki kuvvete maruz kaldığında ortaya çıkan, bu kuvvetlerin neden olduğu deformasyona karşı oluşan tepkidir.
- Basınç gerilimi; bir cisme aynı yönde ancak farklı yönlerde etki eden iki kuvvetin neden olduğu strestir.
- Makaslama gerilmesi; bir cisme etki eden paralel iki farklı karşıt kuvvetin oluşturduğu gerilimdir (129).

**Gerinim (Strain):** Bir cisme belirli bir kuvvet uygulandığında cismin oransal boyut değişimi olarak tanımlanmaktadır (129). Başka bir deyişle, gerinim, bir malzemenin yük altında ne kadar deformasyona uğradığını niceliksel olarak ifade etmektedir. Gerinim, gerilimden farklı olarak büyüklüğü olan skaler bir niceliktir. Kuvvete maruz kaldıkları zaman cisimlerde meydana gelen boyutsal değişiklik iki şekilde ortaya çıkmaktadır. Elastik deformasyon, uygulanan yük ortadan kalktığında malzemenin başlangıçtaki formuna geri dönebilme yetisini ifade ederken, plastik deformasyon ise uygulanan kuvvet kaldırıldığında malzemenin kalıcı şekil değişikliğine uğraması durumudur (130).

**Elastisite Sınırı:** Cismin geri dönüşümsüz şekil değişikliğine uğramadan dayanabildiği maksimum gerilme olarak tanımlanmaktadır (131).

**Poisson Oranı:** Bir cisim aksenal yönde bir gerilime maruz kaldığında, bu gerilme sonucunda sadece boyuna uzama veya kısalma değil, aynı zamanda enine yönde bir deformasyon da meydana gelir. Poisson oranı, enine deformasyonun boyuna deformasyona oranıdır. Materyaller için ayırt edici bir özelliktir (129). Poisson oranı her bir materyal için 0-0.5 arasında değişmektedir (132).

**Elastisite Modülü (Young's Modülü):** Bir malzemenin elastik deformasyona karşı direncini belirleyen temel bir mekanik özelliktir. Gerilimin gerinime oranıdır. Elastisite modülü, Pa (Pascal) veya GPa (Gigapascal) cinsinden ifade edilir (133).

**Homojen Cisim:** Bir cismin elastik özelliklerinin her noktasında eşit dağıldığının varsayılmasıdır (131).

**İzotrop Cisim:** Cismin farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri sergilediğinin varsayılmasıdır. Bir cisim izotrop ise, gerilme ve şekil değiştirme analizleri materyale özgü elastisite modülü ve Poisson oranı kullanılarak hesaplanabilmektedir (134).

**Von Mises Stresi (Gerilmesi):** Esneyebilen malzemelerde şekil değiştirmenin başlangıç noktasını belirleyen ve kırılma dayanıklılığının analizinde kullanılan önemli bir mekanik parametredir. Başka bir ifadeyle matematiksel varsayımlar doğrultusunda elemanlar üzerindeki gerilmeler ve kesme gerilmelerinin bir ortalaması olarak hesaplanmaktadır. Bu değer, bir cismin üzerindeki gerilme dağılımını ve yoğunluğunu incelemek için kullanılır. İki veya üç boyutlu gerilme

durumlarını birleştirerek malzemenin tek eksenli yükleme altındaki dayanımını değerlendirmeye olanak tanır. Yapılan analizlerde, bu değerler genellikle renk skalası üzerinden görselleştirilerek sunulmaktadır (135).

### **2.8.1 Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi**

Fotoelastik stres analiz yöntemi, saydam ve çift kırılma özelliğine sahip malzemeler kullanılarak gerilme dağılımlarının belirlenmesini sağlayan deneysel optik bir tekniktir. Bu yöntemde, incelenecek yapı fotoelastik özellikte bir model materyalinden üretilir ve mekanik yüklemeler uygulanarak polarize ışık altında gerilim dağılımları incelenir. Yükleme sonrası oluşan iç gerilmeler, polariskop adı verilen özel bir optik cihaz yardımıyla görselleştirilir. Fotoelastik analizde, malzemenin içindeki gerilme seviyeleri izokromatik ve izoklinik çizgiler şeklinde gözlemlenir; bu çizgiler gerilme büyüklüğünü ve yönünü belirlemeye yardımcı olur (136,137).

Bu yöntem, homojen ve saydam fotoelastik materyallerle sınırlıdır ve biyolojik dokular gibi heterojen yapılar üzerinde uygulanabilirliği düşüktür. Ayrıca, elde edilen verilerin nicel olarak değerlendirilmesi için kalibrasyon gerekmektedir (138). Diş hekimliği alanında, özellikle restoratif materyallerin gerilme analizlerinde ve protezlerin biyomekanik değerlendirmelerinde fotoelastik yöntem yaygın olarak kullanılmaktadır (136).

### **2.8.2 Gerinim Ölçer Stres Analiz Yöntemi**

Gerinim ölçer (strain gauge) yöntemi, bir malzeme veya yapının yük altında maruz kaldığı deformasyonları belirlemek için kullanılan deneysel bir stres analiz tekniğidir. Bu yöntemde, yüzeye yapıştırılan ince direnç telleri, mekanik gerinime bağlı olarak elektriksel direnç değişimi gösterir ve bu değişiklik Wheatstone köprüsü devresi aracılığıyla ölçülerek gerinim hesaplanır (139).

### **2.8.3.Kırılğan Vernik ile Kaplama Yöntemi ile Stres Analizi**

İncelenecek cismin yüzeyine homojen bir şekilde 0,01-0,02 cm kalınlığında vernik püskürtülmesi ve ardından fırınlanması esasına dayanmaktadır. Yapıya kuvvet

uygulandıktan sonra, vernik tabakasında, uygulama noktasına yakın bölgelerde daha yoğun ve uzaklaştıkça azalan çatlaklar meydana gelir. Bu çatlakların dağılımı ve yoğunluğu incelenerek gerilme analizi gerçekleştirilir (126,137,139).

#### **2.8.4.Holografik İnterferometre (Lazer Işını) ile Analiz Yöntemi**

Pürüzlü cisimlerin statik ve dinamik değişimlerini yüksek hassasiyetle ölçmeye olanak tanıyan bir analiz yöntemidir (137). Bu yöntemde, cismin yüzeyinde meydana gelen yer değişimi ve aralık miktarı, interferometre cihazı tarafından üretilen iki lazer ışın demetinin etkileşimi sonucunda oluşan mikroskobik girişim saçaklarının kaydedilmesiyle belirlenmektedir. Ölçüm sırasında, cisim belirli bir hareket ettirme işlemiyle yönlendirilmekte ve oluşan holografik görüntü üzerinde şekillenen mikroskobik gerilim saçakları kaydedilerek analiz edilmektedir (126).

#### **2.8.5.Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi**

Homojen ve izotropik materyallere periyodik olarak uygulanan yükler sonucunda oluşan ısı değişimlerini inceleyerek bu değişimlerin materyalin ilgili noktasındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılı olması prensibine dayanan kuvvet analiz yöntemidir Diş hekimliğinde ise özellikle ortodontik kuvvetlerin analizi, restoratif materyallerin dayanıklılığı ve çiğneme kuvvetlerinin incelenmesi gibi alanlarda potansiyel kullanım alanları bulunmaktadır (137).

#### **2.8.6.Radyotelemetri İle Kuvvet Analiz Yöntemi**

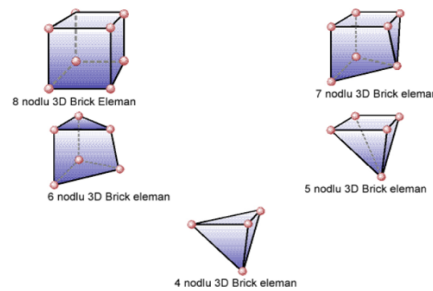
Radyotelemetri, biyomekanik sistemlerde kuvvet ve basınç ölçümlerini radyo dalgaları ile kablosuz olarak ileten bir yöntemdir. Bu analizde, gerilim ölçerler (strain gauge), güç kaynağı, radyo vericisi, alıcı, anten ve veri kaydedici gibi bileşenler kullanılır. Gerilimölçerde oluşan veri farklılıkları voltaj düşmelerine Neden olarak radyotelemetrinin frekansını etkiler. Böylelikle sonuçları oluşturur (137).

#### **2.8.7.Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi**

Kompleks yapıya sahip cisimlerin dış etkenlere, özellikle kuvvetlere karşı verdikleri tepkilerin bütünsel olarak incelenmesi geleneksel matematiksel analitik yöntemlerle oldukça karmaşık olabilmektedir. Bu nedenle, böyle durumlarda sonlu elemanlar analizi gibi yöntemler kullanılarak ara değerler elde edilmekte ve

değerlendirme süreci kolaylaştırılmaktadır. Sonlu elemanlar analizi, cismin tamamını doğrudan ele almak yerine, onu daha küçük ve analiz edilmesi daha pratik olan sonlu elemanlara ayırarak inceler (140–142). Böylece uygulanan etkinin her bir sonlu elemanda nasıl bir değişime yol açtığı ve elemanlar arasındaki etkileşimler daha ayrıntılı bir şekilde değerlendirilir. Sonlu elemanlar stres analizi “parçadan bütüne gitme” prensibine dayanan bir yöntemdir (143).

Sonlu elemanlar analizi, ilk olarak incelemek olan canlı doku veya cansız yapıların bilgisayar ortamında gerçeğe en yakın modellerinin elde edilmesi ile başlamaktadır. Bu model "**eleman**" olarak adlandırılan geometrik şekillere bölünür. Bu elemanlar, belirli düğüm noktalarında tanımlanan ve bilinmeyen değerleri temsil eden matematiksel bileşenlerdir. Eleman sayısındaki artış, daha hassas ve gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilmesine olanak tanımaktadır. Elemanlar; boyutlarına, geometrik şekillerine ve sahip oldukları düğüm sayısına göre ayrılmaktadır (144,145). Daha sonra elemanlar, "**düğüm noktası (node)**" denen belirli konumlarda birleştirilir. Düğüm noktalarında meydana gelen değişiklikler elemanların gerilmelerini diğer elemanlara aktaracağı için belli noktalardan sabitlenmesi gerekir. Modele etki eden kuvvetin büyüklüğü, yönü ve uygulandığı alan bilgisayar destekli analiz yazılımları aracılığıyla tanımlanıp böylece model üzerinde meydana gelen gerilme, gerinim ve yer değiştirme değerleri hesaplanabilir (126,144).



Şekil 2.19: Farklı geometrilere sahip eleman örnekleri(9)

### 2.8.7.1. Sonlu Elemanlar Analizinin Aşamaları

Sonlu elemanlar analizi hazırlık aşaması, analizin yapılması ve sonuçların değerlendirilmesi olarak üç aşamayı içerir.

### **2.8.7.1.1. Analiz Öncesi Hazırlık Aşaması**

Hazırlık aşamasında kısaca incelenecek yapı, CAD (Computer Aided Design) programları yardımıyla modellenerek oluşturulan modelin bilgisayara aktarımı tamamlanır (140). Sonlu elemanlar analizinin temeli olan ‘**ağ modeli (mesh)**’ oluşturulur. Modelin ağ yapısının oluşturulabilmesi için yapı belirli elemanlara ayrılarak modellenir. Ağ oluşturma süreci, düğüm noktalarının ve elemanların koordinatlarının belirlenmesini sağlar. Bu aşamadan sonra, elde edilen modele “Matematiksel Model” adı verilir. Yazılım, tanımlanan parametreler doğrultusunda belirli bir zaman dilimi içerisinde düğüm noktalarını ve elemanları otomatik olarak sıralayarak numaralandırır. Her bir eleman, ana yapının mekanik özelliklerini ve karakteristik davranışlarını yansıtacak şekilde modellenir (141,142,145,146).

### **2.8.7.1.2 Analiz Aşaması**

Analiz aşamasındaki temel amaç, oluşturulan modelin her bir elemanının mekanik özelliklerini ve yükleme koşullarını tanımlamaktır (140). Mekanik özelliklerin belirlenmesinde elastisite modülü ve Poisson oranı kullanılırken, yükleme koşullarının tanımlanması için uygulanan kuvvetin yönü, büyüklüğü ve açısı dikkate alınmaktadır. Modeldeki her bir eleman, ana yapının tüm mekanik özelliklerini taşıdığından, elemanların yük altında verdiği tepkiler ana yapının davranışını yansıtacak şekilde modellenmektedir. Bu analizler kapsamında "hareket sapması (defleksiyon)" hesaplanarak, elde edilen veriler gerilim, gerinim ve reaksiyonların belirlenmesinde kullanılmaktadır. Bu aşamada elde edilen sonuçlar, analiz sonrası oluşturulacak grafik ve tabloların hazırlanmasında temel veri kaynağı olarak değerlendirilmektedir (141,142,144–147).

### **2.8.7.1.3 Sonuçların Değerlendirilmesi Aşaması**

Sonlu elemanlar analizi sürecinin son aşaması, bir önceki safhada elde edilen verilerin çözümlenmesini kapsamaktadır. Bu aşamada analiz sonuçları tablo ve grafikler biçimindedir. Elde edilen verilerin daha kolay değerlendirilebilmesi için bilgisayar ortamında yapıların kuvvetler altındaki geometrik sapması, gerilme dağılımı ve çeşitli parametrelere ilişkin animasyonların oluşturulması gerekmektedir (140). Materyalin istenen açılardan alınan görüntülerine analiz

sonuçlarından elde edilen veriler, renk kodları olarak yerleştirilebilir. Her renk, şeklin altında bir ölçek halinde verilen bir değer aralığını gösterir (148).

## **2.8.7.2 Sonlu Elemanlar Analizinin Avantaj ve Dezavantajları**

### **2.8.7.2.1. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları**

1. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA), karmaşık geometrik yapıya sahip cisimlerin güvenilir bir şekilde modellenmesine ve analiz edilmesine olanak tanımaktadır.
2. Yapıya etki eden kuvvetlerin herhangi bir noktada oluşturduğu stresler ayrı ayrı hesaplanarak, malzemenin farklı bölgelerindeki yük dağılımı detaylı bir şekilde incelenebilir.
3. Farklı malzemelerin birleşiminden oluşan veya zamana bağlı değişken özelliklere sahip sistemler kolaylıkla analiz edilebilir ve malzemenin fiziksel özellikleri detaylı bir şekilde değerlendirilebilir.
4. Küçük bir elemandaki çözümler geliştirilerek tüm sistemin kuvvet ve yer değiştirme açısından değerlendirilmesi mümkün hale gelir. Böylece yapısal problemlerin temel nedenleri daha hassas bir şekilde belirlenebilir.
5. Analiz sürecinde, farklı sınır koşulları kolayca tanımlanarak sistemin gerçek davranışına uygun modellemeler gerçekleştirilebilir.
6. Orijinal materyallere yakın doğrulukta dijital kopyalar oluşturulabilir ve farklı analizler için sanal ortamda detaylı modellemeler gerçekleştirilebilir.
7. Farklı katmanlardan oluşan sistemler, her bir tabakanın fiziksel özellikleri ve tabakalar arası birleşik özellikleri dikkate alınarak bütüncül bir yaklaşımla analiz edilebilir.
8. Malzemeye etki eden dış yükler ve bunların sonucunda meydana gelen iç yapısal değişiklikler ayrıntılı olarak gözlemlenebilir, stres dağılımları ve deformasyon analizleri gerçekleştirilebilir.
9. Dijital ortamda model parametreleri değiştirilerek farklı senaryolar için analizler tekrar tekrar yapılabilir, böylece alternatif çözümler karşılaştırmalı olarak değerlendirilebilir.
10. Analiz sonuçları renk kodları ve grafiklerle ifade edilerek, stres dağılımı ve yapısal değişimler daha anlaşılır hale getirilebilir.

11. Özellikle biyomekanik ve dental alanlarda, ameliyat öncesi planlamaların yapılmasını kolaylaştırarak stereolitografik modelleme ihtiyacını azaltır ve maliyetleri düşürür.
12. Hesaplama sürecini hızlandırarak zamandan tasarruf sağlar ve deneysel yöntemlere kıyasla daha verimli sonuçlar elde edilmesine olanak tanır (127,149,150).

#### **2.8.7.2.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları**

1. SEA yazılımlarının maliyeti oldukça yüksektir ve çoğu patentli olup, her kullanıcı için ayrı bir lisans gerektirmektedir.
2. Daha doğru ve güvenilir sonuçlar elde edebilmek için, araştırmacıların en güncel sürüme sahip olmaları gerekmektedir. Bu da ek maliyetler ve güncellenmiş sürümlerle uyumluluk sorunları doğurabilir.
3. SEA yazılımlarının verimli bir şekilde çalışabilmesi için yüksek işlem gücüne sahip bilgisayar sistemleri gerekmektedir. Bu durum, analizlerin gerçekleştirilebilmesi için maliyetli donanım yatırımlarını zorunlu hale getirmektedir.
4. SEA yazılımlarının etkin bir şekilde kullanılabilmesi için özel eğitim alınması veya profesyonel destek sağlanması gerekebilir. Bu durum, süreci daha karmaşık hale getirirken ek zaman ve maliyet gereksinimlerini de beraberinde getirmektedir (127,140).

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, farklı bant tasarımlarına sahip 3 boyutlu dijital tasarım programları ile üretilebilen sabit bant-looplar üzerindeki stres birikimi ve yer değiştirme miktarları sonlu elemanlar analizi kullanılarak araştırılmıştır. Farklı bant tasarımlarına sahip altı bant-loop tasarımı üzerinde biriken gerilme değerleri ve yer değiştirme miktarları analiz edilmiştir. Bu bant-looplar üzerinde çiğneme kuvvetlerini taklit etmek amacıyla vertikal ve lateral kuvvetler yüklenmiştir.

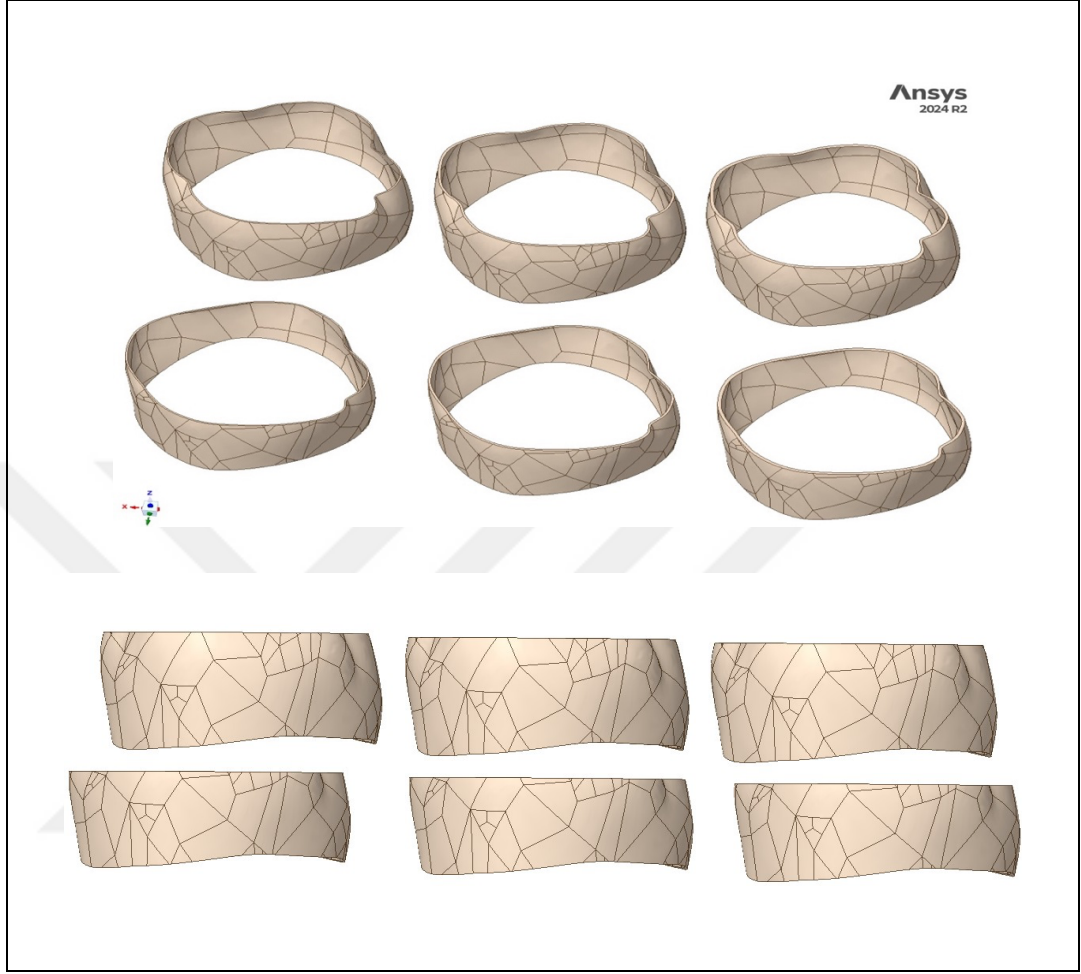
Üç farklı bant kalınlığına ve iki farklı bant yüksekliğine sahip bant-looplar üzerine iki farklı açıdan kuvvet uygulanarak 12 farklı senaryoya bakılmıştır. 6 numaralı dişin bukkal tüberküllerinin bukkal ve lingual eğimine, lingual tüberküllerinin bukkal eğimine çiğneme kuvvetini simüle etmek için 245 N kuvvet 90° ve 45° açıyla uygulanmıştır.

Çalışma sonuçlarının klinik koşullara mümkün olduğunca yakın olmasını sağlamak amacıyla mandibular süt ikinci molar dişi erken çekilmiş bir hastaya ait önceden başka bir sebepten alınmış konik ışınli bilgisayarlı tomografi (CBCT) görüntüleri kullanılmıştır. Çalışma için gerekli olan etik kurul onayı, İstanbul Sağlık ve Teknoloji Üniversitesi Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Kurulundan 05.02.2025 tarihli 2025/03 sayılı toplantısında 2025/03-08 karar numarası ile alınmıştır (Ek-1 ve Ek-2). Bu görüntüler işlenerek mandibular 4 ve 6 numaralı dişlerin modelleri elde edilmiştir.

Ansys Workbench, Spaceclaim (ANSYS Inc. Houston, PA, ABD) yazılımı kullanılarak offset komutu yardımıyla süt ve daimi molar diş geometrisi temel alınarak 0,25 mm kalınlığında periodontal ligament (PDL) ve kortikal kemikten 2 mm daha küçük kalınlığa sahip alveolar kemik modeli oluşturuldu.

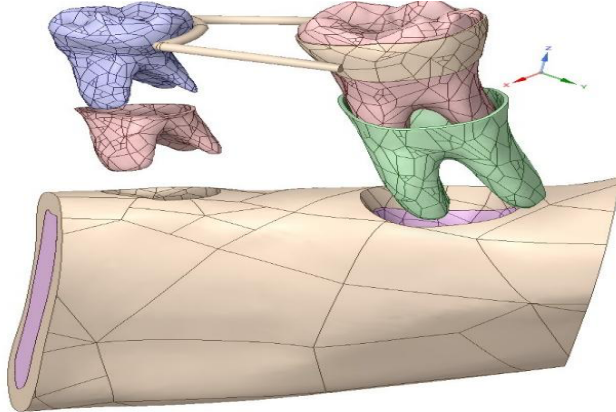
Spaceclaim programı yardımıyla üç farklı kalınlıkta ve iki farklı yükseklikte bant-loop yapıldı. Bant kalınlığı sırasıyla 0.076mm (0.003 inch), 0.127mm (0.005 inch) ve 0.177mm (0.007 inch) olacak şekilde 6 numaralı diş geometrisine göre modellendi (Şekil 3.1). Bant yüksekliği ise oklüzale gelmeyecek şekilde kyonu tam çevreleyen daha yüksek bant (4.7mm yüksekliğinde) ve yaklaşık 1.5mm daha kısa bant (3.2mm yüksekliğinde) şeklinde tasarlandı. Tüm modellerde loop (bant-loop kol kısmı) çapı 0,96 mm olacak şekilde oluşturulan geometri 4 numaralı süt

azı dişin distal yüzeyinden destek alarak uçları bant yapısının bukkal ve lingual yüzeyine birleştirildi (Şekil 3.1).



Şekil 3.1: 6 farklı bant tasarımı montaj görüntüsü

Aynı koordinat sistemi üzerinde mandibular kemik (kortikal ve alveolar kemik), 4 ve 6 numaralı dişler ve bu dişlerin periodontal ligamentleri ve sabit bant-loop tasarımı, birbirinden bağımsız olarak 12 farklı senaryo modeline dahil edildi (Şekil 3.2).



Şekil 3.2: Mandibula, 4 ve 6 numaralı dişler, PDL ve bant-loop model montaj görüntüsü

3 farklı kalınlığa ve 2 farklı yüksekliğe sahip yer tutucuların (bant-loop) iki farklı çığneme kuvveti (90° ve 45°) sonucunda yer tutucu ve diğer anatomik parçalar üzerinde oluşan etkiyi karşılaştırmak amacıyla 12 farklı simülasyon senaryosu tasarlandı:

**Model-I:** 0,076mm bant kalınlığına sahip, bant yüksekliği 4,7 mm olan, 90° açıyla verilen vertikal kuvvet uygulandığı model.

**Model-II:** 0,127mm bant kalınlığına sahip, bant yüksekliği 4,7 mm olan, 90° açıyla verilen vertikal kuvvet uygulandığı model.

**Model-III:** 0,177mm bant kalınlığına sahip, bant yüksekliği 4,7 mm olan, 90° açıyla verilen vertikal kuvvet uygulandığı model.

**Model-IV:** 0,076mm bant kalınlığına sahip, bant yüksekliği 3,2 mm olan, 90° açıyla verilen vertikal kuvvet uygulandığı model.

**Model-V:** 0,127mm bant kalınlığına sahip, bant yüksekliği 3,2 mm olan, 90° açıyla verilen vertikal kuvvet uygulandığı model.

**Model-VI:** 0,177mm bant kalınlığına sahip, bant yüksekliği 3,2 mm olan, 90° açıyla verilen vertikal kuvvet uygulandığı model.

**Model-VII:** 0,076mm bant kalınlığına sahip, bant yüksekliği 4,7 mm olan, 45° açıyla verilen lateral kuvvet uygulandığı model.

**Model-VIII:** 0,127mm bant kalınlığına sahip, bant yüksekliği 4,7 mm olan, 45° açıyla verilen lateral kuvvet uygulandığı model.

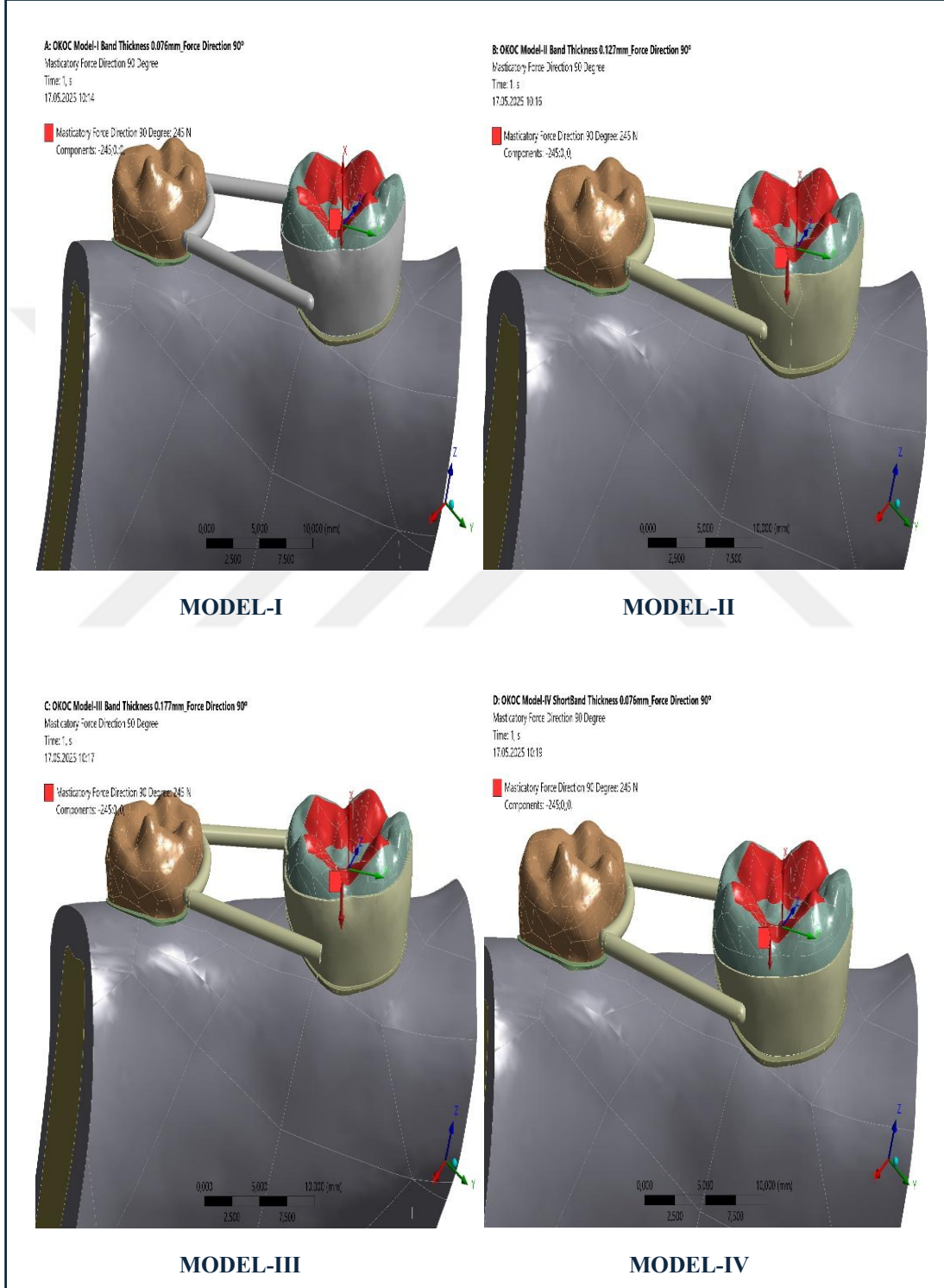
**Model-IX:** 0,177mm bant kalınlığına sahip, bant yüksekliği 4,7 mm olan, 45° açıyla verilen lateral kuvvet uygulandığı model.

**Model-X:** 0,076mm bant kalınlığına sahip, bant yüksekliği 3,2 mm olan, 45° açıyla verilen lateral kuvvet uygulandığı model.

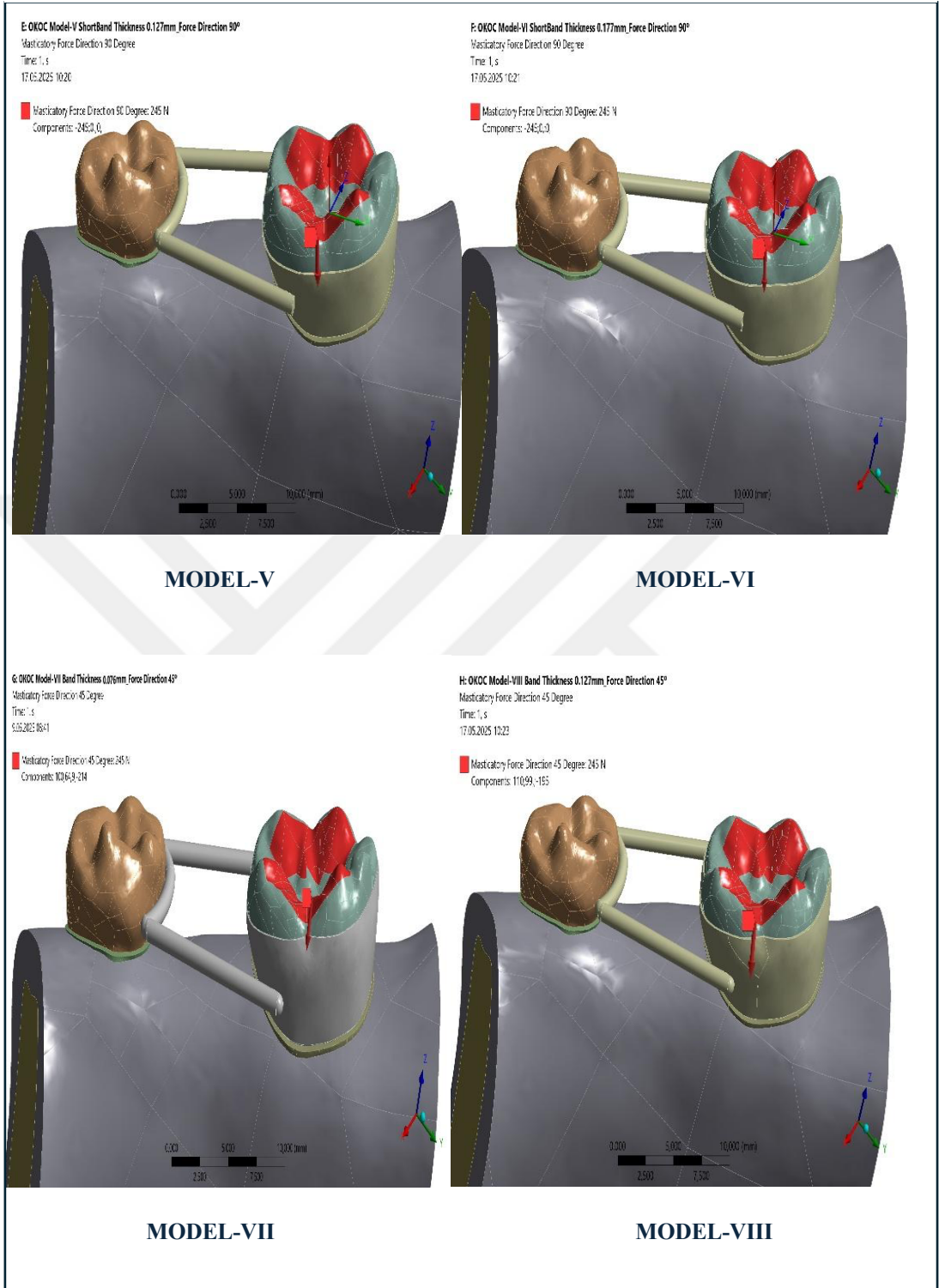
**Model-XI:** 0,127mm bant kalınlığına sahip, bant yüksekliği 3,2 mm olan, 45° açıyla verilen lateral kuvvet uygulandığı model.

**Model-XII:** 0,177mm bant kalınlığına sahip, bant yüksekliği 3,2 mm olan 45° açıyla verilen lateral kuvvet uygulandığı model.

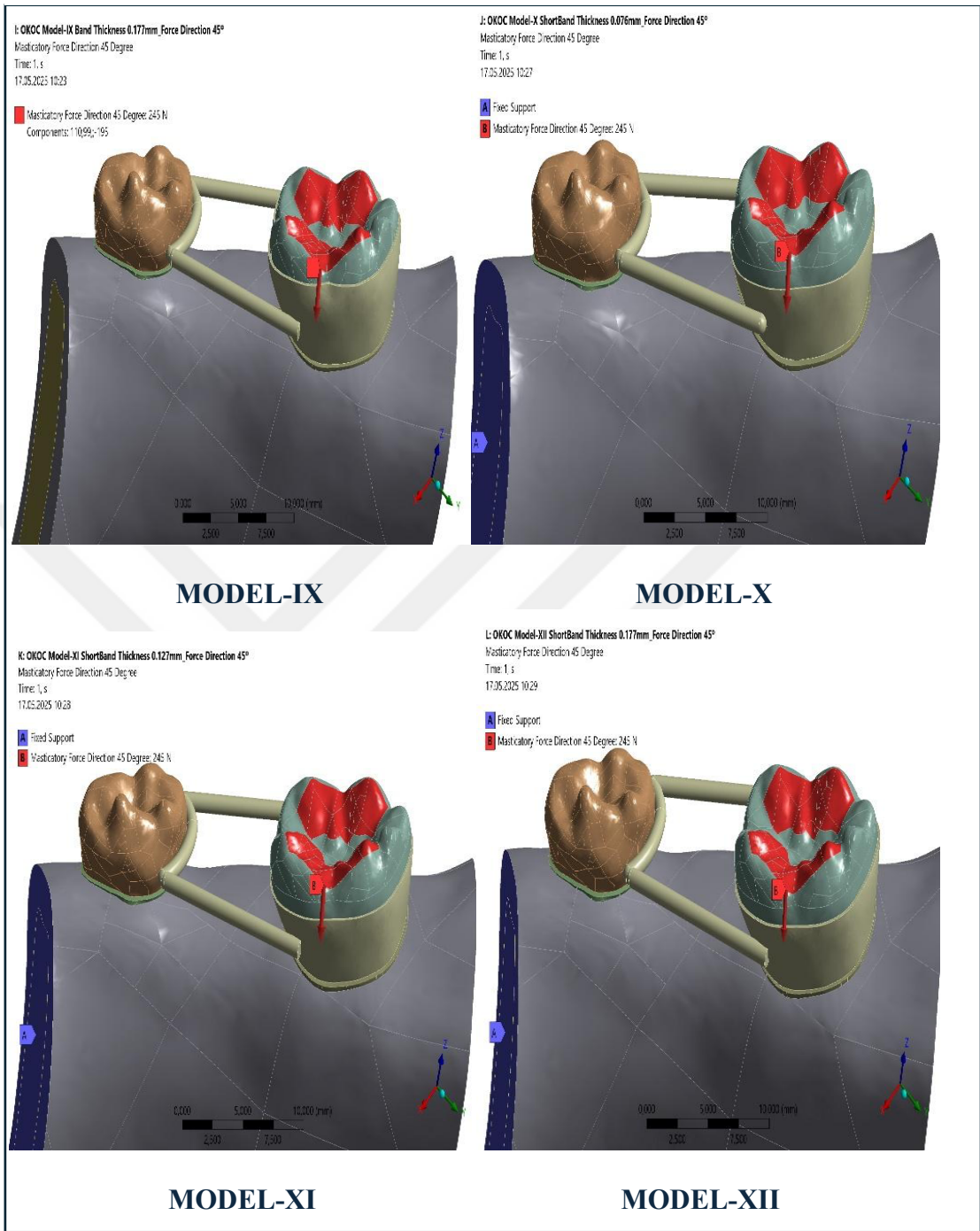
Şekil 3.3: Model-I, Model-II, Model-III ve Model IV



Şekil 3.4: Model-V, Model-VI, Model-VII ve Model-VIII



Şekil 3.5: Model-IX, Model-X, Model-XI ve Model-XII



Tablo 6: Senaryo modellerine ait bant kalınlığı ve yüksekliği.

		Bant Yüksekliği (mm)	
Bant Kalınlığı (mm)		<b>Yüksek</b> (4.7mm)	<b>Kısa</b> (3.2mm)
	<b>İnce</b> (0.076mm)	Model-I ve VII	Model-IV ve X
	<b>Orta</b> (0.127mm)	Model-II ve VIII	Model-V ve XI
	<b>Kalın</b> (0.177mm)	Model-III ve IX	Model-VI ve XII

3 boyutlu katı modelin oluşturulması, ağ yapısının düzenlenmesi ve sonlu elemanlar analizi işlemi için Intel Core i9 5.8 GHz işlemci, 24 çekirdek, 64 GB ram donanımlı iş istasyonu ve Ansys Workbench (ANSYS Inc. Houston, PA, ABD) üç boyutlu modelleme ve analiz yazılımından yararlanılmıştır. Sonlu Elemanlar Analizinde doğrusal olmayan (nonlinear) yöntem kullanılarak sonuçlar değerlendirilmiştir.

### 3.1 Sonlu Eleman Modeli ve Ağ Yapısı

Senaryo modellerinde toplam 343070 düğüm ve 194880 elemana bölündü (Şekil 3.5). Mandibula (kortikal ve alveolar kemik) 2 mm, 4 ve 6 numaralı dişler 0.5 mm, PDL 0.4 mm 10 düğümlü, dört üçgen yüzlü (quadratic tetrahedral) ve bant loop 0.2 mm 20 düğümlü, altıgen (quadratic hexahedral) ağ eleman boyutuna ve tipine bölündü.

Ağı iyileştirme için, diş ve PDL'nin olduğu kortikal ve alveolar kemik yüzey bölgesi 0.8 mm ağ boyutuna bölündü. Kortikal ve alveolar kemik yüzeyinde bu bölgelerin ağ eleman boyutu küçültülerek ağ yakınsaması yapıldı (Şekil 3.5).

Eleman, düğüm ve ağ boyutu değerleri tüm model için yaklaşık olarak aynıydı ve ortalama ağ çarpıklık eleman kalite yakınsama değeri 0.25'dir (Tablo 3). Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında ağ çarpıklık spektrum metriği gösterilmiştir (151–155) . Tüm modeli oluşturan parçaların eleman sayısı, düğüm noktası, ağ boyutu değerleri ve eleman kalite yakınsama aralığı Tablo 3'te verilmiştir.



Şekil 3.6: Anatomik modeli ve bant-loopu oluşturan parçaların ağ yapısı.

Tablo 7: Sonlu eleman modelinde eleman, düğüm, ağ boyutu ve ortalama çarpıklık ağ kalite yakınsama değeri

	Ortalama Çarpıklık Ağ Kalite Yakınsama Değeri	Düğüm	Eleman	Ağ Boyutu (mm)	Ağ Elemanı Türü
Kortikal Kemik	0.25	41233	25205	2	Tetrahedral
Alveolar Kemik	0.22	40502	26840	2	Tetrahedral
4 ve 6 numaralı dişler	0.22	139562	96100	0.5	Tetrahedral
PDL	0.24	56662	28693	0.4	Tetrahedral
Bant-Loop	0.45	65111	18042	0.2	Hexahedral

### 3.2 Malzeme Özelliği

Mandibulayı oluşturan kortikal ve spongiöz kemik ile dişin periodontal ligamenti anizotropik; diş ve bant loop apareyi homojen ve izotropik malzeme modeli olarak kabul edilmiştir.

PDL'yi tanımlamak için hiperelastik malzeme (üçüncü dereceden Ogden) modeli kullanıldı. Daha önce bahsedilen her bir bileşenin fiziksel özelliğini tanımlayan malzeme özellikleri (elastisite modülü, poisson oranı vb. değerler) Tablo 4'te gösterilmiştir (151–156).

**Tablo 8:** Sonlu Elemanlar Analizi Materyal Özellikleri(151–156)

Materyal Özellikleri	Elastisite Modülü(Mpa)	Poisson's Oranı	Shear Modülü
Mandibular Kortikal Kemik	Ex: 12600	Vxy: 0.25	Gxy: 5700
	Ey: 19400	Vyz: 0.39	Gyz: 5700
	Ez: 12600	Vxz: 0.30	Gxz: 4850
Mandibular Alveolar Kemik	Ex:1148	Vxy: 0.32	Gxy: 434
	Ey: 1148	Vyz: 0.05	Gyz: 68
	Ez: 210	Vxz: 0.05	Gxz: 68
PDL	$\mu_1$ : - 3420.83	$\mu_2$ : 1434.35	$\mu_3$ : - 5.56E-04
	$\alpha_1$ : - 0.506	$\alpha_2$ : - 0.134	$\alpha_3$ : 13.708
	D <sub>1</sub> : 0 MPa <sup>-1</sup>	D <sub>2</sub> : 0 MPa <sup>-1</sup>	D <sub>3</sub> : 0 MPa <sup>-1</sup>
Dentin	19890	0.31	
Titanium (Ti-6Al-4V)	111000	0.33	

MPa: Megapaskal

Ex, Ey, Ez: Üç ekseninde Elastik modülü.

Vxz, Vyz, Vxy: Üç ekseninde Poisson's oranı.

Gxy, Gyz, Gxz: Üç ekseninde Shear modülü.

$\mu$ ,  $\alpha$ , D : Materyal parametreleri.

### 3.3 Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

Y eksenini olarak mezial-distal/ anteroposterior (ön-arka) yönü, z eksenini olarak bukkal-lingual yön ve x eksenini olarak dikey (üst-alt) yönü koordinat sistemi olarak tanımlanmıştır. Farklı stres seviyelerindeki deforme olmuş durum göstermek için farklı renk skalası bantları kullanılmıştır. Modelde oluşan yer değiştirmeler

milimetre (mm) cinsinden ve deformasyon durumunu gösteren von Mises gerilme değerleri ise MPa cinsinden ölçülmüştür.

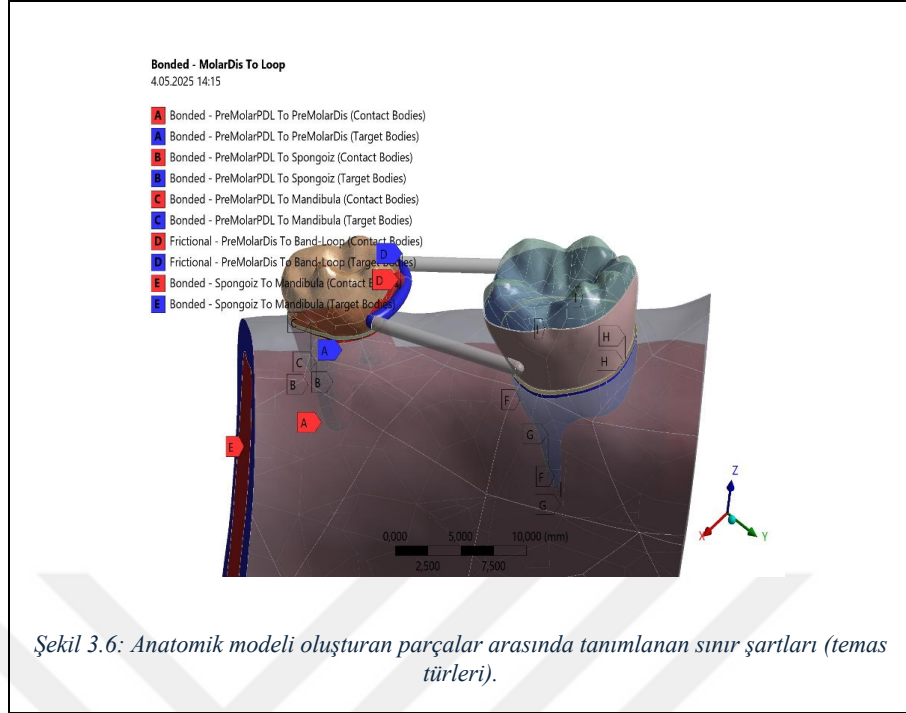
Zamana bağlı yapısal analizde (dinamik analiz), yer değiştirmeleri ve von Mises gerilme dağılımını değerlendirmek için geometrik doğrusal olmayan teori, doğrusal olmayan temas teorisi ve doğrusal olmayan malzeme yöntemi kullanılmıştır.

Senaryo modellerinde yer değiştirme ve gerilme değerleri, tüm modellerde aynı eleman üzerinde bir prob kullanılarak ANSYS Workbench yazılımı yardımı ile ölçülmüştür. Model üzerinde mandibulanın her iki yan tarafı başlangıç noktası olarak kullanılmak üzere tamamen sabitlenmiştir.

İlk 6 senaryo modelinde (I-VI) çiğneme kuvvetini (245 N) simüle etmek amacıyla 6 numaralı molar dişin bukkal tüberküllerinin bukkal ve lingual eğimi ile lingual tüberküllerin bukkal eğimine 90° açıyla ve diğer 6 senaryo modelinde (VII-XII) molar dişin aynı bölgesine 45° açıyla kuvvet uygulandı (Şekil 3.3, 3.4, 3.5).

Bağlantılı (bonded) temaslar mandibula ile dişler ve periodontal ligament arasında, molar diş ile bant arasında tanımlanmıştır. Tek bir ünite olarak hareket etmişlerdir, yüzler ve kenarlar arasında kayma veya ayrılmaya izin verilmemiştir.

Loop ile 4 numaralı dişin temas eden yüzeyleri arasında sürtünme teması (sürtünme katsayısı  $\mu:0,2$ ) tanımlanmıştır. Bu yüzeyler birden fazla ünite olarak hareket etmiş, yüzeylerin ve kenarların ayrılmasına veya kaymasına izin verilmiştir (Şekil 3.6).



## 4. BULGULAR

### 4.1 . Toplam Yer Değiştirme Miktarı

Tüm senaryo modellerinde 6 numaralı diş üzerine iki farklı açıda uygulanan çiğneme kuvvetinin bir adım (1 saniye) süresi boyunca oluşan toplam deformasyon miktarı ölçüldü. Modeller için alt çene, bant-loop, 6 numaralı diş anatomik yapılarındaki yer değiştirme değeri Tablo 5'te gösterilmiştir.

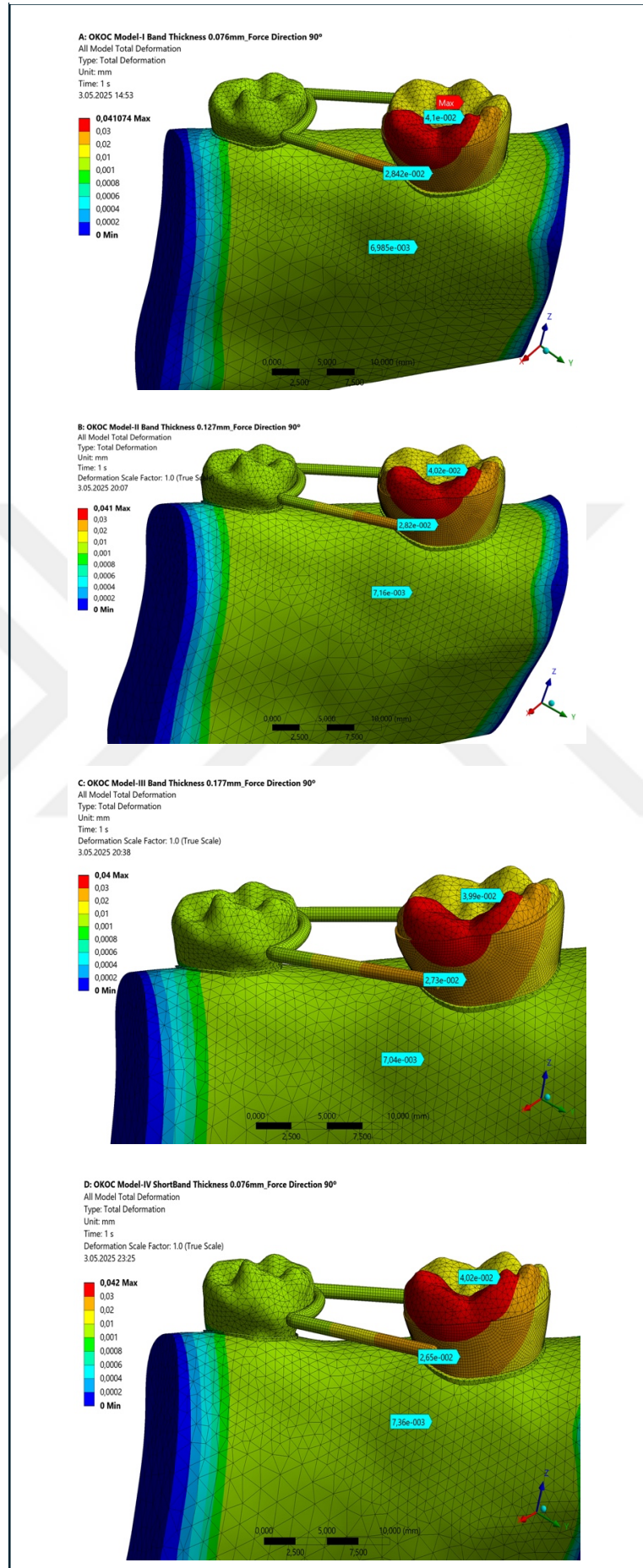
Bütün modellerde toplam en büyük yer değiştirme miktarı sırasıyla 6 numaralı dişin çiğneme yüzeyindeki kuvvetin uygulandığı temas noktalarında, yer tutucuda ve mandibulada alveol soketinde ölçüldü. Bu anatomik bölgelerde ölçülen değerler 45° çiğneme kuvveti uygulanan modellerde (model VII ve XII) daha yüksek bulundu.

Tüm modeller arasında bant kalınlığı en fazla olan modellerde (Model III, VI, IX, XII) 6 numaralı dişin tüberkül tepesinde ve yer tutucu üzerinde ölçülen toplam deformasyon miktarı en küçük değer olarak bulundu.

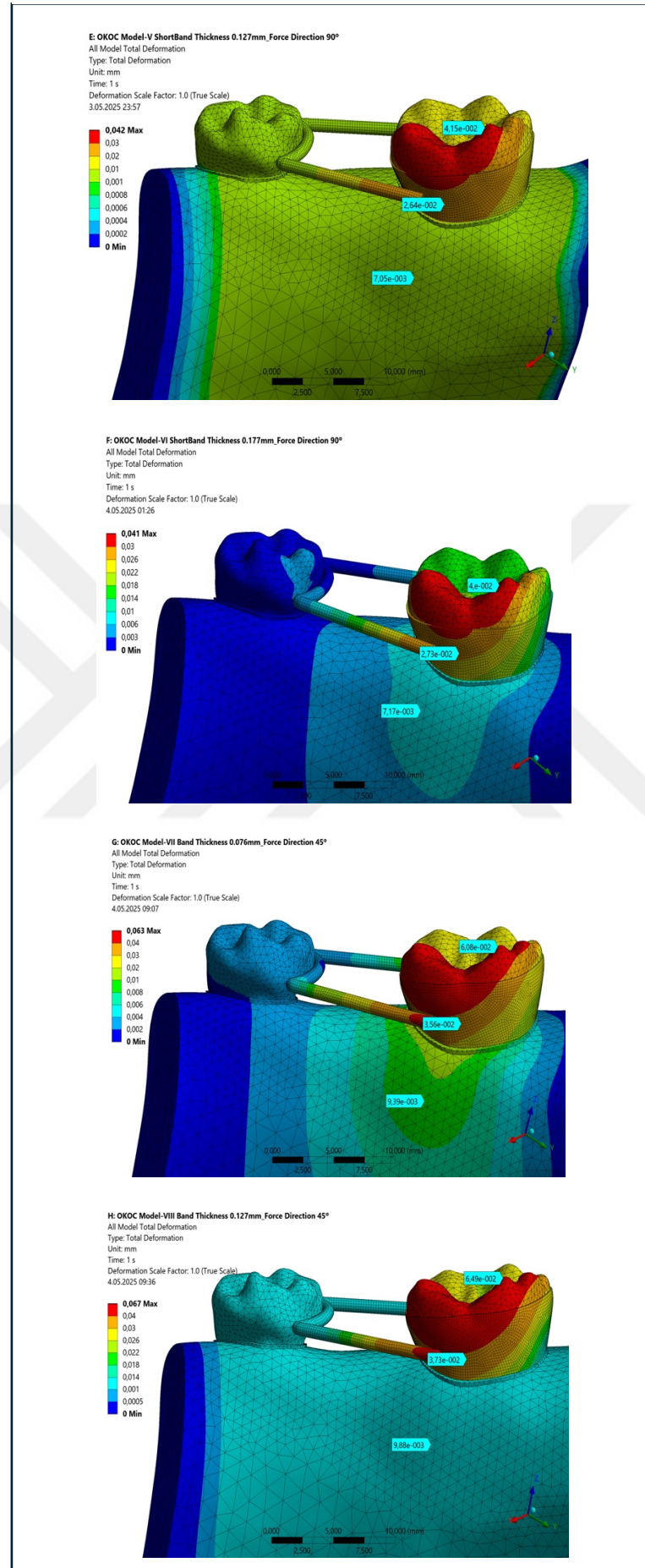
Tablo 9: 12 farklı senaryo modelinde uygulanan 45 ve 90 derece çiğneme kuvveti sonucunda, bant loop ve anatomik yapılar üzerinde ölçülen en büyük yer değiştirme değeri (milimetre)

Kuvvet Yönü	Toplam Deformasyon (mm)	Bant Loop'ta meydana gelen deformasyon	1. büyük azı dışında meydana gelen deformasyon	Mandibulada meydana gelen deformasyon
Vertikal Kuvvet (90° açıyla verilen)	Model-I	0.033	0.041	0.006
	Model-II	0.033	0.041	0.007
	Model-III	0.032	0.04	0.007
	Model-IV	0.032	0.042	0.007
	Model-V	0.032	0.042	0.007
	Model-VI	0.031	0.041	0.007
Lateral Kuvvet (45° açıyla verilen)	Model-VII	0.050	0.063	0.009
	Model-VIII	0.052	0.067	0.009
	Model-IX	0.048	0.060	0.010
	Model-X	0.050	0.071	0.010
	Model-XI	0.049	0.070	0.010
	Model-XII	0.048	0.069	0.010

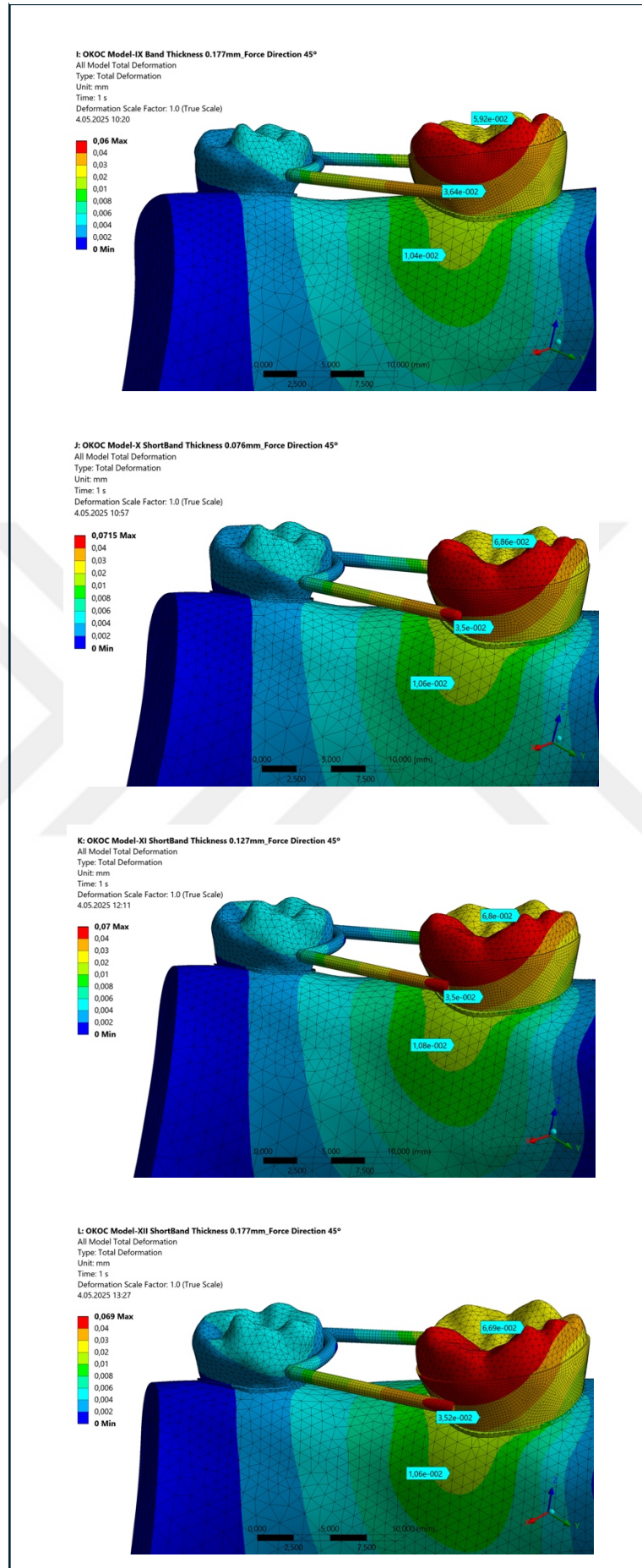
Şekil 4.1: Model I, II, III ve IV'ün Total Deformasyon Analizi



Şekil 4.2: Model V, VI, VII ve VIII'in Total Deformasyon Analizi



Şekil 4.3: Model IX, X, XI ve XII'nin Total Deformasyon Analizi



#### **4.1.1 90° açıyla 245 N Çiğneme Kuvveti Uygulanan Modellerdeki Toplam Yer Değiştirme Miktarları**

6 numaralı dişin çiğneme yüzeyindeki kuvvetin uygulandığı temas noktalarında ve yer tutucuda sırasıyla en büyük yer değiştirme miktarı Model-I ve model-II'de eşit (0.041mm ve 0.033 mm) ve Model-III'de biraz daha küçük (0.032 mm ve 0.040 mm) olarak ölçüldü.

Bant yüksekliği daha kısa olan modellerde 6 numaralı dişin çiğneme yüzeyindeki kuvvetin uygulandığı temas noktalarında ve yer tutucuda sırasıyla en büyük yer değiştirme miktarı Model-IV ve model-V'de eşit (0.042 mm ve 0.032 mm) ve Model-VI'de biraz daha küçük (0.031mm ve 0.041 mm) olarak ölçüldü.

#### **4.1.2 45° açıyla 245 N Çiğneme Kuvveti Uygulanan Modellerdeki Toplam Yer Değiştirme Miktarları**

6 numaralı dişin çiğneme yüzeyindeki kuvvetin uygulandığı temas noktalarında ve yer tutucuda en büyük yer değiştirme miktarı Model-VIII'de sırasıyla (0.067 mm ve 0.052 mm), Model-VII'de (0.063 mm ve 0.050 mm), Model-IX'da biraz daha küçük (0.060 mm ve 0.048 mm) olarak ölçüldü.

Bant yüksekliği daha kısa olan modellerde 6 numaralı dişin çiğneme yüzeyindeki kuvvetin uygulandığı temas noktalarında ve yer tutucuda sırasıyla en büyük yer değiştirme miktarı Model-X'da (0.071 mm ve 0.050 mm) Model-XI'de (0.070 mm ve 0.049 mm), Model-VI'de biraz daha küçük (0.069 mm ve 0.048 mm) olarak ölçüldü.

## **4.2 Gerilme Dağılımı**

Modeller için alt çene, bant-loop, 4 ve 6 numaralı dişler ile bu dişlere ait peridontal ligament anatomik yapılarındaki ortalama elemental von Mises gerilme değeri Tablo 6'da gösterilmiştir.

Modeller arasında en yüksek von Mises gerilme değeri büyükten küçüğe doğru sırasıyla yer tutucu bant üzerinde, 6 numaralı dişe ait PDL, 6 numaralı diş, mandibula ve 4 numaralı süt molar dişin üzerinde ölçülmüştür.

Modeller arasında yer tutucu bant üzerinde ölçülen en küçük von Mises gerilme değeri Model-III'de (65.1 MPa) en büyük von Mises gerilme değeri Model-X'da (155 MPa) olarak bulundu.

Bant üzerinde oluşan von Mises gerilme değerleri incelendiğinde bant kalınlığı arttıkça gerilme değerlerinin azaldığı ve bant yüksekliğinin azaldığı senaryolarda ise gerilme değerinin arttığı bulundu. Yer tutucu kalınlıkları aynı fakat bant yüksekliği farklı olan modeller arasında bant yüksekliği azaldığında gerilme değerinin yükseldiği bulundu.

Tüm modellerde, yer tutucu üzerinde en yüksekten en düşüğe doğru ortalama elemental von Mises gerilme değeri sırasıyla Model-X (155 MPa), Model-VII (136 MPa), Model-XI (133 MPa), Model-VIII (126 MPa), Model-I (110 MPa), Model-XII (109 MPa), Model-IV (108 MPa), Model-IX (88.8 MPa), Model-II ve Model-V yaklaşık olarak eşit (87.6 MPa), Model-VI (74.3 MPa) ve Model-III (65.1 MPa) olarak ölçüldü.

45° açıyla çiğneme kuvveti uygulanan modellerde anatomik parçalar üzerinde yer tutucu, 6 numaralı dişte ve PDL'de, mandibula ve 4 numaralı süt molar dişinde ölçülen gerilme değerlerinin daha yüksek olduğu bulundu. Çiğneme açısının (45°) değiştiği durumda gerilme değerinin tüm anatomik yapılar üzerinde arttığı bulundu.

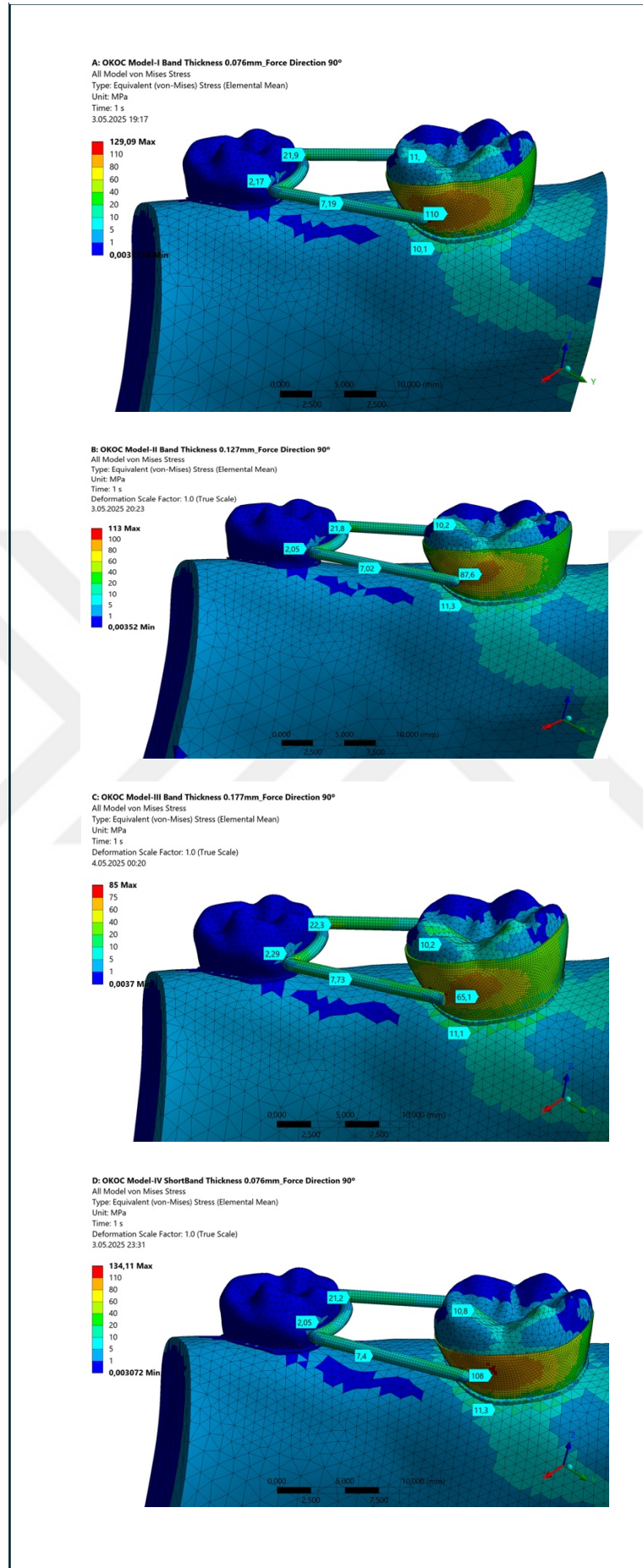
90° açıyla çiğneme kuvveti uygulanan modellerde bant kalınlığı en fazla olan modellerin bant yükseklik değerine göre karşılaştırıldığında Model-III (65.1 MPa) ve Model-VI'nin (74.3MPa) gerilme sonuçları arasında anlamlı bir fark oluşmuştur. Bant kalınlığı aynı fakat bant yüksekliğinin azaldığı durumda yer tutucu üzerinde ölçülen von Mises gerilme değerinin yükseldiği bulundu.

45° açıyla çiğneme kuvveti uygulanan tüm modellerde (Model-VII ve Model-XII) von Mises gerilme sonuçları karşılaştırıldığında bant kalınlığı arttıkça yer tutucu üzerinde ölçülen gerilme değeri azalmıştır. Bant yüksekliği azaldığında gerilme değerinin arttığı bulundu.

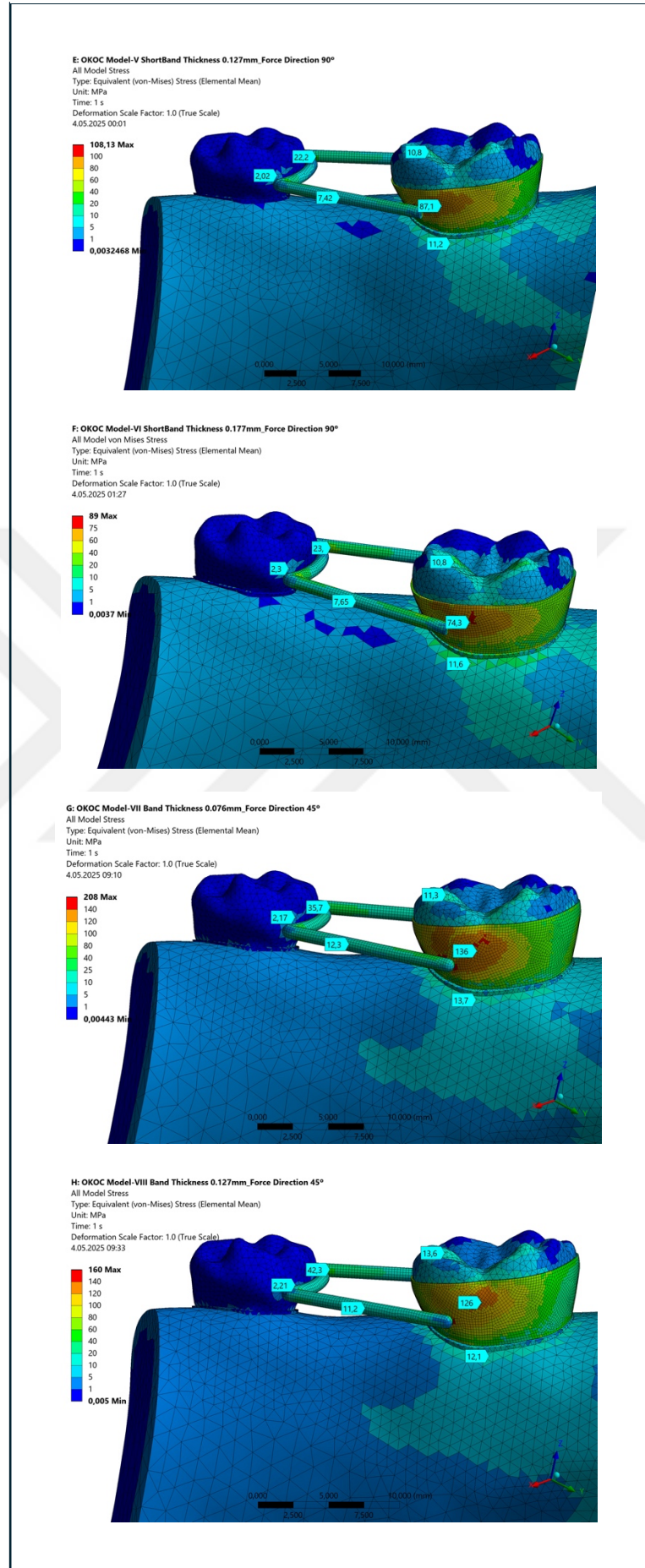
Tablo 10: 12 farklı senaryo modelinde uygulanan 45 ve 90 derece çiğneme kuvveti sonucunda, bant loop ve anatomik yapılar üzerinde ölçülen ortalama Von Mises Stress (MPa) değeri.

Kuvvet Yönü	Von Mises Stres Değerleri	Bant Loop (MPa)	1. büyük azı dişi (MPa)	1.süt azı dişi (MPa)	Mandibula (MPa)	Molar PDL (MPa)
	Vertikal Kuvvet (90° açıyla verilen)	Model-I	110	11	2.17	10.1
Model-II		87.6	10.2	2.05	11.3	13.1
Model-III		65.1	10.2	2.29	11.1	12.6
Model-IV		108	10.8	2.05	11.3	12.7
Model-V		87.1	10.8	2.02	11.2	12.6
Model-VI		74.3	10.8	2.30	11.6	13.2
Lateral Kuvvet (45° açıyla verilen)	Model-VII	136	11.3	2.17	13.7	16.5
	Model-VIII	126	13.6	2.21	12.1	17.7
	Model-IX	88.8	11.2	3.1	14	17.3
	Model-X	155	14.3	3.1	15	17.2
	Model-XI	133	13.4	3.4	12.1	17.6
	Model-XII	109	13.2	3.83	15.5	17.2

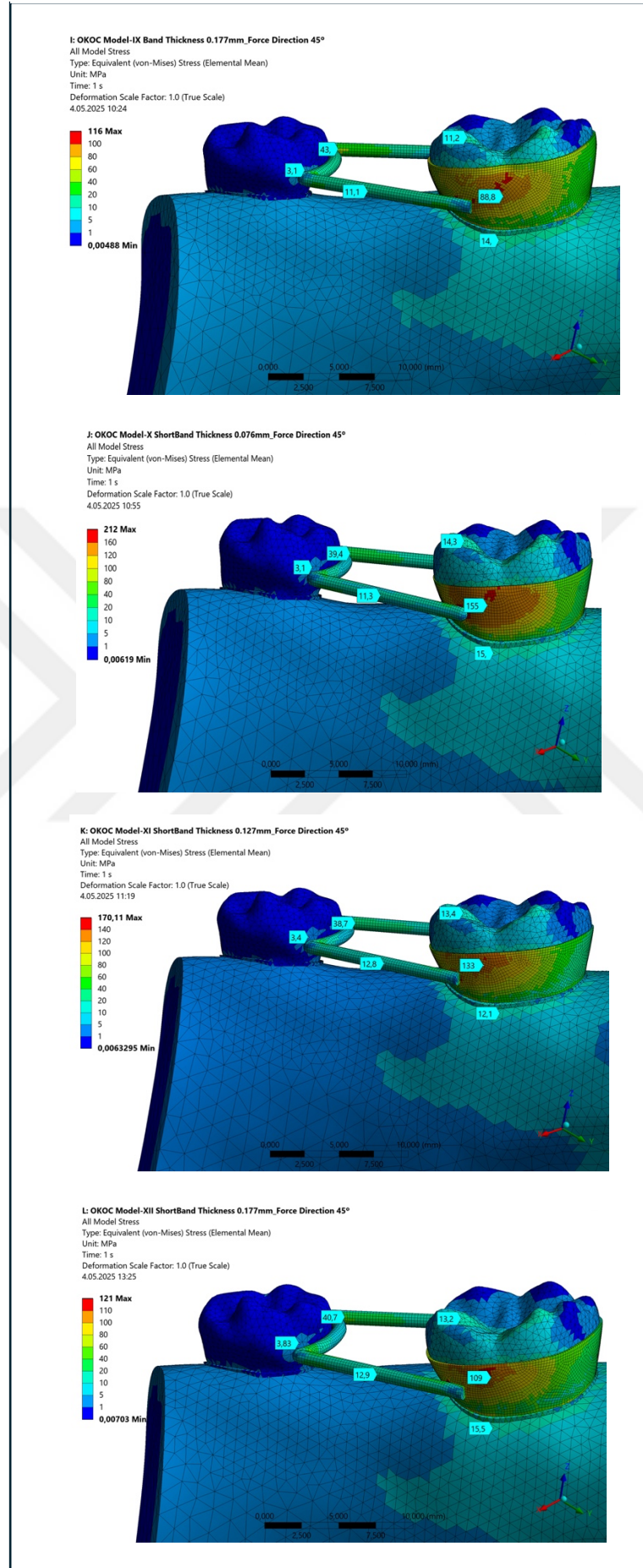
Şekil 4.4: Model I, II, III ve IV'ün von Mises Stres Değerleri



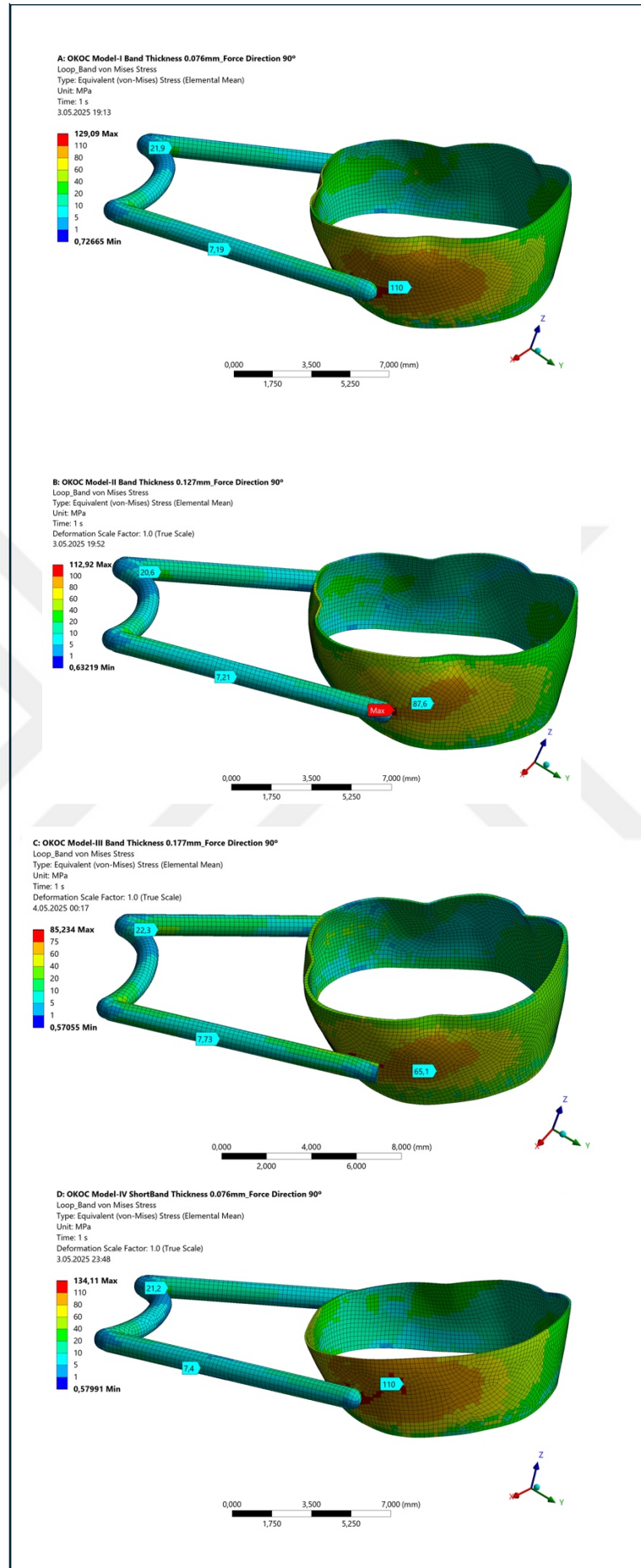
Şekil 4.5: Model V, VI, VII ve VIII'in von Mises Stres Değerleri



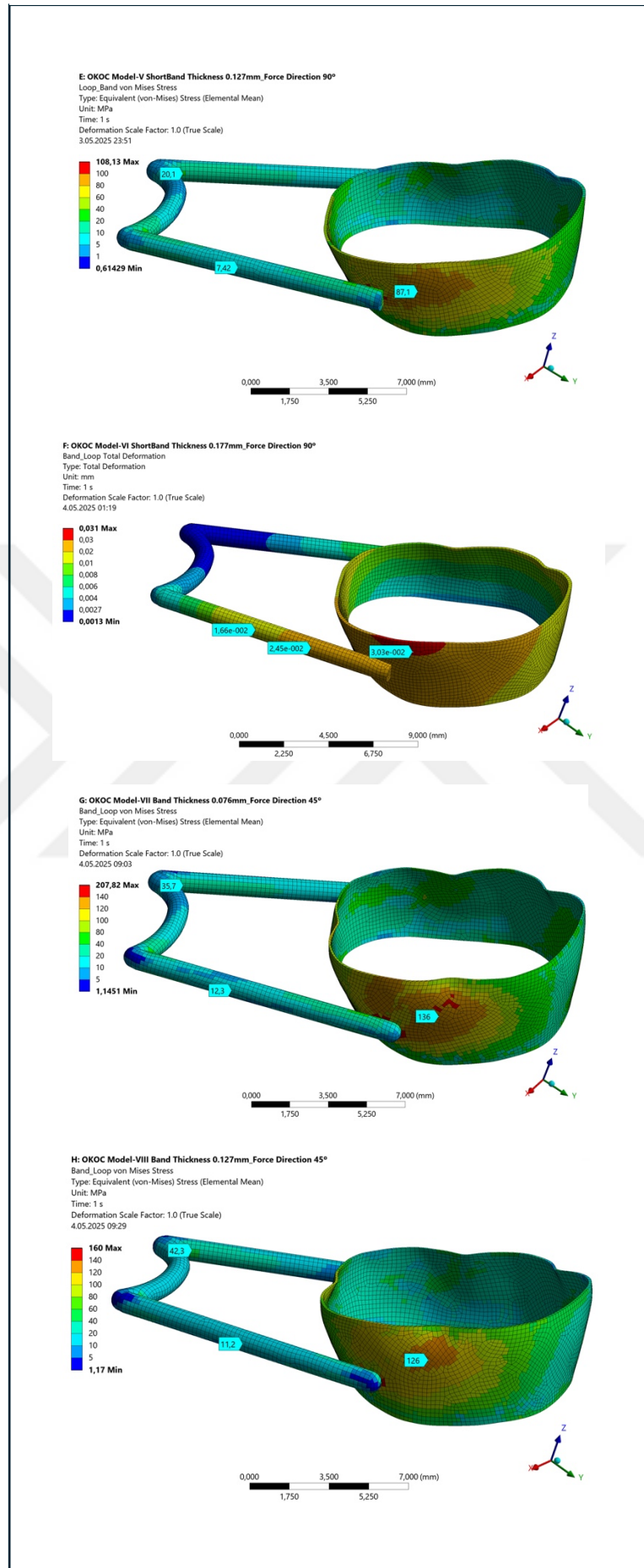
Şekil 4.6: Model IX, X, XI ve XII'nin von Mises Stres Değerleri



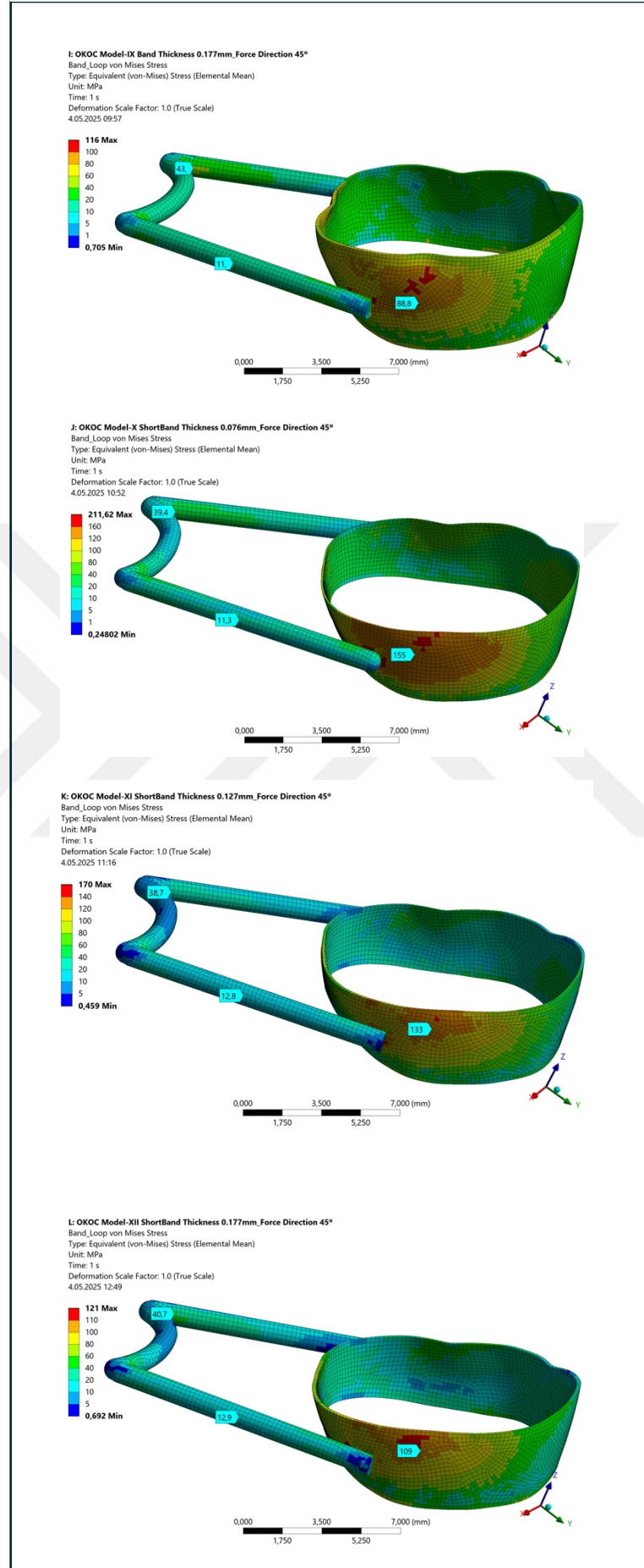
Şekil 4.7: Model I, II, III ve IV'ün bant-loop üzerindeki von Mises değerleri



Şekil 4.8: Model V, VI, VII ve VIII'in bant-loop üzerindeki von Mises değerleri



Şekil 4.9: Model IX, X, XI, XII'nin bant-loop üzerindeki von Mises değerleri



#### **4.2.1 90° açıyla 245 N Çiğneme Kuvveti Uygulanan Modellerdeki Gerilim Dağılımları**

İlk 6 model arasında en yüksekten en düşüğe doğru ortalama elemental von Mises gerilme değeri sırasıyla yer tutucu, 6 numaralı dişin peridontal ligamenti, 6 numaralı diş, mandibula ve 4 numaralı süt molar dişin üzerinde ölçülmüştür.

Bant kalınlığına göre (inceden kalına doğru) modeller arasında yer tutucu üzerinde oluşan gerilme değerleri karşılaştırıldığında en yüksekten en düşüğe doğru sırasıyla Model-I'de (110 MPa), Model-II'de (87.6 MPa) ve Model-III'de (65.1 MPa) ölçüldü. Bant yüksekliğine (uzun ve kısa) göre yer tutucu üzerinde oluşan gerilme değeri en yüksek Model-IV'de (108 MPa) en düşük Model-III'de (65.1 MPa) ölçüldü.

#### **4.2.2 45° açıyla 245 N Çiğneme Kuvveti Uygulanan Modellerdeki Gerilim Dağılımları**

Son 6 model arasında en yüksekten en düşüğe doğru ortalama elemental von Mises gerilme değeri sırasıyla yer tutucu, 6 numaralı dişin peridontal ligamenti, 6 numaralı diş, mandibula ve 4 numaralı süt molar dişin üzerinde ölçülmüştür.

Bant kalınlığına göre (inceden kalına doğru) modeller arasında yer tutucu üzerinde oluşan gerilme değerleri karşılaştırıldığında en yüksekten en düşüğe doğru sırasıyla Model-X'de (155 MPa) ve Model-VII'de (136 MPa), Model-XI'de (133 MPa) ve Model-VIII'de (126 MPa), Model-XII'de (65.1 MPa) ve Model-IX'de (88.8 MPa) ölçüldü. Bant yüksekliğine (uzun ve kısa) göre yer tutucu üzerinde oluşan gerilme değeri en yüksek Model-X'de (155 MPa) en düşük Model-XII'de (109 MPa) ölçüldü.

6 numaralı dişin üzerinde oluşan von Mises gerilme değeri en yüksek Model-X'da (14.3 MPa) en düşük Model-IX ve Model VII'de eşit (11.2 MPa) ölçüldü.

Mandibula üzerinde oluşan von Mises gerilme değeri en yüksek Model-XII'de (15.5 MPa) en düşük Model-XI ve Model VIII'de eşit (12.1 MPa) ölçüldü.

## 5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde son yıllardaki gelişmelere rağmen süt dişlerinin erken kaybı halen sık rastlanan bir problem olup bu durumda oluşabilecek maloklüzyonların önlenbilmesinin en etkili yolu yer tutucu uygulamalarıdır (72,94). Erken süt dişi kayıplarında yer tutucuların uygulanmaması durumunda ark uzunluğunun azalması, çapraşıklık, orta hat sapması, ektopik sürmeler, daimi dişlerin gömülü kalması, mezial devrilmeye bağlı periodontal cep oluşumu ve karşıt dişlerin overerüpsiyonu, kapanış bozuklukları gibi çeşitli olumsuzluklar meydana gelebilmektedir. Öte yandan bant loop yer tutucular yerleştirildikten sonra meydana gelebilecek komplikasyonlar arasında ise gingivitis, diş eti cebi oluşumu, çürük gelişimi, bant-loop yer tutucuların lehim noktalarından kırılması, yer tutucunun desimantasyonu ve diş etine gömülmesi görülmektedir (157).

Yer tutucu tedavisinde hastanın yaşı önemli bir başarı kriteri olarak belirtilmiştir; özellikle genç yaş grubundaki bireylerde bu başarının etkilendiği vurgulanmaktadır (15). Genç hastalarda uyum düzeyinin görece daha düşük olması, yapışkan gıdaların daha sık tüketilmesi, bant yerleştirilmesini zorlaştıran yetersiz kron boyları ve süt dişlerinin anatomik yapısının bantların uygun şekilde yerleştirilmesine engel teşkil etmesi gibi faktörler başarısızlığın temel nedenleri arasında gösterilmiştir (158). Öte yandan yapılan araştırmalar geç karışık dişlenme döneminde yer tutucu uygulanan çocukların bu tedaviye daha iyi uyum sağladıklarını ortaya koymuştur (159).

Önceki araştırmalarda bant-loop yer tutucuların başarısızlık oranlarının %29 ile %37 arasında değiştiği bildirilmiştir (15,75). Sasa ve ark.(14) tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada ise bu oran %57,5 olarak saptanmış ve bu farklılık diğer çalışmalardaki örneklem büyüklüklerinin değişkenliğine bağlanmıştır. Ayrıca söz konusu çalışmada tüm klinik işlemlerin aynı hekim tarafından yürütüldüğü vurgulanmıştır. Bant-loop yer tutucuların ortalama kullanım süresi 19,9 ay olarak bildirilmiş; bu sürenin Tulunoğlu ve ark. (13) tarafından bildirilen değere göre anlamlı derecede daha yüksek olduğu, ancak Rajab (160) ve ark. ile Fathian ve ark.(15) tarafından belirtilen 20–26 aylık ortalama kullanım süreleri ile karşılaştırılabilir düzeyde olduğu ifade edilmiştir.

Önceki çalışmalara bakıldığında genellikle yer tutucuların simantasyon başarısızlıklarına odaklanılmış olup (82,161), literatür incelendiğinde sabit bant loop tasarımı ve bu tasarımın stres birikimi ile yer değiştirme miktarları üzerindeki etkisiyle ilgili sınırlı sayıda çalışma olduğu görülmektedir.

Ortodontik apareylerin ve restoratif materyallerin klinik başarısını değerlendirebilmek için bu yapıların karşılaştıkları kuvvetlerin yanı sıra, bu kuvvetlerin doku ve materyal üzerinde oluşturduğu gerilmelerin analiz edilmesi gerekmektedir (162). Ancak çiğneme kuvvetlerinin canlı dokular üzerindeki biyomekanik etkilerinin doğrudan in vivo yöntemlerle belirlenmesi mümkün değildir (127). Bunun yanı sıra hem in vitro hem de in vivo deneylerde standart koşulların sağlanması, bu alanda önemli bir zorluk oluşturmaktadır. Bu tür zorlukların üstesinden gelebilmek için diş hekimliğinde gerilme analizinde çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Bu yöntemler arasında fotoelastik analiz, gerinimölçer teknikleri ve sonlu elemanlar analizi öne çıkmaktadır. Fotoelastik analiz, stresin yoğunlaştığı bölgeleri görsel olarak saptamada etkili olsa da bu yöntemde gerilme değerleri sayısal olarak elde edilemez ve kullanılan modeller, gerçek anatomik yapıların fiziksel özelliklerini tam anlamıyla yansıtamayacaktır. Gerinimölçer analizi ise yalnızca belirli bölgelere uygulanabilir olması nedeniyle sınırlı bir kullanım alanına sahiptir (163).

Bu sınırlamaların aksine sonlu elemanlar analizi yöntemi ile stres dağılımları sayısal olarak hesaplanabilmekte ve analizlerde standardizasyon sağlanabilmektedir. Bu nedenle son yıllarda diş hekimliğinin pek çok alanında yaygın biçimde kullanılmaktadır (152,164). Sonlu elemanlar analizi sayesinde klinik olarak uygulanması zor olan farklı materyallerin ve tekniklerin sanal ortamda değerlendirilmesi mümkün hale gelmekte ve bu sayede tedavi başarısını etkileyebilecek risk faktörleri önceden analiz edilebilmektedir (165). Yapılan çalışmalar sonlu elemanlar analizinin tutarlı ve diğer yöntemlerle uyumlu sonuçlar verdiğini ortaya koymuştur. Ayrıca bu yöntemle uygulanan kuvvetin yönü, şiddeti ve kullanılan materyaller gibi parametreler kolaylıkla değiştirilebilir; analizler tekrar edilebilir ve sonuçlara kısa sürede ulaşılabilir (153,163).

Bu özellikleri sayesinde, klinik ortamda test edilmesi güç olan pek çok durum güvenli şekilde modellenebilmekte ve yer tutucuların farklı koşullar altındaki performansı objektif biçimde değerlendirilebilmektedir (166,167). Tüm bu bilgiler ışığında çalışmamızda sonlu elemanlar analizi yöntemi tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar analizlerinde kullanılacak üç boyutlu modellerin elde edilmesinde Bilgisayarlı Tomografi (BT), Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (CBCT) ve Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI) gibi gelişmiş görüntüleme tekniklerinden faydalanılmaktadır. Diş hekimliğinde nadir de olsa temporomandibular eklem (TME) modellemeleri gibi yumuşak dokularda yapılan çalışmalarda MRI yararlanılmış olsa da(168) en sık tercih edilen yöntem, CBCT aracılığıyla elde edilen görüntülerin DICOM formatında dijital ortama aktarılmasıdır (31,169,170). Bu sayede hastaya özgü anatomik yapıların ayrıntılı biçimde modellenmesi mümkün olmaktadır (169). Bizim çalışmamızda da CBCT görüntülerinden yararlanılmıştır.

Üç boyutlu sonlu elemanlar analizinde modelde yer alan eleman ve düğüm sayısının artışı simülasyon sonuçlarının biyolojik gerçekliğe daha yakın olmasına katkı sağlar. Bunun temel nedeni artan eleman ve düğüm yoğunluğunun, analiz edilen anatomik yapıların daha detaylı ve gerçeğe uygun şekilde temsil edilmesine olanak tanınmasıdır. Bu durum, modelin hem çözünürlüğünü hem de hesaplanan gerilme, yer değiştirme gibi mekanik parametrelerin doğruluğunu olumlu yönde etkiler (171). Diğer yandan düğüm sayısındaki artış hesaplama süresini uzatabilmekte ve analiz sürecini daha karmaşık hâle getirebilmektedir. Bu nedenle analiz süresi ile doğruluk arasında optimum bir denge sağlamak amacıyla, eleman ve düğüm sayıları belirli bir sınırdan tutulmalıdır (172). Bu çalışmada da analizlerin hem güvenilirliğini hem de işlem süresini dikkate alacak şekilde uygun sayıda eleman ve düğüm içeren bir modelleme yapılmış ve en gerçekçi sonuçların elde edilmesi hedeflenmiştir.

Sonlu elemanlar analizi için kullanılan yazılımlar birçok teknik farklılıklar göstermekle beraber diş hekimliği literatüründe en çok kullanılan yazılımlar Ansys, Algor, Cosmos, Abaqus, Comsol, I-Deas ve Marc isimli programlardır (127). Diş hekimliği alanında yapılan sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarına dair literatür incelendiğinde en çok kullanılan yazılımın Ansys programı olduğu görülmüştür

(19,170,173,174). Bu nedenle bu çalışmada sonlu elemanlar stres analizinin gerçekleştirilmesi amacıyla ANSYS Ansys Workbench, SpaceClaim (ANSYS Inc. Houston, PA, ABD) programı kullanılmıştır.

Yer tutuculara ait başarının değerlendirildiği sonlu elemanlar analizi çalışmalarında dişlere gelen oklüzal kuvvetleri taklit eden yön ve şiddette kuvvetler uygulanması gerekmektedir. Çocuk hasta grubu için süt dişlenme döneminde molar bölge ısırma kuvvetini ortalama 287 N, erken karışık dişlenme döneminde ise 333 N olarak bildirilen çalışmalar mevcuttur (175,176). Farklı bir çalışmada ortalama ısırma kuvveti 3-5 yaş grubu çocuklarda 196 N, 6-8 yaş grubu çocuklarda 296 N, 9-11 yaş grubu çocuklarda 393 N olarak bildirilmiştir (177). Çocuklarda pubertal döneme kadar çiğneme kuvvetlerinin cinsiyet farklılığı göstermediği bildirilmiştir (176). 3-6 yaş aralığında 205 çocuğun katıldığı bir başka çalışmada 12.61 Newton ile 353.64 Newton arasında farklı çiğneme kuvvetleri tespit edilmiştir. Bu sonuçlar çocuklar arasında farklılık gösterebildiği gibi aynı çocuğun farklı zamanlardaki ısırma kuvvetleri de değişkenlik göstermiştir. (178). Süt dişlerine uygulanan kural restorasyonların incelendiği sonlu elemanlar analizi çalışmalarında ise çiğneme kuvvetini taklit etmek amacıyla ikinci molar diş modeli üzerine 245 N kuvvet uygulanan çalışmalar mevcuttur (170).

Tüm bu literatür bilgileri ışığında çalışmamızda karışık dişlenme dönemi için maksimum ısırma kuvveti değeri 245 N olarak belirlenmiştir ve çalışmada değerlendirilecek olan altı modele maksimum çiğneme kuvvetini ve lateral kuvvetleri taklit etmek amacıyla dişin fizyolojik oklüzal temas yüzeylerine eşit şekilde bölünerek uygulanmıştır (179). Mandibular molar dişin fizyolojik oklüzal temas noktaları olarak; dişin bukkal tüberküllerinin bukkal eğimi ve lingual eğimi, lingual tüberküllerin bukkal eğimleri seçilerek yüzeylere uygulanmıştır.

Sonlu elemanlar yöntemiyle gerçekleştirilen stres analizlerinde, uygulanan kuvvetlerin etkisiyle oluşan gerilmelerin genellikle temas noktalarında ve bu bölgelerin yakın çevresinde yoğunlaştığı gözlemlenmektedir; bu durum mekanik sistemlerde beklenen bir sonuçtur. Ancak, yapının daha derin bölgelerinde meydana gelen gerilmeler, kullanılan materyalin elastik özelliklerinden, özellikle elastisite modülünden etkilenmektedir. Bu nedenle derin tabakalarda oluşan stres dağılımı yüzeydekenden farklı bir karakteristik göstermektedir (180). Diş hekimliği

literatüründe restoratif materyaller ve diş dokuları üzerinde uygulanan kuvvetlerin neden olduğu gerilmeleri inceleyen çok sayıda çalışmada streslerin genellikle kuvvetin uygulandığı alanlarda toplandığı rapor edilmiştir (174).

Diş hekimliğinde yapılan sonlu elemanlar analizi çalışmalarında ana gerilmeler (principal stress) ve von Mises gerilmesi gibi farklı stres hesaplama formülleri kullanılmaktadır. Ana gerilmeler; x, y ve z yönlerinde minimum, ara ve maksimum olarak ayrı ayrı hesaplanabilirken von Mises gerilmesi bu farklı ana gerilmelerin birleştirilmesiyle elde edilir (181). Von Mises gerilme analizi sünek (plastik) materyaller (çelik, alaşım ve implant materyalleri) için, ana gerilme analizi ise kırılabilir materyaller (kortikal ve spongiöz kemik) için yapılmıştır. Bu çalışmada, çekme ve basınca karşı dayanıklılıklarındaki farklılıklar göz önüne alınarak von Mises gerilmesi kriteri tercih edilmiştir. Biyolojik diş yapılarının basınca karşı çekmeye oranla daha dirençli olduğu göz önüne alındığında, çekme streslerinin daha fazla zarar oluşturma ihtimali yüksektir (182). Deney sayısından bağımsız olarak (çarpışma, darbe ya da dayanıklılık testleri gibi), sonlu elemanlar analizi ile her zaman aynı matematiksel doğrulukta sonuçlar elde edilebildiği için bu tür çalışmalarda geleneksel istatistiksel analizlere ihtiyaç duyulmamaktadır. Bu nedenle, sunulan sonuçlar sayısal veriler ve görsel analizler üzerinden yorumlanabilmektedir (181).

Elastisite modülü yüksek olan bir materyal, uygulanan kuvvetler karşısında daha az deformasyona uğradığından ötürü bu materyal içerisinde streslerin daha fazla biriktiği, buna karşılık alttaki katmanlara iletilen stresin azaldığı bilinmektedir. Bu bağlamda değerlendirildiğinde yer tutuculara kullanılan materyalin elastik özellikleri, destek dokulara iletilecek stres miktarını doğrudan etkilemektedir (183). Çalışmamızda kullanılan titanyum alaşımı (Ti-6Al-4V) yüksek elastik modülü (111 GPa) sayesinde bant-loop yapısının rijitliğini doğru bir şekilde temsil etmiştir (154–156).

Son yıllarda CAD-CAM teknolojisinin pedodontide kullanımı oldukça başarılı sonuçlar vermiştir. Hasta uyumu ve tedavi kabulü açısından önemli avantajlar sağlar. Geleneksel yer tutucuların, korozyon ve apareyin kırılması gibi bazı dezavantajları nedeniyle, fiber ilaveli kompozit yer tutucular ve CAD/CAM destekli yer tutucular geliştirilmiştir. Pawar tarafından titanyum esaslı toz metal ve

şeffaf fotopolimer reçine kullanılarak üç boyutlu yazıcı teknolojisi ile üretilen ilk yer tutucu, bu teknolojinin pedodonti alanındaki uygulamaları açısından öncü bir örnek olmuştur (82). Ierardo ve ark. nın yapmış olduğu bir çalışmada dijital üretim teknikleri kullanılarak oluşturulan lingual ark ve hareketli yer tutucu apareylerin 9 aylık takip süreci boyunca hastaların apareylerden duyduğu memnuniyetin oldukça yüksek olduğu rapor edilmiştir (6).

Geleneksel bant-loop yer tutucular, uzun yıllardır klinik uygulamalarda kullanılan ve paslanmaz çelikten üretilen sistemlerdir. Bant ve loop yapıları ayrı ayrı hazırlanıp lehimleme ile birleştirildiğinden bu bölgeler zamanla kırılma veya deformasyon açısından zayıf noktalar oluşturabilmektedir (83). Üretimi manuel işlemlere dayalı olduğu için sonuçlar hekimin ve teknisyenin deneyimine bağlı olarak değişkenlik gösterebilmektedir. Ayrıca lehimleme sonrası oluşan yüzey pürüzlülüğü, plak birikimini artırarak periodontal doku uyumunu olumsuz etkileyebilmektedir (184).

Buna karşın, CAD/CAM sistemleriyle tasarlanıp üretilen 3D bant-loop yer tutucular tek parça olarak üretildiği için lehimleme ihtiyacı ortadan kalkmakta ve bu da mekanik dayanıklılığı artırmakta, biyolojik uyumu iyileştirmektedir (122). Özellikle titanyum gibi yüksek biyouyumlu malzemelerle üretim yapıldığında, geleneksel paslanmaz çeliğe kıyasla uzun dönem stabilite açısından avantaj sağlanmaktadır (185). Ayrıca dijital üretim sayesinde yüksek tekrarlanabilirlik, daha iyi kenar adaptasyonu ve zamandan tasarruf gibi klinik faydalar da elde edilmektedir (7). Ancak bu avantajlara rağmen, üretim süreçlerinin karmaşıklığı ve kullanılan teknolojilerin maliyeti nedeniyle CAD/CAM sistemleri henüz her klinikte yaygınlaşmamıştır. Gelecekte teknolojik altyapının gelişmesi ve maliyetlerin azalması ile birlikte dijital yöntemlerin daha yaygın kullanılacağı öngörülerek çalışmamızda titanyum yer tutucular incelenmiştir.

Dijital üretim sürecinde kullanılacak materyaller arasında titanyum bazlı metal, zirkonyum, PEEK, PMMA, TriLor®, ve şeffaf rezinden üretilen yer tutucular yer almaktadır. Her bir materyal, biyomekanik performans, üretilebilirlik, biyouyumluluk ve maliyet gibi faktörler açısından farklı avantaj ve sınırlılıklar sunar (122).

Dijital teknolojiyle üretilen yer tutucular üzerine yayımlanan ilk makale, Soni tarafından 2017’de sunulan bir vaka raporudur. Bu çalışmada, yüksek kırılma dayanımı (1465 MPa) sunan BruxZir marka zirkonya blokları, CAD/CAM sistemleriyle işlenerek kullanılmıştır. Zirkonyumun düşük termal genleşme özelliği sayesinde, ağız içinde stabilitesini koruduğu belirtilmiştir (5). Lee’nin 2022 tarihli bir diğer vaka raporunda ise farklı bir zirkonyum bloğu tercih edilmiş, ancak zirkonyumun kırılma yapısı nedeniyle tek parça yer tutucuların daha hacimli üretilmesi gerektiği ve bu durumun da hastada rahatsızlık yaratabileceği vurgulanmıştır (17).

PEEK polimeri ise mekanik özellikleriyle metal ve seramiklerden belirgin biçimde ayrılır. PEEK’in elastik modülü metal alaşımların yaklaşık %3’ü kadardır (~3–4 GPa). Bu düşük modülüs PEEK’e metal alternatiflerine göre oldukça esnek bir yapı kazandırır (117). Bant-loop uygulamalarında ise bu esneklik dikkatlice değerlendirilmelidir: PEEK bant çok ince tasarlanırsa (örneğin paslanmaz çelik ortodontik bant kalınlığında) çiğneme basıncıyla minör hareketler yapabilir ve zamanla siman bağlantısını zayıflatabilir. Dolayısıyla PEEK bir bant-loop’u etkin kılmak için daha kalın kesitler veya hacimsel tasarım gerekmektedir. PEEK ile hareketli yer tutucu prototipleri üreten çalışmalarda, dayanımı artırmak için tasarıma hacimli plakalar veya destek yapıları eklendiği görülmektedir. PEEK’in çekme dayanımı ~100 MPa civarındadır; mukavemeti saf PMMA’dan yüksektir ancak metallere düşüktür (118).

Bazı araştırmacılar, PEEK materyalinin estetik açıdan daha avantajlı olması ve sahip olduğu olumlu mekanik özellikler nedeniyle, ortodontide tel ya da aparat tasarımlarında metalin yerine kullanılabilir potansiyele sahip olduğunu ifade etmektedir (119). Ierardo ve arkadaşlarının yaptığı vaka çalışmasında, dijital iş akışıyla üretilen PEEK yer tutucuların hasta konforu açısından oldukça başarılı olduğu, dokuz aylık takipte hiçbir kırık veya desimantasyon görülmediği, aynı zamanda hastalar tarafından kolayca temizlenip kullanıldığı bildirilmiştir (6). Guo ve arkadaşlarının yaptığı karşılaştırmalı çalışmada ise PEEK ile dijital olarak üretilen yer tutucuların doku ile temas uyumunun, geleneksel yöntemlerle üretilenlere kıyasla çok daha hassas olduğu gösterilmiştir. Ortalama uyum boşluğu PEEK grubunda  $44.32 \pm 1.75$   $\mu\text{m}$  iken, geleneksel grupta bu değer  $137.36 \pm 18.63$

um olarak ölçülmüştür ( $p < 0.001$ ) (119). Bu da PEEK'in dijital üretimle elde edilen yüksek hassasiyetli sonuçlara olan katkısını ortaya koymaktadır. Ayrıca, metal alerjisi bulunan ya da ağızda metalik tat ve ağırlıktan rahatsızlık duyan bireyler için estetik ve konforlu bir seçenek sunmaktadır (116).

Trilor®, fiberle güçlendirilmiş kompozit reçine esaslı bir materyal olup CAD/CAM sistemleri ile işlenebilmektedir. Metal ve zirkonyum gibi geleneksel materyallere kıyasla çok daha hafif olan bu metal içermeyen seçenek, biyouyumluluğu ve yaklaşık 3 ila 5 kat daha düşük ağırlığıyla öne çıkmaktadır. Aynı zamanda elastik yapısı, mekanik dayanımı, kolay tamir edilebilirliği ve biyolojik uyum gibi birçok klinik avantaja sahiptir (122).

Beretta ve Cirulli'nin çalışmasında, epilepsi, vasküler bozukluklar gibi durumlar nedeniyle baş bölgesinde düzenli manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ihtiyacı olan özel hasta grupları için, metal içermeyen ve görüntüleme sistemleriyle uyumlu bir yer tutucu geliştirilmiştir. Bu doğrultuda Trilor® materyali kullanılarak bir Nance apareyi CAD/CAM teknolojisiyle üretilmiş ve birinci süt molar dişinin palatinal yüzeyine doğrudan yapıştırılarak uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda trilordan üretilen yer tutucuların yalnızca özel gereksinimli hastalarda değil, genel pediatrik hasta grubunda da estetik ve biyouyumlu alternatif olarak değerlendirilebileceği bildirilmiştir (8).

PMMA (Polimetilmetakrilat) akrilik rezinler, tam polimerize edildiğinde genellikle biyouyumlu kabul edilmektedir ancak materyal içindeki rezidüel monomer izleri veya polimerizasyon sırasında oluşan yan ürünler, hassas bireylerde allerjik kontakt stomatit oluşturabilmektedir (120). Bununla birlikte, bant-loop gibi uzun süre ağızda kalacak bir aparey için PMMA'nın sürekli mekanik ve termal yüke maruz kalması durumunda monomer salımı veya yüzey pürüzlenmesiyle plak tutma riskini artırabileceği göz önüne alınmalıdır. Bu nedenle PMMA ile üretilen apareylerin mutlak biyouyumluluğu, doğru polimerizasyon ve cilalama işlemlerine bağlıdır (121).

Klinik bir olguda, dijital tarama ile tasarlanıp PMMA'dan frezelenen estetik bir yer tutucu, çocuk hastaya uygulanmış ancak bu sadece yeni dijital sürecin uygulanabilirliğini göstermek amacı taşımıştır (118). Bu apareyin kalıcı olması değil, daimi diş sürene kadar idare etmesi hedeflendiğinden, mekanik sınırlılık bir

ölçüde tolere edilebilir görülmüştür. Rodrigues ve ark.larının yapmış olduğu bir başka çalışmada ise PMMA ile üretilen yer tutucu; estetik, mekanik dayanıklılık ve hasta konforu açısından başarılı bulunmuştur. CAD/CAM ile üretilen PMMA materyali, konvansiyonel PMMA'dan daha yüksek mekanik dirence sahip olduğu bildirilmiştir (7).

Çalışmamızda dijital üretimli sabit bant-loop yer tutucu tasarımında titanyum seçilmesinin temel nedeni ise malzemenin üstün biyomekanik özellikleridir. Titanyum, ağız içi kullanıma son derece uygun, hafif ve korozyona dayanıklı bir metaldir. Yüzeyinde hızlıca pasif bir oksit tabakası oluşturarak iyon salınımını engeller ve böylece biyoyumluluğunu artırır. Bu yüksek biyoyumluluk sayesinde titanyum, nikel içeren paslanmaz çeliklere kıyasla tamamen hipoalerjenik bir alternatiftir –nikel alerjisi popülasyonun %30'una varan oranlarda görülürken titanyum uygulamalarda alerjik reaksiyon neredeyse gözlenmez (124). Ayrıca titanyumun mekanik dayanımı yüksektir ve ağırlıkça çelikten hafif olması çocuk hastaların konforunu artırabilir (82,125).

Pawar ve ark. yapmış olduğu çalışmada geleneksel paslanmaz çelik bant-looplar ve titanyum bazlı materyalden 3D baskı yöntemiyle üretilen dijital yer tutucuların, destek dişe uyumu karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Bu çalışmada, 3D tasarlanmış apareylerin daha hassas olduğu, klinik sürede zaman kazandırdığı ve lehimleme gerektirmeden tek adımda üretilebildiği bildirilmiştir. Ancak bu çalışmada geleneksel ve dijital yer tutucular arasında dişe uyum açısından anlamlı fark gözlenmemiştir. 3D tasarım süreci dişe özgü bant üretimini mümkün kılsa da destek dişin undercutları kaldırıldığında kaldırıldığında giriş yolu sağlandığı iddia edilmektedir. Ayrıca 3D baskı (Mikro Lazer Sinterleme Yöntemi) ile üretilen bantların genellikle daha kalın ve rijit olurken prefabrik ortodontik paslanmaz çelik bantlar, ince ve esnek oldukları için dişe daha kolay uyum sağladığını söylemişlerdir (82).

Sonuç olarak mekanik dayanıklılık bakımından titanyum, paslanmaz çelik ve zirkonya yüksek mukavemetli malzemeler olup bu malzemelerin ince kesitlerde dahi güvenli olduğu bildirilmektedir. PEEK orta düzey mukavemet sağlarken, gerektiğinde kesit artırılarak dayanım iyileştirilebilmekte ve PMMA ise tek başına en düşük dayanıklılığı sunmaktadır. Bu farklılıkların tasarım ve kalınlık seçimlerine

doğrudan yansımaktadır. Örneğin titanyum veya zirkonya bant-loop'un 0,5–0,7 mm kalınlıkla güvenle üretilebildiği raporlanırken (118) benzer rijitlik için PEEK tasarımlarda muhtemelen  $\geq 1$  mm kalınlıklar gerekecektir. Konvansiyonel paslanmaz bantların  $\sim 0,15$  mm olduğunu hatırlarsak dijital tasarımlarda malzemeye göre optimizasyon yapılması gerekmektedir. Bu tür tasarım uyarlamalarının en uygun seviyede belirlenmesi için sonlu elemanlar analizleri yol gösterici olabilmektedir.

Çalışmamızda geleneksel yolla üretilmiş bant-loop ile kıyaslayabilmek adına bant kalınlıkları ortodontik bant kalınlıkları seçilmiştir. Tokuç ve Yılmaz'ın (83) 3B baskı bant-loop çalışmasında yazılımda bant kalınlığı 0,7 mm olarak ayarlanmış ve model dişe tam oturması için 0,06 mm'lik boşluk bırakılmıştır. Benzer şekilde, Aktas ve ark.'nın (186) sonlu elemanlar ve kırılma direnci odaklı çalışmasında dijital band-loop tasarımında bant kalınlığı 0,6 mm, loop çapı 1,5 mm ve loop uzunluğu yaklaşık 7 mm olarak belirlenmiştir.

Başka bir araştırmada, yüksekliği daha fazla tutulan bantların özellikle erken yaşta birinci süt azı kaybında daha stabil durduğu belirtilmiştir (82). Ancak bant yüksekliğinin artması, dişeti ile temas yüzeyini artırarak plak tutulumu riskini de yükseltebilir. Bu nedenle dijital tasarımlarda bant yüksekliği belirlenirken hem retansiyon hem de hijyen dengesi gözetilmelidir. Tez çalışmamızda seçilen bant kalınlık/yükseklik aralığı, literatürdeki örnek çalışmaların değerleriyle örtüşmekte olup (119) bu değerlerle yapılan sonlu elemanlar analizleri sayesinde gerilme dağılımları güvenle literatürle karşılaştırılabilir hale gelmiştir.

## 5.1 Von Mises Gerilme Bulgularının Tartışması

90° kuvvet uygulamalarında en yüksek Von Mises gerilmesi 110 MPa ile Model-I'de, en düşük ise 65.1 MPa ile Model-III'te ölçülmüştür. Bant kalınlığı 0.076 mm olan Model-I, en ince yapıya sahip olup en yüksek stres değerini oluşturmuş, buna karşın 0.177 mm kalınlığındaki Model-III'te stres belirgin şekilde azalmıştır. Bu sonuç bant kalınlığının artmasının stresin daha geniş alana dağılmasını sağlayarak gerilme yoğunluğunu azalttığını göstermektedir. Benzer şekilde 90° kuvvet altında mandibula, daimi molar diş ve periodontal ligament gibi destek dokularda da stresin azaldığı gözlenmiştir.

45° lateral kuvvetler altında, tüm modellerde Von Mises stres değerleri artmış; en yüksek değer Model-X'te 155 MPa olarak kaydedilmiştir. Bu artış, lateral açıyla uygulanan kuvvetlerin bant-loop yapısında kayma gerilmesi yarattığını ve bantın rijitliğinin bu durumda daha belirleyici bir faktör olduğunu göstermektedir. Özellikle kısa bant kullanılan modellerde (Model-X, XI, XII), stresin daha konsantre olduğu ve yapı üzerinde daha yoğun dağıldığı izlenmiştir.

Doğan ve ark. (187) tarafından yapılan çalışmada, farklı loop tasarımlarının von Mises stres dağılımı üzerindeki etkileri değerlendirilmiş ve kol tasarımının sabit bant-loop başarısında belirleyici bir faktör olduğu ortaya konmuştur. Özellikle eğimli kolların, düz kollara kıyasla stresi daha geniş bir yüzeye yaydığı ve bu sayede bant üzerinde oluşan gerilimi azalttığı rapor edilmiştir. Bu bulgu, bizim çalışmamızda analiz edilen bant kalınlığı ve yüksekliğine bağlı stres birikimlerinin, sadece bant materyaline değil, aynı zamanda tasarimsal faktörlere de duyarlı olduğunu göstermektedir. Çalışmada en fazla stresin ortodontik bandın mezial yüzeyinde ve özellikle lingual kollar üzerinde toplandığı görülmüştür; bu durum bant looplarda kolların, özellikle dişe göre konumunun ve kol-boy ayarlarının önemini göstermektedir.

Analiz senaryosunda, modellerde oluşan maksimum ortalama elemental gerilme değeri yüksek ölçülmüştür. Ölçülen maksimum gerilme değeri (renk skalasında kırmızı renk ile belirtilen kısım) Model-X için 211 MPa ve Model-VII için 207 MPa dır.

Analiz şekillerinde kırmızı renkli bölge ile gösterilen kısımda modellerde maksimum gerilme değerinin oluşmasının nedeni tekillikten kaynaklanır. Oluşan maksimum gerilme değerleri, sonlu elemanlar analizindeki çözücü matematiksel hesaplama hatalarıyla ilgilidir. Bu ve benzeri matematiksel hesaplama hataları Ansys ve Abaqus gibi analiz programları için kabul edilebilir sınırlar dâhilinde olduğundan analiz sonuçlarını etkilemez.

Tüm modellerde band loop üzerinde ölçülen en yüksek gerilme değerleri titanyum malzemesinin akma mukavemeti ve nihai dayanım seviyesinin altındadır.

## 5.2 Yer Değiştirme Bulgularının Tartışması

Toplam deformasyon verilerine göre 90° yükleme altında yer değiştirme miktarı en fazla Model-I ve II'de (0.041 mm), en az ise Model-VI'da (0.031 mm) gözlenmiştir. Bant kalınlığının artmasıyla birlikte deformasyon değerlerinin kademeli olarak azaldığı belirlenmiştir. 45° yükleme altında deformasyon değerleri anlamlı şekilde artmış; Model-X'te 0.071 mm ile en yüksek değer grlmştir. Bu durum, bant yapısının yk yönüne göre farklı deformasyon karakteristikleri gösterdiğini ortaya koymaktadır.

Kısa bantlı modellerde (Model-IV, V, VI), özellikle lateral yük altında deformasyonun daha yüksek olduğu grlmştir. Bu durum bant yüksekliğinin sadece retansiyon açısından değil; yapısal deformasyonun sınırlandırılması açısından da önemli bir faktör olduğunu göstermiştir.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Yeni malzeme ve üretim teknolojilerinin gelişimi, diş hekimliği alanında tanı ve tedavi yaklaşımlarını köklü bir şekilde değiştirmektedir. Özellikle dijital üretim yöntemlerinin yaygınlaşması, hasta uyumu ve tedavi kabulünü artırmakta, aynı zamanda kişiye özel çözümler sunulmasını mümkün kılmaktadır. Bu bağlamda, geleneksel yöntemlere alternatif olarak **3 boyutlu bilgisayar destekli yer tutucuların yapılması gelecek vaat etmektedir.**

Tüm veriler değerlendirildiğinde, bant kalınlığı ve yüksekliğinin artırılmasının hem Von Mises stres seviyelerini hem de deformasyon miktarlarını anlamlı şekilde azalttığı görülmüştür. Bu sonuç, sabit bant-loop yer tutucularının dayanıklılığı ve uzun ömürlü kullanım performansı açısından önemlidir. Özellikle travmatik yüklerin fazla olduğu olgularda veya çığneme kuvvetlerinin yoğun olduğu bölgelerde, daha kalın ve yüksek bant yapılarına sahip tasarımların tercih edilmesi, yapısal bütünlüğün korunmasına katkı sağlayacaktır. Klinik uygulamalarda, hastaya özel anatomik yapı ve yük dağılımı göz önüne alınarak bant kalınlığı ve yüksekliği belirlenmelidir. Ayrıca bant yüksekliğinin artması, dişeti ile temas yüzeyini artırarak plak tutulumu riskini de yükseltebileceğinden bant yüksekliği belirlenirken hem retansiyon hem de hijyen dengesi gözetilmelidir.

Sonuç olarak, bu çalışma bant-loop yer tutucuların üç boyutlu dijital ortamda optimize edilebileceğini ve sonlu elemanlar analizlerinin hem tasarım hem de klinik karar süreçlerinde etkin olarak kullanılabileceğini göstermektedir. Gelecekte teknolojik altyapının gelişmesi ve maliyetlerin azalması ile birlikte, dijital yöntemlerin daha yaygın kullanılacağı öngörülmektedir.

## 7. KAYNAKLAR

1. Brill WA. The distal shoe space maintainer: chairside fabrication and clinical performance. *Pediatr Dent*. 2002;24(6):561–5.
2. Topaloğlu P. Yer tutucu uygulanan hastalarda apareye bağlı görülen komplikasyonların retrospektif olarak değerlendirilmesi [Uzmanlık Tezi]. [Ankara]: Ankara Üniversitesi; 2022.
3. Marwah N. Textbook of pediatric dentistry. JP Medical Ltd; 2018.
4. Koçoğullari ME. Süt azı dişlerinin erken kaybında uygulanan çeşitli tiplerdeki sabit yer tutucuların klinik değerlendirmeleri ve tükürük nitrik oksit seviyeleri üzerine etkileri. 2006;
5. Soni HK. Application of CAD-CAM for fabrication of metal-free band and loop space maintainer. *J Clin Diagn Res*. 2017;11(2):ZD14.
6. Ierardo G, Luzzi V, Lesti M, Voza I, Brugnoletti O, Polimeni A, et al. Peek polymer in orthodontics: A pilot study on children. *J Clin Exp Dent*. 2017;e1271–5.
7. Rodrigues LP, Dourado PHN, de Araújo CAR, No-Cortes J, Pinhata-Baptista OH. Digital workflow to produce esthetic space maintainers for growing patients. *J Prosthet Dent*. 2024 May;131(5):800–3.
8. Beretta M. Metal Free Spacemaintainer for Special Needspatients. *Advances in Dentistry & Oral Health*. 2017 Nov 15;6(2).
9. Uysal C. Üst çene posterior dişlerin zigoma ankrajı ile blok intrüzyonunda farklı kortikotomi uygulamalarının sonlu elemanlar metodu ile incelenmesi. 2016;
10. American Academy of Pediatric Dentistry. Management of the developing dentition and occlusion in pediatric dentistry. In: *The Reference Manual of Pediatric Dentistry*. Chicago, IL: American Academy of Pediatric Dentistry; 2024. p. 475–93.
11. McDonald RE, Avery DR, Dean J. *Dentistry for the child and adolescent*, St. Louis, Missouri: Mosby. 2004;
12. Qudeimat MA, Fayle SA. The longevity of space maintainers: a retrospective study. *Pediatr Dent*. 1998;20(4):267–72.
13. Tulunoglu O, Ulusu T, Genç Y. An evaluation of survival of space maintainers: a six-year follow-up study. *J Contemp Dent Pract*. 2005 Feb 15;6(1):74–84.
14. Sasa IS, Hasan AA, Qudeimat MA. Longevity of band and loop space maintainers using glass ionomer cement: a prospective study. *European Archives of Paediatric Dentistry*. 2009;10:6–10.
15. Fathian M, Kennedy DB, Nouri MR. Laboratory-made space maintainers: a 7-year retrospective study from private pediatric dental practice. *Pediatr Dent*. 2007;29(6):500–6.

16. Hemdan M bellah E, El Kalla IHH, El Agamy RA. Clinical Evaluation of Different Designs of Fixed Space Maintainer: A Randomized Clinical Trial. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2024 Jul 18;17(4):442–50.
17. Lee J. Fully digital workflow for the fabrication of a tooth-colored space maintainer for a young patient. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2023;35(4):561–6.
18. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature. *J Dent (Shiraz)*. 2015 Mar;16(1):1–9.
19. Dejak B, Młotkowski A, Langot C. Three-dimensional finite element analysis of molars with thin-walled prosthetic crowns made of various materials. *Dental Materials*. 2012 Apr;28(4):433–41.
20. Bishara SE. *Textbook of orthodontics*. (No Title). 2001;
21. Foster TD. *Orthodontic bonding*. *Textbook of orthodontics Oxford, Great Britain: Blackwell Scientific Publications*. 1990;
22. Sillman JH. Some aspects of individual dental development: longitudinal study from birth to 25 years. *Am J Orthod*. 1965;51(1):1–25.
23. Koch A. Presentation of upper third molars and side molars on orthopantomograms. *ZWR*. 1991;100(8):516–7.
24. Clinch L. Symposium on aspects of the dental development of the child. 1. The development of the deciduous and mixed dentitions. *Dent Pract Dent Rec*. 1966;17(4):135–44.
25. Ülgen M. *Ortodontik tedavi prensipleri*. 1993;
26. Gülhan A. *Pedodonti İÜ Rektörlüğü Basımevi ve Film Merkezi*. İstanbul; 1994.
27. Proffit WR. Equilibrium theory revisited: factors influencing position of the teeth. *Angle Orthod*. 1978;48(3):175–86.
28. Baume LJ. Physiological tooth migration and its significance for the development of occlusion: I. The biogenetic course of the deciduous dentition. *J Dent Res*. 1950;29(2):123–32.
29. Proffit WR, Fields H, Larson B, Sarver DM. *Contemporary Orthodontics, 6e: South Asia Edition-E-Book*. Elsevier Health Sciences; 2019.
30. Ngan P, Alkire RG, Fields Jr H. Management of space problems in the primary and mixed dentitions. *The Journal of the American Dental Association*. 1999;130(9):1330–9.
31. Yılmaz Y, Gürbüz T, Simşek S, Dalmış A. Primary canine and molar relationships in centric occlusion in three to six year-old Turkish children: a cross-sectional study. *J Contemp Dent Pract*. 2006;7.
32. Bath-Balogh M, Fehrenbach MJ. *Illustrated Dental Embryology, Histology, and Anatomy: Instructor's Resource Manual*. Elsevier Saunders; 2006.
33. Facal-Garcia M, de Nova-Garcia J, Suarez-Quintanilla D. The diastemas in deciduous dentition: the relationship to the tooth size and the dental arches dimensions. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2001;26(1):65–70.

34. Rakosi T, Jonas I, Graber TM. Color atlas of dental medicine, Orthodontic-Diagnosis. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1994;105(6):613.
35. Pinkham JR. Çocuk diş hekimliği: bebeklikten ergenliğe. Atlas Kitapçılık; 2009.
36. Helm S. Malocclusion in Danish children with adolescent dentition: an epidemiologic study. Am J Orthod. 1968;54(5):352–66.
37. Manjunatha BS. Textbook of dental anatomy and oral physiology. JP Medical Ltd; 2012.
38. Nowak AJ. Pediatric dentistry: infancy through adolescence. (No Title). 2019;
39. Nance H. The limitation of orthodontic treatment. Am J Orthod. 1947;33:253–301.
40. Fisk RO. Normal mandibular arch changes between ages 9-16. J Can Dent Assoc (Tor). 1966;32(11):652–8.
41. Steigman S, Harari D, Kuraita-Landman S. Relationship between mesiodistal crown diameter of posterior deciduous and succedaneous teeth in Israeli children. The European Journal of Orthodontics. 1982;4(3):219–27.
42. Yuen KKW, Tang ELK, So LLY. Relations between the mesiodistal crown diameters of the primary and permanent teeth of Hong Kong Chinese. Arch Oral Biol. 1996;41(1):1–7.
43. Gianelly AA. Leeway space and the resolution of crowding in the mixed dentition. In: Seminars in Orthodontics. Elsevier; 1995. p. 188–94.
44. Hoffding J, Kisling E. Premature loss of primary teeth: part I, its overall effect on occlusion and space in the permanent dentition. ASDC J Dent Child. 1978;45(4):279–83.
45. Ortodonti ÜM. Anomaliler, sefalometri, etioloji, büyüme ve gelişim, tanı. Yeditepe Üniversitesi Yayınları, İstanbul. 2000;2–3.
46. Miyamoto W, Chung CS, Yee PK. Effect of premature loss of deciduous canines and molars on malocclusion of the permanent dentition. J Dent Res. 1976;55(4):584–90.
47. Bayardo RE. Anterior space maintainer and regainer. ASDC J Dent Child. 1986;53(6):452–5.
48. Kapala JT. Space management and interceptive orthodontics. Textbook of Pediatric Dentistry. 1985;610–53.
49. Ghafari J. Early treatment of dental arch problems. II. Guidance in alignment and occlusion. Quintessence Int (Berl). 1986;17(8).
50. Hughes C, Alsheneifi T. Reasons for dental extractions in children. Pediatr Dent. 2001;23(2):109–12.
51. Tunç EŞ, Özen B, Özer L, Özalp N, Çetiner S. Süt dişi çekim nedenleri. Dicle Dişhekimliği Dergisi. 2009;10:50–4.
52. Lundström A. The significance of early loss of deciduous teeth in the etiology of malocclusion. Am J Orthod. 1955;41(11):819–26.

53. Nadelman P, Bedran N, Magno MB, Masterson D, de Castro ACR, Maia LC. Premature loss of primary anterior teeth and its consequences to primary dental arch and speech pattern: a systematic review and meta-analysis. *Int J Paediatr Dent*. 2020;30(6):687–712.
54. Terlaje RD, Donly KJ. Treatment planning for space maintenance in the primary and mixed dentition. *ASDC J Dent Child*. 2001;68(2):109–14.
55. Kumari BP, Kumari NR. Loss of space and changes in the dental arch after premature loss of the lower primary molar: a longitudinal study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*. 2006;24(2):90–6.
56. Demir P, Evren A. *Koruyucu ve Durdurucu Pedodonti ve Ortodonti Uygulamaları*. Livre de Lyon; 2021.
57. Pokorná H, Marek I, Kucera J, Hanzelka T. Space reduction after premature loss of a deciduous second molar—retrospective study. *IOSR-JDMS*. 2016;15(2):1–8.
58. Laing E, Ashley P, Naini FB, Gill DS. Space maintenance. *Int J Paediatr Dent* [Internet]. 2009 May 1 [cited 2024 Oct 11];19(3):155–62. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/j.1365-263X.2008.00951.x>
59. Jitesh S, Mathew MG. Space maintainer-A review. *Drug Invention Today*. 2019;11.
60. Saha N, Pal S. *Space Maintainers in Pediatric Dentistry-a Review*. 2018;
61. Bijoor RR, Kohli K. Contemporary space maintenance for the pediatric patient. *New York State Dental Journal*. 2005;71(2):32.
62. Singh G. *Textbook of orthodontics*. Jaypee Brothers; 2007.
63. Singh G. *Textbook of orthodontics*. Jaypee Brothers; 2007.
64. Fraga WS, Seixas VM, Santos JC, Paranhos LR, César CP. Mouth breathing in children and its impact in dental malocclusion: a systematic review of observational studies. *Minerva Stomatol*. 2018;67(3):129–38.
65. Saha N, Pal S. *Space Maintainers in Pediatric Dentistry-a Review*. 2018;
66. TOSUN Y. *Serbest diş hekimliğinde ortodonti*. İzmir: Titizler grafik ve ofset baskı hizmetleri. 2003;
67. Grøn AM. Prediction of tooth emergence. *J Dent Res*. 1962;41(3):573–85.
68. Pinkham JR. *Çocuk diş hekimliği: bebeklikten ergenliğe*. Atlas Kitapçılık; 2009.
69. Ghafari J. Early treatment of dental arch problems. II. Guidance in alignment and occlusion. *Quintessence Int (Berl)*. 1986;17(8).
70. Rock WP. UK National Clinical Guidelines in Paediatric Dentistry. Extraction of primary teeth--balance and compensation. *Int J Paediatr Dent*. 2002;12(2):151–3.
71. Jitesh S, Mathew MG. Space maintainer-A review. *Drug Invention Today*. 2019;11.
72. Kırzioğlu Z, Özay Ertürk MS. Success of reinforced fiber material space maintainers. *J Dent Child*. 2004;71(2):158–62.
73. Wright GZ, Kennedy DB. Space control in the primary and mixed dentitions. *Dent Clin North Am*. 1978;22(4):579–601.

74. Subramaniam P, Babu GKL, Sunny R. Glass fiber-reinforced composite resin as a space maintainer: a clinical study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*. 2008;26(Supplement):S98–103.
75. Baroni C, Franchini A, Rimondini L. Survival of different types of space maintainers. *Pediatr Dent*. 1994;16:360.
76. Fathian M, Kennedy DB, Nouri RM, Ped D. Laboratory-made space maintainers: a 7-year retrospective study from private pediatric dental practice. *Pediatr Dent*. 2007;29(6):500–6.
77. Qudeimat MA, Fayle SA. The longevity of space maintainers: a retrospective study. *Pediatr Dent*. 1998;20:267–72.
78. Millett DT, McCabe JF, Bennett TG, Carter NE, Gordon PH. The effects of sandblasting on the retention of first molar orthodontic bands cemented with glass ionomer cement. *Br J Orthod*. 1995;22(2):161–9.
79. Chandra HS, Krishnamoorthy SH, Johnson JS, Prabhu S. ILL effects of Conventional band and loop space maintainers: Time to revolutionise. *International Dental & Medical Journal of Advanced Research*. 2018;4(1):1–3.
80. Vij AA, Reddy A. Using digital impressions to fabricate space maintainers: A case report. *Clin Case Rep*. 2020;8(7):1274–6.
81. Jain A, Bhushan P, Mahato M, Solanki BB, Dutta D, Hota S, et al. The Recent Use, Patient Satisfaction, and Advancement in Digital Smile Designing: A Systematic Review. *Cureus*. 2024;16(6).
82. Khanna S, Rao D, Panwar S, Pawar BA, Ameen S. 3D Printed Band and Loop Space Maintainer: A Digital Game Changer in Preventive Orthodontics. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2021 Jul 1;45(3):147–51.
83. Tokuc M, Yilmaz H. Comparison of fit accuracy between conventional and CAD/CAM-fabricated band-loop space maintainers. *Int J Paediatr Dent*. 2022 Sep 20;32(5):764–71.
84. Hicks EP. Treatment planning for the distal shoe space maintainer. *Dent Clin North Am*. 1973;17(1):135–50.
85. Gegenheimer R, Donly KJ. Distal shoe: a cost-effective maintainer for primary second molars. *Pediatr Dent*. 1992;14(4).
86. Christensen JR, Fields H, Sheats RD. Treatment planning and management of orthodontic problems. In: *Pediatric Dentistry*. Elsevier; 2019. p. 512–53.
87. Rebellato J, Lindauer SJ, Rubenstein LK, Isaacson RJ, Davidovitch M, Vroom K. Lower arch perimeter preservation using the lingual arch. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1997;112(4):449–56.
88. Evans RD, Jones AG. Modified Nance appliance for cases with missing anterior teeth. *J Clin Orthod*. 1994;28(1):40–2.
89. Kupietzky A, Tal E. The transpalatal arch: an alternative to the Nance appliance for space maintenance. *Pediatr Dent*. 2007;29(3):235–8.
90. Artun J, Marstrand PB. Clinical efficiency of two different types of direct bonded space maintainers. *ASDC J Dent Child*. 1983;50(3):197–204.

91. Coican MS. A bonded space maintainer. *J Clin Orthod.* 1992;26(5):276.
92. Santos VL, Almeida MA, Mello HS, Keith O. Direct bonded space maintainers. *J Clin Pediatr Dent.* 1993;17(4):221–5.
93. Kargul B, Çağlar E, Kabalay U. Glass fiber reinforced composite resin space maintainer. *J Dent Child.* 2003;70(3):258–61.
94. Yilmaz Y, Kocogullari ME, Belduz N. Fixed space maintainers combined with open-face stainless steel crowns. *J Contemp Dent Pract.* 2006;7(2):95–103.
95. Barbería E, Lucavechi T, Cárdenas D, Maroto M. Free-end space maintainers: design, utilization and advantages. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry.* 2007;31(1):5–8.
96. Woodward GL. The Use of Space Mantainers in the North York Public Dental Program. Community Dental Health Services Research Unit; 1993.
97. Rekow ED. Digital dentistry: The new state of the art—Is it disruptive or destructive? *Dental Materials.* 2020;36(1):9–24.
98. Akarçay Ç, Güzel KU. İnteraoral Tarayıcı ve Cad/Cam Sistemlerinin Çocuk Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları. *ADO Klinik Bilimler Dergisi.* 2021;11(1):78–84.
99. Cunningham A, McPolin O, Fallis R, Coyle C, Best P, McKenna G. A systematic review of the use of virtual reality or dental smartphone applications as interventions for management of paediatric dental anxiety. *BMC Oral Health.* 2021;21(1):244.
100. Özdoğan LA, Güven Y, Aktören O. Diş Hekimliğinde Mobil Uygulamalar: Geleneksel Derleme. *Türkiye Klinikleri Dishekimligi Bilimleri Dergisi.* 2022;28(2):450–8.
101. Gülbahçe EK, Berber EŞ, Yetkiner AA. Pedodontide Dijital Diş Hekimliği Uygulamaları. *Journal of Ege University School of Dentistry/Ege Üniversitesi Dis Hekimligi Fakültesi Dergisi.* 2022;43.
102. Salmanli M, Yilmaz GT, Tuzuner T. Investigation of the antimicrobial activities of various antimicrobial agents on *Streptococcus mutans* Sortase A through computer-aided drug design (CADD) approaches. *Comput Methods Programs Biomed.* 2021;212:106454.
103. Raith S, Vogel EP, Anees N, Keul C, Güth JF, Edelhoff D, et al. Artificial Neural Networks as a powerful numerical tool to classify specific features of a tooth based on 3D scan data. *Comput Biol Med.* 2017;80:65–76.
104. Grünheid T, McCarthy SD, Larson BE. Clinical use of a direct chairside oral scanner: an assessment of accuracy, time, and patient acceptance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2014;146(5):673–82.
105. Vasudavan S, Sullivan SR, Sonis AL. Comparison of intraoral 3D scanning and conventional impressions for fabrication of orthodontic retainers. *J Clin Orthod.* 2010;44(8):495–7.
106. Mello BZF, Fernandes VM, Carrara CFC, Machado MAAM, Garib DG, Oliveira TM. Evaluation of the intercanine distance in newborns with cleft lip and palate using 3D digital casts. *Journal of Applied Oral Science.* 2013;21(5):437–42.

107. Karaalioglu AGDOF, Duymuş ZY. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. Atatürk üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi. 2008;2008(1):25–32.
108. Jo C, Bae D, Choi B, Kim J. Removal of supernumerary teeth utilizing a computer-aided design/computer-aided manufacturing surgical guide. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2017;75(5):924-e1.
109. Davidovich E, Dagon S, Tamari I, Etinger M, Mijiritsky E. An innovative treatment approach using digital workflow and CAD-CAM part 2: The restoration of molar incisor hypomineralization in children. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(5):1499.
110. Einhorn M, DuVall N, Wajdowicz M, Brewster J, Roberts H. Preparation ferrule design effect on endocrown failure resistance. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(1):e237–42.
111. Bilgin MS, Erdem A, Tanrıver M. CAD/CAM endocrown fabrication from a polymer-infiltrated ceramic network block for primary molar: a case report. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2016;40(4):264–8.
112. Schweiger J, Edelhoff D, Güth JF. 3D printing in digital prosthetic dentistry: an overview of recent developments in additive manufacturing. *J Clin Med*. 2021;10(9):2010.
113. Kumar S. Selective laser sintering: a qualitative and objective approach. *Jom*. 2003;55:43–7.
114. Lin L, Fang Y, Liao Y, Chen G, Gao C, Zhu P. 3D printing and digital processing techniques in dentistry: a review of literature. *Adv Eng Mater*. 2019;21(6):1801013.
115. Venkatesh KV, Nandini VV. Direct metal laser sintering: a digitised metal casting technology. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2013;13(4):389–92.
116. Bhatia R, Dhanotra KG. Digitainers—Digital Space Maintainers: A Review. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2021 Dec 27;14(S1):S69–75.
117. Wang B, Huang M, Dang P, Xie J, Zhang X, Yan X. PEEK in Fixed Dental Prostheses: Application and Adhesion Improvement. *Polymers (Basel)*. 2022 Jun 8;14(12):2323.
118. Zarean P, Zarean P, Sendi P, Neuhaus KW. Advances in the Manufacturing Process of Space Maintainers in Pediatric Dentistry: A Systematic Review from Traditional Methods to 3D-Printing. *Applied Sciences*. 2023 Jun 9;13(12):6998.
119. Guo H, Wang Y, Zhao Y, Liu H. Computer-aided design of polyetheretherketone for application to removable pediatric space maintainers. *BMC Oral Health*. 2020 Dec 10;20(1):201.
120. Zafar MS. Prosthodontic Applications of Polymethyl Methacrylate (PMMA): An Update. *Polymers (Basel)*. 2020 Oct 8;12(10):2299.
121. Gautam R, Singh RD, Sharma VP, Siddhartha R, Chand P, Kumar R. Biocompatibility of polymethylmethacrylate resins used in dentistry. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2012 Jul 27;100B(5):1444–50.
122. Cengiz A, Karayilmaz H. Comparative evaluation of the clinical success of 3D-printed space maintainers and band-loop space maintainers. *Int J Paediatr Dent*. 2024 Sep 12;34(5):584–92.

123. Tunchel S, Blay A, Kolerman R, Mijiritsky E, Shibli JA. 3D Printing/Additive Manufacturing Single Titanium Dental Implants: A Prospective Multicenter Study with 3 Years of Follow-Up. *Int J Dent*. 2016;2016:1–9.
124. Lucarelli D. Orthodontic appliances in patients allergic to nickel. *J Biol Regul Homeost Agents*. 2020 Dec 30;34(6).
125. Donachie MJ. Titanium. ASM International; 2000.
126. Sonugelen M, Artunç C. Ağız protezleri ve biyomekanik. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. 2002;(17).
127. Ramoğlu S, Ozan O. Finite element methods in dentistry. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2014;24(3):175–80.
128. Caputo AA, Standlee J. Biomechanics in Clinical Dentistry. Quintessence Publ. Co. Inc, Chicago. 1987;
129. Craig RG. Restorative dental materials. Mosby; 1980.
130. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. Vol. 10. Quintessence Chicago; 2002.
131. Bakioğlu M, Eratlı N, Kadıoğlu F. Cisimlerin mukavemeti: problem kitabı. Beta; 2009.
132. Manappallil JJ. Basic dental materials. JP Medical Ltd; 2015.
133. Albers HF. Tooth-colored restoratives: principles and techniques. PMPH-USA; 2002.
134. Liu GR, Quek SS. The finite element method: a practical course. Butterworth-Heinemann; 2013.
135. Geren N, Uzay Ç, Bayramoğlu M. Mechanical engineering and issues on teaching mechanical engineering design in Turkey. *Int J Technol Des Educ*. 2018;28:843–66.
136. Asvanund P, Morgano SM. Photoelastic stress analysis of different prefabricated post-and-core materials. *Dent Mater J*. 2011;30(5):684–90.
137. Ulusoy M, AK A. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara. 2003;
138. Fernandes CP, Glantz POJ, Svensson SA, Bergmark A. Reflection photoelasticity: a new method for studies of clinical mechanics in prosthetic dentistry. *Dental Materials*. 2003;19(2):106–17.
139. Soares PV, Santos-Filho PCF, Martins LRM, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode. *J Prosthet Dent*. 2008;99(1):30–7.
140. Küçükkurt S. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Ve Dental İmplantoloji Alanında Yapılan Araştırmalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2019;29(4):701–10.
141. Bathe KJ. Finite element procedures. Klaus-Jurgen Bathe; 2006.

142. Srirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research*. 2010;21(3):425–32.
143. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent*. 2008;36(7):463–71.
144. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):585–98.
145. Moaveni S. *Finite element analysis theory and application with ANSYS*, 3/e. Pearson Education India; 2011.
146. Hughes TJR. *The finite element method: linear static and dynamic finite element analysis*. Courier Corporation; 2003.
147. Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *J Prosthet Dent*. 2004;92(5):434–40.
148. Kimura A, Nagasao T, Kaneko T, Tamaki T, Miyamoto J, Nakajima T. Adequate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2006;34(4):193–200.
149. Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of a mandibular model. *J Oral Rehabil*. 1988;15(6):615–24.
150. Daegling DJ, Hylander WL. Experimental observation, theoretical models, and biomechanical inference in the study of mandibular form. *American Journal of Physical Anthropology: The Official Publication of the American Association of Physical Anthropologists*. 2000;112(4):541–51.
151. KOÇ O, KOÇ N, JACOB HB. Effect of different palatal expanders with miniscrews in surgically assisted rapid palatal expansion: A non-linear finite element analysis. *Dental Press J Orthod*. 2024;29(1).
152. Koç O, Jacob HB. Surgically assisted rapid palatal expansion: is the pterygomaxillary disjunction necessary? A finite element study. *Semin Orthod*. 2022 Sep;28(3):227–42.
153. Koç O, Bolat Gumus E. Effects of different distractor positions on the formation of expansion, stress and displacement patterns in surgically assisted rapid maxillary expansion without pterygomaxillary disjunction: a finite element analysis study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2024 Jan 2;27(1):56–66.
154. Ateş EM, Pamukçu H, Koç O, Altıparmak N. Effects of different expansion appliances and surgical incisions on maxillary expansion: A finite element analysis. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg*. 2024 Sep;125(5):101936.
155. Unuvar Y, Calis A, Koc O. Comparison of the biomechanical effect of distal implants placed at different angles in the all-on-four technique: A nonlinear finite element analysis. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg*. 2024 Nov;102157.
156. Koç O, Pamukçu H, Kocabalkan AA. Comparison of 3 different bone-borne type expansion appliances used in surgically-assisted rapid palatal expansion: A finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2023 Mar;163(3):e23–33.

157. Gurcan AT, Koruyucu M, Kuru S, Sepet E, Seymen F. Effects of Fixed and Removable Space Maintainers on Dental Plaque and DMFT/dft Values. *Odovtos - International Journal of Dental Sciences*. 2020 Oct 6;274–84.
158. Sasa IS, Hasan AA, Qudeimat MA. Longevity of Band and Loop Space Maintainers Using Glass Ionomer Cement: A Prospective Study. *European Archives of Paediatric Dentistry*. 2009 Jan 30;10(1):6–10.
159. Moore TR, Kennedy DB. Bilateral space maintainers: a 7-year retrospective study from private practice. *Pediatr Dent*. 2006;28(6):499–505.
160. Rajab LD. Clinical performance and survival of space maintainers: evaluation over a period of 5 years. *ASDC J Dent Child*. 2002;69(2):156–60, 124.
161. Watt E, Ahmad A, Adamji R, Katsimbali A, Ashley P, Noar J. Space maintainers in the primary and mixed dentition – a clinical guide. *Br Dent J*. 2018 Aug 24;225(4):293–8.
162. Gujjarlapudi MC, Nunna NV, Manne SD, Sarikonda VR, Madineni PK, Meruva RNR. Predicting Peri-implant Stresses Around Titanium and Zirconium Dental Implants—A Finite Element Analysis. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2013 Mar 13;
163. Assunção WG, Ricardo Barão VA, Tabata LF, Gomes ÉA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics Studies in Dentistry. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2009 Jul;20(4):1173–7.
164. Sannino G, Pozzi A, Schiavetti R, Barlattani A. Stress distribution on a three-unit implant-supported zirconia framework. A 3D finite element analysis and fatigue test. *Oral Implantol (Rome)*. 2012 Jan;5(1):11–20.
165. Magne P, Douglas WH. Optimization of resilience and stress distribution in porcelain veneers for the treatment of crown-fractured incisors. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1999 Dec;19(6):543–53.
166. Chien PY, Walsh LJ, Peters OA. Finite element analysis of rotary nickel-titanium endodontic instruments: A critical review of the methodology. *Eur J Oral Sci*. 2021 Oct 8;129(5).
167. Kupietzky A, Tal E. The transpalatal arch: an alternative to the Nance appliance for space maintenance. *Pediatr Dent*. 2007;29(3):235–8.
168. Lai L, Huang C, Zhou F, Xia F, Xiong G. Finite elements analysis of the temporomandibular joint disc in patients with intra-articular disorders. *BMC Oral Health*. 2020 Dec 30;20(1):93.
169. Hong HR, Pae A, Kim Y, Paek J, Kim HS, Kwon KR. Effect of implant position, angulation, and attachment height on peri-implant bone stress associated with mandibular two-implant overdentures: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(5):e69-76.
170. Prabhakar A, Chakraborty A, Nadig B, Yavagal C. Finite element stress analysis of restored primary teeth: A comparative evaluation between stainless steel crowns and preformed zirconia crowns. *International Journal of Oral Health Sciences*. 2017;7(1):10.

171. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(4):391–8.
172. Knop L, Gandini Jr. LG, Shintcovsk RL, Gandini MREAS. Scientific use of the finite element method in Orthodontics. *Dental Press J Orthod*. 2015 Apr;20(2):119–25.
173. Anami LC, Lima JM da C, Corazza PH, Yamamoto ETC, Bottino MA, Borges ALS. Finite Element Analysis of the Influence of Geometry and Design of Zirconia Crowns on Stress Distribution. *Journal of Prosthodontics*. 2015 Feb 27;24(2):146–51.
174. Prabhakar A, Yavagal C, Chakraborty A, Sugandhan S. Finite Element Stress Analysis of Stainless Steel Crowns. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*. 2015;33(3):183.
175. Castelo PM, Pereira LJ, Bonjardim LR, Gavião MBD. Changes in bite force, masticatory muscle thickness, and facial morphology between primary and mixed dentition in preschool children with normal occlusion. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger*. 2010 Feb;192(1):23–6.
176. Rentes AM, Gavião MBD, Amaral JR. Bite force determination in children with primary dentition. *J Oral Rehabil*. 2002 Dec 11;29(12):1174–80.
177. Kamegai T. A determination of bite force in northern Japanese children. *The European Journal of Orthodontics*. 2005 Feb 1;27(1):53–7.
178. Mountain G, Wood D, Toumba J. Bite force measurement in children with primary dentition. *Int J Paediatr Dent*. 2011 Mar 20;21(2):112–8.
179. BAKKE M, HOLM B, JENSEN BL, MICHLER L, MÖLLER E. Unilateral, isometric bite force in 8-68-year-old women and men related to occlusal factors. *Eur J Oral Sci*. 1990 Apr;98(2):149–58.
180. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent*. 2005 Oct;94(4):321–9.
181. Demirel A, Bezgin T, Sarı Ş. Effects of Root Maturation and Thickness Variation in Coronal Mineral Trioxide Aggregate Plugs Under Traumatic Load on Stress Distribution in Regenerative Endodontic Procedures: A 3-dimensional Finite Element Analysis Study. *J Endod*. 2021 Mar;47(3):492-499.e4.
182. Demirel A, Sarı Ş. Are Increased Masticatory Forces Risk for Primary 2nd Molars without Successors? A 3D FEA Study. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2019 Jan 1;43(1):64–8.
183. Li L li, Wang Z yi, Bai Z cheng, Mao Y, Gao B, Xin H tao, et al. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chin Med J (Engl)*. 2006 Feb 20;119(4):305–11.
184. Guler MS, Guler C, Belduz Kara N, Odabasi D, Bekci ML. The stress distribution of a primary molar tooth restored with stainless steel crown using different luting cements. *BMC Oral Health*. 2024 Feb 23;24(1):269.

185. Geetha M, Singh AK, Asokamani R, Gogia AK. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review. *Prog Mater Sci.* 2009 May;54(3):397–425.
186. Aktaş N, Atabek D. Fracture Resistance of Space Maintainers Produced Using 3D Printable Materials. *Eur J Paediatr Dent.* 2024 Dec 1;25(4):266–70.
187. Arm design of band and loop space maintainer affects its longevity: a patient-specific finite element study. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry.* 2024;48(1):171.



## 8. EKLER

### EK 1: Etik Kurul Onayı

Evrak Tarih ve Sayısı: 25.02.2025-22737



T.C.  
İSTANBUL SAĞLIK VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ  
Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu



Sayı : E-28830459-020-22737  
Konu : Prof.Dr.Ceyhan ALTUN (Berna GÜR)  
Etik Kurul Onayı

Sayın Prof. Dr. Ceyhan ALTUN

İstanbul Sağlık ve Teknoloji Üniversitesi Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Kuruluna yapmış olduğunuz başvurunuz incelenmiş olup, "**3 Boyutlu Dijital Tasarım Programları ile Tasarlanan Farklı Fiziksel Parametrelere Sahip Sabit Bant-loop Yer Tutucuların Sonlu Elemanlar Analizi Metoduyla Kıyaslanması**" başlıklı araştırmanız kurulumuzun 05.02.2025 tarihli 2025/03 sayılı toplantısında görüşülerek 2025/03-08 karar numarası ile etik yönden uygun bulunmuştur.

Bilgilerinize arz ederim.

Dr. Öğr. Üyesi Yeşin ÜRESİN  
Etik Kurul Başkanı

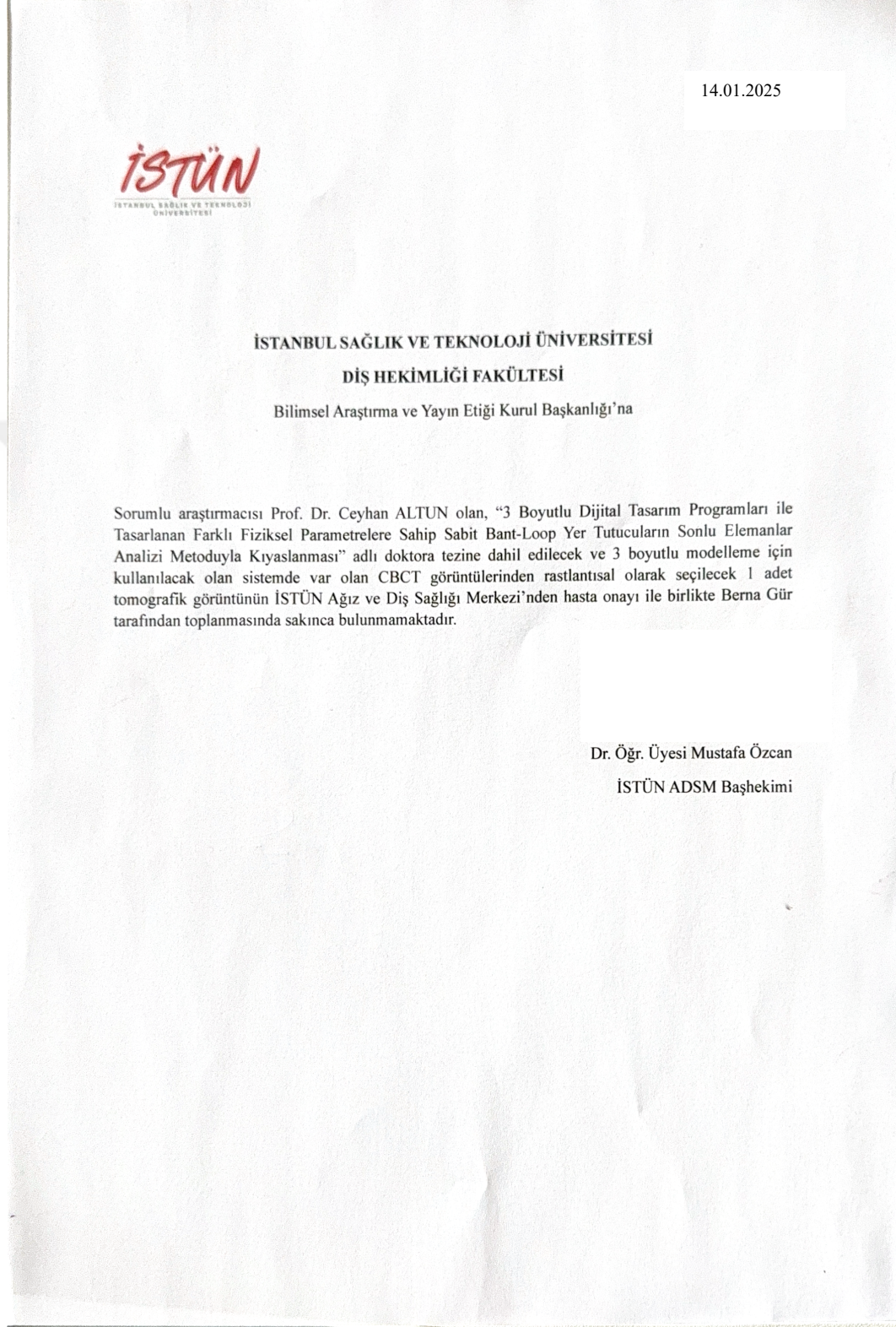
Belge Doğrulama Kodu :BSR057J2B  
Adres : Örnektepe Mahallesi İmrahor Caddesi No:82 34445 Beyoğlu-İstanbul  
Telefon : 444 3 788  
Web : www.istun.edu.tr e-Posta : info@istun.edu.tr  
Kep Adresi : istun@hs02.kep.tr

Belge Takip Adresi : <https://www.turkiye.gov.tr/istun-ebys>

Bilgi için : Aylın SUCU  
Unvanı : Etik Kurul Sekreteri  
Tel No : 0 536 227 32 46  
e-Posta : aylin.sucu@istun.edu.tr



**EK 2: Kurum izni**



## EK 3: Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

Ek-2



T.C.

### İSTANBUL SAĞLIK VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ BİLİMSEL ARAŞTIRMA VE YAYIN ETİĞİ KURULU BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ ONAM FORMU

Sayın gönüllü adayı/gönüllü aday yasal temsilcisi,

Sizi, İSTÜN Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilecek olan '3 Boyutlu Dijital Tasarım Programları ile Tasarlanan Farklı Fiziksel Parametrelere Sahip Sabit Bant-loop Yer Tutucuların Sonlu Elemanlar Analizi Metoduyla Kıyaslanması' başlıklı araştırmaya davet etmekteyiz. Bu araştırmanın amacı 3 boyutlu dijital tasarım programlarda tasarlanıp üretilen sabit yer tutucuların (bant loop) ideal fiziksel özelliklere sahip olabilmesi için veriler elde etmektir. Bandın kalınlığı, yüksekliği, dişe göre konumu gibi parametreler incelenecektir. Böylece araştırmanın sonuçları değerlendirilip ideal fiziksel parametrelere sahip sabit bant looplar üretilerek sabit bant loopların uzun dönem başarısını arttırmak amaçlanmaktadır. Araştırmanın yaklaşık 1 katılımcı ile gerçekleştirilmesi planlanmış olup 6 ay süresince devam etmesi planlanmaktadır. Sizlerin, araştırmamızda kullanabilmemiz için yalnızca sistemde var olan CBCT görüntünüzün çalışmamızda yer alabileceğine dair bir onam formu doldurmanız için toplamda 15 dakika ayırmanız yeterlidir.

İlgili araştırmanın gönüllülere herhangi bir risk oluşturacak durumu bulunmamaktadır.

Araştırmada toplanan veriler bilimsel amaçlar doğrultusunda kullanılacaktır. Sizden elde edilen bilgiler (ses, fotoğraf, görüntü kaydı vb.) gizli tutulacak, araştırma yayınlandığında da varsa kimlik bilgilerinizin gizliliği korunacaktır. İstemeniz halinde sizden toplanan verileri inceleme hakkınız bulunmaktadır. Sizden toplanan veriler bilgisayar ortamında korunacak olup çalışma bitiminde arşivlenecek veya imha edilecektir. Çalışmaya katılımınız gönüllülük esasına dayanmaktadır. Araştırmada yer almayı reddedebilirsiniz ya da katılımınız sırasında herhangi bir sebepten rahatsızlık hissederseniz istediğiniz zaman ayrılabilirsiniz. Çalışmadan ayrılmanız durumunda sizden toplanan veriler çalışmadan çıkarılacak ve imha edilecektir. Çalışmaya katılmama, çalışmadan çıkma veya çıkarılma durumlarında herhangi bir ceza ya da yararınıza olan hakların kaybı söz konusu olmayacaktır.

Çalışma ile ilgili herhangi bir sorun yaşamanız veya bilgi edinmek istemeniz durumunda sorumlu araştırmacı ile iletişim kurabilirsiniz.

Gönüllü katılım formunu okumak ve değerlendirmek üzere ayırdığımız zaman için teşekkür ederim.

**Sorumlu araştırmacı:**

Prof. Dr. Ceyhan Altun

Dt. Berna Gr

Öğr. Gör. Osman Koç

**RIZA / ONAY / ONAM**

Bu çalışmayla ilgili tarafıma yazılı ve sözlü olarak sunulan tüm açıklamaları anladım. Çalışmadan istediğim zaman ayrılabilceğim ve bu durumda şahsımla ilgili verilerin kullanılmayacağı hakkında bilgilendirildim. Çalışmaya katılmayı isteyip istemediğim konusunda karar vermem için yeterince zaman tanındı. Bu doğrultuda çalışma kapsamında elde edilen şahsıma ait verilerin bilimsel amaçlarla anonimleştirilerek kullanılmasını, yayınlanmasını hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın tamamen kendi rızamla katılmayı (ocuğumun/vasimin bu çalışmaya katılmasını) kabul ediyorum.

*(Lütfen bu formu kendi el yazınızla doldurup imzaladıktan sonra veri toplayan kişiye teslim ediniz. Talep etmeniz durumunda bu formun bir nüshası tarafınıza verilecektir.)*

**Gönüllünün-Velayet veya vesayet altında bulunanlar için veli veya vasisinin:**

Ad-soyad:

Tarih:

İletişim no:

İmza:

## 9. ÖZGEÇMİŞ

1. Adı Soyadı : Berna GÜR

2. Doğum Tarihi :

3. Unvanı :

4. Öğrenim Durumu: Lisansüstü

Derece	Alan	Üniversite	Yıl
Lisans	Diş Hekimliği	İstanbul Üniversitesi	2020
Doktora	Pedodonti	İstanbul Sağlık ve Teknoloji Üniversitesi	2021-Halen