

T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

DENTAL ANOMALİYE SAHİP OLAN DAİMİ SANTRAL DİŞE
FARKLI YÖNLERDEN GELEN KUVVETLERİN YARATTIĞI
ETKİNİN SONLU ELEMANLAR ETKİ ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Çise Dolunay USLU ŞENER

Çocuk Diş Hekimliği Ana Bilim Dalı
Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı
Doç. Dr. Ayça KURT

RİZE-2025

T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

DENTAL ANOMALİYE SAHİP OLAN DAİMİ SANTRAL DİŞE
FARKLI YÖNLERDEN GELEN KUVVETLERİN YARATTIĞI
ETKİNİN SONLU ELEMANLAR ETKİ ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Çise Dolunay USLU ŞENER

Çocuk Diş Hekimliği Ana Bilim Dalı
Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı
Doç. Dr. Ayça KURT

RİZE-2025

KABUL ve ONAY

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalında, Doç. Dr. Ayça KURT danışmanlığında, Çise Dolunay USLU ŞENER tarafından hazırlanan Dental Anomaliye Sahip Olan Daimi Santral Diş Farklı Yönlerden Gelen Kuvvetlerin Yarattığı Etkinin Sonlu Elemanlar Etki Analizi ile Değerlendirilmesi adlı bu tez çalışması 30.05.2025 tarihinde yapılan savunma sınavı sonucu oy birliğiyle başarılı bulunmuş ve jürimiz tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Unvan, Adı Soyadı

Başkan

: Doç. Dr. Yıldırım ERDOĞAN

Üye

: Doç. Dr. Ayça KURT

Üye

: Doç. Dr. Sema AYDINOĞLU

ETİK BEYAN

Çocuk Diş Hekimliği Programından mezun olmak üzere teslim ettiğim “Dental Anomaliye Sahip Olan Daimi Santral Dişe Farklı Yönlerden Gelen Kuvvetlerin Yarattığı Etkinin Sonlu Elemanlar Etki Analizi ile Değerlendirilmesi” adlı tezim, bilim ve araştırma etiği prensiplerine riayet edilerek tarafımdan yazılmıştır.

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında:

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmasında yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu, bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Çise Dolunay USLU ŞENER

30.05.2025

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bilgi ve deneyimleriyle, sahip olduğu akademik vizyon ve yol gösterici tutumuyla bana rehberlik eden, saygıdeğer hocam ve tez danışmanım Doç. Dr. Ayça KURT'a,

Uzmanlık eğitimim süresince gerek klinik gerek akademik bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım, değerli hocam Doç. Dr. Sema AYDINOĞLU'na ve bölümümüzün değerli hocaları Öğr. Gör. İrem OKUMUŞ ve Öğr. Gör. Sena SAKIN ULUBAY'a,

Uzmanlık eğitimimin ilk yarısını tamamladığım, Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ndeki çok kıymetli hocalarım Prof. Dr. Çiğdem GÜLER, Prof. Dr. Nihal BELDÜZ KARA, Doç. Dr. Hüseyin ŞİMŞEK ve klinik dışında da bana kattığı değerlerle üzerimde büyük emeği olan Dr. Öğr. Üyesi Didem ODABAŞI'na,

Beraber çalışmaktan çok keyif aldığım değerli eş kıdemlilerim Hande KABASAKAL, Şeyma LÖK, Gizem AKÇAY ve tüm çalışma arkadaşlarıma,

Asistanlık yolumu anlamlı kılan, karşılaştığımız tüm zorlukların üstesinden beraber geldiğimiz, uzmanlık eğitimimin hayatıma kattığı en büyük değerler Sibel ARSLAN KAYAALTI ve Gamzenur GÜNEŞ'e,

Attığım ilk adımdan itibaren her adımda arkamda olan, bana olan sonsuz güvenleri ve sevgileriyle yolumu aydınlatan, kızları olmaktan gurur duyduğum biricik annem Fatma USLU ve biricik babam Nevzat USLU'ya,

Hayatıma girdiği günden beri en büyük destekçim olan, karşılaştığım tüm zorluklarda bana kendimden çok inanan, sevgisiyle sarıp sarmalayan, en büyük şansım eşim Aykut ŞENER'e

Bu çalışmada TSA 2024-1696 nolu proje desteği ile maddi olarak destek veren Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne,

Sonsuz sevgi ve teşekkürlerimi sunarım

Dt. Çise Dolunay USLU ŞENER

İÇİNDEKİLER

KABUL ve ONAY	
ETİK BEYAN	I
TEŞEKKÜR.....	II
İÇİNDEKİLER.....	III
ÖZET	VII
ABSTRACT	VIII
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	IX
TABLolar DİZİNİ.....	X
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	XI
1.GİRİŞ.....	1
2.GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dental Anomaliler	4
2.1.1. Genetik Faktörler.....	4
2.1.2. Konjenital Faktörler.....	5
2.1.3. Edinsel Faktörler	5
2.2. Gelişimsel Dental Anomaliler	6
2.2.1. Şekil Anomalileri.....	8
2.2.1.1. Talon Tüberkülü Şekil Anomalisi.....	8
2.3. Travmatik Dental Yaralanmalar.....	12

2.3.1. Travmatik Dental Yaralanmaların Etiyolojisi ve Prevalansı.....	12
2.3.2 Travmatik Dental Yaralanmaların Patofizyolojisi	15
2.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri	17
2.4.1. Dental Travmaların Değerlendirilmesinde Stres Analiz Yöntemlerinin Önemi.....	19
2.5. Sonlu Elemanlar Etki Analizi	20
2.6. SEEA ile İlgili Temel Kavramlar.....	23
2.6.1. Kuvvet	23
2.6.2. Stres (Gerilim)	23
2.6.3. Von Mises Stresi	25
2.6.4. Gerinim (Strain).....	25
2.6.5. Elastisite Modülü (Young Modülü).....	26
2.6.6. Poisson Oranı.....	26
2.7. SEEA'nın Uygulama Aşamaları.....	27
2.7.1. İncelenecek Yapının Modelinin Elde Edilmesi	27
2.7.2 Verilerin Yazılım Programına Yüklenmesi ve Analizi	29
2.7.3 Analizin Çözümlemesi	30
2.8. SEEA'nın Avantaj ve Dezavantajları	31
3. GEREÇ ve YÖNTEM	33
3.1. Üç Boyutlu Katı Modelin Oluşturulması	34
3.2. Ağ Yapısının Oluşturulması.....	36

3.3. Malzeme Özelliklerinin Programa Aktarılması.....	37
3.4. Sınır ve Yükleme Koşulları	38
3.5. Sonuçların Değerlendirilmesi.....	39
4.BULGULAR	41
4.1. Yatay Yönde Kuvvet Uygulandığında Oluşan Stres Dağılımı	41
4.1.1. Yatay Yönde Uygulanan Kuvvet Sonucu Alveoler Kemikte Oluşan Stres Dağılımı	43
4.1.2 Yatay Yönde Uygulanan Kuvvet Sonucu Normal Morfolojideki Dişte Oluşan Stres Dağılımı.....	44
4.1.3 Yatay Yönde Uygulanan Kuvvet Sonucu Talon Tüberküllü Dişte Oluşan Stres Dağılımı.....	45
4.2. Dikey Yönde Kuvvet Uygulandığında Oluşan Stres Dağılımı.....	46
4.2.1. Dikey Yönde Uygulanan Kuvvet Sonucu Alveoler Kemikte Oluşan Stres Dağılımı	48
4.2.2. Dikey Yönde Uygulanan Kuvvet Sonucu Normal Morfolojideki Dişte Oluşan Stres Dağılımı.....	49
4.2.3. Dikey Yönde Uygulanan Kuvvet Sonucu Talon Tüberküllü Dişte Oluşan Stres Dağılımı.....	50
4.3. Yatay Yönde Kuvvet Uygulandığında Oluşan Deformasyon Bölgeleri ...	51
4.3.1. Yatay Yönde Uygulanan Kuvvet Sonucu Alveoler Kemikte Oluşan Deformasyon Bölgeleri.....	53
4.3.2. Yatay Yönde Uygulanan Kuvvet Sonucu Normal Morfolojideki Dişte Oluşan Deformasyon Bölgeleri	55

4.3.3. Yatay Yönde Uygulanan Kuvvet Sonucu Talon Tüberküllu Dişte Oluşan Deformasyon Bölgeleri	56
4.4 Dikey Yönde Kuvvet Uygulandığında Oluşan Deformasyon Bölgeleri ...	57
4.4.1. Dikey Yönde Uygulanan Kuvvet Sonucu Alveoler Kemikte Oluşan Deformasyon Bölgeleri.....	59
4.4.2. Dikey Yönde Uygulanan Kuvvet Sonucu Normal Morfolojideki Dişte Oluşan Deformasyon Bölgeleri	60
4.4.3. Dikey Yönde Uygulanan Kuvvet Sonucu Talon Tüberküllu Dişte Oluşan Deformasyon Bölgeleri	61
5. TARTIŞMA.....	63
6.SONUÇ ve ÖNERİLER.....	75
KAYNAKLAR.....	77
EKLER	92
EK-1. Öz Geçmiş	92
EK-2. Etik Kurul Onay Formu	93
EK-3. Dekanlık İzin Belgesi.....	94
EK-4. İntihal Raporu	95

ÖZET

Dental Anomaliye Sahip Olan Daimi Santral Diş Farklı Yönlerden Gelen Kuvvetlerin Yarattığı Etkinin Sonlu Elemanlar Etki Analizi ile Değerlendirilmesi

Amaç: Bu çalışmada, SEEA kullanılarak talon tüberkülü şekil anomalisine sahip daimi santral diş farklı yönlerden uygulanan travmatik kuvvetlerin diş ve çevre kemik dokuda oluşturduğu stres ve deformasyonların belirlenmesi, travmanın anomali olan ve anomali olmayan normal morfolojideki simetrik sağlıklı diş üzerindeki biyomekanik etkilerinin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi amaçlandı.

Gereç ve Yöntem: Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda, sistemik olarak sağlıklı, 6–14 yaş aralığındaki çocuk hastalara ait CBCT görüntüleri incelendi. Daimi santral dişinin birinde talon tüberkülü şekil anomali olan, simetrik santral dişin normal morfolojide olduğu vaka çalışmaya dahil edildi. CBCT görüntüleri bilgisayar programına aktarılıp SEEA'da kullanılmak üzere üç boyutlu dijital model elde edildi. Travmatik kuvveti simüle etmek için 10 mm yarıçapındaki çelik bir bilye, dişlere bukkal yüzey ve insizal kenardan 10 m/s hızla çarpıtılarak oluşan stres ve deformasyonlar analiz edildi. Stres dağılımları von Mises stres değerleri esas alınarak; deformasyonlar ise maksimum toplam deformasyon değerlerine göre değerlendirildi.

Bulgular: Uygulanan travma simülasyonları sonucunda tüm modellerde insizal kenardan dikey yönde uygulanan darbenin, bukkal yüzden yatay yönde uygulanan darbeye kıyasla belirgin farkla daha fazla stres ve deformasyona neden olduğu gözlemlendi. Tüm modeller arasında hem stres hem de deformasyonda görülen en büyük değer talon tüberkülü olan dişte bulundu.

Sonuç: Mevcut çalışma sonuçlarımız travma karşısında dişin geometrik yapısının da kuvvetin yönü ve büyüklüğü kadar önemli bir parametre olduğunu ortaya koymuştur. Anomali olan dişteki stres ve deformasyon değerleri tüm modeller arasında en yüksek değeri göstermiştir. Şekil anomalisinin stres ve deformasyon dağılımları üzerinde anlamlı fark yarattığı görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Dental travma, Diş anomalileri, Sonlu elemanlar etki analizi, Talon tüberkülü

ABSTRACT

Evaluation of the Effects of Forces Applied from Different Directions on a Permanent Central Incisor with Dental Anomaly Using Finite Element Analysis

Aim: This study aimed to evaluate, using Finite Element Analysis (FEA), the stress and deformation patterns in a permanent maxillary central incisor with a talon cusp anomaly subjected to traumatic forces from different directions, and to compare the biomechanical responses of this anomalous tooth with a symmetrically positioned, morphologically normal central incisor.

Material and Method: CBCT images of systemically healthy pediatric patients aged 6–14 were reviewed at the Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Faculty of Dentistry, Recep Tayyip Erdoğan University. A case was selected in which one permanent central incisor presented with a talon cusp anomaly while the contralateral tooth exhibited normal morphology. CBCT data were transferred to software to generate a three-dimensional digital model for FEA. To simulate trauma, a 10 mm-radius steel sphere was projected at the buccal surface and incisal edge of the tooth at a velocity of 10 m/s. Resulting stress distributions were assessed based on von Mises stress values, and deformations were evaluated using maximum total deformation.

Results: Across all models, vertically applied forces to the incisal edge caused significantly greater stress and deformation than horizontally applied forces to the buccal surface. The highest stress and deformation values were observed in the tooth with the talon cusp anomaly.

Conclusion: The results of this study demonstrate that the geometric morphology of a tooth is as critical as the direction and magnitude of applied force in determining the biomechanical response to trauma. The presence of a talon cusp significantly increased stress and deformation values, indicating that shape anomalies can meaningfully alter the distribution of traumatic forces in dental and surrounding bone structures.

Keywords: Dental trauma, Dental anomalies, Finite element analysis, Talon cusp

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

ark.	: Arkadaşları
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
DICOM	: Digital Imaging and Communications In Medicine
GB	: Gigabayt
GHz	: Gigahertz
CBCT	: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
kVp	: Kilovolt peak
MR	: Manyetik Rezonans
MPa	: Megapaskal
mm	: Milimetre
µm	: Mikrometre
mA	: Miliamper
m/s	: Metre/saniye
N	: Newton
N/m ²	: Newton/metrekaare
N/mm ²	: Newton/milimetrekare
Pa	: Paskal
PDL	: Periodontal Ligament
SI	: Uluslararası Birim Sistemi
SEEA	: Sonlu Elemanlar Etki Analizi
%	: Yüzde

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2. 1. Neville'in gelişimsel dental anomali sınıflaması	7
Tablo 3. 1. Çalışmada kullanılan materyallerin elastik modül ve Poisson oranları	38
Tablo 4. 1. Yatay yönde uygulanan kuvvet sonucunda modellerde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri(MPa)	41
Tablo 4. 2. Dikey yönde uygulanan kuvvet sonucunda modellerde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri(MPa)	46
Tablo 4. 3. Yatay yönde uygulanan kuvvet sonucunda modellerde oluşan maksimum total deformasyon değerleri(mm)	52
Tablo 4. 4. Dikey yönde uygulanan kuvvet sonucunda modellerde oluşan maksimum total deformasyon değerleri(mm)	57

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2. 1. Sıkışma-basma, uzama-çekme ve makaslama-kayma stresleri.	24
Şekil 2. 2. SEEA’da farklı boyutlarda ve sayıda düğüm içeren elemanlar.	28
Şekil 3. 1. Hastadan alınan tomografik kesit görüntüsü.	34
Şekil 3. 2. Segmantasyon sonrası oluşturulan üç boyutlu katı modeller: diş modellerinin labial ve palatinal görünümüleri (A ve B), alveoler kemik modeli (C), bütün yapının dijital modeli (D).	35
Şekil 3. 3. Modelin mesh yapısının görüntüsü.	37
Şekil 3. 4. Uygulanan travma senaryolarının yükleme yönlerine göre simülasyonları. .	39
Şekil 4. 1. Yatay yönde uygulanan kuvvetin oluşturduğu streslerin genel	42
Şekil 4. 2. Dişlerde oluşan streslerin bukkal yüzeyden genel görünümü	42
Şekil 4. 3. Dişlerde oluşan streslerin palatinal yüzeyden genel görünümü.	42
Şekil 4. 4. Alveoler kemikte oluşan streslerin frontal görüntüsü.....	43
Şekil 4. 5. Alveoler kemikte oluşan streslerin horizontal görüntüsü	43
Şekil 4. 6. Normal morfolojideki dişte oluşan streslerin bukkal yüzden görüntüsü.....	44
Şekil 4. 7. Normal morfolojideki dişte oluşan streslerin palatinal yüzden görüntüsü. ...	44
Şekil 4. 8. Talon tüberküllü dişte oluşan streslerin bukkal yüzden görüntüsü.	45
Şekil 4. 9. Talon tüberküllü dişte oluşan streslerin palatinal yüzden görüntüsü.....	45
Şekil 4. 10. Dikey yönde uygulanan kuvvetin oluşturduğu streslerin genel görünümü. 46	
Şekil 4. 11. Dişlerde oluşan streslerin bukkal yüzeyden genel görünümü.	47
Şekil 4. 12. Dişlerde oluşan streslerin palatinal yüzeyden genel görünümü.	47
Şekil 4. 13. Alveoler kemikte oluşan streslerin frontal görüntüsü.....	48
Şekil 4. 14. Alveoler kemikte oluşan streslerin horizontal görüntüsü.	48
Şekil 4. 15. Normal morfolojideki dişte oluşan streslerin bukkal yüzden görüntüsü.....	49
Şekil 4. 16. Normal morfolojideki dişte oluşan streslerin palatinal yüzden görüntüsü. .	49
Şekil 4. 17. Talon tüberküllü dişte oluşan streslerin bukkal yüzden görüntüsü.	50

Şekil 4. 18.	Talon tüberküllu dişte oluşan streslerin palatinal yüzden görüntüsü.....	50
Şekil 4. 19.	Modellerde oluşan stres grafiği	51
Şekil 4. 20.	Yatay yönde uygulanan kuvvetin oluşturduğu deformasyonların genel görünümü.	52
Şekil 4. 21.	Dişlerde oluşan deformasyonların bukkal yüzeyden genel görünümü.	52
Şekil 4. 22.	Dişlerde oluşan deformasyonların palatinal yüzeyden genel görünümü.....	53
Şekil 4. 23.	Alveoler kemikte oluşan deformasyonların frontal görüntüsü.	54
Şekil 4. 24.	Alveoler kemikte oluşan deformasyonların horizontal görüntüsü.	54
Şekil 4. 25.	Normal morfolojideki dişte oluşan deformasyonların bukkal yüzden görüntüsü.	55
Şekil 4. 26.	Normal morfolojideki dişte oluşan deformasyonların palatinal yüzden görüntüsü.	55
Şekil 4. 27.	Talon tüberküllu olan dişte oluşan deformasyonların bukkal yüzden görüntüsü.	56
Şekil 4. 28.	Talon tüberküllu olan dişte oluşan deformasyonların palatinal yüzden görüntüsü.	56
Şekil 4. 29.	Dikey yönde uygulanan kuvvetin oluşturduğu deformasyonların genel görünümü.	57
Şekil 4. 30.	Dişlerde oluşan deformasyonların bukkal yüzeyden genel görünümü.	58
Şekil 4. 31.	Dişlerde oluşan deformasyonların palatinal yüzeyden genel görünümü.....	58
Şekil 4. 32.	Alveoler kemikte oluşan deformasyonların frontal görüntüsü.	59
Şekil 4. 33.	Alveoler kemikte oluşan deformasyonların horizontal görüntüsü.	59
Şekil 4. 34.	Normal morfolojideki dişte oluşan deformasyonların bukkal yüzden görüntüsü.	60
Şekil 4. 35.	Normal morfolojideki dişte oluşan deformasyonların palatinal yüzden görüntüsü	60
Şekil 4. 36.	Talon tüberküllu dişte oluşan deformasyonların bukkal yüzden görüntüsü.	61
Şekil 4. 37.	Talon tüberküllu dişte oluşan deformasyonların palatinal yüzden görüntüsü.	61
Şekil 4. 38.	Modellerde oluşan deformasyon grafiği.....	62



1.GİRİŞ

Dental anomaliler; dişlerin yapı, şekil, sayı, konum ve boyutlarında gözlenen normal gelişim sürecinden sapmalarla karakterize patolojik durumlardır. ¹ Diş gelişiminin tamamlanmasının ardından ortaya çıkan patolojiler “kazanılmış dental anomaliler” olarak adlandırılırken, dişlerin gelişim sürecinde meydana gelen patolojiler “gelişimsel dental anomaliler” şeklinde tanımlanmaktadır.²

Gelişimsel dental anomaliler genetik dizilimdeki bozulmalar sonucu kalıtsal olarak, fiziksel, kimyasal ve biyolojik etkenlerin dahil olduğu çevresel faktörlere bağlı olarak veya genetik ve çevresel faktörlerin etkileşimi sonucu ortaya çıkabilmektedir.^{3,4}

Gelişimsel dental anomaliler çerçevesinde incelenen şekil anomalilerinden biri olan talon tüberkülü; kesici dişlerin palatinal/lingual yüzeyinde singulumdan insizal kenara doğru uzanan, mine, dentin ve bazen pulpa uzantısı içeren aksesuar bir tüberkül olarak tanımlanmaktadır.⁵ Nadir olarak görülen bir anomalidir, literatürde Türk popülasyonunda görülme sıklığı %1,2 olarak bildirilmiştir.⁶ Bu anomali, daimi dişlenme döneminde ve çeneler arasında da maksillada daha yaygın görülmektedir. En sık etkilenen diş maksiller lateral kesici olup, bunu sıklık açısından santral kesici diş takip etmektedir.^{5,7}

Travmatik diş yaralanmaları, çocukluk döneminde yaygın olarak karşılaşılan ve çocukların yaşam kalitesini olumsuz yönde etkileyen küresel bir toplum ağız-diş sağlığı sorunudur.⁸ Travmaya maruz kalan dişlerin prognozu açısından erken ve doğru müdahale büyük önem taşımaktadır. Bu durum ise estetik, fonksiyonel, ekonomik, sosyal ve

psikolojik açıdan çeşitli olumsuz sonuçlar doğurabilmektedir. Gecikmiş ya da hatalı tedavi yaklaşımları, prognozu olumsuz etkileyerek diş kaybına neden olabilir; bu durum ise estetik, fonksiyonel, ekonomik, sosyal ve psikolojik açıdan çeşitli olumsuz sonuçlar doğurabilir.⁹

Dişler ve dentoalveoler dokular, travmatik kuvvetler karşısında çeşitli yüklere maruz kalmaktadır, travmaların biyomekanik özellikleri ve çevre dokular üzerindeki etkileri, vakaya özgü değişkenlikler nedeniyle kesin olarak tanımlanamamaktadır.¹⁰ Travmatik dental yaralanmaların yıkıcılığını belirleyen ve bu durumu biyomekanik açıdan karmaşık hale getiren çeşitli faktörler bulunmaktadır. Gelen kuvvetin büyüklüğü ve yönü, kuvvetin nereye geldiği, çarpan cismin şekli ve esnekliği ile diş ve çevre dokuların direnci bu faktörler arasında yer alır.¹¹ Travmanın dentoalveolar yapı üzerindeki etkisini doğru değerlendirebilmek ve uygun tedavi planlaması yapabilmek için travmatik kuvvetlerin diş ve dokularda oluşturduğu stres dağılımının detaylıca incelenmesi gerekmektedir.¹²

Travmaya uğramış bir dokunun maruz kaldığı kuvvetlere karşı biyomekanik davranışını doğrudan deneysel yöntemlerle değerlendirmek, etik sınırlamalar nedeniyle mümkün değildir.¹³ Bu nedenle, stres analizlerinin canlı dokuların özelliklerini yansıtan temsili modeller üzerinde gerçekleştirilmesi daha uygulanabilir bir yaklaşımdır.

Bu noktada sonlu elemanlar etki analizi (SEEA) bu tür araştırmalar yapmayı mümkün kılmaktadır. Bu analiz yöntemi incelenmek istenen yapının veya canlı dokuya ait bir bölgenin gerçeğe uygun dijital modelinin bilgisayar ortamında oluşturulmasını sağlamaktadır.¹⁴ Bu model üzerinden, travma gibi doğada gerçekleşen fiziksel bir olayın dijital ortamda simülasyonunu yaparak ilgili sistemlerin yapısal ve mekanik davranışlarının öngörülmesini mümkün hale getirmektedir.¹⁵

Bu çalışmada, deneysel yöntemlerin tařıdđđ sınırlamalar nedeniyle SEEA kullanarak, talon tüberkülü şekil anomalisine sahip daimi santral diş dental travmanın oluşturduğu travmatik kuvvetlerin, diş ve evre kemik dokularda meydana getirdiđđ stres ve deformasyonların detaylı biçimde analiz edilmesi travmanın anomalisi olan ve anomalisi olmayan normal morfolojideki simetrik sağlıklı diş üzerindeki biyomekanik etkilerinin karřılařtırılmalđ olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Mevcut alışma için “H0: Travmatik kuvvet uygulaması sonrasında oluşan stres ve deformasyon değerleri, talon tüberkülü şekil anomalisi bulunan diş ile normal morfolojiye sahip diş arasında anlamlı bir farklılık oluşturmaz.” ve “H1: Talon tüberkülü şekil anomalisi varlıđđ travmatik kuvvet uygulaması sonrasında oluşan stres ve deformasyon değerlerinde anlamlı bir fark oluşturur.” hipotezleri kurulmuştur.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Anomaliler

Diş oluşumu süreci, prenatal dönemden başlayarak gelişim süreci boyunca ve postnatal dönemde çeşitli faktörlerin etkisiyle bozulabilmektedir. Bu faktörlerin etki ettiği zaman ve maruziyet sürelerine bağlı olarak dişlerde çeşitli patolojik değişiklikler ortaya çıkabilmekte; oluşan bu patolojik değişiklikler de “dental anomaliler” olarak adlandırılmaktadır.¹⁶

Dental anomaliler diş veya dişlerin şekli, konumu, boyutu, sayısı ve yapısında normalden belirgin farklılıklar gözlenmesine sebep olan malformasyonlardır.¹ Bu anomalilerin oluşumunda genetik, konjenital ve edinsel faktörler birlikte ya da ayrı ayrı etkili olabilmektedir.¹⁷

2.1.1. Genetik Faktörler

Diş oluşumu, moleküler düzeyde son derece düzenli, sıkı bir şekilde koordine edilen ve binlerce genin yer aldığı karmaşık bir olaylar dizisini içermektedir. Bu genlerin birçoğunun dişlerin gelişimsel defektleriyle ilişkili olduğu bilinmektedir.¹⁸

Genetik etkenler sonucunda, genom diziliminde meydana gelen varyasyonlar ve mutasyonlar, dişlerin morfolojik özelliklerinde ve yapısal içeriğinde değişikliklere yol açarak anomalilerin oluşmasına neden olmaktadır.¹⁹

MSX1 ve AXIN2 gibi erken diş gelişiminde rol oynayan genlerin diş eksiklikleri ve yarık damak ile ilişkili olduğu bilinmektedir. Mine oluşumunda görev alan AMELX, ENAM, MMP20 ve KLK4 genlerinde meydana gelen mutasyonlar, amelogenezis imperfekta ile ilişkilendirilirken; dentin matriksinin oluşumunda kritik rol oynayan DSPP

genindeki mutasyonlar ise dentinogenezis imperfekta ve dentin displazisi gibi anomalilerin etiolojisinde önemli bir yer tutmaktadır.^{20,21}

2.1.2. Konjenital Faktörler

Doğum öncesi (prenatal) dönem ile doğum esnasında ortaya çıkan etkenler, konjenital bozuklukların oluşumunda rol oynamaktadır. Bu etkenler bazı durumlarda genetik dizilimle ilişkili olmakla birlikte; maternal dehidrasyon, viral enfeksiyonlar, gebelik süresince kullanılan ilaçlar, yetersiz beslenme, düşük doğum ağırlığı ve prematüre doğum gibi genetik temele dayanmayan faktörlerden de kaynaklanabilir.^{22,23} Bu nedenle, her konjenital bozukluğun mutlaka genetik bir temele sahip olması gerekmemektedir.

2.1.3. Edinsel Faktörler

Hücrel olaylar ve süreçler, çevresel stres faktörlerine karşı duyarlıdır ve bu durum hücre ve doku fonksiyonlarında değişimlere yol açarak çeşitli dental defektlerin gelişimine neden olabilmektedir.¹⁸ Diş oluşumunun tamamlanmasının ardından ortaya çıkan çevresel etkenlere bağlı bozukluklar ise edinsel faktörler kapsamında değerlendirilmektedir. Bu faktörler arasında metabolik hastalıklar, Turner hipoplazisine neden olan lokal enfeksiyonlar veya sistemik enfeksiyonlar, ilaç kullanımı, kimyasal madde maruziyeti ve aşırı florür alımı gibi etmenler yer almaktadır.^{19,24}

Dental anomaliler, dişlerin yapısal bütünlüğü ve işlevsel uyumunu etkileyerek çeşitli bozukluklara yol açmakta; bu durum hem estetik hem de fonksiyonel açıdan önemli sorunlara neden olabilmektedir. Özellikle dişlerde meydana gelen çapraşıklık, periodontal hastalıkların gelişimine zemin hazırlarken; diş deplasmanları, komşu dişlerde

kök rezorpsiyonları, süremeyip gömülü kalan dişler ve gecikmiş erüpsiyon gibi pek çok dental problemin ortaya çıkmasına da sebebiyet verebilmektedir.^{25,26}

Diş sayısı, morfolojisi ve konumundaki sapmalara sebep olan anomaliler maksiller ve mandibular ark uzunluğunda değişikliklere yol açmakta veya dişler arasındaki erken temasları tetikleyerek oklüzyon bozukluklarının gelişimine neden olmaktadır. Bu durum, ilerleyen dönemlerde eklem problemlerinin ortaya çıkmasına zemin hazırlamaktadır.^{27,28} Dental anomalilerin erken teşhisi, ilerleyen dönemlerde uygulanacak tedavi gereksinimlerinin azaltılması ve etkili tedavi planlaması açısından kritik bir öneme sahiptir.²⁹

Dental anomaliler, anomalinin meydana geliş zamanına göre; dişler henüz gelişim sürecindeyken meydana gelen bozukluklar “gelişimsel dental anomaliler” olarak adlandırılırken, diş oluşumu tamamlandıktan sonra ortaya çıkan bozukluklar “kazanılmış dental anomaliler” olarak değerlendirilmektedir.²

2.2. Gelişimsel Dental Anomaliler

Dental anomaliye sebep olan etkenin diş gelişimi öncesinde veya gelişim sırasında ortaya çıkmasıyla oluşan patolojiye gelişimsel dental anomaliler adı verilmektedir.¹⁶

Diş gelişimi, dental epitelyal hücreler ile nöral krestten türeyen mezenşimal hücreler arasındaki karmaşık etkileşim sonucunda gerçekleşmektedir. Bu etkileşimde meydana gelen aksaklıklar, normal odontogenezi bozarak gelişimsel anomalilerin ortaya çıkmasına yol açmaktadır.^{30,31}

Gelişimsel anomaliler, diş gelişiminin özellikle morfodiferansiyasyon veya histodiferansiyasyon safhalarında, genetik ve çevresel etkenlerin sonucu olarak ortaya

çıkabilmektedir.³² Sayı, şekil ve boyut anomalileri, diş gelişiminin morfodiferansiyasyon safhasındaki bozukluklara bağlı olarak ortaya çıkarken, yapı anomalileri histodiferansiyasyon safhasında meydana gelen aksaklıklarla ilişkilendirilmektedir.^{4,33}

Bu anomaliler yıllar içerisinde farklı yazarlar tarafından sınıflandırılmıştır. Günümüze yaklaştıkça bu sınıflamalar daha ayrıntılı hale gelmiş ve alt başlıklar altında yer alan anomaliler daha kapsamlı bir şekilde ele alınmıştır.

Tablo 2. 1. Neville'in gelişimsel dental anomali sınıflaması³⁴

Sayı Anomalileri	Boyut Anomalileri	Şekil Anomalileri	Yapı Anomalileri
Hiperdonti	Mikrodonti	Geminasyon	Amelogenezis
Hipodonti	Makrodonti	Füzyon	İmperfekta
Anadonti		Konkresens	Dentinogenezis
Oligodonti		Aksesuar Tüberküller	İmperfekta
		• Carabelli Tüberkülü	Tip I Dentinal Displazi
		• Talon Tüberkülü	
		• Dens Evajinatus	Tip II Dentinal Displazi
		Dens İnvajinatus	
		Ektopik Mine	Rejyonel Odontodisplazi
		Taurodontizm	
		Hipersementoz	
		Aksesuar Kökler	
		Dilaserasyon	
		Globodonti	
		Lobodonti	

2.2.1. Şekil Anomalileri

Şekil anomalileri, diş gelişiminin morfolojik diferansiyasyon aşamasında meydana gelen malformasyonlara bağlı olarak gelişmektedir. Dişlerin normal morfolojisinden sapmasına neden olan bu durum, tek bir diş etkileyebileceği gibi birden fazla diş grubunu da kapsayabilir; dişin yalnızca kron veya kök bölgesini etkileyen parsiyel formda ya da tüm diş etkileyen total formda ortaya çıkabilir.^{35,36} Bu anomaliler farklı morfolojik varyasyonlar şeklinde kendini göstermekte; dişler kama, bıçak ucu, çivi, balık diş, silindir, fiç, T veya Y gibi çeşitli formasyonlar sergileyebilmektedir.³⁷

Bu anomalilerinin oluşumunda genetik ve internal faktörlerin rol oynadığı bilinmektedir. Down sendromu, ektodermal displazi, kondro ektodermal displazi ve Goltz sendromu gibi genetik hastalıkların yanı sıra; hipotiroidizm ve konjenital hipopitüitarizm gibi endokrin bozuklukların bu anomalilerin gelişiminde etkili olduğu, osteodistrofi ve dudak damak yarığı gibi problemlere sahip bireylerde de sıkça görüldüğü vurgulanmaktadır.³⁸ Şekil anomalilerinin gelişiminde çevresel faktörlerin de önemli bir etkisi bulunmaktadır. Özellikle diş gelişimi sürecinde uygulanan radyoterapi, sitotoksik ilaç kullanımı ve geçirilen travmalar, bu anomalilerin ortaya çıkmasında rol oynayabilmektedir.^{35,37}

2.2.1.1. Talon Tüberkülü Şekil Anomalisi

Talon tüberkülü şekil anomalisi nadir görülen gelişimsel anomalilerden olup maksiller veya mandibular keser dişlerin palatinal/lingual yüzeyinde mine-sement birleşiminde yer alan aksesuar tüberkül olarak tanımlanmaktadır.⁵ Bu malformasyon ilk olarak Mitchell tarafından 1982 yılında tanımlanmış “boynuz benzeri şekle sahip, singulumdan kesici kenara doğru uzanan aksesuar tüberkül benzeri bir yapı” olarak tarif

edilmiştir. Mellor ve Ripa, bu yapıyı, şekil olarak kartal pençesine benzemesi nedeniyle “talon tüberkülü” olarak adlandırmışlardır.³⁹

Normal oranda mine ve dentinden oluşan bu tüberkül bazen pulpa uzantısı da içerebilmektedir.⁵ Radyografik olarak, kuron üzerine süperpoze olmuş, genellikle “V” şeklinde radyoopak bir yapı olarak gözlemlenmektedir. Bu süperpoze görünüm nedeniyle, talon tüberkülü içindeki pulpa uzantısının radyografik olarak gösterilmesi oldukça güçtür fakat nadir de olsa pulpa uzantısının da izlenebildiği vakalar da bildirilmiştir.^{6,34}

Talon tüberkülü, şekil, boyut, konum ve orijin yeri bakımından geniş bir çeşitlilik göstermektedir.⁵ Tüberkülün ucu, bazı durumlarda dişin kuronundan uzak bir çıkıntı olarak ortaya çıkarken, bazı vakalarda ise lingual yüzeye yakın bir konumda yer alabilir nadiren dişin fasiyal yüzeyinden veya aynı dişin her iki yüzeyinden de çıkıntı yapabilir.^{5,34} Tüberkülün diş ile birleştiği yerde genellikle derin bir gelişimsel oluk bulunmaktadır.³⁴ Bu oluk yeterince temizlenemeyen bir alan oluşturacağı için fissür örtücü uygulaması yapılmadığı takdirde ileride çürük oluşumuna ve endodontik problemlere zemin hazırlayabilmektedir.⁴⁰

Bu anomali, kalıcı dişlerde süt dişlerine göre daha yaygın olarak gözlemlenmektedir. Literatür taramaları, vakaların %75’inin kalıcı dişlerde, %25’inin ise süt dişlerinde ortaya çıktığını göstermektedir.^{5,41,42} Çeneler arasında ise maksillada mandibulaya kıyasla daha fazla vaka görülmektedir.⁵ Daimi dişlerden en sık %67 oranıyla maksiller lateral dişlerde görülmekte; bunu %24 oranıyla maksiller santral dişler ve %9 oranıyla maksiller kanin dişler takip etmektedir. Süt dişlerinde talon tüberkülü oluşumu son derece nadir olup büyük çoğunlukla maksiller santral kesici dişlerde görülmektedir.^{5,7,43} Bu anomali, her iki cinsiyeti de etkileyebilen bir anomalidir ve

genellikle tek taraflı olarak görülmekle birlikte, vakaların yaklaşık %20'sinde çift taraflı olarak tespit edilmiştir.⁵

Etiyolojisi henüz tam olarak aydınlatılamamış olan bu anomalinin, genetik ve çevresel faktörlerin etkisiyle ortaya çıktığı, diş germine gelen travma veya diğer lokalize yaralanmaların etkisiyle oluştuğu öne sürülmektedir.^{39,44,45} Oluşum mekanizmasına gelirsek; diş gelişiminin morfodiferansiyasyon safhasında iç mine epiteli ve dental papillanın, mine organının yıldızimsı retikulumu (stellate reticulum) içine kontrolsüz proliferasyonu sonucu oluştuğu düşünülmektedir.⁴⁶

Talon tüberkülünün, normal bir singulumdan başlayarak büyümüş bir singuluma, ardından küçük bir aksesuar tüberküle ve nihayetinde kesici kenara kadar uzanarak tam gelişmiş bir talon tüberkülüne dönüşen bir sürecin son aşaması olduğu düşünülmektedir.³⁴ Hattap ve arkadaşları bu anomaliyi, talon tüberkülünün morfolojik özellikleri ve klinik görünümünü daha iyi analiz edebilmek amacıyla, tüberkülün oluşum derecesi ve uzantısına göre üç farklı tipe sınıflandırmışlardır.⁵

Tip 1 (Gerçek Talon); morfolojik olarak belirgin bir aksesuar tüberküldür. Ön dişlerin palatinal veya nadiren labial yüzeyinde görülmektedir. Mine-sement birleşimi ile kesici kenar arasındaki mesafenin en az yarısına kadar uzanmaktadır.

Tip 2 (Semi-Talon); 1 mm veya daha fazla uzunluğa sahip ek tüberküldür. Ancak bu tüberkül, mine-sement birleşiminden kesici kenara kadar olan mesafenin yarısından daha azına kadar uzanmaktadır. Palatinal yüzeyle birleşik veya krondan uzak bir çıkıntı olarak bulunabilmektedir.

Tip 3 (Talon İzi); Genişlemiş ya da belirgin bir singulum veya varyasyonları şeklinde görülmektedir. Gingival üçlüde yer alır. T,Y veya V şeklinde olabilmektedir.

Talon tüberkülünün bazı sendromlarla ilişkili olduğu bilinmektedir. Bu sendromlar arasında; Rubinstein-Taybi sendromu, Mohr sendromu, Ellis-van Creveld sendromu, İnkontinentia pigmenti, Berardinelli-Seip sendromu, Sturge-Weber sendromu bulunmaktadır. Talon tüberkülü ile Rubinstein-Taybi sendromu arasında güçlü bir ilişki gözlemlenmiştir. Rubinstein-Taybi sendromu olan 45 hastadan oluşan bir örneklemede talon tüberkülünün %92 oranında görüldüğü rapor edilmiştir. Herhangi bir sendromun eşlik etmediği izole vakalarda görülmesi genetik etkilerle ortaya çıktığını düşündürmektedir, literatürde ikiz kardeşlerde aynı talon tüberkülünün varlığının bildirilmesi bunu destekler niteliktedir.³⁴

Nadir olarak görülen bu anomalinin sıklığını ele alan çalışmalar, farklı toplumlarda değişen prevalans oranları bildirmiştir. Macarlarda %2,5, Ürdünlülerde %2,5, Malezyalılarda %5,2 ve Meksikalılarda %0,06 oranında görülmekte olup, Türk popülasyonunda görülme sıklığı %1,2 olarak bildirilmiştir. Özellikle Asya ve Arap kökenli bireylerde daha yaygın olduğu belirtilmektedir.^{6,34,47-50}

Talon tüberkülü, çiğneme ve konuşma sırasında dilde irritasyona yol açabilir ve karşıt dişte oklüzal travmaya neden olabilir. Bu tür durumlarda, reaksiyoner dentin oluşumuna olanak tanımak amacıyla tüberkülün 6–8 haftalık aralıklarla kademeli olarak aşındırılması önerilmektedir. Aşındırma işlemi sonrasında oluşabilecek dentin hassasiyetini azaltmak için her seanstan sonra hassasiyet giderici ajanların uygulanması tavsiye edilir.⁵¹ Aşındırmanın yetersiz kaldığı vakalarda ise, tüberkülün tamamen uzaklaştırılması ve ardından endodontik tedavi uygulanması gerekebilir. Tüberkülün dişle birleşim bölgesinde yer alan derin gelişimsel oluklara, çürük oluşmadan önce koruyucu müdahalede bulunulmalı, fissür örtücü materyallerle kaplanmalıdır.⁴⁰ Talon

tüberkülünün maloklüzyona neden olduğu durumlarda, ortodontik tedavi ile oklüzal ilişkilerin düzeltilmesi gerekmektedir.⁵¹

2.3. Travmatik Dental Yaralanmalar

Diş çürüklerinden sonra, diş hekimliğinde en sık karşılaşılan acil durum başvurularından birini dental travmalar oluşturmaktadır.⁵² Son yıllarda koruyucu diş hekimliği uygulamalarının yaygınlaşması, çocukluk ve ergenlik dönemlerinde çürük prevalansının, periodontal hastalıkların ve diş kayıplarının önemli ölçüde azalmasına katkı sağlamıştır ancak, bu olumlu gelişmelere rağmen dental travmaların görülme sıklığı artış göstermeye devam etmektedir.⁵³ Dental travma bir hastalık değildir; yaşamda karşılaşılmaması kaçınılmaz olan çeşitli risk faktörlerinin bir sonucudur.⁸

2.3.1. Travmatik Dental Yaralanmaların Etiyolojisi ve Prevalansı

Çene-yüz bölgesi, vücut yüzey alanının yalnızca yaklaşık %1'ini oluşturmalarına rağmen, tüm vücutta meydana gelebilecek yaralanmalarının yaklaşık %5'ini oluşturmaktadır.⁵⁴ Çocukluk döneminde, özellikle okul çağı grubunda travmatik dental yaralanmaların görülme sıklığındaki artış dikkat çekmektedir. Literatürde bu yaş grubunda bildirilen insidans oranları genellikle %15 ila %30 arasında değişmektedir.⁵⁵

Süt dişlenme döneminde dental travma insidansı, genellikle 2–3 yaşlarında belirgin bir artış göstermektedir. Bu dönem, motor beceriler ile koordinasyon yetisinin henüz tam olarak gelişmediği ve çocukların bağımsız hareket etmeye başladığı bir gelişim evresine denk gelmektedir.⁵⁴ Bu yaş grubunda süt dişi köklerinin kısa olması, periodontal ligamentin daha elastik bir yapıya sahip olması ve çene kemiklerinin mineralizasyon yoğunluğunun düşük olması gelen darbeyi daha iyi absorbe edebilmeye olanak tanıdığı için lüksasyon ve avülsiyon yaralanmaların daha sık görülmesine neden olmaktadır.⁵⁶

Daimi dişlerde travmatik dental yaralanmaların görülme sıklığının, süt dişlerine oranla daha yüksek olduğu çeşitli araştırmalarda ortaya koyulmuştur ve bu oranlar sırasıyla %58,6 ve %36,8 olarak rapor edilmiştir.^{57,58} Daimi dişlenme döneminde travmaya bağlı dental yaralanmaların en sık gözleendiği yaş aralığı 8–12 olup, bu dönemde çocuklar fiziksel olarak daha aktif hâle gelmekte ve çevresel risk faktörlerine daha fazla maruz kalmaktadır.¹¹ Bu yaş grubunda görülen dental travmaların en yaygın nedenleri arasında düşmeler, spor aktiviteleri, bisiklet kazaları ve trafik kazaları öne çıkmaktadır. Bu bulgular, travmatik dental yaralanmaların etiyolojisinin yaşa bağlı olarak değişiklik gösterebildiğini ve alınacak koruyucu önlemlerin yaş grubuna özgü planlanması gerektiğini ortaya koymaktadır.⁵⁹

Travmatik dental yaralanmaların en sık gözlenen nedenleri arasında düşme, çarpma, oyun kazaları, spor kazaları, bisiklet kazaları, trafik kazaları ve fiziksel şiddet yer almaktadır. Dental travmanın etiyolojisini inceleyen çalışmalarda, vakaların en büyük kısmının düşmelere bağlı olarak meydana geldiği (%36,6) bildirilmiştir. Bunu sırasıyla bir cisme veya kişiye çarpma (%17) ve bisiklet kazaları (%16,9) takip etmektedir.⁶⁰ Bu yaralanmalar genellikle fiziksel aktiviteler, oyun sırasında meydana gelen kazalar veya düşmeler gibi masum görünen nedenlerle ilişkilendirilse de bazı durumlarda bu yaralanmalar perde arkasında kalan istismar ve şiddet olgularının bir yansıması olarak da ortaya çıkabilmektedir. Özellikle yinelenen ve açıklanamayan dental travmalar, çocuk istismarı veya fiziksel şiddet olasılığını akla getirmeli ve dikkatle değerlendirilmelidir.⁶¹

Daimi dişlenme döneminde meydana gelen dental travmalar içerisinde en sık karşılaşılan komplike olmayan kuron kırığıdır. Bu travma tipini, sırasıyla mine ve dentin kırıkları sonrasında da pulpa açılımının olduğu komplike kuron kırıkları takip etmektedir.^{62,63} Dental travmaların büyük bir kısmı yalnızca tek bir dişi ya da komşu

birkaç dişi etkilerken, özellikle sporla ilişkili yaralanmalar ve trafik kazaları gibi yüksek enerjili travmalarda birden fazla dişin ve alveol kemiğinin etkilendiğı kompleks yaralanmalarla karşılaşılabilir. ⁶⁴ Travmanın tipi; basit kuron kırıklarından, birden fazla dişi ve destek dokuları içeren alveolar fraktürlere kadar oldukça geniş bir skalada değişkenlik gösterebilir. Oluşacak travmanın tipi, travmatik kuvvetin yönü ve şiddeti ile bu kuvvete karşı koyan dokuların direncine bağı olarak şekillenmektedir. ⁶⁵

Dişlerin konum ve morfolojik özellikleri, travmatik dental yaralanmalara maruz kalma riskini doğrudan etkilemektedir. Özellikle üst anterior bölgede yer alan dişler, bukkal yönde eğimli olmaları ve ağız kavsinde öne doğru projeksiyon göstermeleri nedeniyle travmatik etkilere karşı daha savunmasızdır. Düşme ya da çarpma gibi travmatik olaylar sırasında diş kuvvetlerle ilk temas eden bölge olmaları, bu dişleri en sık etkilenen yapılar hâline getirmektedir. Yapılan epidemiyolojik çalışmalar, üst santral kesici dişlerin, dental travmalardan en çok etkilenen dişler olduğunu ortaya koymakta; bu dişleri sıklıkla üst lateral kesici dişlerin takip ettiğı bildirilmektedir. ^{66,67}

Dental travmaların meydana gelmesinde birçok predispozan faktör rol oynamaktadır; ancak bunlar arasında artmış overjet ile birlikte üst anterior dişlerin belirgin protrüzyonu ve dudak kapanışının yetersizliğı en dikkat çeken risk unsurlarıdır. Özellikle dudakların koruyucu bariyer işlevini yeterince yerine getirememesi, travmatik etkilere karşı dişleri savunmasız bırakmakta ve bu durumun dental travma riskini yaklaşık üç kat artırabilmektedir. ^{66,68}

Kas, iskelet ve sinir sisteminde dejenerasyona neden olan çeşitli hastalıklar, bireyleri dental travmalara karşı daha duyarlı hale getirebilmekte ve bu durum travma insidansında artışa yol açabilmektedir. Epilepsi, dental travma ile en sık ilişkilendirilen nörolojik hastalıklardan biridir. Yapılan araştırmalarda, yılda en az bir kez nöbet geçiren

epilepsi hastalarının yaklaşık %10'unun dental travmaya maruz kaldığı bildirilmiştir.⁶⁹ Benzer şekilde, serebral palsi gibi istemli hareketleri kontrol etmede güçlük yaşayan bireylerde ya da motor becerileri yeterince gelişmemiş mental retardasyon tanılı hastalarda da dental travma riski sağlıklı bireylere kıyasla artmıştır.^{70,71} Otizm spektrum bozukluğuna sahip bireylerde yapılan bazı çalışmalarda, dental travma açısından normal popülasyona kıyasla anlamlı bir risk artışı saptanmamıştır.⁷²

Çocuk diş hekimliğinde travmatik dental yaralanmalarla karşılaşılabilen bir diğer durum genel anestezi altında gerçekleştirilen entübasyon işlemleri sırasında meydana gelen iyatrojenik intraoral yaralanmalardır. Laringoskopi veya endotrakeal tüp yerleştirilmesi esnasında uygulanan kontrolsüz basınç, dişlerde kuron veya kök kırıklarına, lüksasyonlara ya da avülsiyon yaralanmalarına sebep olabilmektedir.^{73,74}

Dental travmaya yol açan etiyolojik faktörlerden biri de dişlerin amacı dışında kullanımıdır. Pek çok birey, dişlerini şişe kapağı açmak, nesneleri kesmek, ip koparmak veya sert cisimleri tutmak gibi işlevler için bir araç olarak kullanmakta ve bu durum, dişlerde travmatik yaralanmalara neden olabilmektedir.⁷⁴

2.3.2 Travmatik Dental Yaralanmaların Patofizyolojisi

Dental travmalar, farklı türde ve şiddette kuvvetlerin etkisiyle meydana gelmektedir. Travmanın tipi ve şiddeti; gelen kuvvetin büyüklüğü, yönü, çarpan cismin şekli ve esnekliği ile diş ve çevre dokuların biyomekanik direncine bağlı olarak değişkenlik göstermektedir.⁵⁹ Travmatik dental yaralanmalar doğrudan ya da dolaylı çarpışmalar sonucu oluşabilir ve bu kuvvetlerin diş ve destek dokulara farklı şekillerde iletilmesi, öngörülmesi zor sonuçların ortaya çıkmasına neden olabilmektedir.⁷³

Diş; mine, dentin, sement ve pulpa olmak üzere sertlik ve içerik açısından farklı özellikler taşıyan dört temel dokunun planlı ve uyumlu organizasyonu ile oluşur. Bu yapılar, periodontal ligament ve alveolar kemik ile çevrelenmiş bir dentoalveolar ünite içerisinde yer alır ve bu sayede dental travma gibi dışsal uyaranlara entegre bir bütün olarak yanıt verir. Dentoalveolar yapının çok çeşitli hücre tiplerini içermesi, travmatik etkilere karşı verilen biyolojik yanıtın karmaşık ve çok yönlü olmasına sebep olmaktadır.⁵⁹

Travmatik kuvvetler, dişin sert dokularında kırık ya da yer değiştirme gibi hasarlara yol açabileceği gibi, diş çevreleyen destek dokular olan periodontal ligament, gingiva ve alveolar kemikte de kopma veya ezilme tarzında lezyonlara neden olabilmektedir. Ekstrüzyon gibi kopma tipi yaralanmalarda hücrel hasarın minimal olması nedeniyle iyileşme süreci genellikle hızlı bir şekilde başlamaktadır. Lateral lüksasyon, intrüzyon vb ezilme tipi yaralanmalarda hücrel hasar genellikle ileri düzeydedir. Bu tür lezyonlarda iyileşme sürecinin başlayabilmesi için öncelikle makrofajlar ve osteoklastlar tarafından hasarlı dokuların uzaklaştırılması gerekmektedir. Bu tür yaralanmalarda iyileşme sürecinin başlaması, doku yıkımının temizlenmesine bağlı olduğundan, diğer travmalara göre birkaç hafta daha geç gerçekleşmektedir. Klinik uygulamada bu durum, travma tipine bağlı olarak splint uygulama süresinin uzaması şeklinde kendini göstermektedir.⁷⁵

Dental travmaların basit lezyonlardan kompleks doku hasarlarına kadar uzanan geniş bir spektrumda değerlendirilmesi, tedavi sürecinin multidisipliner bir yaklaşımla ele alınmasını gerekli kılmaktadır.^{76,77} Pulpa nekrozu, apikal periodontitis, diş renginde değişim, fistül oluşumu, eksternal kök rezorpsiyonu ve ankiloz gibi durumlar; dental travma sonrasında ortaya çıkabilen, tedavi yaklaşımları ve prognozları birbirinden farklı

olan patolojiler arasında yer almaktadır.⁷³ Bu süreçte yalnızca uygulanacak tedavi değil, müdahalenin zamanlaması da son derece kritik bir rol oynamaktadır. Çünkü travma sonrasında gelişen birçok olumsuz seke, çoğunlukla gecikmiş, yetersiz ya da uygun olmayan acil müdahalelerin sonucunda ortaya çıkmaktadır. Bu durum, sadece fonksiyonel değil, aynı zamanda estetik açıdan da ciddi problemlere yol açabilmektedir.^{76,77} Travma meydana geldiğinde ise, doğru tanı ve uygun tedavi protokolleri ile hızlı müdahale edilmesi hem hastanın sağlığını korumak hem de olası komplikasyonları en aza indirmek açısından gereklidir.^{78,79}

Ağrılı ve beklenmedik bir deneyim olan dental travma, oklüzyon, estetik ve fonksiyon üzerinde olumsuz etkiler yaratmasının yanı sıra, bireyde psikolojik ve duygusal sıkıntılara da yol açabilmektedir. Travma sonrasında yalnızca çocuk değil, ebeveyn de yoğun bir endişe yaşayabilir. Akut travmanın etkisiyle çocukta korku gelişebilir ve bu durum gerekli dental müdahalelere karşı isteksizlik veya direnç oluşturabilir. Bu süreçte diş hekiminin hem çocuğu hem de ebeveyni sakinleştirmesi, açık ve güven verici bir iletişimle yeterli bilgi sağlaması, kaygı düzeylerini azaltmada önemli rol oynamaktadır.⁷⁹

2.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri

Bir cisme uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan streslerin dağılımını incelemek ve özellikle yoğunlaştığı bölgeleri belirlemek amacıyla stres analiz yöntemlerinden yararlanılmaktadır. Bu yöntemler sayesinde, strese maruz kalan bölgeler detaylı biçimde analiz edilebilir; kuvvetin büyüklüğü ve materyalin özelliklerine bağlı olarak ortaya çıkan etkiler değerlendirilebilmektedir.¹³

Stres analiz yöntemleri, mühendislik başta olmak üzere birçok teknik alanda kullanılmakta olup, diş hekimliğinde de çeşitli uygulamalarda önemli katkılar

sağlamaktadır. Ağız içi anatomik yapılar birçok klinik durumda farklı büyüklük ve yönlerdeki kuvvetlere maruz kalmaktadır. Bu kuvvetlerin ilgili dokular üzerindeki biyomekanik etkilerini, meydana gelen stres ve deformasyonları değerlendirebilmek amacıyla söz konusu yöntemlerden yararlanılmaktadır.⁸⁰ Stres analiz yöntemleri ağız içi biyomekaniğin anlaşılmasına yardımcı olmakta; bu sayede hem tanı hem de tedavi planlamasında yapıların kuvvetlere karşı davranışlarının önceden öngörülmesine olanak sağlamaktadır.^{10,80}

Bu analizler, teorik ve deneysel olmak üzere iki ana yaklaşıma ayrılmaktadır. Teorik analizler, matematiksel denklemler ve formülasyonların çözümüne dayanırken; deneysel analizler ilgili yapı üzerinde doğrudan ya da modellenmiş sistemler aracılığıyla elde edilen ölçümlere dayanmaktadır.⁸¹ Diş hekimliğindeki klinik problemler teorik analizlerle matematiksel olarak formüle edilemeyecek kadar komplike ve çok faktörlüdür bu da deneysel analizlerin öncelikli olarak tercih edilmesine neden olmaktadır.⁸² Ağız içi yapıların anatomik formlarının karmaşık bir geometriye sahip oluşu ve maruz kaldıkları çevresel kuvvetlerin çeşitliliği nedeniyle, birçok çalışma in-vitro ortamda bu yöntemler aracılığıyla yürütülmektedir.

Diş hekimliğinde stres analiz yöntemlerine birçok farklı alanda başvurulmaktadır. Restoratif materyallerin dişlere ilettiği stresin belirlenmesinin yanı sıra, bu materyallerin üzerine gelen kuvvetler karşısında göstereceği davranışın önceden değerlendirilmesi ve restorasyonların başarısını artırmak amacıyla; protezlerin, ortodontik apareylerin veya implantların daha dayanıklı hale getirilebilmesi için geometrik tasarımlarının optimize edilmesi amacıyla, ya da bu kuvvetlerin doğrudan dişler ve dentoalveoler dokular üzerindeki etkilerinin anlaşılması gibi çeşitli amaçlarla kullanılmaktadır.^{10,82}

2.4.1. Dental Travmaların Değerlendirilmesinde Stres Analiz Yöntemlerinin

Önemi

Diş ve çevre dokular üzerinde ani ve şiddetli kuvvet etkisi oluşturmaları, acil müdahale gerektirmesi, öngörülemeyen şekilde ortaya çıkması ve etik sınırlamalar gibi nedenlerle, dental travmatoloji alanında araştırma yapmak çoğu zaman oldukça güçtür. Bu zorluklara karşın, stres analiz yöntemleri travmatik durumların biyomekanik açıdan incelenmesine olanak tanıyarak bu alanda çalışmayı mümkün kılmaktadır.⁸⁰

Dişler ve dentoalveoler dokular, travmatik kuvvetler karşısında çeşitli yüklere maruz kalmaktadır.¹⁰ Dental travmaların biyomekanik özellikleri ve çevre dokular üzerindeki etkileri, vakaya özgü değişkenlikler nedeniyle kesin olarak tanımlanamamaktadır. Travmatik dental yaralanmaların yıkıcılığını belirleyen ve bu durumu biyomekanik açıdan karmaşık hale getiren çeşitli faktörler bulunmaktadır. Bu faktörler arasında, darbenin taşıdığı enerji miktarı ve şekli, kuvvetin uygulanma yönü ile etkilenen dokunun direnci yer almaktadır.¹¹ Travmanın dişler ve dentoalveolar dokuya olan etkisini anlayabilmek, sonrasında etkili ve doğru tedavi planlaması yapabilmek için travmanın diş ve dokularda oluşturduğu stres dağılımının detaylıca incelenmesi gerekmektedir.¹²

Canlı dokuların maruz kaldıkları kuvvetlere karşı biyomekanik davranışını doğrudan değerlendirmek; etik açıdan sınırlı, teknik olarak karmaşık ve pratik olarak uygulanabilir ve tekrarlanabilir değildir.¹³ Bu nedenle, stres analizlerinin canlı dokuların özelliklerini yansıtan temsili modeller üzerinde gerçekleştirilmesi daha uygulanabilir bir yaklaşımdır. Bir cismin üzerine uygulanan kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerin belirlenmesi ve o cismin kuvvetler karşısında daha dayanıklı ve daha güçlü olabilmesi amacıyla hangi yapısal özelliklere sahip olması gerektiğinin öngörülmesi için çeşitli

kuvvet analizleri yapılmaktadır.⁸³ Diş hekimliğinde kullanılmakta olan kuvvet analizi yöntemleri şunlardır.^{80,84}

1. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi
2. Holografik İnterferometri ile Stres Analiz Yöntemi
3. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi
4. Kırılgan Vernikle Kaplama (Brittle Lacquer) Stres Analiz Yöntemi
5. Lazer ışıklı Yöntem
6. Sonlu Elemanlar Etki Analizi Yöntemi

2.5. Sonlu Elemanlar Etki Analizi

Sonlu elemanlar etki analizi; mühendislik alanında deneysel olarak çözümü güç olan ileri düzey teoremlerin bilgisayar destekli modellemeler yoluyla çözülebilmesini sağlayan bir analiz yöntemidir. Bu adlandırma, incelenmek istenen yapının bilgisayar ortamında modelinin oluşturulmasının ardından, bu modelin “sonlu” sayıda çok fazla “elemana” ayrılarak analiz edilmesine dayanmaktadır.⁸⁵

“Parçadan bütüne gitme” prensibine dayanan bu yöntemde incelenecek yapı için tek bir çözüm fonksiyonu oluşturmak yerine, yapı sonlu sayıdaki alt birimlere bölünerek her bir eleman için ayrı çözüm fonksiyonları formüle eder ve bunları uygun biçimde birleştirerek tüm yapıya ait genel çözümü elde etmeyi amaçlar.^{86,87} Dijital olarak oluşturulan modele, belirlenen şiddet ve yönde kuvvet uygulanması sonucu her bir parçanın bu kuvvet karşısındaki davranışı değerlendirilir; meydana gelen stres ve deformasyonlar ise matematiksel olarak hesaplanır.⁸⁸

Bu analiz yöntemi, sadece cansız yapıların değil, aynı zamanda canlı dokuların da kuvvet etkisi altındaki mekanik davranışlarının sayısal olarak analiz edilmesine olanak tanımaktadır. Tıp alanında kullanımında, canlı dokuların gerçeğe uygun matematiksel

modellerinin oluşturulup bilgisayar ortamında çözümlenmesiyle, doğada gerçekleşen fiziksel bir olayın dijital ortamda simülasyonunu yaparak bu sistemlerin davranışlarının öngörülmesini mümkün kılmaktadır.¹⁵

Biyomekanik süreçlerin ve mekanik kuvvetlerin biyolojik sistemler üzerindeki etkilerini invaziv olmayan bir şekilde değerlendirme imkânı sunması, SEEA'yı günümüzde oldukça başarılı ve yaygın kabul gören bir analiz tekniği haline getirmiştir. Bu yöntem, üst üste gelen anatomik yapıların görselleştirilmesini sağlamakta ve kraniofasiyal bölgelerde yer alan dokuların özelliklerinin tanımlanmasına olanak tanımaktadır.¹⁴ Ayrıca uygulanan kuvvetin konumu, yönü ve büyüklüğünü belirlemenin yanı sıra, teorik olarak stresin en yoğun olduğu bölgeleri de tespit edebilme kapasitesine sahiptir.⁸⁹ Bununla birlikte analiz edilen materyallerin fiziksel özelliklerini etkilemediği için kolaylıkla tekrarlanabilir bir yöntemdir.^{89,90}

İlk olarak 1950 yılında uzay mühendisliği alanında uygulanmaya başlanan SEEA, 1956 yılında havacılık endüstrisinde kullanılmaya başlanmıştır.⁸⁷ Günümüzde hem bilimsel hem teknolojik problemlerin sayısal olarak çözümlenmesinde en modern ve yaygın şekilde kullanılan yöntemlerden biri haline gelmiştir.¹⁵ İnşaat, makine, uçak sanayisi ve otomotiv sektörleri başta olmak üzere birçok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır. Yöntemin popülerliği, deneysel olarak incelenmesi maliyetli olan malzemelerin analizinin bilgisayar destekli simülasyonlarla gerçekleştirilebilmesine olanak tanımasından kaynaklanmaktadır. Üretilmesi planlanan prototiplerin üretimden önce bilgisayar ortamında yapılan analizlerle en uygun ve insan kullanımı için güvenilir tasarımın oluşturulmasına yardımcı olarak fiziksel prototiplerin ve deneylerin sayısını azaltıp daha hızlı ve ekonomik bir çözüm sağlamaktadır.⁸⁸

Diş hekimliğinde SEEA'nın ilk kullanımı, 1968 yılında Ledley ve Huang tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu öncü çalışmada, matematiksel olarak modellenmiş bir diş farklı yönlerde kuvvetler uygulanmış ve bu kuvvetlerin diş çevreleyen kemik dokusunda oluşturduğu stresler analiz edilmiştir.⁹¹ Yöntemin günümüzdeki anlamıyla diş hekimliğinde uygulanması ise, 1974 yılında Farah ve arkadaşlarının yaptığı çalışmalarla başlamış ve o tarihten itibaren SEEA, diş hekimliğinin farklı alanlarında, çeşitli materyallerin, tedavi yöntemlerinin ve anatomik yapıların incelenmesinde yaygın şekilde kullanılmaya devam etmiştir.^{87,92,93}

Diş hekimliğinde SEEA'nın kullanım alanları;

- Mine, dentin, pulpa gibi dental; periodontal ligament, alveoler kemik, trabeküler ve kortikal kemik gibi dentoalveoler yapıların incelenmesinde,⁹⁴
- Dental materyallerin mekanik dayanımını artırmak ve yapısal özelliklerini geliştirmek amacıyla gerçekleştirilen testlerde,⁹⁴
- Restorasyonların diş dokularında oluşturduğu streslerin yanı sıra kendi içinde oluşan streslerin dağılımını analiz etmek amacıyla,⁹⁴
- İmplant tedavilerinde, implantın çevresindeki kemik dokuda veya protez üzerinde oluşturduğu stres miktarını değerlendirmek ve implantın geometrik tasarımını optimize etmek amacıyla,⁹⁵
- Ortodontik tedavilerde dişlerin hareketini sağlamak amacıyla uygulanan kuvvetlerin değerlendirilmesinde ve ortodontik apareylerin oral dokular ve çevre doku üzerindeki etkilerinin incelenmesinde,⁹⁴
- Kraniyofasiyal yaralanmalar ve iskeletsel anomalilerin tedavisinde, maksillofasiyal kırıkların fiksasyon stabilitesinin değerlendirilmesinde,⁹⁶

- Travmatik dental yaralanmalarda, travmanın dijital olarak simüle edilmesini sağlayarak gelen kuvvetin diş ve çevre dokular üzerindeki biyomekanik etkilerinin incelenmesinde ve travma patogenezinin anlaşılmasında önemli bir araç olarak kullanılmaktadır.⁹⁷

2.6. SEEA ile İlgili Temel Kavramlar

Stres analiz yöntemlerinden elde edilen verilerin doğru yorumlanabilmesi için, araştırmalarda kullanılan materyal ve biyolojik dokuların mekanik kuvvetler karşısındaki davranışlarını açıklayan teknik kavramların doğru şekilde anlaşılması gerekmektedir.

2.6.1. Kuvvet

Kuvvet, bir cismi hareket ettiren, konumunu değiştiren, yapısal bir değişikliğe uğratan ya da hareket hâlindeyse durdurabilen vektörel bir büyüklüktür; bu nedenle şiddet, yön ve doğrultu gibi vektörel özelliklere sahiptir. Uluslararası Birim Sistemi'ne (SI) göre kuvvetin birimi “Newton (N)” dur.⁸¹

2.6.2. Stres (Gerilim)

Bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığında, bu kuvvete karşılık olarak cisim içerisinde bir direnç gelişmektedir. İçsel tepki niteliğindeki bu direnç, uygulanan kuvvetle aynı şiddette ancak zıt yöndedir. Hem dış kuvvet hem de oluşan iç direnç cismin yüzeyine dağılır, birim alana etki eden kuvvet miktarı da “stres veya gerilim” olarak adlandırılır.⁹⁸

Stres birimi, uluslararası sistemde Pascal (Pa) ya da Newton/metrekare (N/m^2) olarak tanımlanmaktadır fakat diş hekimliği gibi uygulama alanlarında yüzey alanlarının oldukça küçük, uygulanan kuvvetlerin ise nispeten büyük olması nedeniyle genellikle Megapaskal (MPa) ya da Newton/milimetrekare (N/mm^2) birimleri tercih edilmektedir.⁹⁹

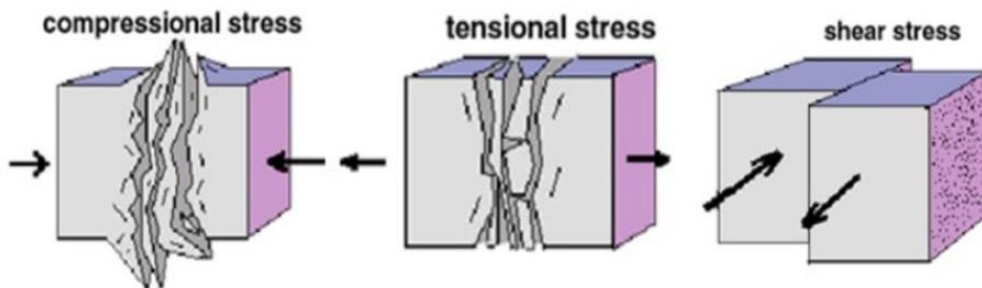
Bir cisme kuvvet uygulandığında oluşan stres, kuvvetle doğru, uygulandığı yüzey alanı ile ters orantılıdır.¹⁰⁰

Bir cismin üzerine etki eden kuvvetin tek bir yönde ve şiddette olması çoğu zaman mümkün değildir. Kuvvetler, yapıya farklı açılardan ve doğrultulardan uygulanabildiğinden, çoğu durumda birden fazla stres türünün birlikte görüldüğü bileşik stresler oluşmaktadır.¹⁰¹ Stres tipleri 3 başlıkta incelenmektedir.

Sıkışma-Basma Stresi (Compressive stress): Bir cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayan aynı doğrultuda ancak birbirine zıt yönde uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stres, basma stresi olarak tanımlanmaktadır.

Uzama-Çekme Stresi (Tensile stress): Bir cismin moleküllerini birbirinden uzaklaştırmaya zorlayan aynı doğrultuda ancak birbirine zıt yönde uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stres, çekme stresi olarak tanımlanmaktadır.

Makaslama-Kayma Stresi (Shear stress): Bir cismin moleküllerini birbirine paralel yüzeyler boyunca kaymaya zorlayan, farklı seviyelerde ancak zıt yönlerde uygulanan paralel kuvvetlerin eşzamanlı etkisiyle oluşan stres türü, makaslama stresi olarak tanımlanmaktadır. Bu tür stres uygulandığında, malzemenin bir bölümü diğer bölümü üzerinden kaymaya karşı direnç geliştirmektedir.^{101,102}



Şekil 2. 1. Sıkışma-basma, uzama-çekme ve makaslama-kayma stresleri.

Stres, elastik ve plastik olmak üzere iki temel kategoriye ayrılmaktadır. Elastik strese, uygulanan stres ortadan kalktığında atomlar eski konumlarına dönerken; plastik strese stresin sona ermesine rağmen atomlar kalıcı yer değiştirir ve yapı eski formuna dönemez. Diş hekimliği uygulamalarında çiğneme sırasında ortaya çıkan bu streslerin varlığı hem dokuların hem de restoratif materyallerin mekanik kuvvetlere karşı dayanıklılığının değerlendirilmesini gerekli kılmaktadır. Stresin bulunduğu her durumda deformasyon kaçınılmazdır. Bu noktada materyalin çekme kuvvetine karşı dağılmaya, basma kuvvetine karşı ise sıkışmaya direnç gösterebilmesi beklenir. Bir yapının deformasyona karşı gösterdiği direnç, katı maddelerin elastikiyet düzeyini belirleyen temel bir özelliktir.¹⁰¹

2.6.3. Von Mises Stresi

Von Mises stresleri, elastik özellik gösteren malzemelerde şekil değişiminin bir sonucu olarak model üzerinde oluşan stres dağılımı ve yoğunluk bölgelerinin değerlendirilmesinde kullanılan bir kriterdir. Bu yaklaşım, “Bir cismin belirli bir bölgesinde oluşan iç stres, belirli bir eşik değeri aştığında yapısal deformasyon başlar” ilkesine dayanmaktadır. Von Mises değeri, malzemede kalıcı şekil değişiminin başladığı kritik noktayı tanımlamak amacıyla kullanılmaktadır.¹⁰³ Von Mises stresleri, kırılma dayanıklılığının değerlendirilmesine yönelik yapılan analizlerde kullanılmaktadır.⁸⁶

2.6.4. Gerinim (Strain)

Bir cisme uygulanan kuvvetler sonucunda yapının birim uzunluğunda meydana gelen oransal değişiklik gerinim olarak adlandırılmaktadır. Gerinim, bir yapıya uygulanan stres neticesinde oluşan boyutsal değişikliğin, orijinal boyuta oranı olarak

ifade edilmektedir. Stres kuvvetle ilişkili büyüklük ve yön içeren bir vektörel nicelikken, gerinim ise yalnızca büyüklüğe sahip bir skaler büyüklüktür.¹⁰¹

2.6.5. Elastisite Modülü (Young Modülü)

Elastisite modülü ya da diğer adıyla Young modülü, bir malzemeye uygulanan stresin neden olduğu gerinime oranı olarak tanımlanmakta ve bir cismin şekil değiştirmeye karşı gösterdiği direnci nicel olarak ifade etmektedir. Bir cisim üzerine uygulanan stres sonucunda oluşan gerinimin düşük olması, o malzemenin yüksek elastisite modülüne sahip olduğunu gösterir.^{86,104} Sert cisimler, deformasyona karşı gösterdikleri yüksek direnç sayesinde yüksek elastisite modüllerine sahiptir. Dolayısıyla, cisim yük altında ne kadar az şekil değiştiriyorsa, elastisite modülünün o kadar yüksek ve cismin de o denli sert olduğu söylenebilmektedir.¹⁰⁵

2.6.6. Poisson Oranı

Cismin basma veya çekme kuvvetleri etkisiyle meydana gelen enindeki boyutsal değişimin, boyundaki boyutsal değişime oranına Poisson oranı denmektedir.¹⁰⁶ Bir ekseninde meydana gelen stresin diğer ekseninde oluşturduğu deformasyon arasındaki ilişkiyi göstermektedir.¹⁰⁷ Çekme kuvveti uygulandığında, malzeme kuvvet doğrultusunda uzarken, bu eksene dik düzlemde bir daralma gözlenir. Buna karşılık, basma yükleri altında malzeme kuvvet yönünde kısalırken karşıt eksen yönünde genişleme meydana gelir. Poisson oranı, tüm materyaller için 0 ile 0,5 arasında değişen bir değere sahiptir ve elastisite modülü gibi, her malzemeye özgü karakteristik bir özelliktir.¹⁰¹

2.6.7. İzotropi ve Anizotropi

İzotropi ve anizotropi kavramları, bir malzemenin farklı yönlerde uygulanan kuvvetlere karşı gösterdiği elastik davranışla ilgilidir. İzotrop cisimler, uygulanan kuvvetin yönü ne olursa olsun, çekme, basma veya makaslama stresleri altında sabit bir elastisite modülüne sahiptirler. Anizotrop cisimlerde ise elastisite modülü, kuvvetin uygulandığı doğrultuya bağlı olarak değişiklik göstermektedir.^{108,109}

2.7. SEEA'nın Uygulama Aşamaları

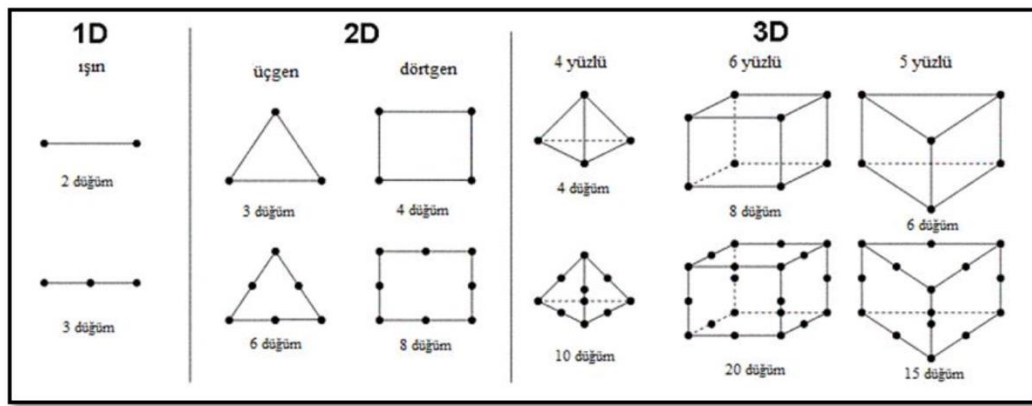
Karmaşık yapıların mekanik davranışlarını değerlendirebilmek amacıyla yürütülen SEEA; modelleme, sayısal analiz ve elde edilen sonuçların yorumlanmasını kapsayan bir dizi sistematik aşamadan oluşmaktadır.^{110,111}

2.7.1. İncelenecek Yapının Modelinin Elde Edilmesi

Analizin uygulanabilmesi için öncelikle analiz edilecek yapıların bilgisayar ortamına aktarılması ve bilgisayar destekli yazılımlar aracılığıyla geometrik modellerinin oluşturulması gerekmektedir. Üç boyutlu dijital modelin oluşturulmasında; manyetik rezonans görüntüleme (MR), bilgisayarlı tomografi (BT), üç boyutlu lazer tarayıcılar ve koordinat ölçüm cihazları gibi görüntüleme ve ölçüm teknolojilerinden yararlanılabilmektedir.¹¹² Bu veriler, bilgisayar destekli tasarım (computer aided design, CAD) sistemleri aracılığıyla işlenerek, analiz için gerekli olan detaylı ve gerçeğe uygun üç boyutlu geometrik modellerin oluşturulmasına olanak sağlamaktadır.^{86,107}

Hazırlanan modelin analizine başlamak için geometrik olarak en küçük yapısal birimlerine ayrılması gerekmektedir. Bu yapısal birimlerin her birine eleman (element) adı verilir.⁸⁶ Elemanlar, yapılarına göre tek boyutlu (doğrusal), iki boyutlu (örneğin üçgen

veya eşkenar dörtgen), üç boyutlu (piramit ya da prizmatik formlar) ya da izoparametrik olacak şekilde farklı geometrilerde tanımlanabilir.¹⁰⁴ Elemanlar, belirli noktalarda birbirleriyle birleşerek düğüm (node) adı verilen bağlantı noktalarını oluşturmaktadır. Bu birleşimlerin tümünden meydana gelen yapıya ise ağ (mesh) adı verilmektedir. Bu süreç sonunda, analiz edilecek yapının bilgisayar ortamında temsil edilen matematiksel modeli tamamlanmış olur.¹⁰⁴



Şekil 2. 2. SEEA’da farklı boyutlarda ve sayıda düğüm içeren elemanlar.

Literatürde, başarılı bir sonlu eleman analizi için modeldeki eleman ve düğüm sayısının 30,000 ila 200,000 arasında olması gerektiği belirtilmektedir. Eleman boyutunun da 150–300 μm aralığında tutulması önerilmekte olup, 300 μm ’nin üzerindeki boyutların analiz sonuçlarında doğruluk kaybına ve yanıltıcı sonuçlara yol açabileceği ifade edilmektedir.^{113,114} Modeldeki eleman sayısı arttıkça, analiz detayı da artmakta; bu da kuvvet dağılımının daha hassas bir şekilde ölçülmesine ve elde edilen sonuçların gerçeğe daha yakın olmasına olanak tanımaktadır.^{115,116}

Oluşturulan model, canlı bir yapının matematiksel dijital temsili olduğundan, biyolojik sistemin tüm doğal davranışlarını eksiksiz biçimde yansıtması mümkün

değildir. Ancak dijital ortamda hazırlanmış olması, yükleme koşulları ve analiz değişkenleri üzerinde esneklikle düzenleme yapılmasına olanak tanımaktadır. Bu nedenle, analizden güvenilir ve anlamlı sonuçlar elde edilebilmesi için, modelin titizlikle hazırlanması sürecin en kritik aşamalarından biridir.¹⁰

2.7.2 Verilerin Yazılım Programına Yüklenmesi ve Analizi

Bu analiz basamağında dijital modelin elemanlarına ait malzeme özellikleri, yükleme koşulları ve sınır şartları analiz yazılımına tanımlanmaktadır. Analiz için tanımlanması gereken temel malzeme parametreleri Poisson oranı ve elastisite modülüdür. Ancak çalışmanın kapsamına bağlı olarak termal genleşme katsayısı, sürtünme katsayısı, termal iletkenlik gibi ek fiziksel özellikler de kullanılabilir.¹¹⁷

Sınır şartları, modelin belirli düğüm noktalarından sabitlenerek yer değiştirme serbestliklerinin kısıtlanması ve yükleme koşullarının tanımlanması yoluyla belirlenmektedir. Yükleme koşulları kapsamında, uygulanacak sanal kuvvetin büyüklüğü, yönü ve açısı detaylı olarak tanımlanabilmektedir.⁸⁶

Modelde yer alan her bir eleman, modelin ana geometrisiyle birebir uyumlu olup analizi yapılacak yapının tüm mekanik özelliklerine sahiptir. Bu elemanların yükleme altındaki tepkileri, yapının genel mekanik davranışını yansıtmaktadır. Son olarak elde edilen veriler sistem tarafından kaydedilir ve analiz sonuçlarının değerlendirilmesinde kullanılır.¹⁵

2.7.3 Analizin Çözümlemesi

Bu aşama, analiz süreci sonunda elde edilen verilerin yorumlanmasını ve değerlendirilmesini içeren son basamaktır. Her bir sonlu elemanın ayrı ayrı çözümlemesinden bütün modelin çözümlemesine doğru ilerleyen bir yaklaşım izlenmektedir.¹⁵ Bu aşamada temel belirleyici, düğüm noktalarında elde edilen verilerdir. Bu nedenle, modeldeki düğüm sayısının artması, analiz sonuçlarının gerçeğe daha yakın olmasını sağlamaktadır.^{115,116}

Uygulanan farklı yükleme koşulları sonucunda, yapının çeşitli mekanik tepkilerine dair sayısal veriler elde edilebilmektedir. Bu veriler; asal ve eksensel stres değerlerinin yanı sıra, yer değiştirme miktarları, deformasyon değerleri ve eşdeğer stresler gibi farklı parametreleri içermektedir.⁸⁶ Analiz sonuçlarının yorumlanmasında, kullanılan materyalin mekanik özelliklerine bağlı olarak farklı stres kriterleri tercih edilmektedir. Kırılgan karakterdeki materyaller (örneğin kemik dokusu, greft materyalleri ve porselenler) için asal stres değerleri dikkate alınırken; metaller gibi çekilebilir materyallerde ise von Mises stres kriteri esas alınmaktadır. Ayrıca, von Mises stres değerleri aracılığıyla yapının genelinde oluşan stres dağılımı hakkında kapsamlı bilgi edinmek mümkündür.¹¹⁰

Kuvvet uygulandıktan sonra, sistem her bir düğüm ve eleman için tanımlanmış denklemleri çözerek sayısal veriler içeren sonuçlar üretmektedir. Doğru şekilde modellenmiş karmaşık bir geometrik yapı, binlerce denklem ve sonuç oluşturabileceğinden, bu verilerin yorumlanmasında genellikle renk skalasıyla görselleştirme yöntemlerine başvurulmaktadır. Program tarafından oluşturulan renk skalaları sayesinde, uygulanan kuvvetlerin model üzerindeki etkileri kolaylıkla görselleştirilebilmekte ve değerlendirilebilmektedir.¹¹⁸ SEEA sonucunda elde edilen

veriler sabit ve önceden belirlenmiş girdilere dayandığı için istatistiksel analiz gerektirecek bir değişkenlik barındırmaz. Bu nedenle, SEEA verilerinin değerlendirilmesinde klasik istatistiksel yöntemlere başvurulmaz.¹¹¹ SEEA’da asıl önemli olan, belirlenen uygun kesitlerdeki düğüm noktalarında oluşan stres miktarlarının doğru ve hassas biçimde değerlendirilmesi; elde edilen bulguların diğer modellerle karşılaştırılarak anlamlı sonuçlara ulaşılmasıdır.⁸⁶

2.8. SEEA’nın Avantaj ve Dezavantajları

Birçok alanda önemli kolaylıklar ve katkılar sağlayan SEEA, belirli sınırlamaları da beraberinde getiren bir analiz yöntemidir. Diğer stres analiz yöntemleriyle karşılaştırıldığında, SEEA’nın hem belirgin avantajları hem de bazı dezavantajları bulunmaktadır.¹⁰

Diş gibi yapısal ve morfolojik açıdan simetrik olmayan, karmaşık geometrilere sahip katı cisimlerin modellenmesine olanak sağlar; sonlu elemanların boyut ve şekillerindeki değişkenliğin sunduğu avantaj sayesinde gerçek yapıya en yakın dijital modellerin oluşturulmasını mümkün hale getirmektedir.^{88,93} Anatomik dokular gibi çok katmanlı yapılarda, katmanlar arasındaki birleşim özelliklerini ve her bir katmanın özgün fiziksel karakteristiklerini yansıtacak şekilde detaylı modellemelerin yapılmasına olanak tanımaktadır.¹⁴

Uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve yönü üzerinde istenilen değişikliklerin tekrarlanabilir şekilde yapılmasına olanak tanıyarak, çok sayıda deneysel senaryonun zahmetsiz ve sistematik biçimde gerçekleştirilmesini sağlamaktadır.^{93,119} Farklı malzeme özellikleri, yükleme koşulları ve sınır şartları altında yapıların davranışı kolaylıkla incelenebilmektedir.^{93,104} Bu yöntem, yüksek maliyetli deneylerin ve etik açıdan

sınırlayıcı olabilecek canlı doku çalışmalarının yerini alarak hem ekonomik hem de etik açıdan önemli avantajlar sunmaktadır.^{119,120} SEEA, elde edilen verilerin detaylı analizi ve yapısal davranışın öngörülmesi açısından güvenilir bir dijital simülasyon ortamı sağlamaktadır.¹⁵

Analizi gerçekleştirilecek yapının malzeme özelliklerinin sisteme doğru tanımlanması, uygulanacak kuvvetin büyüklüğü, uygulama noktası ve yönünün doğru şekilde belirlenmesi tamamen araştırmacının sorumluluğunda olduğundan dolayı modelleme aşamasında son derece hassas veri aktarımı gereklidir; yapılacak küçük bir hata dahi elde edilen tüm sonuçları doğrudan etkileyebilmektedir.^{110,121} Bu nedenle, mesleki bilgi, değerlendirme yetkinliği ve deneyim büyük önem taşımaktadır.¹⁰⁴

Analiz yüksek işlem gücüne sahip bilgisayar donanımı ve gelişmiş analiz yazılımlarının kullanımını gerektirmektedir. Bu altyapıların edinimi ve güncellenmesi, önemli ölçüde maliyet oluşturabilmektedir.¹⁰⁴

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma, 04.07.2024 tarihli ve 2024/160 sayılı karar ile Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı tarafından onaylandı (Ek 1) ve Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi Başkanlığı tarafından ‘TSA-2024-1696’ proje kodu ile desteklendi.

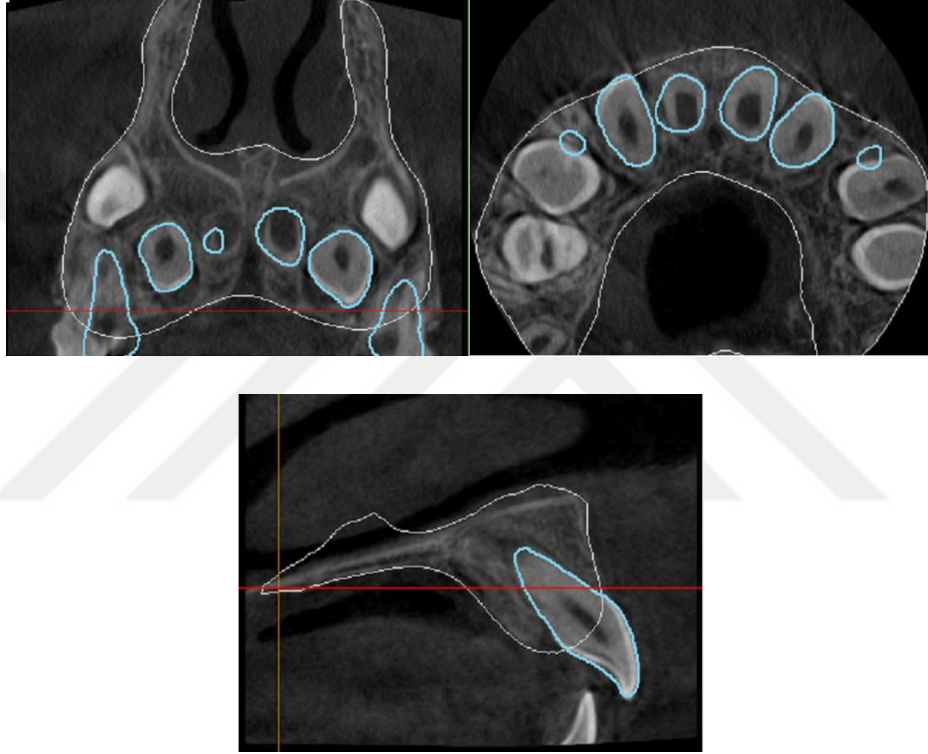
Mevcut çalışma, günümüzde kullanılan ileri düzey medikal görüntüleme sistemleri ve bilgisayar destekli analiz yazılımları aracılığıyla gerçekleştirildi. Araştırmada, talon tüberkülü şekil anomalisine sahip daimi santral diş farklı yönlerden uygulanan travmatik kuvvetlerin, diş ve çevre kemik dokuda oluşturduğu stres ve deformasyonların belirlenmesi, travmanın anomali olan ve olmayan simetrik sağlıklı diş üzerindeki biyomekanik etkilerinin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi amaçlandı. Bu amaç doğrultusunda, SEEA’dan faydalandı.

Çalışma için Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı’nda tomografik görüntü arşivi tarandı ve çalışmada kullanılmak üzere kaydedildi. Görüntünün çalışmaya dahil edilme kriterleri;

- 6-14 yaş aralığında,
- Daimi santral dişinin birinde talon tüberkülü olan,
- Simetrik daimi santral dişin sağlıklı olarak yer aldığı,
- Maksiller bölgede herhangi bir deformasyon ya da çene anomali olmayan,
- Çevre yumuşak dokuda ve kemik dokuda herhangi bir anomalinin olmadığı,
- Sistemik olarak sağlıklı çocuk hastaların tomografik görüntüleri taranıp, şartları sağlayan görüntü çalışmaya dahil edildi.

3.1. Üç Boyutlu Katı Modelin Oluşturulması

Çalışmada kullanılmış olan konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (CBCT) görüntüleri Planmeca ProMax 3D Classic ünitesi (Planmeca, Helsinki, Finlandiya) kullanılarak elde edildi: 110 kVp, 3 mA, 1,8 saniye ve 200 μ m voksel boyutu olarak alındı.

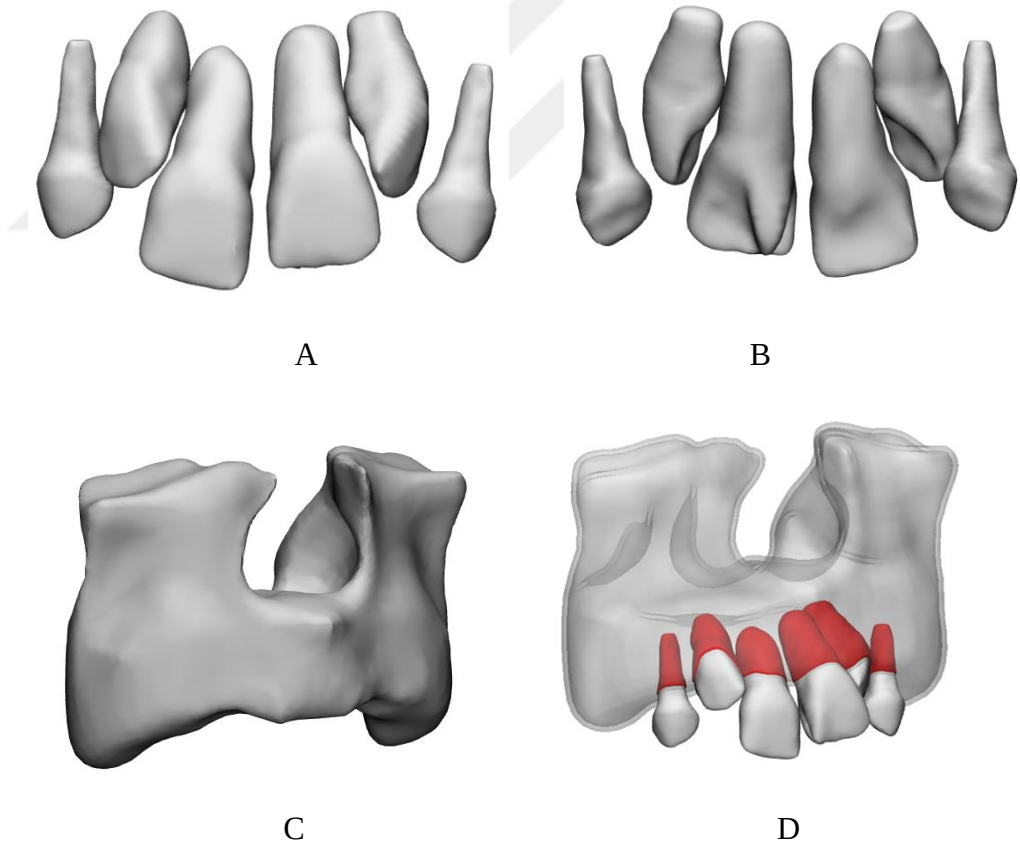


Şekil 3. 1. Hastadan alınan tomografik kesit görüntüsü.

Katı modelin doğru bir şekilde oluşturulabilmesi için, CBCT ile elde edilen kesitsel görüntüler DICOM (Digital Imaging and Communications In Medicine) Formatında yüksek işlem kapasitesine sahip bir bilgisayarda medikal görüntüleme ve modelleme sistemi olan Mimics Innovation Suite 24.0 (Materialise NV, Leuven, Belçika) yazılımına aktarılarak üç boyutlu hacimsel görüntüsü elde edildi. Bu süreç, maksiller

yapının her ayrıntısının özgün anatomik yapıya sadık kalınarak modellenmesi açısından özellikle önem taşımaktaydı. Mimics Innovation Suite 24.0 tıbbi görüntüleme yazılımı sayesinde, olguya ait diş ve kemik yapıları (mine, dentin, trabeküler kemik ve kortikal kemik,) her biri ayrı ayrı 3-Matic 16.0 yazılımı kullanılarak temizlendi ve görüntü yoğunlukları yardımıyla segmentasyon işlemi gerçekleştirildi.

Segmentasyondan elde edilen veriler CAD programı olan SolidWorks yazılımına aktarılıp tersine mühendislik yöntemiyle dişler ve maksiller yapı ayrı ayrı katı modeller hâline getirildi. Böylece SEEA'ya uygun dijital model oluşturularak yapısal simülasyon sürecine hazır hâle getirildi.



Şekil 3. 2. Segmentasyon sonrası oluşturulan üç boyutlu katı modeller: diş modellerinin labial ve palatinal görünümleri (A ve B), alveoler kemik modeli (C), bütün yapının dijital modeli (D)

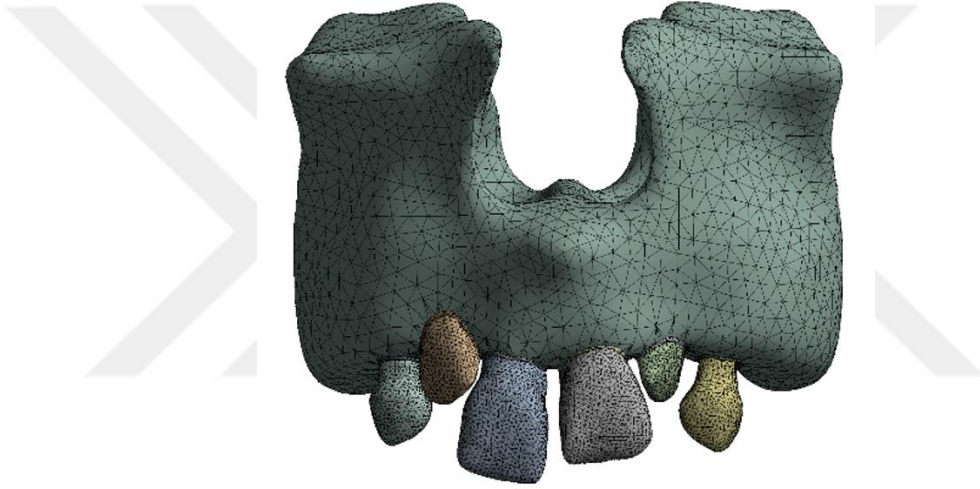
Çalışmada tanımlanan fiziksel problem kapsamında, dış ve çevre dokular üzerinde oluşan stres ve deformasyon analizleri, ANSYS Workbench yazılımı kullanılarak gerçekleştirildi. Oluşturulan üç boyutlu dijital model, ANSYS Workbench ortamına aktarıldı ve tüm analizler, sonlu elemanlar prensiplerine uygun şekilde bu platformda yürütüldü. Analiz süreci, 2.50 GHz saat hızında çalışan 11. nesil Intel Core i9-11900 işlemciye ve 64 GB ECC belleğe sahip bir bilgisayar sistemi kullanılarak tamamlandı.

3.2. Ağ Yapısının Oluşturulması

Katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi, optimize ağ yapısının oluşturulması ve sonlu elemanlar modellerinin çözümü ANSYS Workbench yazılımı ile gerçekleştirildi. Modelin meshlenmesi ve analiz için en uygun sonlu eleman tipinin belirlenmesi, güvenilir ve doğru sonuçlar elde edilebilmesi açısından kritik öneme sahiptir. Bu çalışmada, analizlerden en iyi sonucu elde edebilmek amacıyla, sekiz düğüm noktasına sahip tetrahedral sonlu elemanlar kullanıldı.

Analiz sürecinde, model üzerinde farklı mesh boyutları kullanılarak bir yakınsama çalışması gerçekleştirildi. Yakınsama çalışması, ağ yapısının (mesh) farklı boyutlarda uygulanmasıyla, analiz sonuçlarının bu değişimlere verdiği tepkinin değerlendirilmesini amaçlamaktadır. Genel olarak, mesh boyutu küçüldükçe analiz hassasiyeti artmakta ve elde edilen sonuçlar daha doğru olmaktadır. Ancak belirli bir noktadan sonra, mesh daha da küçültülse dahi sonuçlarda anlamlı bir değişiklik gözlenmez. Bu durum, modelin analiz açısından yakınsadığını ve kullanılan mesh boyutunun yeterli çözünürlüğe ulaştığını gösterir. Bu çalışmada da benzer şekilde, belirli bir mesh boyutunun altına inilmesine rağmen sonuçlarda değişim gözlemlenmedi. Bu nedenle, hesaplama süresi ve analiz doğruluğu açısından en verimli sonuçları sağlayan mesh boyutu seçilerek, analizler bu değer üzerinden yürütüldü.

Ağ yapısında kullanılan eleman boyutları; dişler için 0,075 mm, periodontal ligament (PDL) için 0,065 mm, maksiller kemik için 1 mm ve çelik bilye için 4 mm olarak belirlendi. Modelde kullanılan bu elemanlar, x, y ve z eksenlerinde üç boyutlu translasyon ve rotasyon hareketlerine olanak sağlayacak şekilde tanımlandı. Oluşturulan mesh yapısı, toplamda 879,868 düğüm noktasından ve 599,609 elemandan oluşmaktadır. Ayrıca, analiz programında elde edilen katı modelin mesh yapısı; izotropik, homojen ve lineer elastik özelliklere sahip olacak şekilde modellendi.



Şekil 3. 3. Modelin mesh yapısının görüntüsü.

3.3. Malzeme Özelliklerinin Programa Aktarılması

Çalışmada uygulanan kuvvetlere karşı diş ve kemik dokularının nasıl bir biyomekanik yanıt vereceğini belirleyebilmek için, bu dokulara ait mekanik özelliklerden olan Young modülü ve Poisson oranının doğru şekilde tanımlanması gerekmektedir. İlgili değerler, her bir yapı için literatüre uygun olarak belirlenmiş ve analiz programına

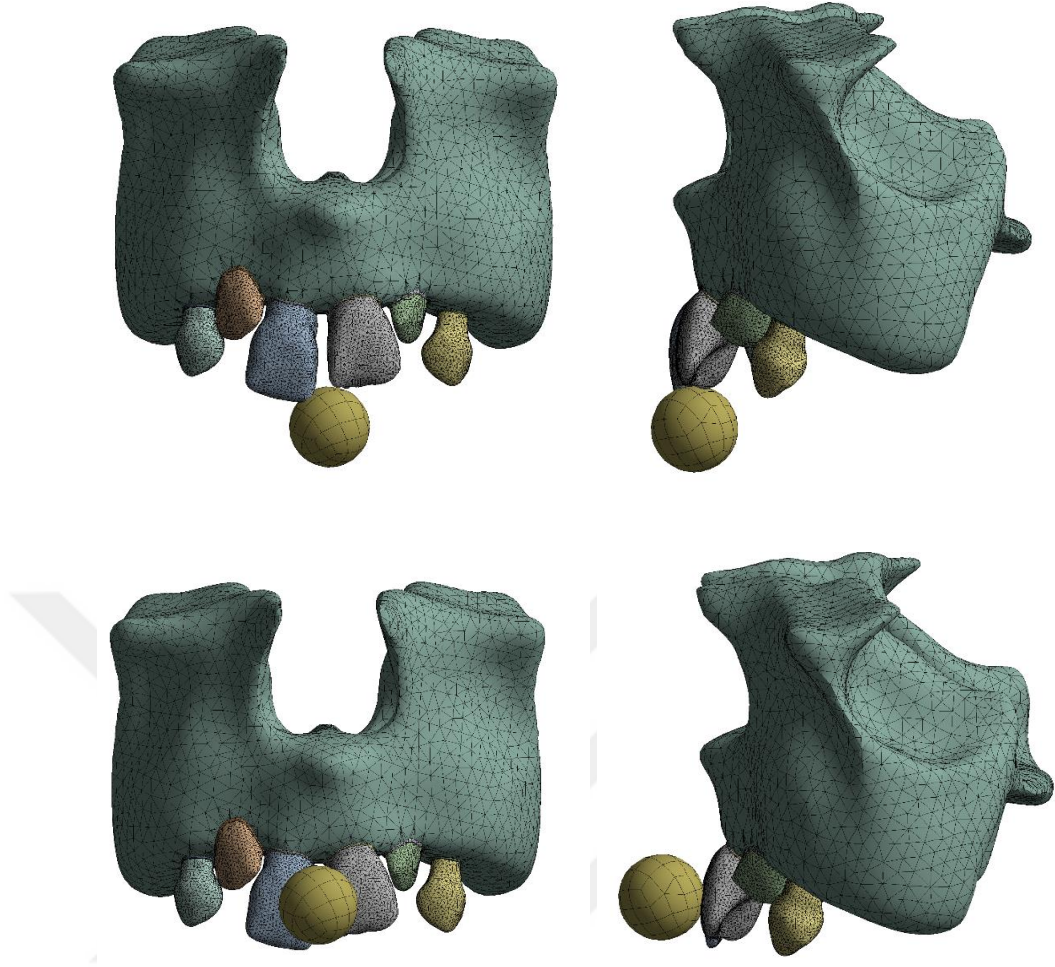
tanımlandı.^{120,122} Malzeme özellikleri açısından, tüm yapıların izotropik ve homojen davrandığı varsayıldı; diş modeli ise lineer elastik olarak kabul edildi.

Tablo 3. 1. Çalışmada kullanılan materyallerin elastik modül ve Poisson oranları ^{120,122}

Doku / Yapı	Elastik Modül (Mpa)	Possion Oranı
Mine	84100	0,30
Dentin	18600	0,30
Pdl	50	0,45
Trabeküler Kemik	1400	0,31
Kortikal Kemik	13700	0,33
Çelik	200000	0,30

3.4. Sınır ve Yükleme Koşulları

Analizin son aşamasında sınır koşulları ile yükleme koşulları tanımlandı. Kuvvetin yönü, şiddeti ve uygulama açısı belirlenip; travmatik etkiyi simüle etmek amacıyla, yarıçapı 10 mm olan çelik bir bilye, dişlere 10 m/s hızla çarptırılarak model üzerinde dinamik yükleme uygulandı. Yükleme bukkal ve insizalden yatay ve dikey olacak şekilde iki farklı yönde gerçekleştirildi. Kuvvetlerin geldiği bölgeler her iki anterior dişin bukkal yüzeyinin orta noktası ve insizal kenarlarının orta noktası olarak seçildi.



Şekil 3. 4. Uygulanan travma senaryolarının yükleme yönlerine göre simülasyonları.

3.5. Sonuçların Değerlendirilmesi

Mevcut çalışmada, uygulanan kuvvetlerin diş ve çevre kemik dokularda oluşturduğu stresler, von Mises kriterine göre değerlendirildi ve sonuçlar megapaskal (MPa) cinsinden hesaplandı. Oluşan deformasyonlar ise maksimum total deformasyon değerleri esas alınarak milimetre (mm) cinsinde belirlendi ve bu veriler doğrultusunda karşılaştırmalı analiz gerçekleştirildi.

Modellerde oluşan streslerin daha iyi görselleştirilebilmesi amacıyla, analiz sonucunda elde edilen sayısal veriler renkli görüntülere dönüştürüldü. Görüntülerde her bir renk belirli bir stres değer aralığını temsil etmekte olup bu aralıklar görüntülerin sol st köşesinde yer alan renk skalası ile belirtildi. Stres dağılımları, renk skalasına göre kırmızıdan maviye doğru azalan bir düzende gösterildi ve böylece farklı bölgelerdeki stres yoğunlukları görsel olarak kolayca ayırt edilebilir hâle getirildi.



4.BULGULAR

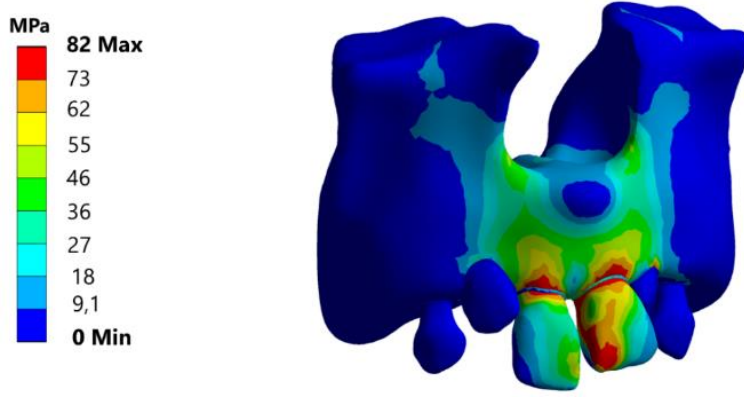
Bu çalışmada üç boyutlu katı modelleri oluşturulan talon tüberküllü bulunan daimi santral dişe, simetrik normal morfolojiye sahip dişe ve çevresindeki alveoler kemiğe gelen travmalar simüle edilmiştir. Yarıçapı 10 mm olan çelik bir bilyenin, dişlere bukkal yüzeyden yatay yönde ve insizal kenardan dikey yönde 10 m/s hızla çarpmasıyla oluşan stres ve deformasyonlar analiz edilmiştir. Stres dağılımları von Mises stres kriteri esas alınarak; deformasyonlar ise maksimum toplam deformasyon değerlerine göre değerlendirilmiştir. Şekillerde görülen kırmızıdan maviye doğru olan renkler, azalan stres ve deformasyon değerlerini göstermektedir.

4.1. Yatay Yönde Kuvvet Uygulandığında Oluşan Stres Dağılımı

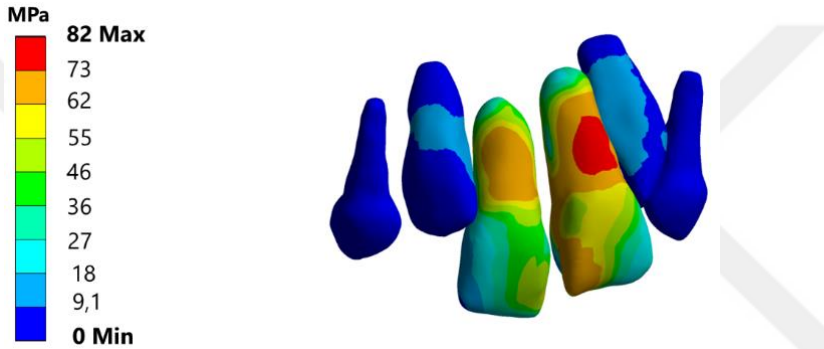
Çalışmanın ilk basamağında modellere bukkal yüzeyden yatay yönde çarptırılan çelik bilyenin oluşturduğu stresler değerlendirilmiştir. Uygulanan kuvvet sonucunda modellerde oluşan streslerin yoğunlaştığı bölgeler modelde kırmızıdan maviye doğru azalacak şekilde görselleştirilmiştir. Oluşan maksimum von Mises stres değerleri tabloda sayısal olarak gösterilmiştir. (Tablo 4.1)

Tablo 4. 1. Yatay yönde uygulanan kuvvet sonucunda modellerde oluşan maksimum von Mises stres değerleri (MPa)

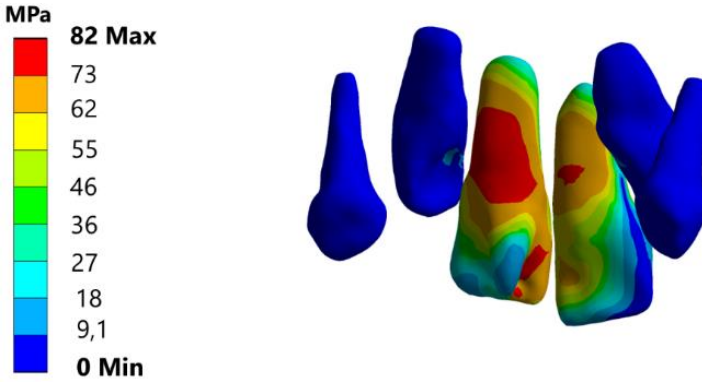
Model	Maksimum Von Mises Stres (MPa)
Alveoler Kemik	74,83
Normal Diş	80,00
Talon Tüberküllü Diş	82,80



Şekil 4. 1. Yatay yönde uygulanan kuvvetin oluşturduğu streslerin genel görünümü



Şekil 4. 2. Dişlerde oluşan streslerin bukkal yüzeyden genel görünümü



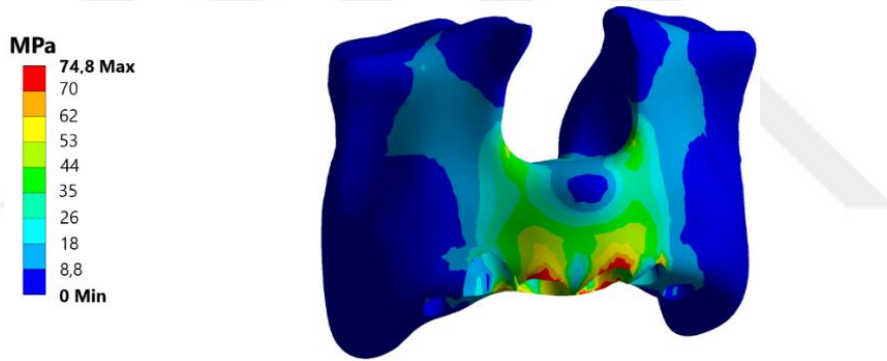
Şekil 4. 3. Dişlerde oluşan streslerin palatinal yüzeyden genel görünümü.

Şekil 4.1 deki genel görünümde en yüksek stresin çelik bilyenin dişle temas ettiği bölgede, ikinci en yüksek stresin ise alveolar kemiğin dişi çevreleyen servikal bölgesinde yoğunlaştığı gözlemlendi.

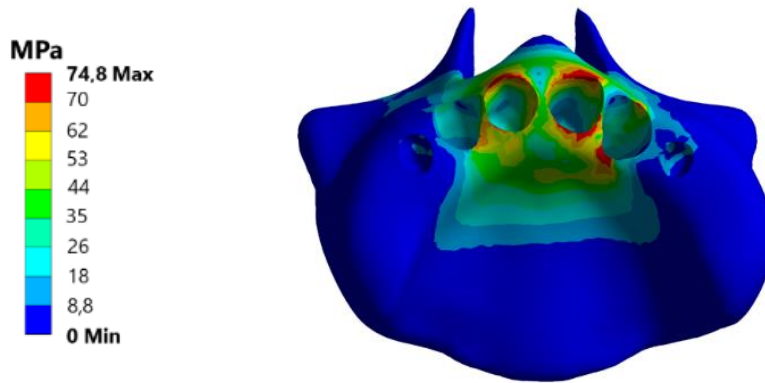
Şekil 4.2 ve Şekil 4.3'te gösterilen diş modellerinde, stres birikiminin en yoğun olduğu alanların kök bölgelerinde yer aldığı belirlendi. Talon tüberküllü dişin kökünde oluşan stres alanı normal morfolojideki dişte oluşan stresten daha yüksek görüldü.

4.1.1. Yatay Yönde Uygulanan Kuvvet Sonucu Alveoler Kemikte Oluşan Stres Dağılımı

Modele bukkal yüzeyden yatay yönde çarpan çelik bilyenin alveoler kemikte oluşturduğu von Mises stres değerleri Şekil 4.4. ve Şekil 4.5. de gösterilmiştir. Alveoler kemikteki en yüksek stres kemiğin apikal bölgesinde dişin servikal kısmını çevreleyen alanda görülmüş olup bu değer 74,83 MPa olarak kaydedilmiştir.



Şekil 4. 4. Alveoler kemikte oluşan streslerin frontal görüntüsü.

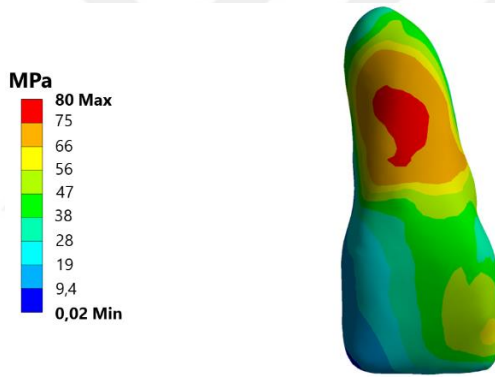


Şekil 4. 5. Alveoler kemikte oluşan streslerin horizontal görüntüsü

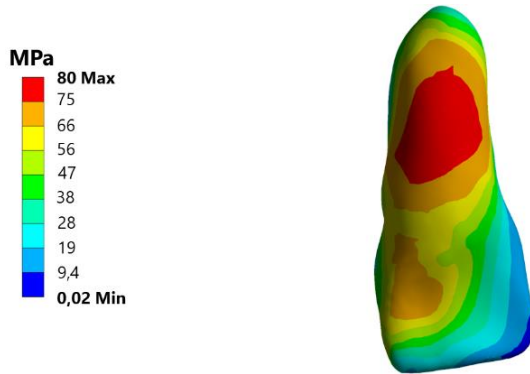
Horizontal görüntüde travmanın talon tüberküllü dişin etrafını çevreleyen servikopalatinalinde de yüksek strese sebep olduğu görülmektedir.

4.1.2 Yatay Yönde Uygulanan Kuvvet Sonucu Normal Morfolojideki Dişte Oluşan Stres Dağılımı

Modele bukkal yüzeyden yatay yönde uygulanan kuvvet sonucu normal morfolojideki diş üzerinde oluşan stresler Şekil 4.6 ve Şekil 4.7 de gösterilmektedir. Bukkalde ve palatinalde en yüksek değer kökün orta üçlüsünde görülmekte olup palatinaldeki stres yoğunluğu daha geniş bir bölgeyi kaplamaktadır. Ölçülen maksimum von Mises stres değeri 80,0 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 4. 6. Normal morfolojideki dişte oluşan streslerin bukkal yüzden görüntüsü.

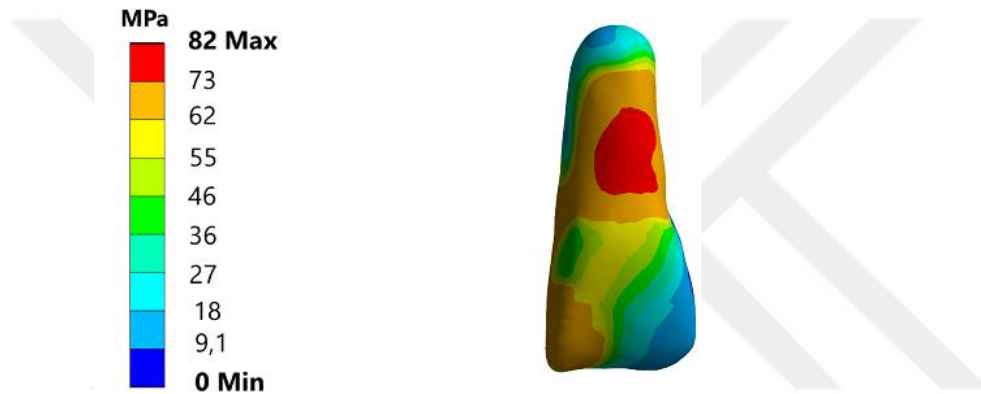


Şekil 4. 7. Normal morfolojideki dişte oluşan streslerin palatinal yüzden görüntüsü.

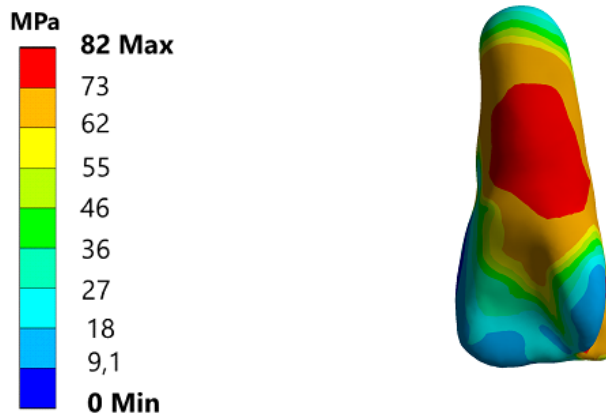
4.1.3 Yatay Yönde Uygulanan Kuvvet Sonucu Talon Tüberküllü Dişte Oluşan

Stres Dağılımı

Modelde talon tüberküllü olan dişe yatay yönden gelen kuvvete karşı oluşan stresler gösterilmiştir. Stresler dişin orta ve gingival 1/3'ünde yoğunlaşmakta olup palatinal yüzeyde görülen stres yoğunluğu bukkalde görülen stres yoğunluğundan daha fazladır. Maksimum von Mises stres değeri 82,80 MPa olarak ölçülmüştür. Anomalisi olan diş alveoler kemik ve simetrik normal dişe göre travmadan daha çok etkilenmiştir.



Şekil 4. 8. Talon tüberküllü dişte oluşan streslerin bukkal yüzden görüntüsü.



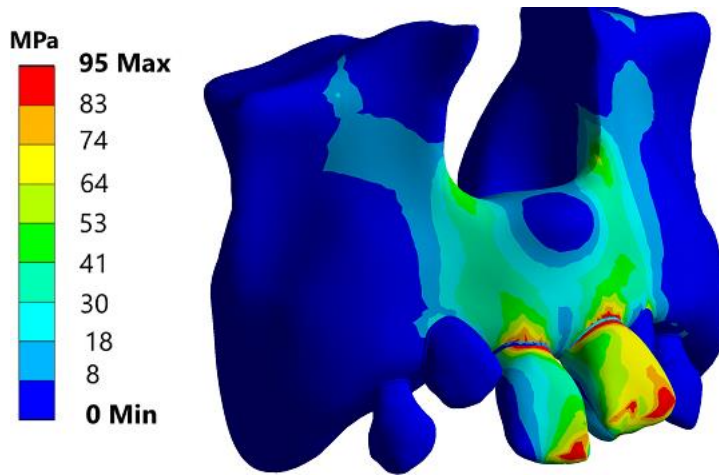
Şekil 4. 9. Talon tüberküllü dişte oluşan streslerin palatinal yüzden görüntüsü.

4.2. Dikey Yönde Kuvvet Uygulandığında Oluşan Stres Dağılımı

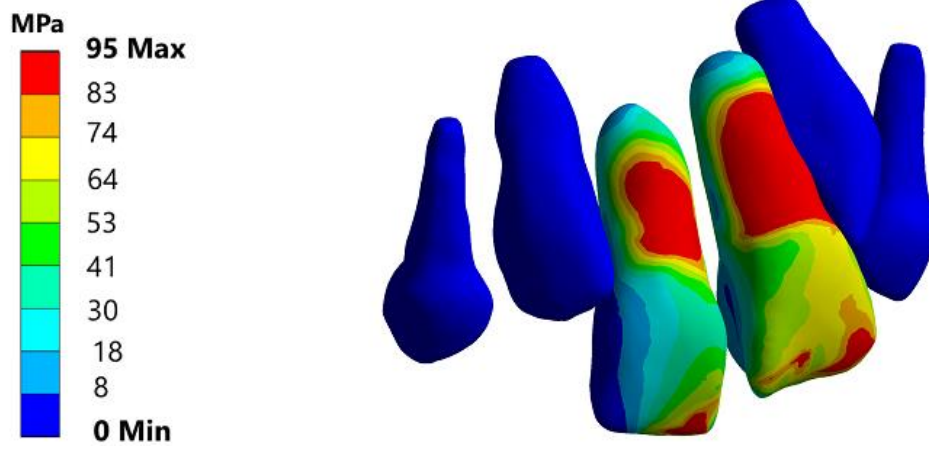
Çalışma modellerine insizal kenardan dikey ekseninde çarptırılan çelik bilyenin oluşturduğu stresler değerlendirilmiştir. Uygulanan kuvvet sonucunda modellerde oluşan streslerin yoğunlaştığı bölgeler modelde kırmızından maviye doğru azalacak şekilde görselleştirilmiştir. Oluşan maksimum von Mises stres değerleri tabloda sayısal olarak gösterilmiştir. (Tablo 4.2)

Tablo 4. 2. Dikey yönde uygulanan kuvvet sonucunda modellerde oluşan maksimum von Mises stres değerleri. (MPa)

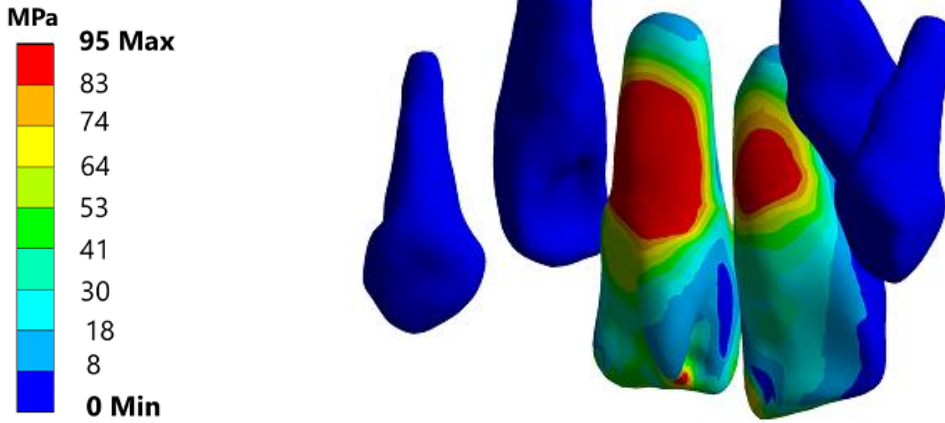
Model	Maksimum Von Mises Stres (MPa)
Alveoler Kemik	84,5
Normal Diş	88,7
Talon Tüberküllü Diş	95,0



Şekil 4. 10. Dikey yönde uygulanan kuvvetin oluşturduğu streslerin genel görünümü.



Şekil 4. 11. Dişlerde oluşan streslerin bukkal yüzeyden genel görünümü.

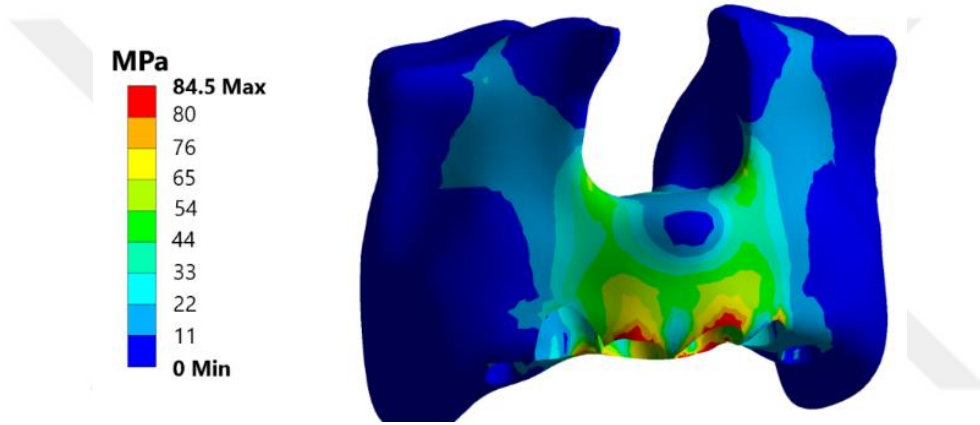


Şekil 4. 12. Dişlerde oluşan streslerin palatinal yüzeyden genel görünümü.

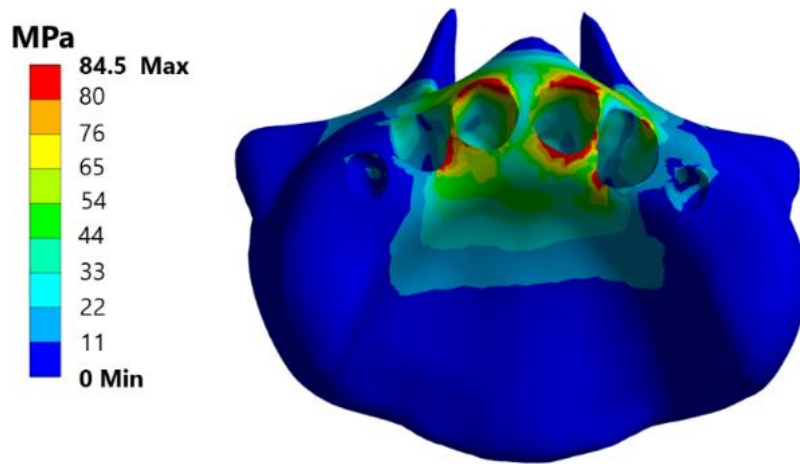
Şekil 4.10'daki genel görünümde, dikey yönde uygulanan kuvvete karşı oluşan en yüksek stresin, darbenin geldiği insizal kenar ile alveoler kemiğin servikal bölgesinde yoğunlaştığı görüldü. Bu bulgular, bukkal yönden uygulanan kuvvetle elde edilen stres dağılımlarıyla benzerlik gösterdi. Şekil 4.11 ve Şekil 4.12 de diş modellerinde görülen streslere bakıldığında her iki modelde de streslerin kökte yoğunlaştığı, talon tüberkülü olan dişteki stres alanının daha yaygın olduğu görüldü.

4.2.1. Dikey Yönde Uygulanan Kuvvet Sonucu Alveoler Kemikte Oluşan Stres Dağılımı

Modele insizal kenardan dikey yönde çarpan çelik bilyenin alveoler kemikte oluşturduğu von Mises stres değerleri şekilde gösterilmiştir. En yüksek stres yatay kuvvet uygulaması sonucundaki gibi alveoler kemiğin apikal bölgesinde dişin servikal kısmını çevreleyen alanda görülmüştür. 84,5 MPa olarak ölçülen bu değer yatay yönlü kuvvetin etkisinden daha büyük strese yol açmıştır.



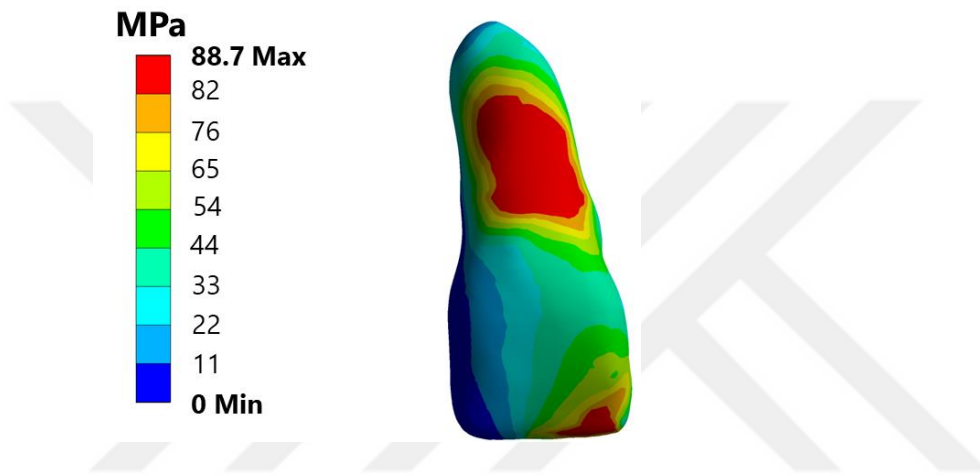
Şekil 4. 13. Alveoler kemikte oluşan streslerin frontal görüntüsü.



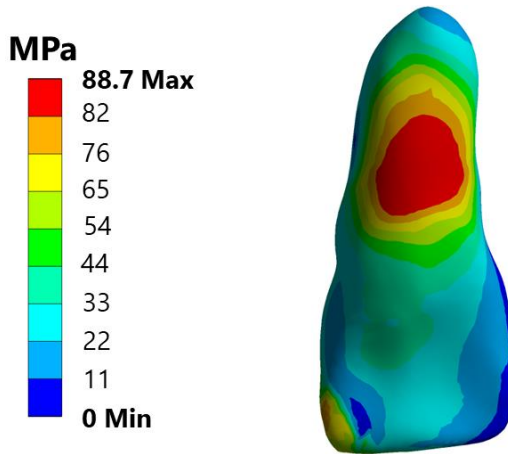
Şekil 4. 14. Alveoler kemikte oluşan streslerin horizontal görüntüsü.

4.2.2. Dikey Yönde Uygulanan Kuvvet Sonucu Normal Morfolojideki Dişte Oluşan Stres Dağılımı

Modelde bukkal yüzeyden yatay yönde kuvvet sonucu normal morfolojideki diş üzerinde oluşan stresler gösterilmektedir. En yüksek stres bölgeleri kuvvetin geldiği insizal kenar ve kökün orta üçlüsü olarak görülmektedir. Stresler kökün bukkal yüzeyinde yoğunlaşmış olup ölçülen en yüksek von Mises stres değeri 88,7 MPa'dır.



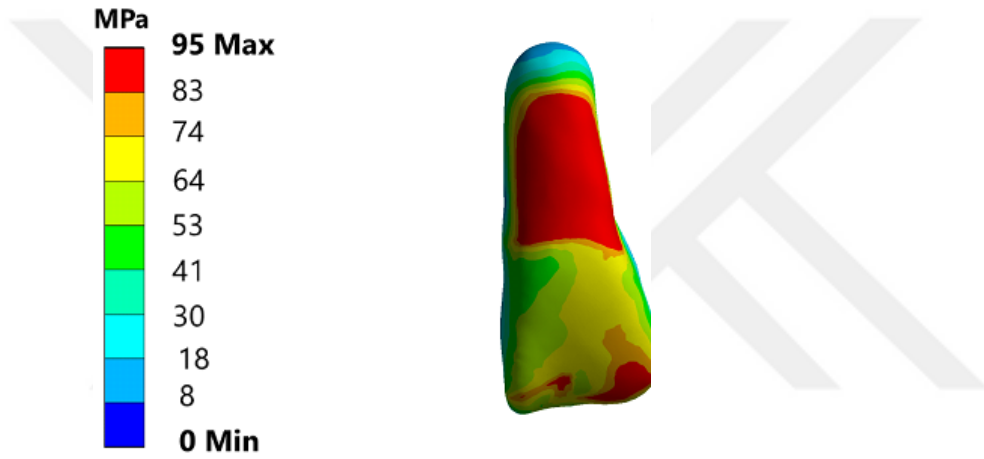
Şekil 4. 15. Normal morfolojideki dişte oluşan streslerin bukkal yüzden görüntüsü.



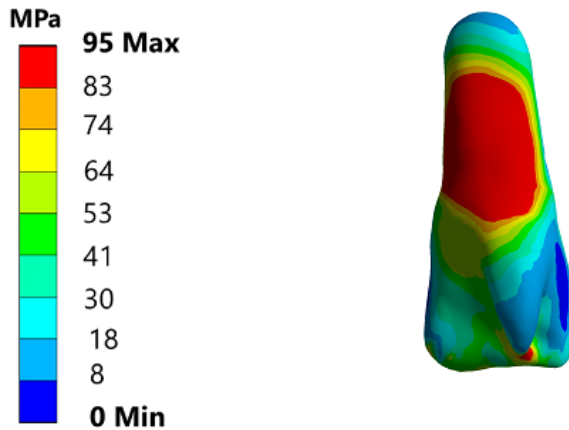
Şekil 4. 16. Normal morfolojideki dişte oluşan streslerin palatinal yüzden görüntüsü.

4.2.3. Dikey Yönde Uygulanan Kuvvet Sonucu Talon Tüberküllü Dişte Oluşan Stres Dağılımı

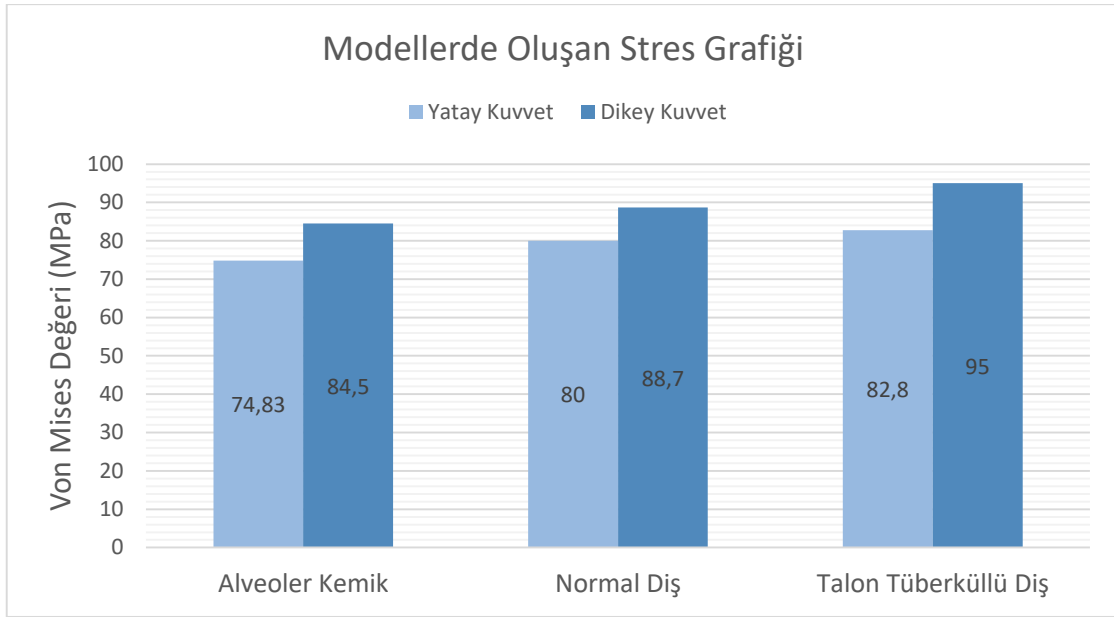
Talon tüberküllü olan diş modeline insizal kenardan dikey yönde kuvvet uygulanması sonucu oluşan stresler şekilde gösterilmiştir. Kuvvetin geldiği insizal kenarla birlikte kökün gingival ve orta üçlüsünün kuvvetten büyük ölçüde etkilendiği görülmektedir. Tüm von Mises stres değerleri içinde ölçülen en yüksek değer bu modelde ölçülmüş olup bu değer 95,0 MPa'dır.



Şekil 4. 17. Talon tüberküllü dişte oluşan streslerin bukkal yüzden görüntüsü.



Şekil 4. 18. Talon tüberküllü dişte oluşan streslerin palatinal yüzden görüntüsü.



Şekil 4. 19. Modellerde oluşan stres grafiği

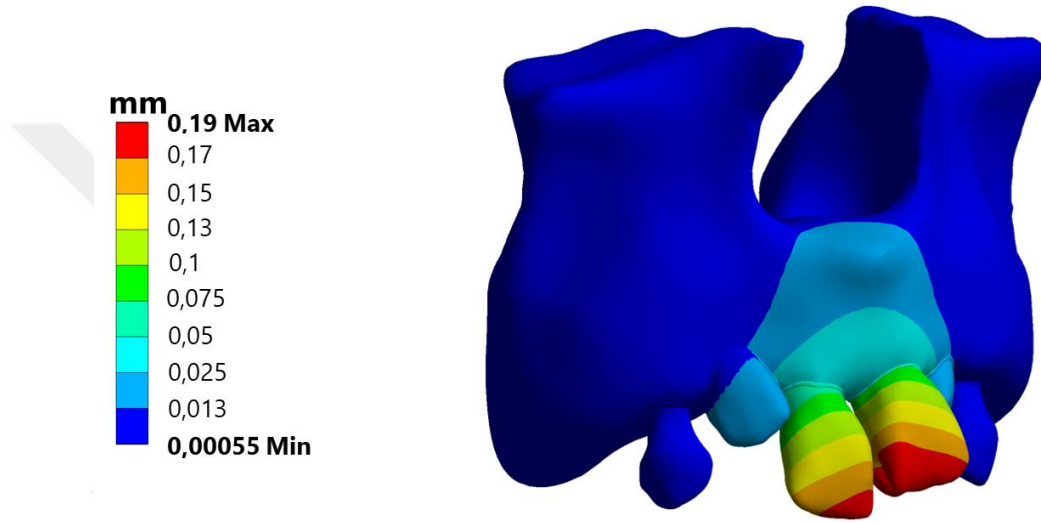
Stres analizlerinin sayısal verilerine bakıldığında modellere dikey yönde uygulanan kuvvetin yatay yönde uygulanan kuvvete kıyasla daha yüksek stres oluşturduğu belirlendi. Alveoler kemikte oluşan stres düzeylerinin, diğer yapılarla karşılaştırıldığında daha düşük olduğu tespit edildi. Tüm modeller arasında en yüksek stres değerinin, talon tüberkülü olduğu görüldü.

4.3. Yatay Yönde Kuvvet Uygulandığında Oluşan Deformasyon Bölgeleri

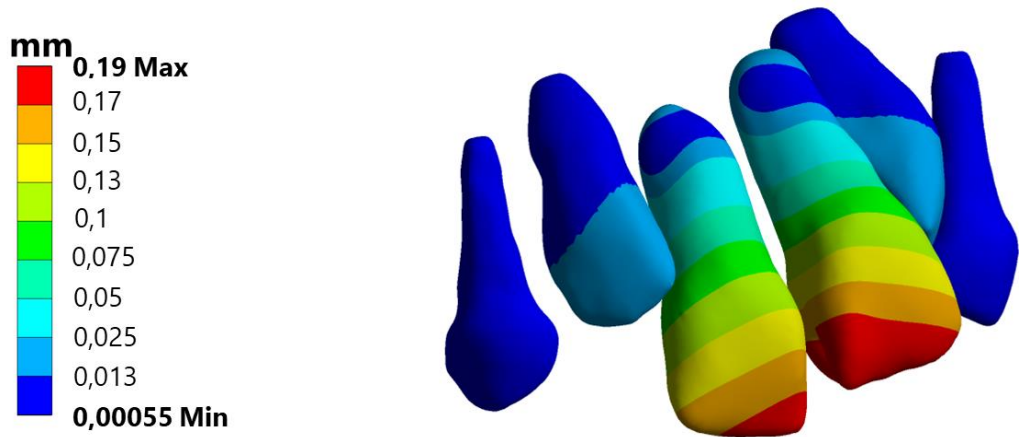
Çalışmanın bu aşamasında deformasyon değerleri üzerine analiz yapılmıştır. Modellere bukkal yüzeyden yatay ekseninde çarptırılan çelik bilyenin oluşturduğu deformasyonlar değerlendirilmiştir. Uygulanan kuvvet sonucunda modellerde oluşan deformasyonların yoğunlaştığı bölgeler modelde kırmızıdan maviye doğru azalacak şekilde görselleştirilmiştir. Oluşan maksimum total deformasyon değerleri tabloda sayısal olarak gösterilmiştir. (Tablo 4.3)

Tablo 4. 3. Yatay yönde uygulanan kuvvet sonucunda modellerde oluşan maksimum total deformasyon değerleri(mm)

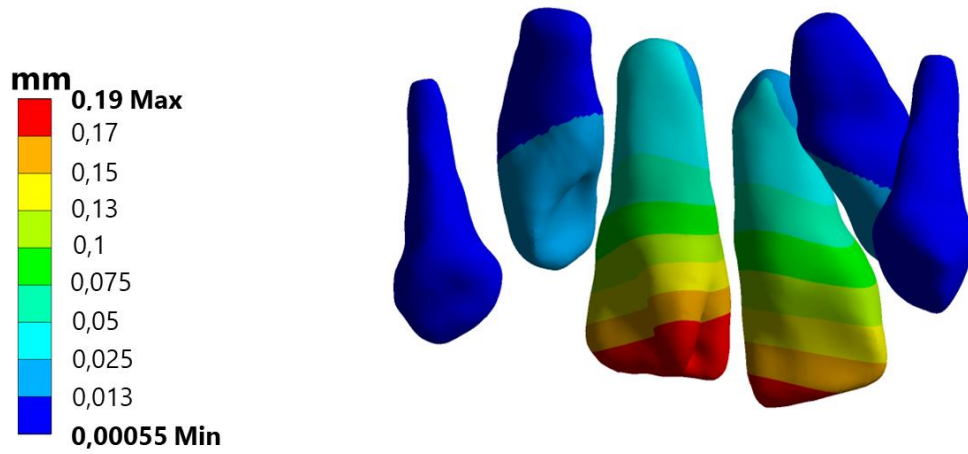
Model	Maksimum Total Deformasyon (mm)
Alveoler Kemik	0,036
Normal Diş	0,175
Talon Tüberküllü Diş	0,190



Şekil 4. 20. Yatay yönde uygulanan kuvvetin oluşturduğu deformasyonların genel görünümü.



Şekil 4. 21. Dişlerde oluşan deformasyonların bukkal yüzeyden genel görünümü.



Şekil 4. 22. Dişlerde oluşan deformasyonların palatinal yüzeyden genel görünümü.

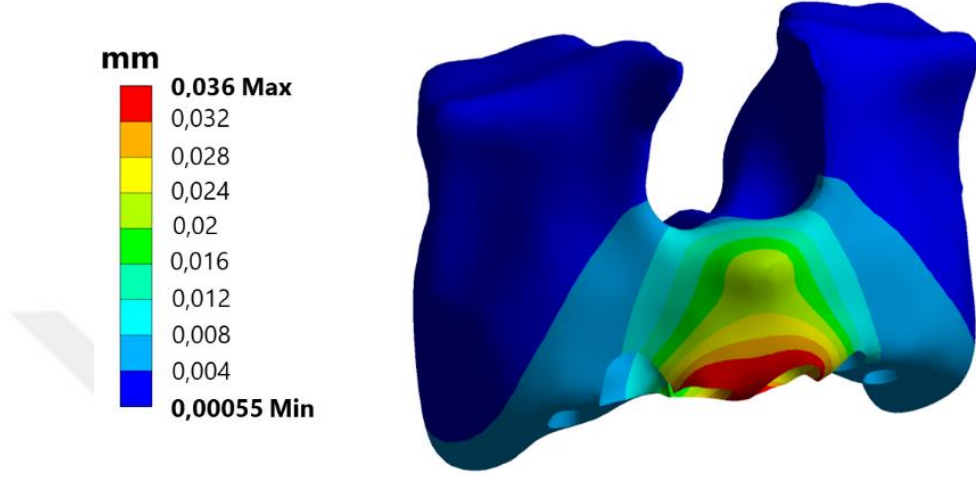
Deformasyon analizlerinin yapıldığı bu modellerde bukkal yüzeyden yatay yönde uygulanan kuvvete karşı oluşan deformasyonlar değerlendirildiğinde Şekil 4.19 da görülen genel görünümde deformasyonun en çok çelik bilyenin çarptığı yerde olduğu görüldü. Bu değer, çarpma alanından uzaklaştıkça kademeli olarak azaldığı tespit edildi. Alveoler kemikte stres analizlerindeki gibi yüksek değerler kaydedilmedi.

Şekil 4.20 ve Şekil 4.21 de talon tüberküllü ve normal morfolojideki dişlerde oluşan deformasyonlara bakıldığında her iki dişte görülen deformasyonlar alanlarının benzer olup bukkal yüzeyde çarpmanın gerçekleştiği yerde en yüksek deformasyon kaydedildi. Talon tüberküllü dişte görülen deformasyonun daha geniş bir alan kapladığı görüldü.

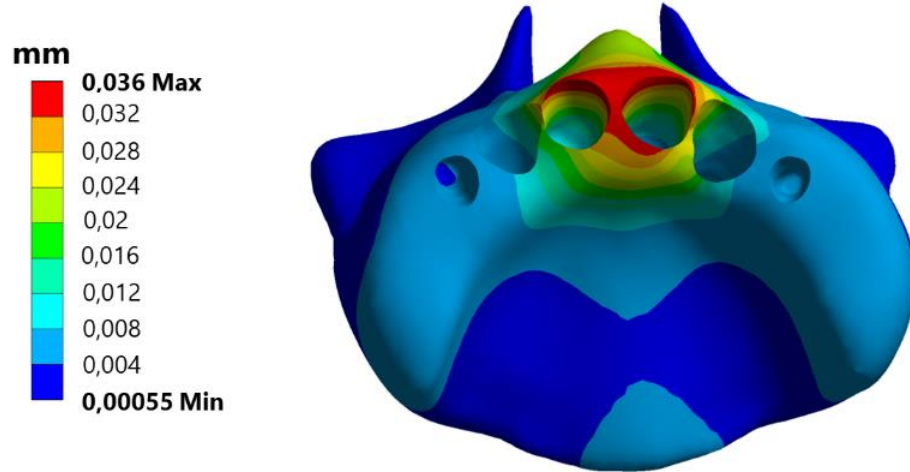
4.3.1. Yatay Yönde Uygulanan Kuvvet Sonucu Alveoler Kemikte Oluşan Deformasyon Bölgeleri

Modele bukkal yüzeyden yatay yönde çarpan çelik bilyenin alveoler kemikte oluşturduğu deformasyon bölgeleri şekillerde gösterilmiştir. Alveoler kemikte gözlenen

en yüksek deformasyon kuvvetin uygulanma noktasına en yakın olan servikal bölgede görülmekte olup 0,036 mm olarak bulunmuştur.



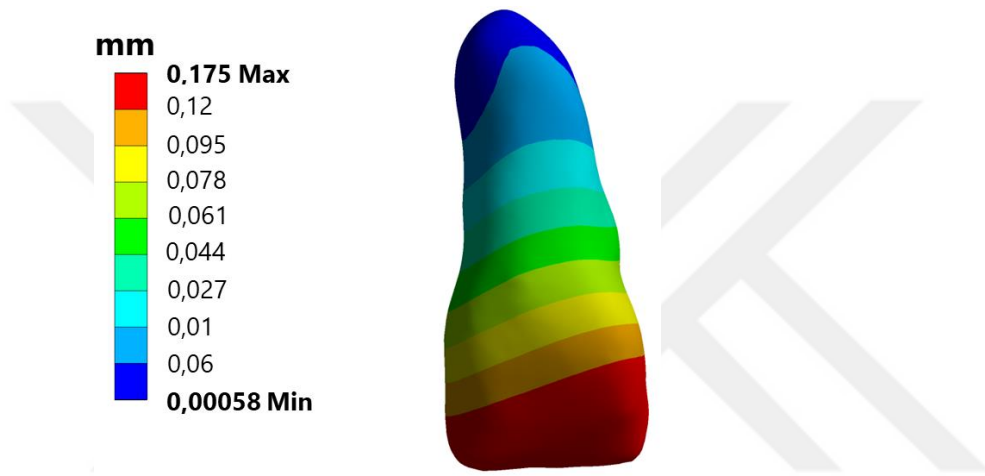
Şekil 4. 23. Alveoler kemikte oluşan deformasyonların frontal görüntüsü.



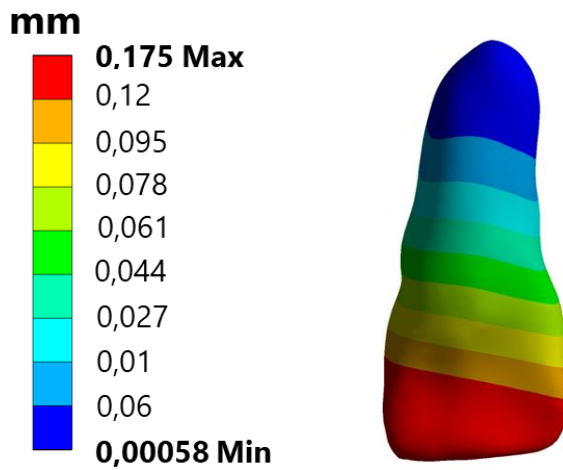
Şekil 4. 24. Alveoler kemikte oluşan deformasyonların horizontal görüntüsü.

4.3.2. Yatay Yönde Uygulanan Kuvvet Sonucu Normal Morfolojideki Dişte Oluşan Deformasyon Bölgeleri

Modelde bukkal yüzeyden yatay yönde kuvvet sonucu normal morfolojideki diş üzerinde oluşan deformasyonlar gösterilmektedir. En yüksek deformasyona uğrayan bölge dişin bukkal yüzeyinde çarpmanın olduğu alanda görülmektedir. Bu bölgede ölçülen maksimum total deformasyon değeri 0,175 mm olarak ölçülmüştür.



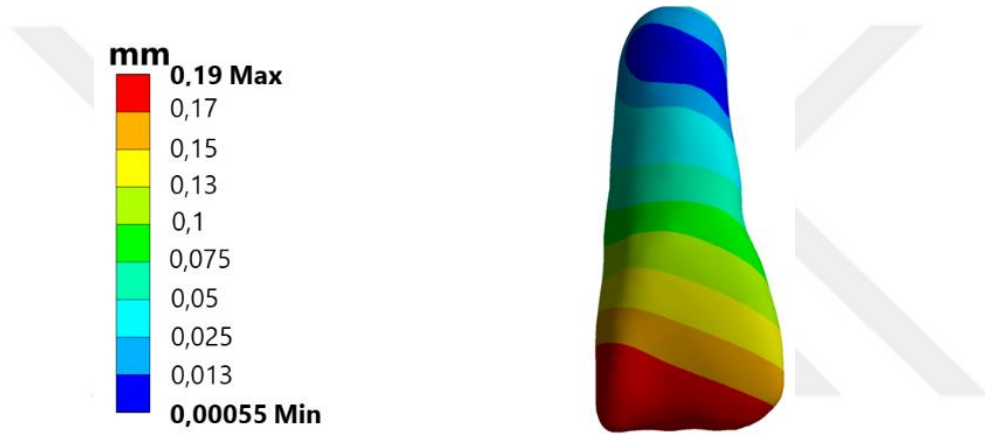
Şekil 4. 25. Normal morfolojideki dişte oluşan deformasyonların bukkal yüzden görüntüsü.



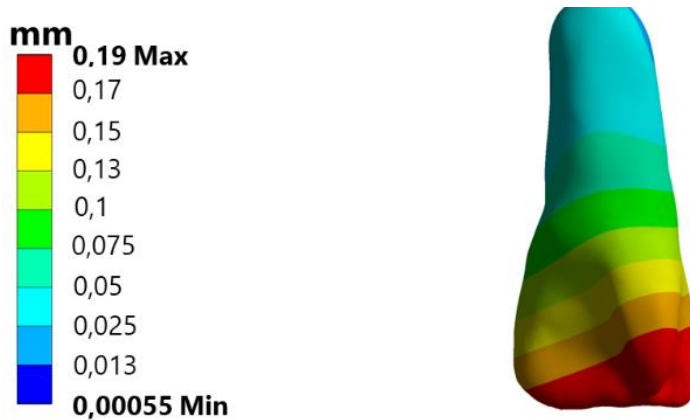
Şekil 4. 26. Normal morfolojideki dişte oluşan deformasyonların palatinal yüzden görüntüsü.

4.3.3. Yatay Yönde Uygulanan Kuvvet Sonucu Talon Tüberküllü Dişte Oluşan Deformasyon Bölgeleri

Talon tüberküllü olan diş modeline bukkal yüzeyden yatay yönde kuvvet uygulanması sonucu oluşan deformasyon bölgeleri şekilde gösterilmiştir. En yüksek deformasyon bu modelde de normal morfolojideki dişteki gibi benzer olarak bilyenin çarptığı yerde gözlenmektedir. Bu bölgede ölçülen maksimum total deformasyon değeri 0,19 mm olarak bulunmuştur.



Şekil 4. 27. Talon tüberküllü olan dişte oluşan deformasyonların bukkal yüzden görüntüsü.



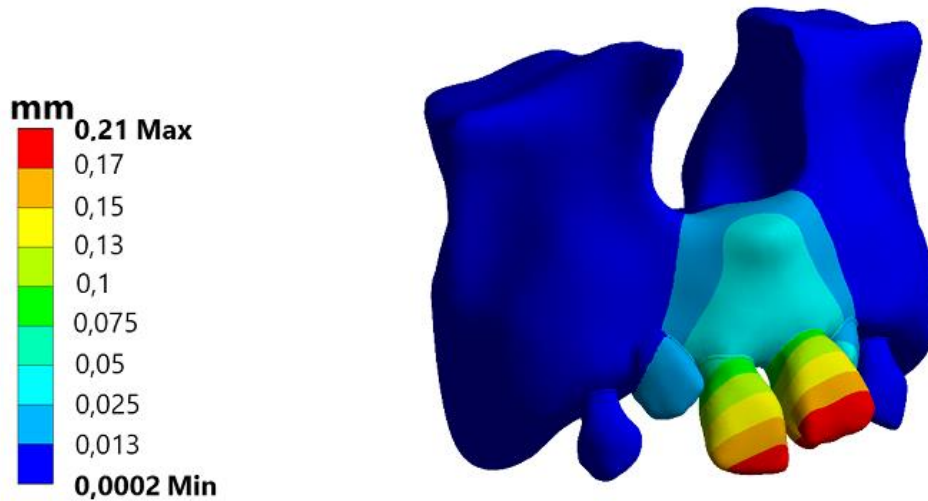
Şekil 4. 28. Talon tüberküllü olan dişte oluşan deformasyonların palatinal yüzden görüntüsü.

4.4 Dikey Yönde Kuvvet Uygulandığında Oluşan Deformasyon Bölgeleri

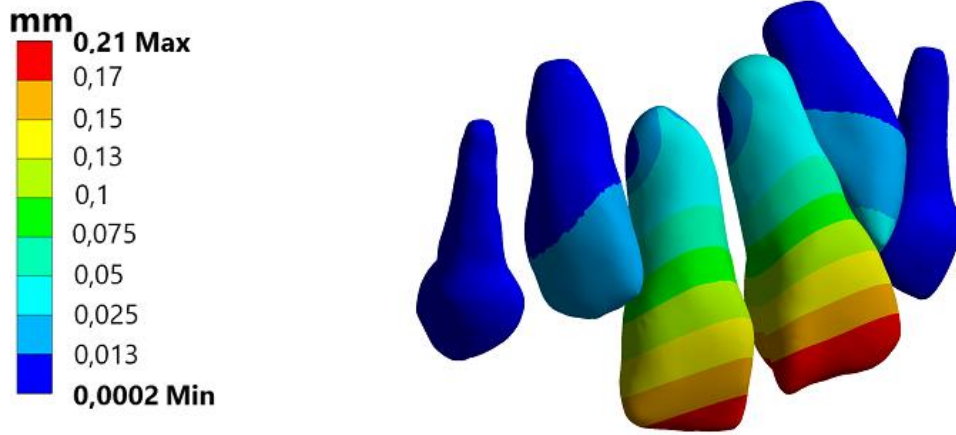
Çalışmanın son aşamasında modellere insizal kenardan dikey yönde çarptırılan çelik bilyenin oluşturduğu deformasyonlar değerlendirilmiştir. Uygulanan kuvvet sonucunda modellerde oluşan deformasyonların yoğunlaştığı bölgeler modelde kırmızıdan maviye doğru azalacak şekilde görselleştirilmiştir. Oluşan maksimum total deformasyon değerleri tabloda sayısal olarak gösterilmiştir.

Tablo 4. 4. Dikey yönde uygulanan kuvvet sonucunda modellerde oluşan maksimum total deformasyon değerleri(mm)

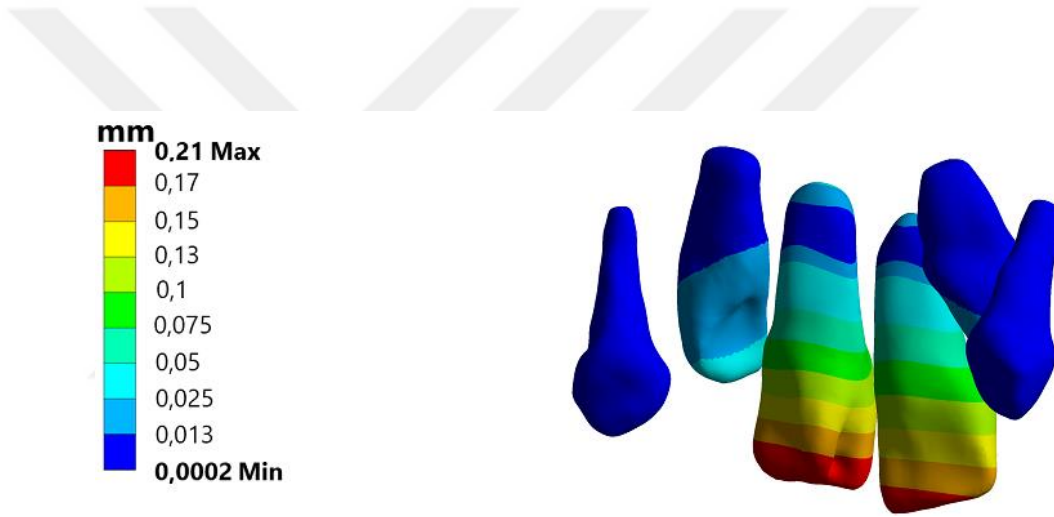
Model	Maksimum Total deformasyon(mm)
Alveoler Kemik	0,043
Normal Diş	0,190
Talon Tüberküllü Diş	0,210



Şekil 4. 29. Dikey yönde uygulanan kuvvetin oluşturduğu deformasyonların genel görünümü.



Şekil 4. 30. Dişlerde oluşan deformasyonların bukkal yüzeyden genel görünümü.

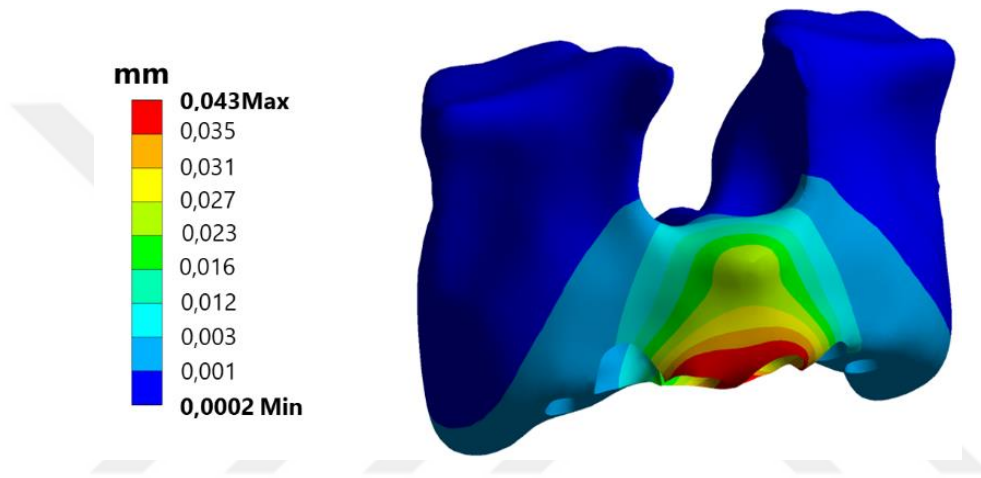


Şekil 4. 31. Dişlerde oluşan deformasyonların palatinal yüzeyden genel görünümü.

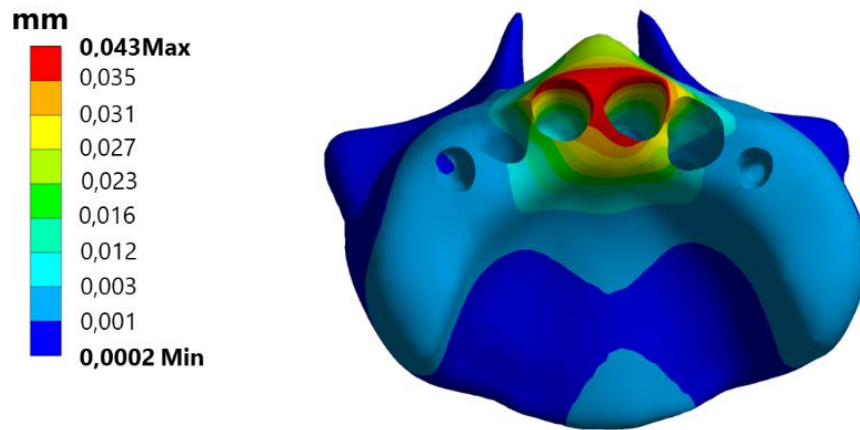
Modellerde insizal kenardan dikey yönde uygulanan kuvvetlerin oluşturduğu deformasyonlar değerlendirildiğinde en yüksek deformasyon çarpmanın gerçekleştiği insizal kenarda görüldü. Çarpma alanından uzaklaştıkça bu değerin azaldığı gözlemlendi. Şekil 4.29 ve Şekil 4.30’da talon tüberküllü diş ile normal morfolojideki diş arasında deformasyon yoğunluğu açısından fark tespit edildi; ancak deformasyon alanlarının benzer anatomik bölgelerde yer aldığı görüldü.

4.4.1. Dikey Yönde Uygulanan Kuvvet Sonucu Alveoler Kemikte Oluşan Deformasyon Bölgeleri

Modele insizal kenardan dikey yönde çarpan çelik bilyenin alveoler kemikte oluşturduğu deformasyon bölgeleri şekillerde gösterilmiştir. Alveoler kemikte gözlenen en yüksek deformasyon kuvvetin yatay gelmesinde oluşturduğu etkiye benzer olarak servikal bölgede görülmekte olup 0,043 mm olarak bulunmuştur.



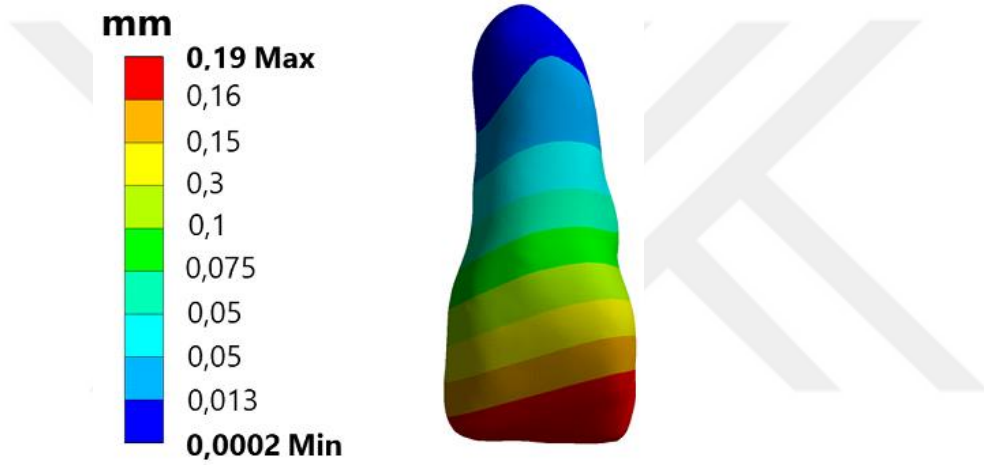
Şekil 4. 32. Alveoler kemikte oluşan deformasyonların frontal görüntüsü.



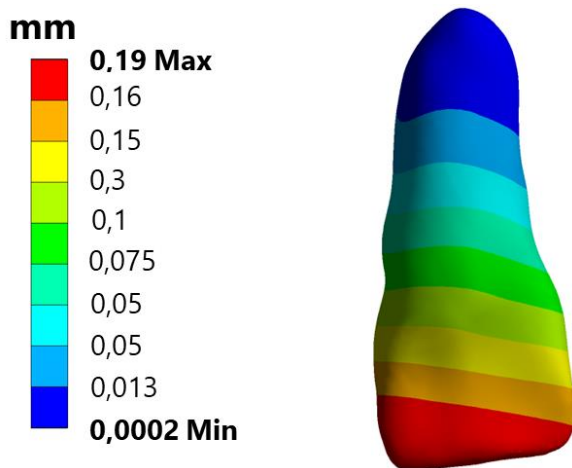
Şekil 4. 33. Alveoler kemikte oluşan deformasyonların horizontal görüntüsü.

4.4.2. Dikey Yönde Uygulanan Kuvvet Sonucu Normal Morfolojideki Dişte Oluşan Deformasyon Bölgeleri

Modelde insizal kenardan dikey yönde kuvvet uygulanması sonucu normal morfolojideki diş üzerinde oluşan deformasyonlar gösterilmektedir. En yüksek deformasyona uğrayan bölge dişin bukkal yüzeyinde çarpmanın olduğu alanda görülmektedir. Bu bölgede ölçülen maksimum total deformasyon değeri 0,190 mm olarak ölçülmüştür.



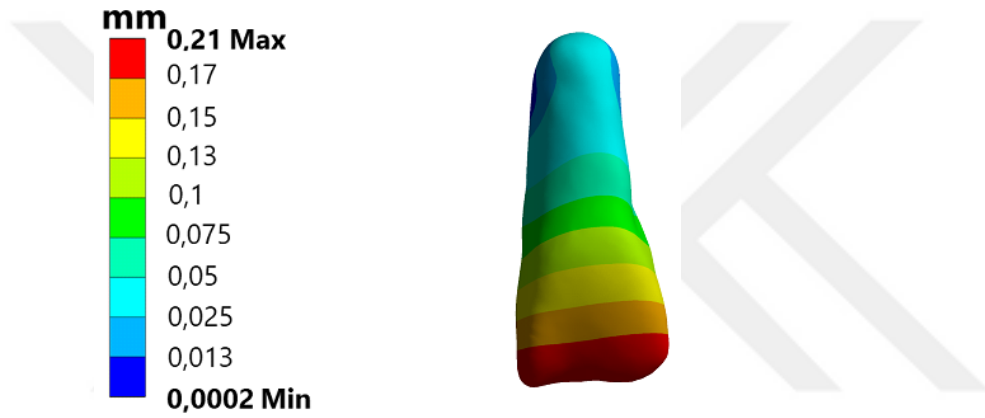
Şekil 4. 34. Normal morfolojideki dişte oluşan deformasyonların bukkal yüzden görüntüsü.



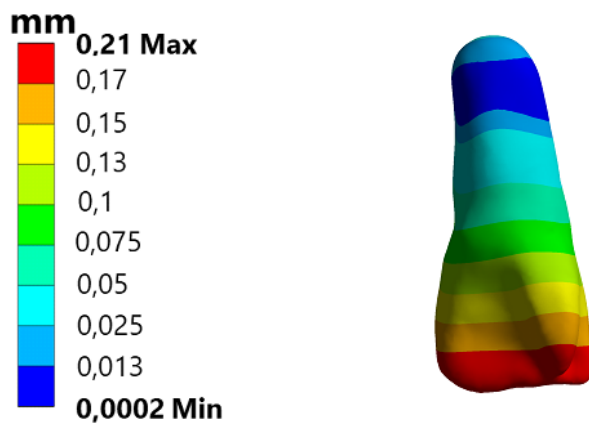
Şekil 4. 35. Normal morfolojideki dişte oluşan deformasyonların palatinal yüzden görüntüsü

4.4.3. Dikey Yönde Uygulanan Kuvvet Sonucu Talon Tüberküllü Dişte Oluşan Deformasyon Bölgeleri

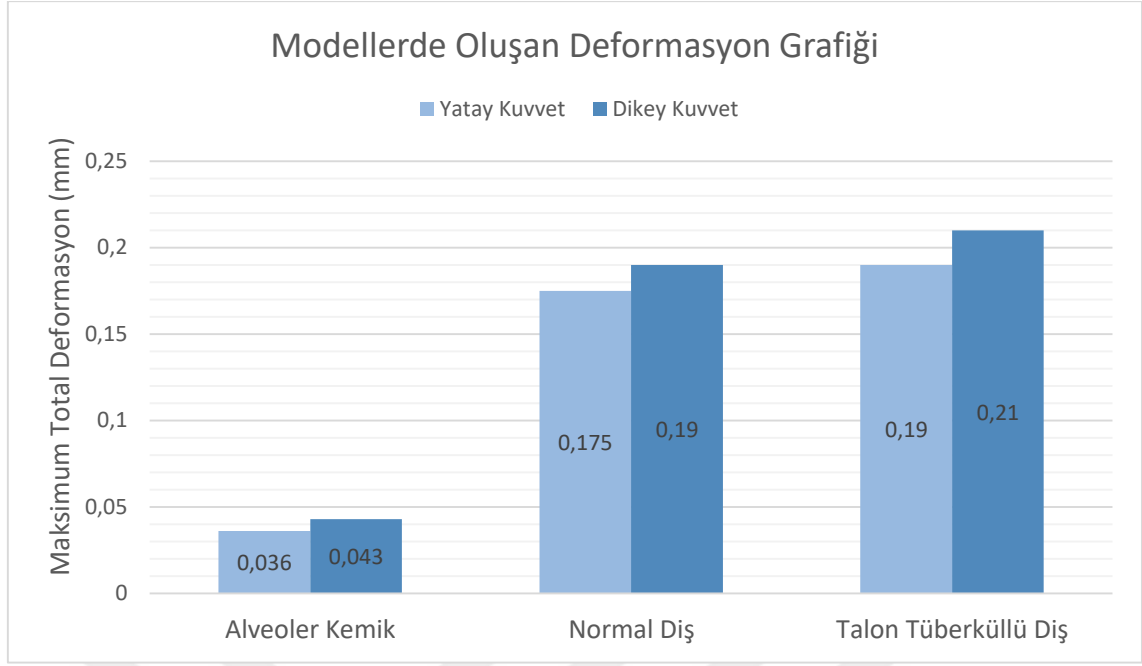
Talon tüberküllü olan diş modeline insizal kenardan dikey yönde uygulanan kuvvet sonucunda oluşan deformasyon bölgeleri şekilde gösterilmiştir. En yüksek deformasyon, kuvvetin uygulandığı bölgeye en yakın olan kuronun insizal 1/3'ünde gözlenmiştir. Bu değer 0,21mm olup aynı zamanda tüm modeller arasında kaydedilen en yüksek deformasyon değeridir.



Şekil 4. 36. Talon tüberküllü dişte oluşan deformasyonların bukkal yüzden görüntüsü.



Şekil 4. 37. Talon tüberküllü dişte oluşan deformasyonların palatinal yüzden görüntüsü.



Şekil 4. 38. Modellerde oluşan deformasyon grafiği

Deformasyon analizlerine ait sayısal veriler incelendiğinde, alveoler kemikte oluşan deformasyon değerlerinin diğer modellerle karşılaştırıldığında belirgin şekilde daha düşük olduğu görüldü. Tüm modeller arasında en yüksek deformasyon değeri, talon tüberküllü dişte kaydedildi. Stres analizlerinin verilerine benzer şekilde dikey yönde uygulanan kuvvetlerin modellerde daha fazla deformasyona neden olduğu gözlemlendi.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada SEEA kullanılarak talon tüberkülü şekil anomalisine sahip daimi santral dişe farklı yönlerden uygulanan travmatik kuvvetlerin, diş ve çevre kemik dokularda oluşturduğu stres ve deformasyonların değerlendirilmesi amaçlandı. Söz konusu anomalinin varlığının travmaya karşı biyomekanik yanıt üzerindeki etkisini ortaya koymak amacıyla, talon tüberküllü diş ile simetrik sağlıklı diş karşılaştırmalı olarak incelenerek talon tüberkülünün travmatik kuvvetlere karşı oluşan stres dağılımını ve deformasyon düzeylerini değiştirip değiştirmediği analiz edildi. Çalışmadan elde edilen veriler sonucunda travmatik yükleme sonrasında elde edilen von Mises stres değerleri ile maksimum toplam deformasyon değerleri dikkate alınarak H0 hipotezi reddedilip H1 hipotezi kabul edilmiştir. Karşılaştırılan tüm modeller içerisinde hem en yüksek stres birikimi hem de en fazla deformasyon, talon tüberkülü bulunan diş modelinde gözlemlenmiştir.

Ani ve öngörülemeyen diş etkenlerin sonucu olarak meydana gelen dental travmalar, kontrol altına alınması zor olan acil bir sağlık sorunu olarak karşımıza çıkmaktadır. Dental travmaların özellikle çocukluk döneminde daha sık görülmesi, bu durumu klinik açıdan daha fazla dikkat gerektiren ve önem arz eden bir sorun haline getirmektedir. Travmanın meydana gelişi, yaşamın doğal akışı içinde kaçınılmaz olarak karşılaşılabilen çeşitli risk faktörlerinin bir sonucu niteliğindedir.^{8,65}

Dental travmanın dişler ve dentoalveolar dokular üzerindeki etkisini belirleyen çok sayıda faktör bulunmaktadır.¹¹ Bu faktörler yalnızca çevresel etkenlerle sınırlı olmayıp, bireyin ağız ve diş anatomisine ait özgün morfolojik özellikleri de travmaya karşı duyarlılığı belirlemede önemli rol oynamaktadır. Dişlerde görülen bazı gelişimsel anomaliler yapısal farklılıklar oluşturarak travmaya karşı duyarlılığı artırabilmektedir. Bu

anomalilerden biri olan talon tüberkülü, dişin palatinal yüzeyinde ekstra bir tüberkül oluşumu ile karakterizedir ve dişin doğal anatomik konturlarını belirgin şekilde değiştiren morfolojik bir bozukluk olarak tanımlanmaktadır.⁵ Talon tüberkülü gibi anomalilerin varlığı hem dişte oluşan stresin lokalizasyonunu hem de travmatik kuvvetlerin diş ve çevre dokulara iletim şeklini değiştirerek travmaya karşı biyomekanik cevabı değiştirebilmektedir. Bu nedenle, şekil anomalilerinin dental travmalarla olan olası ilişkisi tartışılmalı ve klinik değerlendirmelerde bu durum göz önünde bulundurulmalıdır.

Travmatik dental yaralanmalarla ilgili daha önce yapılmış araştırmalarda in vivo hayvan modellerinden yararlanılmıştır. Ancak bu tür çalışmalar yüksek maliyetli olup, etik açıdan tartışmalı kabul edilmektedir.¹²³ İnsanlar üzerinde in vivo travmatik kuvvet uygulamak ise etik olarak açıkça kabul edilemez bir durumdur. Ayrıca, uzun prospektif insan çalışmaları da uzun süreli takip gereklilikleri nedeniyle oldukça zahmetlidir. Ex vivo modeller de benzer yetersizlikler göstermekte olup, travmatik kuvvetlerin etkisinin doğru şekilde anlaşılabilmesi için yumuşak doku gibi anatomik bütünlüğün ayrılmaz parçalarının değerlendirmeye dahil edilmesi gerekmektedir.¹²⁴

Literatürde dişlerdeki kırılma direncini değerlendirmek amacıyla yapılan birçok in vitro çalışma bulunmaktadır.¹²⁵⁻¹²⁸ Ancak bu çalışmaların, standardizasyon eksiklikleri ve yöntemsel sınırlılıklar gibi bazı kısıtlamaları bulunmaktadır. Özellikle ağız içi dokuların ve bu dokulara etki eden kuvvetlerin tam olarak taklit edilememesi, elde edilen verilerin güvenilirliğini azaltmaktadır. Periodontal ligament gibi, kuvvetlerin diş üzerindeki etkisini doğrudan belirleyen yapıların simüle edilememesi, çalışmalarda standart sonuçlara ulaşılmasını güçleştirmektedir.¹²⁴ İn vitro çalışmaların temel amacı, uygun açılarla diş kuvvet uygulanarak kırık oluşana kadar dayanımın ölçülmesi ve kırılma anındaki kuvvetin büyüklüğünün belirlenmesidir. Ancak pek çok değişkenin

kontrol edilememesi nedeniyle, bu çalışmaların sonuçları birbirinden farklı olabilmektedir. Bu çalışmada kullanılan SEEA geleneksel in vitro çalışmalara kıyasla çeşitli avantajlar sunmaktadır. Bu yöntem sayesinde, canlı dokuların gerçekçi biçimde simüle edilmesiyle in vivo ve in vitro çalışmalarla elde edilmesi güç olan veriler elde edilebilmekte, farklı parametreler üzerinde kolaylıkla değişiklik yapılabilen, insan materyaline ihtiyaç duyulmadan analiz gerçekleştirilebilmekte ve yüksek düzeyde standardizasyon sağlanabilmektedir. Oluşturulan modeller üzerinde farklı senaryolar geliştirilerek biyomekanik süreçler invaziv olmayan, kontrollü ve tekrarlanabilir biçimde incelenebilmektedir. SEEA stres dağılım bölgelerini görsel renk skalaları aracılığıyla değerlendirilerek mekanik etkilerin daha ayrıntılı ve anlaşılır biçimde analiz edilmesine olanak tanımaktadır.⁸⁸ Bu nedenle çalışmamızda stres analizi ve değerlendirmesi için SEEA tercih edilmiştir.

Bu analiz yöntemiyle incelenecek oluşumlar, eleman adı verilen geometrik yapılara bölünür ve bu yapılar birbirlerine düğüm noktalarından bağlanır. Stres karşısında düğüm noktalarında meydana gelen stres değişim miktarı analizi belirlediğinden modeldeki eleman sayısı arttıkça, analiz detayı da artmakta; bu da kuvvet dağılımının daha hassas bir şekilde ölçülmesine ve elde edilen sonuçların gerçeğe daha yakın olmasına olanak tanımaktadır.¹²⁹ Yapılan çalışmalarda doğru sonuçların elde edilebilmesi düğüm sayısının en az 200,000 eleman sayısının ise en az 30,000 olması gerektiği vurgulanmıştır.^{113,114} Belli ve ark.'nın çalışmasında 34,515 eleman ve 13,300 düğümden oluşan bir model kullanılmıştır. Sorrentino ve ark. 13,272 eleman ve 15,152 düğüm, Spazzin ve ark. 109,141 eleman ve 133,681 düğüm, Maceri ve ark. ise çalışmalarında 130,000 eleman ve 185,000 düğüm içeren modeller tercih kullanmışlardır.¹³⁰⁻¹³³ Bu tez çalışmasında oluşturulan mesh yapısı, toplamda 879,868 düğüm noktasından ve 599,609 elemandan oluşmaktadır. Bu değerler göz önünde bulundurulduğunda, mevcut çalışmada

eleman ve düğüm sayılarının arttırılmasıyla gerçeğe yakın sonuçlar elde edilmesi amaçlandı.

Biyolojik dokuların tamamen homojen ve izotropik özellik göstermesi mümkün değildir.¹³⁴ Kemik ve diş gibi canlı ve dinamik yapılar fiziki gerçekliklere göre homojen ve izotropik değildir. Ancak SEEA’da, stres dağılımını belirlemek ve bu dağılımı inceleyebilmenin kolaylaştırılması amacıyla yapılar homojen ve izotropik olarak kabul edilmektedir.⁸⁶ Uygulanan kuvvet sonucunda oluşan stres değerlerinin karşılaştırıldığı birçok çalışmada yapılar homojen ve izotropik varsayılmıştır ve bu varsayımın sonuçları önemli ölçüde etkilemediği bildirilmiştir.¹³⁵⁻¹³⁷ Bu çalışmada da tüm yapılar homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir.

Literatürde iki boyutlu ve üç boyutlu modelleme yapılan SEEA tipleri mevcuttur. Miura ve ark.¹³⁸ ile Huang ve ark.¹³⁹ çalışmalarında iki boyutlu modeller kullanırken; Gürbüz ve ark.¹⁴⁰ ile Prabhakar ve ark.¹⁴¹ analizlerini üç boyutlu modeller üzerinden gerçekleştirmiştir. Üç boyutlu modeller kullanılmasının iki boyutlu modeller kullanılmasına göre ciddi avantajları vardır. Özellikle diş hekimliği alanında yapılan analizlerde, gerçeğe yakın ve güvenilir sonuçlar elde edebilmek için üç boyutlu modeller tercih edilmelidir. Dişlerin solid ve simetrik olmayan geometrileri, morfolojik açıdan oldukça karmaşık olması, bu yapıların iki boyutlu modellerle gerçekçi biçimde analiz edilmesini güçleştirmektedir.⁸⁸ Buna karşın üç boyutlu modellerle cisimlerin düzensizliklerini, hacimlerini ve farklı katmanlarına ait değişiklikleri, gerçeğe en yakın şekliyle detaylı bir şekilde yansıtabilmekte ve görselleştirebilmektedir. Bu modellerin uzayda döndürülebilmesi sayesinde istenilen açıda ve görüntüde incelenebilmektedir. Romeed ve ark.’nın¹⁴² iki boyutlu ve üç boyutlu analiz yöntemlerinin güvenilirliğini karşılaştırdıkları çalışmalarında, üç boyutlu modellerin stres dağılımını belirlemede iki

boyutlu modellere kıyasla daha başarılı sonuçlar verdiği görülmüştür. Bu farkın, karmaşık anatomik yapıların üç boyutlu modeller aracılığıyla daha gerçekçi bir şekilde temsil edilebilmesinden kaynaklandığı bildirilmiştir.¹⁴² Literatürdeki bu bilgiler doğrultusunda bu çalışmada modeller üç boyutlu olarak hazırlanmıştır.

Modellerin elde edilmesi amacıyla literatürde çeşitli yöntemlerin kullanıldığı görülmektedir. Bu yöntemler arasında en yaygın olanlar; bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme, koordinat ölçüm sistemleri ve optik tarama teknikleridir. Koordinat ölçüm sistemlerinde, ilgili koordinatlar bilgisayar ortamına aktarılmakta ve bu verilerle dijital modeller oluşturulmaktadır. Optik tarama tekniklerinde, üç boyutlu bir tarayıcı aracılığıyla dışın dış hacmi taranarak model oluşturulmaktadır. En gerçekçi yöntem ise BT veya mikro-bilgisayarlı tomografi (mikro-BT) kullanılarak dişe ait özgün anatomik yapıların ve katmanların birebir dijital modele aktarılmasıdır.⁹⁴ Özellikle canlı dokular üzerinde yapılan çalışmalarda, dokuların çok katmanlı iç yapılarının modellere doğru şekilde yansıtılması büyük önem taşımaktadır. Kemik ve diş gibi kompleks yapılarda, SEEA’da bilgisayarlı tomografi verilerinin kullanılması, her bir anatomik katmanın ayrı ayrı modellenmesine olanak tanıyarak yapının gerçeğe en yakın şekilde temsil edilmesini sağlamaktadır. Bu tez çalışmasında da detaylı analizlerin yapılabilmesi için bilgisayarlı tomografi ile elde edilen verilerle oluşturulan modeller kullanılmıştır.

Analizi yaparken her bir elemana özgü ayrı denklemler oluşturulmakta ve bu denklemlerin çözümüyle düğüm noktalarında oluşan değerlere ulaşılmaktadır. Analiz sonuçlarının değerlendirilmesinde von Mises stresi ve asal stresler gibi stres türleri kullanılmaktadır. Kırılgan yapıya sahip materyaller (örneğin kemik dokusu, greft materyalleri, porselenler) için asal stres değerleri tercih edilirken; çekilebilir materyaller için von Mises stres kriteri kullanılmaktadır.⁸⁶ Asal stresler; maksimum, minimum ve ara

(intermediate) asal stres olmak üzere üçe ayrılmaktadır. von Mises stresi ise, yapının x, y ve z eksenlerindeki tüm stres bileşenlerinin karelerinin birleşiminden oluşan ve asal streslerin bir tür ortalamasını yansıtan bir değerdir.¹⁴³ Kombine stres durumlarını temsil etmesi nedeniyle, von Mises stres değeri ile yapılan çalışmalarda elde edilen matematiksel verilerin ayrıntılı biçimde analiz edilmesi büyük önem taşımaktadır. Von Mises stresleri tüm yapıda oluşan stres değerleri hakkında bilgi vermesi ve hasar oluşturma ihtimalinin bir göstergesi olması açısından SEEA'da sıkça tercih edilmektedir.¹⁴⁴ Bu sebeplerle mevcut çalışmada oluşturulan modeller için von Mises streslerin değerlendirilmesi tercih edilmiştir.

Bu çalışmada, yalnızca stres dağılımları değil, aynı zamanda maksimum total deformasyon değerleri de değerlendirilmiştir. Sadece stres değerine bakmak, yapının nasıl tepki verdiğini tam olarak göstermez. Stres yüksek olabilir ama eğer deformasyon azsa, malzemenin rijiditesi yüksek demektir. Deformasyon, bir yapının dış kuvvetler karşısında uğradığı şekil değişimini ifade ederken; maksimum total deformasyon, modelin herhangi bir noktasında meydana gelen en yüksek yer değiştirme miktarını (boyutsal değişimi) göstermektedir.¹⁰¹ SEEA'da deformasyonun değerlendirilmesi, yapıların sadece ne kadar stres altında kaldığını değil, aynı zamanda bu yükler altında ne ölçüde şekil değiştirdiğini anlamak açısından önem taşımaktadır. Von Mises stres değerleriyle birlikte maksimum total deformasyon haritaları incelenerek hem kuvvetin etkisi hem de yapının şekilsel yanıtı değerlendirilir. Literatürde Kurt ve ark.¹⁴⁵ ile Vilela ve ark.¹²² yapmış oldukları SEEA çalışmalarında von Mises stresleriyle birlikte maksimum total deformasyon değerleri de analiz edilmiştir.

Bu yöntemle ile gerçekleştirilen analizlerin sağlıklı bir şekilde yürütülebilmesi için modelde yer alan diş dokuları, alveoler kemik ve kullanılan materyallerin elastisite

modülü ile Poisson oranı gibi mekanik özelliklerinin analiz yazılımına doğru biçimde girilmesi gerekmektedir. Bu verilerin analiz öncesinde eksiksiz ve doğru olarak sisteme girilmesi; analiz sonuçlarının güvenilirliği, hatalı sonuçların ve yanlış yorumların önlenmesi açısından kritik bir adımdır. Bu çalışmada, modeli oluşturulan tüm dokuların ve kullanılan materyallerin fiziksel özelliklerini temsilen elastik modülü ve Poisson oranları literatürlerden alınmıştır.

Travmatik dental yaralanmalardan en sık etkilenen dişler maksiller santral kesici dişlerdir.^{66,67} Literatürde travma ile ilgili gerçekleştirilen pek çok çalışmada üst santral kesici diş modellenmiştir.^{124,139,146} Talon tüberkülü ise en yaygın olarak maksiller lateral kesici dişlerde sonra da maksiller santral kesici dişlerde görülmektedir.⁵ Bu sebeple her iki klinik durumu da değerlendirebilmek amacıyla talon tüberkülü olan daimi maksiller santral diş ve simetriğindeki normal santral diş modellenmiştir.

Travmanın yıkıcı özelliğini belirleyen temel faktörler uygulanan kuvvetin yönü, büyüklüğü ve kuvvetin nereye geldiğidir. Nyashin ve ark.'nın¹⁴⁷ yaptıkları çalışmada travmatik kuvvetlerin en sık maksiller ön dişlerin bukkal ve insizal yüzeylerine geldiği belirtilmektedir. Bu konuyla ilgili çalışmalarda genellikle horizontal, oblik ve vertikal yönlü kuvvetler uygulanmakta olup; özellikle horizontal ve vertikal doğrultudaki kuvvetlerin değerlendirildiği analizlerin daha yaygın olduğu dikkat çekmektedir.^{124,138,139,146} Bu çalışmada, travmatik kuvvetlerin geldiği bölgeler anterior dişlerin bukkal yüzeyleri ile insizal kenarlarının orta noktası seçilmiş; kuvvet yönleri ise literatürde sıkça tercih edilen doğrultulara paralel olarak, horizontal yönde bukkal yüzeye dik ve vertikal yönde insizal kenara dik olacak şekilde belirlenmiştir.

Literatür taramalarında SEEA ile yapılan travma simülasyonlarında uygulanan kuvvetlerin 100 N ile 2000 N arasında değişen geniş bir aralıkta test edildiği

görülmektedir. Poiate ve ark.¹⁴⁸ gerçekleştirdikleri çalışmada, fonksiyonel çiğneme kuvvetini 100 N; parafonksiyonel kuvvetleri 500 N; travmatik kuvvetleri ise 800 N düzeyinde tanımlamışlardır. Maksiller santral diş üzerinde fonksiyonel çiğneme kuvvetini simüle eden çalışmalarda ise Yaman ve ark.¹⁴⁹ 200 N'luk kuvvet uygularken, Güven ve ark.¹⁵⁰ ile Xu ve ark.¹⁵¹ 100 N düzeyindeki çiğneme kuvvetlerini tercih etmişlerdir. Literatürde 800 N kuvvetin uygulandığı bazı çalışmalarda bu seviye, mine kırıklarına neden olabilecek “hafif şiddette travmatik kuvvet” olarak nitelendirilirken Silva ve ark. tarafından yapılan çalışmada 2000 N'luk kuvvetler “şiddetli travmatik kuvvet” olarak tanımlanmıştır.^{139,146,148}

SEEA de diş doğrudan kuvvet uygulanarak gerçekleştirilen çalışmalarda kuvvet uygulamasının tek bir nokta üzerinden yapıldığı görülmektedir. Fakat kuvvetin tek bir düğüm noktasına doğrudan uygulanması, analiz sonuçlarında stres tekilliği (stress singularity) olarak adlandırılan bir duruma yol açabilmektedir. Bu durum, yükün noktasal bir alanda yoğunlaşması nedeniyle sonsuz büyüklükte stres değerlerinin hesaplanmasına neden olur ve gerçek biyomekanik koşulları yansıtmaz.¹⁵² Oysa gerçek hayatta kuvvetler belirli bir temas yüzeyine yayılmış şekilde iletilir. Dolayısıyla, noktasal yükleme ile elde edilen bu tür stres değerleri, yapısal davranışın doğru biçimde yorumlanmasını engelleyebilir. Vilela ve ark.¹²² ile Zhang ve ark.¹⁵³ yaptıkları çalışmalarda 10 mm ve 4 mm yarıçapında çelik bilyelerin çarpmasını simüle ederek kuvvetin daha geniş bir temas yüzeyine yayılmasını sağlamışlardır. Bu yöntem, stres dağılımının daha gerçekçi şekilde modellenmesine ve elde edilen sonucun gerçeklikle daha fazla örtüşmesine olanak tanımıştır. Benzer şekilde, mevcut çalışmada da 10 mm yarıçapında bir çelik bilyenin diş 10 m/s hızla çarpması simüle edilerek, kuvvetin yüzeye yayılımı sağlanmış ve noktasal yüklemenin neden olabileceği stres tekilliğinin önüne geçilmiştir.

Çalışmada çarpma hızının 10 m/s olarak belirlenmesi, bisiklet kazalarının dental travmanın yaygın nedenlerinden biri olduğunu ortaya koyan Hecova ve ark.¹⁵⁴ ile Mesquita ve ark.¹⁵⁵ yaptıkları çalışmalarına dayanmaktadır. Bu hız, bir bireyin bisiklet çarpışması, kaza ya da düşme gibi travmatik bir duruma maruz kalmasını simüle etmektedir. Literatürde, Vilela ve ark.¹²² ile Kurt ve ark.¹⁴⁵ tarafından yürütülen benzer çalışmalarda da aynı çarpma senaryosunun tercih edildiği görülmektedir. Mevcut çalışmada da literatürle paralel olarak çelik bilyenin çarpma hızı 10m/s olarak belirlenmiştir.

Olsen¹²⁴ ile Silva ve ark.¹⁴⁶ tarafından yürütülen çalışmalarda, maksiller santral dişe uygulanan farklı yönlerdeki kuvvetlerin etkileri değerlendirilmiş ve en yüksek stresin yatay yönde uygulanan kuvvetler sonucunda ortaya çıktığı bildirilmiştir. Buna karşın, mevcut çalışmada elde edilen bulgular, en yüksek stresin dikey yönde uygulanan kuvvetler sonucunda oluştuğunu göstermektedir. Huang ve ark.¹³⁹ ile Kurt ve ark.¹⁴⁵ tarafından yapılan benzer nitelikteki çalışmalarda da dikey yönde uygulanan travmatik kuvvetlerin daha yüksek stres oluşturduğu saptanmış olup, bu sonuçlar mevcut çalışmanın bulgularını destekler niteliktedir. Bu durum, travmatik kuvvetin yönünün stres dağılımı üzerinde belirleyici bir etkisi olduğunu ortaya koymaktadır.

Literatürde, travmatik kuvvetlerin diş ve alveoler kemik üzerinde oluşturduğu stres dağılımlarına ilişkin çalışmalar incelendiğinde Silva ve ark.¹⁴⁶ ile Verissimo ve ark.¹⁵⁶ yatay yönde uygulanan kuvvetler sonucunda en yüksek stresin dişin servikal bölgesinin palatinal kısmında oluştuğunu bildirmektedir. Mevcut çalışmada da benzer şekilde, yatay yönden gelen travmatik kuvvet uygulaması sonrasında en yüksek stresin, kuvvetin doğrudan temas ettiği labial yüzeyde oluştuğu, bunu takiben özellikle talon tüberküllü diş bölgesindeki alveoler kemiğin servikopalatinal bölgesinde ve diş

köklerinin palatinal orta üçlüsünde anlamlı düzeyde stres birikimi meydana geldiği gözlemlenmiştir. Bu bulgular Vilela ve ark.'nın¹²² yatay yönde uygulanan kuvvetler sonucu en yüksek stresin kök orta üçlüsünde bulunduğu çalışmasıyla da örtüşmektedir.

Dikey yönde uygulanan travmatik kuvvetlerin oluşturduğu stres dağılımı değerlendirildiğinde, mevcut çalışmanın bulgularına göre en yüksek stres, kuvvetin uygulandığı insizal kenarı takiben diş köklerinin bukkal yüzeyinde ve alveoler kemiğin servikobukkal kısmında yoğunlaşmıştır. Bu bulgular, Dezzen-Gomide ve ark.¹⁵⁷ ile Silva ve ark.¹⁴⁶ tarafından yürütülen çalışmalarla paralellik göstermektedir. Söz konusu araştırmalarda da dikey yönde uygulanan kuvvetlerin alveoler kemiğin bukkal yüzeyinde belirgin stres birikimine yol açtığı bildirilmiştir. Benzer şekilde, Miura ve Maeda'nın¹³⁸ dişe bukkal yüzden 1,5 ms süreyle 100 N kuvvet uygulayarak avülsiyon simülasyonu yaptıkları çalışmalarında PDL kopana dek en yüksek stresin labial alveol kemikte oluştuğunu; kopma sonrası ise bu stresin palatinal alveol kemikte yoğunlaştığını belirtmişlerdir. Huang ve ark.¹³⁹ da dikey yönde uygulanan travmatik kuvvetlerin alveoler socketin bukkal duvarında kırıklara neden olabileceğini vurgulayarak, dikey yöndeki travmaların alveoler yapılar üzerindeki yıkıcı etkisine dikkat çekmiştir. Bu bulgular, çalışmamızda elde edilen sonuçlarla benzerlik göstermekte ve dikey ekseninde gelen travmaların, diş ve alveoler kemiğin özellikle labial ve servikobukkal bölgelerde ciddi biyomekanik streslere yol açabileceğini, alveoler kemiğin yapısal bütünlüğü tehdit edebileceğini ortaya koymaktadır.

Jayasudha ve ark.¹⁵⁸, yaptıkları çalışmalarında insizal kenardan dikey yönde uygulanan travmatik kuvvetlerin, minede servikal bölgeyle sınırlı çatlaklara neden olabileceğini bildirmiştir. Benzer şekilde, Huang ve ark.¹³⁹ da çalışmalarında 50 MPa'nın üzerindeki stres seviyelerinin mine kırıklarına yol açabileceğini ifade etmiş; dikey yönde

uygulanan kuvvetlerin özellikle bukkal yüzeyde mine kırıklarıyla sonuçlanabileceğine dikkat çekmişlerdir. Mevcut çalışmada ise insizal yönden uygulanan travmatik kuvvetler sonucunda oluşan maksimum von Mises stres değerleri, normal morfolojiye sahip santral dişte 88,7 MPa, talon tüberküllü diş modelinde ise 95 MPa olarak hesaplanmıştır. Elde edilen bu değerler literatürde kırık riski eşiği olarak belirtilen sınırların üzerinde olduğundan, dikey yönde gelen travmalarda özellikle mine dokusunda yapısal bütünlüğün bozulma riski taşıdığı ve talon tüberküllü gibi anatomik varyasyonların bu riski artırabileceği düşünülmektedir.

Mevcut çalışmanın deformasyon analizlerine göre hem dikey hem de yatay yönde uygulanan travmatik kuvvetlerde, en yüksek deformasyon değerleri kuvvetin doğrudan temas ettiği bölgelerde gözlemlenmiş; darbe noktasından uzaklaştıkça deformasyon miktarının azaldığı belirlenmiştir. Bu bulgular, Kurt ve ark.¹⁴⁵ tarafından yürütülen çalışmayla paralellik göstermektedir. Benzer şekilde, Vilela ve ark.¹²² da insizal kenardan uygulanan kuvvetin ardından en fazla yer değiştirmenin yine darbenin geldiği bölgede meydana geldiğini, bu etkilerin mesafeyle birlikte azaldığını bildirmiştir. Mevcut çalışmada elde edilen deformasyon analizi sonuçları, stres analizinden farklılık göstermektedir. Stres analizinde, uygulanan travmatik kuvvetlerin oluşturduğu stresin çevre dokulara daha yaygın bir biçimde iletildiği gözlemlenirken; deformasyon analizinde bu etkinin, darbe noktasından uzaklaştıkça belirgin şekilde azaldığı tespit edilmiştir. Bu durum, deformasyonun daha lokalize bir yanıt oluşturduğunu ve çevre dokulara stres aktarımına kıyasla çok daha sınırlı iletilebildiğini göstermektedir. Dolayısıyla, deformasyon parametresi travmatik enerjinin emildiği ve şekil değişikliğine uğrayan primer alanları belirlemek açısından daha hassas bir gösterge niteliği taşımaktadır.

Elde edilen bulgular doğrultusunda, talon tüberkülü bulunan diş modeli hem stres hem de deformasyon analizlerinde tüm modeller arasında en yüksek değerlere ulaşmıştır. Stres analizi sonuçlarına göre yatay yönde uygulanan kuvvetler sonucunda 82,8 MPa, dikey yönde ise 95 MPa maksimum von Mises stres göstermiştir. Deformasyon analizinde ise yatay kuvvet uygulamasında 0,19 mm, dikey kuvvet uygulamasında ise 0,21 mm maksimum total deformasyon değerleri kaydedilmiştir. Buna karşın, normal morfolojiye sahip diş modelinde aynı kuvvetlere karşı daha düşük stres ve deformasyon değerleri kaydedilmiştir.

SEEA'nın birçok avantajı bulunmasına rağmen dental yapıların gerçekte anizotropik özellik göstermesine karşın modellerin izotropik olarak değerlendirilmesi, bu yöntemin sınırlılıklarından biridir. SEEA'da geçerli ve uygulanabilir sonuçlar elde edebilmek için yapılar homojen ve izotropik kabul edilerek ortalama değerler üzerinden hesaplamalar yapılmaktadır. Literatürde bu yaklaşımın sonuçları önemli ölçüde etkilemediği ve elde edilen verilerin klinik gerçekliğe oldukça yakın olduğu belirtilmektedir. SEEA, gerçek klinik koşulları %100 temsil etmese de anlamlı bir simülasyon modeli olarak literatürde ve uygulamada güvenilirliğini sürdürmektedir ancak, bu yöntemin %100 gerçek doku davranışını yansıtamaması, göz önünde bulundurulması gereken bir kısıtlayıcı faktördür.

SEEA sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Geometri ve sınır koşullarındaki farklılıklar nedeni ile SEEA'dan elde edilen sonuçlar, sayısal açıdan diğer çalışmalarla karşılaştırılamaz. Üç boyutlu SEEA çalışmalarından elde edilen bulgular, ancak stres ve deformasyon dağılım alanları ile bu dağılımların yoğunluk ve yerleşim bölgeleri bakımından niteliksel olarak karşılaştırılabilir.

6.SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışma kapsamında, talon tüberkülü şekil anomalisine sahip daimi santral diş farklı yönlerden uygulanan travmatik kuvvetlerin, diş ve çevre kemik dokularda oluşturduğu stres ve deformasyonların SEEA ile değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Gerçekleştirilen analizler sonucunda, dişin morfolojik özelliklerinin ve travmatik kuvvetin yönünün, stres ve deformasyon dağılımını önemli ölçüde etkilediği belirlenmiştir. Buna doğrultuda elde edilen sonuçlar aşağıda özetlenmiştir:

- Farklı yönlerden uygulanan travmatik kuvvetlerin stres ve deformasyon dağılımları üzerinde anlamlı fark yarattığı görülmüştür. Özellikle dikey yönde gelen kuvvetlerin, yatay kuvvetlere kıyasla daha yüksek stres ve deformasyon birikimine yol açtığı belirlenmiştir. Bu bulgu, travmanın yönünün biyomekanik etkileri doğrudan şekillendirdiğini ortaya koymaktadır.
- Stres dağılımının yalnızca dişle sınırlı kalmadığı, alveoler kemikte de belirgin birikim gösterdiği tespit edilmiştir. Özellikle servikal bölgeye yakın kemik dokularda gözlenen yüksek stres değerleri, travmanın periodontal destek yapıları üzerindeki potansiyel yıkıcı etkisine işaret etmektedir.
- Talon tüberkülü gibi morfolojik varyasyonların yalnızca oklüzyon ve estetik açısından değil, aynı zamanda travma altında ortaya çıkan biyomekanik stresler açısından da kritik öneme sahip olduğu gösterilmiştir.

Sonuç olarak, bu çalışmanın klinik açıdan ortaya koyduğu en önemli çıkarım; talon tüberkülü gibi şekilsel varyasyonların yalnızca yapısal bir anomali olarak değil, travmaya karşı direnç, tedavi planlaması ve uzun dönem klinik stabilite açısından dikkate alınması gereken biyomekanik risk faktörleri olduğudur. SEEA bu tür varyasyonların potansiyel etkilerini sayısal olarak ortaya koyma yeteneği sayesinde, hasta bazlı klinik

kararların daha öngörülebilir bir şekilde verilmesini mümkün kılmaktadır. Bu doğrultuda önerilerimiz:

- Talon tüberkülü gibi şekil anomalileri travma karşısında normal morfolojideki dişe oranla daha fazla stres oluşturur. Hekim klinik muayenede anomalisi olan dişlere daha fazla önem vermeli, morfolojik anomalilerin sadece estetik ya da fonksiyonel problemlerle sınırlı kalmayıp aynı zamanda travmatik kuvvetler karşısında yapısal zayıflık oluşturabileceğini unutmamalıdır.
- Morfolojik anomalilere sahip dişlerde, rutin kontrollerde yalnızca çürük ya da periodontal durum değil, aynı zamanda oklüzal yük dağılımı da değerlendirilmeli; bu bölgelerde travma sonrası gelişebilecek yüksek stres ve deformasyon değerleri göz önünde bulundurularak periyodik radyografik takip yapılmalıdır.

KAYNAKLAR

1. Guttal KS, Naikmasur VG, Bhargava P, ve ark. Frequency of developmental dental anomalies in the indian population. *Eur J Dent*. 2010;4:263.
2. Mallya SM, Lam E. *White and Pharoah's Oral Radiology: Principles and Interpretation*, 8.Baskı. St. Louis, Elsevier, 2018.
3. Ezoddini AF, Sheikhha MH, Ahmadi H. Prevalence of dental developmental anomalies: a radiographic study. *Community Dent Health*, 2007; 24(3):140-144.
4. Uslu O, Akcam MO, Evirgen S, ve ark. Prevalence of dental anomalies in various malocclusions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2009; 135(3):328-335.
5. Hattab FN, Yassin OM, al-Nimri KS. Talon cusp in permanent dentition associated with other dental anomalies: review of literature and reports of seven cases. *ASDC J Dent Child*, 1996; 63(5):368-376.
6. Arfat B, Çolak H, Çelebi AA, ve ark. The frequency and characteristics of talon cusps in a Turkish population. *Eur J Gen Dent*, 2012; 1(1):39-43.
7. Hattab FN, Yassin OM, al-Nimri KS. Talon cusp clinical significance and management: case reports. *Quintessence Int*, 1995; 26(2):115-120.
8. Lam R. Epidemiology and outcomes of traumatic dental injuries: a review of the literature. *Aust Dent J*, 2016; 61(S1):4-20.
9. Al-Asfour A, Andersson L. The effect of a leaflet given to parents for first aid measures after tooth avulsion. *Dental Traumatology*. 2008;24(5):515-21.
10. Taşkınsel E, Gümüş H. Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Ata Diş Hek Fak Derg*, 2015; 24(Supplement 8):131-135.
11. Andreasen JO. Etiology and pathogenesis of traumatic dental injuries: a clinical study of 1,298 cases. *Eur J Oral Sci*, 1970; 78(1-4):329-342.

12. Atif M, Tewari N, Reshikesh M, ve ark. Methods and applications of finite element analysis in dental trauma research: a scoping review. *Dent Traumatol*, 2024; 40(4):366-388.
13. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater*, 2007; 23(5):539-548.
14. Sun J, Jiao T, Tie Y, ve ark. Three-dimensional finite element analysis of the application of attachment for obturator framework in unilateral maxillary defect. *J Oral Rehabil*, 2008; 35(9):695-699.
15. Ramoğlu S, Ozan O. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Ata Diş Hek Fak Derg*, 2014; 9:175-180.
16. Bilge NH, Yeşiltepe S, Törenek Ağırman K, ve ark. Investigation of prevalence of dental anomalies by using digital panoramic radiographs. *Folia Morphol (Warsz)*, 2018; 77(2):323-328.
17. Ansari G, Golpayegani M, Welbury R. *Atlas of Pediatric Oral and Dental Developmental Anomalies*, 1st ed. Hoboken, Wiley, 2019.
18. Nowak AJ, Christensen JR, Mabry TR, Townsend JA, Wells MH. *Pediatric Dentistry: Infancy through Adolescence*, 6th ed. St. Louis, Elsevier, 2019.
19. Marwah N, Gumber P. Developmental anomalies of dentition. In: Marwah N (ed). *Textbook of Pediatric Dentistry*, 1st ed. New Delhi, Jaypee Brothers Medical Publishers, 2024: 11.
20. Baccetti T. A clinical and statistical study of etiologic aspects related to associated tooth anomalies in number, size, and position. *Minerva Stomatol*. 1998;47(12):655-663.
21. Miletich I, Sharpe PT. Normal and abnormal dental development. *Hum Mol Genet*. 2003;12(Spec No 1):R1-R7.
22. Luo X, Deng S, Jiang Y, ve ark. Identification of a pathogenic TGFBR2 variant in a patient with Loeys–Dietz syndrome. *Front Genet*. 2020;11:Art. No. 457.

23. Sahin F, Camurdan AD, Camurdan MO, ve ark. Factors affecting the timing of teething in healthy Turkish infants: a prospective cohort study. *Int J Paediatr Dent.* 2008;18(4):262-266.
24. Seow WK. Developmental defects of enamel and dentine: challenges for basic science research and clinical management. *Aust Dent J.* 2014;59(Suppl 1):143-154.
25. Yassin S. Prevalence and distribution of selected dental anomalies among Saudi children in Abha, Saudi Arabia. *J Clin Exp Dent.* 2016;8(4):e485-e490.
26. Rajab LD, Hamdan MAM. Supernumerary teeth: review of the literature and a survey of 152 cases. *Int J Paediatr Dent.* 2002;12(4):244-254.
27. Basdra E. The class II division 2 craniofacial type is associated with numerous congenital tooth anomalies. *Eur J Orthod.* 2000;22(5):529-535.
28. Sofaer JA. Human tooth-size asymmetry in cleft lip with or without cleft palate. *Arch Oral Biol.* 1979;24(2):141-146.
29. Brook A, Jernvall J, Smith R, ve ark. The dentition: the outcomes of morphogenesis leading to variations of tooth number, size and shape. *Aust Dent J.* 2014;59(Suppl 1):131-142.
30. Jahanimoghadam F. Dental anomalies: an update. *Adv Hum Biol.* 2016;6(3):112.
31. Chai Y, Maxson RE. Recent advances in craniofacial morphogenesis. *Dev Dyn.* 2006;235(9):2353-2375.
32. Laganà G, Venza N, Borzabadi-Farahani A, ve ark. Dental anomalies: prevalence and associations between them in a large sample of non-orthodontic subjects, a cross-sectional study. *BMC Oral Health.* 2017;17(1):62.
33. Altug-Atac AT, Erdem D. Prevalence and distribution of dental anomalies in orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131(4):510-514.
34. Neville BW, Damm DD, Allen CM, Chi AC. Abnormalities of teeth. İçinde: *Oral and Maxillofacial Pathology.* 4. baskı. Elsevier, 2015:49-110.

35. Casamassimo PS, Fields H, McTigue DJ, Nowak AJ. Pediatric Dentistry Infancy through Adolescence. 5. baskı. Elsevier, 2012:54-64.
36. Maden EA, Altun C. Dişlerde görülen şekil anomalileri ve tedavi yaklaşımları. Türkiye Klinikleri Çocuk Diş Hekimliği - Özel Konular. 2018;4(3):48-54.
37. Tsai SJ, King NM. A catalogue of anomalies and traits of the permanent dentition of southern Chinese. J Clin Pediatr Dent. 1998;22(3):185-194.
38. Koch G, Modeer T, Poulsen S, Rasmussen P. Pedodontics: A Clinical Approach, 1. bs. Copenhagen, Munksgaard, 1994:7-251.
39. Segura JJ, Jiménez-Rubio A. Talon cusp affecting permanent maxillary lateral incisors in 2 family members. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1999;88(1):90-2.
40. Şıracı E, Tekçiçek M, Turgut M. Talon tüberkülü ve dens invajinatus: ailesel geçişli bir olgu sunumu. Ata Diş Hek Fak Derg, 2005;1:81-87.
41. Rao BD, Hegde S. A talon cusp on fused teeth associated with hypodontia: report of a unique case. Eur J Dent. 2010;4(1):75-80.
42. Ozcelik B, Atila B. Bilateral palatal talon cusps on permanent maxillary lateral incisors: a case report. Eur J Dent. 2011;5(1):113-116.
43. Chen RJ, Chen HS. Talon cusp in primary dentition. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1986;62(1):67-72.
44. Davis PJ, Brook AH. The presentation of talon cusp: diagnosis, clinical features, associations and possible aetiology. Br Dent J. 1986;160(3):84-8.
45. Garn SM, Lewis AB, Kerewsky RS. Genetic, nutritional, and maturational correlates of dental development. J Dent Res. 1965;44(1):228-242.
46. Levitan ME, Himel VT. Dens evaginatus: literature review, pathophysiology, and comprehensive treatment regimen. J Endod. 2006;32(1):1-9.

47. Mavrodisz K, Rozsa N, Budai M, Soos A, Pap I, Tarjan I. Prevalence of accessory tooth cusps in a contemporary and ancestral Hungarian population. *Eur J Orthod.* 2007;29(2):166-169.
48. Hamasha AAHM, Safadi RA. Prevalence of talon cusps in Jordanian permanent teeth: a radiographic study. *BMC Oral Health.* 2010;10(1):6.
49. Meon R. Talon cusp in Malaysia. *Aust Dent J.* 1991;36(1):11-14.
50. Sedano HO, Freyre IC, de la Garza MLG, ve ark. Clinical orodental abnormalities in Mexican children. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1989;68(3):300-311.
51. Segura-Egea JJ, Jiménez-Rubio A, Velasco-Ortega E, ve ark. Talon cusp causing occlusal trauma and acute apical periodontitis: report of a case. *Dent Traumatol.* 2003;19(1):55-59.
52. Alaçam A. Travma Nedeniyle Oluşan Diş Yaralanmaları ve Tedavileri. İçinde: Alaçam T, editör. *Endodonti.* 2. baskı. Ankara: Özyurt Matbaacılık; 2012:985-1058.
53. Güler Ç, Demir P, Kızılcı E, ve ark. Traumatic dental injuries in Malatya: a retrospective study. *Turk Klin J Dent Sci.* 2015;21(3):189-195.
54. Petersson EE, Andersson L, Sörensen S. Traumatic oral vs non-oral injuries. *Swed Dent J.* 1997;21(1-2):55-68.
55. Marcenes W, Murray S. Social deprivation and traumatic dental injuries among 14-year-old schoolchildren in Newham, London. *Dent Traumatol.* 2001;17(1):17-21.
56. Mahmoodi B, Rahimi-Nedjat R, Weusmann J, ve ark. Traumatic dental injuries in a university hospital: a four-year retrospective study. *BMC Oral Health.* 2015;15(1):139.
57. Marcenes W, Beiruti NA, Tayfour D, ve ark. Epidemiology of traumatic injuries to the permanent incisors of 9–12-year-old school children in Damascus, Syria. *Dent Traumatol.* 1999;15(3):117-123.
58. Granville-Garcia AF, De Menezes VA, De Lira PIC. Dental trauma and associated factors in Brazilian preschoolers. *Dent Traumatol.* 2006;22(6):318-322.

59. Andreasen JO, Andreasen FM, Andersson L, editörler. Textbook and Color Atlas of Traumatic Injuries to the Teeth. 5. baskı. Oxford: Wiley-Blackwell; 2018.
60. Ravi K, Roshan N, Shashikiran N, ve ark. Analysis of reporting pattern in children aged 7 to 14 years with traumatic injuries to permanent teeth. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2010;3(1):15-19.
61. Traebert J, Peres MA, Blank V, ve ark. Prevalence of traumatic dental injury and associated factors among 12-year-old school children in Florianópolis, Brazil. *Dent Traumatol.* 2003;19(1):15-18.
62. Kaste LM, Gift HC, Bhat M, ve ark. Prevalence of incisor trauma in persons 6 to 50 years of age: United States, 1988–1991. *J Dent Res.* 1996;75(2 Suppl):696-705.
63. Kargul B, Çağlar E, Tanboga I. Dental trauma in Turkish children, İstanbul. *Dent Traumatol.* 2003;19(2):72-75.
64. Schatz JP, Joho JP. A retrospective study of dento-alveolar injuries. *Dent Traumatol.* 1994;10(1):11-14.
65. Glendor U. Epidemiology of traumatic dental injuries: a 12-year review of the literature. *Dent Traumatol.* 2008;24(6):603-611.
66. Forsberg CM, Tedestam G. Etiological and predisposing factors related to traumatic injuries to permanent teeth. *Swed Dent J.* 1993;17(5):183-190.
67. Shulman JD, Peterson J. The association between incisor trauma and occlusal characteristics in individuals 8–50 years of age. *Dent Traumatol.* 2004;20(2):67-74.
68. Burden DJ. An investigation of the association between overjet size, lip coverage, and traumatic injury to maxillary incisors. *Eur J Orthod.* 1995;17(6):513-517.
69. Buck D, Baker GA, Jacoby A, ve ark. Patients' experiences of injury as a result of epilepsy. *Epilepsia.* 1997;38(4):439-444.
70. Airen Sarkar P, Shigli A. Management of traumatic intrusive luxation of incisors in a patient with Down's syndrome. *BMJ Case Rep.* 2011;2011:bcr1020114887.

71. Dieguez-Perez M, de Nova-Garcia M, Mourelle-Martinez M, ve ark. Oral health in children with physical (Cerebral Palsy) and intellectual (Down Syndrome) disabilities: Systematic review I. J Clin Exp Dent. 2016;2016:0-0.
72. Altun C, Guven G, Yorbik O, ve ark. Dental injuries in autistic patients. Pediatr Dent. 2010;32(4):343-346.
73. Zaleckiene V, Peciuliene V, Brukiene V, ve ark. Traumatic dental injuries: etiology, prevalence and possible outcomes. Stomatologija. 2014;16(1):7-14.
74. Glendor U. Aetiology and risk factors related to traumatic dental injuries: a review of the literature. Dent Traumatol. 2009;25(1):19-31.
75. Andreasen JO, Bakland LK, Flores MT, Andreasen FM, Andersson L. Traumatic Dental Injuries: A Manual. 3. Baskı. Oxford: Wiley-Blackwell; 2011.
76. Al-Jundi SH. Dental emergencies presenting to a dental teaching hospital due to complications from traumatic dental injuries. Dent Traumatol. 2002;18(4):181-185.
77. Karayilmaz H, Kirzioglu Z, Erken G. Traumatic injuries of the permanent incisors in children in southern Turkey: a retrospective study. Dent Traumatol. 2005;21(1):20-25.
78. Fakhruddin KS, Lawrence HP, Kenny DJ, ve ark. Impact of treated and untreated dental injuries on the quality of life of Ontario school children. Dent Traumatol. 2008;24(3):309-313.
79. Arhakis A, Athanasiadou E, Vlachou C. Social and psychological aspects of dental trauma, behavior management of young patients who have suffered dental trauma. Open Dent J. 2017;11(1):41-47.
80. Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, ve ark. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. J Oral Implantol. 2014;40(2):217-228.
81. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence Pub Co; 1987:123-149.

82. Dejak B, Młotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. *J Prosthet Dent*. 2003;90(6):591-597.
83. Çalıkoğlu S. Bölümlü Protezler. 2. baskı. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Basımevi; 1992.
84. Güngör MA, Artunç C, Sonugelen M, ve ark. The evaluation of the removal forces on the conus crowned telescopic prostheses with the finite element analysis (FEA). *J Oral Rehabil*. 2002;29(11):1069-1075.
85. Güngör MA, Dündar M, Artunç C. Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. *EÜ Dişhek Fak Derg*. 2005;26:107-116.
86. 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):585-598.
87. Güler MS, Şen S. Sonlu elemanlar yöntemi hakkında genel bilgiler. *Ordu Üniv Bilim Tek Derg*. 2016;5(1):56-66.
88. Sreekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res*. 2010;21(3):425.
89. Gao F, Lu Y. A Kalman-filter based time-domain analysis for structural damage diagnosis with noisy signals. *J Sound Vib*. 2006;297(3-5):916-930.
90. Viceconti M, Zannoni C, Testi D, ve ark. The multimod application framework: a rapid application development tool for computer aided medicine. *Comput Methods Programs Biomed*. 2007;85(2):138-151.
91. Ledley RS, Huang HK. Linear model of tooth displacement by applied forces. *J Dent Res*. 1968;47(3):427-432.
92. Farah JW, Craig RG. Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Dent Res*. 1974;53(4):859-866.
93. Sonugelen C, Artunç M. Ağız Protezleri ve Biyomekanik. 2. baskı. İzmir: Ege Üniversitesi Yayınları; 2002.

94. Mackerle J. Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990–2003. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2004;7(5):277-303.
95. Gümrückçü Z, Kurt S. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin implant cerrahisinde kullanımı. *Ata Diş Hek Fak Derg.* 2018;2017:0-0.
96. Wong RCW, Tideman H, Kin L, ve ark. Biomechanics of mandibular reconstruction: a review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010;39(4):313-319.
97. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2014;4(3):200-203.
98. İnan M. Cisimlerin Mukavemeti. 6. baskı. Yayın No:25. İstanbul: İTÜ Vakfı Yayınları; 1988:12-342.
99. Fisher FE. Stress analysis. İçinde: *Mechanical Engineers' Handbook.* Wiley; 2005:489-556.
100. Hübel S, Mejäre I. Conventional versus resin-modified glass-ionomer cement for Class II restorations in primary molars: A 3-year clinical study. *Int J Paediatr Dent.* 2003;13(1):2-8.
101. Sakaguchi RL, Powers JM, editörler. *Craig's Restorative Dental Materials.* 13. baskı. Elsevier; 2012.
102. McCabe JF, Walls AWG, editörler. *Applied Dental Materials.* 9. baskı. 2008.
103. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: A finite element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;123(4):367-373.
104. Shetty P, Hegde A, Rai K. Finite element method – An effective research tool for dentistry. *J Clin Pediatr Dent.* 2010;34(3):281-285.
105. Shaw A, Sameshima G, Vu H. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. *Orthod Craniofac Res.* 2004;7(2):98-107.

106. Huiskes R, Chao EYS. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: The first decade. *J Biomech.* 1983;16(6):385-409.
107. Küçükkurt S. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ve dental implantoloji alanında yapılan araştırmalar. *Ata Diş Hek Fak Derg.* 2019;29(4):701-710.
108. Provatidis CG. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Med Eng Phys.* 2000;22(5):359-370.
109. Toms SR, Lemons JE, Bartolucci AA, ve ark. Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;122(2):174-179.
110. Logan DL. *A First Course in the Finite Element Method.* 5. baskı. Boston: Cengage Learning; 2012:954.
111. Zienkiewicz O, Taylor R, Zhu JZ. *The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals.* 7. baskı. Oxford: Elsevier Ltd; 2013:1-714.
112. Hong HR, Pae A, Kim Y, ve ark. 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-e76.
113. Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, ve ark. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil.* 1998;25(4):299-303.
114. Sato Y, Teixeira ER, Tsuga K, ve ark. The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil.* 1999;26(8):640-643.
115. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, ve ark. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol.* 2000;26(2):77-81.
116. Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *J Prosthet Dent.* 2004;92(5):434-440.

117. Konda P. Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics. *J Pharm Biomed Sci*, 2012;(11):16.
118. Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, ve ark. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Implantol*, 1996;22(2):104-110.
119. Huempfer-Hierl H, Schaller A, Hemprich A, ve ark. Biomechanical investigation of naso-orbitoethmoid trauma by finite element analysis. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 2014;52(9):850-853.
120. Vilela ABF, Soares PBF, de Oliveira FS, ve ark. Dental trauma on primary teeth at different root resorption stages—A dynamic finite element impact analysis of the effect on the permanent tooth germ. *Dent Traumatol*, 2019;35(2):101-108.
121. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, ve ark. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol*, 1998;24(2):80-88.
122. Vilela ABF, Soares PBF, Almeida GA, ve ark. Three-dimensional finite element stress analysis of teeth adjacent to a traumatized incisor. *Dent Traumatol*, 2019;35(2):128-134.
123. Andreasen JO. The influence of traumatic intrusion of primary teeth on their permanent successors. A radiographic and histologic study in monkeys. *Int J Oral Surg*, 1976;5(5):207-219.
124. Olsen JL, Koroluk L, Ko CC, ve ark. Finite element analysis of maxillary central incisor trauma. 2013.
125. Andreasen JO, Munksgaard EC, Bakland LK, ve ark. Comparison of fracture resistance in root canals of immature sheep teeth after filling with calcium hydroxide or MTA. *Dent Traumatol*, 2006;22(3):154-156.

126. Bortoluzzi EA, Souza EM, Reis JMSN, ve ark. Fracture strength of bovine incisors after intra-radicular treatment with MTA in an experimental immature tooth model. *Int Endod J*, 2007;40(9):684-691.
127. Hatibović-Kofman Š, Raimundo L, Zheng L, ve ark. Fracture resistance and histological findings of immature teeth treated with mineral trioxide aggregate. *Dent Traumatol*, 2008;24(3):272-276.
128. Cauwels RGE, Pieters IY, Martens LC, ve ark. Fracture resistance and reinforcement of immature roots with gutta percha, mineral trioxide aggregate and calcium phosphate bone cement: A standardized in vitro model. *Dent Traumatol*, 2010;26(2):137-142.
129. Korioto TWP, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and them related structures by finite element (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med*, 1997;8(1):90-104.
130. Belli S, Çelik K, Akbulut MB, ve ark. Are dentin posts biomechanically intensive?: A laboratory and FEA study. *J Adhes Sci Technol*, 2014;28(24):2365-2377.
131. Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, ve ark. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. *Dent Mater*, 2007;23(8):983-993.
132. Oro Spazzin A, Galafassi D, De Meira-Junior AD, ve ark. Influence of post and resin cement on stress distribution of maxillary central incisors restored with direct resin composite. *Oper Dent*, 2009;34(2):223-229.
133. Maceri F, Martignoni M, Vairo G. Mechanical behaviour of endodontic restorations with multiple prefabricated posts: A finite-element approach. *J Biomech*, 2007;40(11):2386-2398.
134. Craig RG. Review of dental impression materials. *Adv Dent Res*. 1988;2(1):51-64.

135. Asmussen E, Peutzfeldt A. Class I and Class II restorations of resin composite: An FE analysis of the influence of modulus of elasticity on stresses generated by occlusal loading. *Dent Mater*, 2008;24(5):600-605.
136. Dejak B, Młotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. *J Prosthet Dent*, 2003;90(6):591-597.
137. Belli S, Eraslan O, Eskitaşcıoğlu G. Effect of different treatment options on biomechanics of immature teeth: a finite element stress analysis study. *J Endod*. 2018;44(3):475-479.
138. Miura J, Maeda Y. Biomechanical model of incisor avulsion: a preliminary report. *Dent Traumatol*. 2008;24(4):454-457.
139. Huang HM, Ou KL, Wang WN, ve ark. Dynamic finite element analysis of the human maxillary incisor under impact loading in various directions. *J Endod*. 2005;31(10):723-727.
140. Gurbuz T, Sengul F, Altun C. Finite element stress analysis of short-post core and over restorations prepared with different restorative materials. *Dent Mater J*. 2008;27(4):499-507.
141. Prabhakar A, Chakraborty A, Nadig B, ve ark. Finite element stress analysis of restored primary teeth: a comparative evaluation between stainless steel crowns and preformed zirconia crowns. *Int J Oral Health Sci*. 2017;7(1):10.
142. Romeed SA, Fok SL, Wilson NHF. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabil*, 2006;33(3):209-215.
143. Ricks-Williamson LJ, Fotos PG, Goel VK, ve ark. A three-dimensional finite-element stress analysis of an endodontically prepared maxillary central incisor. *J Endod*, 1995;21(7):362-367.
144. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, ve ark. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials*, 2002;23(13):2667-2682.

145. Kurt A, Yaylacı M, Dizdar A, ve ark. Evaluation of the effect on the permanent tooth germ and the adjacent teeth by finite element impact analysis in the traumatized primary tooth. *Int J Paediatr Dent*, 2024;34(6):822-831.
146. da Silva BR, Moreira Neto JJS, da Silva FI, ve ark. Three-dimensional finite element analysis of the maxillary central incisor in two different situations of traumatic impact. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2013;16(2):158-164.
147. Nyashin Y, Nyashin M. Biomechanical modelling of periodontal ligament behaviour under various mechanical loads. *Acta Bioeng Biomech*, 2000.
148. Poiate IAVP, Vasconcellos ABD, Poiate E, ve ark. Stress distribution in the cervical region of an upper central incisor in a 3D finite element model. *Braz Oral Res*, 2009;23(2):161-168.
149. Yaman SD, Karacaer Ö, Şahin M. Stress distribution of post-core applications in maxillary central incisors. *J Biomater Appl*, 2004;18(3):163-177.
150. Guven N, Topuz O, Yikilgan I. Evaluation of different restoration combinations used in the reattachment of fractured teeth: a finite element analysis. *Appl Bionics Biomech*, 2018;2018:1-8.
151. Xu H, Jiang Z, Xiao X, ve ark. Influence of cavity design on the biomechanics of direct composite resin restorations in Class IV preparations. *Eur J Oral Sci*, 2012;120(2):161-167.
152. Sinclair GB, Beisheim JR, Kardak AA. On the detection of stress singularities in finite element analysis. *J Appl Mech Trans ASME*, 2019;86(2):1-10.
153. Zhang L, Ye N, Aregawi WA, ve ark. Effect of chamfer design on load capacity of reattached incisors. *Dent Mater*, 2021;37(7):1168-1175.
154. Hecová H, Tzigkounakis V, Merglová V, ve ark. A retrospective study of 889 injured permanent teeth. *Dent Traumatol*, 2010;26(6):466-475.

155. Mesquita GC, Soares PBF, Gomes CCM, ve ark. A 12-year retrospective study of avulsion cases in a public Brazilian dental trauma service. *Braz Dent J*, 2017;28(6):749-756.
156. Verissimo C, Costa PVM, Santos-Filho PCF, ve ark. Custom-fitted EVA mouthguards: What is the ideal thickness? A dynamic finite element impact study. *Dent Traumatol*, 2016;32(2):95-102.
157. Dezzen-Gomide AC, Carvalho MA, Lazari-Carvalho PC, ve ark. A three-dimensional finite element analysis of permanent maxillary central incisors in different stages of root development and trauma settings. *Comput Methods Programs Biomed*, 2021;207:106195.
158. Jayasudha K, Hemanth M, Baswa R, ve ark. Traumatic impact loading on human maxillary incisor: a dynamic finite element analysis. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*, 2015;33(4):302-306.

EKLER

EK-1. Öz Geçmiş

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	Çise Dolunay USLU ŞENER
Cinsiyet	Kadın
Eğitim	
Lise	Yalova Termal Fen Lisesi (2014)
Lisans	Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2014-2019)
Uzmanlık	Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çocuk Diş Hekimliği Ana Bilim Dalı (2022-2024) Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çocuk Diş Hekimliği Ana Bilim Dalı (2024-2025)
Yabancı Dil	
İngilizce	Orta

EK-2. Etik Kurul Onay Formu



T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı



Sayı : E-40465587-050.01.04-1121
Konu : Etik Kurul

10.07.2024

Sayın Dr. Öğr. Üyesi Ayça KURT

İlgi : 25.06.2024 tarihli ve 1086 kayıt numaralı dilekçeniz.

“Dental Anomaliye Sahip Olan Daimi Santral Diş Farklı Yönlerden Gelen Kuvvetlerin Yarattığı Sonlu Elemanlar Etki Analizi” isimli ve 2024/100 karar numaralı araştırma ile ilgili olarak araştırmadan kendi rızaları ile haklarından feragat eden Prof.Dr.Murat YAYLACI, Yüksek Mühendis Ayberk DİZDAR, Doç.Dr.Ecren UZUN YAYLACI ve Arş.Gör.Mehmet Emin ÖZDEMİR’in iş paketlerindeki görevleri için “Murat YAYLACI-LUZERİ” isimli şirketten 80.000 TL değerinde bütçe ile hizmet alımı gerçekleştirme talebiniz etik kurulumuz yönergesine göre 04.07.2024 tarihinde yapmış olduğu toplantıda incelenmiş olup 2024/160 karar numarası ile bilimsel ve etik yönden uygun bulunmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini saygılarımla rica ederim.

Doç. Dr. Tahsin Gökhan TELATAR
Başkan

Bu belge güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.
Belge Doğrulama Kodu : e1ebc535e59e **Belge Takip Adresi: <http://ebys.erdogan.edu.tr/EBYS/eimzadogrulama>**

Fener Mah. Zihni Derin Yerleşkesi 53100 Rize / TÜRKİYE
Telefon No :+90 (464) 223 61 26 Faks No :+90 (464) 223 53 76
e-Posta : İnternet Adresi:<http://www.erdogan.edu.tr/>
Kep Adresi:

Bilgi için : BURAK HANKAYA
Bilgisayar İşletmen



EK-3. Dekanlık İzin Belgesi



T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı



Sayı : E-61245112-010-6053
Konu : Çalışma İzni

20.03.2023

Sayın Dr. Öğr. Üyesi Ayça KURT

İlgi : 17.03.2023 tarihli ve sayılı yazı.

İlgi tarihli dilekçeniz gereği Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Ana Bilim Dalında tomografik görüntüsü alınan çocuk hastaların arşivinin taranması ve uygun görüntünün elde edilmesi için talebiniz Dekanlığımız tarafından uygun görülmüştür.
Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Prof. Dr. Zeynep YEŞİL
Dekan

Bu belge güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.
Belge Doğrulama Kodu : a2f6a6790239 **Belge Takip Adresi**: <http://ebys.erdogan.edu.tr/EBYS/eimzadogrulama>

İslampaşa Mahallesi Menderes Bulvarı No:612 Merkez/RİZE / TÜRKİYE
Telefon No :+90 (464) 214 22 65, +90 (464)214 21 81 Faks No :+90 (464)
222 00 02
e-Posta :dis@erdogan.edu.tr İnternet Adresi:<http://www.erdogan.edu.tr/>
Kep Adresi:erdogan@hs01.kep.tr

Bilgi için : ŞAFAK DEMİRCİ
Memur
Dahili: 5306



EK-4. İntihal Raporu

ORJİNALLIK RAPORU

%**8**

BENZERLİK ENDEKSİ

%**7**

İNTERNET KAYNAKLARI

%**3**

YAYINLAR

%**2**

ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1

acikbilim.yok.gov.tr

İnternet Kaynağı

%**2**

2

abakus.inonu.edu.tr:8080

İnternet Kaynağı

%**1**

3

acikerisimarsiv.selcuk.edu.tr:8080

İnternet Kaynağı

%**1**

4

docplayer.biz.tr

İnternet Kaynağı

%**1**

5

openaccess.hacettepe.edu.tr

İnternet Kaynağı

<%**1**

6

Fidancıoğlu, Yasemin Derya. "Travmatize Dislere Uygulanan Farklı Splint Türlerinin Olusturduğu Stres Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi", Necmettin Erbakan University (Turkey), 2021

Yayın

<%**1**

7

dspace.kocaeli.edu.tr:8080

İnternet Kaynağı

<%**1**

8

openaccess.inonu.edu.tr:8080