

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**DÖRT FARKLI SPLİNT TİPİNİN OLUŞTURDUĞU STRES
DAĞILIMININ FOTOELASTİK STRES ANALİZİ VE
SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

ESRA ÖZTÜRK HAZER

**DANIŞMAN
PROF. DR. HAKAN ÖZBAŞ**

**ENDODONTİ ANA BİLİM DALI
ENDODONTİ PROGRAMI**

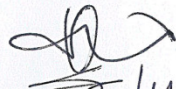
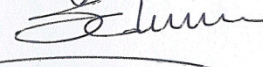

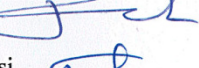
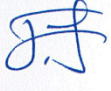
İSTANBUL-2011

TEZ ONAYI

Aşağıda tanıtımı yapılan tez, jüri tarafından başarılı bulunarak Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Kurum : İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
 Program Adı : Endodonti
 Programın seviyesi : Yüksek Lisans Doktora
 Anabilim Dalı : Endodonti
 Tez Sahibi : Esra Öztürk Hazer
 Tez Başlığı : Dört Farklı Splint Tipinin Oluşturduğu Stres Dağılımının Fotoelastik Stres Analizi ve Sonlu Elemanlar Yöntemi İle İncelenmesi
 Sınav Yeri : İ.Ü.Diş Hek Fak Prof.Dr.Altan Gülhan Özerkan Top Sal
 Sınav Tarihi : 27 / 09 / 2011

Tez Sınav Jürisi

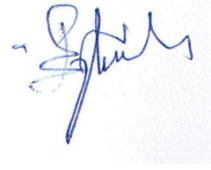
<u>Ünvanı Adı Soyadı Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı</u>	
1.Prof.Dr. Hakan Özbaş (Danışman)	İ.Ü.Diş Hek Fak Endodonti Anabilim Dalı 
2.Prof.Dr. Selmin Aşçı	İ.Ü.Diş Hek Fak Endodonti Anabilim Dalı 
3.Prof.Dr. Seçkin Dindar	İ.Ü.Diş Hek Fak Endodonti Anabilim Dalı 
4.Prof.Dr. Faruk Haznedaroğlu	İ.Ü.Diş Hek Fak Endodonti Anabilim Dalı 
5.Doç.Dr.Şenol Ataoğlu	İstanbul Teknik Üniversitesi İnşaat Fakültesi 

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Esra Öztürk Hazer

Esra Öztürk Hazer



İTHAF

Sevgili eşim ve aileme...

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tez çalışmam sırasında benimle tüm bilgi ve deneyimlerini paylaşan, her konuda desteğini hep yanımda hissettiğim değerli hocam Prof. Dr. Hakan Özbaş'a

Tez çalışmamın başından beri her aşamasını takip eden değerli hocalarım Prof. Dr. Seçkin Dindar ve Doç.Dr. Şenol Ataoğlu'na

Doktora eğitimim boyunca kendilerinden çok şey öğrendiğim Endodonti Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine,

Tez deneylerimin yapılması aşamasındaki desteklerinden dolayı Prof. Dr. Ziya Abdulaliyev ve sevgili Can Kurtulan'a

FEM analizi süresince kendilerinden çok şey öğrendiğim ve desteklerini esirgemeyen Dr. Emin Sünbülüoğlu, Dr. Ergün Bozdağ, M. Volkan Kazancı, Nazlı Şarkalkan, Gökhan Baysal'a

Her koşulda yanımda olan, sonsuz sevgisini ve desteğini hep hissettiğim sevgili eşim Rüştü Hazer'e

Tüm çalışma arkadaşlarıma ve çalışmam sırasında manevi desteklerini eksik etmeyen Dr. Esmâ Mısırlıoğlu, Dr. F. Esra Akbıyık, Dr. Nazan Yırgın, Dr. Ayça Yılmaz ve Dr. Özlem Saraçoğlu'na

Doktora eğitimim boyunca sağladığı desteklerinden dolayı TÜBİTAK Başkanlığı'na

Hayatım boyunca maddi ve manevi her türlü fedakarlığı gösteren, her konuda desteklerini esirgemeyen, sevgi ve güvenlerini hep hissettiğim canım ailem; Şahap Öztürk, Aysel Öztürk, Gamze Öztürk Karabulut ve Hande Öztürk'e teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 3115

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN	İİ
İTHAF	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ	VIII
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	İX
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	XV
ÖZET.....	XV
ABSTRACT.....	XVI
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1.Travmatik Yaralanmalar.....	2
2.1.1. Travmatik Yaralanmaların Mekanizması.....	2
2.1.2. Travmanın Diş Ve Destek Dokular Üzerine Etkisi.....	3
2.1.3.. Travmatik Yaralanmaların Sınıflandırılması.....	4
2.2. Splintler.....	7
2.2.1. Splintleme Metodları.....	9
2.2.2. Splint Çeşitleri.....	9
2.2.2.1. Sütur Splint.....	9
2.2.2.2. Ark Bar Splint.....	10
2.2.2.3. Ortodontik Uygulamalar.....	10
2.2.2.4. Kompozit Splint.....	10
2.2.2.5. Tel-kompozit Splint.....	10
2.2.2.6. Prefabrike Metal Splint Materyalleri.....	11
2.2.2.7. Fiber Splint.....	11
2.2.3. Splintleme Süreleri.....	11

2.3. Stres Analizi.....	14
2.3.1. Stres Analizlerinde Kullanılan Terminoloji.....	14
2.3.2. Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi.....	16
2.3.3. Sonlu Eleman Analizi Çalışma Sistemi.....	17
2.3.4. Fotoelastik Stres Analizi.....	20
3.GEREÇ VE YÖNTEM.....	27
3.1. Fotoelastik Stres Analizi için Modellerin Hazırlanması.....	27
3.1.1.Grupların oluşturulması ve splint örneklerinin hazırlanması.....	29
3.1.2.Yükleme tertibatının oluşturulması.....	34
3.2. Sonlu Elemanlar Analizi için Modelin Oluşturulması	36
3.2.1. Üst çene Kemiği Modelinin ve Dişlerin Oluşturulması.....	36
3.2.2: Modellerin Sonlu Elemanlar Analizi için Hazırlanması.....	41
4.BULGULAR.....	46
4.1.Fotoelastik Stres Analizine ait Bulgular.....	46
4.1.1.Titanyum Travma Splint Grubuna Ait Bulgular.....	47
4.1.2. Ribbond Fiber Splint Grubuna Ait Bulgular.....	49
4.1.3 Tel-Kompozit Splint Grubuna Ait Bulgular.....	50
4.1.4. Kompozit Splint Grubuna Ait Bulgular.....	51
4.2. Sonlu Elemanlar Analizine Ait Bulgular.....	52
4.2.1. Titanyum Travma Splint Grubuna Ait Bulgular.....	56
4.2.2.Ribbond fiber splint Grubuna Ait Bulgular	62
4.2.3.Tel kompozit splint Grubuna Ait Bulgular	72
4.2.4.Kompozit splint Grubuna Ait Bulgular	82
5. TARTIŞMA	92
KAYNAKLAR	102
ÖZGEÇMİŞ	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.

TABLULAR LİSTESİ

Tablo 3-1: Epoksi reçine malzemenin özellikleri.....	27
Tablo 3-2: Modeli oluşturan tüm elemanların elastiklik modülü ve poisson oranları...42	
Tablo 3-3: Eleman ve nod sayıları.....	43
Tablo 4-1: Dişlerin apikalinde oluşan gerilme birikimleri.....	46
Tablo 4-2: Dişlerin kole bölgesinde oluşan gerilme birikimleri.....	46
Tablo 4-3: Modelde oluşan gerilme birikimleri.....	46

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Eleman tipi örnekleri.....	19
Şekil 2-2: Meshi oluşturan eleman ve düğüm noktaları	19
Şekil 2-3: Polariskop cihazı.....	21
Şekil 2-4: Basit bir polariskop şeması.....	22
Şekil 2-5: Renklerin karşılaştırılması metodunda kullanılan renk skalası.....	25
Şekil 3-1: Deney modeli için hazırlanan dişler.....	28
Şekil 3-2: Dişlerin yerleştirildiği modelin yukarıdan görünüşü.....	29
Şekil 3-3: TTS.....	30
Şekil 3-4: TTS'in dişler üzerine uygulanması.....	30
Şekil 3-5: Ribbond fiber splint.....	31
Şekil 3-6: Ribbond fiber splintin uygulanması.....	31
Şekil 3-7: 0,5x0,5 tam yuvarlak tel.....	32
Şekil 3-8: Tel kompozit splintin uygulanması.....	32
Şekil 3-9: Kompozit splint uygulanması.....	33
Şekil 3-10: Yükleme tertibatı.....	34
Şekil 3-11: 45 ° oblik yükleme.....	34
Şekil 3-12: Dikey yükleme.....	35
Şekil 3-13: DICOM'dan alınan modelin Polyworks programındaki görüntüsü.....	36
Şekil 3-14: Üst çenenin Polyworks programındaki görüntüsü.....	37
Şekil 3-15: Dişlerin Polyworks programındaki görüntüsü.....	37
Şekil 3-16: Offset'le kök kanalının oluşturulması	38
Şekil 3-17: Offset'le dentin tabakasının oluşturulması.....	38
Şekil 3-18: Offset'le mine ve sementin oluşturulması.....	39
Şekil 3-19: Catia programında modelin görünümü.....	39

Şekil 3-20: Titanyum Travma Splintinin görüntüsü.....	40
Şekil 3-21: Ribbond fiber splintin görüntüsü.....	40
Şekil 3-22: Tel kompozit splintin görüntüsü	40
Şekil 3-23: Kompozit splintin görüntüsü.....	40
Şekil 3-24: Abaqus programında modelin görüntüsü.....	41
Şekil 3-25: Diş modelinin mesh'lenmiş hali.....	43
Şekil 3-26: Modelin tutulduğu noktalar.....	44
Şekil 3-27: Dikey yönde 150 N'luk kuvvetin uygulanması.....	45
Şekil 3-28: 45° oblik yönde 100 N kuvvetin uygulanması.....	45
Şekil 4-1: Dikey kuvvetler altında TTS grubunda oluşan gerilme alanları.....	47
Şekil 4-2: 45° oblik kuvvetler altında TTS grubunda oluşan gerilme alanları.....	47
Şekil 4-3:Dikey kuvvetler altında Ribbond fiber splint grubunda oluşan gerilme alanları.....	49
Şekil 4-4: 45° oblik kuvvet altında Ribbond fiber splint grubunda oluşan gerilme alanları.....	49
Şekil 4-5: Dikey kuvvetler altında tel kompozit splint grubunda oluşan gerilme alanları.....	50
Şekil 4-6: 45° oblik kuvvetler altında tel kompozit splint grubunda oluşan gerilme alanları.....	50
Şekil 4-7: Dikey kuvvetler altında kompozit splint grubunda oluşan gerilme alanları.....	51
Şekil 4-8: 45° oblik kuvvetler altında kompozit splint grubunda oluşan gerilme alanları.....	51
Şekil 4-9: Dikey kuvvetler altında TTS grubundaki yer değiştirme miktarı.....	52
Şekil 4-10: 45° oblik kuvvetler altında TTS grubundaki yer değiştirme miktarı.....	53

Şekil 4-11: Dikey kuvvetler altında TTS grubunda görülen gerilme miktarlarının vestibülden görünüşü.....	54
Şekil 4-12: Dikey kuvvetler altında TTS grubundaki gerilmelerin dış yüzeylerindeki dağılımı	55
Şekil 4-13: 45° oblik kuvvetler altında TTS grubunda görülen gerilme miktarlarının vestibülden görünüşü.....	56
Şekil 4-14: 45° oblik kuvvetler altında TTS grubundaki gerilmelerin dış yüzeylerindeki dağılımı.....	57
Şekil 4-15: Dikey kuvvetler altında TTS grubundaki gerilmelerin kemik dokusundaki dağılımının vestibülden görünümü.....	58
Şekil 4-16: 45 °oblik kuvvetler altında TTS grubundaki gerilmelerin kemik dokusundaki dağılımının vestibülden görünümü.....	59
Şekil 4-17: Dikey kuvvetler altında TTS grubundaki gerilme dağılımlarının kemik dokusunun apikalindeki görünümü.....	60
Şekil 4-18: 45° oblik kuvvetler altında TTS grubu için oluşan gerilme dağılımının kemik dokusunun apikalindeki görünümü.....	61
Şekil 4-19: Dikey kuvvetler altında Ribbond fiber splint grubundaki yer değiştirme miktarı.....	62
Şekil 4-20: 45° oblik kuvvetler altında Ribbond fiber splint grubundaki yer değiştirme miktarı.....	63
Şekil 4-21: Dikey kuvvetler altında Ribbond fiber splint grubundaki gerilme miktarlarının vestibülden görünüşü.....	64
Şekil 4-22: Dikey kuvvetler altında Ribbond fiber splint grubundaki gerilmelerin dış yüzeylerinde dağılımı	65
Şekil 4-23: 45° oblik kuvvetler altında Ribbond fiber splint grubundaki gerilme miktarlarının vestibülden görünüşü	66
Şekil 4-24: 45° oblik kuvvetler altında Ribbond fiber splint grubundaki gerilmelerin dış yüzeylerinde dağılımı	67

Şekil 4-25: Dikey kuvvetler altında Ribbond fiber splint grubundaki gerilmelerin kemik dokusundaki dağılımının vestibülden görünümü.....	68
Şekil 4-26: 45° oblik kuvvetler altında Ribbond fiber splint grubundaki gerilmelerin kemik dokusundaki dağılımının vestibülden görünümü.....	69
Şekil 4-27: Dikey kuvvetler altında Ribbond fiber splint grubundaki gerilmelerin kemik dokusunda dağılımı	70
Şekil 4-28: 45° oblik kuvvetler altında Ribbond fiber splint grubundaki gerilmelerin kemik dokusunda dağılımı.....	71
Şekil 4-29: Dikey kuvvetler altında tel kompozit splint grubu için yer değiştirme miktarı.....	72
Şekil 4-30: 45° oblik kuvvetler altında tel kompozit splint grubundaki yer değiştirme miktarı.....	73
Şekil 4-31: Dikey kuvvetler altında tel kompozit splint grubundaki gerilme miktarlarının vestibülden görünüşü	74
Şekil 4-32: Dikey kuvvetler altında tel kompozit splint grubundaki gerilmelerin diş yüzeylerinde dağılımının vestibülden görünümü.....	75
Şekil 4-33: 45° oblik kuvvetler altında tel kompozit splint grubundaki gerilme miktarlarının vestibülden görünümü.....	76
Şekil 4-34: 45° oblik kuvvetler altında tel kompozit splint grubundaki gerilmelerin diş yüzeylerinde dağılımı.....	77
Şekil 4-35: Dikey kuvvetler altında tel kompozit splint grubundaki gerilmelerin kemik dokusundaki dağılımının vestibülden görünümü.....	78
Şekil 4-36: 45 °oblik kuvvetler altında tel kompozit splint grubundaki gerilmelerin kemik dokusundaki dağılımının vestibülden görünümü.....	79
Şekil 4-37: Dikey kuvvetler altında tel kompozit splint grubundaki gerilmelerin kemik dokusundaki dağılımı.....	80
Şekil 4-38: 45° oblik kuvvetler altında tel kompozit splint grubundaki gerilmelerin kemik dokusundaki dağılımı.....	81

Şekil 4-39: Dikey kuvvetler altında kompozit splint grubunda yer değiştirme miktarı.....	82
Şekil 4-40: 45° oblik kuvvetler altında kompozit splint grubundaki yer değiştirme miktarı.....	83
Şekil 4-41: Dikey kuvvetler altında kompozit splintte grubundaki gerilme miktarlarının vestibülden görünüşü.....	84
Şekil 4-42: Dikey kuvvetler altında kompozit splint grubundaki gerilmelerin diş yüzeylerindeki dağılımının vestibülden görünümü.....	85
Şekil 4-43: 45° oblik kuvvetler altında kompozit splint grubundaki gerilme miktarlarının vestibülden görünüşü.....	86
Şekil 4-44: 45° oblik kuvvetler altında kompozit splint grubundaki gerilmelerin diş yüzeylerinde dağılımı.....	87
Şekil 4-45: Dikey kuvvetler altında kompozit splint grubundaki gerilmelerin kemik dokusunda dağılımının vestibülden görünümü.....	88
Şekil 4-46: 45 °oblik kuvvetler altında kompozit splint grubundaki gerilmelerin kemik dokusundaki dağılımının vestibülden görünümü.....	89
Şekil 4-47: Dikey kuvvetler altında kompozit splint grubundaki gerilmelerin kemik dokusunda dağılımı.....	90
Şekil 4-48: 45° oblik kuvvetler altında kompozit splint grubundaki gerilmelerin kemik dokusunda dağılımı.....	91

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

N: Newton

%: Yüzde

mm: Milimetre

DSÖ: Dünya Sağlık Örgütü

PDL: Periodontal ligament

TTS: Titanyum Travma Splinti

P: Paskal

nm: Nanometre

sn: Saniye

cm: Santimetre

°: Derece

ÖZET

Hazer, Ö.E. (2011) Dört Farklı Splint Tipinin Oluşturduğu Stres Dağılımının Fotoelastik Stres Analizi Ve Sonlu Elemanlar Yöntemi İle İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Endodonti ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 3115

Bu çalışmanın amacı dört farklı splint çeşidinin (titanyum travma splinti, ribbond fiber splint, tel kompozit splint ve kompozit splint) diş kökleri ve çevre dokularda oluşturduğu stres birikimleri ve dağılımlarını, iki ayrı stres analizi yöntemi ile karşılaştırılarak incelemek ve splintlerin rijitliğini karşılaştırmaktır. Çalışmanın fotoelastik stres analizi bölümünde model ve dişler epoksi reçineden hazırlanmış ve sol santral, sol lateral ve sağ santral dişler deney için seçilmiştir. Travmaya maruz kaldığı varsayılan ortada yer alan santral diş hariç diğer dişler periodontal membranının simülasyonu için silikonla kaplanarak yerleştirilmiştir. Splintler dişler üzerine uygulanarak özel olarak hazırlanan yükleme tertibatına yerleştirilmiş ve dikey 150Newton (N) ve 45° oblik 100 N kuvvet uygulanmıştır. Elde edilen bulgulara göre dikey ve oblik kuvvetler altında tüm splint tipleri içinde en düşük şerit değerleri TTS grubunda gözlenmiş ve bunu sırasıyla Ribbond fiber, tel kompozit ve kompozit splint grubu takip etmiştir. Çalışmanın sonlu elemanlar analizi bölümünde üst çene modeli bilgisayarlı tomografi görüntülerinden, splint çeşitleri ise Catia programı kullanılarak hazırlanmıştır. Hazırlanan matematiksel model Abaqus programı kullanılarak çözümlenmiştir. Dişlere dikey 150 N ve 45° oblik 100 N kuvvet uygulanmıştır. Dikey yüklemde elde edilen bulgulara göre splint uygulanan dişlerde meydana gelen yer değiştirme miktarı en fazla TTS grubunda sırasıyla ribbond fiber, tel kompozit ve kompozit splint grubu izlemiştir. Gerilme dağılımları incelendiğinde, tel kompozit splint grubunda diğer splint çeşitlerine göre maksimum gerilme değerlerinin daha az alanda olduğu gözlenmiştir. Oblik kuvvetler altında meydana gelen yer değiştirme miktarı en fazla ribbond splintte görülmüş, bunu sırasıyla TTS, tel kompozit ve kompozit splint grubu takip etmiştir. Gerilme dağılımları incelendiğinde tüm gruplar arasında bir farklılık görülmemiştir. TTS ve ribbond fiber splintinin kompozit ve tel kompozit splintlere göre daha fleksibl olduğu her iki stres analizi yöntemi ile ortaya konmuştur.

Anahtar Kelimeler: splint, dental travma, sonlu elemanlar analizi, fotoelastik stres analizi, gerilme dağılımı

ABSTRACT

Hazer, Ö.E. (2011). Evaluation of The Effects of four Splint Types on Stresses by Using Photoelastic Stress Analysis and Finite Element Analysis İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Endodontics. Doktora Tezi. İstanbul.

The present work was supported by the Research Fund of Istanbul University. Project No. 3115

The aim of this study was to evaluate the effects of four splint types (TTS, ribbon fiber splint, wire composite splint and composite splint) on stresses occurring around teeth and rigidity by photoelastic stress analysis and finite element method.

In the photoelastic stress analysis part of the study, model and left upper central, lateral and canine teeth were prepared from epoxy resin material. Teeth were covered with silicon except central incisor for simulating the periodontal membrane and embedded in the model. A load of 150 Newton was applied to all teeth in vertical loading and 100 Newton was applied 45° oblique. Under vertical and oblique loading, the lowest fringes were observed for TTS and followed by Ribbon fiber splint, wire composite splint and composite splint. In the FEM part of the study, Computed tomography was used to simulate the maxillary bone model and teeth. The configuration of splints were created by Catia software. The model was solved by Abaqus software. A vertical force of 150 N and 45° oblique force of 100 N were applied. Under vertical loading the highest displacement of teeth was observed for TTS and it's followed by ribbon fiber splint, composite splint and wire composite splint. The highest stress distributions occurring around teeth were observed in the smallest field for the wire composite splint. Under oblique loading the highest displacement of teeth was observed for ribbon fiber splint followed by TTS, wire composite and composite splint. All splint types showed no differences about stress distribution occurring around teeth. In conclusion, it was shown with two stress analysis that TTS and ribbon fiber splints were more flexible splints than composite and wire composite splints.

The keywords: splint, dental trauma, finite element analysis, photoelastic stress analysis, stress distribution

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dişlerdeki travmatik yaralanmalar, uygun bir tedavi yapılmadığında hasta için ciddi problemlere neden olabilmektedir. Diş ve çevre dokuların maruz kaldığı travmalar sonucunda izlenecek tedavinin hedefi diş kabul edilebilir fonksiyonuna ve görünümüne kavuşturmadır. Travma sonucu dişin konumunda bir değişiklik olduysa normal fonksiyon, dişin alveoldeki yerine yerleştirilmesini takiben splint uygulaması sayesinde sabitlenmesi ve çevre dokuların iyileşmesine müsaade edilmesiyle sağlanır. Travmaya uğramış dişlerin sabitlenmesi yaralanmış dişlerin tedavisinde ve periodontal dokuların iyileşmesinde en önemli basamaktır [1]. Splintleme kırık kemik uçlarını, yerinden çıkmış veya şekil bozukluğu gösteren bir oluşumu hareket etmeyecek şekilde tespit etmektedir [2]. Diş hekimliğinde kullanılan splintleme metodları dişin belirli bir süre sabit pozisyonda kalmasını sağlayan bir uygulamadır.

Periodonsiyumun klinik iyileşmesinin büyük kısmı ilk yedi gün içinde gerçekleşir [1, 3, 4]. Bu yüzden ilk müdahalelerden biri olan splintlemenin önemi oldukça büyüktür. Spintleme süresi kadar, kullanılan splint tipinin fleksibilitesi de önem taşımaktadır. Çünkü rijit ve uzun süreli splintlemenin oluşturduğu stres birikimlerinin iyileşme komplikasyonu yaratarak ankiloz ve yer değiştirme rezorbsiyonu gibi kötü etkilerinin olabileceği gösterilmiştir [1, 5], . Bunun yerine splintin fleksibl olması ile sağlanan normal vertikal hareketlilik periodontal iyileşmeyi hızlandırmaktadır [6].

Bu çalışmamızda dört farklı splint çeşidinin diş kökleri ve çevre dokularda oluşturduğu stres birikimleri ve dağılımlarını, iki ayrı stres analizi yöntemi ile karşılaştırılarak incelenmiştir. Çalışmamızın amacı fotoelastik stres analizi ve sonlu elemanlar yöntemi ile kuvvet altında oluşan stres alanlarını belirlemek ve splint çeşitlerinin rijitliğini karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Travmatik Yaralanmalar

Diş ve çevre dokuları ilgilendiren travmatik yaralanmalar hasta için ciddi komplikasyonlara neden olabilecek beklenmedik olaylardır. Bunun yanında; kırık, dişlerde renk değişikliği veya avulsiyon, hastanın görünümünü de değiştirmektedir. Ayrıca travmatik diş yaralanmaları psikolojik durum açısından da önemlidir çünkü yaralanmaların büyük bir kısmı genellikle yaşamın başlarında ve ergenlikte olmaktadır [3]. Epidemiyolojik çalışmalarda travmatik yaralanmaların görülme sıklığı 16 yaşına kadar %35 iken 18 yaşına kadar %50'ye yükseldiği gösterilmiştir [7]. Sürekli dişlerde en çok görülen travmatik yaralanmalar mine kırığı ve mine-dentin kırığıdır. Süt dişlerinde yaralanmalar genellikle lüksasyon yaralanmaları gibi destek yapılarla sınırlı kalır [3].

Travmatik yaralanmalar yaralanmayı meydana getirecek yeterli mekanik enerjinin olduğu çarpma ve darbeler sonucu oluşmaktadır. Canlı veya cansız hareketli herhangi bir şey ağırlığı ve hızına bağlı olarak enerjiye sahiptir. Hızda ve ağırlıktaki artışla enerji de artmaktadır. Travmatik dental yaralanmaların sebepleri; şiddet, spor, trafik kazaları, sert cisim ısırılması, düşme, fiziksel şiddet gibi akut olabilirken ve iatrojenik uygulamalarla da kronik bir şekilde oluşabilmektedir [3]. Ayrıca yapılan çalışmalarda cinsiyet, overjet miktarının 5 mm'den fazla olması, dudak mesafesinin yetersiz oluşu ve ağız hijyeni bozukluğu nedeniyle oluşmuş aşırı madde kayıpları dental yaralanmaların oluşumunda önemli risk faktörleri olarak belirtilmiştir [8]. Populasyonun büyük kısmını içeren çalışmalarda çoğu travmatik yaralanmanın sırasıyla ev, okul ve halka açık alanlarda meydana geldiği gösterilmiştir [3].

2.1.1. Travmatik Yaralanmaların Mekanizması

Dental yaralanmalara sebep olan mekanik enerjiyi oluşturan kesin mekanizma tam olarak aydınlatılmamıştır. Çekilmiş insan dişinin travma sonucu kırığa direncinin araştırıldığı çok az in vitro çalışma vardır. Yaralanmalar direkt ve indirekt travma sonucu oluşmaktadır. Direkt travmada kuvvet dişe direkt olarak gelirken, indirekt travmada karşıt çeneye gelen kuvvet sonucu ani kapanma nedeniyle oluşmaktadır.

Direkt travma daha çok ön bölge dişlerini ilgilendirirken, indirekt travma küçük ve büyük azı bölgesindeki kuron veya kuron-kök kırıkları ile birlikte kondil ve semfiz bölgesindeki çene kırıklarını ilgilendirir[3] [9]. Aynı kuvvetlerin etkisiyle periodontal dokularda da yaralanmalar meydana gelebilmektedir. Klinik olarak periodontal doku yaralanmaları; dişte mobilite, diş konumunda yer değişikliği ve dişeti olduğundan gelen kanama ile karakterizedir. Yaralanmanın tipi ve şiddeti; darbenin yönü,yeri ve enerjisi, dokuların rezilinsine bağlıdır[10] [9]. Travmalar hem süt hem de sürekli diş gruplarını içerebilmektedir. Süt dişlerine gelen travmalarda alveolar kemiğin yüksek elastikiyetinin olması ve bu yaşta spongioz kemiğin kortikal kemikten daha fazla oluşu nedeniyle periodontal hasar daha fazla olmaktadır [7]. Periodontal yaralanma görülen travma olgularında pulpal hücrelerin daha çok zarara uğradığı görülmüştür [11].

Yer değiştirmiş, lükse veya kök kırığı görülen olgularda, doğru pozisyon ve splintleme iyileşme için hazırlayıcı ortam sağlar. Ancak bazı vakaların tedavi edilmediği halde pulpal ve periodontal iyileşme göstrediği bildirilmiştir[12].

2.1.2. Travmanın Diş Ve Destek Dokular Üzerine Etkisi

Travmatik yaralanmalarda pulpal cevap, apikal foramenin kök kanalına giren nörovasküler sistemin yaralanma derecesi ile yakından ilişkilidir. Ayrıca bakteri varlığı da travma sonrası iyileşme prognozu için belirleyici faktörlerden biridir. Travma sonrası iyileşme açısından diş pulpasında üç muhtemel sonuç ortaya çıkabilir: bunlar pulpanın iyileşmesi, pulpa nekrozu ve kök kanalının tıkanmasıdır [4].

Travma sonrası pulpada iyileşmenin gözlenmesi en çok istenilen sonuçtur. Eğer nörovasküler sistemdeki kopma tam olmamışsa, pulpa fonksiyonu azalsa da birkaç hafta sonra iyileşme görülebilmektedir (örneğin sublüksasyon yaralanmaları).

Pulpa dokusunda tam bir kopmanın meydana gelmesi sonucu apikal kan desteğinin kesildiği ve apikal genişliği 0.5 milimetre (mm)'den küçük olan gelişimini tamamlamış vakalarda pulpanın iyileşmesi pek mümkün olmamaktadır [3],[13]. Gelişmekte olan dişlerde ise pulpanın iyileşme olasılığı pulpanın revaskülarizasyon kabiliyetinden dolayı artar[14, 15]. Ancak yaralanma sonrası ortama bakteri infiltrasyonu nekroz riskini artırır. Pulpa nekrozu sonucu da iltihabi kök rezorpsiyonu görülme riski artmaktadır.

Travmaya uğramış dişlerde meydana gelen diğer bir pulpa cevabı ise kök kanalının tıkanmasıdır. Bu durum en sık yer değiştirme olan lüksasyon yaralanmalarında gözlenmektedir.

Travma sonrası destek dokularda da farklı cevaplar ortaya çıkmaktadır: bunlar destek dokuların iyileşmesi ya da rezorpsiyondur. Rezorpsiyonlar, iltihabi ve yer değiştirme (ankiloz) rezorpsiyonu olabilmektedir[11].

2.1.3.. Travmatik Yaralanmaların Sınıflandırılması

Günümüz sınıflandırması Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ) tarafından diş hekimliği ve ağız hastalıklarının uluslar arası sınıflandırma uygulamasına göre yapılmıştır. Bu sınıflandırma dişleri, destek dokuları, dişeti,ve ağız mukozası yaralanmalarını içermekte ve anatomi, tedavi ve tanıya dayanmaktadır . Bu sınıflandırma hem süt hem de sürekli dişlenmeyi ilgilendirmektedir. [3].

A: Diş Sert Dokuları Ve Pulpa Yaralanmaları

- 1- Mine hasarı: Diş dokusunda kayıp olmadan oluşan mine kırığı veya çatlağı
- 2- Mine kırığı: Mine sınırında diş dokusunun kaybıyla oluşmuş kırık (tam olmayan kuron kırığı)
- 3- Mine – dentin kırığı : Pulpayı içine almayan doku kaybı olan mine ve dentin kırığı (tam olmayan kuron kırığı)
- 4- Tam kuron kırığı: Pulpanın açıldığı ve mine ve dentini içine alan kırık
- 5- Tam olmayan kuron kök kırığı: Mine, dentin ve sementi içeren pulpanın açılmadığı kırık
- 6- Tam kuron kök kırığı: Pulpanın açıldığı, mine dentin ve sement kırığı
- 7- Kök kırığı

B: Periodontal Doku Yaralanmaları

- 1- Konküzyon: Perküsyona duyarlı ancak dişte yer değiştirmenin gözlenmediği destek dokularında meydana gelen hafif yaralanma
- 2- Sublüksasyon: Dişte yer değiştirmenin gözlenmediği ancak anormal gevşemeyle birlikte görülen destek dokularındaki yaralanma
- 3- Ekstrüzyon: Dişin soketinden kısmi olarak dışarı çıkması
- 4- Lateral luksasyon: Aksial yönün dışında bir yönde dişin yer değiştirmesi
- 5- İntrüzyon: Alveolar kemiğe doğru dişin yer değiştirmesi
- 6- Avülsiyon: Dişin soketinden tamamen çıkması

C: Destek Kemik Yaralanmaları

- 1- Maksiller alveol kemiği parçalanması: Soketin ezilmesi veya sıkışması.
- 2- Mandibuler alveol kemiği parçalanması
- 3- Maksiller alveol soket duvarı kırığı
- 4- Mandibuler alveol soket duvarı kırığı
- 5- Maksiller alveol proçes kırığı: Alveol soketini içeren veya içermeyen alveol proçes kırığı
- 6- Mandibuler alveol proçes kırığı
- 7- Maksilla kırığı
- 8- Mandibula kırığı

D: Dişeti Ve Ağız Mukozası Yaralanmaları

- 1- Dişeti veya ağız mukozası kesiği: Keskin bir cisimle oluşan kesikle sonuçlanan yaralanma
- 2- Dişeti veya ağız mukozası ezilmesi: Kunt bir cisimle oluşan submukozal kanamayla görülen yaralanma

Bir diğer sınıflama da Andreasen tarafından yapılmıştır. Andreasen yaptığı sınıflamada DSÖ'nün yaptığı sınıflamayı modifiye etmiştir.

Andreasen'in sınıflamasına göre [3];

A: Kuron kırıkları: Dental yaralanmaların % 26-76'sını içerir [9].

- 1) Mine atlağı:
- 2) Mine kırığı:
- 3) Pulpanın açılmadığı mine dentin kırığı
- 4) Pulpa açılımı olan mine dentin kırığı

B: Kuron – kök kırıkları: Kök kırığı vakalarında sement, dentin, pulpa ve mine etkilenir. (Grlme sıklığı sürekli dişlerde %5, süt dişlerinde %2'dir).

C: Kök kırıkları: Dentin, sement ve pulpa etkilenir. (Sürekli dişlerde %0.5 ve 7 arasında, süt dişlerinde %2-4 görülür).

D: Lüksasyon yaralanmaları: Genellikle st santral dişler etkilenir.

- 1) Konküzyon:
- 2) Sublüksasyon
- 3) Ekstrüzyon:
- 4) Lateral lüksasyon
- 5) İnrzyon:

E: Avülsiyon:

F: Destek kemik yaralanmaları:

- 1) Alveol soketinin parçalanması
- 2) Alveol soket duvarının kırığı:
- 3) Alveol proçes kırığı:
- 4) Mandibula veya maksilla kırığı:

2.2. Splintler

Travmatik yaralanmaların tedavileri çok çeşitli şekillerde yapılmaktadır. Bunların arasında splintleme önemli bir yer tutmaktadır. Doğru splint seçimi, doğru süreler ve doğru metodoloji tedavinin başarısını direkt olarak etkilemektedir. Farklı travmatik yaralanmalar için farklı splintleme süreleri belirtilmiştir.

Splint kelime anlamı olarak gevşemiş, kırılmış, yer değiştirmiş veya replante edilmiş dişleri sabitlemek, korumak ve desteklemek için kullanılan aygıttır [2].

Splintleme kırık kemik uçlarını , yerinden çıkmış veya şekil bozukluğu gösteren bir oluşumu hareket etmeyecek şekilde tespit etmektir. Diş hekimliğinde, dişin belirli bir süre sabit pozisyonda kalmasını sağlayan bir uygulamadır [1-3, 11].

Splint, endodontide travma görmüş dişlerde, pulpa ve periodontal dokularda daha fazla yaralanmayı engellemek ve doku iyileşmesini kolaylaştırmak için kullanılmasının yanında; çocuk dişlerinde yer tutucu olarak, ortodontide pekiştirme amacıyla, periodontal problemi olan vakalarda, tıpta ortopedide, plastik ve rekonstruktif cerrahide de kullanılmaktadır [1].

Amerikan Endodonti Derneği dental splint tanımını “gevşemiş, kırılmış veya yerine yerleştirilmiş dişi sabitlemek, korumak ve desteklemek amacıyla yapılmış parça” olarak yapmıştır [4].

Travmatik olarak yer değiştirmiş dişler, yerine yerleştirilmeli ve splintlenmelidir [16, 17]. Splint ilk iyileşme sırasında dişi soketinde tutar [18]. Diş splintlemeyle yeteri kadar stabilize edilerek başka bir yaralanma önlenmiş olur ve periodontal liflerin yeniden oluşabilmesi için ataşmanı korur [4]. Periodontal fibrillerin diş kökünü yeniden sarması ve dokuların iyileşmesi sonucu oluşan ataşman dişin pozisyonunda devam etmesini sağlar. Ayrıca komşu dişlere splintleme yapılmasıyla bu dişlerden destek alınarak dişin kuvvetlenmesi de sağlanmaktadır [16]. Yer değiştirmiş diş yerine yerleştirilip sabitlenerek iyileşme periyodu başlamış olur [6].

Hayvan deneylerinde stabilize edilmeyen dişlerde de iyileşmenin iyi olabildiği gösterilmesine rağmen splint aşağıdaki sebeplerden dolayı kullanılmalıdır [1]:

Medikolegal Sebepler: Splintleme yapılmadığında travma görmüş diş aspire edilebilir, yutulabilir, kazara darbe alabilir.

Periodontal Ligamentin Korunması: İyileşme sırasında yaralanmış periodontal dokulara gelebilecek zararlar engellenmelidir. Splintleme işlemi zarar riskini en aza indirir. Travmadan zarar görmüş diş, stabilizeyi elde etmek ve iyileşme sırasında pulpa ve periodontal dokuların daha fazla zarar görmesini engellemek için 1-3 haftaya kadar splintlenmelidir.

Yara iyileşmesine karşın gerilme; kollajen üretimini geliştirir ve kollajen fibrillerin daha fazla uyum sağlamasını sağlar. Gerilme kuvvetinin ve iyileşme yerinde hareketliliğin yerini alan kontrollü pasif hareketlilik tendon ve ligament tamirini hızlandırır. Kırık iyileşmesi sırasında fonksiyonel kuvvet iyileşmenin oranını artırır ve sabitleme altında iyileşmeye göre iyileşmenin dayanıklılığını geliştirir. Böylece splintleyerek sabitleme ilk olarak erken iyileşmeyi korur ve mekanik kuvvetler sonra kollajen fibrillerin ve kemiğin iyileşmesini artırır [19].

Hastanın Rahatlığı: Çiğneme fonksiyonu splintlemeyi takiben daha rahat yerine getirilebilir. Ancak splintleme oral hijyeni zorlaştırmaktadır. Bu yüzden uygulama sonrası hasta mutlaka bilgilendirilmelidir [20].

Splintlerde Olması Gereken Özellikler [1]:

- Uzun laboratuvar işlemleri olmadan klinikte dişlere kolaylıkla uygulanabilmelidir.
- Diş etiyle kontakt halinde olmamalı ve dişetine zarar vermemelidir.
- Oklüzyonu engellememelidir.
- Kolayca temizlenebilmelidir.
- Çıkarılabilmesi kolay olmalıdır.
- Estetik bakımından uygun olmalıdır.
- Gerektiğinde kanal tedavisine ve vitalite testine izin vermelidir.

- Pasif olmalı ve dişi istenen konumda tutabilmelidir.
- Dişe ilave bir kuvvet uygulamamalı ve diş alveol içinde fizyolojik hareketini yapabilmelidir[4].

Kırık parçalar arasında normal bir kemik yapısı elde etmek için yapılan rijit splintleme, dişi fikse etmek için kullanılırsa ciddi zararlı komplikasyonlara sebep olmaktadır. Bunun yerine splintin fleksibl olması ile sağlanan normal vertikal hareketlilik periodontal iyileşmeyi hızlandırmaktadır [6].

Travma nedeniyle peridontal ligament hücrelerinde kopma meydana geldiğinde; rijit splintleme ile, fibroblast hücrelerinde yapım aşamasının yıkım aşamasına dönüşmesi sonucu iyileşme meydana gelmediği bilakis fleksibl bir splintlemenin periodontal dokularda yeterli kan akışının devam etmesini sağlayarak veya revaskülarizasyonu destekleyerek iyileşmeye yardımcı olduğu gözlenmiştir [21, 22]. Periodontal ligament (PDL) hücrelerinin ölmesine neden olan ciddi travmalarda ise (örneğin avülsiyon vakalarında) gereğinden fazla uzun süreli ve rijit splintleme ile kök yüzeyinde rezorbsiyon alanları ve ankilozla karşılaşılabilirken, yarı rijit ve kısa süreli splintlemenin iyileşmeye yardımcı olduğu gözlenmiştir. Bunun yanında rijit splintlemenin revaskülarizasyonu yavaşlattığı belirlenmiştir [21, 23].

2.2.1. Splintleme Metodları

Splintleme için kullanılan metodlar dental travmanın tipine ve uygulayıcısına göre çeşitlilik göstermektedir [24].

Mine asitleme tekniğinin 1955 yılında Buonocore tarafından geliştirilmesi splint aygıtları için yeni bir çığır açmıştır. Daha sonraki yıllarda horizontal ve vertikal hareketliliğe izin veren kompozit ve ortodontik tel uygulamaları yapılmış, ve bu yöntemler asit dağlama tekniğinden yararlanmışlardır. Bu tekniklerde kompozit ve benzer materyaller mine yüzeyine yapıştırılarak splintleme yapılmaya çalışılmıştır. Splintleme metodları splint çeşitlerine göre farklılık göstermektedir.

2.2.2 Splint Çeşitleri

2.2.2.1. Sütür Splint

En basit splint çeşidi olan sütür splintte; sütür palatal veya lingual dişetinden bukkal dişetine insizal kenardan geçerek yerleştirilir [3]. Yandaki dişin eksik olması

nedeniyle retansiyon probleminin olduğu karışık dişlenme döneminde geçici splintleme için uygun bir splint tipidir [1]. Bu yöntem yerine yerleştirilmiş kesici dişlerin yerinden çıkmasını önlemek için kullanılabilir fakat bu yöntem kısa süreli etkili olabilmektedir [3, 25]

2.2.2.2. Ark Bar Splint

Adeziv teknikle diş yüzeylerine uygulanan yarım yuvarlak barın etrafına yumuşak ligatür telin sarılması ile uygulanır[6, 26]. Bu splintler yaralanmış dişe ve soket duvarlarına ark barın oluşturduğu baskıdan dolayı büyük zarar verir. Ayrıca dişeti kenarına yakın olmaları nedeniyle periodontal yaralanmalarda bakteriyel invazyon riski vardır [3]. Bu splintlere örnek olarak schuchardt splint ve ark bar splint verilebilir.

2.2.2.3. Ortodontik tel splintler

Adeziv teknikle ortodontik braketlerin diş yüzeylerine uygulanmasının ardından ortodontik tel bükülerek braketlere ligatüre edilir[27-29]. Ancak ağız mukozasına irritasyon, ağız hijyeninin bozulmasına ve rahatsızlığa splintlemenin başlarında neden olmaktadır. Ayrıca eğer braket, dikdörtgen tel ile birlikte diş yüzeylerine uygulanmışsa pasif splintleme açısından sorun oluşmaktadır.

2.2.2.4. Kompozit Splint

Kompozit reçine kullanılarak yapılan splint direkt olarak adeziv teknikle diş yüzeyine yerleştirilir. Estetik ve uygulaması kolay fakat materyalin kırılabilir olması sebebiyle interdental alanlarda kırılabilmektedir. Ayrıca renk uyumuna ve asitlenmiş mineye kuvvetli bağlanmasına bağlı olarak diş dokusuna zarar vermeden uzaklaştırmak zordur. Bunun yanı sıra deneysel çalışmalarda tel kompozit splint ile karşılaştırıldığında diş mobilitesini oldukça azalttığı ve fizyolojik harekete izin vermediği görülmüştür [30]. Eğer bu splint kullanılacaksa lükse olmuş dişin yanındaki tek dişe splintlenmesi önerilmektedir.

2.2.2.5. Tel-kompozit Splint

Bu splintlerin en büyük yararları kliniklerde her zaman bulunabilecek malzemelerden yapılıyor olmalarıdır [3]. Bu teknikte yumuşak bir tel dişlerin kurvaturüne uygulanır ve diş yüzeylerine kompozit ile yapıştırılır [31]. Tel kompozit splint labial yüzde interdental alanlara kompozit eklenmesiyle veya telin çapının değiştirilmesiyle kolayca rijit bir splinte modifiye edilebilir [3]. Telin kalınlığına ve

hafıza etkisine bağılı olarak splintin ortodontik kuvvet uygulaması önlenerek pasif uygulanması önemlidir. Polimerizasyon sonrasında telin distal sonlanmaları kesilerek dudağı irrite etmesi önlenmelidir [1, 31].

2.2.2.6. Prefabrike Metal Splint Materyalleri

Prefabrike titanyumdan yapılmış splint materyalleri Von Arx ve arkadaşları tarafından tanıtılmıştır[3]

Prefabrike titanyum travma splinti (TTS) 0.2 mm kalınlıkta ve dental arka parmak yardımıyla yerleştirilebilmektedir[3]. Hasta konforunu ve hekimin uygulama kolaylığını arttıran yeni tasarlanmış bir tekniktir. Splint titanyumdan yapılmıştır, 52 mm ve 100 mm olarak iki boyu mevcuttur. TTS' in romboit yapısı fleksibl olmasını sağlayarak fizyolojik diş hareketlerini sağlamaktadır. Uygulaması ve çıkarılması kolaydır. Estetiktir, temizlenmesi kolaydır, yandaki dişlere adapte edilebilir olması asit-bonding safhasını kolaylaştırmaktadır. Bu da hekimlerin kanama sırasında bile yalnız çalışabilmelerini kolaylaştırabilmektedir [1, 32].

2.2.2.7. Fiber Splint

Bu grup splintler adeziv teknikle kullanılır. Splintleme için naylon fiberler, Kevlar bantları veya güçlendirilmiş polietilen fiberler kullanılmaktadır. Biyouyumludurlar, uygulaması kolay ve hızlıdır, estetikler ve temizlenmesi kolaydır. Kompozitle birleşimlerinin iyi olmasından dolayı klinik ömrü uzundur, uygulama sırasında kırılırsa tamiri kolaydır [33]. Dezavantajı pahalı olmasıdır.

2.2.3. Splintleme Süreleri

Periodonsiyumun klinik iyileşmesinin büyük bir kısmı ilk yedi gün içinde gerçekleşir, bu yüzden minör destek doku yaralanma vakalarında bir haftadan fazla splintleme yapılmamalıdır. Uzun ve rijit splintlemenin ankiloz ve yer değiştirme rezorbsiyonu gibi kötü etkilerinin olabileceğı gösterildiğı için, splintleme zamanı klinik ve radyografik bulgulara göre yapılmalıdır. Periodontal ligament, travmayı takiben 14 gün içinde normal fonksiyon ve kuvvetine ulaşacağından dolayı splintleme zamanının uzatılması ancak bazı kriterler varlığında gerçekleştirilmelidir. Dentoalveolar kemiğın hasar görmesi , alveolar kemiğın kırılmasıyla beraber seyreden intruziyon ve lateral

lüksasyon yaralanmaları ve labial kemik plağının kırıkları durumunda splintleme süreleri uzatılabilmektedir [1, 3].

A) Mine Dentin Kırıkları

Pulpanın kapalı olduğu durumlarda eğer periodontal doku yaralanması yoksa splintleme gerekli değildir. Pulpanın açık olduğu ve sublüksasyon yaralanmalarının dahil olduğu durumlarda geçici restorasyon yapılması endikedir. Geçici restorasyon sublüksasyon yaralanmalarındaki gibi splint görevi görür. Splintleme süresi 1 haftadır.

B) Kural Kök Kırıkları (Chisel tipi kırıklar)

Kural parçanın çıkarıldığı ve kalan kök kısmına cerrahi olarak ekstrüzyon uygulandığı vakalarda splintleme yapılır. Bu sırada kök kanalı tedavisine başlanmalıdır. Splintleme süresi kırık parçanın lokalizasyonuna göre 2-4 hafta arasında değişir.

C) Kök Kırıkları

Tedavi prensibi yer değiştiren kural kısmının hareketini azaltmak ve kırık parçaları hareketsiz hale getirmektir. Kural parça yerine oturtulduktan ve oklüzyon sağlandıktan sonra parçaların pozisyonu radyografik olarak kontrol edilmelidir. Splintleme pasif bir şekilde yapılmalıdır. PDL hücrelerinin iyileşmesi ve kırık parçaların stabilizasyonu için gereken splintleme süresi 3 haftadır.

D) Lüksasyon Yaralanmaları :

1- Konküzyon / Sublüksasyon:

Splint uygulamasının iyileşmeye etkisinin görülmediği bildirilmiştir. Eğer yer değiştirme yoksa, tedavi yöntemi karşıtı olan dişle oklüzyon temasını kesmek olabilir. Hastanın rahatlığı için 7 gün splintleme yapılabilir. Herhangi bir endodontik tedaviye gerek yoktur. Periyodik vitalometrik kontroller yapılmalıdır.

2- Lateral Lüksasyon:

Lükse olan diş yerine yerleştirilir, labial ve palatinal kemiğe kompres uygulanır. Radyografi alınarak dişin pozisyonu kontrol edilir ve splint uygulanır. Splintleme süresi 3 haftadır. Eğer yaralanmaya alveol kemiği kırığı da eşlik ediyor ise, kırık alveol parçası yerine yerleştirilir ve ekstra 3-4 hafta daha splintleme yapılır. Pulpanın nekroz olma ihtimaline karşı, splint uygulanmasını takiben 1 hafta içerisinde kök kanalı tedavisine başlanmalıdır [14].

3- İntrüzyon:

Alveol yuvasına gömülen diş ortodontik olarak normal pozisyonuna getirilmişse, ekstra splintlemeye gerek yoktur. Cerrahi olarak normal pozisyonuna getirilmişse 3-4 hafta splintleme yapılması önerilmektedir.

4- Ekstrüzyon:

Diş yerine yerleştirilir. 2-3 hafta süre ile splint uygulanır. 7-14 gün arasında kök kanalı tedavisine başlanmalı ve iltihabi rezorbsiyon riskine karşı kalsiyum hidroksit ile pansumanlar uygulanmalıdır.

5-Avülsiyon:

Dişin alveol dışında kaldığı süreye ve saklama koşullarına bağlı olarak iyileşme etkilenir. Diş yerine hafif bir parmak basıncıyla yerleştirildikten sonra, yarı rijit bir splintle 1 hafta süreyle splintlenmelidir. Kök gelişimini tamamlamamış dişlerde revaskülarizasyon mümkündür. Ancak kök gelişimini tamamlamış dişlerde splintin çıkarılmasını takiben endodontik tedaviye başlanmalıdır. Endodontik tedavide kalsiyum hidroksit ile pansumanlar yapılması rezorpsiyonun önlenmesinde önemli faktörlerden biridir.

2.3. Stres Analizi

Diş ve çevre dokular hem fonksiyonel hem de fonksiyonel olmayan çiğneme kuvvetlerinin etkisi altında kalmaktadır. Biyomekanik analizler, bu yapıların üzerine etkili mekanizmaların fiziksel ve biyolojik esaslara dayandırılarak, optimal düzeyde planlama yapılabilmesi için gerekli verilerin elde edilebilmesine olanak sağlar. Çiğneme kuvvetlerinin etkisi altında, diş ve restorasyonların üzerine gelen kuvvetlerin oluşturduğu stres birikimlerini ve bu stres alanlarını tespit etmek ve bu uygulamalar sırasında optimal şartların nasıl sağlanacağını önceden belirlemek amacıyla çeşitli stres analizlerinden faydalanılmaktadır [34].

2.3.1. Stres Analizlerinde Kullanılan Terminoloji:

Kuvvet:

Cisimlerin şekillerini veya yönlerini değiştirebilen etkiye kuvvet denir. Kuvvet vektörel bir büyüklüktür [35]. Kuvvetin birimi “Newton” (N)’dur.

Gerinme :

Gerinme, cisme uygulanan kuvvet sonucu cisimde meydana gelen şekil değişikliğidir. Gerilme büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinme skala edilebilen bir büyüklüktür.

Gerilme:

Bir cisme kuvvet uygulandığında birim alanda kuvvete karşı meydana gelen etkiye tepki denir. Birimi Paskal’dır ($P = \text{kg/cm}^2 = \text{N/m}^2$).

Elastiklik Modülü (Young Modülü)

Cismin elastik sınıra kadar olan, Gerilme / Gerinme oranıdır [35]. Bu değer her malzeme için farklılık göstermektedir [37].

Poisson Oranı

Cisimler, çekme ya da sıkışma kuvvetleri altında, bir yönde uzama gösterirken diğer yönlerde incelme göstermektedirler. İşte bu uzama ve incelme arasındaki oran “Poisson Oranı” ifade etmektedir.

Poisson Oranı = Endeki Boyut Değişimi / Boydaki Boyut Değişimi [35].

Örneğin bir cisme çekme kuvveti etki ettiğinde yükün geldiği yönde boy uzaması, diğer yönde yani gelen kuvvete dik olan alanların boyutlarında ise boy kısılması görülmektedir. Sıkışma kuvvetleri altında ise cismin boyu kısılırken eni kalınlaşmaktadır [36].

Asal gerilme

Seçilen bir düzlem üzerindeki noktanın stresinin minimum veya maksimum değeridir.

Elastik Sınır

Cismin belirli bir kuvvet karşısında plastik şekil değişikliğine uğramadan dayanabildiği son sınırdır.

Elastik Şekil Değiştirme

Kuvvet ortadan kalktıktan sonra, ilk durumuna dönebilen şekil değiştirir.

Plastik Şekil Değiştirme

Plastik şekil değiştirme, kuvvet ortadan kalktıktan sonra, ilk durumuna dönemeyen şekil değiştirme olarak tanımlanabilir.

Elastiklik

Gerilme ve gerinme durumunda tüm yükler kaldırıldığında eski şekil ve boyutlarına dönebilen malzemeye elastik malzeme denilmektedir(örneğin yumuşak dokular çoğu fizyolojik durumda neredeyse elastik davranış gösterir).

Homojen malzeme

Malzemenin davranışı malzemenin içinde konumundan bağımsız ise o malzemenin homojenliğinden bahsedilebilir (örneğin yumuşak dokular elastin, kollajen, proteoglikan, su gibi komponentleri içeren karmaşık yapılar, değerlendirmede homojen olarak nitelendirilmektedir).

İzotropik malzeme

Mekanik yüklemeler altında her yönde ve doğrultuda aynı tepkiyi veren yani aynı özelliklere sahip malzemeye denir.

Anizotropik malzeme

Değişik yönlerde farklı malzeme özellikleri gösteren malzemeye denir.

2.3.2. Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi

Sonlu elemanlar analizi, mühendislik ve uygulamalı bilimlerde kullanılan ve pek çok alan problemini yüksek doğrulukta çözebilen sayısal bir yöntemdir [35]. İlk kez 1956 yılında uçak endüstrisinde, daha sonraları ısı transferi, akışkanlar mekaniği, akustik, elektromanyetizma ve biyomekanik gibi birçok alanda kullanılmaya başlanmıştır [35].

Sonlu elemanlar yönteminin avantajları [35, 37, 38],

- Gerilme analizi, ısı transferi ve manyetik alan gibi birçok alanda kullanılabilirliği
- Gerilme, gerinme ve yer değiştirmelerin duyarlı bir şekilde hesaplanabilirliği,
- Üzerinde deneme yapılması mümkün olmayan veya tehlikeli olan tasarımların simülasyonuna olanak sağlaması
- Modeller ve uygulanan kuvvetler üzerinde istenilen değişikliklerin yapılması, analizin pek çok kez tekrarlanabilirliği,
- Geometrik açıdan karmaşık olan yapılar için kullanılabilirliği,
- Oluşturulan modelin fiziksel özelliklerini yansıtabilmesi,

- Karmaşık yapılarda, analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuç vermesi,
- Yapıyı oluşturan her bir katmanın fiziksel özelliklerini ve katmanlar arası birleşim özelliklerini yansıtacak şekilde modellenilebilmesi,
- Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme ve temasların gerçeğe yakın şekilde oluşturulabilmesi, olarak sıralanabilir.

Sonlu elemanlar yönteminin dezavantajları [34]:

- Pahalıdır
- Programların patentli ve lisanslı olması sebebiyle kullanıcıya özeldir.
- Programların kullanılabilmesi için iyi bir bilgisayar donanımı gerekmektedir. Dolayısıyla bilgisayar sisteminin maliyeti artmaktadır

Sonlu elemanlar analizi sonlu eleman olarak adlandırılan geometrik olarak basit,devamlı alt gruplardan oluşmaktadır. Birbirinden bağımsız herbir sonlu eleman çözümlenmiş denklemlerden oluşan geometrik yapıyı oluşturmaktadır [39].

2.3.3. Sonlu Eleman Analizi Çalışma Sistemi

Sonlu elemanlar analizi temel olarak hesaplanması zor olan karmaşık bir problemin, bölümlere ayrılarak hesaplanmasının kolay hale getirilmesinin ardından çözümlenmesi prensibine dayanmaktadır [35]. Sonlu elemanlar yöntemi ile fiziksel bir yapı matematiksel olarak ifade edilmektedir [34]. Metotta karmaşık sistem, idealize edilmiş bir ağ (mesh) ile tanımlanır [37]. Ağ yapıyı oluşturan elemanların, modele uygun büyüklükte ve geometride olup, düzgün sıralanması analiz sonucunun gerçeğe yakınlığında önemli rol oynamaktadır [35]. Ağı oluşturan çizgilerin kesim noktaları “düğüm noktaları” olarak adlandırılır. Bu ağı belirleyen çizgilerin arasında oluşan, iki veya üç boyutlu eleman sonlu elemandır.

Sonlu elemanlar analizini oluşturan aşamalar [35]:

- Problem hakkında bilgi edinme
- Problemin modellenmesi
- Oluşturulan modelin sonlu sayıda elemana bölünmesi
- Matematiksel denklemlerin elde edilmesi
- Denklemlerin çözülmesi
- Sonuçların yorumlanması olarak sıralanabilir.

Model oluşturma işlemi, analiz sonuçlarının gerçeğe yakın olabilmesi için büyük önem taşımaktadır. Oluşturulan modelin gerçeğe yakınlığı, sonuçların doğruluğunu belirleyen en önemli etkenlerdendir [37].

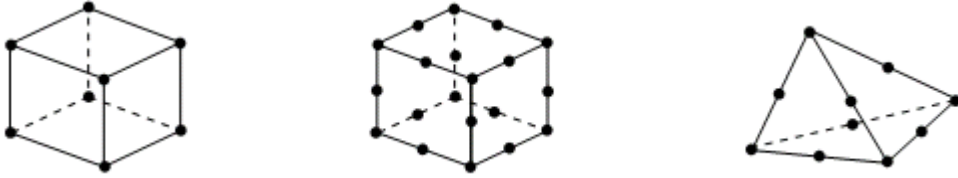
Model oluşturma işlemi üç şekilde gerçekleştirilebilir:

- Modelleneyecek cismin tarayıcılar yardımıyla bilgisayar ortamına aktarılması
- Üç boyutlu modelleme programları kullanılarak modelin çizilmesi
- Manyetik Rezonans ve Bilgisayarlı Tomografi görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılması

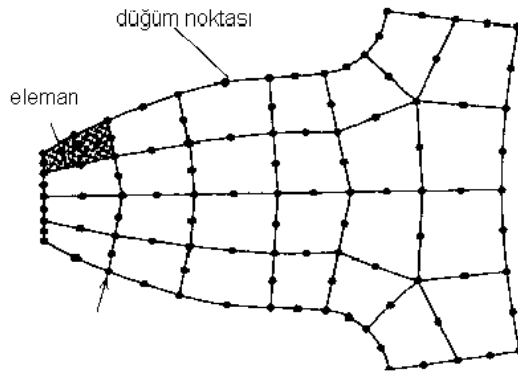
Seçilen eleman tipi, eleman sayısı ve eleman davranışıyla ilgili yapılan kabuller matematiksel modellerin doğruluğunda büyük önem taşımaktadır (Şekil 2-1). Eleman sayısındaki artış bilinmeyenlerin sayısının artmasına neden olurken sonuçların doğruluğu da büyük oranda artmaktadır [37].

Modeli oluşturan elemanlar, çoğunlukla birbirleri ile birleşim yerlerinde olmak üzere belirli sayıda node (düğüm) noktaları içerir (şekil 2-2). Yani elemanların kesişme noktaları nodları oluşturmaktadır. Mesh işlemi, modelin uygun sayıda elemanlara bölünmesidir. Katı modellerde elemanlarda gerilme ile meydana gelen yer değiştirme düğüm noktalarındaki yer değiştirmeleri de etkilemektedir. Analiz aşamasında, oluşturulmuş olan modele istenilen node noktalarından kuvvet uygulanması sonucu, ağ yapıyı tanımlayan diğer node noktalarındaki yer değiştirmeler matrisler yardımı ile

hesaplanmaktadır [35]. Nod noktaları bilinmeyen sayıdaki elemanların dağılımının şeklini belirleyen matematik fonksiyonları yazmak için stratejik noktalardır. Polinom ve trigonometrik seriler gibi matematik fonksiyonların sayısı bu durumlar için kullanılmaktadır ki, özellikle polinomlar kolay olmasından dolayı sonlu elemanlar analizi için tercih edilmektedir [39]. Bu sayede eleman formülasyonlarının çözümlenmesi ile elemanlarda ve dolayısı ile de tüm modelde meydana gelen gerilme ve gerinme degerleri belirlenmektedir [35]. Bu işlem ile elde edilen veriler, farklı açılarda alınan görüntülerin üzerine renk skalaları halinde işlenmektedir. Bu görüntülerde her renk bir değer aralığını göstermekte olup, renklerin hangi değer aralığına denk geldiği görüntülerde yer alan bir ölçek ile gösterilmektedir [35]



Şekil 2-1: Eleman tipi örnekleri[39]



Şekil 2-2: Meshi oluşturan eleman ve düğüm noktaları [40]

2.3.4. Fotoelastik Stres Analizi:

Fotoelastik stres analizleri, bazı transparan malzemelerde oluşan renkli desenlerin polarize ışık altında gözlenmesi olarak açıklanmaktadır. Bu yöntem ile karışık yapılar içinde oluşan stres birikimleri ışık taslakları halinde gözle görülebilir hale dönüştürülebilir [41].

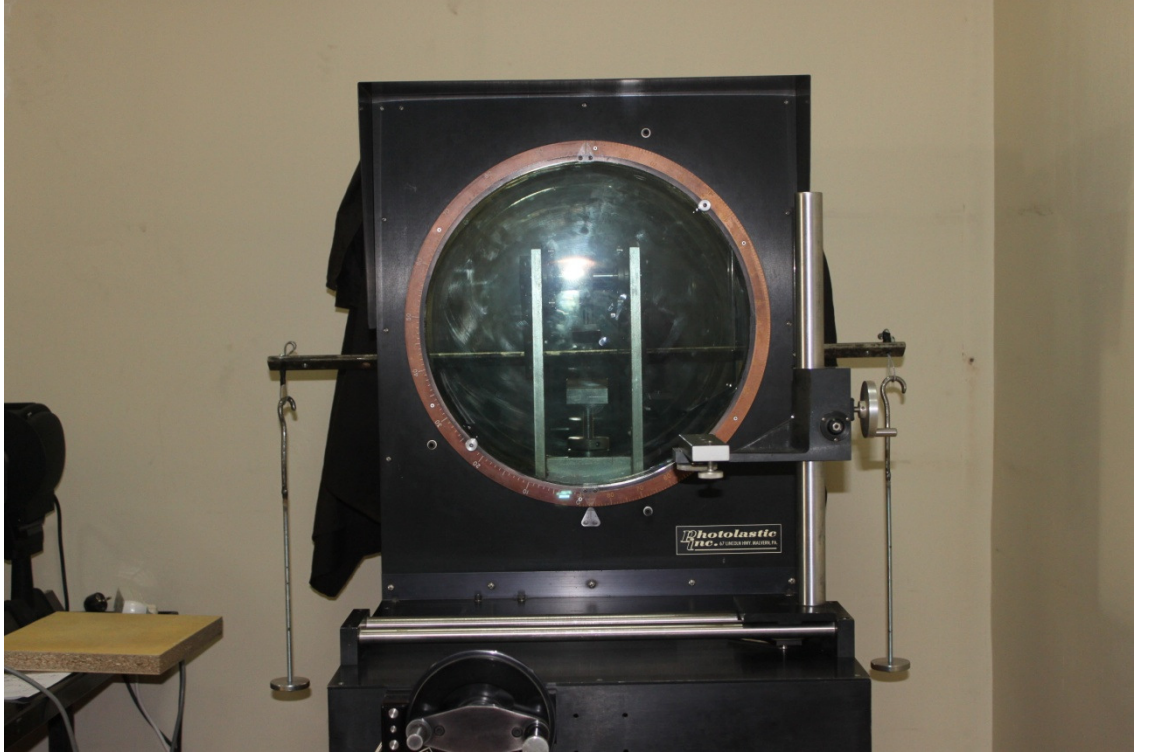
Araştırılan modelin yüzeyinde ve hacminde istenilen kesitte gerilme ve deformasyon alanlarının bulunabilmesi, gerilmenin biriktiği bölgelerde detaylı ölçüm yapılabilmesi, yüksek hassasiyet ve sonuçların güvenilirliği, ölçümlerin ve elde edilmiş verilerin işlemlerinin basitliğinden dolayı bu metod sıkça tercih edilmektedir[41, 42].

Bu metodun tercih edilmesinin sebepleri [41, 42]

- Modelin gerilme oluşmuş alanlarında detaylı ölçüm yapılabilmesi
- Modelde istenilen kesitte gerilmelerin ve deformasyon alanlarının incelenebilmesi
- Hassasiyetinin yüksek ve sonuçlarının güvenilir olması
- Ölçüm ve veri işlemlerinin yapılabilmesinin kolay olmasıdır.

Fotoelastik metod David Brewster'in polarize ışık altında gerilmeye maruz bırakılan bir cam parçasında gerilme sebebi ile parlak renkli şeritlerin görülmesi hakkındaki buluşuna dayanmaktadır [43]. Brewster, bu renkli şeritlerin mühendislik yapılarındaki gerilmelerin ölçülebilmesine olanak sağlayacağı fikrini öne sürmüştür [42]

Fotoelastik teknik ile modelde oluşan stresler görülebilir olmaktadır. Bu streslerin görülebilir olmasını sağlayan aygıt "polariskop" denir (Şekil 2-3). En basit polariskoplar, ışık kaynağı, ekran ve iki polaroidden oluşan cihazlardır. Bu tip polariskoba "düzlemsel polariskop" denir. Işık kaynağına yakın olan polaroide polarizör, diğerine ise analizör adı verilmektedir (Şekil 2-4). Polarizör, kaynaktan çıkan ışığı, optik etkiyi ölçmek için gerekli olan polarizelenmiş hale çevirir [41]. Bir tarafı siyah boyalı bir cam levhadan yansıtılarak veya bir polarizörden geçirilerek az çok polarize yani yalnız belirli bir doğrultuda enine titreşimlerden oluşmuş bir ışık demeti elde edilebilir. Bu doğrultu ile ışın doğrultusundan geçen düzleme polarizasyon düzlemi denir. Bu sistem gerilmelerin fotoelastik olarak incelenmesinde kullanılmaktadır [42]



Şekil 2-3: Polariskop cihaz

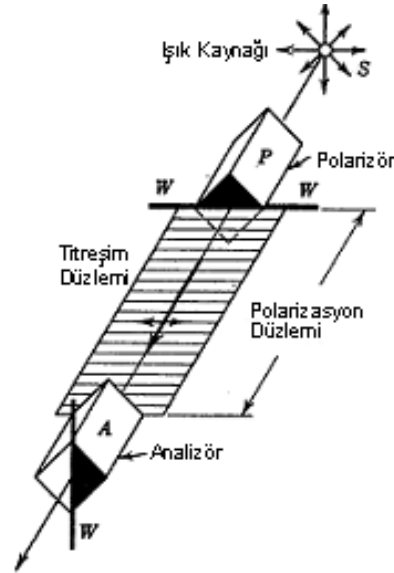
Işık radyo dalgalarına benzer bir elektromanyetik titreşimdir. Bir kaynaktan her yöne dağılan enerji çeşitli frekans ya da dalga boylarına sahiptir. Bu spektrum içinde insan gözü tarafından algınabilen dalga boyu 400–800 nanometre (nm) arasındadır. Işığa eşlik eden titreşim yayılma doğrultusuna diktir. Kaynağın önüne konulan bir polarize filtreyle titreşimlerin sadece bir bölümü geçebilmektedir. Bu şekilde polarize edilen ışın “Düzlem Polarize” olarak adlandırılır çünkü titreşim bir düzlem üzerindedir [41].

Düzlem polarize ışık oluşturmak için, ışık titreşimlerini ancak bir düzlemde (titreşim düzleminde) geçirme özelliği olan polarizörler kullanılmaktadır. Bazı doğal kristallerden yapılmış prizmalar, aksettiriciler veya suni yapılmış polaroidler polarizör olarak kullanılabilirler. Suni polaroid filmler ısıtılarak, bir doğrultuda çekilmiş ve selüloid plakaya yapıştırılmış ince polivinil ispiro levhadan oluşturulmaktadır. Bu levhanın açık yüzeyine, sonradan iyotla zenginleştirilmiş kompozitten kaplama yapılmaktadır. Modern cihazların çoğunluğunda suni polaroidler kullanılmaktadır. Bu suni polaroidler iki cam levha arasına yapıştırılmış polaroid filminden ibarettir [42]

Işın polaroidden geçtikten sonra, dalgaların titreşimleri ancak bir düzlemde oluşmaktadır. Bu ışınların yoluna ikinci bir polaroid konulduğu takdirde üç durumla karşılaşılır [42]

1. Polaroidlerin polarize düzlemlerinin paralel olması halinde ışık tamamen geçer (aydınlık form).
2. Polaroidlerin polarize düzlemlerinin karşılıklı dikey olması halinde ışık hiç geçmez (karanlık form).
3. Polaroidlerin polarize düzlemleri herhangi bir açı altında ise ışık ikinci polaroidden kısmen geçer.

Polarize edilmiş ışığın doğrultusu üzerinde, optik hassas malzemeden yapılmış ve yüklenmiş model denk gelirse, titreşim düzlemleri karşılıklı dikey olan ve asal gerilmelerin doğrultularıyla üst üste gelen iki düzlem üzerine polarize edilmiş ışına ayrılır.



Şekil 2-4: Basit bir polariskop şeması

Polariskopta kullanılan ışık kaynakları beyaz veya monokromatik ışık kaynaklarıdır. Gerilmeli model, beyaz ışık vasıtasıyla aydınlatılırken, beyaz ışığın farklı dalga boylarına sahip renklerden oluşmasından dolayı her bir bileşene ayrılır. Bu bileşenler birbirlerini karşılıklı olarak kuvvetlendirerek veya zayıflatmak suretiyle polariskopun ekranında çeşitli şeritler oluştururlar [42] . Fotoelastik materyalde kırmızı ve yeşil renkler arasındaki kuvvet çizgileri “fringe”olarak tanımlanmaktadır. Kuvvet çizgilerinin sayısı arttıkça stres de artmaktadır. Bu renkli bantlar veya kuvvet çizgileri birbirine yaklaştıkça, stres değişimi fazla olmaktadır [41].

Genel olarak düzlemsel polariskopta iki tip kuvvet çizgisi gözlenir. Bunlardan birincisi belirli renk çizgilerinin sıralı olarak gözleendiği alanlardır. Bunlara “İzokromatik Kuvvet Çizgisi” denir ve stresin yoğunlaştığı bölgelerde gözlenir. Diğeriyse polariskopta siyah olarak görülen alanlardır ve bunlara “İzoklinik Kuvvet Çizgisi” denir. Bu kuvvet çizgileri streslerin yönleriyle ilgilidir ve izokromatiklerle üst üste binebilirler. Ayrıca modele uygulanan yük miktarı da izokromatik kuvvet çizgilerinin sayılarını artış veya azalma olarak etkileyebilmektedir. Yani yük miktarı ne kadar artırılırsa izokromatik çizgilerin sayısı da o oranda artar [41, 44]. Kuvvet miktarının artırılmasıyla kuvvet çizgilerinin şekil ve dağılımında farklılık gözlemlenmeyebilir [41] .

Sonuç olarak] stresler göz önüne alındığında yorum için iki temel prensip kullanılır [41]

1. Stres yoğunluğu arttıkça kuvvet çizgilerinin sayısı artar,
2. İzokromatik kuvet çizgilerinin birbirine yakınlığı ne kadar artarsa o oranda stres yoğunluğu fazla anlamına gelmektedir.

Stresler genel olarak üç durumda oluşur:

1. Bir cismin diğerine baskı yapması,
2. Geometrik cismin devamlılığının bozulması (sıkma, bükme, germe gibi),
3. Cismin iki parçası arasında elastik modülüs farkının olması

Fotoelastik stres analiz yönteminde 4 farklı analiz tekniği kullanılabilir [41]:

a) İki boyutlu analiz tekniği:

Model tek bir düzlemde oluşturulur. Modellerin yapımı kolaydır ve çeşitli kuvvet uygulamasının yapılabilmesi avantajlarından [41]. Dezavantajı üç boyutlu model hazırlanmadığı için stres dağılımının üç boyutlu olarak gözlenememesidir [45].

b) Üç boyutlu analiz tekniği:

Model üç boyutlu olarak ve geometrik gerçekliğe uygun olarak hazırlanmalıdır. Belirlenmiş bir sıcaklıkta modele kuvvet uygulanır ve sıcaklık derecesi düşürülerek modelin içindeki stres dondurulur. Daha sonra model kesitlere ayrılır ve iki boyutlu analiz tekniği gibi incelenir. Tüm kesitlerin incelenmesiyle modelin üç boyutlu resmi elde edilir.

c) Üç boyut benzeri analiz tekniği:

İki ve üç boyutlu analiz tekniklerinin bazı avantajlarından yararlanmak için geliştirilmiştir. Bu incelemede model ve kesit kalınlığına bağlı önemli stres farklılıkları gözlenmez. İki boyut tekniğindeki gibi kuvvet ve streslerin düzlemsel olması sınırlaması yoktur. Üç boyutlu teknikteki gibi fotoelastik bilginin elde edilmesi için modelin kesilmesine gerek yoktur. Tekniğin esas dezavantajı modeldeki gerçek üç boyutlu stres dağılımının gözlenememesidir [41].

d) Kombine analiz tekniği:














Farklı fotoelastik analiz tekniklerinin aynı zamanda veya sıralı olarak uygulandığı tekniktir [45].

Fotoelastik metotla yapılan incelemeler sonucunda, asal gerilmelerin farkını tespit etmek için genel olarak renklerin karşılaştırılması metodu, şerit metodu ve kompanse metotları kullanılmaktadır.

1) Renklerin Karşılaştırılması Metodu

Bu metotla gerilmeler arasındaki farklar renkli izokromatik çizgilerine göre bulunmaktadır. Modelde oluşan izokrom çizgileri Nyton halkalarının interferans renkleri ile karşılaştırılır. Renkler ardışık olarak sarı, kırmızı ve yeşil olarak oluşurlar (Şekil 4). Her bant rengi, bir çift kırınımı veya kuvvet çizgisi sırasını ve stres derecesini

tanımlamaktadır. Kırmızı renkli kuvvet çizgileri stres dereceleri arasında geçiş bölgelerini gösterir. Kırmızıdan maviye doğru geçiş alanları ilk kuvvet çizgisini oluşturur, daha sonraki geçiş çizgileri stresin arttığı bölgelerde oluşur.

RENK	Yaklaşık Gecikme Miktarları		Kuvvet Çizgisi Sırası
	nm	in $\times 10^{-6}$	
 Siyah	0	0	0
 Uçuk Sarı	345	14	0.60
 Donuk Kırmızı	520	20	0.90
 Kırmızı/Mavi Geçişi	575	22.7	1.00
 Mavi/Yeşil	700	28	1.22
 Sarı	800	32	1.39
 Gül Kırmızısı	1050	42	1.82
 Kırmızı/Yeşil Geçişi	1150	45.4	2.00
 Yeşil	1350	53	2.35
 Sarı	1440	57	2.50
 Kırmızı	1520	60	2.65
 Kırmızı/Yeşil Geçişi	1730	68	3.00
 Yeşil	1800	71	3.10

Şekil 2-5: Renklerin karşılaştırılması metodunda kullanılan renk skalası [41]

2) Şerit metodu:

Bu yöntem diğer metotlara göre daha basit ve yeterli derecede hassastır. Modelde oluşan şeritler sayılarak asal gerilmeler farkı ($\sigma_1 - \sigma_2$) bulunmaktadır. Bu fark aşağıdaki formül kullanılarak bulunmaktadır [42].

$$(\sigma_1 - \sigma_2) = \sigma_0^{1.0} \times n / d$$

Burada σ_0 değeri modelin malzemesi ve kalınlığına, polariskopta kullanılan ışığın dalga uzunluğuna bağlı olan sabittir. Bu sabite modelin şeridinin değeri denir. n ise şeritlerin mertebesidir. Şeritler metodu ile asal gerilmeler farkı olan $(\sigma_1 - \sigma_2)$ ' yi tayin etmek için şeridin mertebesini ve modelin malzemesinin şerit değerini bilmek gerekmektedir. Malzemenin şerit değeri önceden yapılmış deney numunelerinden bulunmaktadır.

Şeritler metodu ile $(\sigma_1 - \sigma_2)$ değerini hassas olarak tayin edebilmek için şeritlerin sayım başlangıcını bulmak gerekmektedir. Ölçme işlemleri ışığın dairesel polarize

halinde, yani şeritlerin görüntüsünden izoklinlerin silindiği durumda yapılmalıdır. Modelde basit nokta mevcut ise, bu nokta sıfır mertebeli şerit gibi sayma başlangıcı olarak kabul edilir. Bu noktayı saptayabilmek için, modele etkiyen yük değiştirilir yada beyaz ışık kullanılır.

Modelde yüklenmemiş çıkıntı köşeler mevcut ise böyle köşelerde şeritlerin mertebesi sıfıra eşit olduğundan sayma başlangıcı olarak kabul edilebilmektedir [42].

3) Kompanse metodu:

Bu metot asal gerilmelerin farkını ölçmek için kullanılan metotların içinde en hassası olmakla birlikte en çok uğraş gerektirenidir. Kompensatör adı verilen özel optik cihazlarla, gerilmeli modelden geçen ışınların farkının ölçülmesi şeklinde uygulan

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Ana Bilim Dalı, İstanbul Teknik Üniversitesi İnşaat Fakültesi Mekanik Ana Bilim Dalı ve İstanbul Teknik Üniversitesi Makine Fakültesi Biyomekanik Ana Bilim Dalı laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada travmaya maruz kalan dişlerin sabitlenmesinde kullanılan 4 farklı splint materyalinin, farklı yönde uygulanan kuvvetler altında diş ve çevre dokular üzerinde oluşturduğu stres dağılımları in vitro koşullarda fotoelastik stres analizi ve sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmiştir.

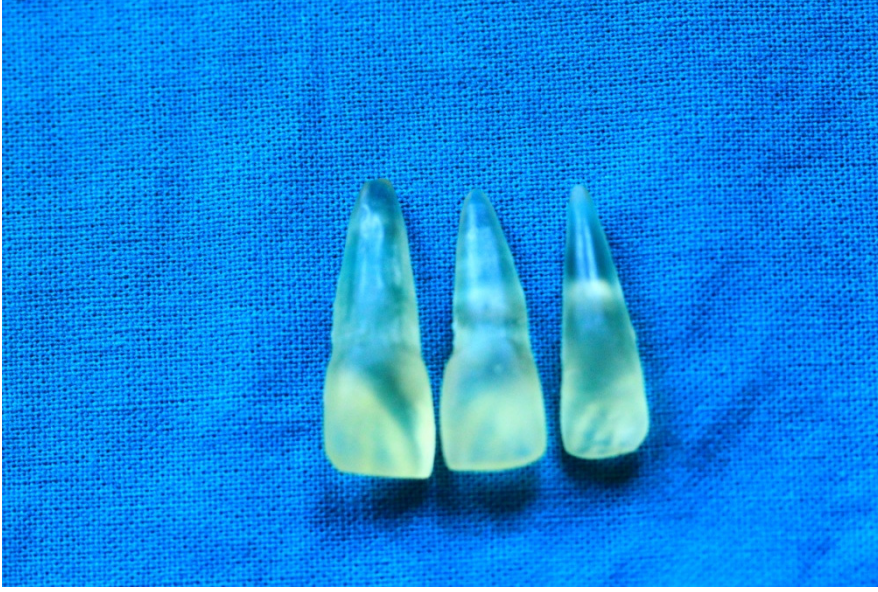
3.1. Fotoelastik Stres Analizi için Modellerin Hazırlanması:

Çalışmamızda fotoelastik stres analizini yapmak için oluşturulan deney modeli ve dişler epoksi reçine esaslı optik hassas malzemeden (ЗДБ-М Rus Bilimleri Araştırma Merkezi, Rusya) hazırlanmıştır. Bu malzemenin bazı fiziksel özellikleri aşağıda belirtilmiştir (Tablo 3-1).

Tablo 3-1: Epoksi reçine malzemenin özellikleri

Elastik Modülü	35.10 ³ kg/cm ²
Optik Hassasiyeti	0,35
$\sigma_0^{1.0}$ (şerit değeri)	11 kg/cm. şerit
σ_{oranti} (elastiklik sınırı)	500 kg/cm ²

Üst çene sol santral, sağ santral ve sol lateral dişleri çekilmiş insan dişleri ile aynı boyutlarda manuel zirkonyum cihazı (Metco Dental, İstanbul) ile birebir yapılmıştır (şekil 3-1).



Şekil 3-1: Deney modeli için hazırlanan dişler

Dişlerin yerleştirileceği çene kemiği ve alveol boşluğunu taklit edebilmek için aynı malzemeden 5,5×3×2,5 boyutlarında dikdörtgenler prizması şeklinde parça kesilmiştir. Kesilen parça üzerinde dişlerin yerleştirileceği alveol boşlukları; dişlerin formlarına uygun ve kök genişliklerinden 0,3 mm. daha geniş olacak şekilde hazırlanmıştır (Şekil 3-2). Böylelikle periodontal membranın simulasyonunu sağlayacak bir alan oluşturulmuştur. Diş kökleri ve alveol kemiği arasında kalan boşluğa periodontal ligamentin elastikiyetinin simulasyonu için silikon (Memosil 2 Heraeus Kulzer, Hanau, Germany) yerleştirilmiştir [46]. Lateral lüksasyonu deney modeli üzerinde taklit edebilmek için travmaya maruz kaldığı varsayılan ortadaki santral diş silikon kullanılmadan yerine yerleştirilmiştir. Sonuçta lüksasyonun var olduğu düşünülen diş alveol boşluğunda mobil durumdayken, sağındaki ve solundaki dişlerde fizyolojik diş hareketi simüle edilmiştir.



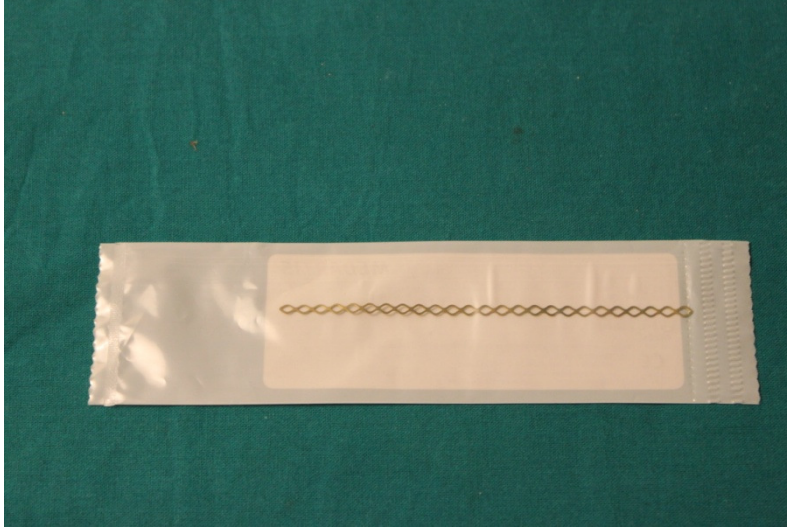
Şekil 3-2: Dişlerin yerleştirildiği modelin yukarıdan görünüşü

3.1.1. Grupların oluşturulması ve splint örneklerinin hazırlanması:

Çalışmamızda Titanyum travma splinti, ribbond fiber splint, tel kompozit splint ve kompozit splint olmak üzere 4 grup oluşturulmuştur.

1. Grup:

Bu grupta titanyumdan yapılmış 0,2 mm. kalınlığında ve 100 mm. uzunluğunda TTS (Medartis, AG, Basel, Switzerland) kullanılmıştır (Şekil 3-3). Dişler ve model hazırlandıktan sonra deney düzeneğine yerleştirilmeden önce TTS dişler üzerine yerleştirilmiştir (Şekil 3-4).



Şekil 3-3: TTS



Şekil 3-4: TTS'in dişler üzerine uygulanması

TTS'den dişlerin boyutlarına uygun uzunlukta bir parça bir makas yardımıyla kesilmiştir. Dişlerin yüzeylerine 30 saniye (sn) süre ile %35'lik fosforik asit (Scotchbond Etchant, 3M-ESPE, St. Paul, MN, USA) uygulanarak daha sonra basınçlı hava su spreyi ile 10 saniye yıkanmıştır. Asitlenen yüzeylere bonding ajanı (Adper Single Bond, 3M-ESPE, St. Paul, MN, USA) uygulanarak bonding ajanının polimerizasyonu için 10 sn süre ile ışınlanmıştır. TTS dişlerin yüzeylerine yerleştirilerek romboit açıklıkların diş yüzeyine gelen kısımlarına akıcı kompozit (3M Filtek Flow Flowable Restorative, 3M-ESPE, St. Paul, MN, USA) uygulanarak polimerize olması için 20 sn ışınlanmıştır.

2. Grup:

Bu grupta polietilen fiberden yapılmış olan 22 santimetre (cm) uzunluğunda ve 0.18 mm kalınlığındaki Ribbond splint (Ribbond Inc, Seattle,WA, USA) kullanılmıştır. Örgülü yapısı nedeniyle kullanım sırasında istenen uzunlukta kesilebilmesi için özel bir makas (Ribbond Starter Kit, Ribbond Inc, Seattle WA) kullanılmıştır (Şekil 3-5). Diş yüzeylerine 30 sn süre ile %35'lik fosforik asit (Scotchbond Etchant, 3M-ESPE, St. Paul, MN, USA) uygulanmış ve 10 sn süre ile basınçlı hava su spreyi ile yıkanmıştır. Kesilen parça doldurucu içermeyen bonding ajanı (Heliobond, İvoclar, Vivadent Schaan Liechtenstein) ile ıslatılmıştır. Asitlenen diş yüzeylerine bonding ajanı (Adper Single Bond, 3M-ESPE, St. Paul, MN, USA) sürülerek 10 sn ışınlanmıştır. Akıcı kompozit materyali (3M Filtek Flow Flowable Restorative, 3M-ESPE, St. Paul, MN, USA) dişlerin vestibüler yüzeylerinin ortasına gelecek şekilde uygulanarak ıslatılmış olan fiber splint yerleştirilerek polimerize olması için 20 sn süre ile ışınlanmıştır.



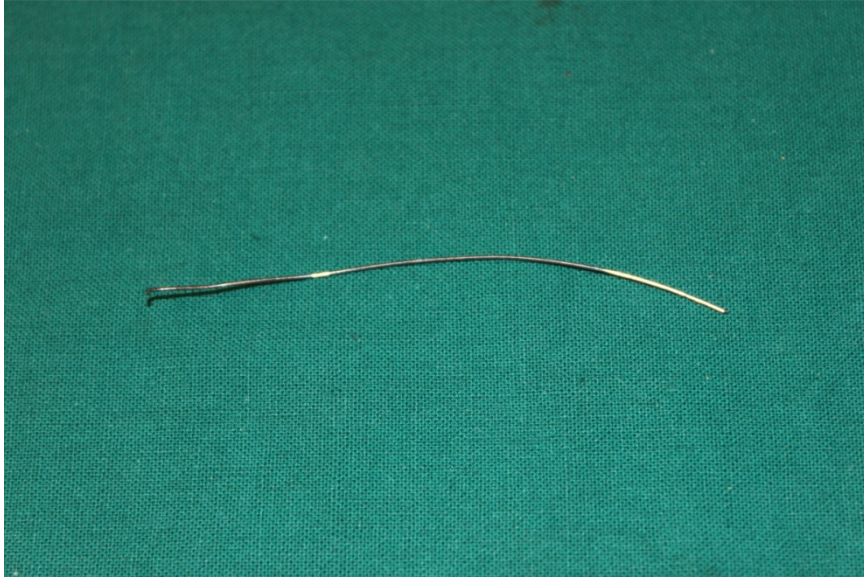
Şekil 3-5: Ribbond fiber splint



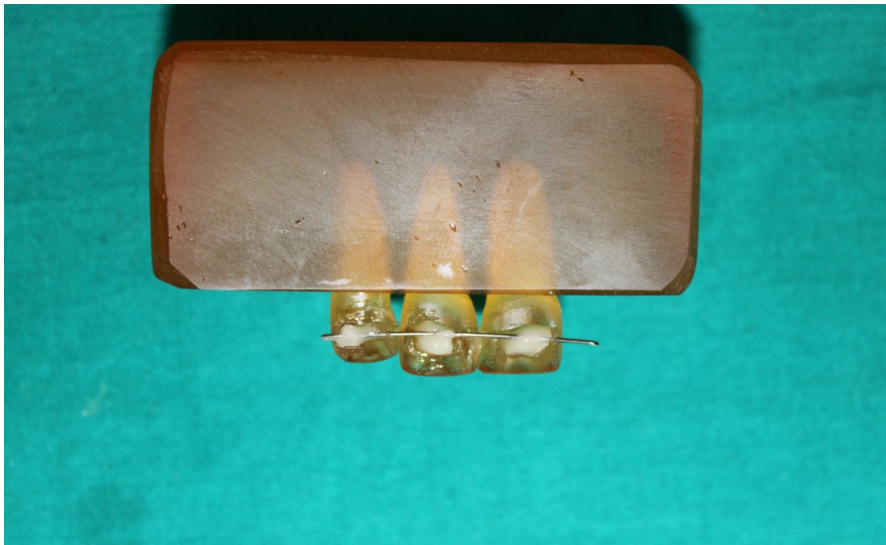
Şekil 3-6: Ribbond fiber splintin uygulanması

3.Grup:

Bu grupta tel kompozit splint kullanılmıştır. Splintin yapımında 0,5 mm'lik tam yuvarlak paslanmaz çelik ortodontik tel (Ortho Classic OR, USA) kullanılmıştır.. Diş yüzeyleri 30 saniye süre ile %35'lik fosforik asit(Scotchbond Etchant, 3M-ESPE, St. Paul, MN, USA) uygulanarak daha sonra basınçlı hava su spreyi ile 10 saniye yıkanmıştır. Asitlenen yüzeylere bonding ajanı (Adper Single Bond, 3M-ESPE, St. Paul, MN, USA) uygulanarak bonding ajanının polimerizasyonu için 10 sn süre ile ışınlanmıştır. Dişlerin vestibül yüzeylerinin ortasına gelecek şekilde kompozit materyali ve ortodontik tel yerleştirilerek 20 sn süre ile ışınlanmıştır.



Şekil 3-7: 0,5x0,5 tam yuvarlak tel



Şekil 3-8: Tel kompozit splintin uygulanması

4.Grup:

Bu grupta kompozit dolgu materyali direkt olarak adeziv teknikle diş yzeyeine yerleştirilmiştir. Diş yzeyeileri 30 saniye sfire ile %35'lik fosforik asit(Scotchbond Etchant, 3M-ESPE, St. Paul, MN, USA) uygulanarak daha sonra basıncılı hava su spreyi ile 10 saniye yıkanmıştır. Asitlenen yzeyeilere bonding ajanı (Adper Single Bond, 3M-ESPE, St. Paul, MN, USA) uygulanarak bonding ajanının polimerizasyonu iwin 10 sn sfire ile ışınlanmıştır. Kompozit materyali(3M Filtek Z250 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) dişlerin boyutlarına uygun uzunlukta uygulanarak dişlerin vestibul yzeyeilerine yerleştirilerek 20 sn. sfire ile ışınlanmıştır.



şekil 3-9: Kompozit splintin uygulanması

3.1.2.Yükleme tertibatının oluşturulması:

Çiğneme kuvvetlerine benzer kuvvetlerin oluşturulacağı özel bir düzenek hazırlanmıştır. Bu düzenek; 1 adet ana gövde, deney modelinin yerleştirileceği ana gövdeye bağlanan hareketli parça, ve kuvvet uygulanabilmesi için ağırlıkların asıldığı kollardan oluşturulmuştur (şekil 3-10).



Şekil 3-10: Yükleme tertibatı

2 ayrı deneyin yapılabilmesi için deney modeli sırasıyla kuvvetin dişlere 45°açıyla oblik veya dikey gelebilecek şekilde düzeneğe yerleştirilmiştir(Şekil 3-11, 3-12)



Şekil 3-11: 45 ° oblik yükleme



Şekil 3-12: Dikey yükleme

Kuvvet kollarına yükler asılarak dişlere çığneme kuvvetlerinin sınırları içinde olan 150 N dikey, 100 N oblik kuvvet uygulanmıştır.

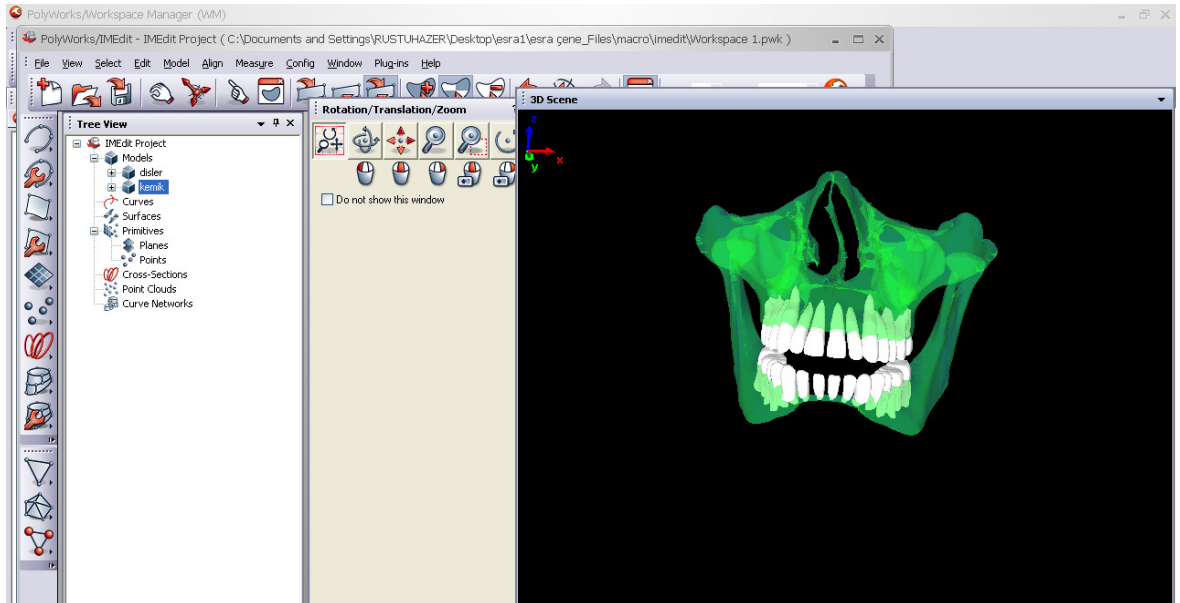
Model ve dişler, yükler altında oluşan gerilmelerin polariskopta daha net görülebilmesi için mineral yağ ile yağlanmıştır. Yüklemenin ardından elde edilen görüntüler gözlem yerine yerleştirilen dijital kamera ile (Canon Eos 500D ,Canon Inc.,Japan) fotoğraflanmıştır. Model ve dişler üzerinde renkli şeritler şeklinde görülen gerilme dağılımlarının değerlendirilmesi şeritler metodu ile $(\sigma_1 - \sigma_2) = \sigma_0^{1.0} \times n/d$ bağıntısı kullanılarak hesaplanmıştır. Burada malzeme için sabit olan σ_0 (modelin şerit değeri) değeri 11 kg/ cm şerit'tir. d modelin kalınlığı, n ise şerit mertebesini ifade etmektedir.

3.2. Sonlu Elemanlar Analizi için Modelin Oluşturulması

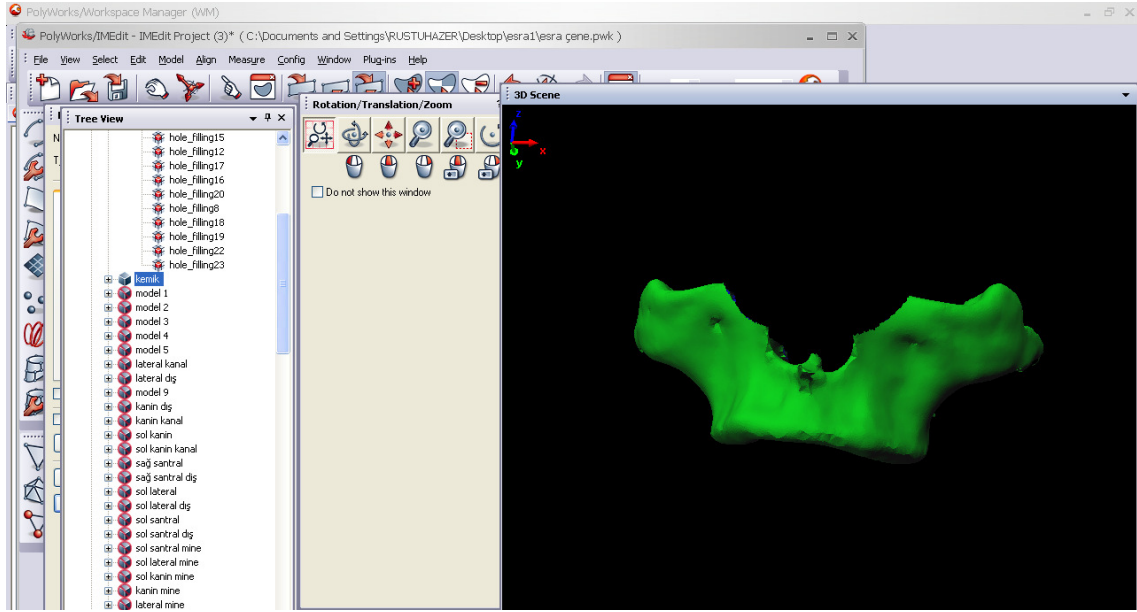
Çalışmamızın ikinci bölümünde splint çeşitlerinin diş ve çevre dokularda oluşturduğu stres dağılımı sonlu elemanlar yöntemiyle değerlendirilmiştir. Bunun için analizi yapılacak modellerin bilgisayar ortamında 3 boyutlu geometrik olarak şekilleri oluşturulmuştur. Modellerin oluşturulmasında bilgisayarlı tomografiden alınmış üst çene ve diş görüntülerinden yararlanılmıştır.

3.2.1. Üst çene kemiği Modelinin ve Dişlerin Oluşturulması:

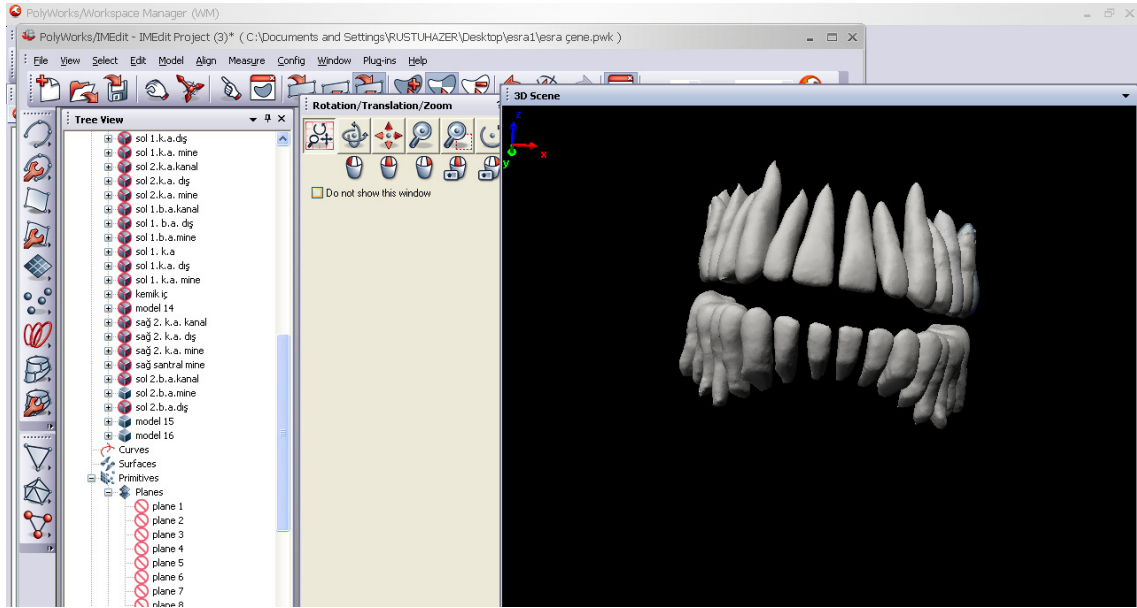
Üst çene kemiği modelinin oluşturulmasında 64 kesitli bilgisayarlı tomografi cihazı (Toshiba Aquilion 64, Japonya) ile 0,5 mm ile kesit alınmış baş boyun tomografisine ait DICOM (Digital Imaging Communication in Medicine) görüntülerden yararlanılmıştır. Daha sonra bu görüntüler üzerinde Mimics programı (Mimics innovation suite, Materialise Group) kullanılmıştır. Bu sayede 2 boyutlu olarak elde edilen görüntüler (CT,MRI) 3 boyutlu hale getirilerek çeşitli ölçümler yapılabilecek hale getirilmiştir. Model 3 boyutlu hale getirildikten sonra üzerinde değişikliklerin yapılabilmesi için Polyworks programına (Innovmetric Software Co.) aktarılmıştır(Şekil 3-13). Bu program elde edilen 3 boyutlu görüntünün üzerinde değişiklik yapılabilmesine imkan sağlamaktadır. Aktarılan model görüntüsü üzerinden bu program sayesinde üst çene kemiği ve dişlerin görüntüsü ayrı ayrı oluşturulmuştur(şekil 3-14, 3-15).



Şekil 3-13: DICOM'dan alınan modelin Polyworks programındaki görüntüsü

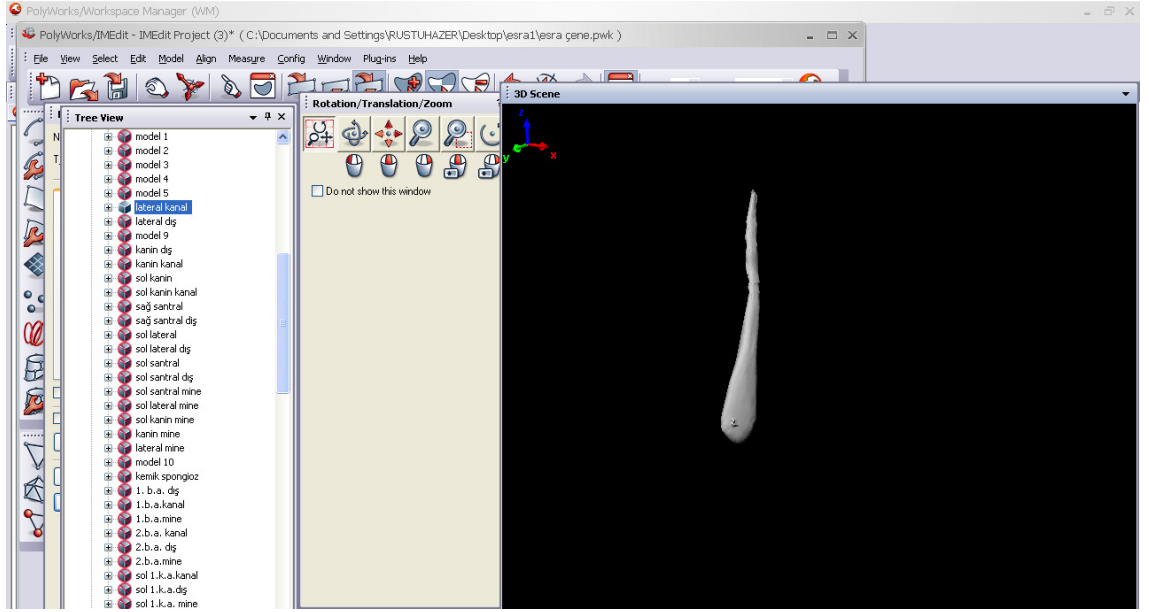


Şekil 3-14: Üst çenenin Polyworks programındaki görüntüsü

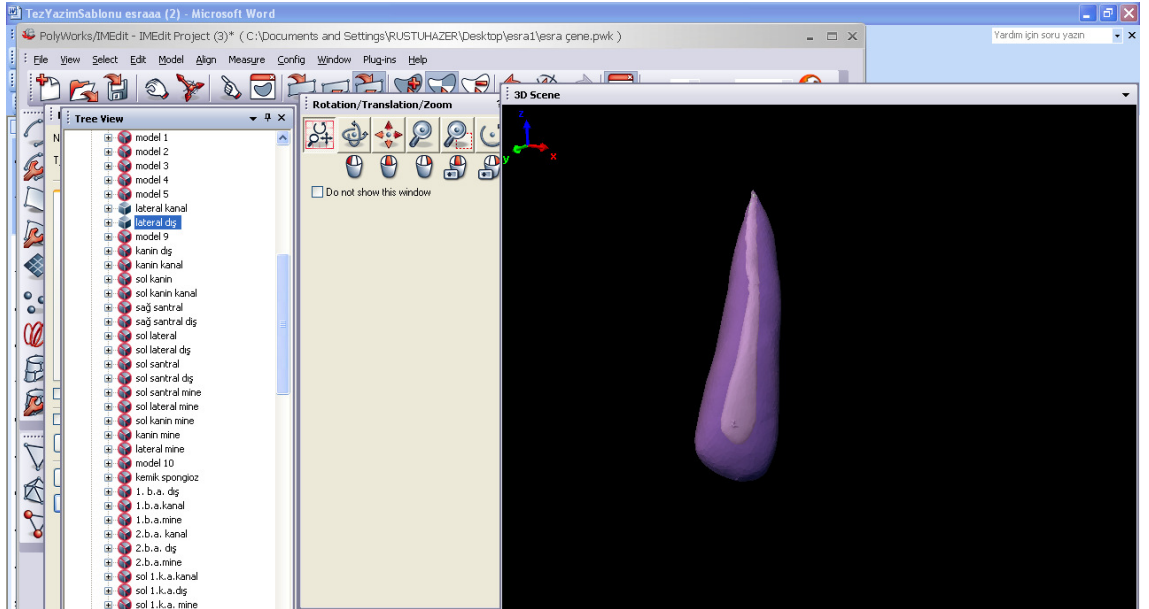


Şekil 3-15: Dişlerin Polyworks programındaki görüntüsü

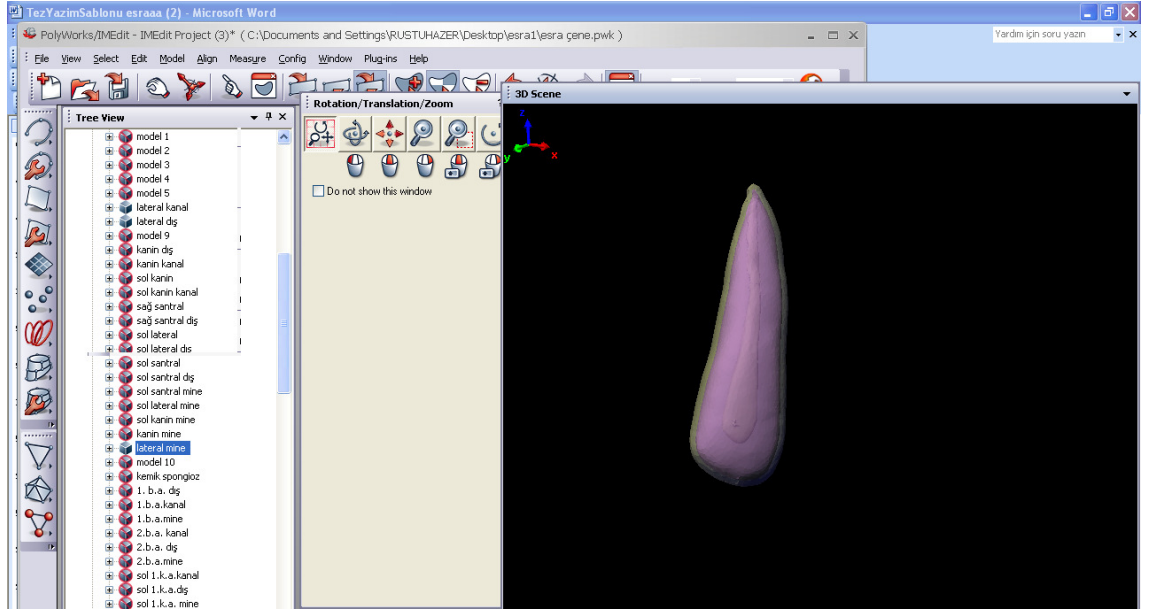
Bu işlemlerin ardından dış tabakalarının fiziksel özelliklerinin analiz aşamasında verilebilmesi için, Polyworks programında mine, dentin, sement ve pulpa tabakaları farklı miktarlarda "offset"le (yapının her yerden eşit olarak büyümesi veya küçülmesi işlemi) oluşturulmuştur(şekil 3-16-18)



Şekil 3-16: Offset'le kök kanalının oluşturulması

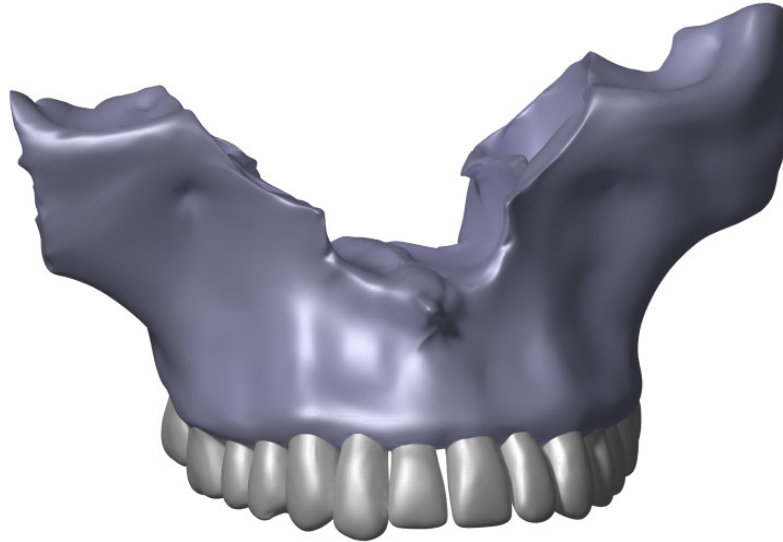


Şekil 3-17: Offset'le dentin tabakasının oluşturulması



Şekil 3-18: Offset'le mine ve sementin oluşturulması

Hazırlanan modelin yüzey atama işlemi ile solid model haline getirilebilmesi için hazırlanan model görüntüsü CATIA (Dassault Systems,FR) programına aktarılmıştır (Şekil 3-19).



Şekil 3-19: Catia programında modelin görünümü

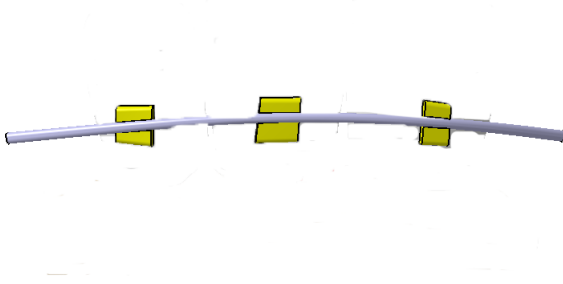
Bu işlemlerin ardından deneyde kullanılacak splint çeşitlerinin modellenmesi aşamasına geçilmiştir. Splintlerin oluşturulması firmaların verdiği boyutlara bağlı kalınarak CATIA programı kullanılarak manuel olarak çizilerek yapılmıştır.



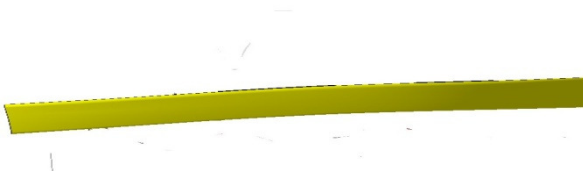
Şekil 3-20: Titanyum Travma Splintinin görüntüsü



Şekil 3-21: Ribbond fiber splintin görüntüsü



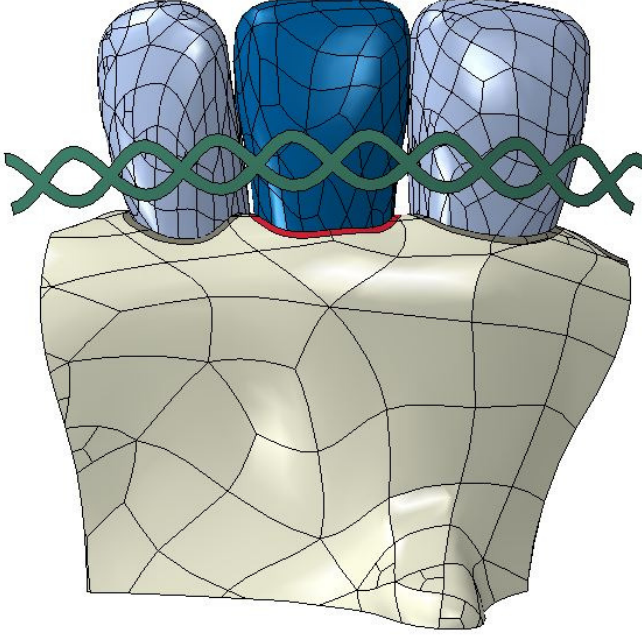
Şekil 3-22: Tel kompozit splintin görüntüsü



Şekil 3-23: Kompozit splintin görüntüsü

3.2.2: Modellerin Sonlu Elemanlar Analizi için Hazırlanması:

Model görüntüleri hazırlandıktan sonra analizin yapılabilmesi için Abaqus 6.9 (SIMULIA, Dassault Systemes, ABD) programına aktarılmıştır (Şekil 3-24).



Şekil 3-24: Abaqus programında modelin görüntüsü

Modellerin aktarılmasından sonra modeli oluşturan tüm elemanların elastiklik modülü ve poisson oranları gibi elemanların fiziksel özelliklerini tanımlayan değerler programa girilmiştir (Tablo 3-2). Travmaya maruz kaldığı düşünülen ortadaki dişin periodontal ligamentinin değerleri çok düşük değerler girilmiştir.

Çalışmamızda oluşturulan model, izotropik ve homojen kabul edilmiştir.

Tablo 3-2: Modeli oluşturan tüm elemanların elastiklik modülü ve poisson oranları

Malzeme	Elastisite Modülü (GPa)	Poisson Oranı	Kaynak
Mine	48	0.23	[47]
Dentin	18.6	0.31	[48]
Periodontal membran	0.0007	0.49	[48, 49]
Kortikal kemik	13.7	0.3	[48]
Spongioz kemik	1.37	0.3	[48]
Titanyum	120	0.32	[34]
Fiber+ kompozit	23.6	0.32	[50]
Kompozit	10	0.24	[51]
<i>Paslanmaz çelik</i>	<i>2,1</i>	<i>11</i>	<i>[34]</i>

Malzemelerin fiziksel özelliklerinin verilmesinden sonra oluşturulan modelin hacimsel ve yüzeysel elemanlara ayrılması (mesh, ağ) işlemi gerçekleştirilmiştir (Şekil 3-25). Sonuçların gerçeğe yakınlığını artırmak için eleman sayısı ve düğüm noktası sayısı artırılmıştır. Çalışmamızda kullanılan eleman ve node sayıları tablo 3-3'de verilmiştir.



Şekil 3-25 Diş modelinin mesh'lenmiş hali

Tablo 3-3: Eleman ve nod sayıları

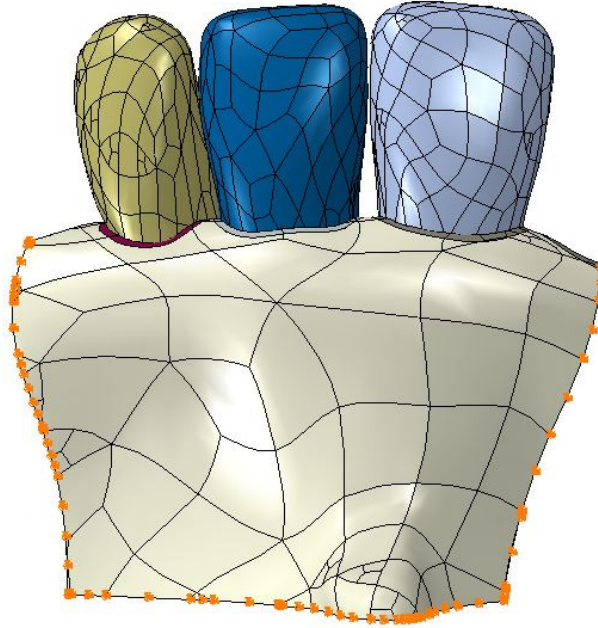
	Model	
	Eleman sayısı	Node sayısı
Sol Santral Mine (C3D4)	54736	14033
Sol Santral Dentin (C3D4)	34106	7893
Sol Santral Peridontal membrane	55506	13590
Sağ Santral Mine	48452	12925
Sağ Santral Dentin	46412	10791
Sağ Santral Periodontal membran	69617	16902
Sag Lateral Mine	54730	14068
Sag Lateral Dentin	38029	8768
Sag Lateral Periodontal membran	75950	18816
Kortikal Kemik (S3)	35151	33865
Sungerimsi Kemik (C3D4)	143115	33865
Tel	1164	779
Kompozit (S3)	964	568
TTS(S3)	1361	943
Fiber	1164	779
TOPLAM	660457	199376

C3D4: Linear Tetrahedral eleman

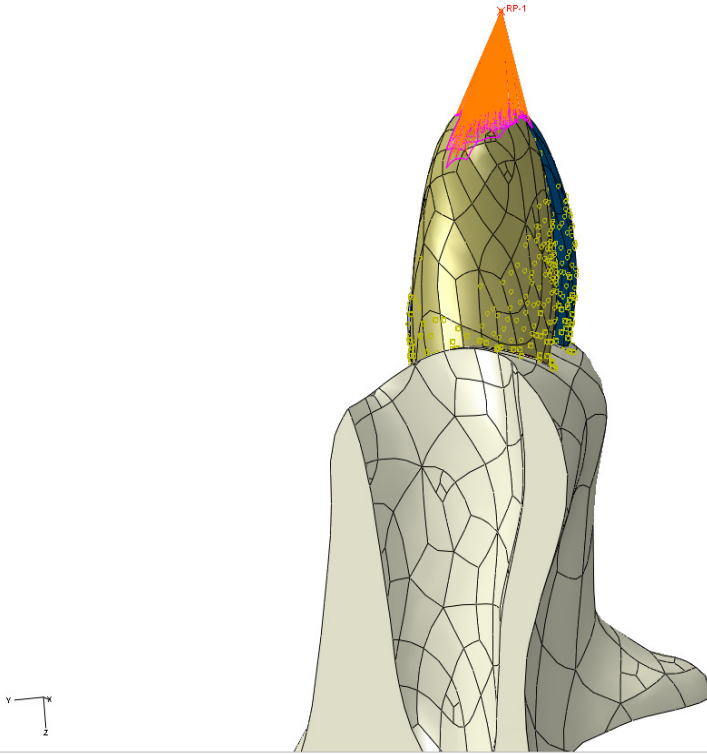
S3: Linear Triangular eleman (Shell Eleman)

Hazırlanan model geometrik açıdan karmaşık yapıdadır. Tetrahedral ve triangular eleman tipleri bu tarz yapılar için tercih edilmiştir. Hazırlanan model eleman ve node'lara bölündükten sonra modelin sınır şartları (modelin tutulduğu noktalar, kuvvet uygulama noktaları) belirlenmiştir (Şekil 3-26). Tüm modellerde dişler üzerinde 2 ayrı deneyin yapılabilmesi için uygulanan kuvvet miktarı dikey 150 N ve 45° oblik 100 N olacak şekilde programlanmıştır (Şekil 3-27, 3-28).

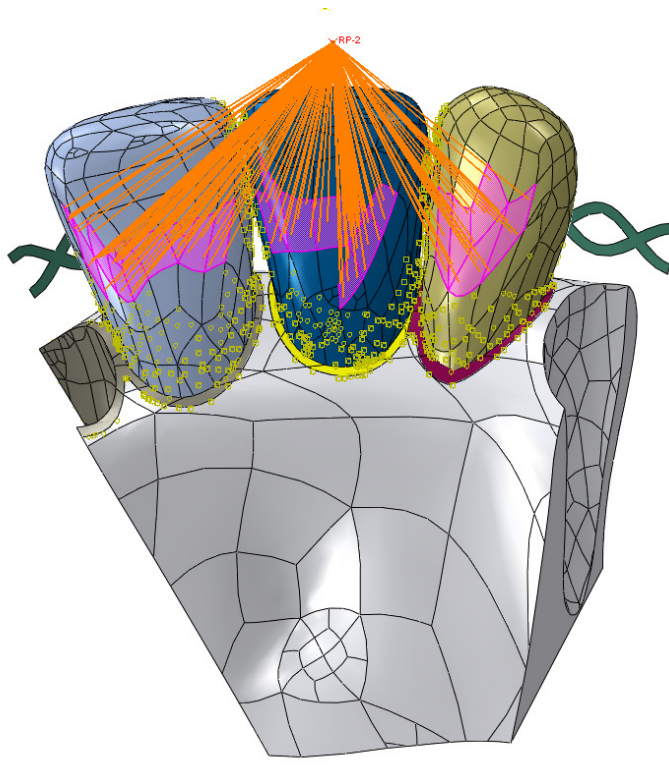
Elde edilen sonuçlar renkli görüntüler şeklinde kaydedilmiş olup, her renk bir değer aralığını ifade etmektedir. Renk ve değer aralıkları görüntünün sağ tarafında skala ile gösterilmektedir. Yer değiştirme miktarları milimetre (mm), gerilme değerleri Mega paskal (MPa=N/mm²) cinsinden değerlendirilmiştir.



Şekil 3-26: Modelin tutulduğu noktalar



Şekil 3-27: Dikey yönde 150 N kuvvetin uygulanması



Şekil 3-28: 45° oblik yönde 100 N kuvvetin uygulanması

4.BULGULAR

Çalışmamızda fonksiyonel kuvvetlere maruz kalan diş ve çevre dokularda 4 ayrı splintin uygulanması sonucu meydana gelen stres dağılımları, fotoelastik stres analizi ve sonlu elemanlar yöntemleri ile ayrı ayrı değerlendirilmiştir.

4.1.Fotoelastik Stres Analizine ait Bulgular:

Uygulanan dikey ve oblik kuvvetler altında dişlerin apikalinde oluşan gerilme dağılımlarının şerit değerleri tablo 4-1’de gösterilmiştir.

Tablo 4-1: Dişlerin apikalinde oluşan gerilme birikimleri

	Dikey Yükleme	Oblik Yükleme
TTS	1	0,3
Fiber (Ribbond)	1	1
Tel-kompozit	1,5	1,7
Kompozit	1,6	1,8

Uygulanan dikey ve oblik kuvvetler altında dişlerin kole bölgesinde oluşan gerilme dağılımlarının şerit değerleri tablo 4-2’de gösterilmiştir.

Tablo 4-2: Dişlerin kole bölgesinde oluşan gerilme birikimleri

	Dikey Yükleme	Oblik Yükleme
TTS	0,6	0,5
Fiber (Ribbond)	0,8	0,7
Tel-kompozit	0,7	0,6
Kompozit	0,8	0,9

Uygulanan dikey ve oblik kuvvetler altında modelde oluşan gerilme dağılımlarının şerit değerleri tablo 4-3 gösterilmiştir.

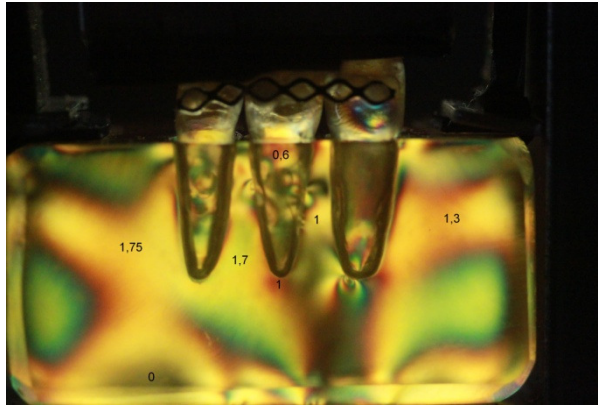
Tablo 4-3: Modelde oluşan gerilme birikimleri

	Dikey Yükleme	Oblik Yükleme
TTS	1,75	1,7
Fiber (Ribbond)	1,8	1,9
Tel-kompozit	1,8	1,9
Kompozit	1,9	1,95

4.1.1.Titanyum Travma Splint Grubuna Ait Bulgular

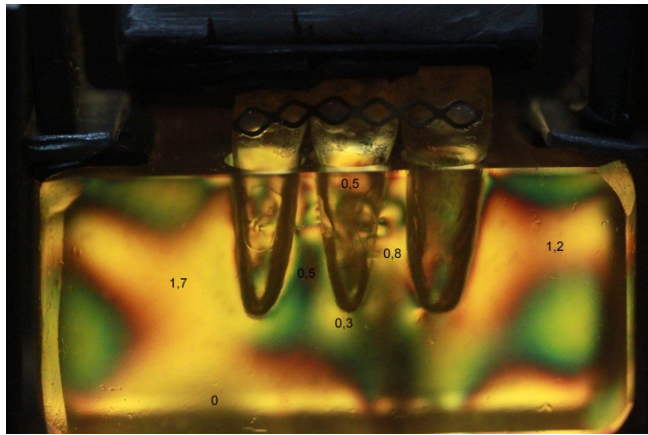
4.1.1.Titanyum Travma Splint Grubuna Ait Bulgular

Dikey kuvvet altında, TTS'in uygulandığı düzenekte oluşan gerilmeler daha çok dişlerin apikalinde ve aproksimallerinde yoğunlaşmıştır. Dişlerin kole bölgelerinde düşük derecede gerilme yoğunlaşması oluşurken en yüksek gerilme yoğunlaşması dişlerin apikallerinde gözlenmiştir Çene kemiği ve alveol boşluğunu temsil eden modelde gerilme dağılımları en fazla apikale yakın bölgelerde aproksimalde gözlenmiştir(Şekil 4-1)



Şekil 4-1: Dikey kuvvetler altında TTS grubunda oluşan gerilme alanları

45° oblik kuvvet altında, TTS'in uygulandığı düzenekte oluşan gerilme dağılımlarının lükse olduğu düşünülen dişin her iki dişe komşu aproksimal yüzeylerinde yoğunlaştığı gözlenmiştir. Dişlerin apikallerinde düşük gerilme değerleri gözlenirken, aproksimal ve kole bölgelerinde yüksek gerilme değerleri gözlenmiştir (Şekil 4-2).

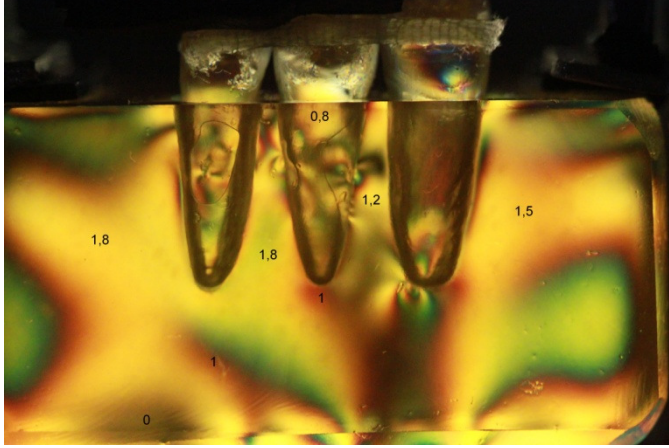


Şekil 4-2: 45° oblik kuvvetler altında TTS grubunda oluşan gerilme alanları

Her iki kuvvet uygulaması değerlendirildiğinde TTS grubunda dikey kuvvetler altında dişlerin apikallerinde gerilme dağılımlarının yoğunlaşması gözlenirken, 45° oblik kuvvetler altında dişlerin kole ve aproksimal bölgelerinde gerilme dağılımları gözlenmiştir.

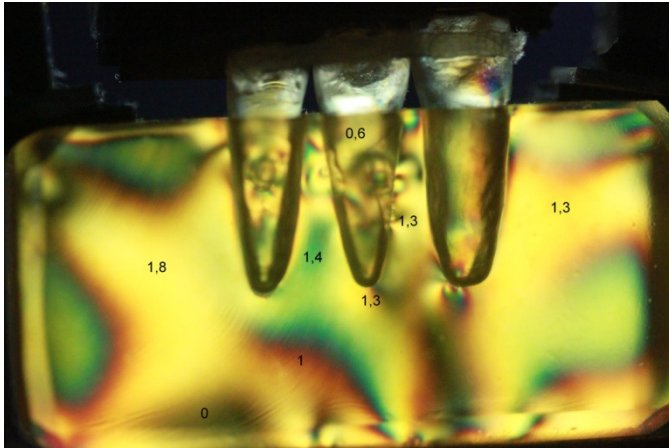
4.1.2. Fiber Splint Grubuna Ait Bulgular:

Dikey kuvvetler altında Ribbond fiber splintin uygulandığı düzenekte oluşan gerilmeler, daha çok lükse dişin apikalinde ve aproksimal bölgelerinde gözlenmiştir (Şekil 4-3).



Şekil 4-3: Dikey kuvvetler altında Ribbond splint grubunda oluşan gerilme alanları

45° oblik kuvvet altında Ribbond fiber splintin uygulandığı düzenekte oluşan gerilmeler, dişlerin apikal, kole ve aproksimal bölgelerinde gözlenmiş, en yüksek şerit değerleri lükse olduğu düşünülen dişin apikalinde gözlenmiştir (Şekil 4-4).

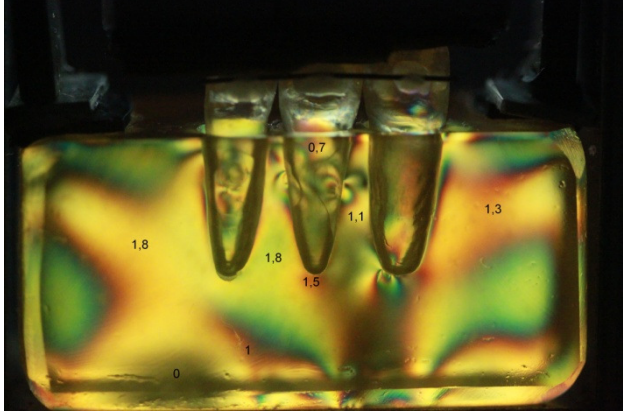


Şekil 4-4: 45° oblik kuvvet altında Ribbond splint grubunda oluşan gerilme alanları

Her iki kuvvet uygulaması değerlendirildiğinde Ribbond fiber splint grubunda dikey ve 45° oblik kuvvet altında oluşan gerilme yoğunlaşmaları arasında benzerlik görülürken, gerilmelerin daha çok lükse olduğu düşünülen dişin apikalinde yoğunlaştığı gözlenmiştir.

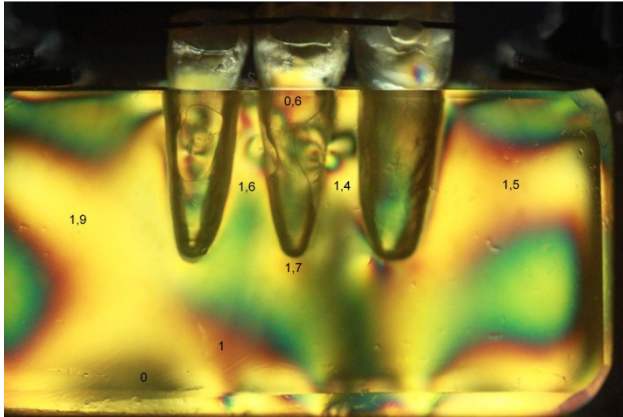
4.1.3 Tel-Kompozit Splint Grubuna Ait Bulgular

Dikey kuvvetler altında tel kompozit splintin uygulandığı düzenekte oluşan gerilmeler lükse olduğu düşünülen dişin aproksimallerinde gözlenmiştir. Dişin kole bölgesinde daha düşük şerit değerleri gözlenmiştir (Şekil 4-5).



Şekil 4-5: Dikey kuvvetler altında tel kompozit splint grubunda oluşan gerilme alanları

45° oblik kuvvet altında tel kompozit splintin uygulandığı düzenekte oluşan gerilmelerin dişin aproksimallerinde en yüksek, kole bölgesinde ise daha düşük olduğu gözlenmiştir(Şekil 4-6).

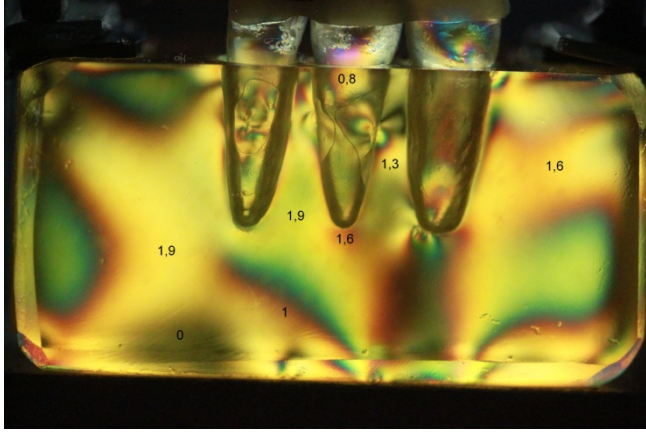


Şekil 4-6: 45° oblik kuvvetler altında tel kompozit splint grubunda oluşan gerilme alanları

Her iki kuvvet uygulaması değerlendirildiğinde tel kompozit splint grubunda dişlerin apikallerinde oblik kuvvetler altında gerilme dağılımlarının yoğunlaşması dikey kuvvetlerde oluşan gerilme dağılımlarına göre daha fazla olmuştur.

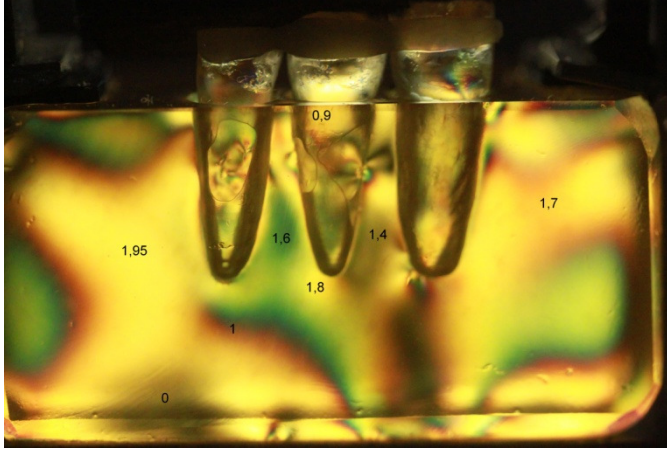
4.1.4. Kompozit Splint Grubuna Ait Bulgular:

Dikey kuvvetler altında kompozit splintin uygulandığı düzenekte oluşan gerilmelerin daha çok lükse olduğu düşünülen dişin aproksimal bölgelerinde yoğunlaştığı gözlenmiştir(Şekil 4-7).



Şekil 4-7: Dikey kuvvetler altında kompozit splint grubunda oluşan gerilme alanları

45° oblik kuvvet altında kompozit splintin uygulandığı düzenekte oluşan gerilmelerin dişin apikalinde daha yüksek, kole bölgesinde ise daha düşük olduğu gözlenmiştir(Şekil 4-8).



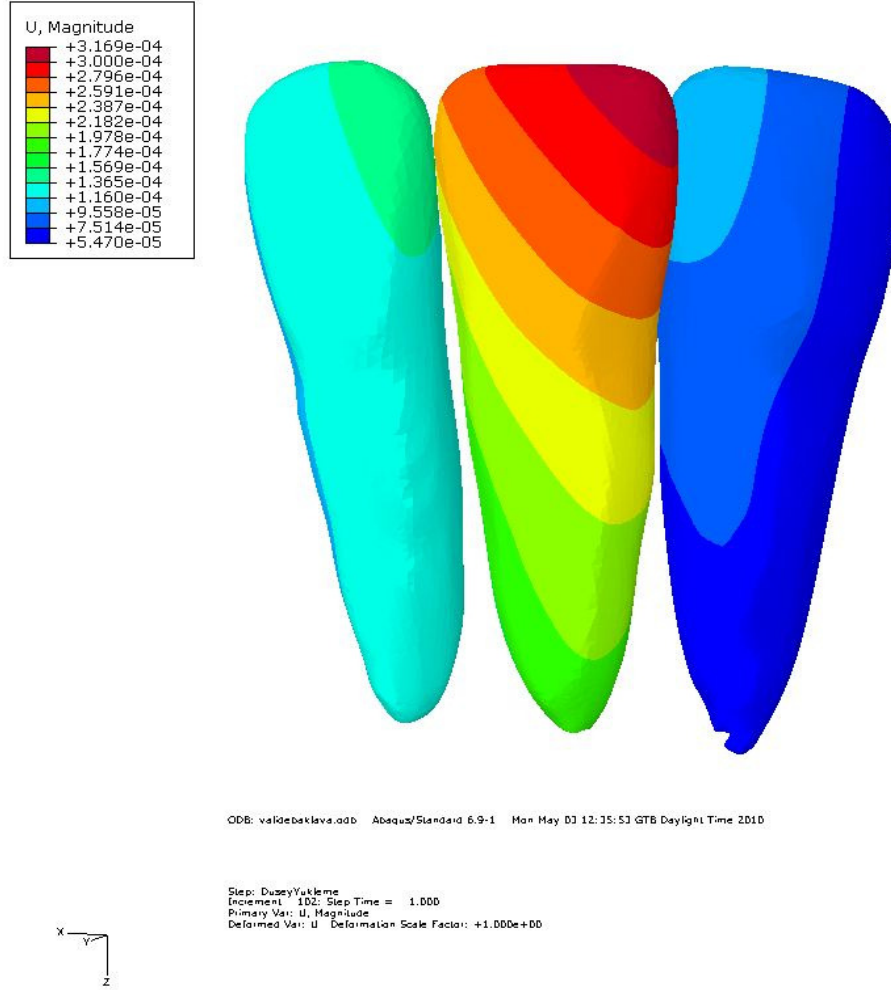
Şekil 4-8: 45° oblik kuvvetler altında kompozit splint grubunda oluşan gerilme alanları

Her iki kuvvet uygulaması değerlendirildiğinde kompozit splint grubunda dikey kuvvetler altında dişin apikalinde, kole ve aproksimalinde oluşan gerilmelerin, oblik kuvvetlere göre daha az olduğu gözlenmiştir.

4.2. Sonlu Elemanlar Analizine Ait Bulgular

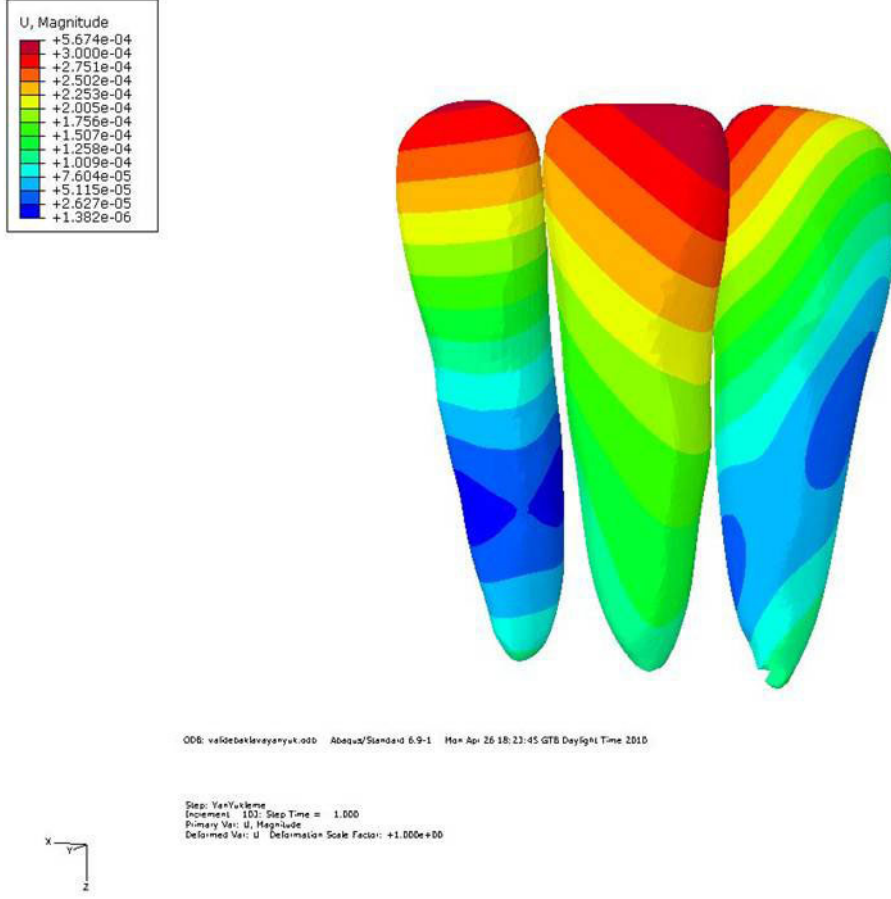
4.2.1. Titanyum Travma Splint Grubuna Ait Bulgular

Dikey kuvvetler altında lüksasyonun simüle edildiği dişteki yer değiştirme miktarı maksimum değer olan 0.3 -0.316 mm arasında bulunmuştur (Şekil 4-9).



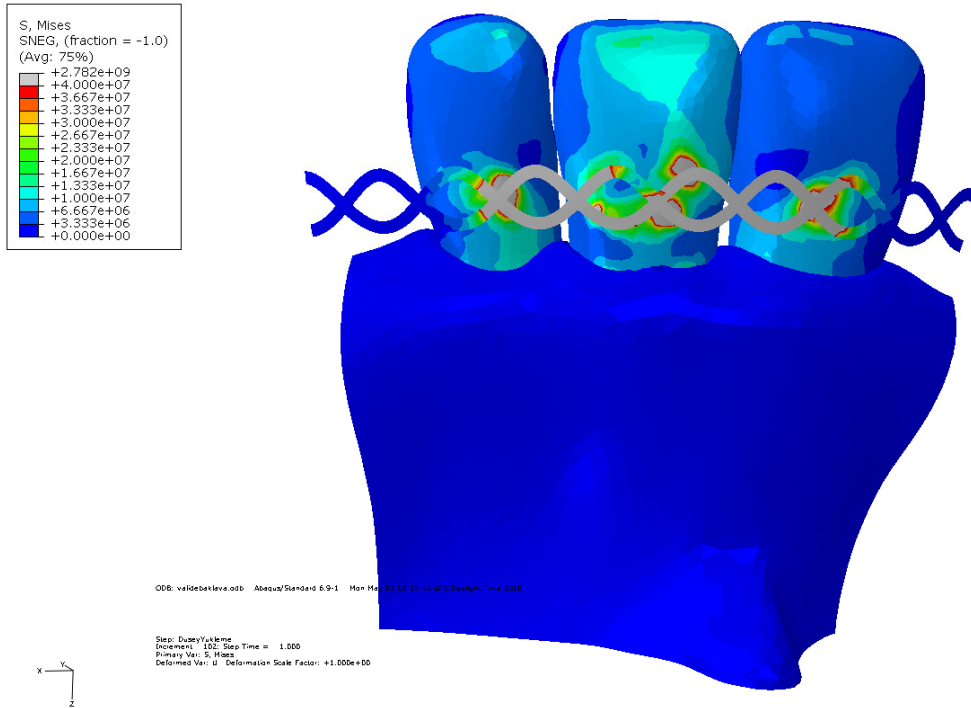
Şekil 4-9: Dikey kuvvetler altında TTS grubundaki yer değiştirme miktarı

45° oblik kuvvet altında lüksasyonun simüle edildiği dişteki yer değıştirme miktarı maksimum değeri olan 0.3-0.5674 mm arasında bulunmuştur (Şekil 4-10).



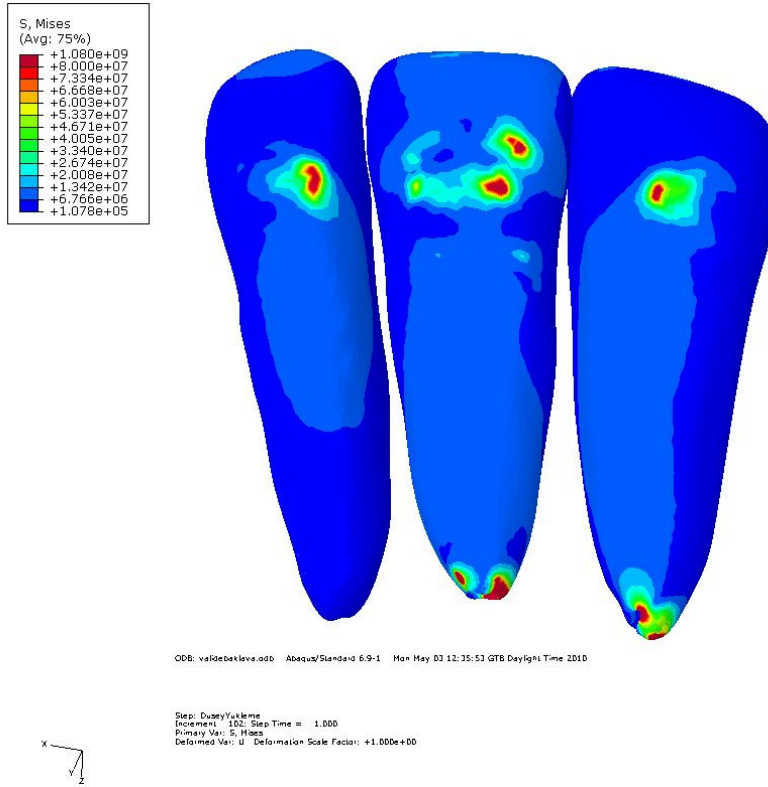
Şekil 4-10: 45° oblik kuvvetler altında TTS grubundaki yer değıştirme miktarı

Dikey kuvvetler altında vestibül yönünden incelemede maksimum gerilmelerin TTS'in yapıştırıldığı alanlarda homojen dağıldığı görülmüştür(Şekil 4-11).



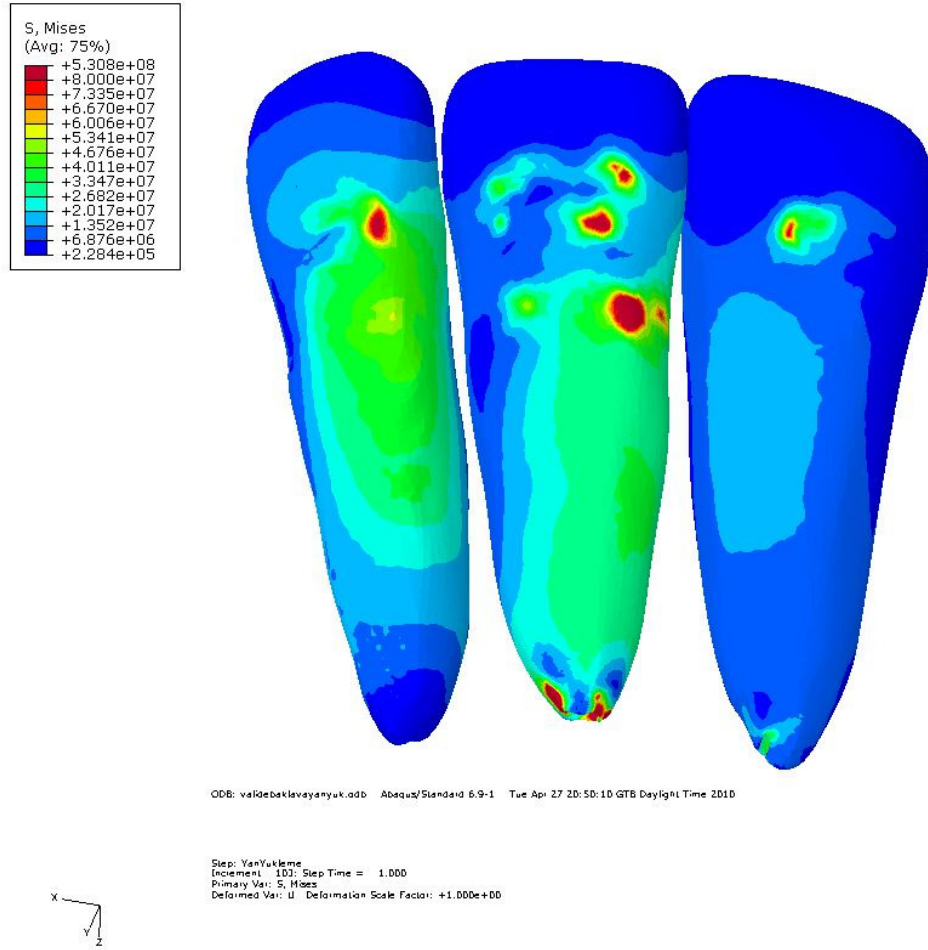
Şekil 4-11: Dikey kuvvetler altında TTS grubunda görülen gerilme miktarlarının vestibülden görünüşü

Diş yüzeylerinde ise lüksasyonun simüle edildiği dişin kök yüzeyi boyunca gerilmelerin yoğunlaştığı gözlenirken, komşu dişlerde ise santral dişte daha geniş alanda olmak üzere koleye yakın bölgelerde dağıldığı gözlenmiştir(şekil 4-12).



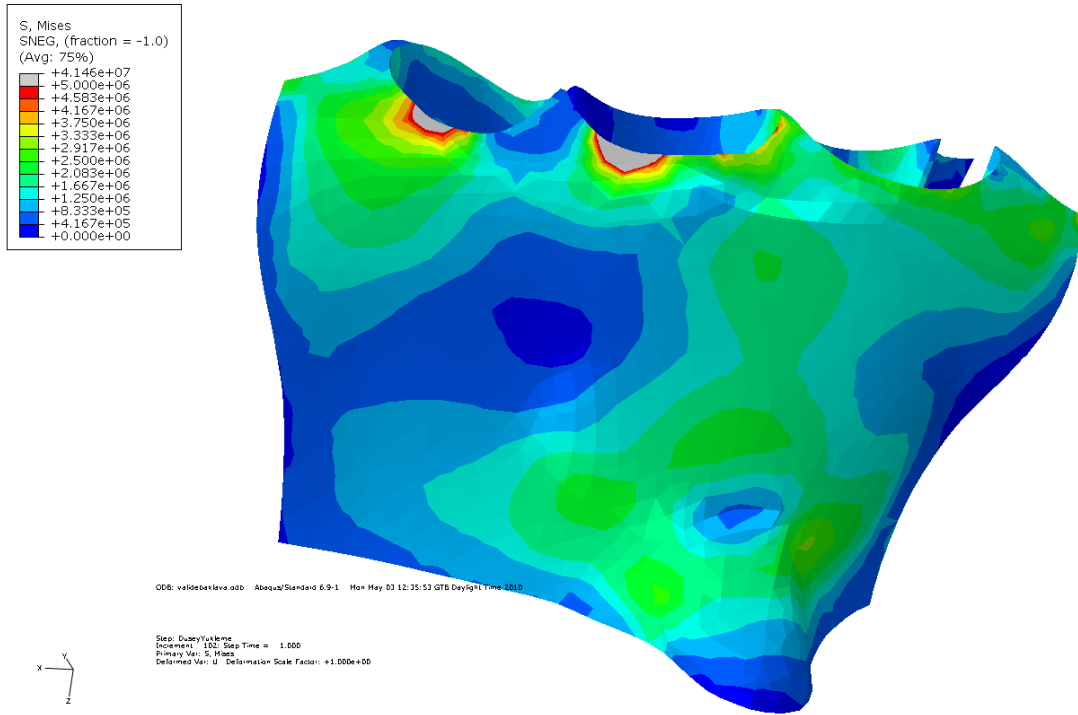
Şekil 4-12: Dikey kuvvetler altında TTS grubundaki gerilmelerin diş yüzeylerindeki dağılımı

Diş yüzeylerinde ise lüksasyonun simüle edildiği dişin kök yüzeyi boyunca gerilmelerin yoğunlaştığı gözlenirken, komşu dişlerde ise lateral dişte daha geniş alanda olmak üzere koleye yakın bölgelerde dağıldığı gözlenmiştir. Apikal bölgede ise lüksasyonun simüle edildiği dişte komşu dişlere göre daha fazla gerilme saptanmıştır. Fakat bu değerler kök yüzeyi ve kole bölgelerinden daha düşüktür (Şekil 4-14).



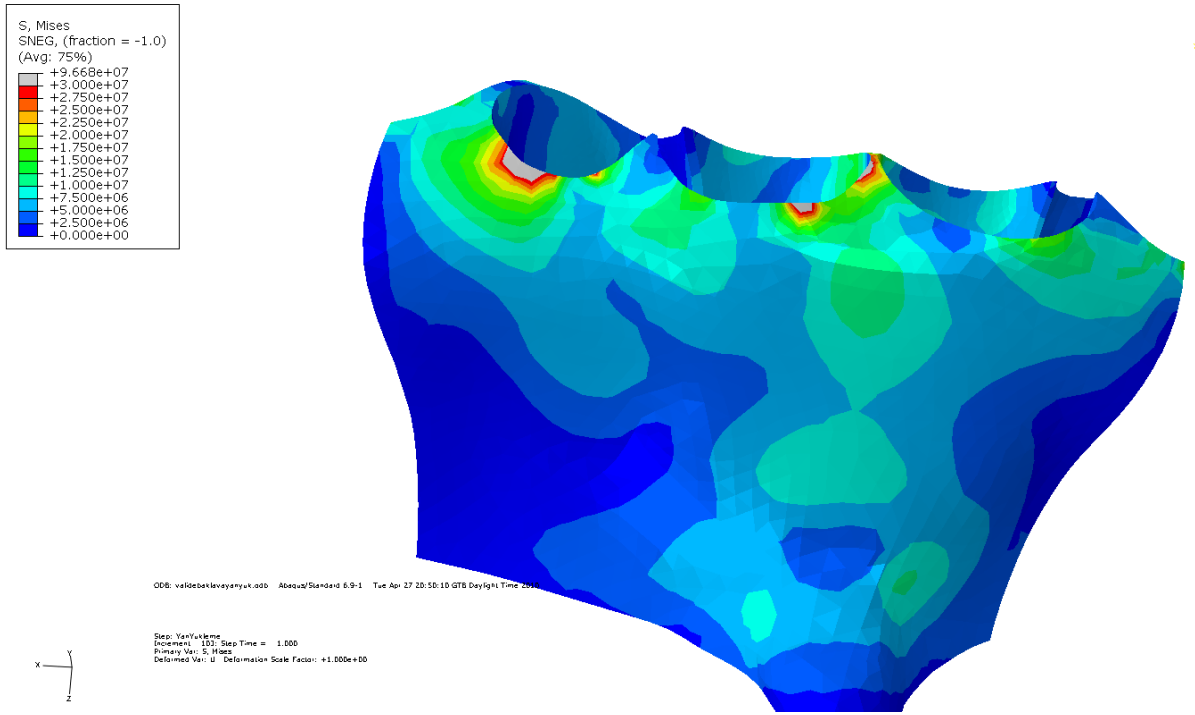
Şekil 4-14: 45° oblik kuvvetler altında TTS grubundaki gerilmelerin diş yüzeylerindeki dağılımı

Dikey kuvvetler altında kemik dokusundaki gerilme dağılımları vestibül yönden incelendiğinde gerilmelerin lüksasyonun simüle edildiği dişin ve lateral dişin kolesine komşu kemik dokusunda sağlıklı santral dişe göre daha geniş alanda yoğunlaştığı gözlenmiştir(Şekil 4-15).



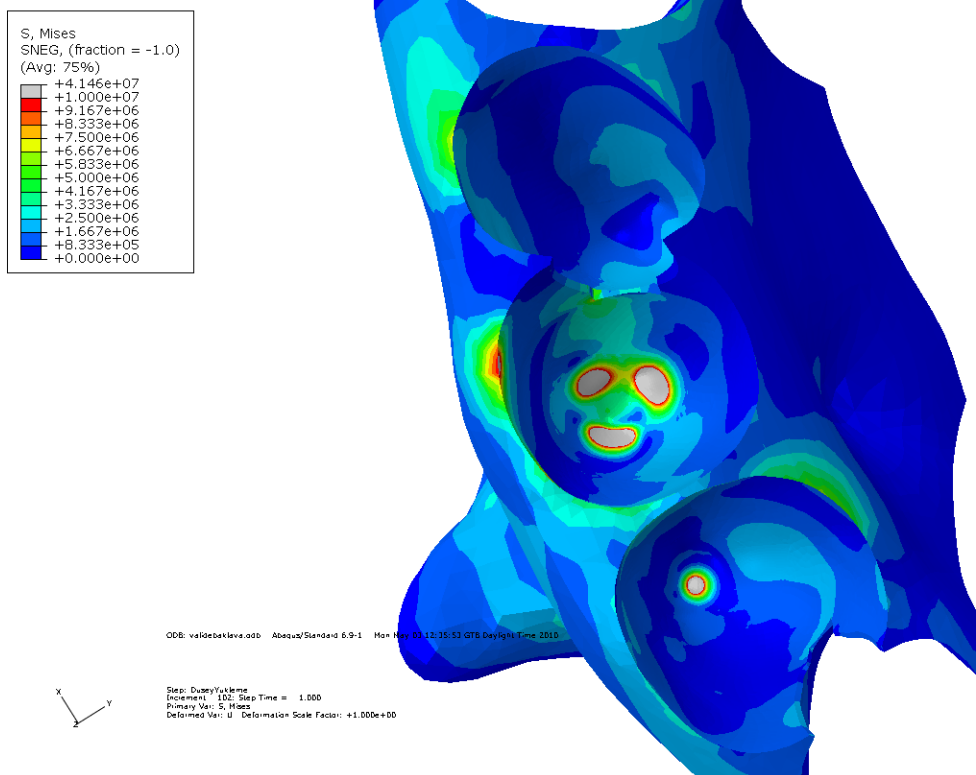
Şekil 4-15: Dikey kuvvetler altında TTS grubundaki gerilmelerin kemik dokusundaki dağılımının vestibülden görünümü

45° oblik kuvvetler altında kemik dokusundaki gerilme dağılımları vestibül yönden incelendiğinde gerilmelerin lüksasyonun simüle edildiği dişin ve sağlıklı lateral dişin kolesine komşu kemik dokusunda sağlıklı santral dişe göre daha geniş alanda yoğunlaştığı gözlenmiştir(Şekil 4-16).



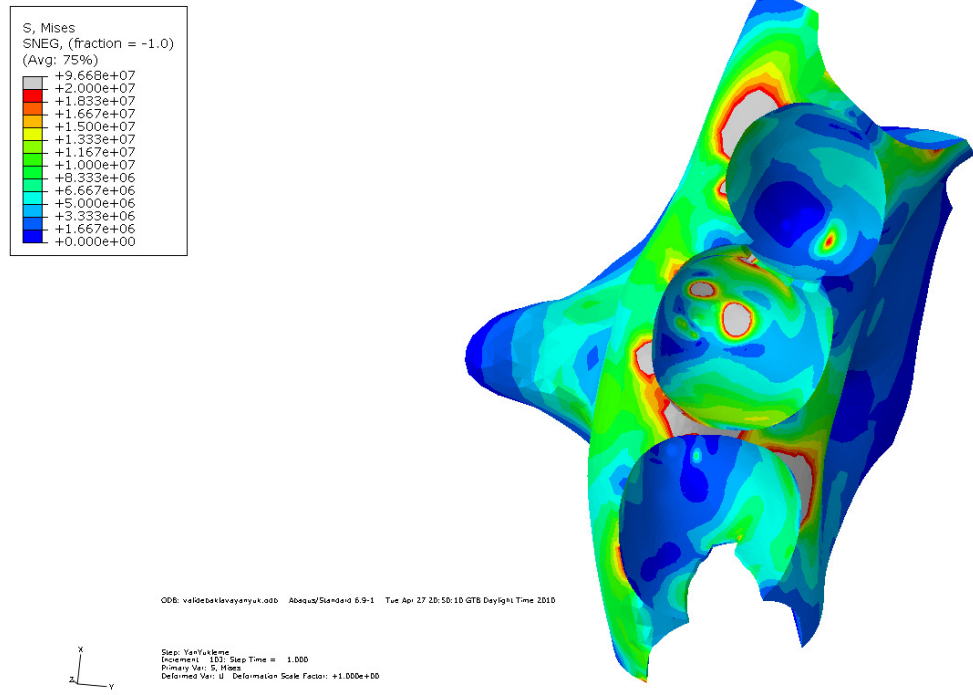
Şekil 4-16: 45 °oblik kuvvetler altında TTS grubundaki gerilmelerin kemik dokusundaki dağılımının vestibülden görünümü

Dikey kuvvetler altında kemik dokusundaki gerilme dağılımları apikal bölgede incelendiğinde gerilmelerin lüksasyonun simüle edildiği dişin kök ucuna komşu alveol kemiğinde yoğunlaştığı gözlenmiştir (10-41 MPa). Bu gerilme değerleri splintin bağlandığı her iki komşu dişe göre daha fazladır (Şekil 4-17).



Şekil 4-17: Dikey kuvvetler altında TTS grubundaki gerilme dağılımlarının kemik dokusunun apikalindeki görünümü

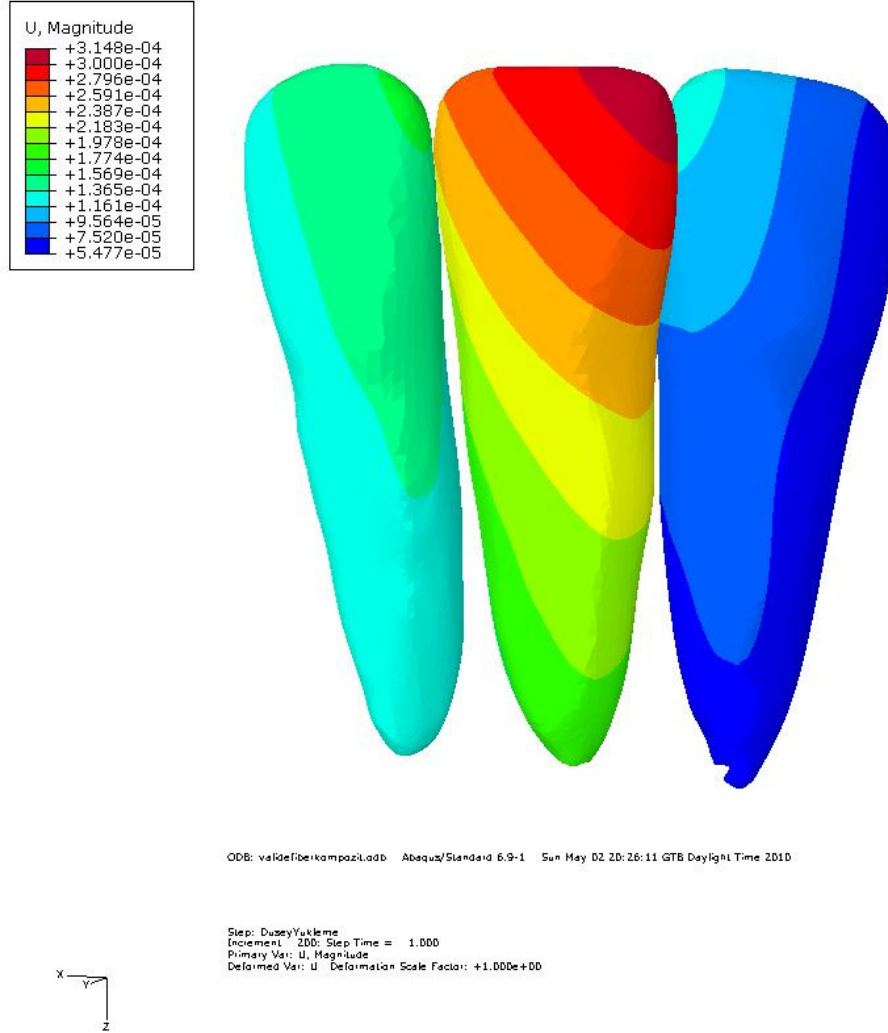
45° oblik kuvvetler altında kemik dokusundaki gerilme dağılımları apikal bölgede incelendiğinde gerilmelerin lüksasyonun simüle edildiği dişin kök ucuna komşu alveol kemiğinde yoğunlaştığı (20-96 MPa) gözlenmiştir (Şekil 4-18).



Şekil 4-18: 45° oblik kuvvetler altında TTS grubu için oluşan gerilme dağılımının kemik dokusunun apikalindeki görünümü

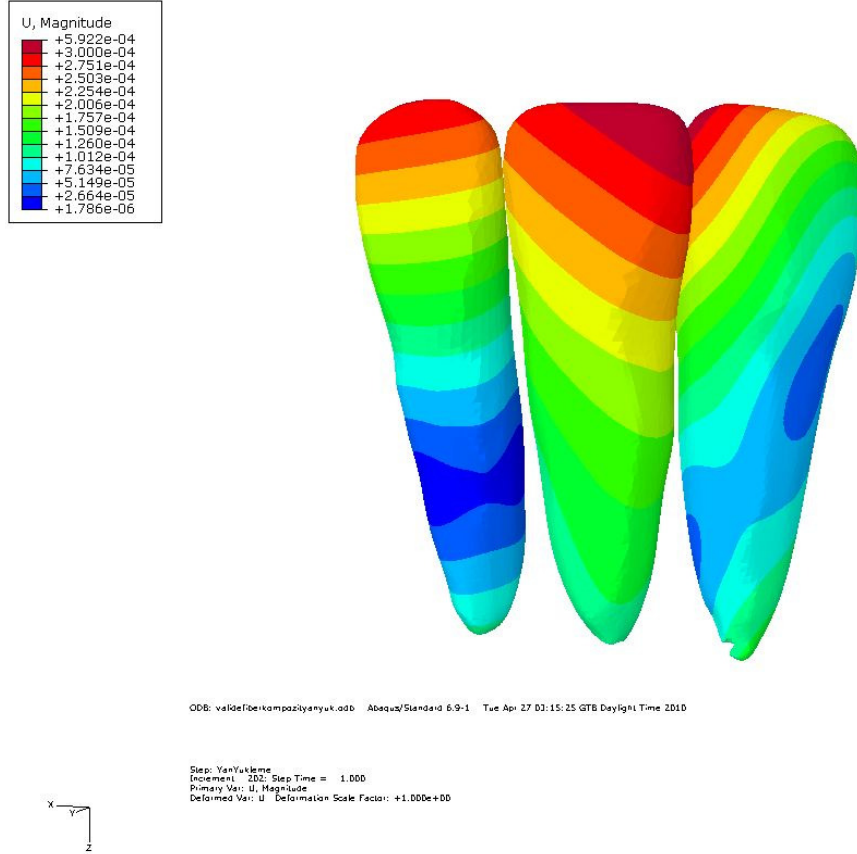
4.1.2. Ribbond Fiber Splint Grubuna Ait Bulgular

Dikey kuvvetler altında lüksasyonun simüle edildiği dişteki yer değiştirme miktarı maksimum değer olan 0.3-0.314 mm arasında bulunmuştur (şekil 4-19).



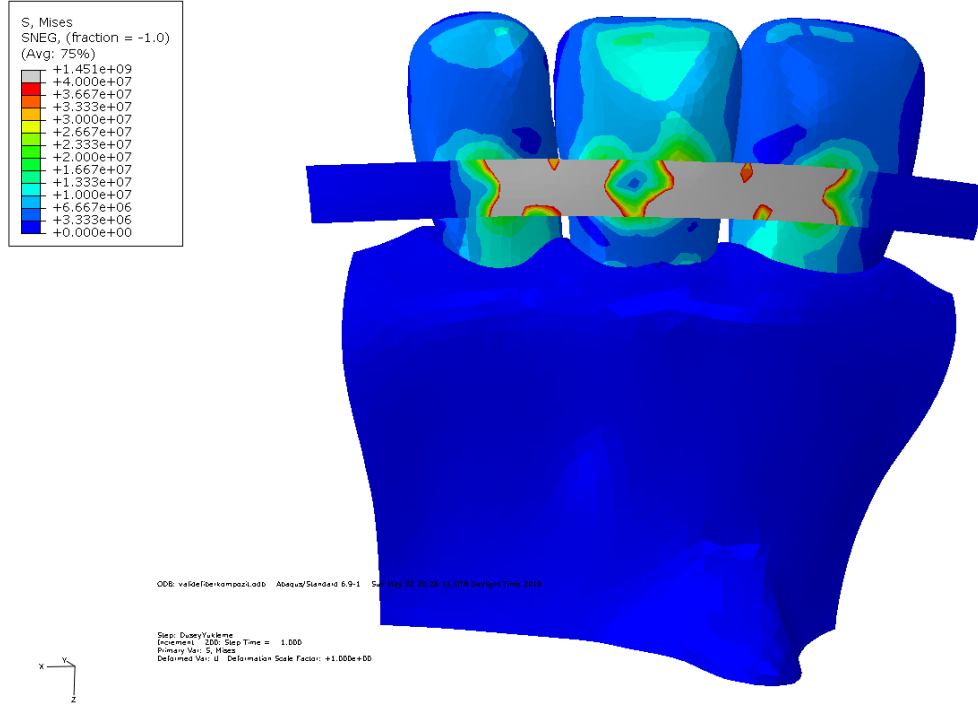
şekil 4-19: Dikey kuvvetler altında Ribbond fiber splint grubundaki yer değiştirme miktarı

45° oblik kuvvet altında lüksasyonun simüle edildiği dişteki yer değiştirme miktarı maksimum değer olan 0.3-0.59 mm arasında bulunmuştur (Şekil 4-20).



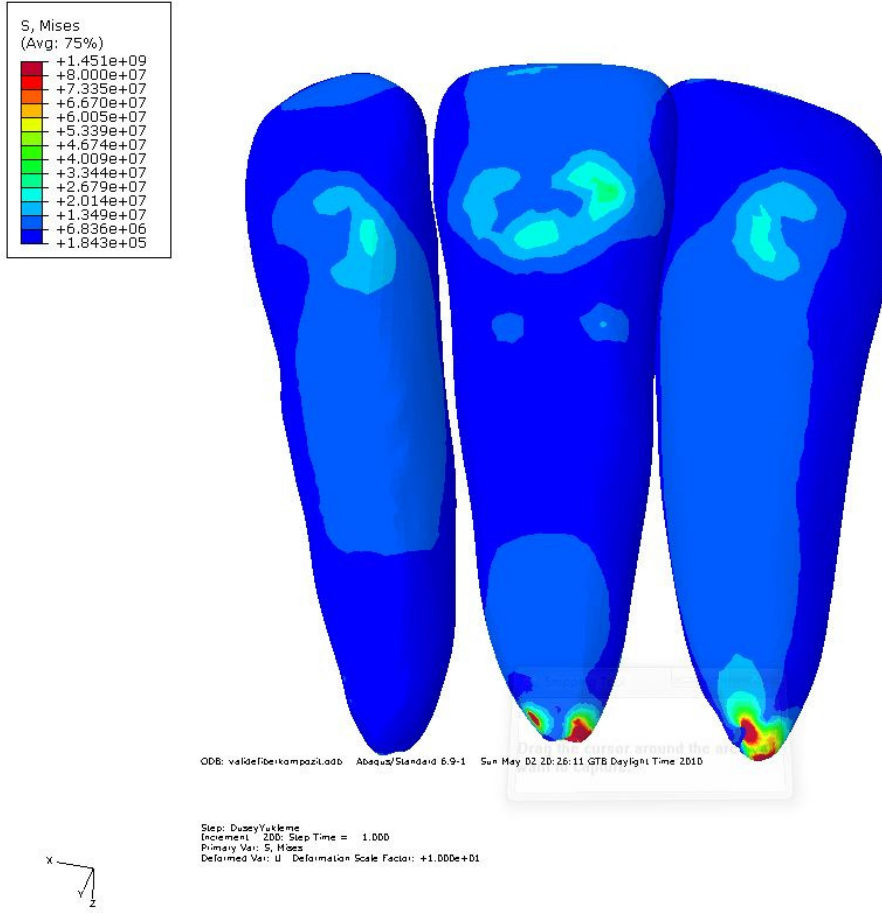
Şekil 4-20: 45° oblik kuvvetler altında Ribbond fiber splint grubundaki yer değiştirme miktarı

Dikey kuvvetler altında vestibül yönünden incelemede maksimum gerilmelerin Ribbond fiber splintin yapıştırıldığı alanlarda homojen dağıldığı görülmüştür (Şekil 4-21).



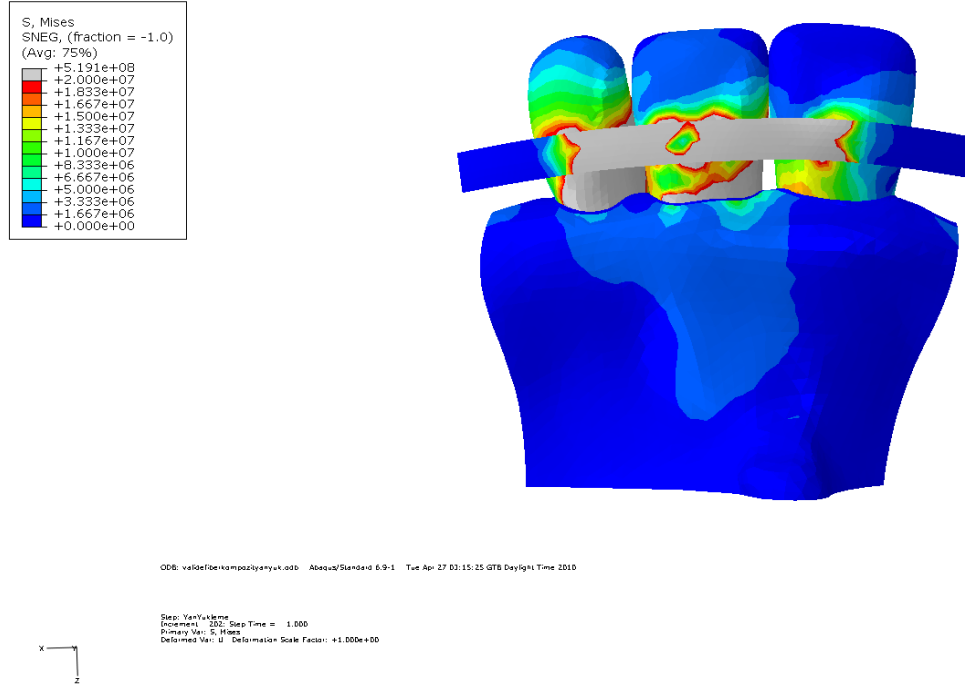
Şekil 4-21: Dikey kuvvetler altında Ribbond fiber splint grubundaki gerilme miktarlarının vestibülden görünüşü

Diş yüzeylerinde ise lüksasyonun simüle edildiği dişin kök ucuna yakın bölgede gerilmelerin yoğunlaştığı gözlenirken komşu dişlerde ise santral dişte daha geniş alanda olmak üzere koleye yakın bölgelerde yoğunlaştığı gözlenmiştir (Şekil 4-22).



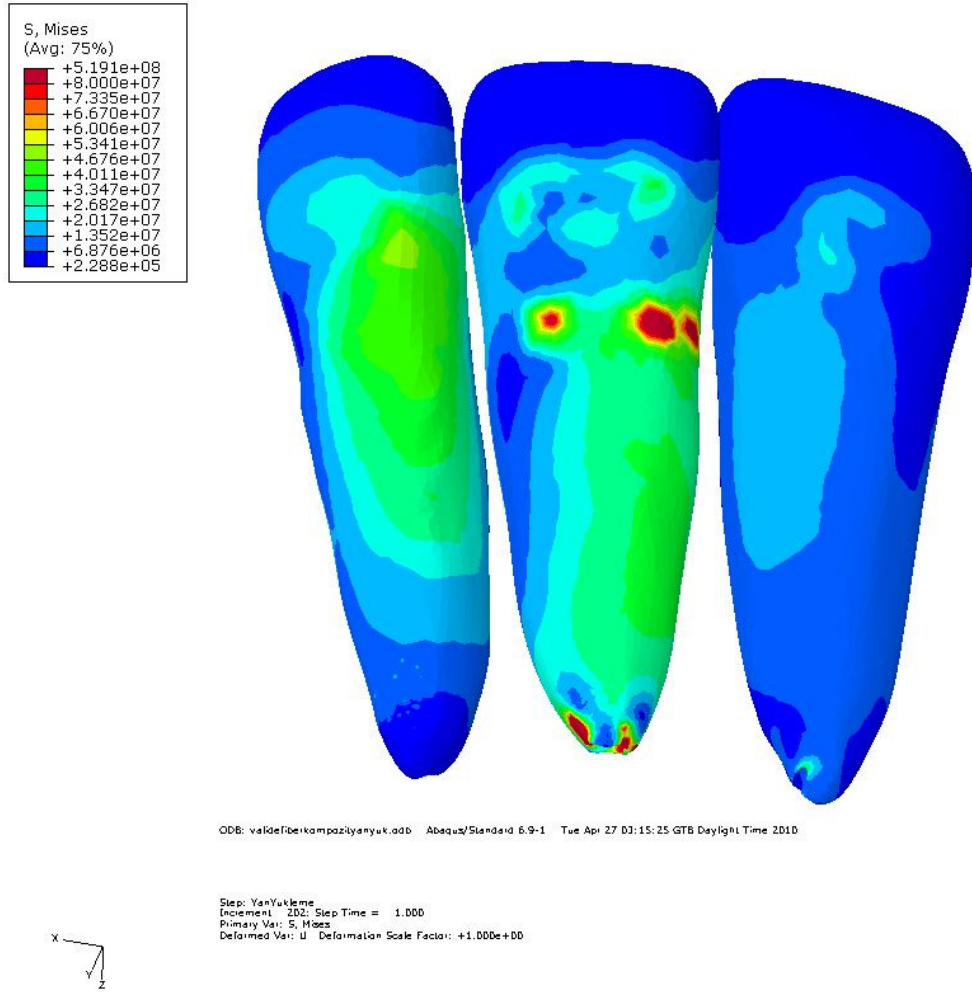
Şekil 4-22: Dikey kuvvetler altında Ribbond fiber splint grubundaki gerilmelerin diş yüzeylerinde dağılımı

45° oblik kuvvet altında vestibül yönünden incelemede maksimum gerilmelerin Ribbond fiber splintin yapıştırıldığı alanlarda homojen dağıldığı gözlenmiştir (Şekil 4-23).



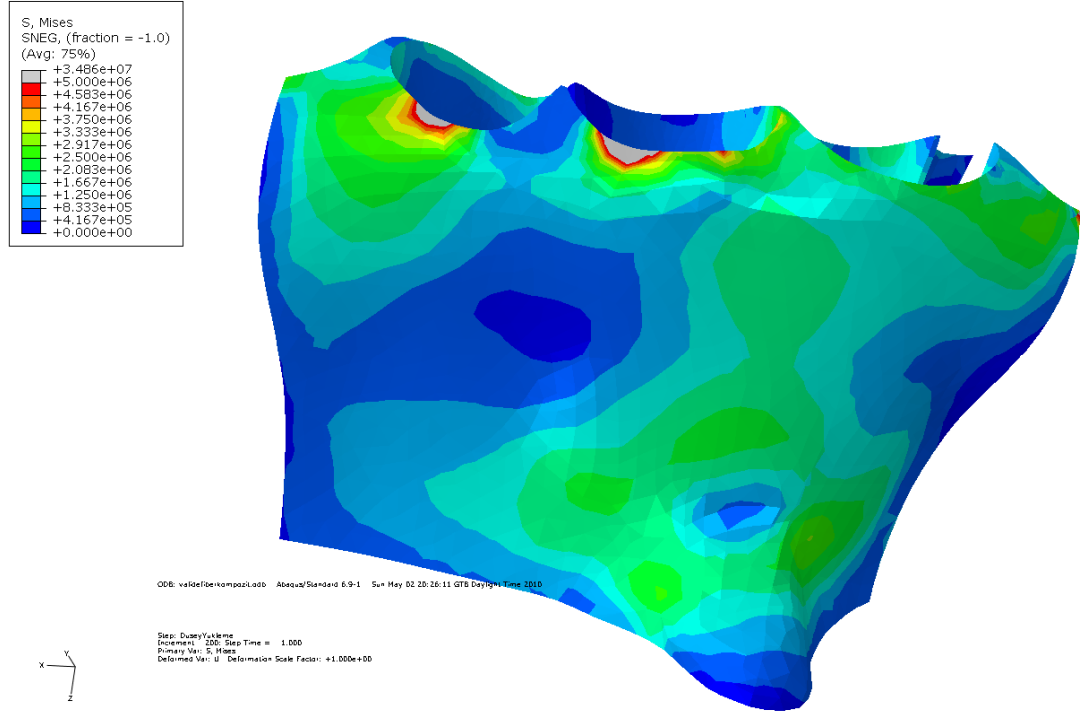
Şekil 4-23: 45° oblik kuvvetler altında Ribbond fiber splint grubundaki gerilme miktarlarının vestibülden görünüşü

Diş yüzeylerinde ise lüksasyonun simüle edildiği dişin kök yüzeyi boyunca gerilmelerin yoğunlaştığı gözlenirken, komşu dişlerde ise lateral dişte daha geniş alanda olmak üzere koleye yakın bölgelerde dağıldığı gözlenmiştir. Apikal bölgede ise lüksasyonun simüle edildiği dişte komşu dişlere göre daha fazla gerilme saptanmıştır. Fakat bu değerler kök yüzeyi ve kole bölgelerinden daha düşüktür (Şekil 4-24)



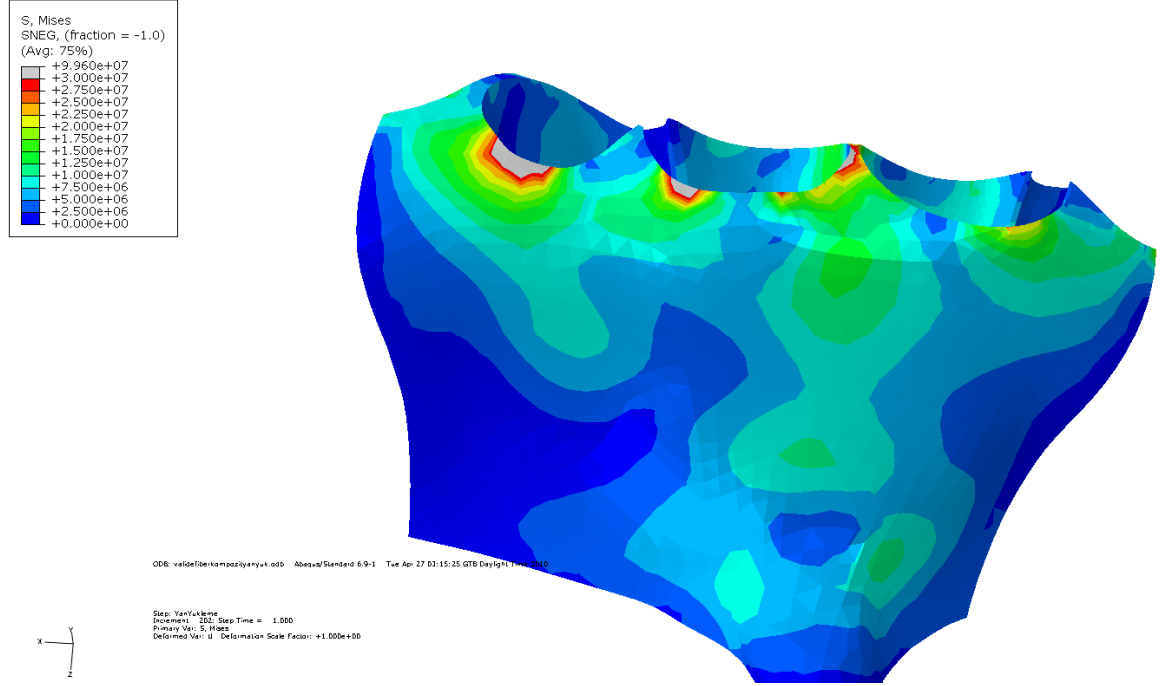
Şekil 4-24: 45° oblik kuvvetler altında Ribbond fiber splint grubundaki gerilmelerin diş yüzeylerinde dağılımı

Dikey kuvvetler altında kemik dokusundaki gerilme dağılımları vestibül yönden incelendiğinde gerilmelerin lüksasyonun simüle edildiği dişin ve lateral dişin kolesine komşu kemik dokusunda sağlıklı santral dişe göre daha geniş alanda yoğunlaştığı gözlenmiştir (Şekil 4-25)



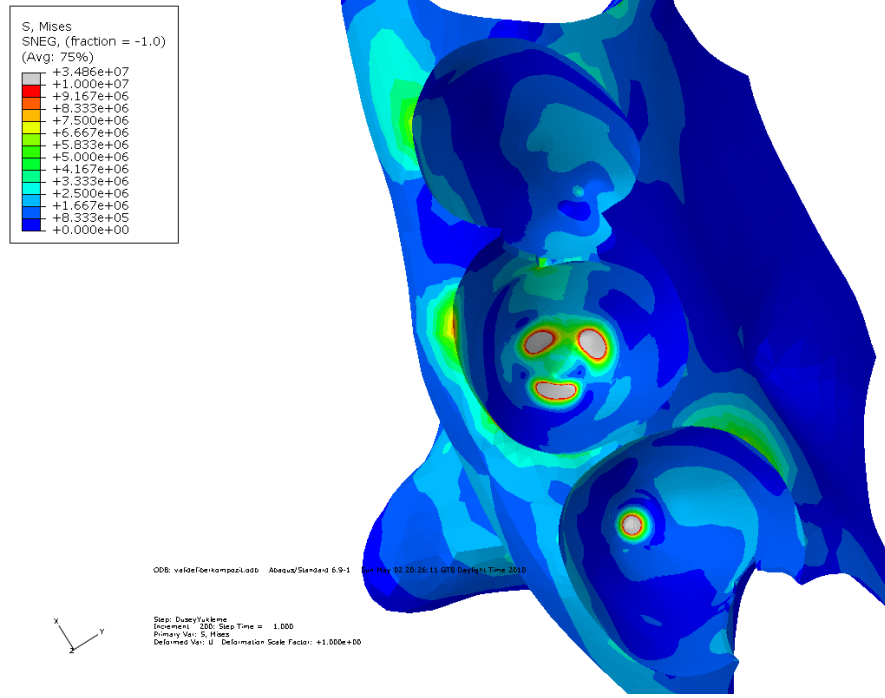
Şekil 4-25: Dikey kuvvetler altında Ribbond fiber splint grubundaki gerilmelerin kemik dokusundaki dağılımının vestibülden görünümü

45° oblik kuvvetler altında kemik dokusundaki gerilme dağılımları vestibül yönden incelendiğinde gerilmeler tüm dişlerin kolesine komşu kemik dokusunda yoğunlaştığı gözlenmiştir (Şekil 4-26).



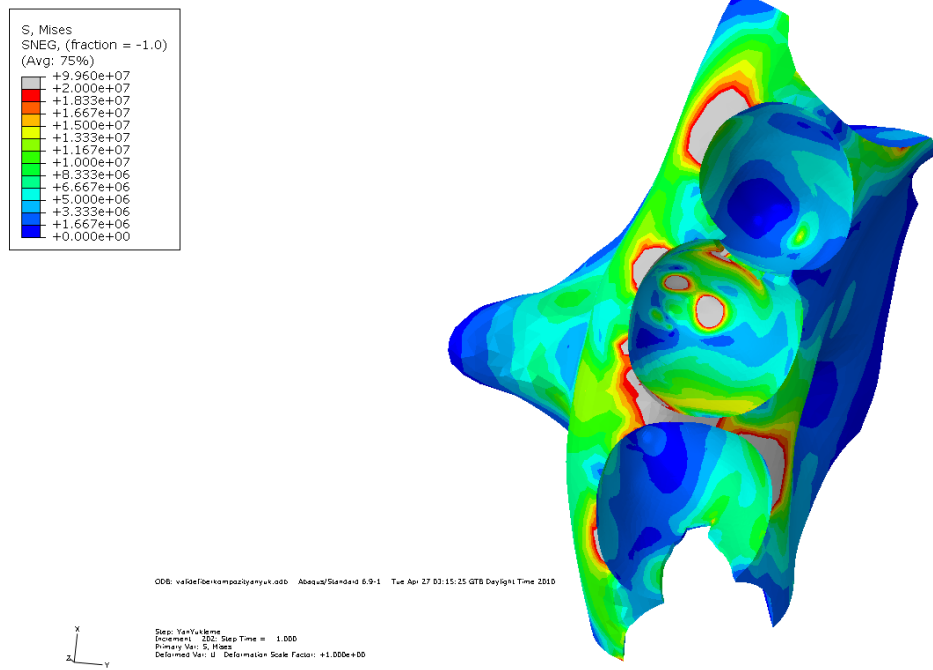
Şekil 4-26: 45° oblik kuvvetler altında Ribbond fiber splint grubundaki gerilmelerin kemik dokusundaki dağılımının vestibülden görünümü

Dikey kuvvetler altında kemik dokusundaki gerilme dağılımları apikal bölgede incelendiğinde gerilmelerin lüksasyonun simüle edildiği dişin kök ucuna komşu alveol kemiğinde yoğunlaştığı gözlenmiştir (10-34 MPa). Bu gerilme değerleri splintin bağlandığı her iki komşu dişe göre daha fazladır (Şekil 4-27).



Şekil 4-27: Dikey kuvvetler altında Ribbond fiber splint grubundaki gerilmelerin kemik dokusunda dağılımı

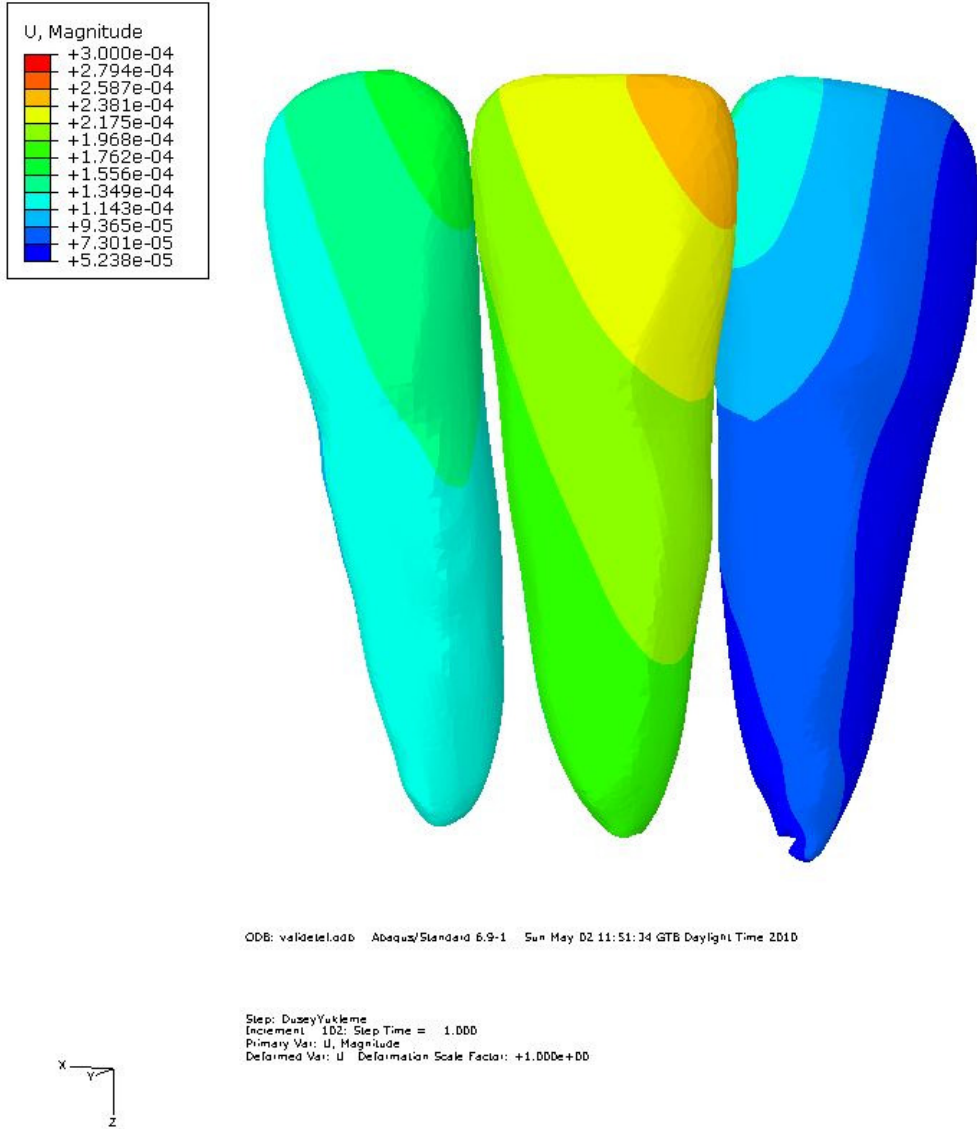
45° oblik kuvvetler altında kemik dokusundaki gerilme dağılımları apikal bölgede incelendiğinde gerilmelerin lüksasyonun simüle edildiği dişin kök ucuna ve kole bölgesine komşu alveol kemiğinde yoğunlaştığı (20-99 MPa) gözlenmiştir. (Şekil 4-28).



Şekil 4-28: 45° oblik kuvvetler altında Ribbond fiber splint grubundaki gerilmelerin kemik dokusunda dağılımı

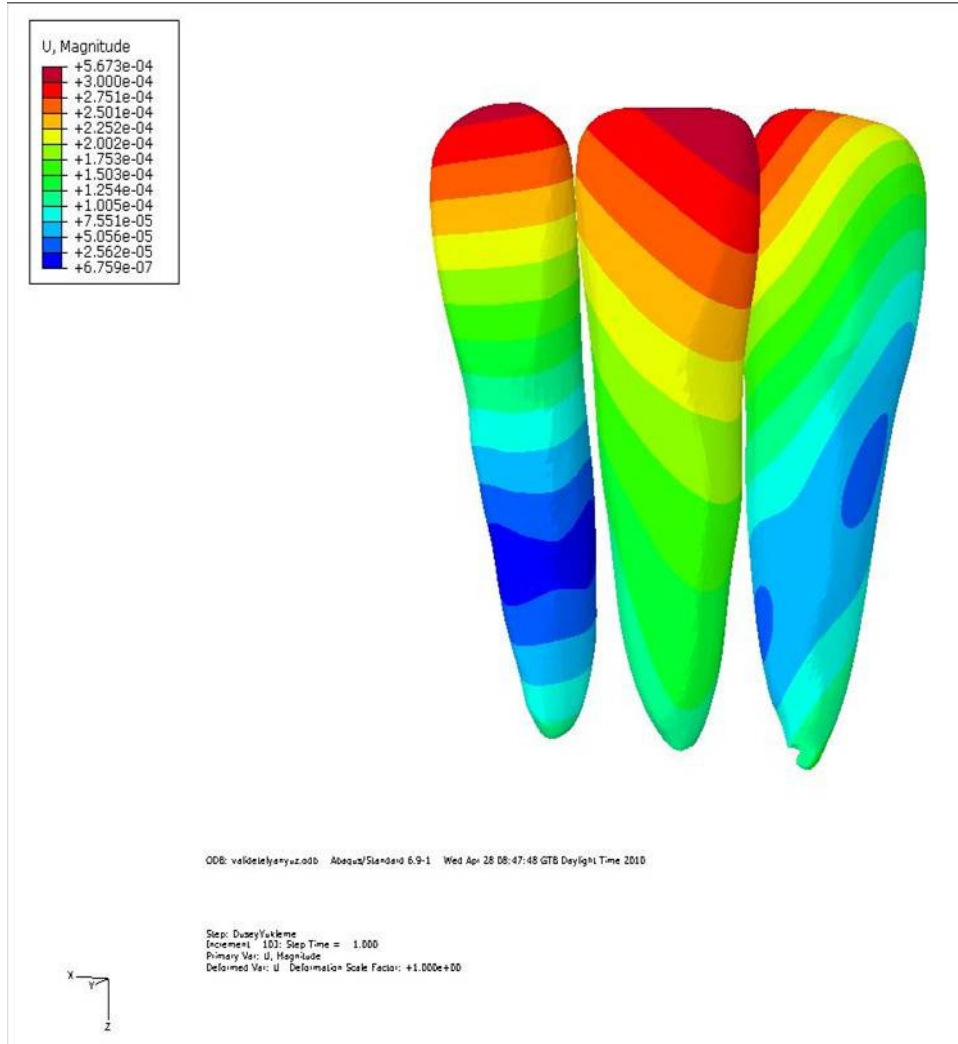
4.1.3.Tel Kompozit Splint Grubuna Ait Bulgular:

Dikey kuvvetler altında lüksasyonun simüle edildiği dişteki yer değıştirme miktarı maksimum değeri olan 0,23-0,25 mm arasında bulunmuştur (Şekil 4-29).



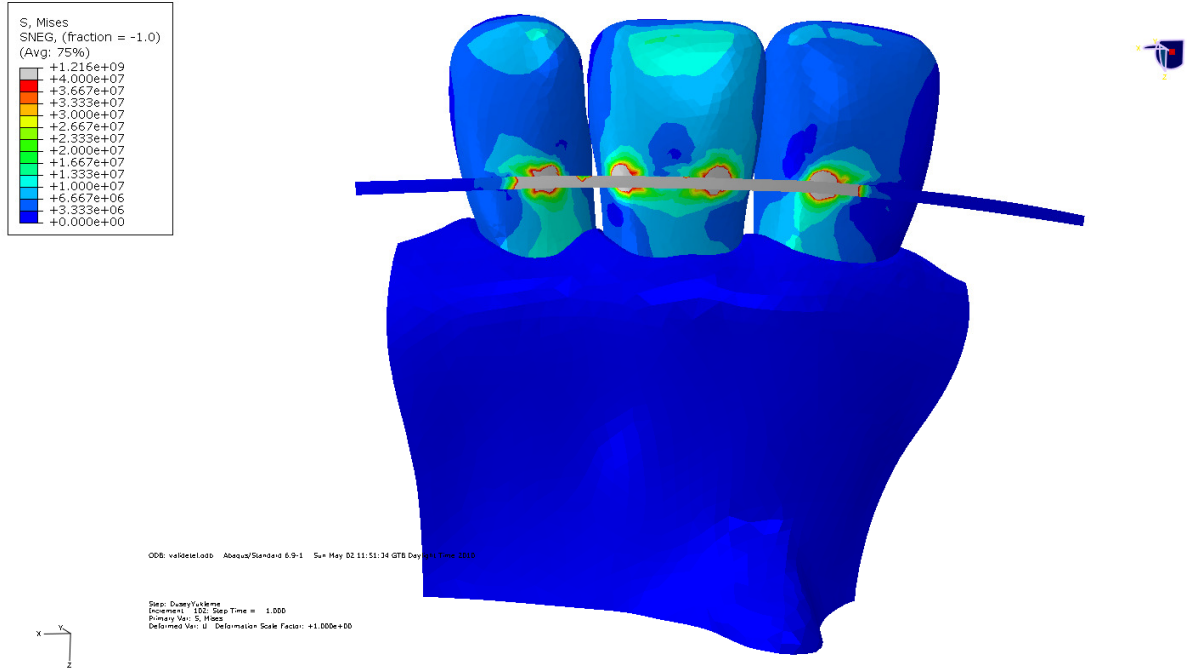
Şekil 4-29: Dikey kuvvetler altında tel kompozit splint grubu için yer değıştirme miktarı

45° oblik kuvvet altında lüksasyonun simüle edildiği dişteki yer değıştirme miktarı maksimum değeri olan 0,3-0,5673 mm arasında bulunmuştur (Şekil 4-30).



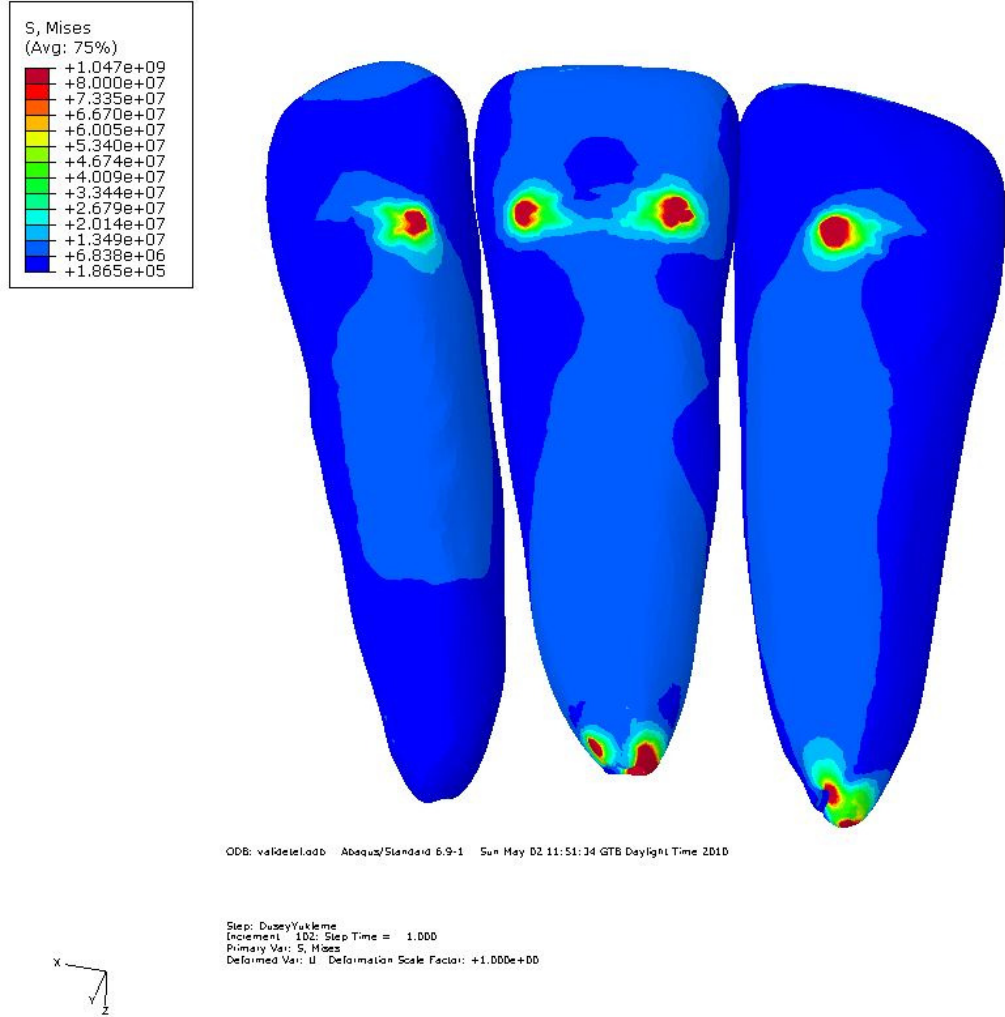
Şekil 4-30: 45° oblik kuvvetler altında tel kompozit splint grubundaki yer değıştirme miktarı

Dikey kuvvetler altında vestibül yönden incelemede maksimum gerilmelerin tel kompozit splintin yapıştırıldığı alanlarda homojen dağıldığı gözlenmiştir (Şekil 4-31).



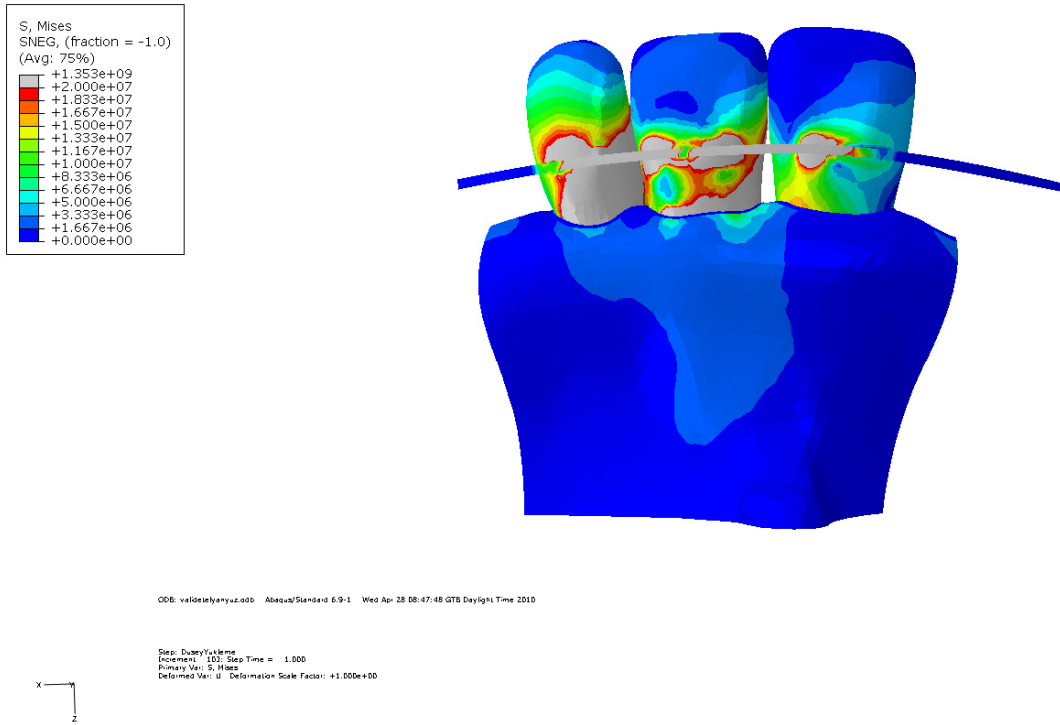
Şekil 4-31: Dikey kuvvetler altında tel kompozit splint grubundaki gerilme miktarlarının vestibülden görünüşü

Diş yüzeylerinde ise lüksasyonun simüle edildiği dişte komşu santral dişe göre daha geniş alanda olmak üzere kök boyunca gerilmelerin yoğunlaştığı gözlenirken lateral dişte ise koleye yakın bölgelerde yoğunlaştığı gözlenmiştir (Şekil 4-32).



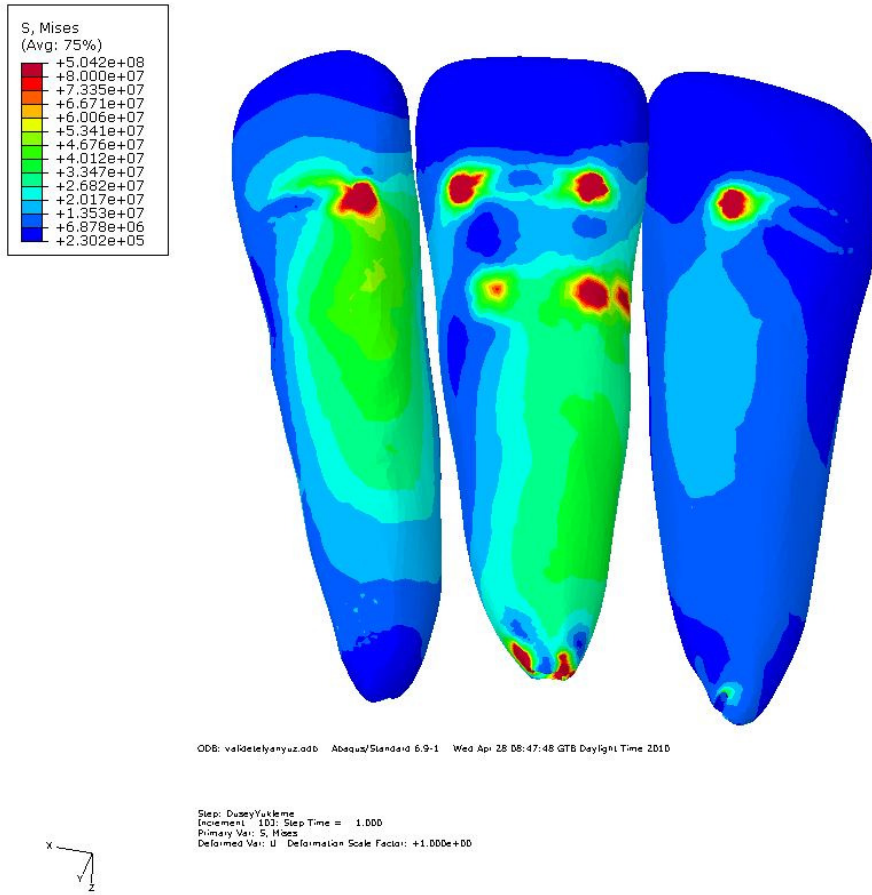
Şekil 4-32: Dikey kuvvetler altında tel kompozit splint grubundaki gerilmelerin diş yüzeylerinde dağılımının vestibülden görünümü

45° oblik kuvvet altında vestibül yönünden incelemede maksimum gerilmelerin tel kompozit yapıştırıldığı alanlarda homojen dağıldığı gözlenmiştir. (Şekil 4-33).



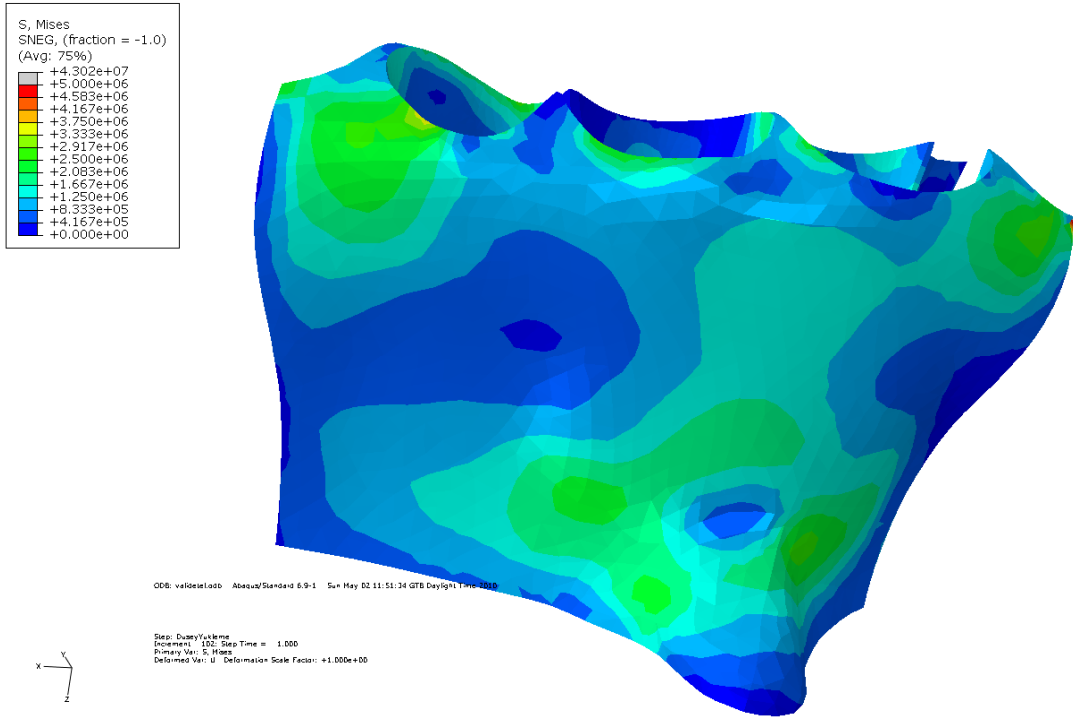
Şekil 4-33: 45° oblik kuvvetler altında tel kompozit splint grubundaki gerilme miktarlarının vestibülden görünümü

Diş yüzeylerinde ise lüksasyonun simüle edildiği dişin kök yüzeyi boyunca gerilmelerin yoğunlaştığı gözlenirken, komşu dişlerde ise lateral dişte daha geniş alanda olmak üzere koleye yakın bölgelerde dağıldığı gözlenmiştir. Apikal bölgede ise lüksasyonun simüle edildiği dişte komşu dişlere göre daha fazla gerilme saptanmıştır. Fakat bu değerler kök yüzeyi ve kole bölgelerinden daha düşüktür (Şekil 4-34).



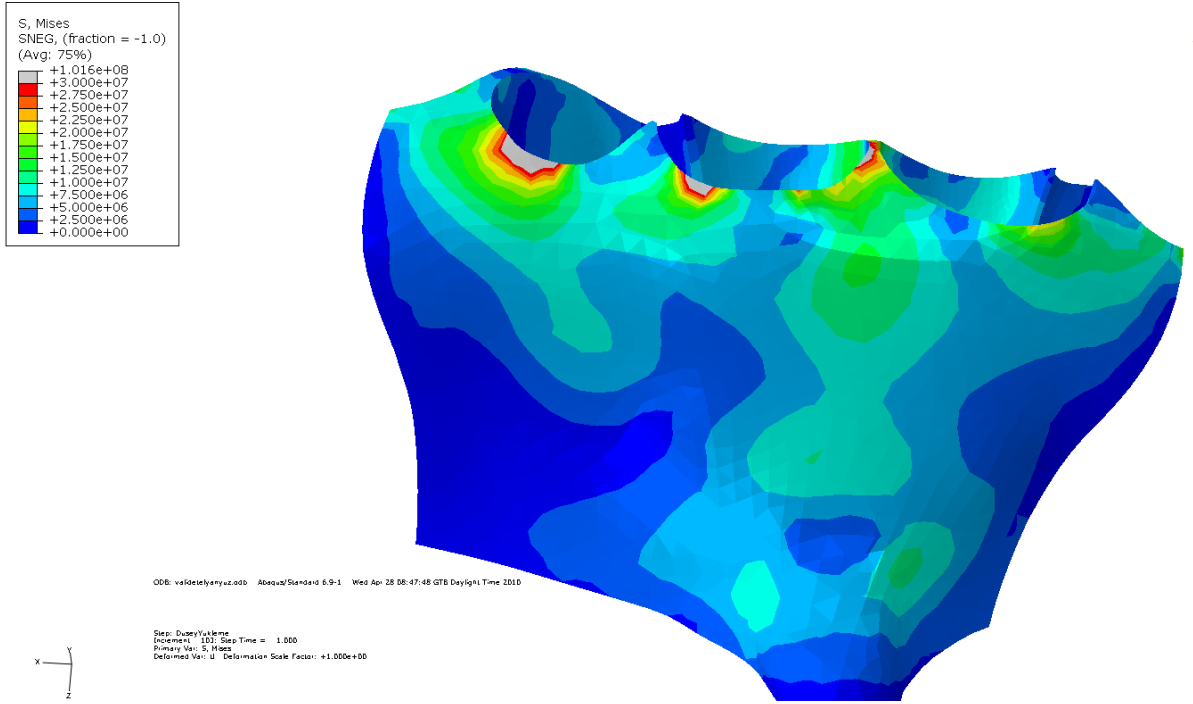
Şekil 4-34: 45° oblik kuvvetler altında tel kompozit splint grubundaki gerilmelerin diş yüzeylerinde dağılımı

Dikey kuvvetler altında kemik dokusundaki gerilme dağılımları vestibül yönden incelendiğinde gerilmelerin orta seviyelerde olduğu ve dişlerin kole bölgelerinde yoğunlaştığı gözlenmiştir (Şekil 4-35).



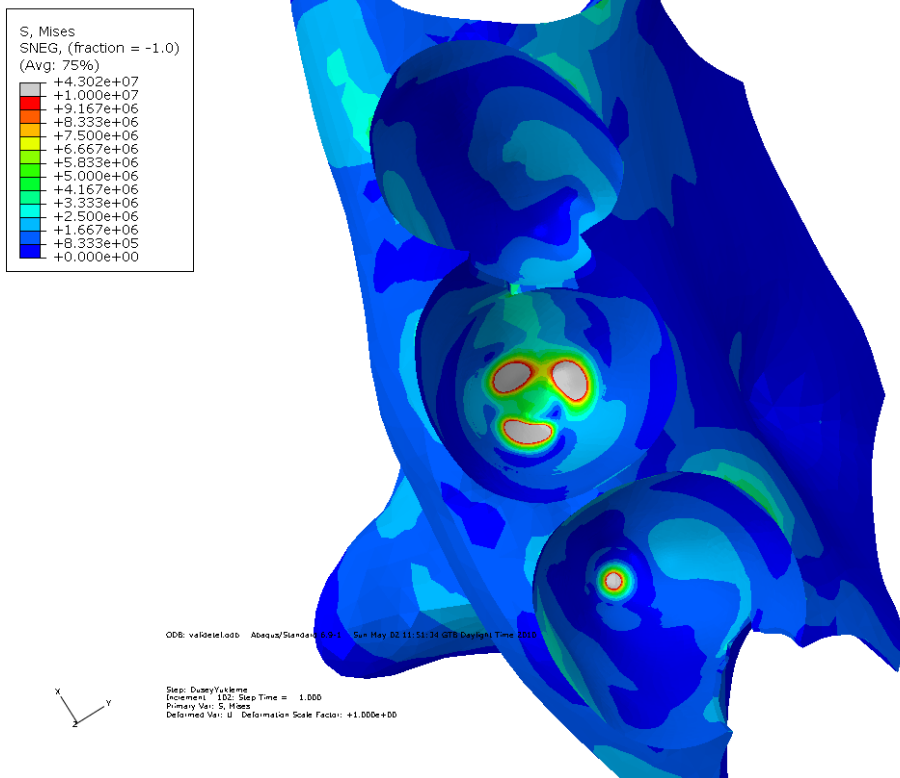
Şekil 4-35: Dikey kuvvetler altında tel kompozit splint grubundaki gerilmelerin kemik dokusundaki dağılımının vestibülden görünümü

45° oblik kuvvetler altında kemik dokusundaki gerilme dağılımları vestibül yönden incelendiğinde gerilmelerin tüm dişlerin kolesine komşu kemik dokusunda yoğunlaştığı gözlenmiştir (Şekil 4-36).



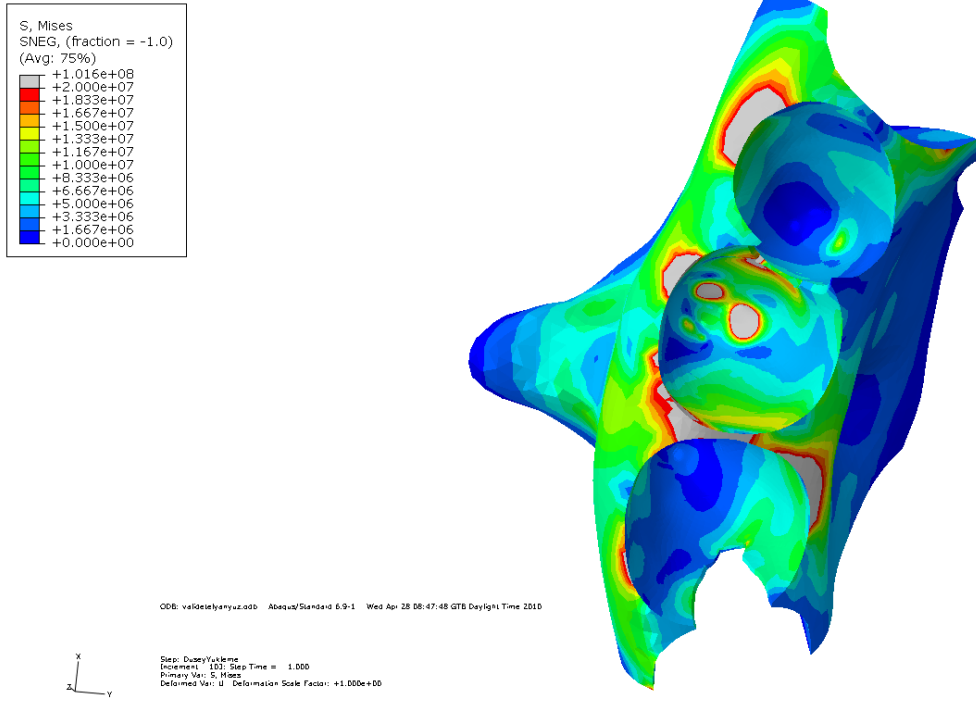
Şekil 4-36: 45 °oblik kuvvetler altında tel kompozit splint grubundaki gerilmelerin kemik dokusundaki dağılımının vestibülden görünümü

Dikey kuvvetler altında kemik dokusundaki gerilme dağılımları apikal bölgede incelendiğinde gerilmelerin lüksasyonun simüle edildiği dişin kök ucuna komşu alveol kemiğinde yoğunlaştığı gözlenmiştir (10-43 MPa). Bu gerilme değerleri ise splintin bağlandığı her iki komşu dişe göre daha fazladır(Şekil 4-37).



Şekil 4-37: Dikey kuvvetler altında tel kompozit splint grubundaki gerilmelerin kemik dokusundaki dağılımı

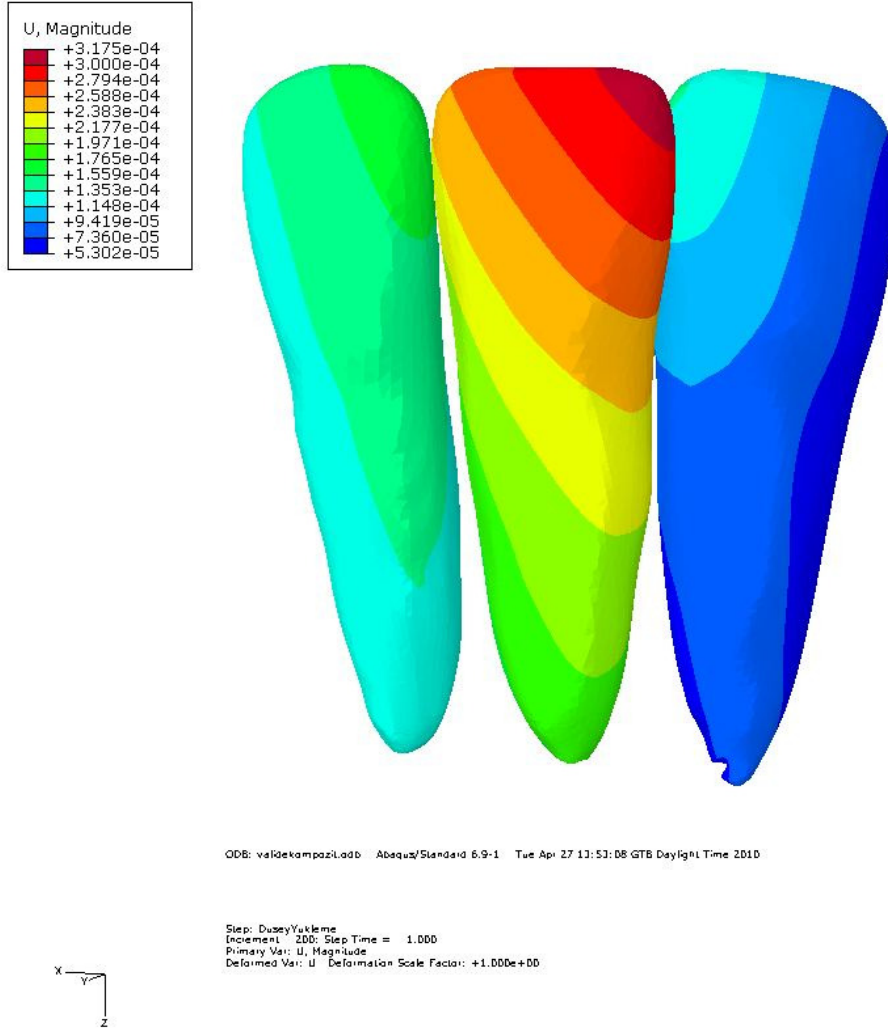
45° oblik kuvvetler altında kemik dokusundaki gerilme dağılımları apikal bölgede incelendiğinde gerilmelerin lüksasyonun simüle edildiği dişin kök ucuna komşu alveol kemiğinde yoğunlaştığı gözlenmiştir Bu gerilme değerleri splintin bağlandığı her iki komşu dişe göre daha fazladır. Tüm dişlerin kolesine komşu kemik dokusunda da yüksek gerilme değerleri (20-100 MPa) gözlenmiştir (Şekil 4-38).



Şekil 4-38: 45° oblik kuvvetler altında tel kompozit splint grubundaki gerilmelerin kemik dokusundaki dağılımı

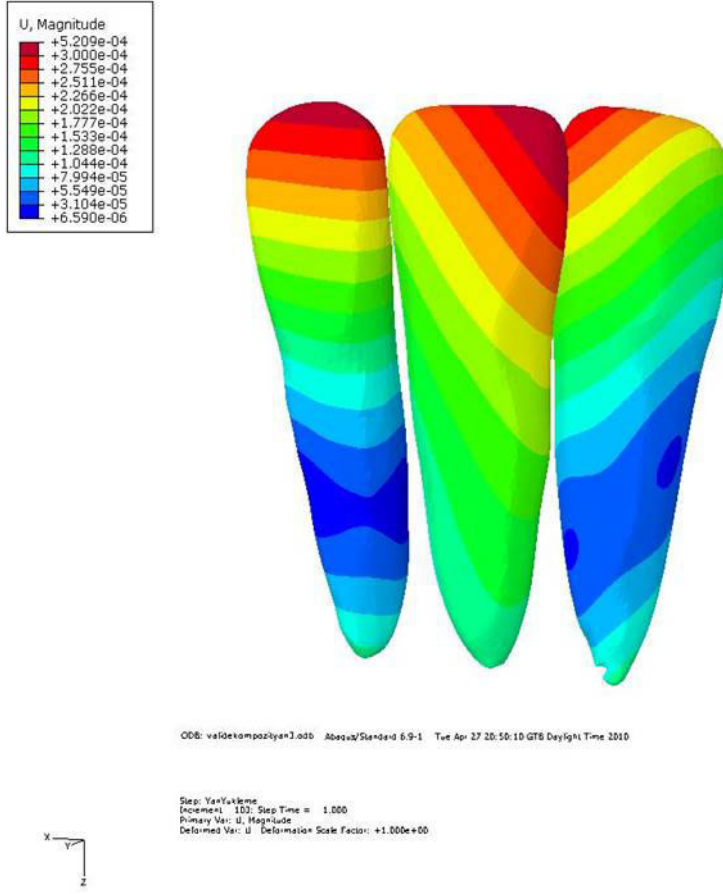
4.2.4. Kompozit Splint Grubuna Ait Bulgular:

Dikey kuvvetler altında lüksasyonun simüle edildiği dişteki yer değiştirme miktarı maksimum değer olan 0,3-0,317 mm arasında bulunmuştur (Şekil 4-39).



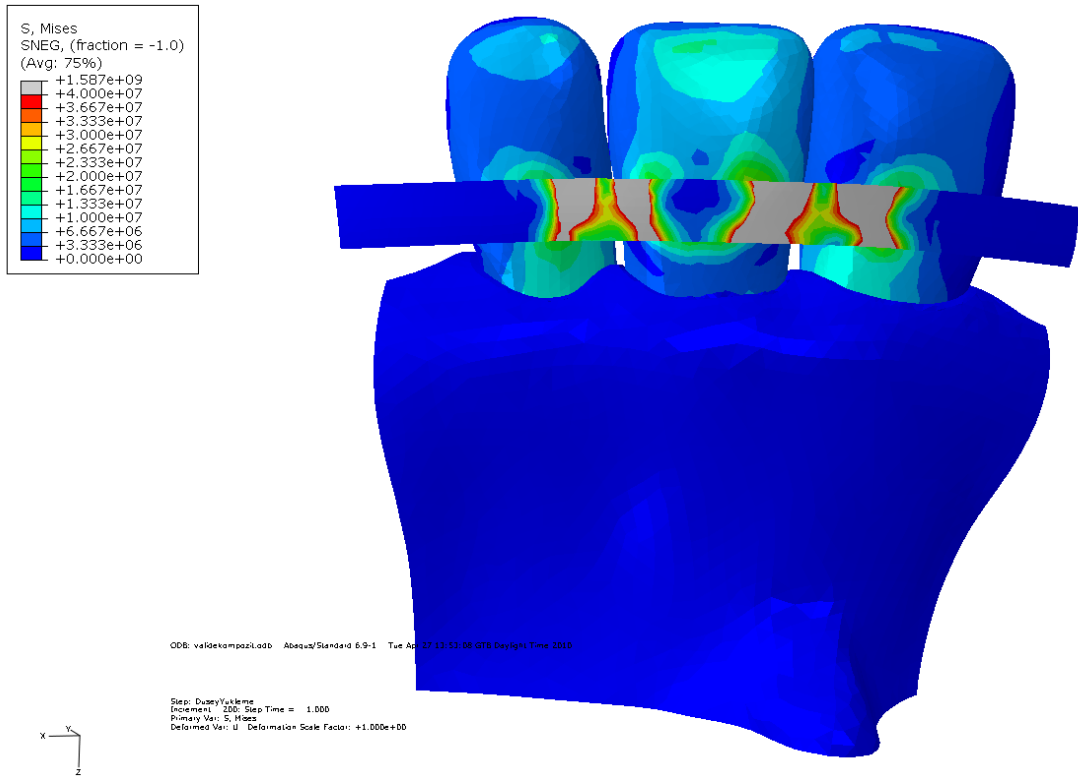
Şekil 4-39: Dikey kuvvetler altında kompozit splint grubunda yer değiştirme miktarı

45° oblik kuvvet altında lüksasyonun simüle edildiği dişteki yer değıştirme miktarı maksimum değeri olan 0.3-0.52 mm arasında bulunmuştur(Şekil 4-40).



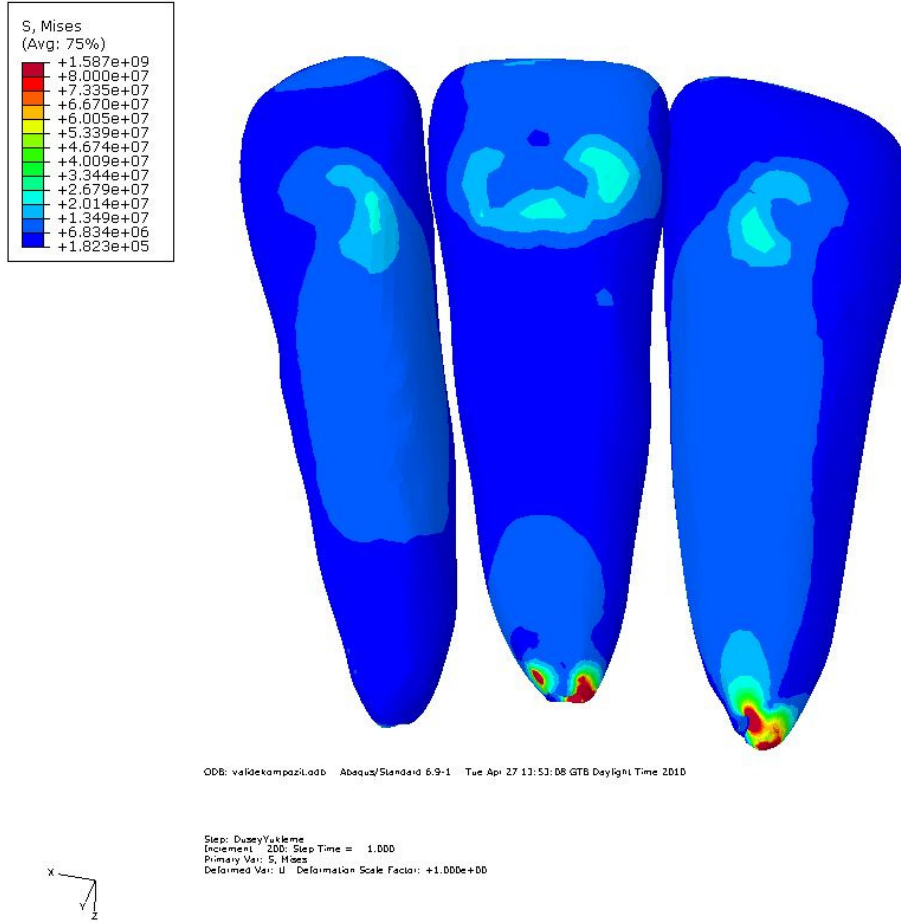
Şekil 4-40: 45° oblik kuvvetler altında kompozit splint grubundaki yer değıştirme miktarı

Dikey kuvvetler altında vestibül yönden incelemede maksimum gerilmeler kompozit splintin dişlerin arayüzlerine bakan yüzeylerinde gözlenmiştir (Şekil 4-41).



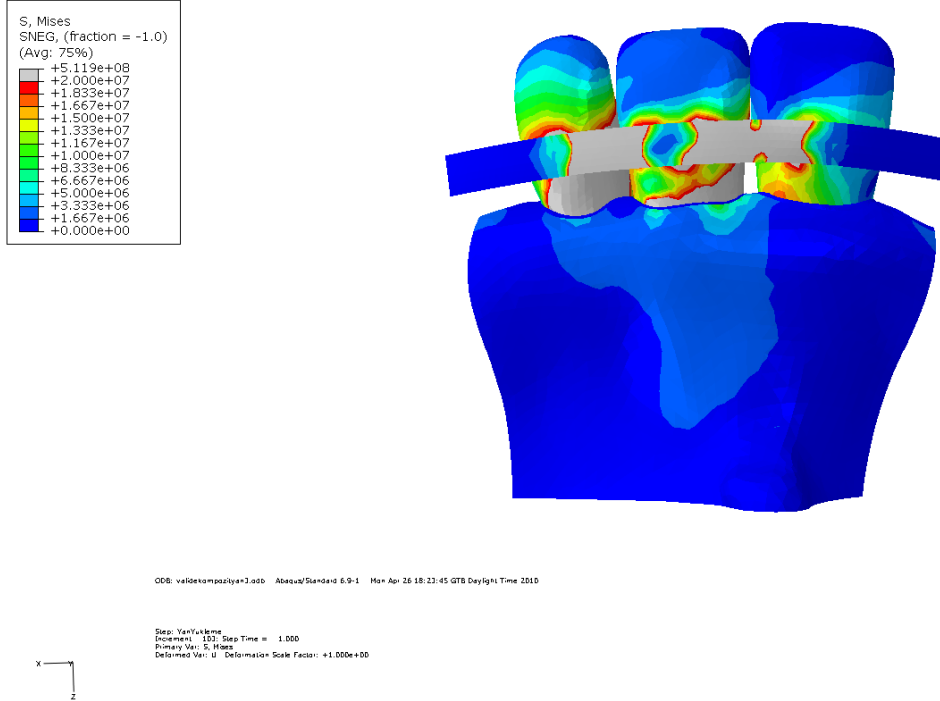
Şekil 4-41: Dikey kuvvetler altında kompozit splint grubundaki gerilme miktarlarının vestibülden görünüşü

Diş yüzeylerinde ise lüksasyonun simüle edildiği dişin kök ucuna yakın bölgede gerilmelerin yoğunlaştığı gözlenirken komşu dişlerde ise santral dişte daha geniş alanda olmak üzere koleye yakın bölgelerde yoğunlaştığı gözlenmiştir (Şekil 4-42).



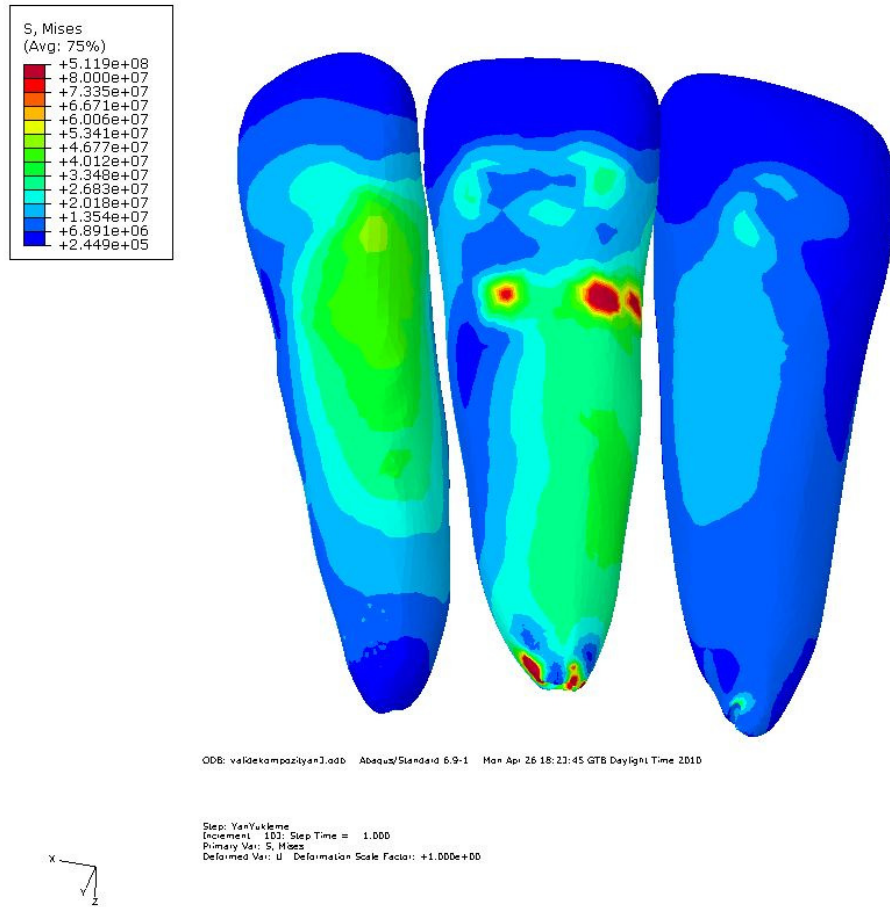
Şekil 4-42: Dikey kuvvetler altında kompozit splint grubundaki gerilmelerin diş yüzeylerindeki dağılımının vestibülden görünümü

45° oblik kuvvet altında vestibül yönden incelemede maksimum gerilmelerin kompozit splintin dişlerin arayüzlerine bakan yüzeylerinde dağıldığı gözlenmiştir (Şekil 4-43).



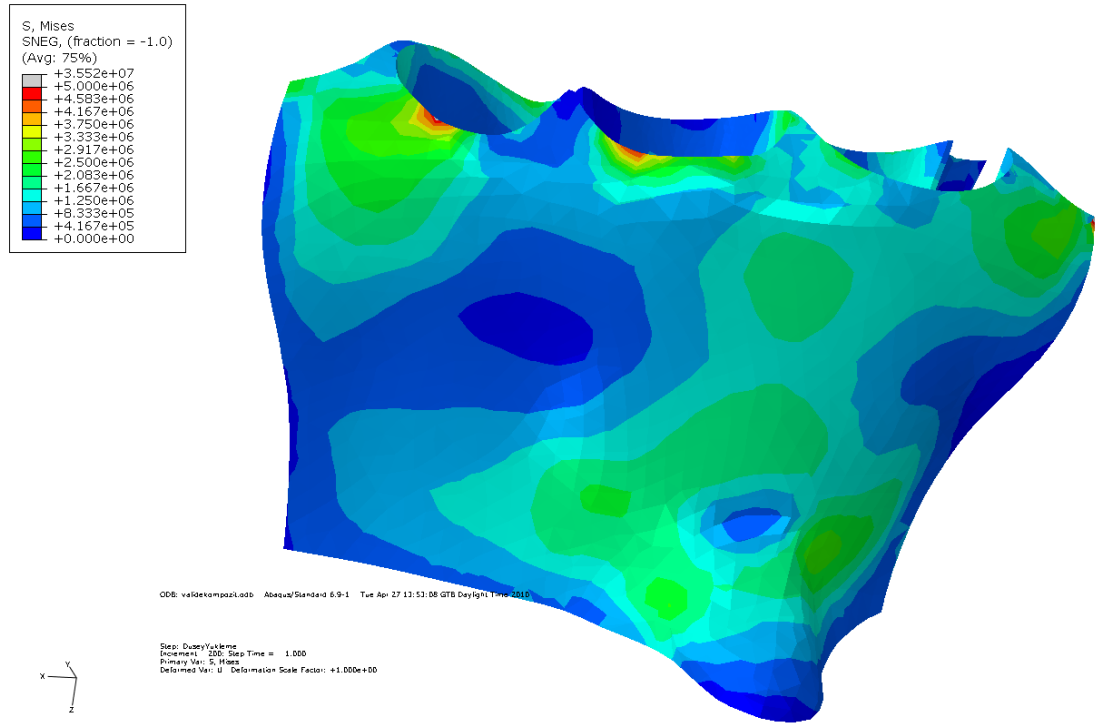
Şekil 4-43: 45° oblik kuvvetler altında kompozit splint grubundaki gerilme miktarlarının vestibülden görünüşü

Diş yüzeylerinde ise lüksasyonun simüle edildiği dişin kök yüzeyi boyunca gerilmelerin yoğunlaştığı gözlenirken, komşu dişlerde ise lateral dişte daha geniş alanda olmak üzere koleye yakın bölgelerde dağıldığı gözlenmiştir. Apikal bölgede ise lüksasyonun simüle edildiği dişte komşu dişlere göre daha fazla gerilme saptanmıştır. Fakat bu değerler kök yüzeyi ve kole bölgelerinden daha düşüktür (Şekil 4-44)



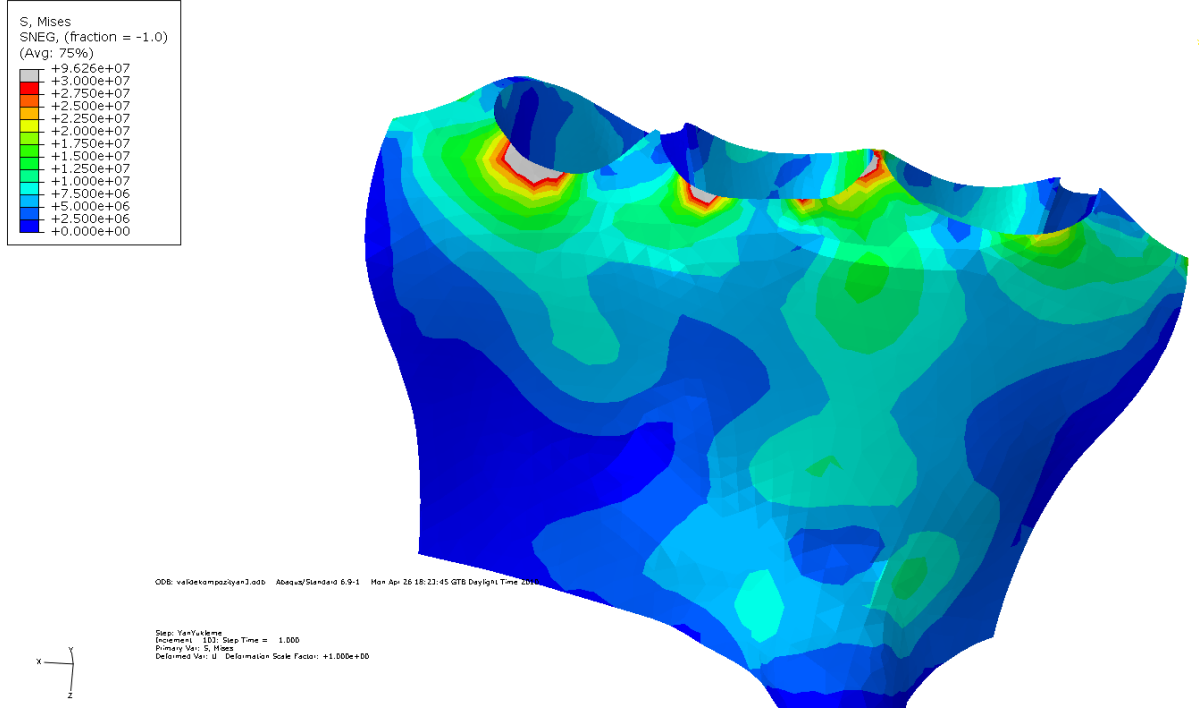
Şekil 4-44: 45° oblik kuvvetler altında kompozit splint grubundaki gerilmelerin diş yüzeylerinde dağılımı

Dikey kuvvetler altında kemik dokusundaki gerilme dağılımları vestibül yönden incelendiğinde gerilmelerin lüksasyonun simüle edildiği dişin ve sağlıklı lateral dişin kolesine komşu kemik dokusunda orta seviyelerde ve sağlıklı santral dişe göre daha geniş alanda yoğunlaştığı gözlenmiştir (Şekil 4-45).



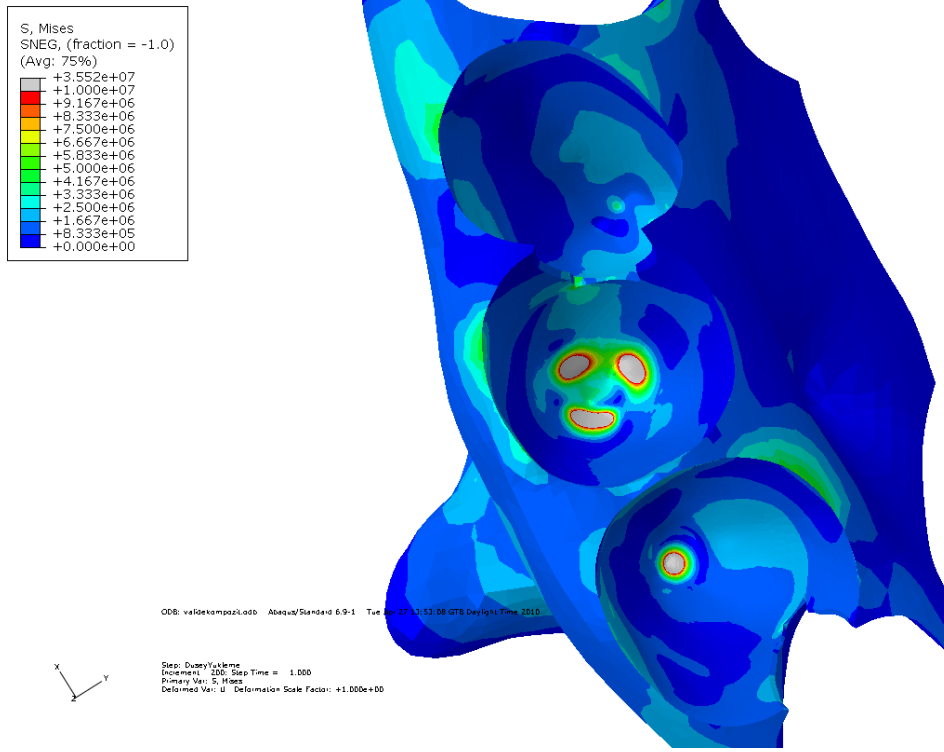
Şekil 4-45: Dikey kuvvetler altında kompozit splint grubundaki gerilmelerin kemik dokusunda dağılımının vestibülden görünümü

45° oblik kuvvetler altında kemik dokusundaki gerilme dağılımları vestibül yönden incelendiğinde gerilmelerin tüm dişlerin kolesine komşu kemik dokusunda yoğunlaştığı gözlenmiştir (Şekil 4-46).



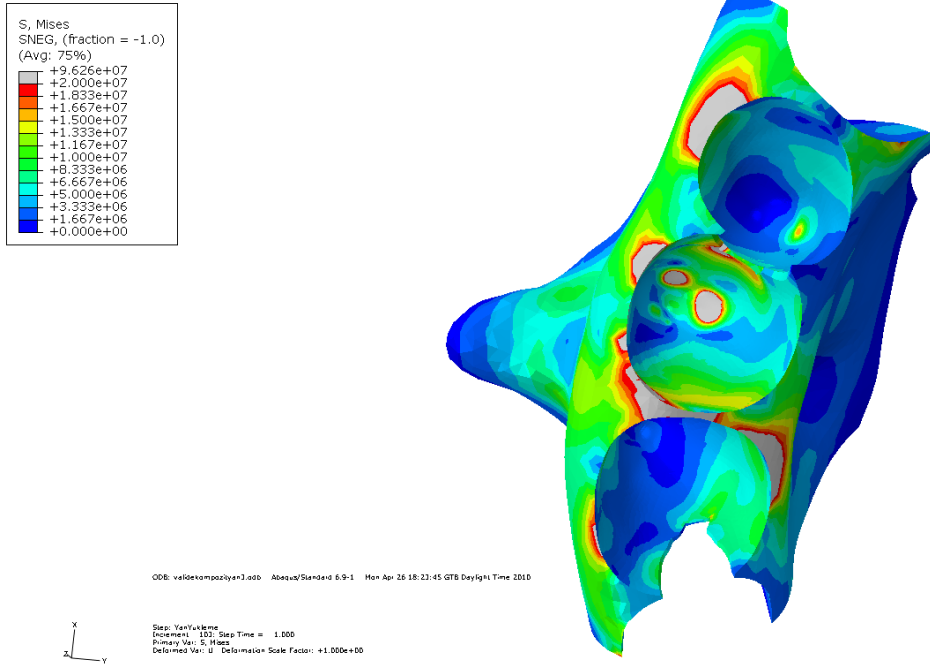
Şekil 4-46: 45 °oblik kuvvetler altında kompozit splint grubundaki gerilmelerin kemik dokusundaki dağılımının vestibülden görünümü

Dikey kuvvetler altında kemik dokusundaki gerilme dağılımları apikal bölgede incelendiğinde gerilmelerin lüksasyonun simüle edildiği dişin kök ucuna komşu alveol kemiğinde yoğunlaştığı gözlenmiştir. Lüksasyonun simüle edildiği santral dişin kök ucundaki gerilme değerleri ise splintin bağlandığı her iki komşu dişe göre daha fazladır(Şekil 4-47).



Şekil 4-47: Dikey kuvvetler altında kompozit splint grubundaki gerilmelerin kemik dokusunda dağılımı

45° oblik kuvvetler altında kemik dokusundaki gerilme dağılımları apikal bölgede incelendiğinde gerilmelerin lüksasyonun simüle edildiği dişin kök ucuna komşu alveol kemiğinde yoğunlaştığı gözlenmiştir. Lüksasyonun simüle edildiği santral dişin kök ucundaki gerilme değerleri ise splintin bağlandığı her iki komşu dişe göre daha fazladır(Şekil 4-48).



Şekil 4-48: 45° oblik kuvvetler altında kompozit splint grubundaki gerilmelerin kemik dokusunda dağılımı

3. TARTIŞMA

Travmatik yaralanmaların tedavisinde splintler önemli bir yer tutmaktadır [1]. Splintleme metodu, süresi ve rijitliği iyileşmeyi doğrudan etkilemektedir. Uzun süreli veya rijit splint uygulamasıyla dış kök rezorpsiyonları, ankiloz ve diş kayıpları gibi komplikasyonların görülme sıklığı artmaktadır [3, 11]. Bu durumlar splintin rijit tutuculuğu nedeniyle dişlerin fizyolojik hareketliliğine izin veren kuvvetleri aşması sonucu ortaya çıkmaktadır. Bu komplikasyonların engellenebilmesi için dişlerin fizyolojik hareketliliğine izin veren splint tiplerinin tercih edilmesi gerekmektedir. Yayımlanan literatürlerde geçmişte sıkça kullanılan ligatür teli ile splintleme işleminin terkedilme sebebinin, bu tip komplikasyonlar olduğu görülmektedir [7, 52]. Son yıllarda geliştirilen yeni splint çeşitlerinin dişlerin fizyolojik hareketlerine izin vermesi, üretici firmalar ve klinisyenler tarafından ön planda tutulan bir özellik olmuştur. Bu amaçlarla çalışmamızda travmatik yaralanmalarda dişleri stabilize ederek iyileşmesini sağlamak için günümüzde uygulanan modern ve geleneksel splint çeşitleri kullanılmıştır. Son yıllarda geliştirilen Titanyum travma splinti ve Ribbond fiber splint ile geleneksel olarak kullanılan kompozit splint ve tel kompozit splintinin çiğneme kuvvetleri altında diş ve çevre destek dokularında meydana getirdiği stres dağılımları ve rijitlikleri fotoelastik stres analizi ve sonlu elemanlar yöntemi ile karşılaştırarak incelenmiştir.

Travmatik yaralanmalar çoğunlukla ön bölge dişlerinde özellikle üst çenede santral dişlerde ve daha az sıklıkla alt çene santral ve üst çene lateral dişlerinde görülmektedir. Diş yaralanmaları genellikle tek diş etkilemektedir. Ancak spor ve taşıt kazaları gibi ciddi durumlarda çok sayıda diş de etkilenmektedir [3]. Splint metodlarının karşılaştırıldığı araştırmalarda genellikle akrilik reçine modeller ve bu modellerin üst çene keser dişleri kullanılmıştır [6, 7, 26]. Bunun yanısıra von Arx ve ark. [30] gönüllü denekler üzerinde yaptıkları çalışmalarında travma görmemiş üst çene sağlıklı dişlerini, Berthold ve ark.[26] ise diseksiyonla çıkarılmış koyun çenelerinin keser dişlerini kullanarak splint materyallerini uygulamışlardır. Cengiz ve ark. [22] yaptıkları çalışmalarında çekilmiş insan diş ve epoksi reçine model kullanmışlardır. Yaptığımız çalışmamızda bölgesel olarak en fazla travmaya maruz kalan diş grubu olması sebebiyle üst çene keser dişleri tercih edilmiştir. Böylece elde edilen sonuçlar ile diğer

araştırmaların sonuçları arasında yorum yapılabilmesi amaçlanmıştır. Çalışmamızın fotoelastik stres analizi bölümünde kullandığımız dişler ve model epoksi reçine (3ДБ-М Rus Bilimleri Araştırma Merkezi, Rusya) esaslı optik hassas malzemenen hazırlanmıştır. Bunun sebebi, bu malzemenin kuvvet uygulamasına bağlı olarak oluşan gerilme alanları üzerinde hassas değerlendirme yapılabilmesine imkan sağlamasıdır. Çalışmamızda ayrıca çekilmiş insan dişleri yerine epoksi reçineden hazırlanmış üç boyutlu dişler üzerinde de oluşan gerilme alanlarının incelenebilmesine olanak sağlanmıştır. Çünkü fonksiyonel kuvvetler altında dişler üzerinde de gerilmeler oluşmaktadır ve bunların da gözlenmesi gerekmektedir. Bilindiği gibi her travma vakası sadece lüksasyonla sonuçlanmayabilir, dişlerde kırık da oluşabilmektedir. Dişlerin kole bölgelerine gelen kuvvetler, kırık parçalarının deplasmanına ve iyileşme komplikasyonlarına yol açabilmektedir.

Çalışmamızın sonlu elemanlar analizi ile gerilme analizinin yapıldığı bölümünde de, fotoelastik analiz yöntemi için oluşturulan modele paralel olarak karşılaştırma yapabilmek için üst çene keser dişler kullanılmıştır. Modelin programda oluşturulabilmesi için bilgisayarlı tomografiden elde edilen görüntülerden faydalanılmıştır. Son dönemde yapılan çalışmalarda çene kemiğinin gerçek boyutlarda simüle edilebilmesi için bilgisayarlı tomografi görüntüleri tercih edilmektedir[35, 37, 53]. Bu yöntemde bilgisayar ortamında oluşturulan model 3 boyutludur.3 boyutlu model tercih edilmesinin sebebi, 2 boyutlu modeller ile daha detaylı sonuçlar elde edilememesi ve 3. boyutun oluşabilecek gerilme değerlerini daha iyi yansıtmasıdır [37]. Sonlu elemanlar yöntemi ile oluşturulan modelde gerçek duruma yakın sonuçlar elde edebilmek için kortikal kemik, spongios kemik, periodontal ligament,kök kanalı, dentin,mine ve sement ayrı ayrı modellenmiş ve birbirine entegrasyonu sağlanmıştır.

Fotoelastik stres analizi yönteminde, dişler ve alveol kemiği ilişkisine yakın bir formasyon oluşturulabilmesi amacıyla, epoksi reçine model üzerinde oluşturulmuş alan alveol soketi ile diş arasına silikon yerleştirilmiş ve bu sayede periodontal membran taklit edilerek, dişlerin alveol soketinde fizyolojik diş hareketine benzer şekilde hareket etmesi sağlanmıştır [7, 22]. Halbuki akrilik reçine modellerde yapılan diğer çalışmalarda [6, 7, 26] periodontal ligamenti taklit eden bir materyalin kullanılmaması ve fizyolojik diş hareketinin sağlanamamasının bir dezavantaj teşkil ettiği düşünölmüştür. Bizim çalışmamızın fotoelastik analiz bölümünün dezavantajı ise deney

modelimizin hazırlanması aşamasında, model üç boyutlu olarak hazırlandığında istenilen gerilme dağılımı görüntülerini elde edemememiz olmuştur. Bu yüzden gerilme dağılımlarının net izlenebilmesi amacıyla model iki boyutlu olarak hazırlanmış, gerçek çenedeki gerilme dağılımlarının daha iyi yorumlanabilmesi için sonlu elemanlar analizinde kullanılan bilgisayar ortamında hazırlanan simulasyondan faydalanılmış ve bu dezavantaj kısmen ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır.

1970'lere kadar, travmaya maruz kalan dişlere uygulanan splintleme yöntemlerinde, çene kırıklarında uygulanan ark bar ve ligatür tel gibi splint materyalleri kullanılmıştır. Bu dönemlerde daha uygun splint materyallerinin olmamasının yanısıra, iyileşme mekanizmasında iyi bilinmemekteydi. Buonocure tarafından adeziv tekniklerin uygulamaya konmasıyla splintleme metodlarında da adeziv teknik kullanılmaya başlanmıştır [3, 26]. Periodonsiyum ve pulpanın iyileşme mekanizması üzerine splintin etkilerinin görülmesiyle fizyolojik diş hareketliliğine izin veren splint materyal ve metodları da geliştirilmiştir.

Modern diş hekimliğinde yeni bir çok splint materyali geliştirilmiştir ve bu materyallerin kullanıldığı metodlar çeşitli araştırmalarda karşılaştırılmıştır [1, 4, 6, 7, 16, 22, 24, 26, 30, 32, 33, 52, 54, 55]. Bu araştırmalarda tel kompozit splint, [4, 6, 7, 22, 30, 52, 54], kompozit splint [7, 22, 26, 30, 52], braket splint [7, 26, 30, 52] schuchardt splinti [6, 26], TTS [7, 22, 26, 32, 52, 56] polietilen fiber (Ribbon) [7, 22, 33] gibi splintler kullanılmıştır.

Çalışmamızda travmaya maruz kalan dişlere uygulanan splint materyallerinden tel-kompozit splint, kompozit splint, fiber splint ve TTS kullanılmıştır. Fiber splint ve TTS yeni geliştirilmiş sistemlerdir. TTS, hasta konforunu ve hekimin uygulama kolaylığını arttıran yeni tasarlanmış bir tekniktir [1, 9, 32] Diş konturlarına rahatça adapte edilebilir. Romboit açıklıklar daha az miktarda kompozit kullanılmasını sağlar bu da fiksasyonu kolaylaştırmaktadır. TTS' in romboit yapısı fleksibl olmasını sağlayarak fizyolojik diş hareketlerine izin vermektedir.

Ribbon fiber kolay adapte edilebilir, biyouyumlu, ve translusentdir. Dayanıklılığı ve sağlamlığını artırmak için özel çapraz örgü sistemiyle yüksek moleküler ağırlıklı polietilen liflerden üretilmiştir. Fiber splintler, uygulama kolaylığı,

estetik olması ve biyouyumlu olması, kırılması durumunda tamirinin kolay olması gibi nedenlerle çalışmamızda tercih edilmiştir.

Kompozit splintin uygulanması kolaydır , stabiliteleri yüksektir ve estetiklerdir. Ancak materyalin kırılma olmasından dolayı interdental alanlarda kırılabilir. Asitlenmiş mineye kuvvetli bağlanmasına bağlı olarak diş dokusuna zarar vermeden uzaklaştırmak zordur. İnterdental aralıkları da tamamen kapadığından dolayı hastaya daha fazla sıkıntı vermektedirler [6]. Dudak ve yanağı irrite edebilirler, temizlenmeleri zordur.

Tel kompozit splint, kliniklerde kolayca bulunabilen ve sıkça tercih edilen splintlerdir. Labial yüzde interdental alanlara kompozit eklenmesiyle veya telin çapının değiştirilmesiyle kolayca rijit bir splinte modifiye edilebilir.

Günümüze kadar yapılan araştırmalarda travmatik yaralanmalarda kullanılan splintler, dişetine ve dudaklara yaptıkları irritasyon, diş hassasiyeti, konuşma, yemek yeme ve oral hijyen üzerine etkileri [52], dişin vertikal ve horizontal olarak hareketliliğine izin vermeleri, rijitlikleri [7, 24, 54] ve diş ve çevre dokularda meydana getirdikleri stres dağılımı [22] açısından değerlendirilmiştir. Bu karşılaştırmaların yapılabilmesi için Periotest cihazı, Mühlemann periodontometresi [26, 54], fotoelastik stres analizi [22], üniversal test cihazı [7], gerinim ölçme analizleri [24], baskı kuvveti uygulayan cihazlar kullanılmıştır.

Oikarinen ve ark. [54] ve Berthold ve ark. [26] çeşitli splintlerin rijitliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında “Periotest cihazı” ve “Mühlemann periodontometresi” kullanmışlardır. Mühlemann periodontometresi ve periotest cihazı dişlerde labiolingual yönde oluşan yer değişimini ölçmektedirler. Periotest cihazı, uç kısmının dişler üzerine ilk darbesinden sonra dişlerin aynı uca tekrar temas etmesi arasında geçen sürenin ölçümü esasına dayanarak çalışmaktadır.

Oikarinen'in [6] splintlerin fleksibilitelerini karşılaştırdığı bir diğer çalışmada baskı kuvveti uygulayan çalışma için hazırlanmış özel yapım test cihazı kullanılmıştır. Artan basınçlarla belirli bir mesafeden baskı kuvveti uygulanarak diş hareketliliği değerlendirilmiştir.

Mazzoleni ve ark.[7] farklı splint tiplerinin fleksibilitelerini karşılaştırdıkları çalışmalarında universal test cihazını kullanmışlardır. Dişler üzerine dikey 0-50 N, 45° oblik 0-30 N kuvvet uygulamışlardır.

Cengiz ve ark. [22] farklı splint tiplerinin travmaya maruz kalan diş ve çevresinde meydana gelen gerilme dağılımlarını inceledikleri çalışmalarında fotoelastik stres analizi yöntemini kullanmışlar ve dişlere 100 N'luk dikey ve 45° oblik kuvvet uygulamışlardır.

Çalışmamızda incelediğimiz splint çeşitlerinin diş ve çevre dokularda oluşturdukları stres dağılımları fotoelastik stres analizi ve sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir. Çalışmamızda diğer araştırmacıların kullandığı yöntemler yerine fotoelastik stres analizini tercih etmemizin en önemli sebeplerinden biri bu yöntem ile karışık yapılar içinde oluşan stres birikimlerinin ışık taslakları halinde gözle görülebilir hale dönüştürülebilmesidir [41, 57]. Bu sayede analiz yapılabilmesinin yanısıra görsellik de elde edilebilmektedir. Araştırılan modelin yüzeyinde ve hacminde istenilen kesitte gerilme ve deformasyon alanlarının bulunabilmesi, gerilmenin biriktiği bölgelerde detaylı ölçüm yapılabilmesi, yüksek hassasiyet ve sonuçların güvenilirliği, ölçümlerin ve elde edilmiş verilerin işlemlerinin basitliğinden dolayı bu metod sıkça tercih edilen ve uygulanan yöntemlerdendir [43, 58]. Ancak bu yöntemin bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Fotoelastik malzemeden oluşturulan modelin, taklit edilen karmaşık geometrideki yapıyı temsil edecek kadar ayrıntılı yapılandırılmaması nedeniyle analizinde gerçeğe yakın sonuçlar elde edilemeyebilmektedir. Bu yüzden çalışmamızda bu yöntemle elde ettiğimiz sonuçların, karmaşık diş ve kemik geometrisini bilgisayar ortamında simulasyonunun yapılabilirdiği sonlu elemanlar analizi ile desteklenmesi amaçlanmıştır. Sonlu elemanlar analizi diş hekimliğinde pek çok çalışmada kullanılmıştır [34, 35, 37, 59]. Bu yöntem; temel olarak hesaplanması zor olan karmaşık bir problemin, bölümlere ayrılarak hesaplanmasının kolay hale getirilmesinin ardından çözümlenmesi prensibine dayanmaktadır. Gerilme, gerilme ve yer değiştirmelerin duyarlı bir şekilde hesaplanabilmesi, modeller ve uygulanan kuvvetler üzerinde istenilen değişikliklerin yapıp, analizlerin pek çok kez tekrarlanabilmesi, geometrik açıdan karmaşık olan yapılar için kullanılabilmesi, oluşturulan modelin fiziksel özelliklerini yansıtabilmesi, karmaşık yapılarda, analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuç vermesi gibi pek çok avantajları vardır [35, 37,

38]. Sayılan bu avantajlarından dolayı ve splintlerin karşılaştırıldığı çalışmalarda sonlu elemanlar analizinin daha önce kullanılmamış olması, çalışmamızda bu yöntemi tercih etmemizin sebebi olmuştur. Ancak bu yöntemin de bazı dezavantajları mevcuttur. En önemli dezavantaj, doğal yapıların taklit edilebilmesi amacıyla dokuların farklı noktalarında değişkenlik gösteren değerlerin sabit kabul edilmesidir [36]. Kemik viskoelastik, anizotropik yapıda ve homojen değildir [41]. Travmaya maruz kalan dişin simülasyonunun yapılabilmesi için ortada yer alan santral dişin periodontal ligamentin elastisite modülüsü 3000 Pa olarak girilmiştir. Bu değer travma sırasında düştüğü bilinmemektedir. Ancak değer ne kadar olduğu bilinmemektedir [60].

Çalışmamızda dişlere dikey 150 N ve 45° oblik yönde 100 N kuvvet uygulanmıştır. Çiğneme kuvvetinin taklit edildiği pekçok çalışmada dikey kuvvetler [6, 7, 22] ve 45°'lik açı ile uygulanan oblik kuvvetler [6, 34, 44, 59, 61] kullanılmıştır. 45°'lik açı ön bölgede fonksiyon sırasında oluşan ortalama açıyı ifade etmektedir. Ön bölgede meydana gelen çiğneme kuvvetleri 100 N ile 200 N arasında değiştiği bildirilmiştir [62]. Biz de çalışmamızda uyguladığımız kuvvet miktarlarını belirtilen değer aralığında olan 100 ve 150 N olarak seçtik.

Cengiz ve ark. [22] yaptıkları çalışmada Ribbond fiber splint, TTS ve tel kompozit splintleri oluşturdukları stres dağılımı bakımından fotoelastik stres analizi ile karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında pleksiglas materyalinden hazırlanmış bir model ve üzerine yerleştirilen çekilmiş sol üst santral, lateral ve kanin insan dişleri kullanmışlardır. Splintlerin uygulanmasının ardından travmaya maruz kaldığı düşünülen lateral dişin çevresinde dikey ve 20° oblik kuvvetler altında oluşan stresleri incelemişlerdir. Elde edilen bulgularda dikey yükleme altında en uygun sonuçlar ribbond fiber splint grubunda en olumsuz sonuçlar tel kompozit splint grubunda gözlemlenirken TTS'in stres azaltma üzerine etkisini olmadığı belirtilmiştir. Oblik kuvvetler altında elde edilen bulgularda da en iyi sonuçlar TTS ve ribbond fiber splint grubunda gözlenmiştir. Çalışmada tel kompozit splint grubunda elde edilen olumsuz sonuçların telin oldukça yüksek elastiklik modülüsüne sahip olmasından dolayı olabileceğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar yüksek elastiklik modülünün materyalin rijitliğini artırdığını ve bu rijitlik sebebiyle dişlerin fizyolojik hareketliliğini engellediğini ve sonuçlara olumsuz yansıdığını belirtmişlerdir. Bunun yanında TTS ve ribbond fiber splintin kuvvetler altında elastik özellik gösterip, gelen kuvvetleri

paylaşarak dağıttığını ve rijit olmamaları sebebiyle de stres dağılımları bakımından olumlu sonuçlar gösterdiklerini bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da dikey kuvvetler altında fotoelastik stres analizi ile oluşan asal gerilme farkları hesaplanıp değerlendirildiğinde Cengiz ve ark.nın [22] bulgularına benzer bulgular gözlenmiştir. Çalışmamızda dikey kuvvetler altında en düşük gerilme dağılımları TTS ve ribbond fiber splint gruplarında gözlenmiş ve aynı bulgular sonlu elemanlar yöntemi ile elde edilen bulgularla desteklenmiştir. Çalışmamızda hem dikey hem oblik kuvvetler altında her iki stres analizinde de elde edilen bulgularda tel kompozit splint ve kompozit splint uygulanan modellerde daha yüksek gerilme gözlenmesi bu splintlerin rijit olduğunu düşündürmüştür. Kompozit splint grubunda elde edilen olumsuz bulguların, kompozitin dişlerin interdental aralıklara tutunmasına bağlı olduğu da düşünülmektedir. Klinikte de bilindiği gibi bu tip splintlerde en fazla kırılma interdental aralıklarda görülmektedir [7]. Çalışmamızda sonlu elemanlar analizinden elde edilen bulgular incelendiğinde kompozit splint grubu hariç tüm gruplarda splintin yapıştırıldığı alanlarda gerilmelerin homojen olarak dağıldığı görülmüştür. Kompozit splint grubunda ise gerilmelerin splint üzerinde dişlerin arayüzlerine bakan kısımlarında yoğunlaşması bu splintin dikey ve oblik kuvvetler karşısında kırılma nedenini doğrulamaktadır. Tel kompozit splint grubundan elde edilen olumsuz sonuçlar da ortodontik çelik telin yüksek elastiklik modulusuna sahip olmasına bağlanmıştır.

Mazzoleni ve ark. [7] üst çene reçine modelde TTS, ribbond fiber splint, tel kompozit splint, kompozit splint ve braket splintin fleksibilitelerini karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında Universal test cihazı ile dikey 0-50 N ve 45° oblik 0-30 N arası artan kuvvetler uygulayarak dişlerin pozisyonunu değiştirmek için gerekli enerjiyi ölçmüşlerdir. Enerji düzeyinin yüksek olması ile splint materyalinin rijitliği arasında pozitif korelasyon kurulmuştur. Kompozit splint, dikey yükler altında en yüksek enerjiyi gösterirken, kompozit ve tel kompozit splint 45° oblik kuvvetler altında en yüksek enerji değerlerini göstermiştir. Her iki yönde de uygulanan kuvvetler altında en düşük enerji değerlerini TTS ve Ribbond fiber splint grubunda gözlemişlerdir. Buna göre TTS ve Ribbond fiber splinti çalışmada kullanılan en fleksibl malzemeler olarak belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da her iki stres analizi ile elde edilen sonuçlar ile Mazzoleni ve ark.'nın çalışmalarının sonuçları yöntemler farklı olsa da birbirine uyum göstermektedir.

Berthold ve ark. [26] akrilik reçine model üzerinde Periotest cihazı ile çeşitli splint tiplerinin vertikal ve horizontal diş hareketliliği üzerine etkilerini karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında 4 farklı markadan yapılmış kompozit splint, 0.45 mm çok sarmallı tel, 0.41×0.41 mm. dikdörtgen tel, 0.8×1.8 genişliğinde 3 sarmallı tel kompozit splint, titanyum halka splint, TTS, braket splint ve 2 farklı schuchardt splinti kullanmışlardır. Splintler akrilik reçine model üzerine yerleştirilmiş üst çene kanin-kanin arası akrilik dişler üzerine uygulanmış ve santral dişlerin travmaya maruz kaldığı düşünülmüştür. Travmaya maruz kaldığı düşünülen dişlerde vertikal yönde en yüksek splintleme etkisi kompozit splint gruplarında, en düşük splintleme etkisi ise 0.45 ve 0.41×0.41 tel kompozit splint grubunda gözlenmiştir. Horizontal yönde en yüksek splintleme etkisi yine kompozit splint gruplarında, en düşük splintleme etkisi ise TTS ve 0.45 mm çok sarmallı tel gruplarında gözlenmiştir. Kompozit splintlerin hem vertikal hem de horizontal diş hareketliliğini önlediği vurgulanmıştır. Bu çalışmadan elde edilen kompozit splintler ve TTS gruplarına ait bulgular, çalışmamızda farklı metodoloji kullanılmış olsa da elde ettiğimiz bulgularla örtüşmektedir.

Oikarinen ve ark.'nın [54]fleksibl tel kompozit splint, rijit tel kompozit splint,fiber splint, akrilik splint, geçici akrilikten yapılan splint, keklar splint ve geçici kompozit materyalinden yapılan splint çeşitlerinin rijitliklerini periotest cihazı ve Mühlemann periodontometresi kullanarak karşılaştırdıkları çalışmalarından elde ettikleri sonuçlara göre; rijitlik açısından tel kompozit splint en olumsuz sonuçlar gösterirken fiber splint en iyi sonuçları vermiştir. Çalışmamızda rijitlik açısından en olumsuz özellik gösteren splintin tel kompozit ve kompozit splint olduğu, fizyolojik diş hareketlerine imkan tanıyan splint çeşitlerinin de TTS ve fiber splint olduğu tespit edilmiştir. Bu çalışmada elde edilen bulgular da çalışmamızdan elde ettiğimiz bulgularla uyusmaktadır.

Tel kompozit splintler her ne kadar çalışmamızda ve diğer çalışmalarda [7, 54] rijit olarak düşünüldüyse de daha rijit splint çeşitleriyle kıyaslandığı bazı çalışmalarda vertikal hareketliliğe göreceli olarak izin verdiği saptanmıştır [54]. Oikarinen ve ark. [6] ark bar splint, schuchardt splint ve 0.3, 0.4, 0.5 mm çapındaki tel kompozit splintleri test cihazı ile dikey, oblik yönde 10° ve 45° basınç uygulayarak, vertikal ve horizontal hareketliliğe etkilerini karşılaştırmışlar ve 0.3 ve 0.4 mm kalınlığındaki tel kompozit

splint ve ark bar splintin vertikal hareketliliğe izin verdiğini, schuchardt splintin minimal hareketliliğe izin verdiğini göstermişlerdir.

Filippi ve ark. [52] splintleri 10 gönüllü üzerinde rahatlık yönünden karşılaştırdıkları çalışmalarında tel kompozit splint, braket splint, akrilik reçine splint ve TTS'i kullanmışlardır. Her bir gönüllü splintleri hergün verilen skalalı formlar üzerinde yemek yeme ve konuşma üzerine etkileri, dişlerde oluşturdukları hassasiyet, dişeti ve dudaklarda oluşturdukları irritasyon yönünden değerlendirmişlerdir. Konuşma ve dişetine irritasyon açısından aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken, braket splintin, tel kompozit ve kompozit splinte göre diş ve dudak hassasiyetine ilk günde daha fazla hassasiyete sebep olduğu görülmüştür. Konuşma üzerine etkileri incelendiğinde braket splintin 1. günde konuşmayı olumsuz yönde etkilediği gözlenmiştir. Ağız hijyenini olumsuz olarak en çok etkileyen splintin akrilik reçine splint olduğu görülmüştür.

Çalışmamızın fotoelastik stres analizi bölümünden elde ettiğimiz bulgulardan çıkarılan sonuçlar genel olarak değerlendirildiğinde;

Dikey kuvvetler altında modelde oluşan şerit değerleri incelendiğinde tüm splint tipleri içinde en düşük şerit değerleri TTS grubunda gözlenmiş, bunu sırasıyla Ribbond fiber, tel kompozit ve kompozit grubu takip etmiştir.

45° oblik kuvvetler altında modelde oluşan şerit değerleri incelendiğinde tüm splint tipleri içinde en düşük şerit değerleri yine TTS grubunda gözlenmiş ve bunu sırasıyla Ribbond fiber, tel kompozit ve kompozit grubu takip etmiştir. Yani TTS'in, dikey ve oblik kuvvetler altında diş ve çevre dokularda en az gerilme oluşturarak kullandığımız splint çeşitleri içinde en fleksibl splint olduğu belirlenmiştir. Bunu sırasıyla Ribbond fiber, tel kompozit ve kompozit splint grubu izlemiştir.

Çalışmamızın sonlu elemanlar yöntemi bölümünden elde ettiğimiz bulgulardan çıkarılan sonuçlar genel olarak değerlendirildiğinde;

Dikey kuvvetler altında splint uygulanan dişlerde meydana gelen yer değiştirme miktarı incelendiğinde en fazla yer değiştirme miktarı TTS ve Ribbond fiber splint grubunda gözlenmiştir. Bunları sırasıyla kompozit ve tel kompozit splint grubu

izlemiştir. Diğer bir deyişle TTS ve Ribbond fiber splintin gelen kuvvetler karşısında dişlerin fizyolojik hareketine daha çok izin verdiği görülmüştür. Bu bulgular TTS ve Ribbond fiber splintin kullandığımız diğer splint tiplerine göre daha fleksibl olduğunu göstermektedir. Gerilme dağılımları incelendiğinde tel kompozit splint grubunda diğer splint çeşitlerine göre maksimum gerilme değerlerinin daha az alanda olduğu gözlenmiş, tel kompozit splintin en rijit splint olduğu düşünülmüştür.

45° oblik kuvvetler altında splint uygulanan dişlerde meydana gelen yer değiştirme miktarı incelendiğinde en fazla yer değiştirme miktarı Ribbond splint grubunda gözlenmiştir. Bunu sırasıyla TTS, tel kompozit, kompozit grupları izlemiştir. Gerilme dağılımları incelendiğinde tüm gruplar arasında bir farklılık görülmemiştir.

Çalışmamızda fotoelastik stres analizi ile sonlu elemanlar yönteminden elde edilen bulguların birbirini destekler nitelikte uyum sağladığı görülmektedir. Sonuç olarak diş hekimliği kliniklerinde geleneksel olarak kullanılan kompozit ve tel kompozit splintler yerine splintleme sırasında dişlerin fizyolojik hareketine imkan tanıyan daha fleksibl modern splintlerin tercih edilmesi gerekliliği ortaya konmuştur. Bu sayede rijit splintlemenin oluşturabileceği postoperatif komplikasyonların da önüne geçilebilir. Bu tip çalışmalar lüksasyon yaralanmalarının yanısıra kuron kırığı ve kuron-kök kırığı gibi vakalarda da tekrar edilerek bu splint çeşitlerinin güvenilirliği test edilebilir.

KAYNAKLAR

1. von Arx T., Splinting of traumatized teeth with focus on adhesive techniques. *J Calif Dent Assoc* 2005; 33(5): 409-14.
2. Kocatürk U., Açıklamalı Tıp Terimleri Sözlüğü. 1991.
3. Andreasen J., Andreasen F., and Andersson L. Textbook and Color Atlas of Traumatic Injuries to the Teeth 4th edition ed. 2007, Blackwell Publishing Ltd.: Oxford, UK.
4. Oikarinen K., Tooth splinting: a review of the literature and consideration of the versatility of a wire-composite splint. *Endod Dent Traumatol*, 1990;. 6(6): 237-50.
5. Nasjleti C.E., Castelli WA., Caffesse RG, The effects of different splinting times on replantation of teeth in monkeys. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1982; 53(6): 557-66.
6. Oikarinen K., Comparison of the flexibility of various splinting methods for tooth fixation. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 1988; 17(2): 125-7.
7. Mazzoleni S., Meschia G, Cortesi R, Bressan E, Tomasi C, Ferro R, Stellini E. , In vitro comparison of the flexibility of different splint systems used in dental traumatology. *Dent Traumatol*, 2010; 26(1): 30-6.
8. Ramos-Jorge ML., Peres MA, Traebert J, Ghisi CZ, de Paiva SM, Pordeus IA, Marques LS, Incidence of dental trauma among adolescents: a prospective cohort study. *Dent Traumatol*, 2008; 24(2): 159-63.
9. Dewhurst SN, Mason C, Roberts GJ. Emergency treatment of orodental injuries: a review. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 1998; 36(3): 165-75.
10. Breik O. Discuss how the management of trauma to the dentition is influenced by the type and severity of injury. *Aust Endod J*, 2008; 34(3): 120-5.
11. Bakland L, Andreasen J. Dental traumatology: essential diagnosis and treatment planning *Endodontic Topics*, 2004;7: 14-34.
12. Andreasen JO., Lauridsen E, Andreasen FM. Contradictions in the treatment of traumatic dental injuries and ways to proceed in dental trauma research. *Dent Traumatol*, 2010; 26(1): 16-22.
13. Ferrazzini Pozzi, EC. von Arx T. Pulp and periodontal healing of laterally luxated permanent teeth: results after 4 years. *Dent Traumatol*, 2008; 24(6): 658-62.
14. Pelka M, Berthold C, van Waes H. Late reposition of a lateral luxated maxillary incisor with an immature apex. *Dent Traumatol*, 2009; 25(5): 550-4.
15. Andreasen FM., Zhijie Y., Thomsen BL. Relationship between pulp dimensions and development of pulp necrosis after luxation injuries in the permanent dentition. *Endod Dent Traumatol*, 1986; 2(3): 90-8.
16. Croll TP. Bonded composite resin/ligature wire splint for stabilization of traumatically displaced teeth. *Quintessence Int*, 1991; 22(1): 17-21.
17. Bruns T, Perinpanayagam H. Dental trauma that require fixation in a children's hospital. *Dent Traumatol*, 2008; 24(1): 59-64.

18. Berude JA., Hicks ML, Sauber JJ, Li SS. Resorption after physiological and rigid splinting of replanted permanent incisors in monkeys. *J Endod*, 1988; 14(12): 592-600.
19. Mandel U, Viidik A., Effect of splinting on the mechanical and histological properties of the healing periodontal ligament in the vervet monkey (*Cercopithecus aethiops*). *Arch Oral Biol*, 1989; 34(3): 209-17.
20. Barzilay I., Splinting teeth--a review of methodology and clinical case reports. *J Can Dent Assoc*, 2000; 66(8): 440-3.
21. Andreasen J. and Andreasen F. *Essentials of Traumatic Injuries to the Teeth. A step-by-step treatment guide.* 2 ed. 2000, Munksgaard Copenhagen
22. Cengiz SB, Stephan Atac A, and Cehreli ZC. Biomechanical effects of splint types on traumatized tooth: a photoelastic stress analysis. *Dent Traumatol*, 2006; 22(3): 133-8.
23. Kahler B, Heithersay GS, An evidence-based appraisal of splinting luxated, avulsed and root-fractured teeth. *Dent Traumatol*, 2008; 24(1): 2-10.
24. Prevost J, Louis JP, Vadot J, Granjon Y. A study of forces originating from orthodontic appliances for splinting of teeth. *Endod Dent Traumatol*, 1994; 10(4): 179-84.
25. Lin S, Emodi O, Abu El-Naaj I. Splinting of an injured tooth as part of emergency treatment. *Dent Traumatol*, 2008; 24(3): 370-2.
26. Berthold C, Thaler A, Petschelt A. Rigidity of commonly used dental trauma splints. *Dent Traumatol*, 2009; 25(3): 248-55.
27. Dawoodbhoy I, Valiathan A, Lalani ZS, Cariappa KM.. Splinting of avulsed central incisors with orthodontic wires: a case report. *Endod Dent Traumatol*, 1994; 10(3): 149-52.
28. Gigon S, Peron JM., [Semi-rigid bracket splinting of teeth after traumatic luxation]. *Rev Stomatol Chir Maxillofac*, 2000; 101(5): 272-5.
29. Jenner JD, Methods of splinting permanent teeth which have been subjected to trauma. *Aust Dent J*, 1973; 18(1): 1-6.
30. von Arx T., Filippi A, Lussi A. Comparison of a new dental trauma splint device (TTS) with three commonly used splinting techniques. *Dent Traumatol*, 2001; 17(6): 266-74.
31. Brown CL, Mackie IC. Splinting of traumatized teeth in children. *Dent Update*, 2003; 30(2): 78-82.
32. von Arx T, Filippi A, Buser D. Splinting of traumatized teeth with a new device: TTS (Titanium Trauma Splint). *Dent Traumatol*, 2001;17(4): 180-4.
33. Yildirim Oz G, Ataoğlu H, Kir N, Karaman AI. An alternative method for splinting of traumatized teeth: case reports. *Dent Traumatol*, 2006; 22(6): 345-9.
34. Şen, P., Çeşitli kök kanalı postlarının diş kökünde oluşturdukları streslerin in vitro olarak iki farklı yöntem (üniversal test cihazı ve FEM analizi) ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. İstanbul. 2009:
35. Çifter, M., Üst çene posterior dişlerinin mikro-implant destekli intrüzyonunda meydana gelen değişikliklerin sonlu elemanlar analiziyle incelenmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. İstanbul 2007

36. Gashi, B., Posterior maksillada yeterli kemik hacminin olmadığı durumlarda implant uygulamasında kuvvet dağılımlarının sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi, in İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. İstanbul 2009
37. Bölükbaşı N., Anterior maksillada farklı lokalizasyonlarda uygulanan dental implantların çene kemiğindeki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelenmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. İstanbul 2008
38. de Vree JH, Peters MC, Plasschaert AJ. A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structures. *J Oral Rehabil*, 1983; 10(6): 505-17.
39. Şarkalkan N., Avaluation of the bilateral C1C2 claw application to reconstitute atlantoaxial stability by using finite element method. İstanbul Technical University Institute of Science and Technology, İstanbul 2011.
40. Biyomed Eğitim ve Danışmanlık Sonlu elemanlar yöntemi nedir? Erişim 10.06.2011 <http://www.biyomed.com/femmuh/images/Image1.gif>>
41. Özkır S., Düz ve eğimli yerleştirilmiş farklı implant tasarımları üzerine yapılan sabit restorasyonların fotoelastik stres analiziyle incelenmesi Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Ankara 2007
42. Dilek M., Levhalardaki oyuklar civarında termal gerilme konsantrasyonu yüksek lisans tezi. İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul 2010.
43. Dindar S, Özbaş H, Y. Aköz, Lateral Kondansasyon Tekniği Sırasında Meydana Gelen Gerilme Dağılımlarının Fotoelastik Yöntemle İncelenmesi İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 1992. 26(1): p. 51-55.
44. Topbasi B, Gunday M, Bas M, Turkmen C.. Two-dimensional photoelastic stress analysis of traumatized incisor. *Braz Dent J*, 2001; 12(2): 81-4.
45. Caputo A, Standlee J. *Biomechanics in clinical dentistry*. 1987, Quintessence Publishing Co.: Chicao.
46. Ozgunes AG. Farkli CAD/CAM sistemleriyle hazirlanan kuron protezlerinde kenar uyumunun incelenmesi İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2008 İstanbul.
47. Ausiello P, Rengo S, Davidson CL, Watts DC. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dent Mater*, 2004; 20(9): 862-72.
48. Chuang SF., Yaman P, Herrero A, Dennison JB, Chang CH. Influence of post material and length on endodontically treated incisors: an in vitro and finite element study. *J Prosthet Dent*. 2010; 104(6): 379-88.
49. Eraslan O, Aykent F, Yücel MT, Akman S. The finite element analysis of the effect of ferrule height on stress distribution at post-and-core-restored all-ceramic anterior crowns. *Clin Oral Investig*, 2009; 13(2): 223-7.
50. 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.
51. Magne P., Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater*, 2007; 23(5): 539-48.

52. Filippi A, von Arx T, Lussi A. Comfort and discomfort of dental trauma splints - a comparison of a new device (TTS) with three commonly used splinting techniques. *Dent Traumatol*, 2002; 18(5): 275-80.
53. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont*, 1995; 4(2): 95-100.
54. Oikarinen K, Andreasen JO, Andreasen FM. Rigidity of various fixation methods used as dental splints. *Endod Dent Traumatol*, 1992; 8(3): 113-9.
55. Ebeleseder KA, Glockner K, Pertl C, Städtler P. Splints made of wire and composite: an investigation of lateral tooth mobility in vivo. *Endod Dent Traumatol*, 1995; 11(6): 288-93.
56. Adatia A, Kenny DJ. Titanium Trauma Splint: An Alternative Splinting Product. *Canadian Dental Association*, 2006; 72: 721-23.
57. Cohen BI, Pagnillo M, Musikant BL, Deutsch AS. Comparison of the retentive and photoelastic properties of two prefabricated endodontic post systems. *J Oral Rehabil*, 1999; 26(6): 488-94.
58. Dhuru VB, McLachlan K., Kasloff Z. A photoelastic study of stress concentrations produced by retention pins in amalgam restorations. *J Dent Res*, 1979; 58(3): 1060-4.
59. Joshi S, Mukherjee A, Kheur M, Mehta A. Mechanical performance of endodontically treated teeth. *Finite Elements in Analysis and Design*, 2001; 37: 587-601.
60. Nyashin YI, Nyasthn. MY, Biomechanical Modelling of periodontal ligament behaviour under various mechanical loads. *Acta of bioengineering and biomechanics*, 2000; 2(2): 67-74.
61. Coelho CS, Biffi JC, Silva GR, Abrahão A, Campos RE, Soares CJ.. Finite element analysis of weakened roots restored with composite resin and posts. *Dent Mater J*, 2009; 28(6): 671-8.
62. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand*, 1977; 35(6): 297-303.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Esra	Soyadı	Öztürk Hazer
Doğ. Yeri	Isparta	Doğ. Tar.	13/03/1982
Uyruğu	TC	TC Kim No	29767847314
Email		Tel	

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.		
Lisans	İ. Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	2000-2005
Lise	Isparta Gazi Lisesi	1997-2000

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	Çok İyi	İyi	İyi	52	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı		70,250	
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Word	Çok iyi
Microsoft Power Point	İyi

Yayımları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Özbaş H, **Öztürk E**, Kocaelli H., Travmatik yaralanmalarda splint uygulamaları. İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2007; 41: 45-50

8. Uluslar arası Estetik Diş Hekimliği Kongresi 24-26 Eylül 2004 İstanbul

13th Biennial Congress of the European Society of Endodontology September 6-8 2007 İstanbul

13th Biennial Congress of the European Society of Endodontology Educational Lesson Series September 9 2007

10th International Congress of the Turkish Endodontic Society - İstanbul , September 23 - 25 , 2010.

TDB 18. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi 26-28 Mayıs 2011

Özel İlgi Alanları (Hobileri):

Tenis, Fotoğraf çekmek