



**FARKLI MATERYALLER KULLANILARAK SİMANTE EDİLEN
PEDIATRİK ZİRKONYA KURONUN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
STRES DAĞILIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

İdil KIZILIRMAK

**DOKTORA TEZİ
PEDODONTİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

HAZİRAN 2021

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

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

İdil KIZILIRMAK

09/06/2021

FARKLI MATERYALLER KULLANILARAK SİMANTE EDİLEN PEDIATRİK
ZİRKONYA KURONUN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE STRES
DAĞILIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ
(Doktora Tezi)

İdil KIZILIRMAK

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Haziran 2021

ÖZET

Bu tez çalışmasında son yıllarda çocuk diş hekimlerinin sıkça kullandığı prefabrike pediatrik zirkonya kuronlar, ortalama çiğneme kuvvetlerinin (240 N) etkisi altında değerlendirildi. Pediatrik zirkonya kuron, süt dişi dentini ve yapıştırıcı simanlarda meydana gelen von Mises stres değerleri sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanılarak hesaplandı. Kuron simantasyonu için dört farklı simantasyon materyali (rezin siman, cam iyonomer siman, çinko fosfat siman ve rezin modifiye cam iyonomer siman), üç farklı siman kalınlığında (50 μ , 700 μ ve 1200 μ) ve ısıрма kuvvetinin taklidi amacıyla iki farklı açı ile (0° ve 45°) kuvvet uygulanarak değerlendirildi. Bütün simantasyon materyallerinin zirkonya kuron ve dentin üzerinde bütün siman kalınlıkları ve bütün açı değerlerinde benzer stres dağılımlarına sahip olduğu hesaplandı. Resin modifiye cam iyonomer simanın bütün koşullarda diğer simantasyon materyallerinden daha düşük stres değerlerine sahip olduğu, çinko fosfat simanın ise bütün koşullarda diğer simantasyon materyallerinden daha yüksek stres değerlerine sahip olduğu görüldü. Siman kalınlığı arttıkça bir tamponlama etkisi yaratarak süt dişi dentinine iletilen stresin azaldığı sonucuna varıldı.

Bilim Kodu : 1003.1
Anahtar Kelimeler : Sonlu Elemanlar Analizi, Pediatrik Zirkonya Kuron, Yapıştırıcı Siman Materyalleri, Von Mises Stresi
Sayfa adedi : 97
Danışman : Doç. Dr. Çağdaş ÇINAR

EVALUATION OF STRESS DISTRIBUTIONS ON PEDIATRIC ZIRCONIA CROWN
LUTING WITH DIFFERENT MATERIALS BY FINITE ELEMENT ANALYSIS

(Ph.D. Thesis)

İdil KIZILIRMAK

GAZİ UNIVERSITY
GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

June 2021

ABSTRACT

In this thesis, prefabricated pediatric zirconia crowns, which are frequently used by pediatric dentists in recent years, were evaluated under the effect of average masticatory forces (240 N). The von Mises stress values occurring in pediatric zirconia crowns, primary tooth dentin and adhesive cements were calculated using finite element analysis method. Four different cementing materials (resin cement, glass ionomer cement, zinc phosphate cement and resin modified glass ionomer cement) for crown cementation, three different cement thicknesses (50 μ , 700 μ and 1200 μ) and with two different angles to simulate bite force (0° and 45°) were evaluated by applying a force. All cementation materials were calculated to have similar stress distributions on zirconia crown and dentin at all cement thicknesses and all angle values. It was observed that resin modified glass ionomer cement had lower stress values than other cementation materials in all conditions, while zinc phosphate cement had higher stress values than other cementation materials in all conditions. It was concluded that as the cement thickness increases, the stress transmitted to the primary tooth dentin decreases, creating a cushioning effect.

Science Code : 1003.1
Key Words : Finite Element Analyses, Pediatric Zirconia Crown, Adhesive Cement Materials, Von Mises Stress
Page Number : 97
Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Çağdaş ÇINAR

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimime başladığım ilk günden itibaren titizliği, sabrı ve deneyimi ile bana yol gösteren, sevgisini ve desteğini her zaman hissettiren, örnek aldığım karakteriyle ve bilgi birikimiyle bana yıllar içinde sayamayacağım kadar çok şey katan, öğrencisi olmaktan her zaman gurur duyduğum çok değerli danışman hocam Doç. Dr. Çağdaş ÇINAR'a;

Tecrübeleriyle klinik anlamda kendimi geliştirmemde katkıları bulunan, desteklerini her zaman hissettiğim, akademisyen kimliklerinin yanı sıra bana her zaman ağabey ve abla olan Prof. Dr. Mesut Enes ODABAŞ, Doç. Dr. Didem ATABEK ve Doç. Dr. Mehmet BANİ'ye;

Değerli görüşleriyle tezimin oluşma sürecinden bitimine kadar her zaman yanımda olan, birlikte çalışmaktan her zaman onur duyacağım çok kıymetli hocalarım Prof. Dr. Neşe AKAL'a ve Prof. Dr. R. Ebru TİRALİ'ye

Bir üyesi olmaktan her zaman gurur duyacağım Gazi Pedodonti ailesinin değerli hocaları Prof. Dr. Alev ALAÇAM, Prof. Dr. Nurhan ÖZTAŞ KIRMIZI, Prof. Dr. C. Haluk BODUR, ve Prof. Dr. Ayşegül AÇKURT ÖLMEZ'e;

Tanıma fırsatı bulabildiğim için kendimi şanslı hissettiğim; aydın, sevgi dolu, çalışkan ve güçlü duruşunu her zaman örnek alacağım sevgili hocam Prof. Dr. Tezer ULUSU'ya;

Tez çalışmalarını birlikte yürütmekten onur duyduğum saygıdeğer hocam Prof. Dr. Amirullah M. MAMEDOV'a ve Doç. Dr. Zafer ÖZER'e;

Özellikle asistanlığımın ilk zamanlarında sorulara boğduğum, bana her zaman sabırla ve sevgiyle yaklaşarak klinik eğitimime büyük katkılar yapmış olan Öğr. Gör. Dr. Nagehan AKTAŞ ve Arş. Gör. Dr. Derya KOTAN'a;

Doktora eğitiminin zorlu sürecinde her zaman yanımda olan, birbirinden güzel anılar biriktirdiğim, başta Dt. İlayda HÜNLER, Uzm. Dt. Ilgın BAYAR, Uzm. Dt. Arzu Şükran İNCİOĞLU, Dt. Erdem PALAZ, Dt. Emre BAKIR olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma;

Güçlü karakteri ve sonsuz desteğiyle her daim yanımda olan canım annem Sebiha ŞEVİK'e ve beni hiç yalnız bırakmayan aile üyelerime;

Sevgisiyle bana güç veren, en büyük destekçim olan ve varlığıyla hayatımı güzelleştiren Cem GÜVENTÜRK'e sonsuz teşekkürlerimle...

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	x
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Çürük.....	3
2.1.1. Erken çocukluk çağı çürüğü.....	3
2.1.2. Erken çocukluk çağı çürüklerinin tedavisi.....	4
2.2. Süt Dişlenmede Kullanılan Kuronlar	6
2.2.1. Paslanmaz çelik kuron	6
2.2.2. Polikarbonat kuronlar.....	15
2.2.3. Strip kuron.....	15
2.2.4. Pedo jaket kuron.....	16
2.2.5. New millenium kuron	17
2.2.6. Glasstech kuron.....	17
2.2.7. Zirkonya kuronlar.....	17
2.2.8. CAD / CAM zirkonya kuron uygulamaları.....	21
2.2.9. Biyolojik kuronlar	21
2.3. Kuronların Klinik Uygulama Basamakları	22
2.3.1. Paslanmaz çelik kuronların uygulama basamakları	22
2.3.2. Strip kuronların uygulama basamakları	23

	Sayfa
2.3.3. Zirkonya kuronların uygulama basamakları	23
2.4. Kuron Simantasyonu	24
2.4.1. Çinko fosfat siman	25
2.4.2. Cam iyonomer siman	26
2.4.3. Rezin modifiye cam iyonomer siman	28
2.4.4. Rezin simanlar	29
2.5. Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi	31
2.5.1. Sonlu elemanlar analizinin temel kavramları	32
2.5.2. Sonlu elemanlar yönteminin restoratif diş hekimliğinde kullanımı	34
3. GEREÇ VE YÖNTEM	37
3.1. Modellerin Elde Edilmesi ve ANSYS Yazılımına Aktarılması	37
4. BULGULAR	45
5. TARTIŞMA	73
6. SONUÇ	83
KAYNAKLAR	85
ÖZGEÇMİŞ	97

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Kinder ve NuSmile kuronların karşılaştırılması	13
Çizelge 3.1. Modellerde kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri	42
Çizelge 4.1. Feather edge basamak tipinde prepare edilmiş dişte 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda dentinde meydana gelen von Mises stres değerleri	45
Çizelge 4.2. Feather edge basamak tipinde prepare edilmiş dişte 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda simantasyon materyalinde meydana gelen von Mises stres değerleri	54
Çizelge 4.3. Feather edge basamak tipinde prepare edilmiş dişte 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda zirkonya kuronda meydana gelen von Mises stres değerleri	63

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 3.1. Model oluşturma aşamasında noktaların belirlenmesi	38
Şekil 3.2. Model oluşturma aşamasında noktalardan çizgilerin elde edilmesi	38
Şekil 3.3. Model oluşturma aşamasında çizgilerden alanların elde edilmesi	39
Şekil 3.4. Model oluşturma aşamasında alanlardan hacimlerin oluşturulması.....	39
Şekil 3.5. Modelin elemanlara bölünmesi.....	40
Şekil 3.6. Solid 92 elemanı	40
Şekil 3.7. Modelin ağ yapısı a) Feather edge basamak formunda prepare edilmiş diş, b) siman tabakası ile birlikte, c)kuron ile birlikte	41
Şekil 3.8. Okluzalde 10 farklı noktadan uygulanan 240 N çiğneme kuvveti	42
Şekil 3.9. Zirkonya kuron ve simantasyon materyali modelinden alınan kesit	43
Şekil 4.1. 0° açılı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında rezin siman uygulanan dentinde meydana gelen von Mises stres değerleri	46
Şekil 4.2. 45° açılı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında rezin siman uygulanan dentinde meydana gelen von Mises stres değerleri	47
Şekil 4.3. 0° açılı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında cam iyonomer siman uygulanan dentinde meydana gelen von Mises stres değerleri	48
Şekil 4.4. 45° açılı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında cam iyonomer siman uygulanan dentinde meydana gelen von Mises stres değerleri	49
Şekil 4.5. 0° açılı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında çinko fosfat siman uygulanan dentinde meydana gelen von Mises stres değerleri.....	50
Şekil 4.6. 45° açılı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında çinko fosfat siman uygulanan dentinde meydana gelen von Mises stres değerleri.....	51
Şekil 4.7. 0° açılı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında rezin modifiye cam iyonomer siman uygulanan dentinde meydana gelen von Mises stres değerleri	52

Şekil	Sayfa
Şekil 4.8. 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında rezin modifiye cam iyonomer siman uygulanan dentinde meydana gelen von Mises stres değerleri	53
Şekil 4.9. 0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında rezin siman uygulanan dişte simantasyon materyalinde meydana gelen von Mises stres değerleri	55
Şekil 4.10. 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında rezin siman uygulanan dişte simantasyon materyalinde meydana gelen von Mises stres değerleri	56
Şekil 4.11. 0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında cam iyonomer siman uygulanan dişte simantasyon materyalinde meydana gelen von Mises stres değerleri.....	57
Şekil 4.12. 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında cam iyonomer siman uygulanan dişte simantasyon materyalinde meydana gelen von Mises stres değerleri.....	58
Şekil 4.13. 0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında çinko fosfat siman uygulanan dişte simantasyon materyalinde meydana gelen von Mises stres değerleri.....	59
Şekil 4.14. 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a) 50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında çinko fosfat siman uygulanan dişte simantasyon materyalinde meydana gelen von Mises stres değerleri.....	60
Şekil 4.15. 0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında rezin modifiye cam iyonomer siman uygulanan dişte simantasyon materyalinde meydana gelen von Mises stres değerleri.....	61
Şekil 4.16. 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 µm b)700 µm c)1200 µm kalınlığında rezin modifiye cam iyonomer siman uygulanan dişte simantasyon materyalinde meydana gelen von Mises stres değerleri.....	62
Şekil 4.17. 0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında rezin siman uygulanan zirkonya kuronda meydana gelen von Mises stres değerleri.....	64
Şekil 4.18. 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında rezin siman uygulanan zirkonya kuronda meydana gelen von Mises stres değerleri.....	65
Şekil 4.19. 0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında cam iyonomer siman uygulanan zirkonya kuronda meydana gelen von Mises stres değerleri.....	66

Şekil	Sayfa
Şekil 4.20. 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a) 50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında cam iyonomer siman uygulanan zirkonya kuronda meydana gelen von Mises stres değerleri.....	67
Şekil 4.21. 0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a) 50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında çinko fosfat siman uygulanan zirkonya kuronda meydana gelen von Mises stres değerleri.....	68
Şekil 4.22. 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında çinko fosfat siman uygulanan zirkonya kuronda meydana gelen von Mises stres değerleri.....	69
Şekil 4.23. 0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında rezin modifiye cam iyonomer siman uygulanan zirkonya kuronda meydana gelen von Mises stres değerleri.....	70
Şekil 4.24. 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında rezin modifiye cam iyonomer siman uygulanan zirkonya kuronda meydana gelen von Mises stres değerleri.....	71

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler Açıklamalar

%	Yüzde
GPa	Giga Pascal
mm	Milimetre
N	Newton
°	Derece
µm	Mikrometre

Kısaltmalar Açıklamalar

2B	2 Boyutlu
3B	3 Boyutlu
BIS-GMA	Bisfenol-A Glisidil Metakrilat
CAD	Computer Aided Design –Bilgisayar Destekli Tasarım
CİS	Cam İyonomer Siman
EÇÇ	Erken Çocukluk Çağı Çürüğü
HEMA	Hidroksietil Metakrilat
ÖVPÇK	Ön Yüzü Kompozitle Veneerlenen Paslanmaz Çelik Kuron
PÇK	Paslanmaz Çelik Kuron
PVPÇK	Prefabrike Veneerlenmiş Paslanmaz Çelik Kuron
RMCİS	Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman
SEA	Sonlu Elemanlar Analizi

1. GİRİŞ

Diş çürüğü, dental plaktaki bakterilerin beslenme ile alınan karbonhidratları fermente etmesi sonucunda oluşan asitler tarafından diş dokularının yıkıma uğraması şeklinde tanımlanmaktadır. Günümüzde en yaygın enfeksiyöz hastalıklardan biri olarak kabul edilmektedir [1,2]. Gelişimsel mine defektleri ise mine tabakasının gelişimi sırasında hasara uğramasıyla veya gelişimin duraklamasıyla oluşmaktadır [3]. Çocuklarda çürük ve gelişimsel mine defektleri nedenli kayıplar sebebiyle estetik, özgüven eksikliği, çiğneme ve konuşma bozuklukları gelişebilir. Bu nedenle süt dişleri, daimi dişlerin sürmesine kadar dentisyonun bütünlüğünü korumak üzere restore edilmelidir [1-4].

Çürük ve gelişimsel mine defektleri nedeniyle kaybedilen diş dokularının restorasyonu için çeşitli kuronlar kullanılmaktadır [5-7]. Kuron türlerinin her biri, farklı uygulamalar için kullanımını belirleyen avantaj ve dezavantajlara sahiptir. Diş hekimleri tarafından kuron türünü seçerken dikkate alınan en önemli faktörlerden bazıları dayanıklılık, estetik, uygulanabilirlik, yerleştirme zamanı, potansiyel alerji riski ve maliyettir [8]. Bu amaçla uzun yıllardır çeşitli kuronlar kullanılsa da son yıllarda özellikle zirkonya kuron popüler hale gelmiştir [9].

Zirkonya kuronlar çinko fosfat, polikarboksilat, cam iyonomer ve rezin esaslı simanlar gibi pek çok farklı materyal ile yapıştırılabilir. Uygulama kolaylığı, simanın kolay temizlenebilmesi ve istenildiğinde kuronun daha kolay çıkarılabilmesi gibi avantajlarından dolayı geleneksel simanlar tercih edilebilir [10-12]. Resin esaslı simanlar ise, marjinal bütünlük, çözünürlüğün az olması, retansiyonun iyi olması ve kırılma dayanıklılığını arttırmaları gibi özellikleriyle ön plana çıkmaktadır [13].

Sonlu elemanlar analizi, biyomekanik sistemin matematiksel modelinin çıkartılarak bilgisayarla çözümlenmesi esasına dayanır. Diş hekimliğinde genellikle konservatif ve endodontik restorasyonlar, protetik restorasyonlar ve implantların değerlendirilmesinde kullanılmaktadır [14]. Bu yöntemin temeli, sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde modellenmesi ve böylece oluşan parçalar veya elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanır. Sonlu elemanlar analizinde, analiz edilecek canlı ya da cansız

değişik şekillerdeki yapıların, bilgisayar ortamına aktarılarak gerçeğe en yakın şekilde modellenmesi yapılır [14,15].

Bu çalışmada 50 μm , 700 μm ve 1200 μm siman kalınlıklarında, 0° ve 45° açılarla uygulanan 240 Newton (N) çiğneme kuvveti, rezin siman, cam iyonomer siman, çinko fosfat siman ve rezin modifiye cam iyonomer siman ile prefabrike pediatrik zirkonya kuronlarda değerlendirilerek meydana gelen von Mises stresi dağılımlarının sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi amaçlandı.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Çürük

Diş çürüğü, dental plakta bulunan bakterilerin beslenme ile alınan karbonhidratları fermente etmesiyle üretilen asitler tarafından diş dokularının yıkıma uğraması ile ortaya çıkan enfeksiyöz bir hastalıktır [1,2]. Aynı zamanda transfer olabilen bir hastalık olarak da kabul edilmektedir. Günümüzde en yaygın hastalıklardan biri olmaya devam etmektedir [16]. Gelişimsel mine defektleri mine dokusunun gelişimi esnasında hasara uğramasıyla veya gelişimin duraklamasıyla oluşmaktadır. Hem süt dişlerinde hem de kalıcı dişlerde görülebilmektedir [3,4,17,18]. Prematüre doğum, bazı sendromlar, metabolik hastalıklar, toksik kimyasallar, tetrasiklin ve amoksisilin gibi antibiyotikler gelişimsel mine defektlerinin oluşmasına neden olabilmektedir [3,19]. Gelişimsel mine defektleri mine ve opasitesi ve mine hipoplazisi şeklinde iki ana başlıkta incelenebilir. Mine opasitesinde mine normal kalınlıkta, yüzeyi düzgün; rengi beyaz, krem rengi, sarı veya kahverengidir. Mine hipoplazisinde ise minede çukurcuk veya oyuklar görülmektedir. Minenin kısmen veya tamamen yokluğu gözlenebilir. Gelişimsel mine defektleri diffüz ya da sınırlı bir alanı kaplayabilir. Bu defektler estetik problemlere, diş hassasiyetlerine ve çürüğe yatkınlık gibi durumlara yol açmaktadır [3,20]. Bununla birlikte çürüğün çocuklarda görülen en yaygın şekli, erken çocukluk çağı çürükleri (EÇÇ) olarak da bilinen diş çürükleridir [21].

2.1.1. Erken çocukluk çağı çürüğü

Erken çocukluk çağı çürüğü, altı yaşından daha küçük çocuklarda, kavite oluşmuş veya oluşmamış birden fazla çürük lezyonu, çürük sebepli diş kaybı veya dolgulu diş yüzeyinin varlığı olarak tanımlanmaktadır. Üç yaşından küçük çocuklarda çürüğün herhangi bir belirtisi şiddetli EÇÇ göstergesidir. 3 yaşında 4'ten fazla, 4 yaşında 5'ten fazla ve 5 yaşında 6'dan fazla çürük, eksik veya dolgulu diş yüzeyinin varlığı şiddetli erken çocukluk çağı çürüğü (Ş-EÇÇ) olarak tanımlanmaktadır [22,23]. EÇÇ ve Ş-EÇÇ, primer dentisyonda koronal diş yapısının kısmen ya da tamamen kaybedilmesinin en yaygın nedenidir. Arka dişlere de, özellikle çiğneme ve oklüzyonun gelişmesinde büyük öneme sahip oldukları için her zaman önem verilmektedir [24].

Etiyolojisinde sıklıkla rastlanan faktörler; uzun süre anne sütüyle beslenme, şekerli besin içeren biberon kullanılması ve gece boyunca devam eden beslenme alışkanlıkları olarak sayılabilmektedir. Ek olarak, mine dokusunun henüz olgunlaşmamış olması sebebiyle yeni sürmüş olan dişler ve mine hipoplazisi olan dişlerde çürük gelişme riski daha yüksektir [23,25].

Mine hipoplazisi mevcut olan çocuklarda erken çocukluk çağı çürüklerinin görülme oranının daha yüksek olduğu görülmektedir [3,18]. Bunun sebebi defektli minede plak ve karyojenik bakteri retansiyonunun daha fazla olmasıdır. Gelişimsel mine defektleri ile erken çocukluk çağı çürüklerinin ilişkisinin incelendiği bir çalışmada, bu çocuklarda 12. aydan itibaren düzenli olarak çocuk diş hekimlerinin kontrolüne ihtiyaç olduğu belirtilmiştir. Ayrıca dört yaşından önce defektli dişlerde restorasyon veya diş çekimi ihtiyacı olabileceği vurgulanmıştır [26].

Çocuklarda dişlerin çürük ve gelişimsel mine defekti nedenli madde kaybı sonucunda estetik, özgüven eksikliği, çiğneme ve konuşma bozuklukları gelişebilir. Aynı zamanda ark uzunluğunun kaybı da görülebilir. Bu nedenle, etkilenen dişler daimi dişlerin sürmesine kadar dentisyonun bütünlüğünü korumak üzere restore edilmelidir [1-4,20,24].

2.1.2. Erken çocukluk çağı çürüklerinin tedavisi

EÇÇ'nin tedavisinde yalnızca geleneksel restoratif tedavi yöntemleri hastalığın ilerleyişini durduramamaktadır. Şiddetli yayılım gösteren vakalarda farklı bireysel yaklaşımların uygulanması gerekmektedir [27].

Düşük risk altındaki çocuklarda herhangi bir restoratif tedaviye gerek olmayabilir. Orta derecede risk altındaki çocuklarda, beyaz nokta lezyonu ve mine proksimal lezyonları, koruyucu teknikler ile tedavi edilmeli ve ilerlemesi izlenmelidir [28]. Bu koruyucu işlemler ise profesyonel temizlik, plağın uzaklaştırılmasından sonra başlangıç lezyonlarının üzerine solüsyon ya da vernik formunda florid ya da klorheksidin uygulanması, yumuşayan diş dokusunun el aletleri ile uzaklaştırılmasından sonra lezyonların ilerlemesini durdurmak için üzerine ince bir cam iyonomer siman örtülmesi gibi işlemler olarak sıralanabilir. Bu işlemin çürük lezyonunun ilerlemesi durana kadar ayda bir kez tekrarlanması gereklidir [29].

Yüksek risk altındaki çocuklarda devam eden çürük gelişimini en aza indirmek için ilerleyen kaviteli lezyonlara müdahale etmenin yanı sıra mine proksimal lezyonlarının erken restoratif tedavisi de gerekebilir. EÇÇ'nin güncel standart tedavisi, bebekler ve okul öncesi çocukların kooperasyon düzeyinin yetersiz olması nedeniyle potansiyel komplikasyonları göz önünde bulundurulduğunda genellikle genel anestezi gerektirir [28].

Bücher ve diğerlerinin yaptıkları retrospektif bir çalışmada yüksek çürük riskine sahip çocuklarda kompozit dolguların türünü ve kapsamını tanımlamışlar ve restorasyonların çürüğün şiddetine, Black sınıflamasına, ve kompozit tipine göre ağızda kalma sürelerinin olasılıklarını analiz etmişlerdir [30]. Genel anestezi altında yapılan 855 süt dışında toplam 1017 dolgu çalışmaya dahil edilmiştir. 157 hasta erken çocukluk çürüğüne sahiptir. Hastalar en az 6 ay süre ile takip edilmiştir. Total etch adeziv sistem akışkan ve/veya kondanse edilebilir kompozit ile kombine kullanılmıştır. Restorasyonların ortalama gözlem süresi 30,9 aydır ve başarı oranı %81,5 olarak belirtilmiştir. 125 vakada restorasyonlar ortalama 23,6 aylık bir bekleme süresi sonunda başarısız olmuştur, yıllık başarısızlık oranı %4,2 olarak belirtilmiştir. Bu başarısızlıkların nedenleri %9,6 kırık, %44 ikincil çürük ve %46,4 tam restorasyon kaybı olarak belirtilmiştir. Şiddetli çürükleri olan hastalarda dolguların ağızda kalma sürelerinin oranları anlamlı olarak düşük bulunmuştur. Akışkan ve kondanse edilebilir kompozit arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır [30].

Bütün bu restoratif tedavi çabasına rağmen, EÇÇ geçirmiş çocuklar süt ve daimi dentisyonda yeni lezyon gelişimi için yüksek risk altındadır. Tekrar etme oranı dental tedaviden 1 yıl sonra yaklaşık %40 olarak rapor edilmiştir [31].

Pulpanın da etkilendiği daha ilerlemiş olgularda genellikle genel anestezi altında tedavi uygulanması gerekmektedir. Bu şekilde daha az strese neden olan, bunun yanı sıra birbirini izleyen ve uzun süre devam eden randevularla karşılaştırıldığında da daha ekonomik olan bir çözüm sağlanmaktadır. Yapılacak tedavilerin kalitesinin yüksek olması genel anestezinin sağladığı bir diğer avantajdır. Bu nedenle tedavi sonrasında iyi prognoz göstermeyebileceği düşünülen işlemlerden kaçınılmalı ve endikasyonu olan dişlerde kron restorasyonlar tercih edilmelidir [28,29].

Almeida ve diğerkleri genel anestezi altında tedavi edilen ve daha ileri çürük lezyonunun gelişmediğı EÇÇ'li çocukların çoğunda, paslanmaz çelik kuron (PÇK) yerleştirilmesi gibi restoratif yaklaşımların uygulandığını göstermişlerdir [32].

Çürük nedeniyle kaybolan dokuların geri kazanımı için çeşitli kuronlar kullanılmaktadır. Kuron türlerinin her biri, farklı uygulamalar için kullanımını belirleyen avantaj ve dezavantajlara sahiptir. Diş hekimleri tarafından kuron türünü seçerken dikkate alınan en önemli faktörlerden bazıları dayanıklılık, estetik, uygulanabilirlik, yerleştirme zamanı, potansiyel alerji riski ve maliyettir [33].

Pediyatrik estetiğın diş hekimliğı alanındaki amacı yalnızca güzel bir gülüş sağlamak değil, aynı zamanda sağlıklı bir gülümseme sağlamaktır [24].

Uzun yıllardır aşırı madde kayıplı süt dişlerinin restorasyonunda pek çok farklı materyalden yapılmış olan pedodontik kuronlar kullanılsa da günümüzde daha estetik ve biyoyumlu materyallerden yapılan kuronlar tercih edilmektedir [8].

Kuronlar, çocuk diş hekimliğinde geniş veya çok yüzeyle çürük lezyonları için endikedir. Bu kuronlardan paslanmaz çelik kuron (PÇK)'ların süt azı dişleri için üstün restorasyonlar olduğı, Sınıf I ve Sınıf II kompozit dolguların yanı sıra Sınıf II amalgam restorasyonlarından daha iyi performans gösterdiği bulunmuştur [34].

Çocuklarda kullanılan bir diğerkurone çeşidi olan zirkonya kuronlar uzun yıllardır kullanılmaktadır ve posterior kalıcı dişler için kabul edilebilir bir restorasyondur. Yüksek dayanımlı seramikler, metal esaslı iskeletlere sahip geleneksel protezlerde uygulanabilir bir alternatiftir. Zirkonya, mekanik özelliklerinin elverişli olması ve estetik özellikleri nedeniyle en sık kullanılan materyallerden biridir [9].

2.2. Süt Dişlenmede Kullanılan Kuronlar

2.2.1. Paslanmaz çelik kuron (PÇK)

Paslanmaz çelik kuron 1950'de Dr William Humphrey tarafından tanıtılmış ve diş hekimliğinde en güvenilir restorasyonlardan biri olarak gösterilmiştir [35].

Paslanmaz çeliği oluşturan demir, karbon, krom ve diğer metallerin karışımı, tükürüğün neden olduğu korozyonu önler. Dayanıklı bir malzeme olup, estetik nedenlerden dolayı genellikle arka grup dişlerde kullanılırlar [35].

PÇK endikasyonları:

- Yüksek çürük aktivitesi gösteren hastalarda,
- Oral hijyen problemi olan hastalarda,
- İki ya da daha fazla yüzlü çürüklerde,
- Mine hipoplazisi, dentinogenezis imperfekta gibi mine ve dentini etkileyen gelişimsel anomalilerde,
- Amputasyon ve kanal tedavileri sonrasında,
- Travmayla oluşan çok yüzlü kırıklarda,
- Atrizyon, abrazyon ya da erozyon nedeni ile aşırı madde kaybına uğramış dişlerde,
- Yer tutucularda dayanak olarak kullanılan dişlerde,
- Sürmekte olan ve aşırı madde kaybı bulunan daimi azı dişlerinde,
- Endodontik tedavi sonrası takiplerde geçici restorasyon materyali olarak kullanılabilmektedir [36].

İki veya daha fazla yüzü kaplayan çürük varlığında okluzal yüklerden dolayı süt azı dişlerinin paslanmaz çelik kuronlar ile restore edilmesi önerilmektedir [37].

Avantajları:

- Dayanıklı
- Uzun ömürlü
- Düşük maliyetli
- Uyumlanması kolay
- Oklüzyona uyumlanabilir
- Hızlı yerleştirme süresi
- Mikrosızıntıyı önlemesi
- Kanama veya neme duyarsız [36,38].

Dezavantajları:

- Zayıf estetik
- Potansiyel alerji riski
- Uzun hazırlanma süresi [36-38].

Paslanmaz çelik kuronların klinik ömrünün çok yüzölçü amalgam restorasyonlara göre daha uzun olduğu kanıtlanmıştır [39]. Yüksek çürük riski bulunan çocukların aşırı madde kayıplı süt dişlerinin restorasyonunda PÇK'ların çok yüzölçü restorasyonlara göre daha başarılı olduğu ve tercih edilmesinin gerektiği bildirilmektedir [40].

Paslanmaz çelik kuron uygulaması konusunda hekimlerin klinik deneyimlerinin yetersiz olması bu tedaviyi karmaşık olarak nitelendirmelerine neden olmaktadır. Bu nedenle günümüzde PÇK'lar süt dişlenmede olması gerekenden daha kullanılan bir restoratif materyal olmuştur [41].

Messer ve Levering, PÇK'lar ile sınıf I ve sınıf II amalgam restorasyonların ağızda kalma süresinin ve dayanıklılığının değerlendirildiği bir retrospektif çalışmada PÇK'lar için %88 başarı saptamışlardır [42]. 10 yıl sonra sınıf I amalgam restorasyonlar ile PÇK'ların dayanıklılıklarının birbirine yakın olmasına karşın, sınıf II restorasyonlarda PÇK'ların başarısının amalgamın iki katı olduğu belirtilmiştir. Süt azı dişlerine uygulanan kuronların başarısının çocuğun yaşı büyüdükçe arttığı sonucuna varılarak 4 yaşından küçük çocuklarda, sınıf II kavitelelerin restorasyonunda PÇK'ların tercih edilmesinin gerektiğini belirtmişlerdir. Sınıf II kavitelelerde amalgam restorasyonların kaybedildiği durumlarda çoğu zaman kuron restorasyonlarına ihtiyaç duyulduğu, amalgamın kuronla değiştirilmesinin maliyetinin ise, direkt kuron yapılmasından çok daha yüksek olduğu vurgulanmıştır.

Roberts ve Sherriff, amalgam ve PÇK restorasyonların ağızda kalma sürelerinin karşılaştırıldığı 10 yıl süren bir çalışmada, başarısızlık yüzdeleri sınıf I amalgam restorasyonlar için %4,1, sınıf II amalgam restorasyonlar için %11,6, PÇK'lar için sadece %1,9 olarak tespit etmişlerdir [43]. 5 yıllık değerlendirmede başarı yüzdelerini PÇK'lar için %92, minimal sınıf II amalgam restorasyonlar için %66,6 olarak bildirmişlerdir.

Çürüğe eğilimli olan ve kontrol randevularına gelemeyen çocuklarda PÇK'lar çürüğü önleyen koruyucu bir tedavi seçeneği olarak kabul edilmektedir. PÇK'lar aşırı madde kayıplı süt azı dişleri için güvenilir, dayanıklı, pahalı olmayan ideal restorasyonlar olarak kabul edilirler [37].

Paslanmaz çelik kuronların en önemli sorunu estetikten yoksun olmalarıdır. Bunun önüne geçebilmek için estetik PÇK'lar geliştirilmiştir. PÇK'ların estetiğinin düzeltilmesi için ya ön yüzü kompozitle veneerlenen paslanmaz çelik kuronlar (ÖVPÇK) ya da prefabrike veneerlenmiş paslanmaz çelik kuronlar (PVPÇK) kullanılmaktadır [40].

Ön yüzü kompozitle veneerlenen paslanmaz çelik kuronlar klinikte diş simante edilen PÇK'nın ön yüzünün kaldırılması ile oluşturulur ve estetik görüntü kompozit rezin ile elde edilir. ÖVPÇK dayanıklılık ve estetiği bir arada bulundurur ancak yapım aşamaları uzun sürmektedir [44].

Uygulamaları sırasında diş etindeki kanama problem oluşturmakta ve kompozit fasetin çevresindeki metal marjinler estetik açıdan istenmeyen bir görünüm oluşturmaktadır [44].

Prefabrike veneerlenmiş paslanmaz çelik kuronların alt yapısı esas olarak geleneksel PÇK'dır. Kuronların labial yüzeylerine estetik veneer materyalleri laboratuvarında eklenmektedir. PVPÇK'ların piyasada birçok çeşidi bulunmaktadır. Bu kuronlar tek ve kısa bir randevuda uygulanabilmekte, estetikleri tükürük ve kanamadan etkilenmemektedir [45].

PVPÇK'ların bazı özellikleri şu şekildedir:

- Bu tür kuronlar esneme kapasitesi oldukça az, kırılğan bir rezin faset materyaline sahiptirler bu nedenle uyumlandırılmaları esnasında sık sık faset kırıkları görülmektedir.
- Kuronların uygulanabilmesi için daha fazla diş kesimi gerekmektedir. Üreticiler okluzal yüzden daha fazla kesim yapılmasını önermişlerdir. Genç dişlerde dentinin daha ince olması ve pulpa boynuzlarının yüzeye daha yakın olması pulpanın açığa çıkma riskini arttırmaktadır.
- Preparasyon ve simantasyon sürelerinin aynı olmasına rağmen, estetik kuronlar

oldukça pahalı olduğundan ekonomik açıdan ebeveynlere yük getirmektedir.

- Özellikle yer kaybı veya çapraşıklık bulunan hastalarda kuronların yan yana uygulanması zordur.
- Estetik kuronların kalın olması, marjinal dokuları irrite etmekte ve yeterli adaptasyonun sağlanmasını zorlaştırmaktadır.
- Restorasyon bittiğindeki son görünüm her zaman ebeveynleri memnun etmemektedir. Restorasyonun hacimli oluşu, kırılğan yapısı ve estetiğinin yandaki dişin doğal yapısı ile uyuşmaması önemli dezavantajlarıdır [45].

Fuks ve diğerleri, 11 çocukta estetik kuronlarla geleneksel PÇK'ların klinik başarısını karşılaştırmışlardır. Aynı çocuğun bir dişine geleneksel PÇK değerine ise PVPÇK olacak şekilde 22 kuron uygulanmıştır [46]. 6 ay sonra klinik ve radyografik olarak dişeti sağlığı, restorasyon başarısızlığı, okluzyon, proksimal kontakt ve marjinal bütünlük değerlendirilmiştir. Çalışmada periodontal ve dişeti sağlığı açısından geleneksel kuronların estetik kuronlara oranla daha üstün olduğu sonucuna varılmıştır. PÇK'ların kalınlığı 0,2 mm iken estetik kuronların kalınlığı 0,7 mm ve 1,7 mm arasında değişmektedir. Bu kalınlık plak birikimine ve dişeti enflamasyonuna dolayısı ile başarısızlığa zemin hazırlamaktadır. Bu çalışmada estetik kuronların klinik başarısının 4 yıl sonra değerlendirilmesi sonucunda her iki grupta simantasyon kaybı, çürük ve kemik kaybı gözlenmezken, estetik kuronların tümünün ön yüzünde parsiyel kırıklara rastlanmıştır. Faset kırıklarının estetik paslanmaz çelik kuronların en büyük dezavantajı olduğu belirtilmiştir.

Leith ve O'Connell'ın yaptığı bir diğer çalışmada arka grup süt dişlerinde iki farklı PVPÇK'nın başarısı 12 ay süre ile klinik ve radyografik olarak değerlendirilerek kuronlar arasında anlamlı bir fark bulunmadığı belirtilmiştir [47]. 12 ay sonunda kuronların fasetlerinin %81 oranında sağlam olduğu ve dişlerin %83'ünde dişeti enflamasyonu görülmediği saptanmıştır. Ebeveyn memnuniyetinde 10 üzerinden 9,3 gibi yüksek bir değer elde edilerek estetik beklentilerin arttığı günümüzde bu kuronların PÇK'lara alternatif olabileceği bildirilmiştir.

Ön yüzü kompozitle veneerlenen paslanmaz çelik kuronlar ya da prefabrike veneerlenmiş paslanmaz çelik kuronlar süt azı dişlerinde kullanılmasını destekleyen az sayıda çalışma bulunmaktadır. Maliyetleri ve uzun çalışma süresi gerektirmeleri bu restorasyonların rutin

klirik uygulamalara girmesini engellemektedir. Ancak klinisyenlerin estetik PÇK'ları gerekli durumlarda tedavi seçenekleri arasına almalarının gerektiğı vurgulanmaktadır [41].

Tüm PVPÇK'lar estetik açıdan avantajlarının yanı sıra geleneksel PÇK'nın dayanıklılığını da sağlamaktadır. PVPÇK'lar dayanıklılık, boyut, şekil ve renk açısından çok yüksek yeterlilik göstermektedir [24].

Kaplama için kullanılan malzemeler:

- Termoplastik malzemeler
- Kompozit ve epoksi rezinlerdir [24].

PVPÇK'nın Avantajları:

- Estetik
- Tek randevu
- Kolay yerleştirme
- Daha az teknik duyarlılık
- Dayanıklı
- Kanama veya neme duyarlı [24].

PVPÇK'nın Dezavantajları:

- Renklenme
- Kuronun aşınması
- SSC'lerden daha düşük gingival sağlık
- Yıllar sonra oluşan kırıklar nedeniyle estetik kaybı
- Daha yüksek maliyet
- Kontur yetersizliği
- Yerleştirme için operasyon süresinin uzaması [24].

Materyal renklenmesi riski nedeniyle PVPÇK kuronların otoklavda steril edilmesi önerilmemektedir. Bu kuronlarda kimyasal sterilizasyon önerilmektedir [48].

Cheng © kuronlar

Cheng kuronlar, yüksek kaliteli kompozit ile kaplı paslanmaz çelik pediatrik anterior kuronlardır. Doğal görünümlü paslanmaz çelik kuronlar için eşsiz bir çözüm sunmaktadırlar. Sağ ve sol santral, lateral ve kanin dişler için farklı tipleri mevcuttur. Çoğu zaman tek seansta tamamlanabilir olduğundan hasta rahatsızlığı daha azdır [49].

Santral, lateral ve kanin dişlere uygun, kısa veya normal boy ve ebatlarda mevcuttur. Bağlanma kuvveti ve renk üzerinde önemli bir etkisi olmaksızın ısı ile sterilize edilebilirler. Veneerlenmiş tüm kuronların uyumlama sırasında kaplamaların kırılması ve pahalı olmaları en büyük dezavantajlarıdır [50].

Üretici firma renk stabilitesi olduğunu ve plak oluşumuna direçli olduğunu söylemektedir. Karşıt dişlerin aşınmasına neden olmaz. Bununla birlikte, bu kuronların dayanıklılığını değerlendirmek için uzun süreli klinik çalışmalar bulunmamaktadır [49].

Üst ve alt - sağ ve sol santral ve lateral olarak 6'şar boyutta mevcuttur.

Kinder © kuronlar

Kinder kuronlar (St. Louis Park, Minnesota, USA) fenestreli PÇK koruna yapışan kompozit kaplamalı kuronlardır. Bu yapıya IncisaLock adı verilmektedir. IncisaLock™ (İnsizyonel kilit) sistemi ile, 1997'de, hem mekanik hem de kimyasal bağlanma sağlamak için, iç oluklarla daha fazla mekanik tutunma elde edilmiştir. Oluşturulan kilitlenme yüzeyi, yapıştırma işlemi için daha geniş bir yüzey alanı sağlamaktadır [49].

Bu kuronlar Pedo 1 ağartılmış ve Pedo 2 doğal diş rengine üretilmiştir.

NuSmile © kuronlar

Bu kuronlar alümina ile pürüzlendirilmiş paslanmaz çelik kuron yüzeyleri üzerine doğrudan nano kompozit yapıştırılarak oluşturulur [49].

NuSmile kuronlar ekstra açık ve açık olmak üzere iki tonda üretilmektedir. NuSmile kuronlar, karşı dentisyonda aşınmayı azaltmak için glazelenmek yerine cilalanmaktadır.

NuSmile kuronların yerleştirmesi kolaydır, yüksek kırılma direncine sahiptir, renk uyumu ve stabilitesi yüksektir, tutuculukları fazladır. Önceden veneerlenmiş ve şekillendirilmiş kuronlar halinde mevcuttur [51].

Yapılan bir çalışmada NuSmile kuronların pahalı, hacimli, doğal diş görünümü sergilemeyen bu nedenle estetiğinin zayıf olduğu sonucuna varılmıştır. Aşırı madde kayıplı dişlere uygulanacak estetik kuronlarda veneer yapının kalınlığının azaltılıp, metal yapı ile faset arasındaki bağlantının güçlendirilmesi ve fiyatının düşürölmesinin gerektiği bildirilmiştir [52].

NuSmile ve Kinder kuronların karşılaştırıldığı bir çalışmada iki kuronun da klinik performansı üç yıl süresince birbirine benzer şekilde ve başarılı bulunmuştur [53]. Estetik yüzeyde meydana gelen kırıklar kuronların %47'sinde meydana gelmiştir, ancak vakaların çoğunda estetik özelliklerin ebeveyn memnuniyeti üzerinde etkisi oldukça azdır, ancak yine de zaman içinde kaplamanın kaybı olasılığı konusunda uyarılmalıdır.

NuSmile ve Kinder kuronların birbirlerine göre farklılıkları izelge 2.1'de verilmiştir.

Çizelge 2.1. Kinder ve NuSmile kuronların karşılaştırılması [24]

Kinder Kuronlar	NuSmile Kuronlar
Okluzopalatal olarak daha ince	Her bölgede eşit kalınlıkta
Bukkal kasp daha belirgin	Bukkal kasp daha az belirgin
Proksimalde daha keskin açılanma mevcuttur	Yuvarlatılmış proksimal görüntü

Dura © kuronlar

Kuronlar labial ve lingualden kıvrılabilir, kuron makaslarıyla kolaylıkla kesilebilir, kolayca uyumlanarak dişi sarabilirler [49].

Yapılan bir çalışmada ticari olarak temin edilebilen 3 adet veneerlenmiş paslanmaz elik kuron markasının (Dura kuron, Kinder kuron ve NuSmile kuron) her birinden ve 3M Unitek paslanmaz elik kurondan 30'ar adet örnek hazırlanmış ve retansiyon özellikleri açısından değerlendirilmiştir [54]. Kuronların insizal kenarına dik açı ile birer ortodontik tel lehimlenmiştir; kuronlar ideal kuron preparatlarının akrilik kopyalarına yerleştirilmiş

ve eşit olarak; sadece kıvrılarak yerleştirilen, sadece simante edilen ve hem kıvrılan hem de simante edilen 3 gruba ayrılmış ve akrilik kopyalara yerleştirilmiştir. Bir Instron makinesi, kuronları yerinden çıkarmak için gereken kuvvet miktarını kaydetmiş ve sonuçlar istatistiksel olarak analiz edilmiştir. Hem kıvrılan hem simante edilen grupta diğer gruplara göre retansiyon özelliğinin istatistiksel olarak daha fazla olduğu bulunmuştur. Sadece kıvrılmış kuronlarda Unitek kuronları veneerlenmiş kuronlardan istatistiksel olarak daha retantif bulunmuştur. Sadece simante edilen NuSmile kuronları, diğer tüm kuronlardan istatistiksel olarak daha az retansiyon değeri göstermiştir. Hem kıvrılan hem simante edilen Kinder kuronlar diğer markalara göre istatistiksel olarak daha iyi retansiyon oranları göstermiştir. Simantasyon yapılması ve kuronların kıvrılarak yerleştirilmesi işlemleri birleştirildiğinde test edilen tüm markalar için önemli ölçüde daha yüksek retansiyon değerleri elde edilmiştir. Veneerlenmiş yüzeyi olan kuronların veneersiz kuronlardan çok daha iyi retansiyon özelliğinin olduğu bulunmuştur.

Pedo Pearls © kuronlar

Bu kuronlar, FDA gıda sınıfı toz boya ve epoksi rezin ile kaplanmış kuronlardır. Bu kuronlar paslanmaz çelik yerine alüminyumdan yapılmıştır, çünkü epoksi kaplama alüminyuma daha iyi uygulanabilir. Yalnızca süt dentisyonda kullanılırlar [35].

Sağ ve sol bölgede kullanılmalarını sağlayan universal anatomiye sahiptirler; kesilmesi ve kıvrılması kolaydır ve kompozit eklenebilir. Bunun yanı sıra kuronların nispeten yumuşak olması ve dayanıklı olmamaları bu kuronların dezavantajları arasında sayılabilir.

Whiter Biter © kuronlar

Bu kuronun termoplastik kaplaması paslanmaz çelik üzerine, kuronun yüzeyine yerleştirilir. Kaplama malzemesi metal ağ üzerine eritilir, burada ağa dahil edilen küçük plastik eklentiler vasıtasıyla mekanik olarak tutunur. Okluzyon kuvvetleri bu bölgelere yöneltildiğinde, noktasal olarak veya örgü / plastik ara biriminde olmak üzere iki alanda başarısızlık meydana gelebilir [45] .

Yapılan çalışmalarda Whiter Biter kuronu yapılan kesme kuvvetine, diğer prefabrike rezin veneerli PÇK'lerden daha iyi direnç gösterebilmektedir [45].

2.2.2. Polikarbonat kuronlar

Akrilik veya polikarbonat rezin kabuklarından oluşturulmuş ve self adeziv rezin ile simante edilen polikarbonat kuronlar düşük maliyet ile estetik bir görünüm sağlarlar. Dayanıklılıkları uygulamadan uygulamaya değişiklik gösterir, ancak çoğu kez geçici restorasyonlar için kullanılırlar. Polikarbonat kuronlar, simanlar ve astarlar ile modifiye edilebilen tek bir formda gelirler [49]. Diş renginde ve ısı ile sertleşen akrilik rezinlerdir. Estetiktir, kolaylıkla uyumlanabilirler. Polikarbonat kuronlar, yüksek aşındırıcı kuvvetlere dayanamamaları nedeniyle bruksizm ve derin kapanışlarda kontrendikedir. İzolasyon bir sorun değildir, çünkü tüm malzemeler hidrofiliktir [24].

Sürekli dişlere uygulanan geçici amaçlı kuron-köprü restorasyonlarında kompozite benzer yapıdaki materyaller (Provipont, Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein) başarıyla kullanılmaktadır. Bu materyallerin direkt ve indirekt olarak uygulanabilmelerinin yanı sıra, estetik özelliklerinin, dişlere uyumlarının, karşıt dişlerle ilişkilerinin ve okluzal stabilitelerinin başarılı olduğu ileri sürülmekte, ayrıca bitirme ve cilalama işlemlerine yatkın olmaları nedeniyle dişeti ile uyumlu oldukları bildirilmektedir. Aşırı madde kaybı olan ön ve arka grup dişlerin restorasyonlarında kullanılabilen bu materyaller ile hastanın kendi dişlerinin anatomik formu aynen korunduğundan estetik ve marjinal uyum açısından üstün özellikleri olduğu belirtilmektedir. Bir diğer avantajları ise, kuronların polimerizasyonundan önce ya da sonra kompozitlerle arzu edilen düzeltmelerin yapılabilmesidir [55].

2.2.3. Strip kuronlar

Kompozit strip kuronlar, sertleştirilmiş kompozit veya şeffaf bir plastik kalıp kullanılarak uygulanır. Bu malzemeler estetik bir restorasyon sağlasa da, kırılmaya duyarlıdır. Uygulanan kompozitin dentine ve mineye yapışması gerekmektedir. Kanama ve neme karşı hassastır [52,56].

Günümüzde hasta ve velilerin fonksiyonun yanı sıra estetikle ilgili beklentileri de artmıştır. Bu nedenle, aşırı madde kayıplı süt dişi restorasyonlarında estetik diş hekimliğinin sınırları zorlanmakta ve yeni materyal arayışları devam etmektedir. Son yıllarda diş yapısının anatomik ve fonksiyonel karakteristiğini en ideal şekilde yansıtan, estetik rezin

restorasyonlar geliştirilmiştir. Hem dentin hem de mineye bağlanabilen yeni bonding sistemlerinin geliştirilmesiyle birlikte kompozit rezinler, aşırı madde kayıplı ön ve arka grup süt dişlerinin konservatif olarak restore edilebilme şansını doğurmuştur [57].

Aşırı madde kayıplı dişlerin restorasyonunda kompozit materyallerle oluşturulan kuronların kullanılması ile dişlerin doğal rengi ile uyumlu, pulpa ve çevre dokulara zarar vermeyen ve nispeten kısa sürede tamamlanabilen restorasyonlar elde edilmektedir. Bu kuronlar daha az maliyetlidirler ve onarımları kolaydır [58,59].

Aşırı madde kayıplı dişlerde ilk seçenek olarak hala PÇK'lar akla gelmektedir. Ancak estetik göz önünde bulundurulduğunda kompozit kuronlar PÇK'lara alternatif olarak sunulmaktadır. Bu nedenle uygulamadan önce ebeveynler restorasyonda oluşabilecek muhtemel başarısızlıklar açısından bilgilendirilmeli ve periyodik kontrollerle kuronlar düzenli olarak değerlendirilmelidir [58,59].

Strip - kompozit kuron uygulamaları ile aşırı madde kayıplı süt azı dişlerinde, preparasyon marjinlerini iyi kavrayan, homojen ve estetik kompozit restorasyonlar oluşturulma olanağı mevcuttur. Bu tekniğin dişlerde çok az bir kesim gerektirmesi nedeniyle diş dokusu korunmaktadır. Ancak dişeti marjinlerinde özellikle subgingival çürük varlığında dişin kurutulmasının tam olarak mümkün olamayacağı ve marjinlerin diş eti oluşu sıvısı ve kan ile kontamine olabileceği belirtilmiştir [58,59].

Araştırmacılar anterior süt dişlerinde kompozit kuronların başarısı ve arka grup süt dişlerine uygulanan kompozit rezin restorasyonların 2 yıl süreli takiplerinden başarılı sonuçlar alınması nedeniyle, aşırı madde kayıplı arka grup süt dişi restorasyonlarında da kompozit kuronların uygulanabileceğini belirtmişlerdir [58,59].

2.2.4. Pedo jaket kuron

Diş renkli bir kopolyester bir malzemedir. İçerisi rezin ile doldurulur ve diş üzerine yerleştirilip polimerize edilir. Adaptasyonu bozulmaz, lekelenmez veya kırılmaz. Kuronlar makasla kolaylıkla kesilebilir. Fakat sadece bir boyutu mevcuttur [49].

2.2.5. New Millennium © kuronlar

Bu kuronlar, geliştirilmiş kompozit rezin materyalinden oluşur. Bu kuronlarla ilgili uzun süreli çalışma bulunmamaktadır [49]. Frez ile yeniden şekillendirilebilirler ancak diğer kuron türlerine göre daha kırılğan ve daha pahalıdır [56].

2.2.6. Glasstech © kuronlar

Bir polimer cam olan Artglass'tan yapılmıştır. Kompozit gibi doğal bir görünümü, bağlanabilirliği ve inceliği sağlarken, aynı zamanda porselen gibi estetik ve uzun ömürlüdür [49].

Renk stabilitesi ve polimer camın görünümü mine ile benzerdir, karşıt dişe uygun formdadır ve plak tutulumuna karşı dirençlidir. Mikro cam ve silika benzersiz dolgu materyalleri içerdiğinden, strip kuronlardan daha fazla dayanıklılık ve estetik sağlamak için önerilir [49,56].

2.2.7. Zirkonya kuronlar

Amerikan Kozmetik Diş Hekimliği Akademisi tarafından rapor edilen 2013 tarihli bir araştırmaya göre, yetişkinler için her türlü kozmetik hizmet talebi her geçen yıl hızla artmaya devam etmektedir. Genç ve orta yaşlı ebeveynler kozmetik diş hizmetleri almaya başladıkça, çocuklarının dişlerinin estetiğinin artırılma arzusu da artar [60].

Cam bileşeni olmayan polikristal seramiklerdir. Monoklinik 1107 °C'de saf zirkonya; tetra-klinik - 1107 °C'nin üstünde; kübik yüz - 2370 °C'de olmak üzere 3 farklı formda bulunurlar[24].

Zirkonya, insan vücudunda kanıtlanmış bir biyo-uyumlu malzeme olarak uzun bir geçmişe sahiptir. 1970'lerden bu yana kalça protezlerinde kullanılmakta iken, en az 15 yıldır da kuronlar, endodontik postlar, implant abutmentleri ve yetişkin hastalarda diğer kuron ve köprü uygulamaları için kullanılmaktadır [60].

Zirkonya seramik kuronlar, yitrium oksit ile stabilize edilmiş zirkonyum oksitten imal edilmekte ve böylece yitria-stabilize zirkonya (YSZ) ismini almaktadır. Bazı zirkonya

seramik kuronlar, altyapıları veya dış yüzeyleri arasında porselen tabakalar içerebilir. Oldukça güçlüdürler ve genellikle diğer pek çok kurondan daha pahalıdırlar [52].

Pediyatrik zirkonya kuronları, paslanmaz çelik kuronlar gibi, her bir diş için altı veya yedi farklı boyutta hazırlanır ve kitlerde tedarik edilir. Yerleştirmek için çürük temizlenir ve diş, oklüzal ve çevresel olarak gingival bölgeye kadar kesim yapılarak hazırlanır. Daha sonra, uygun büyüklükte bir kuron hazırlanmaya çalışılır. Kuron pasif olarak dişin üzerine oturana kadar diş kesimi işlemi yapılır [60].

Farklı şekillerdeki zirkonyanın neden olduğu hacimsel genleşme, zirkonyanın çatlamasına neden olan stresi arttırmaktadır. Az miktarda yttria eklenerek bu faz değişiklikleri ortadan kaldırılır ve elde edilen malzeme yüksek basınç dayanımına, yüksek kırılma ve korozyon direncine ve yüksek biyouyumluluğa sahip hale getirilir. Bunlar metalsiz kuronlardır [52].

Zirkonya kuronların avantajları:

- Mükemmel estetik
- Yüksek dayanıklılık ve sertlik
- Aşınmaya direnç
- Az diş preparasyonu
- Metal kullanılmaması
- Farklı boyut, şekil ve renk seçenekleri
- Renk stabilitesi
- Biyouyumluluk
- Steril edilebilirlik

Zirkonya kuronların dezavantajları:

- Karşıt dişte aşındırıcı etki
- Yüksek maliyet
- Çapraşık dişler ya da şiddetli yer kaybı varlığında kontrendike
- PÇK'lara göre daha kalın olması
- PÇK'lara kıyasla daha fazla miktarda diş preparasyonu
- Uyumlama yapılamaması [24,52,56].

Zirkonya kuronların rezin modifiye cam iyonomer siman (RMCİS), rezin siman veya biyoaktif RMCİS ile simante edilmesi önerilmektedir [61].

Walia ve diğerleri üç tam kuronal restorasyon, kompozit strip kuron, prefabrik rezin veneerli paslanmaz çelik kuron ve prefabrik primer zirkonya kuronları ile klinik sonuçları karşılaştırmak için randomize bir klinik araştırma yürütmüşlerdir [62]. Restorasyonların başarısızlık ortalaması, karşıt dişlerin aşınması ve diş eti sağlığı açısından değerlendirilmiştir. Zirkonya kuronlarda retansiyon oranının en yüksek olduğu (%100) ve bunun ardından prefabrik rezin veneerli PÇK'ların (%95) olduğu, kompozit strip kuronların en az kalıcı (%78) olduğu bildirilmiştir.

Karaca ve diğerleri, 18 aylık izlemde, zirkonya kuronlarının iyi tutuculuk sergilediklerini, doğal ve estetik görünüm ve kısa uygulama zamanına sahip olduklarını bildirmişlerdir [63]. Zirkonya kuronlar otoklavda steril edilebilirler [31].

- Kinder ZR
- Nusmile ZR
- EZ-Pedo

En sık kullanılan zirkonya kuronlardır.

Kinder ZR kuronlar

Kinder zirkonya kuronlar ilk olarak TOSOH Corporation tarafından Japonya'da üretilmiştir.

Nano teknoloji ile üretilmiş en yüksek kaliteli zirkonya kurondur. Karşıt dişin aşınmasını engelleyen cilalanmış bir yüzeye sahiptir.

Bu kuronlarda 'IncisaLock' sistemi ile, hem mekanik hem de kimyasal tutunma elde edilmiştir. Yapıştırma işleminden sonra restorasyonu saran içsel bir tutuculuk sistemine sahiptir. Bu retansiyon bandı aynı zamanda yapıştırma işlemi için daha geniş bir yüzey alanı da sağlamaktadır. İnce bitirilmiş zirkon Kinder kuron marjini dişe olabildiğince doğal bir profil sağlamaktadır [49].

Orta ve normal olmak üzere iki boyutta bulunmaktadır. Orta büyüklükteki kuronlar büyük yer darlığı oluşan durumlarda oturma sorunlarını hafifletmek için birinci ve ikinci süt molar dişler için tasarlanmıştır [64]. Bu kuronlar mezial-distal pozisyon yerleşimini daha kolay hale getirmek için bu bölgelerden daraltılmış, aynı zamanda bukkal lingual genişlikleri korunmuştur [24].

NuSmile ZR kuronlar

NuSmile ZR ilk kez 1991 yılında piyasaya sunulmuştur. Doğal süt dişinin anatomik konturlarını taklit eden, monolitik zirkonya'dan yapılmış, metal içermeyen kuronlardır.

Yüksek dereceli tek parça zirkon seramikten yapılmıştır. Bu seramikler yüksek sertlikte üretilerek kuronlara mineden daha yüksek dayanıklılık kazandırılmıştır. Bilgisayarlı tomografi (BT) ve doğal süt dişlerin dijital taramaları kullanılarak, önceden oluşturulmuş kuronların servikal konturları ve temel anatomisi geliştirilmiştir [56].

Zirkonya seramiklerin translusensi pulpa tedavisi görmüş dişlerdeki koyu renk görünümünü ortadan kaldırarak mükemmel bir estetik görüntü sağlamaktadır [24].

Zirkonya kuronlarının potansiyel bir dezavantajı, deneme aşamasında zirkonyayı tükürük ve kana maruz bırakmanın kuron ve yapıştırıcı simanın arasındaki bağlanma kuvvetini bozması durumudur. Tükürükteki fosfat grupları zirkonya yüzeylerine bağlanacak ve böylece zirkonya yüzeyi, en etkin simanlarda bulunan fosfat gruplarıyla yapışmaya daha az reaktif hale gelecektir. NuSmile ZR kuronları kontaminasyon problemini ortadan kaldırmak için Try In® NuSmile Crowns adında pembe renkli deneme kuronları üretmişlerdir. Kuron, deneme seansları ve hazırlama safhasında yardımcı olmak için üreticiler tarafından sağlanmaktadır. Önce boyutu doğrulamak için pembe deneme kuronu kullanılır. Doğru boyutu seçtikten sonra, uygun boyuttaki diş renkli NuSmile ZR kurona siman yerleştirilir. Ayrıca pembe deneme kuronu temizlenebilir, otoklavda steril edilebilir ve tekrar kullanılabilir [60].

EZ pedo kuron

Bu kuronlar 'zir-lock ultra' teknolojisi ile üretilmişlerdir. Bu üretim şeklinde kuron marjinleri boyunca yer alan retansiyon olukları bulunmaktadır. Oluklar siman taşmasını

önlemektedir [64]. Bu dizayn aynı zamanda zararlı bakterilerin girişini önlemektedir ve yapıştırma alanını 2 katına çıkarmaktadır. Ek retansiyon alanları alüminyum oksit pürüzlendirmesiyle elde edilmektedir [24].

2.2.8. CAD / CAM zirkonya kuron uygulamaları

Her geçen yıl giderek artan sayıda intraoral CAD / CAM restoratif teknikleri benimsenmektedir [65]. Başlangıçta, CEREC teknolojisini kullanarak sadece yetişkin hastalar tedavi edilirken, günümüzde adölesan ve çocuk hastalar dahil olmak üzere tüm hastaları tedavi etmek için CAD / CAM teknolojisi kullanımı genişletilmiş ve büyük başarı elde edilmiştir [66].

Bu tekniğin çeşitli nedenlerle üstün olduğu tespit edilmiştir. Öncelikle, indirekt bir restorasyonun marjinal bütünlüğü, prefabrike paslanmaz çelik kurona göre daha iyidir. Çünkü hasta için prefabrike bir restorasyondan ziyade, tam olarak hastanın dişine uyması için tasarlanmış ve özel imal edilmiş bir restorasyondur [67].

Ayrıca, CAD / CAM yönteminin, uygun boyuttaki paslanmaz çelik kuronu belirlemek için gerekli olan uzun deneme prosedüründen çok daha hızlı olduğu söylenmektedir. Dişin hazırlanması, görüntünün taratılması, restorasyonun yapılması ve simantasyon, yaklaşık 20 dakika içinde tamamlanabilmektedir [68].

Genellikle, bu pediatrik restorasyonlar küçük boyutlarından dolayı yaklaşık 2 dakika içinde hazırlanır. Buna ek olarak hem marjinal bütünlük hem estetik açısından hastalar ve ebeveynleri sonuçtan daha memnundurlar. Kullanılan kompozit rezin son derece sağlam ve dayanıklıdır, ancak doğal mine benzeri aşınma özelliklerine sahiptir ve aşırı madde kaybına uğramış süt azı dişleri için geleneksel paslanmaz çelik kuronlara makul bir alternatif sunar [69].

2.2.9. Biyolojik kuronlar

Günümüzde kullanılan restoratif materyallerin hiçbiri doğal diş minesinin kalite, renk ve dayanıklılık açısından yerini tutamamaktadır [70]. Bu sebeple doğal diş parçaları ilk kez 1964 yılında ön diş kuron kırığı tedavisinde uygulanmaya başlanmıştır [71]. Daha sonra

biyolojik kuronlar aşırı madde kayıplı ön ve arka grup süt dişlerinin restorasyonlarında kullanılmaya başlanmıştır [72].

Diş bankalarından alınan doğal dişlerin kullanıldığı bu tedavinin özellikle estetik açıdan avantaj sağladığı vurgulanmaktadır [73].

Biyolojik restorasyonlar PÇK'lar ve kompozit rezinler ile karşılaştırıldıklarında sağlam diş dokusunun ve pulpanın vitalitesinin korunmasına olanak sağlaması ve estetiğinin iyi olması nedeniyle avantajlı bulunmaktadır [72].

Ancak aşırı madde kayıplı dişlerde biyolojik restorasyon uygulamalarında; hasta başında geçirilen zamanın uzun olması, diş bankalarından elde edilen diş dokularının maliyetinin yüksek olması, bu tür restorasyonların sık sık tamir gerektirmesi ve tamirinin zor olması ve ebeveynlerin onam verme konusundaki duyarlılıkları gibi önemli sorunlarla karşılaşmaktadır [74].

2.3. Kuronların Klinik Uygulama Basamakları

2.3.1. Paslanmaz çelik kuronların uygulama basamakları

PÇK uygulanacak dişlerde okluzal yüzeylerden lobut frez ile 1 - 1,5 mm, aproksimal yüzeylerden alev uçlu frez ile mezial ve distal kontakların kaldırılacak düzeyde, sondun aproksimalden geçeceği genişlikte bir kesim yapılır. Bukkal ve lingual yüzeylerde gerekmedikçe kesim yapılmaz ancak bukkal tüberkül belirginse aşındırılır ve keskin kenarlar yuvarlaklaştırılır. Tüm kesim hattı 1 – 1,5 mm dişetin altında kalacak şekilde basamaksız kesim yapılır. Dişin mezio-distal boyutuna uygun bir PÇK seçilerek, kuron lingualden vestibule doğru yerleştirilir. Hafif bir basınç uygulanarak yerleştirilen kuronda “tık” sesinin duyulmasına dikkat edilir. Kuron kenarları dişeti cebi içine ortalama 1 mm girecek şekilde ayarlanır. Diş etinde kuron kenarlarının uzunluğunun göstergesi olan aşırı beyazlama mevcutsa veya oklüzyonda yükseklik varsa uzun kenarlar kısaltılır. PÇK'nın marjinal kenarları uygun pensler ile konturlanır. Kısaltılan kuron kenarları disk ve lastikler yardımıyla polisajlanır. Simante edilmeden önce PÇK'nın uyumu klinik olarak kontrol edilir. Son olarak diş ve kuron üzerindeki kan ve tükürük artıkları yıkanıp kurutularak simantasyon aşamasına geçilir. Kuron diş RMCİS esaslı bir yapıştırma simanı ile simante

edilir. Taşan siman artıkları sond yardımı ile uzaklaştırılır ve simanın ilk sertleşme reaksiyonu tamamlandıktan sonra interproksimal bölgede kalan artıklar bir diş ipi yardımıyla temizlenir. İşlemin bitiminde simante edilen kuronun uyumunu kontrol etmek amacı ile bite-wing radyografi alınır [75].

2.3.2. Strip kuronların uygulama basamakları

Yüksek hızlı konik elmas veya tungsten karbid frez kullanılarak kuron uzunluğu insizal olarak 1 – 1,5 mm kısaltılır. Meziyal, distal ve fasiyal bölgeler gingival bölgeye doğru 1 - 1,5 mm kadar kesim yapılır. Uygun boyutta selüloid strip kuron seçilir. Kenarları kavisli bir makasla dişe uyum sağlayacak şekilde kesilir. Kuronun insizolingual bölgesinden bir delik açılır. Kompozit rezin yerleştirildiğinde hava kabarcığı kalmaması için bu işlem uygulanır. Diş yüzeyine asitleme ve bonding aşamaları uygulanır. Strip kuronun içi kompozit rezin materyal ile doldurulur. Kompozit rezinin rengi dikkatle seçilmelidir. İyi estetik sonuçlar elde etmek için bu aşama önemlidir. Kompozit rezin dolu strip kuron dişe yerleştirilir. Kenarlardan taşan fazlalıklar alınır. Vestibül ve lingual yüzeylerden 60’ar saniye ışıqla polimerizasyon yapılır [75].

Bir ekskavatör veya prob ile selüloid strip kuron diş üzerinden soyularak çıkarılır. Kuronun okluzal uyumlaması yapılır ve polisajlanır [52].

2.3.3. Zirkonya kuronların uygulama basamakları

Zirkonya kuronlarda uygulanan preparasyon teknikleri her marka için küçük farklılıklar göstermektedir. Bu markalar arasında günümüzde en popüler olan NuSmile ZR kuronların ise uygulama basamakları şu şekildedir:

İşlem yapılacak diş için uygun büyüklükteki kuron seçilir ve okluzal ilişki değerlendirilir. Kuronun boyutu NuSmile Try-In kuronları kullanılarak diş preparasyonu öncesinde belirlenmelidir. Doğal oklüzal kontürleri sağlamak için oklüzal yüzeyden 1-2mm kesim yapılır. Proksimal kontaklar açılır ve kuronun boyutundan %20-30 (veya 0.5 - 1.25mm) kesim yapılır. Preparasyonun marjinde, ince, konik bir elmas frez ile subgingival olarak yaklaşık 1-2 mm'lik *feather edge* basamak kesimi yapılır. *Undercut* ya da subgingival çıkıntıların kalmadığı kontrol edilir. Hazırlanan dişin tüm keskin açıları yuvarlatılır.

NuSmile ZR kuronun hazırlanan iç yüzeyinin tükürük veya kanla kontaminasyonunu önlemek için NuSmile Try-In kuronları kullanılabilir. Bir diğer yöntemde ise hasta için seçilen NuSmile ZR kuronları direkt olarak kullanılır. Tükürük veya kan ile kontaminasyon oluşursa, kuron iç yüzeyi *Ivoclean* veya alüminyum oksit ile kumlama ile temizlenir. Dişteki tükürük, kan veya debrisler temizlenir ve dişeti kanaması kontrol edilir. NuSmile BioCem™ Universal BioActive siman, rezin siman veya rezin modifiye cam iyonomer siman kullanılır. Kuron kendiliğinden yerleşene kadar sıkıca yerinde tutulur, siman ışıkla sertleştirilir ve kalan artıklar temizlenir. Okluzyon kontrol edilir, karşıt dişlerden aşındırma yapılabilir [76].

Diğer kuron tiplerinden önemli bir farkı, zirkonya kuronunun uzunluğunun makasla ayarlanamayacağı, bunun yerine su spreyi ile beraber frezin kullanılması gerektiği yönündedir. Oklüzal ve interproksimal bölgelerden yapılan fazla preparasyon kuronun zayıflaması ve inceltilmesi nedeniyle kontrendikedir. Zirkonya kuronlar bükülemediklerinden pasif olarak dişe oturmaları çok önemlidir. Yerleştirirken aşırı basınç uygulanması kuronu kırabilir. Uygun boyutlu kuron diş eti dokusunu bozmadan yerleşmeli ve subgingival olarak uyumlu olmalıdır. Uygun boyuttaki kuron dişe simante edilir [75].

2.4. Kuron Simantasyonu

Tam kuron restorasyonların başarısında hem simantasyon materyalinin hem de uygulama yönteminin önemli rolü vardır. Simantasyon materyali diş dokusuna ve restorasyon materyaline güçlü bir şekilde bağlanabilmelidir [77,78].

Zirkonya bazlı kuronlar, yüksek kırılma direnci özellikleri nedeniyle geleneksel simanlarla yapıştırılabilmektedir. Geleneksel simanların başarısını, diş yüzeyine bağlanan simantasyon materyalinin mikro-mekanik retansiyonu ve simantasyon materyalinin fiziksel özellikleri etkilemektedir. Yüksek bükülme direnci ve kırılma dayanıklılığına sahip kuronlar için geleneksel simanlar oldukça elverişlidir [10-12] .

Bazı tam kuron restorasyonlarda ise retansiyonu sağlamak için adeziv bir ara yüzey gereklidir. Adeziv simantasyonun çok sayıda avantajı vardır. Tutuculuk özelliğinin artması, marjinal bütünlüğün sağlanması, mikrosızıntının azalması ve dolayısı ile sekonder

çürük riskinin önlenmesi ile daha uzun ömürlü ve başarılı restorasyonlar yapılabilir [13].

Süt dişlerine uygulanan kuronlarda, en sık rastlanan klinik başarısızlık nedeni, simantasyon materyallerinin yetersizliğinden kaynaklanan kuron kayıpları olarak belirtilmektedir [43].

2.4.1. Çinko fosfat siman

1878'de piyasaya sürülmesinden bu yana, 100 yıldan uzun bir süredir klinik olarak başarılı bir geçmişe sahip olan en eski yapıştırma materyallerinden biri olarak kabul edilmektedir [79].

Toz ve likit halinde veya kapsüllü formlarda kullanılmaktadır ve asit-baz reaksiyonu ile elde edilmektedir. Tozun ana bileşeni %2-10 magnezyum oksit ve %90 çinko oksittir. Magnezyum oksit simana beyaz renk vermektedir. Likidinde ise %45-64 fosforik asit, %30-35 su, az miktarda alüminyum fosfat ve çinko fosfat bulunmaktadır [80].

Biyolojik özelliklerini iyileştirmek için florid ve öjenol ilave edilmeye çalışılmış fakat başarılı sonuçlar alınamamıştır [81].

Likidin su içeriği (%30-55), sertleşme reaksiyonunu etkilemektedir. Su kaybı, sertleşme reaksiyonunu uzatabilir veya kısaltabilir. Likit bulanık görünüyorsa, su buharlaşmasından şüphelenilmelidir. Siman hazırlanırken, çözünürlüğü büyük oranda etkilediği için likidin herhangi bir madde ile kontaminasyonundan kaçınılmalıdır [82].

Simanın karıştırılma aşaması oldukça kritiktir ve geniş bir alana yayılarak, küçük eklemelerle soğuk bir levha üzerinde yapılmalıdır. Bu işlemdeki başarısızlık, reaksiyonu hızlandırır ve simanın kıvamını etkiler. Protetik restorasyonun simantasyonunun ideal şekilde yapılması için, tarif edilen şekilde karıştırma ve sabit bir uygulama kuvveti gerekmektedir [83].

Düşük başlangıç pH'sına (1-2) rağmen, Brannstrom ve Nyborg, pulpada irritasyona neden olacak bir etki bulmamışlardır. Dolayısıyla bu potansiyel irritasyon etkisi önemsiz görünmektedir. Rezin bazlı materyallerin ve kalsiyum hidroksit veya potasyum oksalat gibi

diğer pulpa koruyucu ajanların kullanılması, retansiyonu azaltması sebebiyle hazırlık sırasında önerilmemektedir [84].

Çinko fosfat siman, kurona ve dişe tamamen mekanik yollarla bağlanmaktadır. Bu nedenle diş preparasyonunun konikliği, uzunluğu ve yüzey alanı başarı için kritik öneme sahiptir [82].

Söderholm ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada çinko fosfat siman ile yapıştırılarak bir yıl süreyle su ve yapay tükürükte bekletilen zirkonya kuronların retatif kuvvetlerinin azalmadığını, aksine arttığını bulmuşlardır [85].

Bu siman rutin olarak prefabrike ve döküm postların, kuronların, köprülerin, metal inley ve onleylerin simantasyonu için önerilir.

Avantajları:

- İyi basınç dayanımı (doğru oranlarda yapılırsa)
- Yeterli siman kalınlığı (25 mikrometre)
- Yeterli çalışma süresi
- Yüksek çiğneme stresinin olduğu protez bölgelerinde kullanılabilir

Dezavantajları:

- Düşük çekme dayanımı
- Kimyasal bağlanma yok
- Oral sıvılarda çözünme [86].

2.4.2. Cam iyonomer siman

1969'da, Wilson ve Kent tarafından alüminosilikat cam tozu ile; polimer, akrilik asitin kopolimerleri, itatonik, maleik ve trikarboksilik asit içeren likidin asit-baz reaksiyonu ile elde edilen yeni bir yarı saydam siman geliştirmişlerdir. Bu simana cam iyonomer siman (CİS) adı verilmiştir [87].

Cam iyonomer siman, hem silikat siman (translüsensi ve florid salınımı) hem de polikarboksilat simanın (pulpayı irrite etmeme ve diş yapısına kimyasal bağlanma) avantajlarına sahiptir. Tozun florid içeriği %10-23 arasında değişmektedir, bu nedenle potansiyel antikaryojenik özelliğe sahiptir. Bu siman ile ilgili temel sorun, malzemenin bütünlüğünü bozan erken nem kontaminasyonu ve kurumaya duyarlılığıdır. İlk aşamada su emilimi, simanın bozulmasına, translüsensinin kaybına neden olur ve cam iyonomer simanın sertliğini önemli ölçüde azaltır. Yeni karıştırılmış bir siman havayla temas ettiğinde, yüzey kurumadan dolayı çatlaklar ve bu da mikro çatlakların oluşması sebebiyle bağlanmayı zayıflatır. Tedavi sonrası diş hassasiyetini arttırdığı için aşırı kurumadan kaçınılmalıdır [80].

Cam iyonomer siman yerleştirildikten 24-72 saat sonrasına kadar tamamen sertleşmez, bu nedenle siman içeren restorasyonda hemen yükleme yapmaktan kaçınılmalıdır. Aşırı miktarda siman nedeniyle hidrostatik basınç oluşmasını önlemek için kuron içine az miktarda siman konulması önerilmiştir [88].

Avantajları:

- Mine ve dentine kimyasal bağlanma
- Sürekli florid salınımı ve floridi oral ortamdan emme yeteneği (florid şarjı) sebebiyle çürük insidansı yüksek hastalarda tercih edilebilmesi
- Diş benzer termal genleşme katsayısı
- Renksiz olduğu için porselen kuronlarla kullanılabilmesi
- Asitte çözünmeye karşı yeterli direnç
- Az miktarda siman kalınlığı ve sabit viskozitesi sebebiyle karıştırdıktan kısa bir süre sonra restorasyonların daha iyi yerleştirilebilmesi

Dezavantajları:

- Nem kontaminasyonuna ve kurumaya karşı hassasiyet
- Çinko fosfattan daha düşük bir elastisite modülü, bu nedenle yüksek çiğneme gerilimi olan alanlarda elastik deformasyon potansiyeli
- Başlangıçtaki düşük pH'nın simantasyon sonrası hassasiyet ile ilişkili olduğu varsayılmıştır. Dentin dehidrasyonu, ince siman ve mikro sızıntı bazen hassasiyetten

sorumlu olabilir

- Yetersiz aşınma direnci [80].

2.4.3. Rezin modifiye cam iyonomer siman

Bu siman, 1990'larda, cam iyonomer simanlarının florid salınımı ve kimyasal bağlanma gibi özelliklerinden bazılarının, yüksek dayanım ve rezinlerin düşük çözünürlüğü ile birleştirilmesi amacı ile piyasaya sürülmüştür. Polimerize olabilen fonksiyonel gruplar, asit-baz reaksiyonu ile birlikte etki etmesi için geleneksel cam iyonomer simanlara eklenmiştir. Aşınma direnci de arttırılmıştır [89].

Toz ve likit, kapsüllenmiş formda veya iki macun şeklinde bulunabilir. Toz, iyonize olabilen cam ve kimyasal ya da ışıkla polimerizasyon için başlatıcılardan oluşur. Likit ise; polimerizasyon reaksiyonunu sağlayan bir metakrilat rezini (bis-GMA), asit-baz reaksiyonu için, iyonize olabilen camla reaksiyona giren bir poliasit, hem rezin hem de asit bileşenlerinin sulu bir çözelti içinde bir arada bulunmasını sağlayan bir hidrofilik metakrilat olan hidroksi-etil metakrilat (HEMA) ve sudan oluşan dört ana bileşeni içermektedir. Diğer bileşenler arasında polimerizasyon aktivatörleri ve stabilizatörler bulunur.

Metal veya metal altyapılı porselen kuronların ve köprülerin, amalgam, rezin kompozit veya cam iyonomer kor yapılarının yapıştırılması için tavsiye edilir [90].

Avantajları:

- Basınç dayanımı ve çekme dayanımı çinko fosfat, polikarboksilat ve cam iyonomer ile karşılaştırıldığında oldukça geliştirilmiştir fakat rezin kompozitlere göre daha azdır
- İşlem sırasında erken nem kontaminasyonuna ve kurumaya karşı daha az hassastır ve cam iyonomer simandan daha az çözünmektedir
- Kolay manipülasyon ve kullanım
- Geleneksel CİS'e benzer florid salınımı
- Tedavi sonrası minimum hassasiyet.
- Nemli dentin için yüksek bağlanma kuvveti (14 MPa)

Dezavantajları:

- Cam-iyonomer bileşeni nedeniyle oluşan dehidrasyon büzülmesinin, polimerizasyon büzülmesi ile birlikte, uygulandıktan 3 ay sonra olduğu gözlenmiştir. Bu durum, diş restorasyon arayüzünde strese bağlı kırıklar yaratabilmektedir.
- HEMA, artan su emiliminden, ardından plastisite ve higroskopik genişmeden sorumludur. İlk su emilimi, polimerizasyon büzülme streslerini telafi edebilir, ancak sürekli su emilimi, genişlemeyle indüklenen kırılma meydana geldikçe, devital dişlerdeki tam seramik kuronların ve postların simantasyonunda kontrendike olarak kabul edilmesine neden olan önemli bir boyutsal değişikliğe yol açar
- Nadir olmasına rağmen, serbest monomer nedeniyle alerjik bir reaksiyon ortaya çıkabilir. Bu nedenle karıştırma sırasında dikkatli olmak gerekir
- Simanın dıştan uzaklaştırılması zordur [91-93].

2.4.4. Rezin simanlar

Metil metakrilat esaslı rezin simanlar

Metil metakrilat esaslı rezin simanlar 1950'lerde geliştirilmiştir, ancak düşük doldurucu partikül içeriği nedeniyle yüksek polimerizasyon büzülmesi ve yüksek mikro sızıntıya sahip materyallerdir. Ayrıca yüksek amin seviyeleri polimerizasyondan sonra renk değişimine neden olmaktadır [80].

Aromatik dimetakrilat esaslı rezin simanlar

1963 yılında Dr. Rafael Bowen, diş hekimliğinde bis-GMA veya Bowen rezini adı verilen ilk çok işlevli metakrilatı geliştirmiştir [94]. Bis-GMA rezin, bir epoksi rezin ve metil metakrilattan sentezlenen bir dimetakrilat aromatik esteri olarak tarif edilebilir. Bis-GMA son derece visközdür ve viskoziteyi azaltmak için trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi düşük viskoziteli dimetakrilat ile karıştırılır.

Günümüzde kullanılan rezin simanlar, ince bir film tabakası halinde uygulanabilmesi için bis-GMA ya da üretan dimetakrilat rezin matriksinden ve inorganik parçacıklardan (%20-80) oluşmaktadır. Toz / likit, kapsüllü veya macun olarak mevcuttur ve kimyasal, ışık ile

ve hem kimyasal hem ışık ile olmak üzere polimerizasyon yöntemine göre üç tipte sınıflandırılırlar[80].

Avantajları:

- Düşük çözünürlük ile beraber yüksek basınç ve çekme dayanımı (20–50 MPa)
- Prepare edilmiş mine, dentin, metal alaşım ve seramik yüzeylere mikromekanik bağlanma
- Çeşitli renk tonları ve translüsensi seçeneği

Dezavantajları:

- Uygulama hassasiyeti
- Polimerizasyon büzülmesinden dolayı marjinal sızıntı
- Yüksek film kalınlığı
- Fluorid salınımı veya alımı yoktur
- Vital diş kesiminde kullanıldığında şiddetli pulpal reaksiyonlar
- Düşük elastisite modülü
- Sertleşmiş fazla rezin simanın erişilemeyen alanlardan uzaklaştırılması zordur
- Öjenol bazlı geçici yapıştırma ajanlarının kullanılmasının rezin simanın polimerizasyonunu inhibe eder [95].

Yılmaz ve diğerleri, PÇK'ların yapıştırılmasında kullanılan CİS, RMCİS ve rezin simanların bağlanma kuvvetini ve mikrosızıntı değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, rezin simanların dişe bağlanma kuvvetinin CİS'la benzer ancak RMCİS'dan anlamlı düzeyde yüksek olduğunu bildirmişlerdir [96]. Ayrıca rezin simanın mikrosızıntı açısından CİS ile yaklaşık olarak aynı özellikte olduğu fakat RMCİS'ten anlamlı derecede daha düşük mikrosızıntıya sahip olduğu bulunmuştur. Yüksek retansiyon özelliği gösteren simantasyon materyallerinin mikrosızıntı olasılığını düşürdüğü sonucuna varılmıştır.

Simantasyon materyali kuron ile prepare edilen diş arasındaki arayüzü kapatır. Klinisyenler için geleneksel su bazlı simanlardan yeni rezin simanlara kadar çeşitli yapıştırma ajanları bulunmaktadır. Simantasyon materyallerini değerlendirmek için pek

çok yöntem bulunmasına rağmen kuronları yapıştırmada en uygun materyali bulmak için kullanılan yöntemlerden biri de sonlu elemanlar analizi yöntemleridir.

2.5. Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi

Sonlu elemanlar analizi yönteminde, direkt olarak çözülemeyen mühendislik problemlerine çözüm sağlamak için, problem daha kolay alt problemlere ayrılır. Alt problemler çözülerek birleştirilip esas problemin çözümü gerçekleştirilir. Tam bir çözüm yerine çoğu zaman kabul edilebilir seviyede yaklaşık bir çözüm tercih edilmektedir [97].

İlk kez 1956 yılında uçak endüstrisinde, daha sonraları ısı transferi, akışkanlar mekaniği, katı mekaniği, akustik, elektromanyetik ve biyomekanik gibi birçok alanda kullanılmaya başlanmıştır [97,98].

Diş hekimliğinde sonlu elemanlar analizi, biyomekanik yapının matematiksel modelinin çıkarılarak bilgisayar programı ile çözümlenmesi esasına dayanmaktadır. Sonlu elemanlar analizi diş hekimliğinde genellikle konservatif ve endodontik restorasyonlar, protetik restorasyonlar ve implantların değerlendirilmesinde kullanılmaktadır [14].

Stres analizi ile denge mekanizması (dış kuvvetler ve deformasyon- deplasman arasındaki denge) diferansiyel denklemler yardımı ile ifade edilerek matematiksel model kurulmakta ve bu denklemlerin sayısal çözümü için sonlu elemanlar analiz yöntemi uygulanmaktadır. Matematiksel model olarak ifade edilen denklemler; probleme bağlı olarak bir, iki veya üç boyutlu olabilir. Problem ortamında değişkenin (stres analizi örneğinde deplasman değişkeni olarak alınmaktadır) tanımlandığı matematiksel model problem sınırında değişkenin tanımlanması ile sınır koşulları oluşturulmakta ve böylece matematiksel model tamamlanmış olmaktadır [14,15].

Sonlu elemanlar analizinde kullanılan temel kavramlar şu şekildedir:

2.5.1. Sonlu elemanlar analizinin temel kavramları

Eleman (Element)

Sonlu elemanlar yönteminde değerlendirilmek istenen materyal, eleman (element) olarak adlandırılan basit geometrik şekillere parçalanır. Bu elemanlar, "düğüm" olarak adlandırılan özel noktalardaki bilinmeyen değerler cinsinden ifade edilir. Sınır koşullarını da içerecek şekilde, elemanların birleştirilmesi sonucu lineer veya lineer olmayan cebirsel denklem seti elde edilir. Bu denklemlerin çözümü, sistemin yaklaşık davranışını verir. Sonlu elemanlar yöntemi düğüm noktaları için tanımlanmış şartları, cebirsel lineer denklemlere çevirir, önce bu denklemler çözülür ve bütün elemanlardaki gerçek stresleri bulmaya çalışır. Sonuç olarak model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse daha gerçekçi sonuçlar elde edilir [99].

Düğüm (Node)

Sonlu elemanlar yönteminde modeller, sonlu sayıda elemanlara bölünür. Bu elemanlar belli noktalardan birbirlerine bağlanırlar. Bu noktalara düğüm (node) adı verilir. Katı modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmelerle ilişkilidir. Düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise elemanların stresleri ile ilişkilidir [100].

Mesh (Ağ) Oluşturulması

Mesh (ağ) oluşturma işlemi, düğüm noktalarının ve elemanların koordinatlarını oluşturur. Mesh üretme konusunda kullanıcının ayrıca üzerinde mesh üretilecek alanda, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun fazla olacağına hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun daha az olacağına karar vermesi gerekebilir. Mesh oluşturmada modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür. Bundan sonra, cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösteren sınır şartları belirlenir [99,100].

Katı modelleme

En üst düzey modelleme tekniğidir. Gerçek anlamda cismin iç ve dış geometrisinin tanımlanmış olur. Katı modellemenin esas özelliği, görüntünün ötesinde cismin iç ve dış

geometrisinin bilgi kütüğü şeklinde bilgisayar ortamında modellenmiş olmasıdır. Böylece ağırlık, moment gibi parametreler hesaplanabilir veya kesitler alınarak cismin iç geometrik formu incelenebilir. Cisimlerin yüzeylerinde bulunan renkler, geçirgenlik, ışık yoğunluğu ve gölgeleme yapılabilir [99].

Güncel literatürde sıklıkla kullanılan yazılım paketleri; ALGOR, ABAQUS, ADINA, ANSYS, COMSOL, FEMPRO, FEMTOOLS, I-DEAS, MARC, NASTRAN, PAFEC 75, PATRAN, PROENGINEER, RHINOCEROS, SOLIDWORKS, SAP 80, SAP2000, STRAND7, VISUALFEA ve ZEBULON'dur [14].

Modeldeki stresleri matematiksel olarak elde edebilmek için bazı bilgiler gereklidir. Bunlar;

- Düğüm noktaları ve elemanlarının toplam sayısı ile her bir düğüm noktasını ve elemanı belirlemek için numaralandırma sistemi,
- Her bir elemanla ilgili olarak materyalin elastisite modülü ve poisson oranı,
- Sınır şartları tipi ve dış düğümlere uygulanan kuvvetlerdir [15].

Hazırlanan modelde eleman sayısı arttıkça yapılan ölçümün hassasiyeti de artmaktadır. Sabit bir başlangıç noktasına göre tüm düğümlerin x, y, z eksenlerindeki koordinatları belirlenerek bilgisayara aktarılır. Daha sonra tüm elemanların poisson oranları ve elastisite modülleri bilgisayara aktarılır. Model üzerinde belirlenmiş olan düğüm noktalarına yön, şiddet ve açısı belli olan kuvvet ilave edilir. Son olarak analizin çözümlemesi yapılır. Sonuç olarak her bir elemandaki ve dolayısıyla elemanların oluşturdukları cismin tamamındaki stres, gerilim ve konum değişiklikleri belirlenmiş olur [101].

Sonlu eleman analizlerinde stres dağılımı ve değerlendirilmesi yapılabilmektedir. Von Mises stresi, materyaller için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanmakta; materyal üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek amacıyla kullanılmaktadır. Aynı zamanda kırılma dayanımının ölçülmesindeki analizlerde de kullanılır. İki boyutlu veya üç boyutlu modellerde oluşan stresleri birleştirerek materyalin çekme dayanımı değerlerini vermektedir [102].

Avantajları;

- Bazen iç içe geçmiş elemanlardaki malzeme özellikleri aynı olmayabilir ve bu durum analizde sorun yaratabilir. Sonlu elemanlar yöntemi, birkaç malzemenin birleştirildiği cisimlerde uygulanabilir.
- Gerçek yapıya çok daha yakın bir model hazırlanabilir.
- Bu yöntem ile düzgün olmayan sınırlara sahip şekiller ve eğri kenarlı elemanlar analiz edilebilir ve eleman boyutları kullanıcı tarafından kolayca değiştirilebilir. Böylece önemli değişiklikler beklenen bölgelerde, daha küçük elemanlar kullanılarak hassas işlemler yapılabilirken, aynı parçanın diğer bölgeleri büyük elemanlara bölünerek işlem hızı artırılabilir.
- Stresler, gerinimler ve yer değiştirmeler hassas bir şekilde elde edilebilir [15,99].

Dezavantajları;

- Benzeşim modeli elde edilen yapıların izotropik, homojen ve doğrusal elastisite gibi malzeme özellikleri ile ilgili varsayımlar, genellikle yapının tam bir temsili örneği değildir ve modellenen yapılar gerçekte olduğundan daha çok dinamik yükler altındadır. Yapıların analizi bu yöntemle dinamik açıdan da ele alınabilir, ancak işlemler hem daha uzun sürer hem de daha karmaşık bir hal alabilir.
- Yöntemin geçerliliği ve yapılan araştırmanın doğruluğu için malzeme özellikleri, geometrisi ve modellenen gerçek sistemin yüklenmesi gibi bazı önemli özelliklerin doğru verilmesinin tamamen araştırmacının sorumluluğuna dayanmasından dolayı çok hassas bilgi aktarımını gerektirir [15,99].

2.5.2. Sonlu elemanlar yönteminin restoratif diş hekimliğinde kullanımı

Sonlu elemanlar yönteminin uygulanması ağız içi dokular ve dental materyaller için oldukça önemlidir. Diş hekimliğindeki uygulamaları aşağıdaki şekilde sınıflandırılabilir:

- Dental materyaller
- Diş Dokusu (mine, dentin, sement)

- Amalgam
 - Kompozit rezin ve simanlar
 - Cam, seramik ve porselen
 - Metaller ve metal sistemleri
 - Diğerleri
-
- Oral ve maksillofasiyal mekanik ve cerrahi
-
- Mandibula
 - Temporomandibular eklem
 - Periodontal ligament, alveolar kemik
-
- Ortodonti, diş hareketleri, ortodontik apareyler
 - Kök kanalları, kök kanal dolguları ve bu dişlerin tedavileri
 - Dental restorasyonlar
-
- Dolgular
 - Kuronlar, köprüler
 - Tam ve parsiyel protezler
 - Dental implantlar [14].



3. GEREÇ VE YÖNTEM

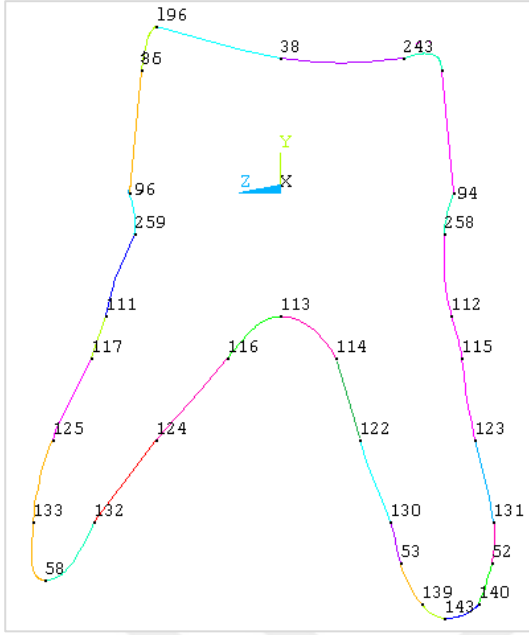
Bu araştırmada, farklı kalınlıklardaki çinko fosfat, cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer ve rezin simantasyon materyalleri ile birlikte kullanılan prefabrike zirkonya kuronların sonlu elemanlar analiz yöntemi ile kuron, simantasyon materyali ve süt dişi dentini üzerinde meydana gelen von Mises stresinin değerlendirilmesi amaçlandı.

3.1. Modellerin Elde Edilmesi ve ANSYS Yazılımına Aktarılması

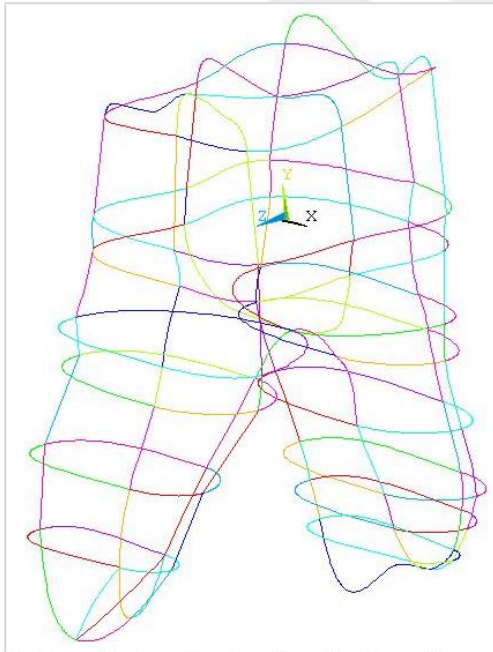
Bu çalışmada, dentin, zirkonya kuron ve simanlarda von Mises stres analizi için, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi Amirullah M. Mamedov (Bilkent Üniversitesi, NANOTAM Nanoteknoloji Araştırma Merkezi / Çukurova Üniversitesi Fizik Anabilim Dalı) tarafından modellenerek ANSYS 11 (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, USA) programı kullanılarak gerçekleştirildi.

Modelleme yapılırken Wheeler'ın Dental Anatomi, Fizyoloji ve Okluzyon kitabındaki, çekilmiş çürüksüz mandibular süt ikinci azı dişlerinin bukkal, lingual, mezial, distal ve okluzal bölgelerden elde edilmiş olan 2 boyutlu modeller bilgisayar destekli tasarım (Computer Aided Design (CAD)) ortamına aktarıldı. Aynı zamanda milimetre (mm) cinsinden ölçüm değerlerinden de yararlanılarak ANSYS programına aktarılacak model elde edildi.

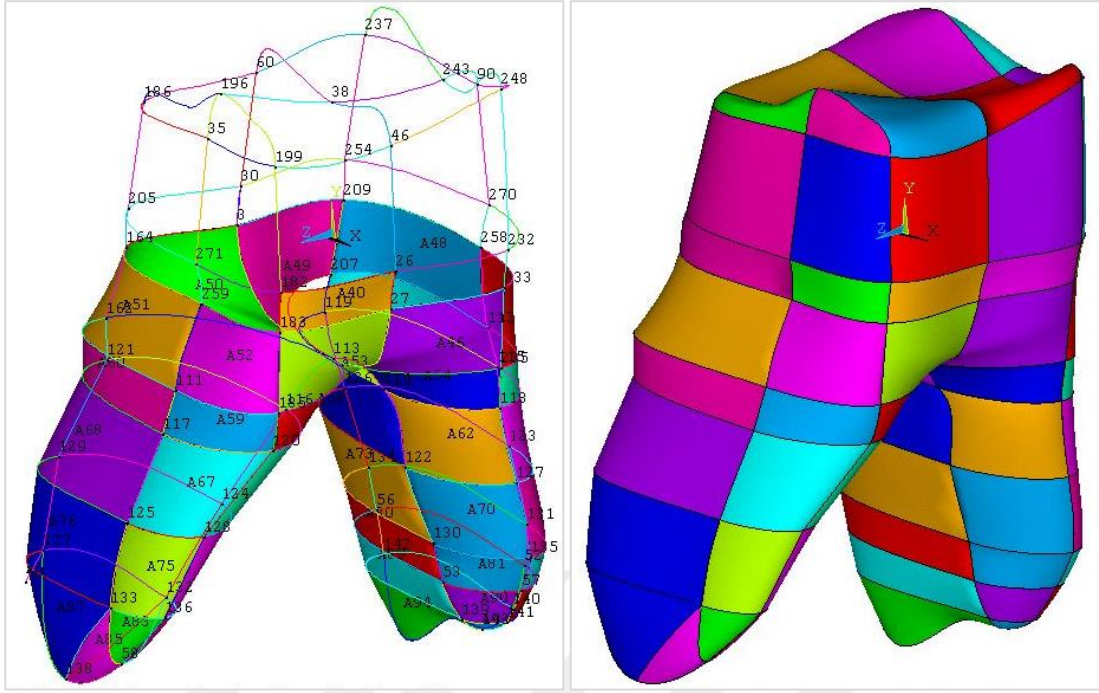
ANSYS programında 'aşağıdan yukarıya' yöntemi kullanıldı. Bu yöntemde önce noktalar (*keypoint*) (Şekil 3.1), noktalardan çizgiler (*line*) (Şekil 3.2) , çizgilerden alanlar (*area*) (Şekil 3.3) ve alanlardan hacimler (*volume*) (Şekil 3.4) oluşturuldu. Modelin gerçeğe yakın bir şekilde oluşturulabilmesi açısından noktaların x, y, z koordinatları oldukça önemlidir. Bu amaçla Wheeler'daki anatomik yapı CAD ortamına aktararak noktaların tam koordinatları bulundu. Bulunan x, y, z koordinatları ANSYS'teki noktaların koordinatları olarak kullanıldı. Model çene kemiği yan duvarlarından sabitlendi.



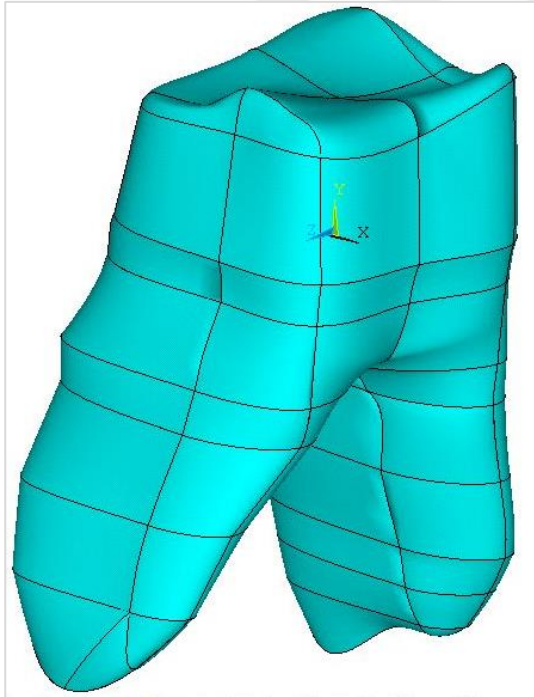
Şekil 3.1. Model oluşturma aşamasında noktaların belirlenmesi



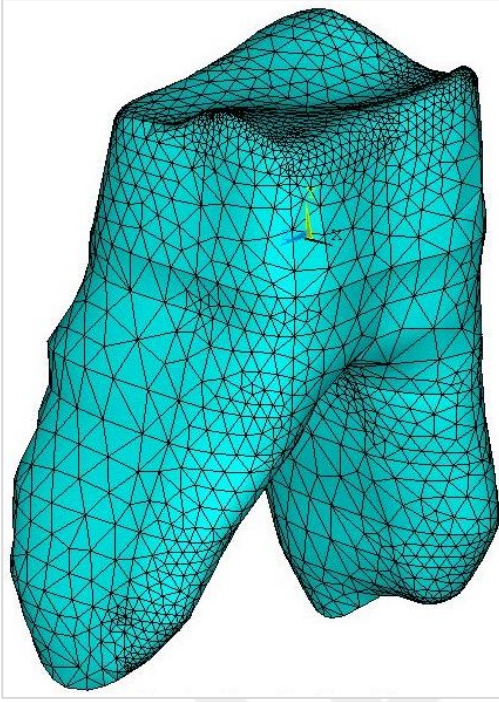
Şekil 3.2. Model oluşturma aşamasında noktalardan çizgilerin elde edilmesi



Şekil 3.3. Model oluşturma aşamasında çizgilerden alanların elde edilmesi

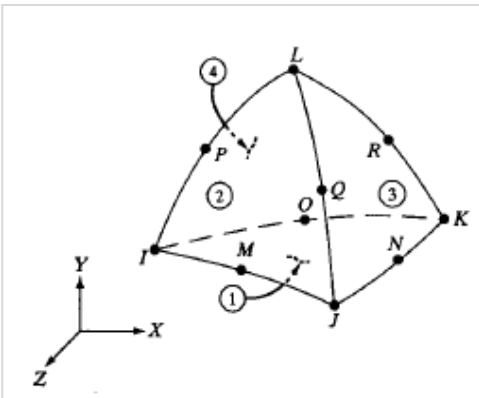


Şekil 3.4. Model oluşturma aşamasında alanlardan hacimlerin oluşturulması



Şekil 3.5. Modelin elemanlara bölünmesi

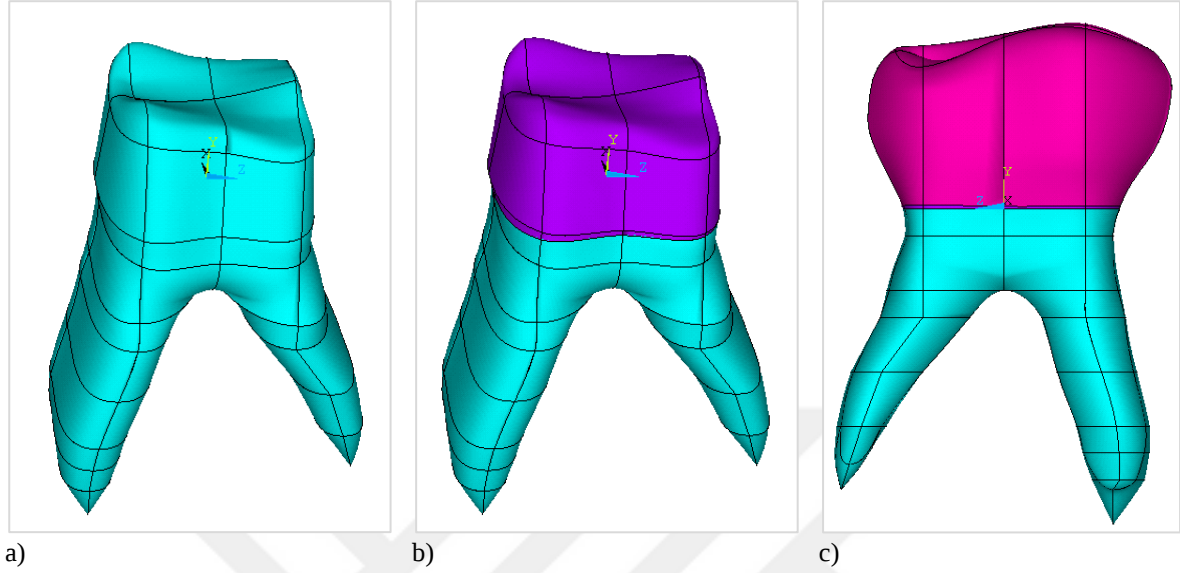
Şekil 3.6’da verilen 10 düğümlü tetrahedral eleman, lineer 3 boyutlu tetrahedral elemanın yüksek mertebeli versiyonudur. 4 düğümlü tetrahedral elemanla karşılaştırıldığında, 10 düğüm tetrahedral eleman, eğri sınırlara sahip problemlerin çözümünde daha kesin ve daha uygun sonuçlar verir [103].



Şekil 3.6. Solid 92 elemanı [103]

Solid 92 10 düğüm tetrahedral elemanı çözüm için daha fazla süreye ihtiyaç duyar. Her düğüm Şekil 3.6’da olduğu gibi x, y, z yönlerinde üç öteleme serbestlik derecesine sahiptir.

Bu eleman, büyük yer değiştirmeler, büyük gerinme, plastiklik ve kayma problemlerinde kullanılabilir [103].



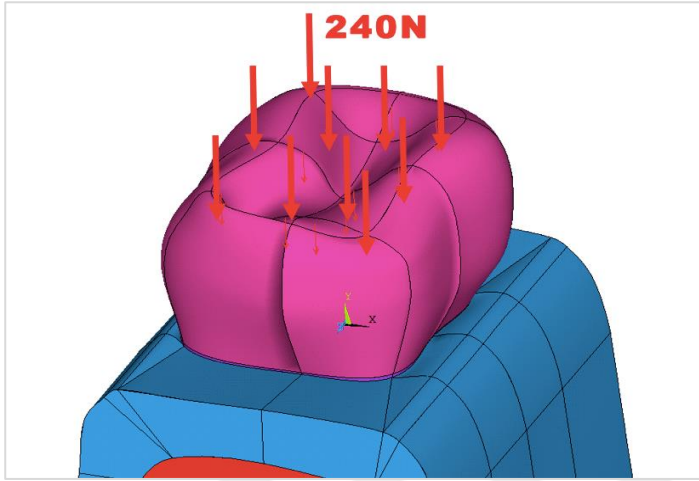
Şekil 3.7. Modelin ağ yapısı a) Feather edge basamak formunda prepare edilmiş diş, b) siman tabakası ile birlikte, c)kuron ile birlikte

Mandibular süt ikinci molar dişe ait üç boyutlu modelde mine ve dentin kalınlıkları okluzalde 1,5 mm, bukkal ve lingualde 1mm, interproksimalde 1mm ve subgingivalde 1mm olacak şekilde kesim miktarları belirlenerek *feather edge* basamaklı kesim olacak şekilde modellendi (Şekil 3.7a). Ayrıca aşırı harabiyetli dişlerde simantasyon materyalinin kuron ve dentin üzerindeki etkisini değerlendirmek için okluzalden 2 mm kesim yapılan ikinci bir model elde edildi. Zirkonya kuronla beraber kullanılan dört farklı simantasyon materyali (rezin siman, cam iyonomer siman, çinko fosfat siman ve rezin modifiye cam iyonomer siman) için siman kalınlığı okluzalden 1,5 mm kesim yapılan modelde 50 μm ve 700 μm ; okluzalden 2 mm kesim yapılan modelde 1200 μm olacak şekilde ayarlandı (Şekil 3.7b). Çalışmada kullanılan pediatrik zirkonya kuronun kalınlığı ise okluzalde 0,80 mm, servikal marjinde 0,20 mm olarak belirlendi (Şekil 3.7c).

Oluşturulan modeller, analizin yapılacağı sayısal modellere dönüştürülmesi amacıyla ANSYS programına aktarıldı ve modeller tetrahedral katı elemanlara bölünerek ağ (mesh) yapısı elde edildi.

Siman kalınlığı 50 μ m olan model için 92.518 eleman ve 129.433 düğüm, siman kalınlığı 700 μ m olan model için 117.665 eleman ve 164.890 düğüm, siman kalınlığı 1200 μ m olan model için 110.151 eleman ve 156.319 düğüm elde edildi.

Çalışmada von Mises stres değerinin hesaplanabilmesi için 0° ve 45° açı ile 240 N kuvvet okluzal yüzeyde 10 farklı noktadan 6 mm² 'lik alanlara uygulandı (Şekil 3.8).



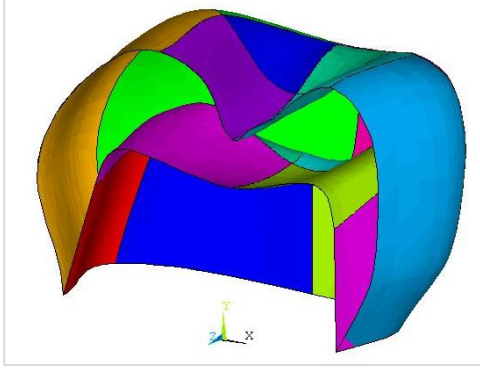
Şekil 3.8. Okluzalde 10 farklı noktadan uygulanan 240 N çiğneme kuvveti

Ölçümlerin yapılması için değerlendirilecek olan materyaller ile diş ve çevre dokuların elastisite modülleri ve poisson oranları Çizelge 3.1’de görülmektedir.

Çizelge 3.1. Modellerde kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri

	Elastisite Modülü (E) (MPa)	Poisson Oranı (ν)
Zirkonya Kupon	205000	0,19 [104]
Rezin Siman	6500	0,30 [105]
Cam İyonomer Siman	7300	0,35 [105]
Çinko Fosfat Siman	13500	0,33 [105]
Rezin Modifiye CİS	5100	0,30 [105]
Süt Dişi Dentini	19890	0,30 [106]
Kortikal Kemik	14700	0,30 [106]
Alveolar (Spongiyöz) Kemik	490	0,30 [106]

Şekil 3.9’da elde edilen modellerden alınan kesitin alanlara bölünmüş halde görünümü verilmiştir.



Şekil 3.9. Zirkonya kuron ve simantasyon materyali modelinden alınan kesit



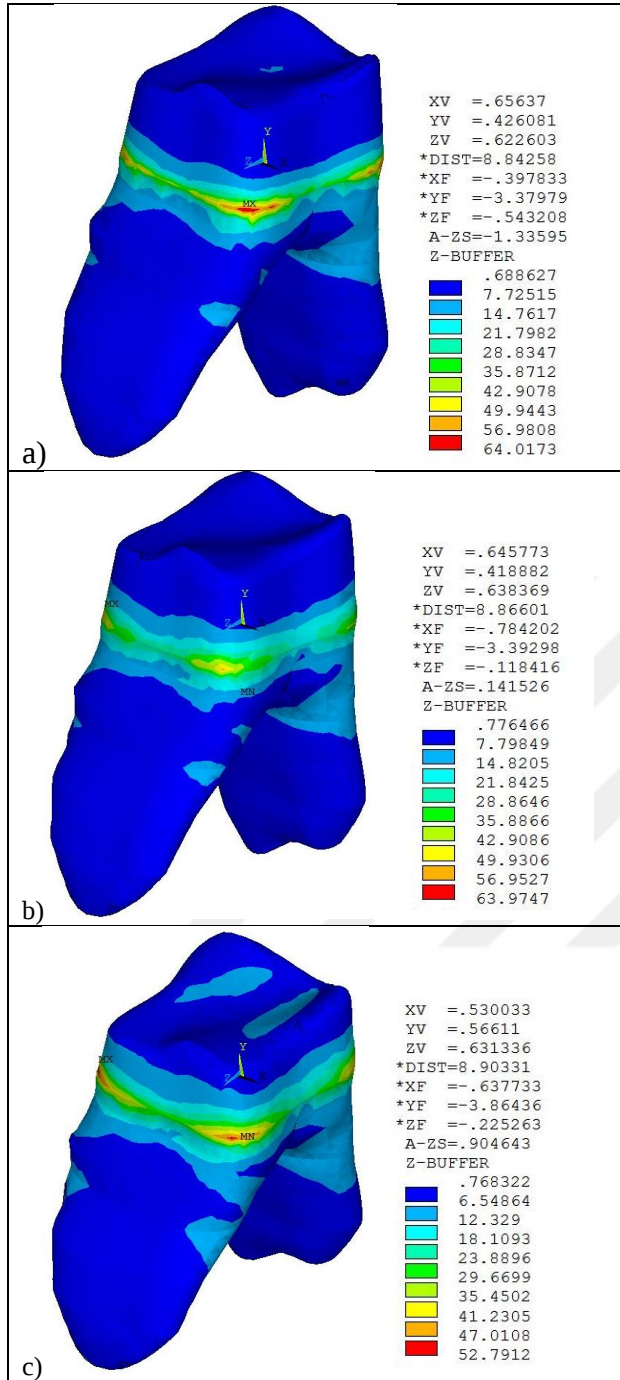
4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında pediatrik zirkonya kuron uygulanan dişlerde dört farklı yapıştırıcı siman kullanılarak 0° ve 45° açı ile on farklı noktadan uygulanan 240 N kuvvete bağlı olarak, kuron, simanlar ve dentin üzerinde oluşan von Mises stres değerleri ölçüldü. Okluzalden 1,5 mm kesim yapılan modelde 50 µm ve 700 µm; okluzalden 2 mm kesim yapılan modelde 1200 µm olacak şekilde kesim yapılan diş modelleri kullanıldı. Siman kalınlıkları ise 50 µm, 700 µm ve 1200 µm olarak ayarlandı. von Mises stres değerleri ise maviden kırmızıya doğru değişen renkler ile artan stres değerlerini ifade edecek şekilde gösterildi.

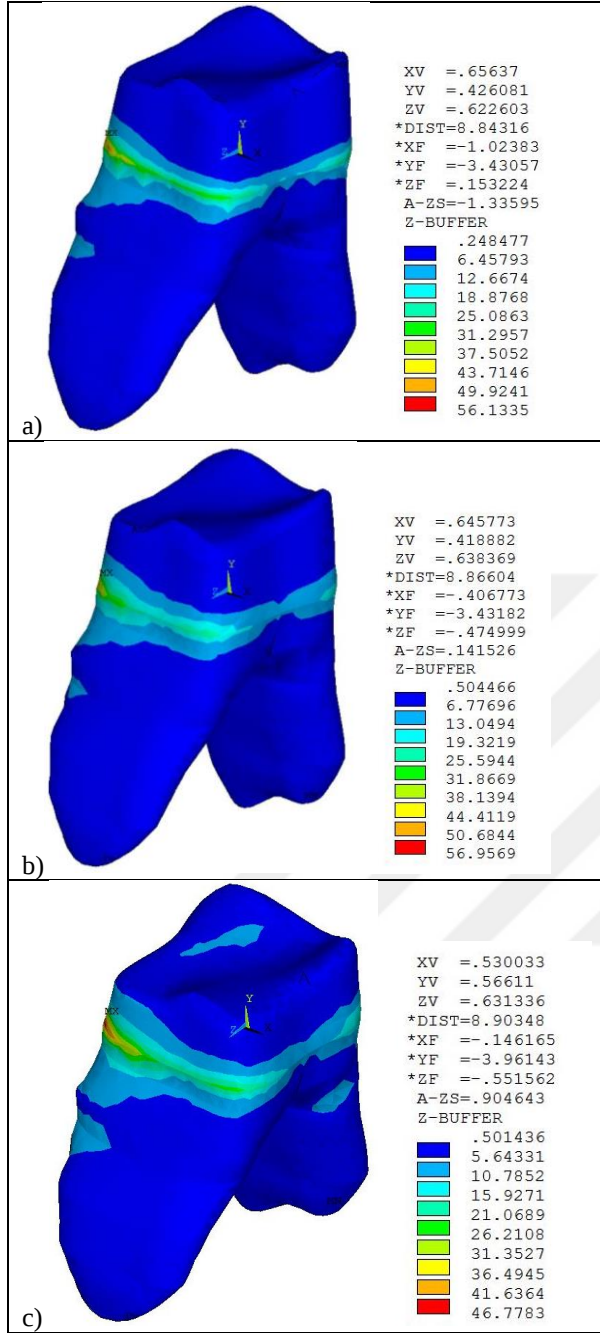
Çizelge 4.1. Feather edge basamak tipinde prepare edilmiş dişte 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda dentinde meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]

		50 µm	700 µm	1200 µm
Rezin Siman	0°	64,02	63,97	52,79
	45°	56,13	56,96	46,78
Cam İyonomer Siman	0°	63,78	64,07	52,93
	45°	56,04	57,02	46,86
Çinko Fosfat Siman	0°	63,00	64,34	53,39
	45°	56,07	57,33	47,33
Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman	0°	64,02	63,69	50,38
	45°	55,83	56,69	46,59

Çizelge 4.1'de görüldüğü üzere 0° ve 45° açı ile uygulanan 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda rezin siman, cam iyonomer siman, çinko fosfat siman ve rezin modifiye cam iyonomer siman 50 µm ve 700 µm siman kalınlığında dentinde birbirine yakın ve yüksek von Mises stres değerlerini gösterdi. Ancak 1200 µm siman kalınlığında bu dört simantasyon materyali dentin üzerinde hem 0° hem de 45° açılarda yine birbirine yakın fakat daha düşük von Mises stres değerleri gösterdi. Her simantasyon materyali için siman kalınlığı fark etmeksizin dentinde oluşan von Mises değerleri 0°'de 45°'den daha yüksek bulundu. Aynı kuvvet açısı ve aynı siman kalınlığında bütün simantasyon materyalleri yaklaşık olarak aynı stres değerlerini göstererek birbirleriyle tutarlı sonuçlar verdi .



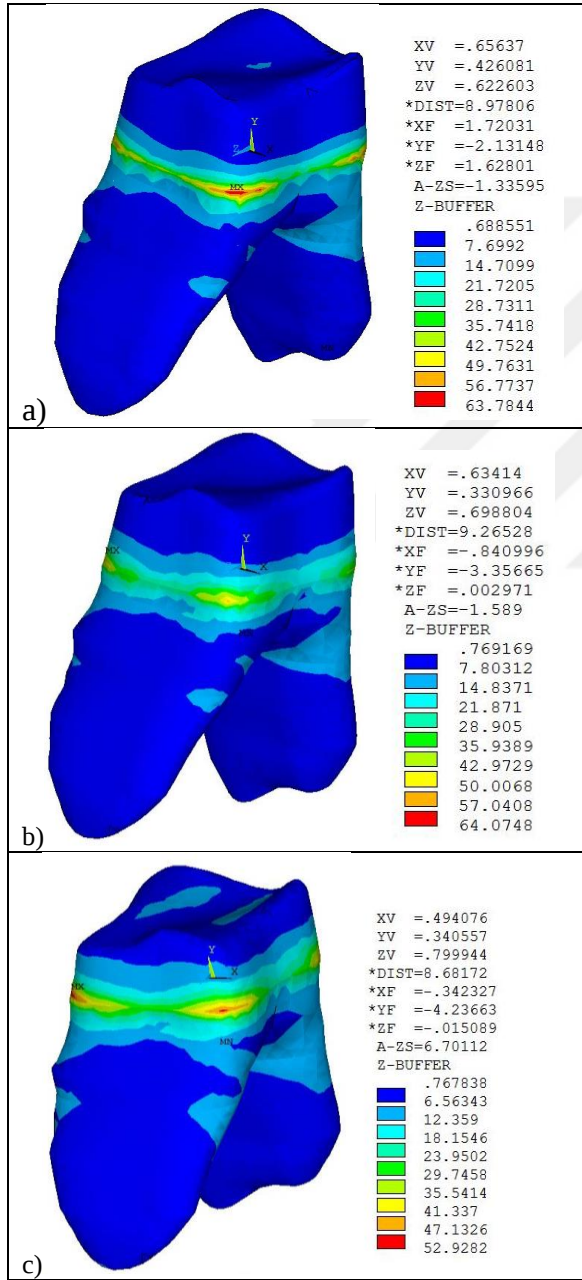
Şekil 4.1. 0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında rezin siman uygulanan dentinde meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]



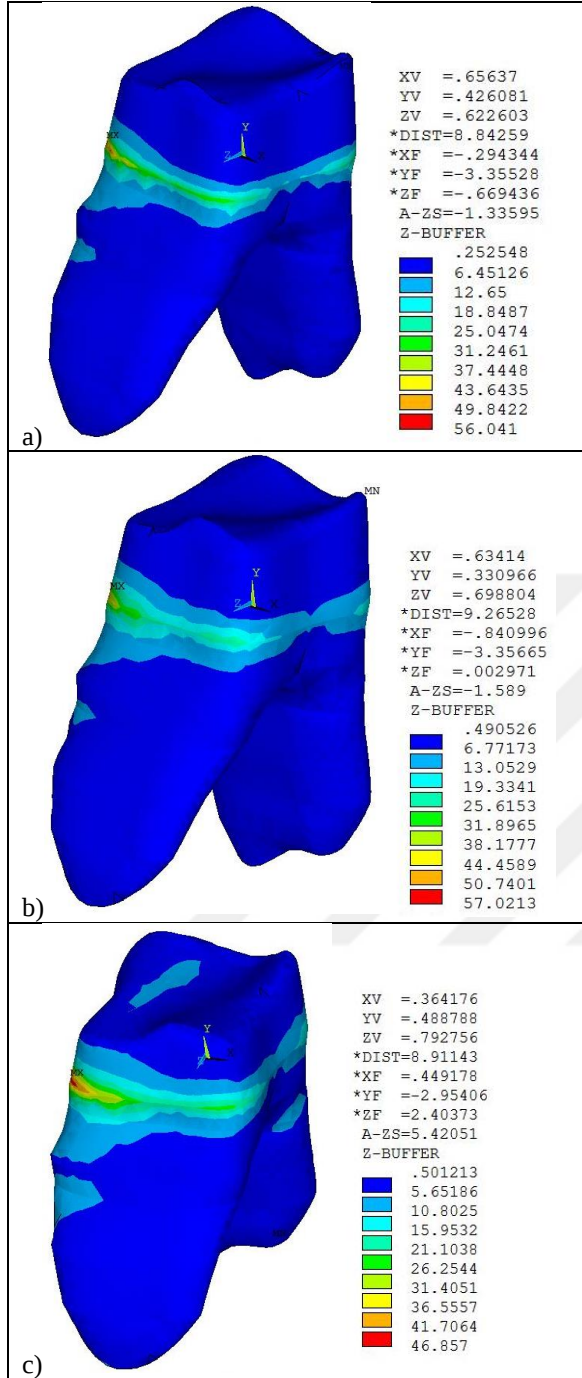
Şekil 4.2. 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a) 50 μm b) 700 μm c) 1200 μm kalınlığında rezin siman uygulanan dentinde meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]

0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda 50 μm (Şekil 4.1a), 700 μm (Şekil 4.1b) 1200 μm (Şekil 4.1c) siman kalınlığında ve 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda 50 μm (Şekil 4.2a), 700 μm (Şekil 4.2b) 1200 μm (Şekil 4.2c) siman kalınlığında rezin siman uygulanan dentinde meydana gelen von Mises stres değerleri görülmektedir.

Rezin siman kullanılan dişte 0° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda dentinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri 50 μm siman kalınlığında (73.40 MPa) (Şekil 4.1a), 45° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 700 μm siman kalınlığında (67.05 MPa) (Şekil 4.2b); en düşük von Mises stres değerleri ise 0° açı ile 1200 μm siman kalınlığında (52.79 MPa) (Şekil 4.1c), 45° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 1200 μm siman kalınlığında (46.78 MPa) (Şekil 4.2c) gözlemlendi.



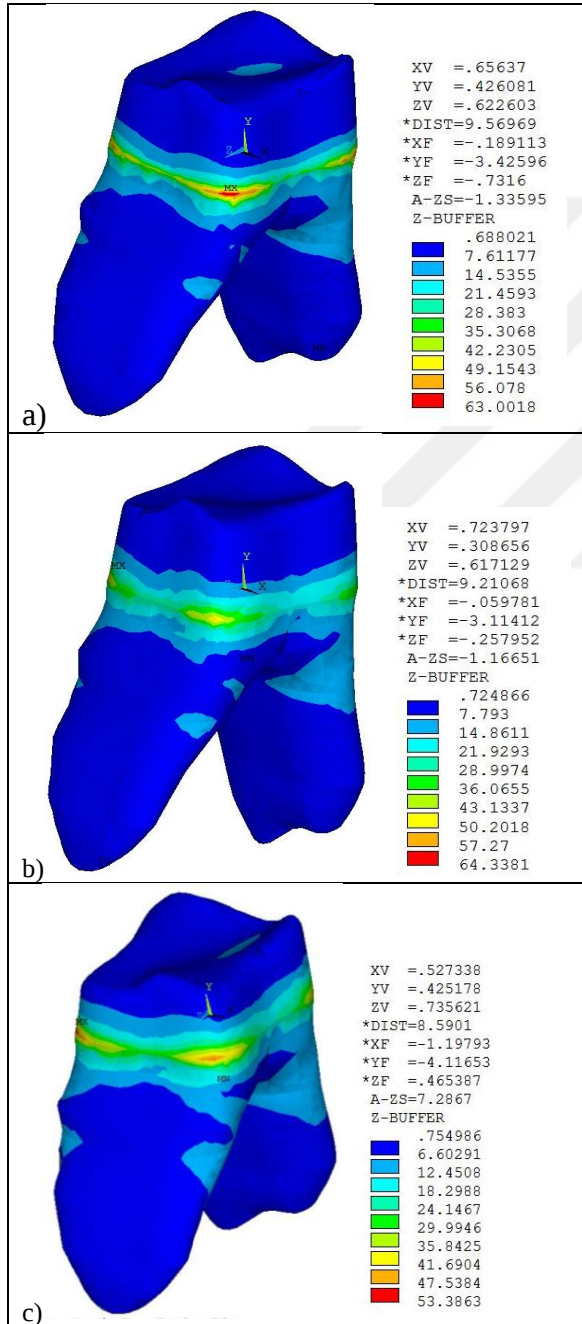
Şekil 4.3. 0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a) 50 μm b) 700 μm c) 1200 μm kalınlığında cam iyonomer siman uygulanan dentinde meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]



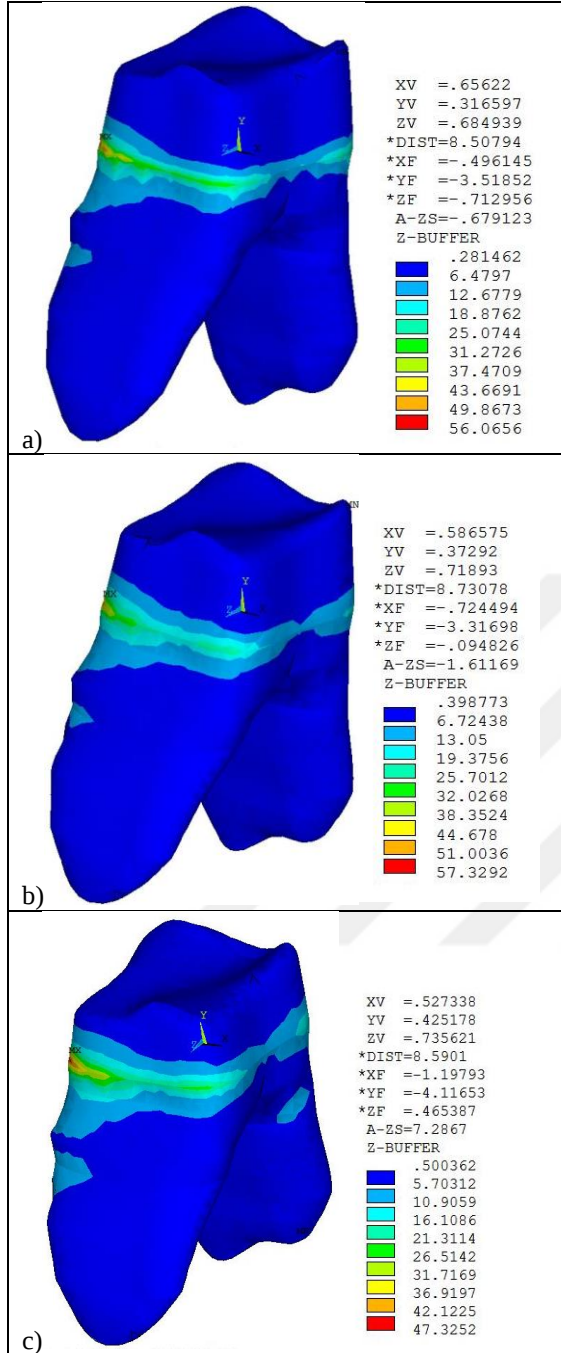
Şekil 4.4. 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 μm b) 700 μm c) 1200 μm kalınlığında cam iyonomer siman uygulanan dentinde meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]

0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda 50 μm (Şekil 4.3a), 700 μm (Şekil 4.3b) 1200 μm (Şekil 4.3c) kalınlığında ve 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda 50 μm (Şekil 4.4a), 700 μm (Şekil 4.4b) 1200 μm (Şekil 4.4c) kalınlığında cam iyonomer siman uygulanan dentinde meydana gelen von Mises stres değerleri görülmektedir.

Cam iyonomer siman kullanılan dişte 0° açılı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda dentinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri 700 μm siman kalınlığında (64.07 MPa) (Şekil 4.3b), 45° açılı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 700 μm siman kalınlığında (57.02 MPa) (Şekil 4.4b), en düşük von Mises stres değerleri ise 0° açılı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 1200 μm siman kalınlığında (52.93 MPa) (Şekil 4.3c), 45° açılı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 1200 μm siman kalınlığında (46.86 MPa) (Şekil 4.4c) gözlemlendi.



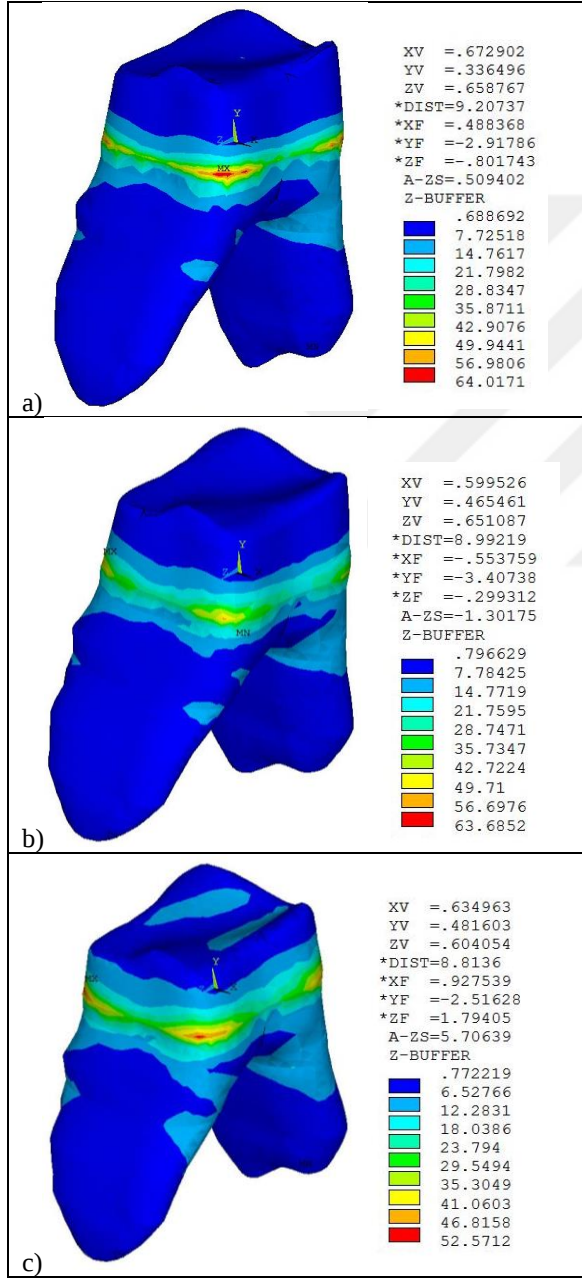
Şekil 4.5. 0° açılı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a) 50 μm b) 700 μm c) 1200 μm kalınlığında çinko fosfat siman uygulanan dentinde meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]



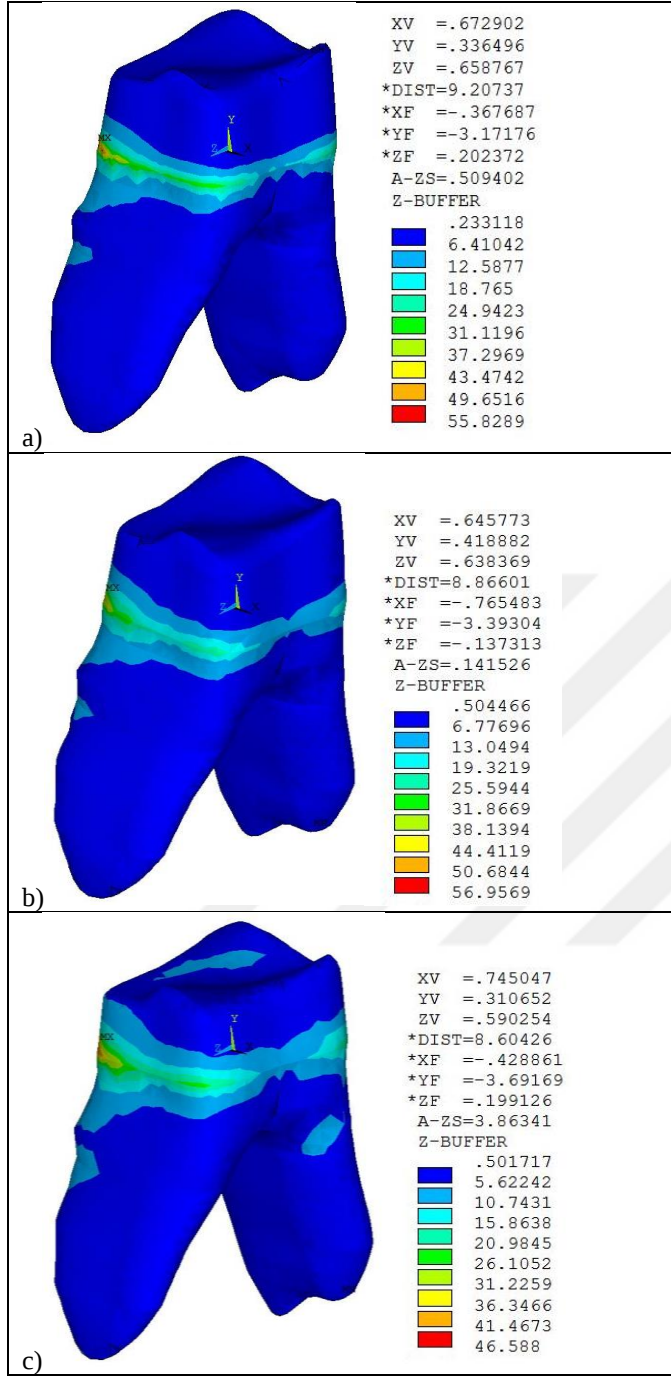
Şekil 4.6. 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yükleme sonucu a) 50 μm b) 700 μm c) 1200 μm kalınlığında çinko fosfat siman uygulanan dentinde meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]

0° açı ile 240 N'luk kuvvet yükleme sonucu 50 μm (Şekil 4.5a), 700 μm (Şekil 4.5b) 1200 μm (Şekil 4.5c) kalınlığında ve 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yükleme sonucu 50 μm (Şekil 4.6a), 700 μm (Şekil 4.6b) 1200 μm (Şekil 4.6c) kalınlığında çinko fosfat siman uygulanan dentinde meydana gelen von Mises stres değerleri görülmektedir.

Çinko fosfat siman kullanılan dişte 0° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda dentinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri 700 µm siman kalınlığında (64.34 MPa) (Şekil 4.5b), 45° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 700 µm siman kalınlığında (57.33 MPa) (Şekil 4.6b); en düşük von Mises stres değerleri ise 0° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 1200 µm siman kalınlığında (53.39 MPa) (Şekil 4.5c), 45° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 1200 µm siman kalınlığında (47.33 MPa) (Şekil 4.6c) gözlemlendi.



Şekil 4.7. 0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında resin modifiye cam iyonomer siman uygulanan dentinde meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]



Şekil 4.8. 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında rezin modifiye cam iyonomer siman uygulanan dentinde meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]

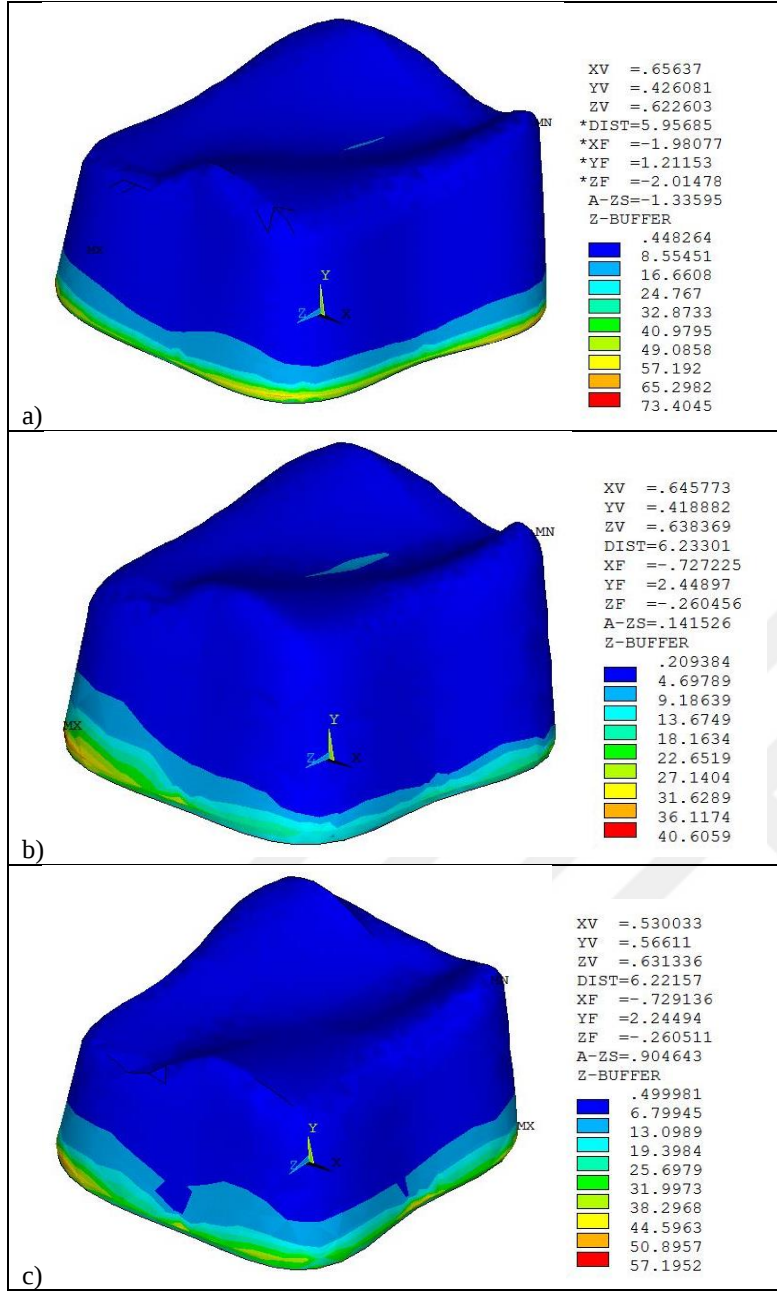
0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda 50 µm (Şekil 4.7a), 700 µm (Şekil 4.7b) 1200 µm (Şekil 4.7c) kalınlığında ve 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda 50 µm (Şekil 4.8a), 700 µm (Şekil 4.8b) 1200 µm (Şekil 4.8c) kalınlığında rezin modifiye cam iyonomer siman uygulanan dentinde meydana gelen von Mises stres değerleri görülmektedir.

Rezin modifiye cam iyonomer siman kullanılan dişte 0° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda dentinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri 50 µm siman kalınlığında (64.02 MPa), 45° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 700 µm siman kalınlığında (56.69 MPa); en düşük von Mises stres değerleri ise 0° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 1200 µm siman kalınlığında (50.38 MPa), 45° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 1200 µm siman kalınlığında (46.59 MPa) gözlemlendi.

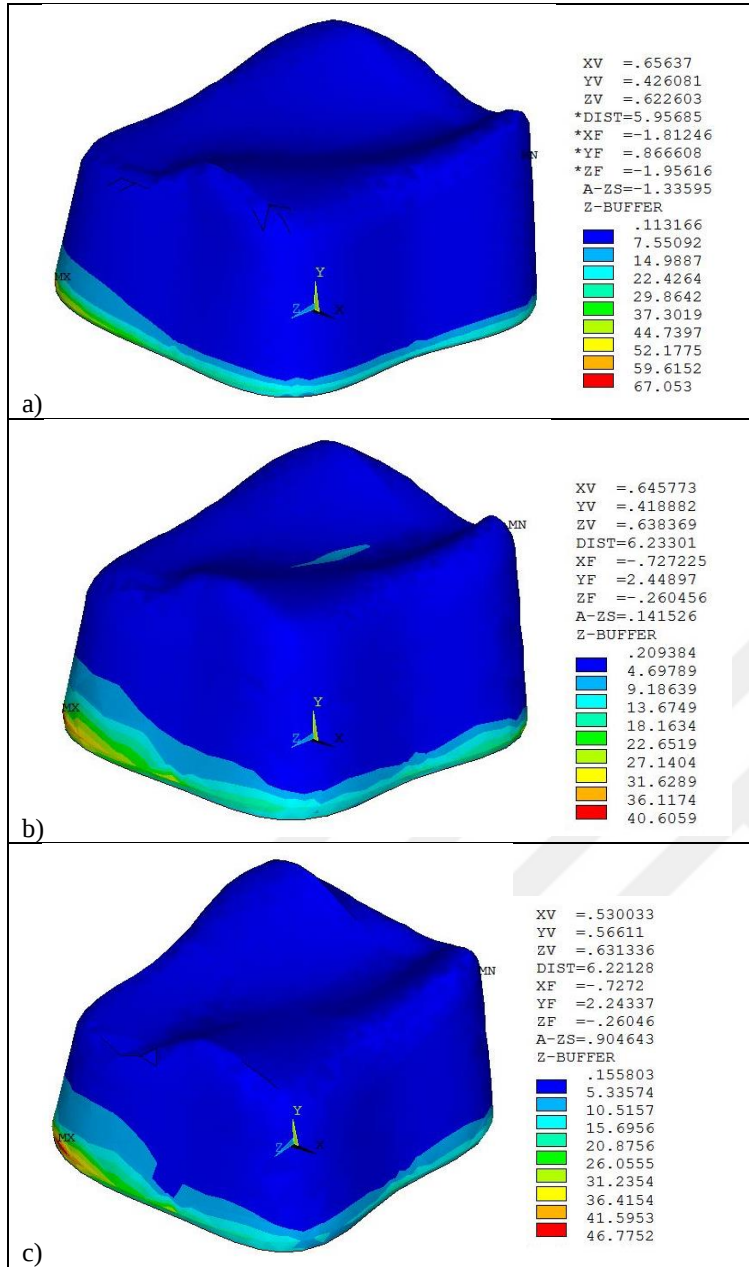
Çizelge 4.2. Feather edge basamak tipinde prepare edilmiş dişte 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda simantasyon materyalinde meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]

		50 µm	700 µm	1200 µm
Rezin Siman	0°	73,40	67,84	57,20
	45°	67,05	40,61	46,78
Cam İyonomer Siman	0°	75,50	69,49	57,75
	45°	68,88	41,65	47,98
Çinko Fosfat Siman	0°	96,44	92,26	69,19
	45°	85,88	53,25	59,24
Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman	0°	67,68	60,52	52,74
	45°	60,83	37,50	43,14

Çizelge 4.2’de görüldüğü üzere 0° ve 45° açı ile uygulanan 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda çinko fosfat simanda siman kalınlığı fark etmeksizin diğer simantasyon materyallerinden daha yüksek von Mises stres değerleri görüldü. En düşük değerler ise rezin modifiye cam iyonomer siman için bulundu. En yüksek stres değerleri bütün simantasyon materyalleri için 50 µm siman kalınlığında, en düşük stres değerleri ise 1200 µm siman kalınlığında görüldü. Rezin siman ve cam iyonomer siman aynı kuvvet açısı ve siman kalınlığında birbirine yakın sonuçlar verdi.



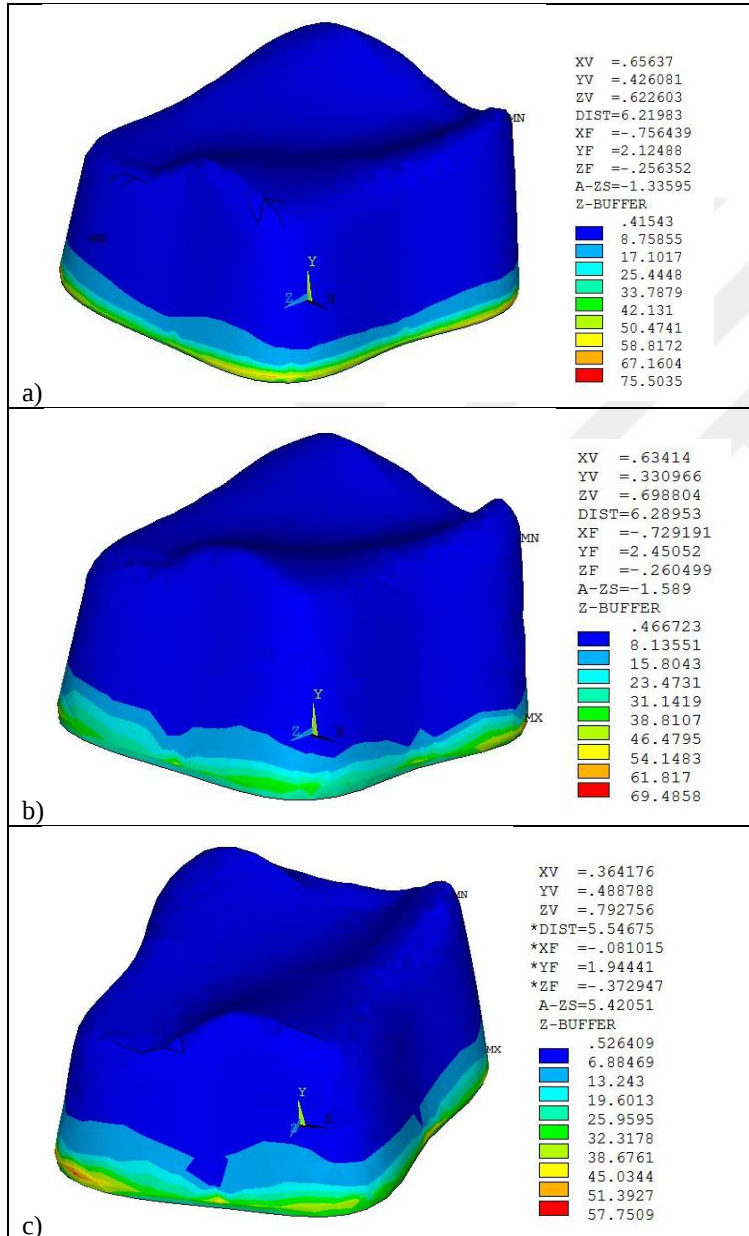
Şekil 4.9. 0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a) 50 μm b) 700 μm c) 1200 μm kalınlığında rezin siman uygulanan dişte simantasyon materyalinde meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]



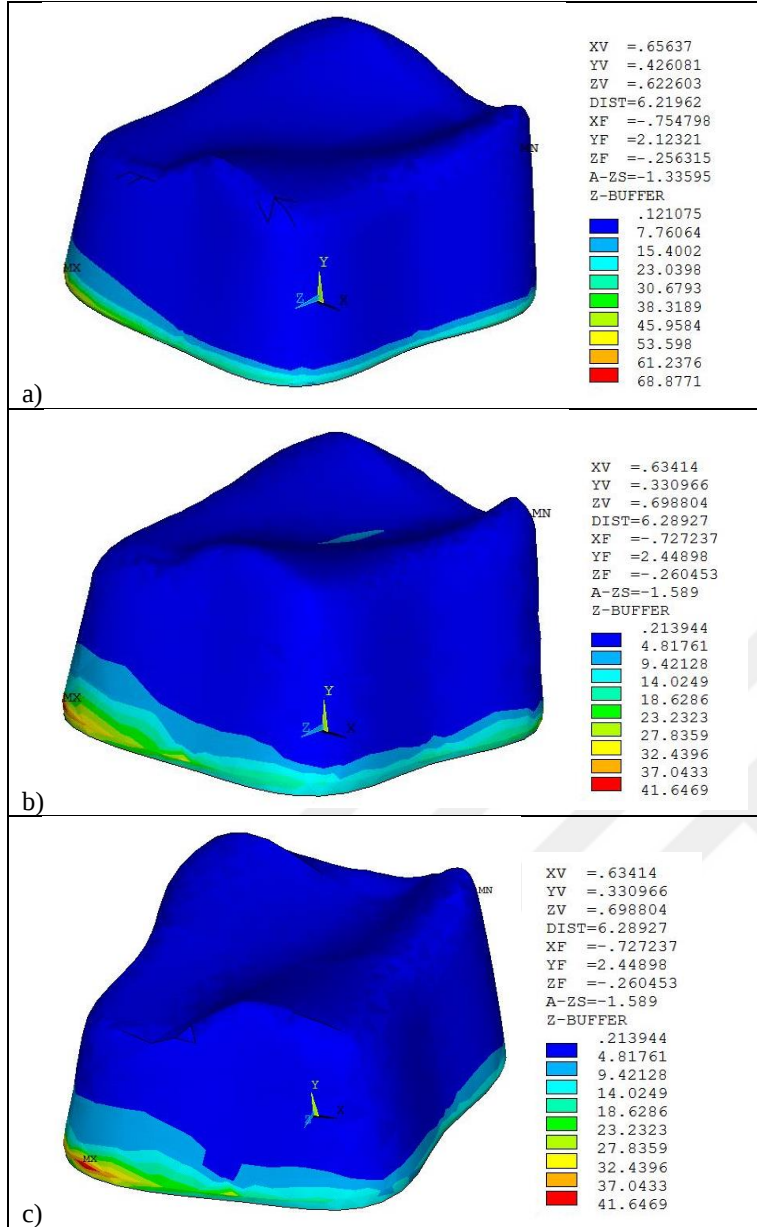
Şekil 4.10. 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a) 50 μm b) 700 μm c) 1200 μm kalınlığında resin siman uygulanan dişte simantasyon materyalinde meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]

0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda 50 μm (Şekil 4.9a), 700 μm (Şekil 4.9b) 1200 μm (Şekil 4.9c) kalınlığında ve 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda 50 μm (Şekil 4.10a), 700 μm (Şekil 4.10b) 1200 μm (Şekil 4.10c) kalınlığında resin siman uygulanan dişte simantasyon materyalinde meydana gelen von Mises stres değerleri görülmektedir.

Rezin siman kullanılan dişte 0° açılı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda simanda oluşan en yüksek von Mises stres değerleri 50 μm siman kalınlığında (64.02 MPa) (Şekil 4.9a), 45° açılı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 700 μm siman kalınlığında (56.96 MPa) (Şekil 4.10b); en düşük von Mises stres değerleri ise 0° açılı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 1200 μm siman kalınlığında (57.20 MPa) (Şekil 4.9c), 45° açılı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 700 μm siman kalınlığında (40.61 MPa) (Şekil 4.10b) gözlemlendi.



Şekil 4.11. 0° açılı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a) 50 μm b) 700 μm c) 1200 μm kalınlığında cam iyonomer siman uygulanan dişte simantasyon materyalinde meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]

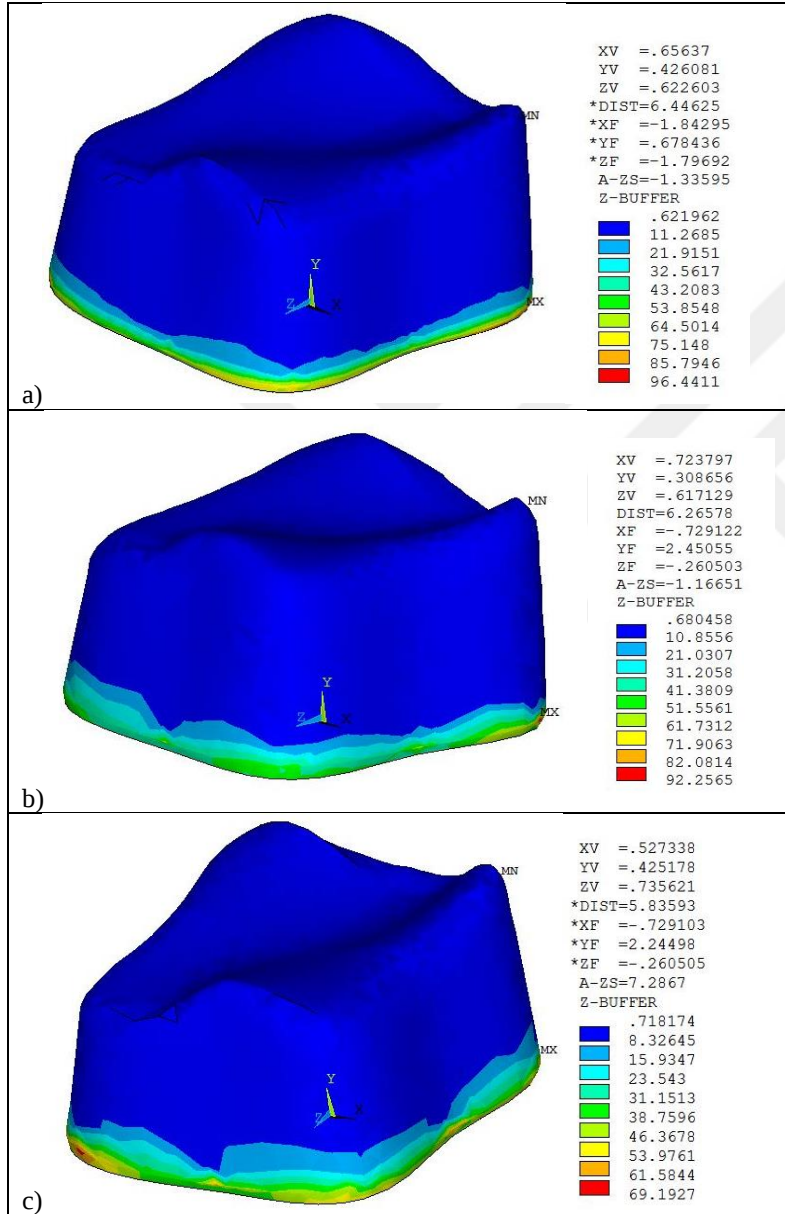


Şekil 4.12. 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a) 50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında cam iyonomer siman uygulanan dişte simantasyon materyalinde meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]

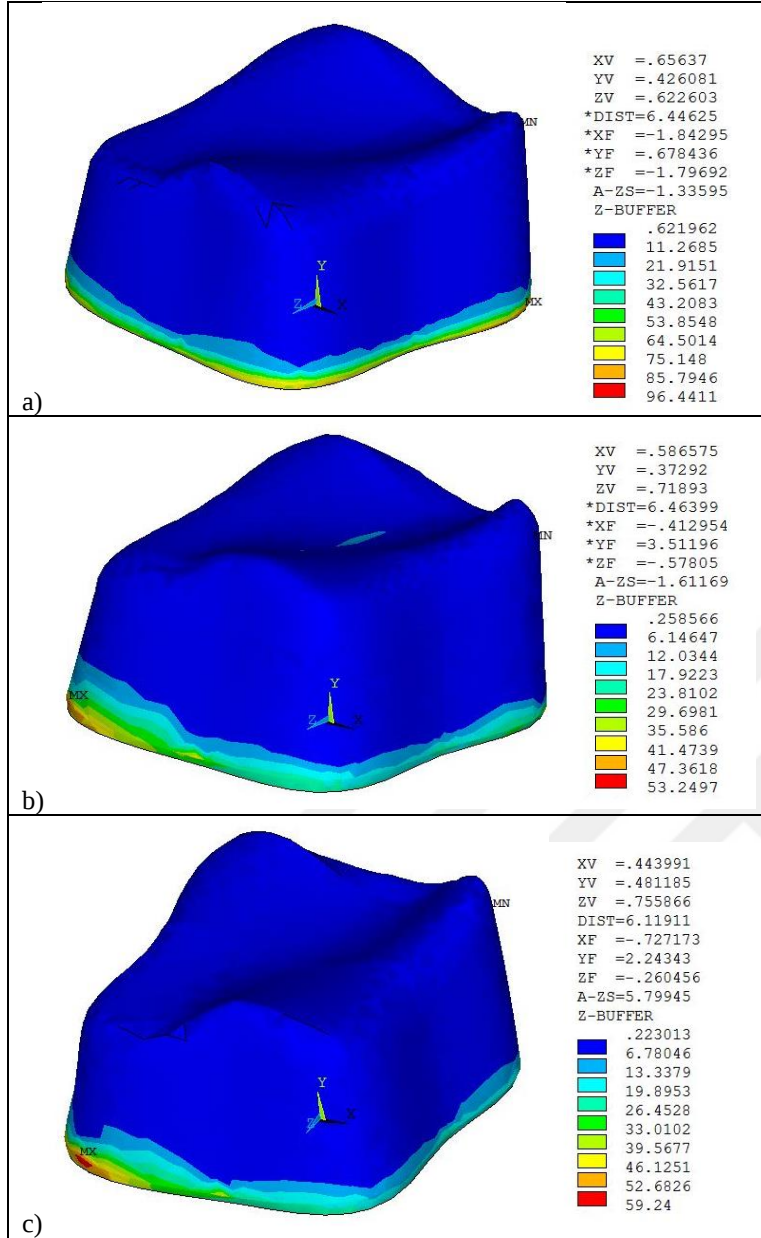
0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda 50 µm (Şekil 4.11a), 700 µm (Şekil 4.11b) 1200 µm (Şekil 4.11c) kalınlığında ve 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda 50 µm (Şekil 4.12a), 700 µm (Şekil 4.12b) 1200 µm (Şekil 4.12c) kalınlığında cam iyonomer siman uygulanan dişte simantasyon materyalinde meydana gelen von Mises stres değerleri görülmektedir.

Cam iyonomer siman kullanılan dişte 0° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda simanda oluşan en yüksek von Mises stres değerleri 50 µm siman kalınlığında (75.50 MPa)

(Şekil 4.11a), 45° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda $50\ \mu\text{m}$ siman kalınlığında (68.88 MPa) (Şekil 4.12a); en düşük von Mises stres değerleri ise 0° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda $1200\ \mu\text{m}$ siman kalınlığında (57.75 MPa) (Şekil 4.11c), 45° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda $700\ \mu\text{m}$ siman kalınlığında (41.65 MPa) (Şekil 4.12b) gözlemlendi.



Şekil 4.13. 0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a) $50\ \mu\text{m}$ b) $700\ \mu\text{m}$ c) $1200\ \mu\text{m}$ kalınlığında çinko fosfat siman uygulanan dişte simantasyon materyalinde meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]

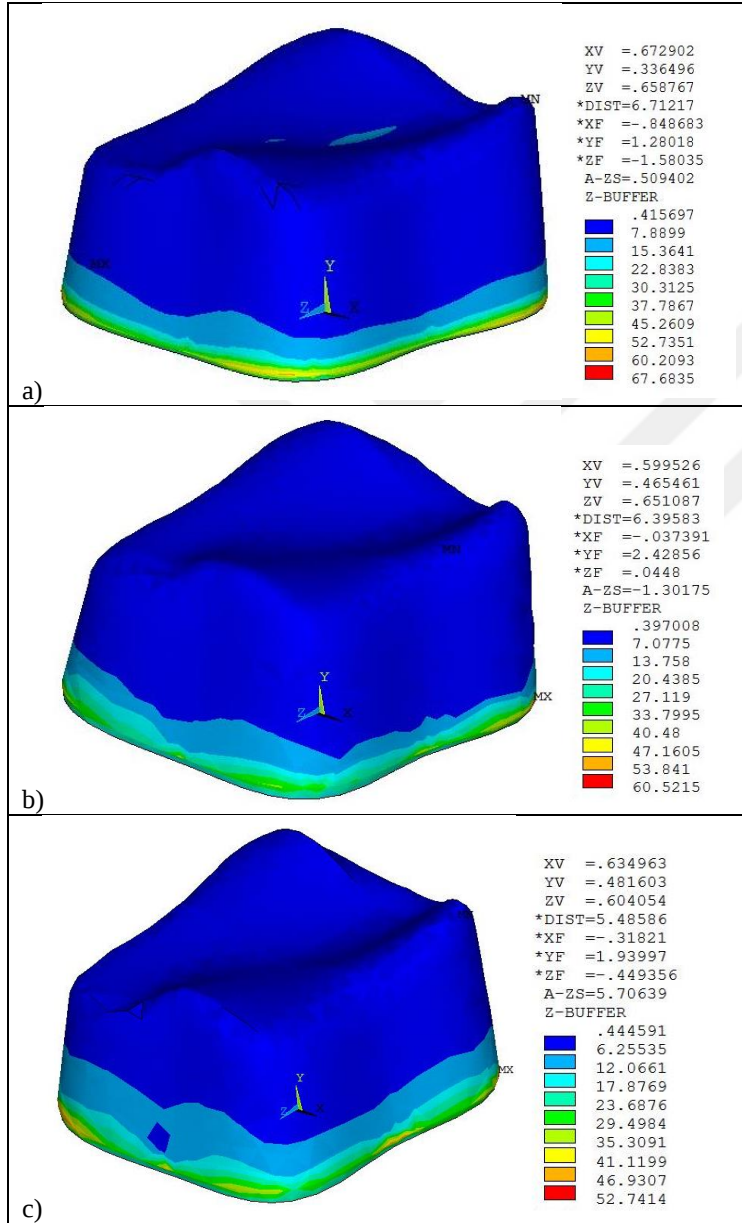


Şekil 4.14. 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a) 50 μm b) 700 μm c) 1200 μm kalınlığında çinko fosfat siman uygulanan dişte simantasyon materyalinde meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]

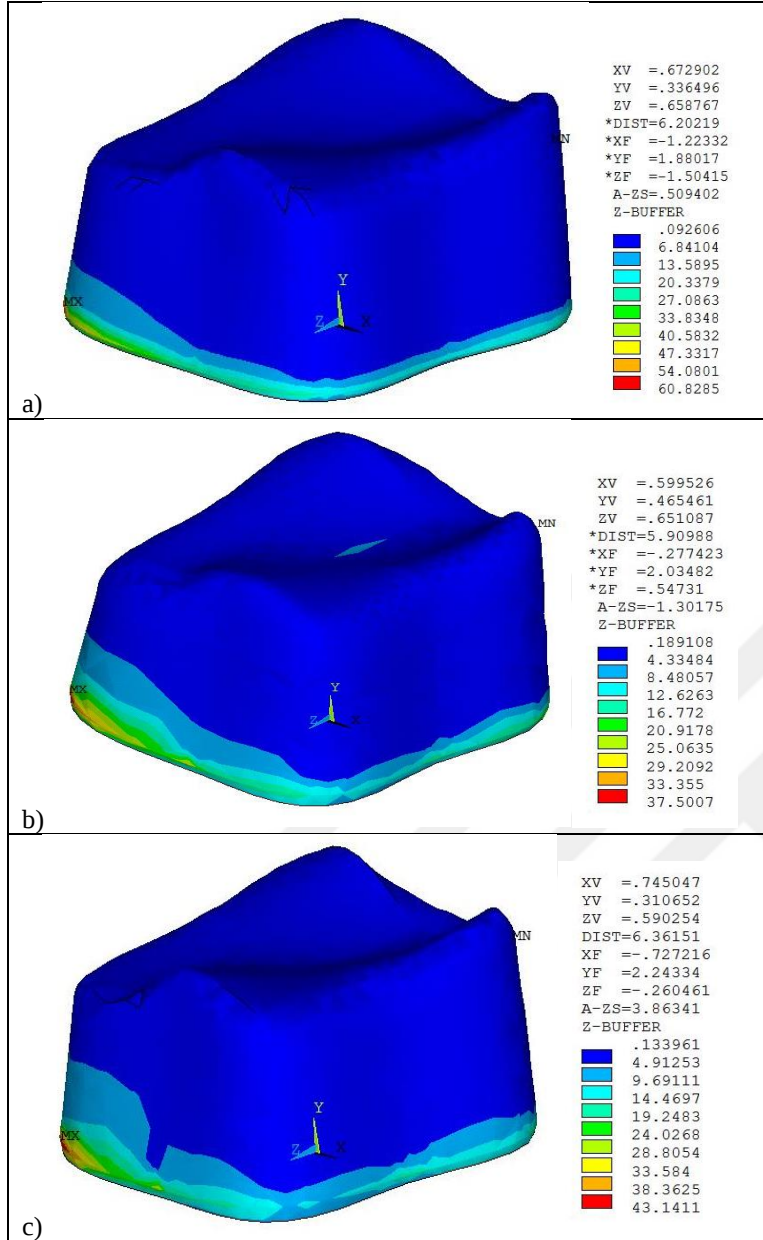
0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda 50 μm (Şekil 4.13a), 700 μm (Şekil 4.13b) 1200 μm (Şekil 4.13c) kalınlığında ve 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda 50 μm (Şekil 4.14a), 700 μm (Şekil 4.14b) 1200 μm (Şekil 4.14c) kalınlığında çinko fosfat siman uygulanan dişte simantasyon materyalinde meydana gelen von Mises stres değerleri görülmektedir.

Çinko fosfat siman kullanılan dişte 0° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda simanda oluşan en yüksek von Mises stres değerleri 50 μm siman kalınlığında (96.44 MPa) (Şekil

4.13a), 45° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 50 μm siman kalınlığında (85.88 MPa) (Şekil 4.14a); en düşük von Mises stres değerleri ise 0° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 1200 μm siman kalınlığında (69.19 MPa) (Şekil 4.13c), 45° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 700 μm siman kalınlığında (53.25 MPa) (Şekil 4.14b) gözlemlendi.



Şekil 4.15. 0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 μm b) 700 μm c) 1200 μm kalınlığında rezin modifiye cam iyonomer siman uygulanan dişte simantasyon materyalinde meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]



Şekil 4.16. 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 μm b)700 μm c)1200 μm kalınlığında rezin modifiye cam iyonomer siman uygulanan dişte simantasyon materyalinde meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]

0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda 50 μm (Şekil 4.15a), 700 μm (Şekil 4.15b) 1200 μm (Şekil 4.15c) kalınlığında ve 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda 50 μm (Şekil 4.16a), 700 μm (Şekil 4.16b) 1200 μm (Şekil 4.16c) kalınlığında rezin modifiye cam iyonomer siman uygulanan dişte simantasyon materyalinde meydana gelen von Mises stres değerleri görülmektedir.

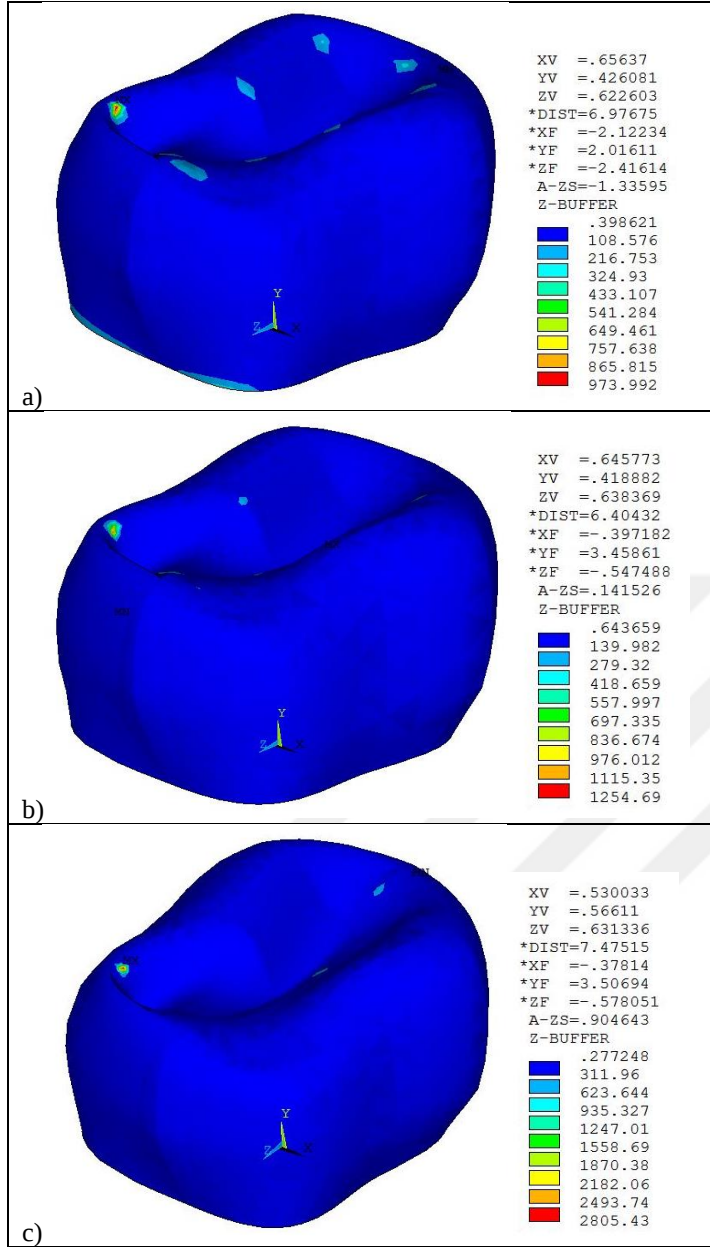
Rezin modifiye cam iyonomer siman kullanılan dişte 0° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda simanda oluşan en yüksek von Mises stres değerleri 50 μm siman kalınlığında

(67.68 MPa) (Şekil 4.15a), 45° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 50 µm siman kalınlığında (60.83 MPa) (Şekil 4.16a); en düşük von Mises stres değerleri ise 0° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 1200 µm siman kalınlığında (52.74 MPa) (Şekil 4.15c), 45° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 700 µm siman kalınlığında (37.50 MPa) (Şekil 4.16b) gözlemlendi.

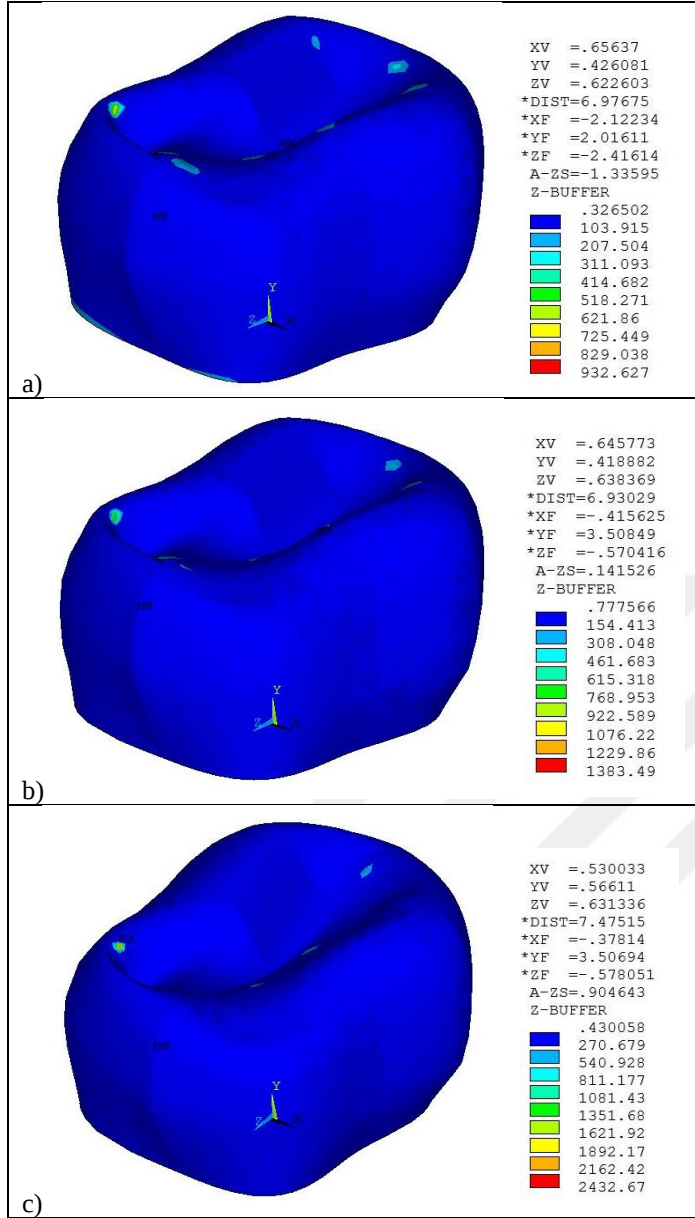
Çizelge 4.3. Feather edge basamak tipinde prepare edilmiş dişte 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda zirkonya kuronda meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]

		50 µm	700 µm	1200 µm
Rezin Siman	0°	324,93	272,01	311,96
	45°	207,50	154,41	270,68
Cam İyonomer Siman	0°	324,93	272,06	311,96
	45°	207,50	154,24	270,79
Çinko Fosfat Siman	0°	324,94	271,86	311,93
	45°	207,47	153,89	270,96
Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman	0°	324,93	136,34	311,97
	45°	207,52	154,63	270,59

Çizelge 4.3'de görüldüğü üzere 0° ve 45° açı ile uygulanan 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda zirkonya kuronda oluşan en yüksek von Mises stres değerleri 50 µm siman kalınlığında, en düşük von Mises stres değerleri ise 1200 µm siman kalınlığında bulundu. Rezin siman, cam iyonomer siman ve çinko fosfat siman aynı kuvvet açısı ve siman kalınlığında zirkonya kuron için birbirine yakın stres değerleri gösterdi. Bu değerler 50 µm kalınlıkta ve 0°'de kuronda ölçülen stres değeri dışında rezin modifiye cam iyonomer siman için de benzer şekilde bulundu.



Şekil 4.17. 0° açılı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 μm b) 700 μm c) 1200 μm kalınlığında rezin siman uygulanan zirkonya kuronda meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]

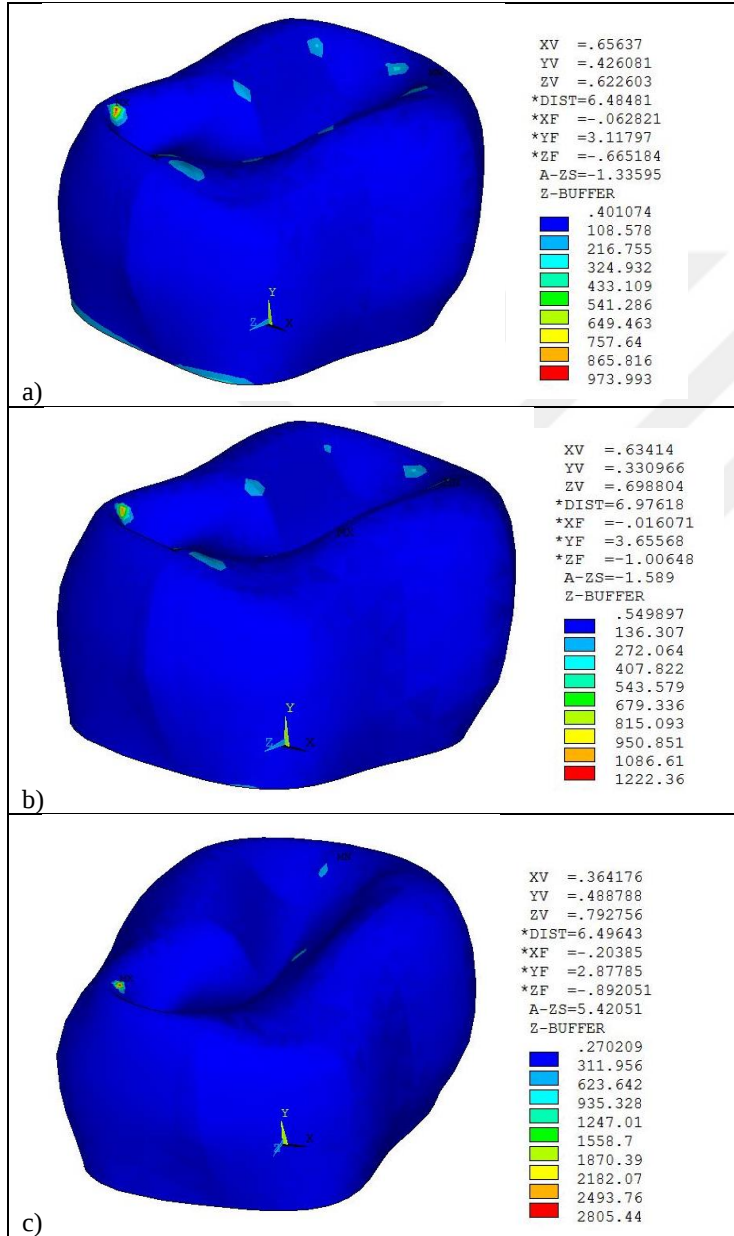


Şekil 4.18. 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a) 50 μm b) 700 μm c) 1200 μm kalınlığında rezin siman uygulanan zirkonya kuronda meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]

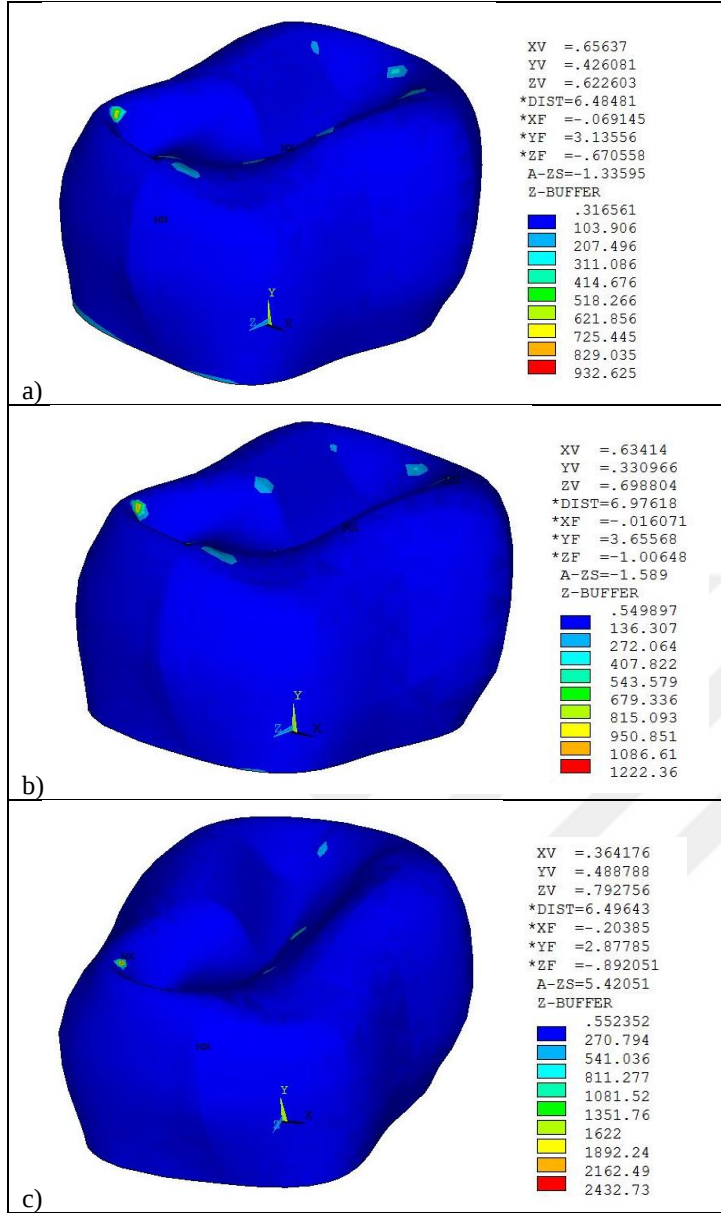
0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda 50 μm (Şekil 4.17a), 700 μm (Şekil 4.17b) 1200 μm (Şekil 4.17c) kalınlığında ve 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda 50 μm (Şekil 4.18a), 700 μm (Şekil 4.18b) 1200 μm (Şekil 4.18c) kalınlığında rezin siman uygulanan zirkonya kuronda meydana gelen von Mises stres değerleri görülmektedir.

Rezin siman kullanılan dişte 0° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda kuronda oluşan en yüksek von Mises stres değerleri 50 μm siman kalınlığında (324.93 MPa) (Şekil 4.17a),

45° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 1200 μm siman kalınlığında (270.68 MPa) (Şekil 4.18c); en düşük von Mises stres değerleri ise 0° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 700 μm siman kalınlığında (272.01 MPa) (Şekil 4.17b), 45° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 700 μm siman kalınlığında (154.41 MPa) (Şekil 4.18b) gözlemlendi.



Şekil 4.19. 0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a) 50 μm b) 700 μm c) 1200 μm kalınlığında cam iyonomer siman uygulanan zirkonya kuronda meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]

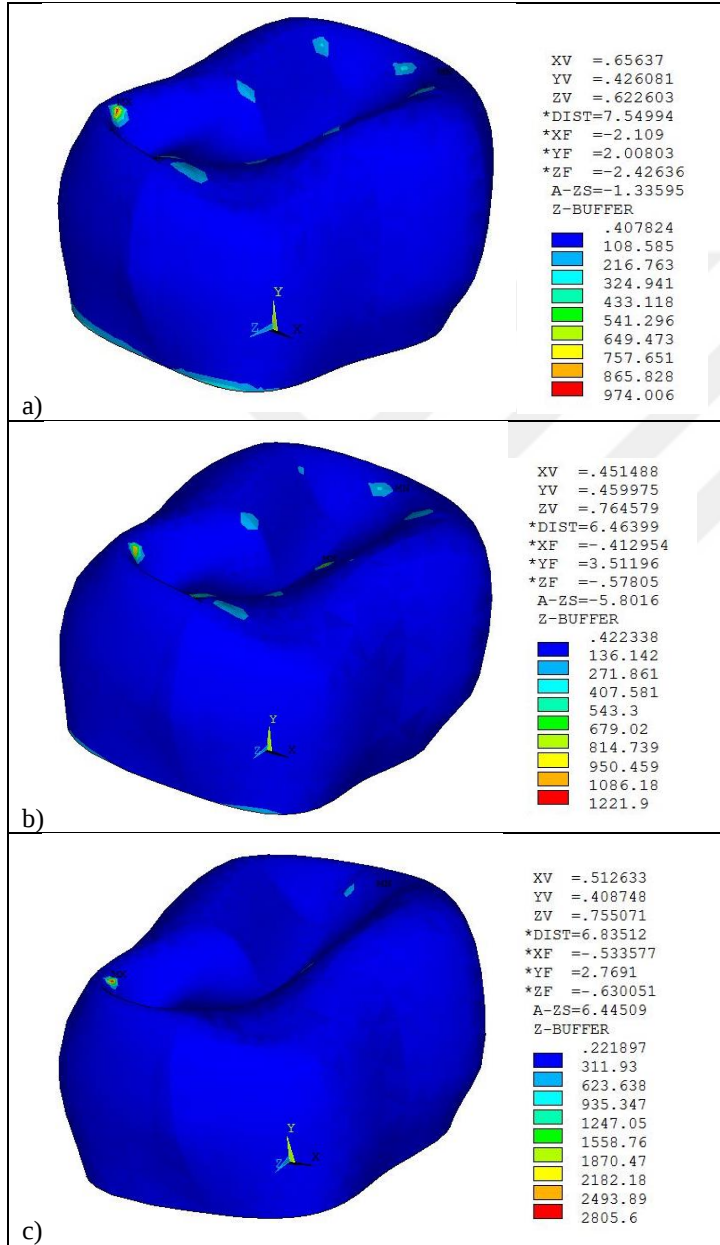


Şekil 4.20. 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a) 50 μm b) 700 μm c) 1200 μm kalınlığında cam iyonomer siman uygulanan zirkonya kuronda meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]

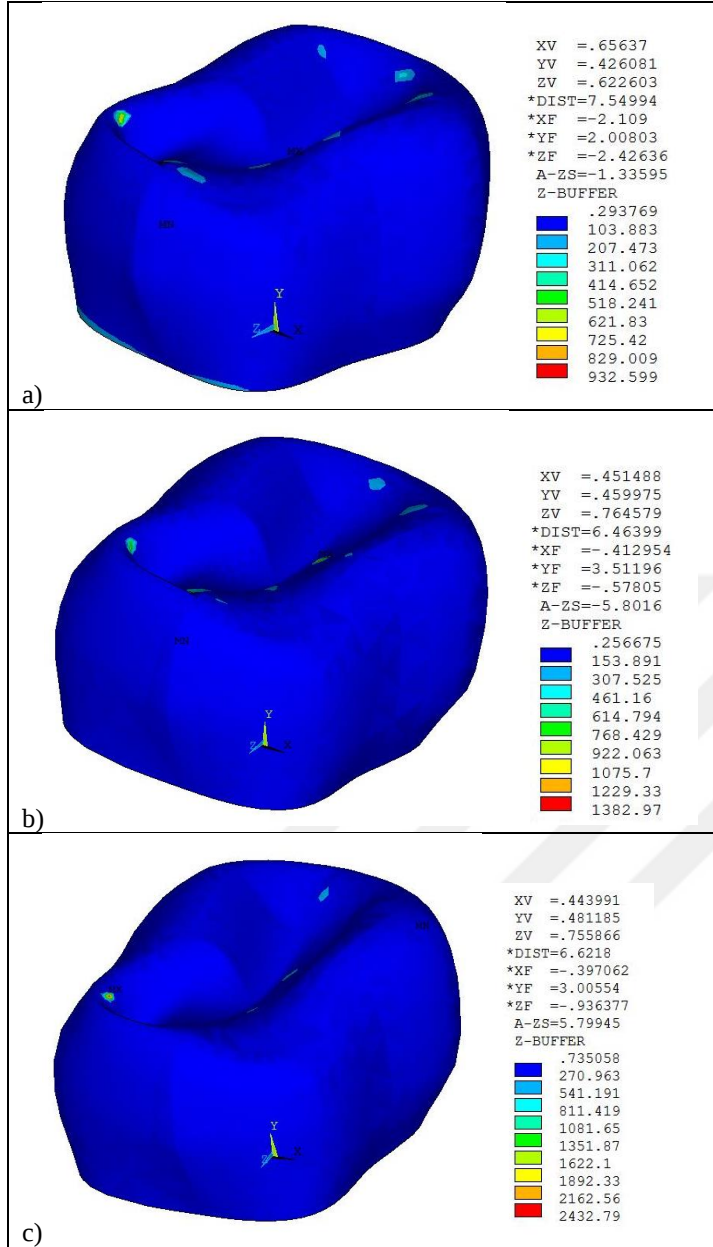
0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda 50 μm (Şekil 4.19a), 700 μm (Şekil 4.19b) 1200 μm (Şekil 4.19c) kalınlığında ve 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda 50 μm (Şekil 4.20a), 700 μm (Şekil 4.20b) 1200 μm (Şekil 4.20c) kalınlığında cam iyonomer siman uygulanan zirkonya kuronda meydana gelen von Mises stres değerleri görülmektedir.

Cam iyonomer siman kullanılan dişte 0° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda kuronda oluşan en yüksek von Mises stres değerleri 50 μm siman kalınlığında (324.93

MPa) (Şekil 4.19a), 45° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 1200 µm siman kalınlığında (270.79 MPa) (Şekil 4.20c); en düşük von Mises stres değerleri ise 0° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 700 µm siman kalınlığında (272.06 MPa) (Şekil 4.19b), 45° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 700 µm siman kalınlığında (154.24 MPa) (Şekil 4.20b) gözlemlendi.



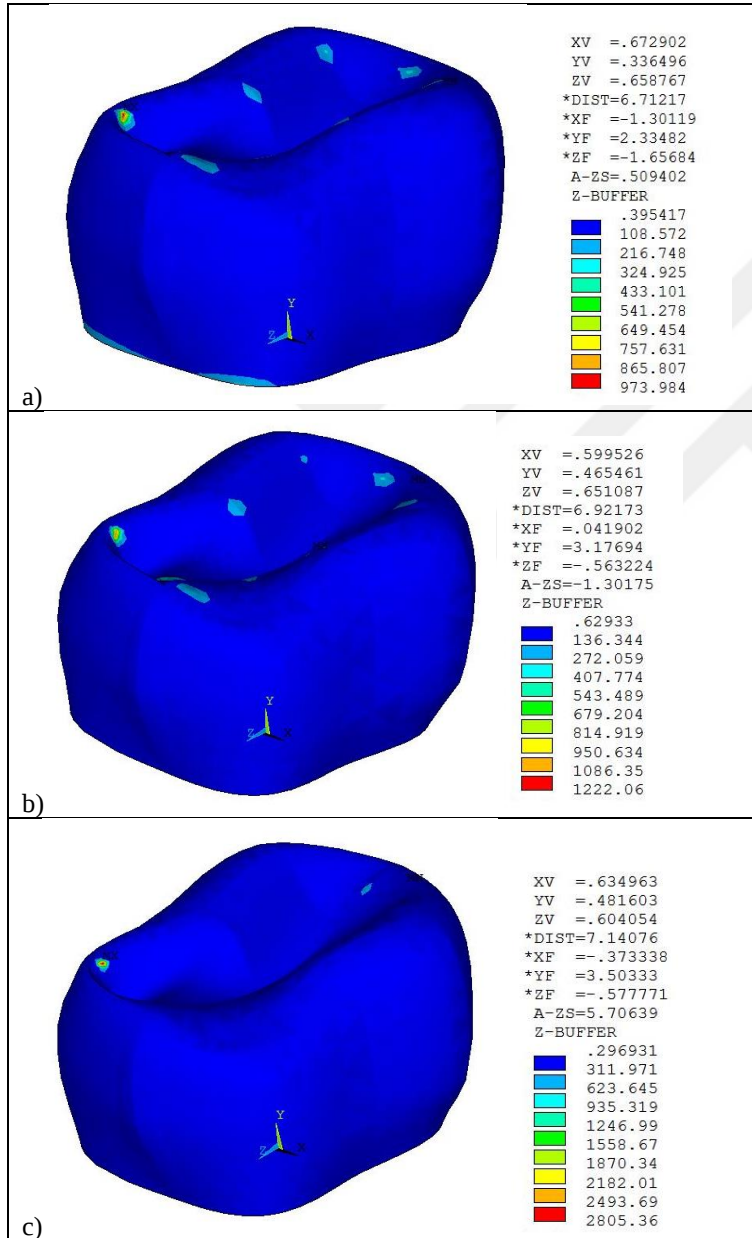
Şekil 4.21. 0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a) 50 µm b) 700 µm c) 1200 µm kalınlığında çinko fosfat siman uygulanan zirkonya kuronda meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]



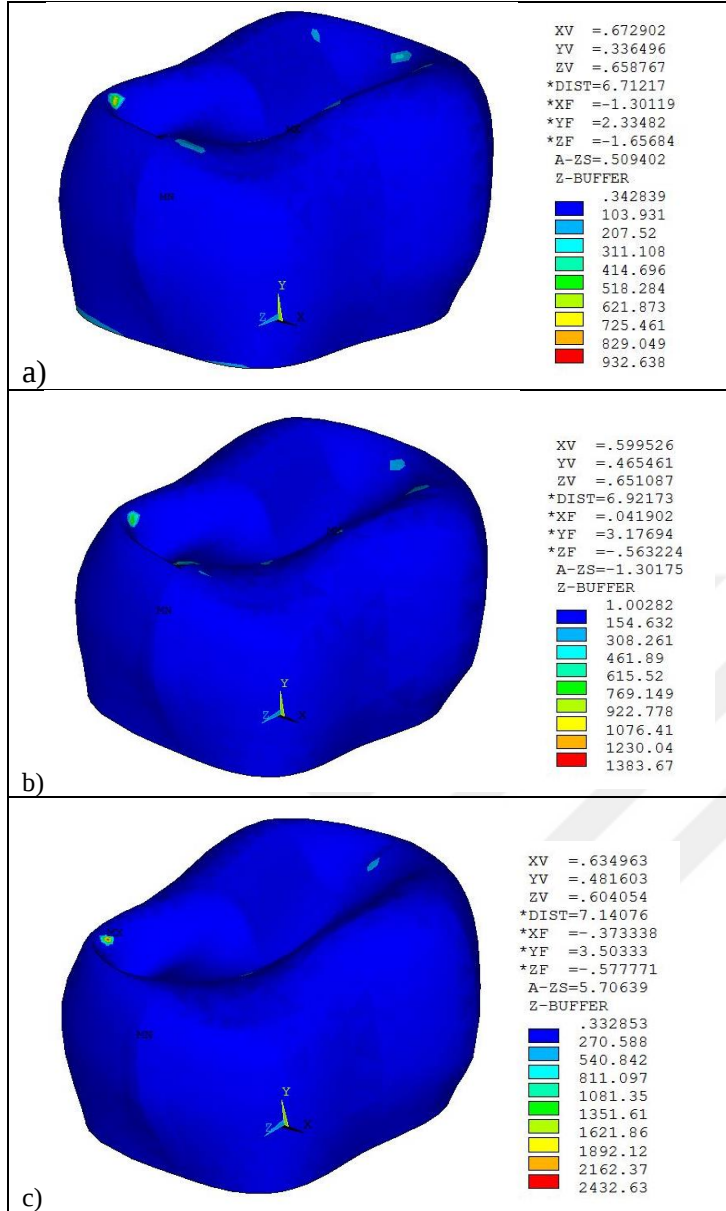
Şekil 4.22. 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a)50 μm b) 700 μm c) 1200 μm kalınlığında çinko fosfat siman uygulanan zirkonya kuronda meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]

0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda 50 μm (Şekil 4.21a), 700 μm (Şekil 4.21b) 1200 μm (Şekil 4.21c) kalınlığında ve 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda 50 μm (Şekil 4.22a), 700 μm (Şekil 4.22b) 1200 μm (Şekil 4.22c) kalınlığında çinko fosfat siman uygulanan zirkonya kuronda meydana gelen von Mises stres değerleri görülmektedir.

Çinko fosfat siman kullanılan dişte 0° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda kuronda oluşan en yüksek von Mises stres değerleri 50 μm siman kalınlığında (324.94 MPa) (Şekil 4.21a), 45° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 1200 μm siman kalınlığında (270.96 MPa) (Şekil 4.22c); en düşük von Mises stres değerleri ise 0° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 700 μm siman kalınlığında (271.86 MPa) (Şekil 4.21b), 45° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda 700 μm siman kalınlığında (153.89 MPa) (Şekil 4.22b) gözlemlendi.



Şekil 4.23. 0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a) 50 μm b) 700 μm c) 1200 μm kalınlığında resin modifiye cam iyonomer siman uygulanan zirkonya kuronda meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]



Şekil 4.24. 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda a) 50 μm b) 700 μm c) 1200 μm kalınlığında rezin modifiye cam iyonomer siman uygulanan zirkonya kuronda meydana gelen von Mises stres değerleri [MPa]

0° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda 50 μm (Şekil 4.23a), 700 μm (Şekil 4.23b) 1200 μm (Şekil 4.23c) kalınlığında ve 45° açı ile 240 N'luk kuvvet yüklemesi sonucunda 50 μm (Şekil 4.24a), 700 μm (Şekil 4.24b) 1200 μm (Şekil 4.24c) kalınlığında rezin modifiye cam iyonomer siman uygulanan zirkonya kuronda meydana gelen von Mises stres değerleri görülmektedir.

Rezin modifiye cam iyonomer siman kullanılan dişte 0° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda kuronda oluşan en yüksek von Mises stres değerleri 50 μm siman kalınlığında

(324.93 MPa) (Şekil 4.23a), 45° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda $1200\ \mu\text{m}$ siman kalınlığında (270.59 MPa) (Şekil 4.24c); en düşük von Mises stres değerleri ise 0° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda $700\ \mu\text{m}$ siman kalınlığında (136.34 MPa) (Şekil 4.23b), 45° açı ile 240 N kuvvet yüklemesi sonucunda $700\ \mu\text{m}$ siman kalınlığında (154.63 MPa) (Şekil 4.24b) gözlendi.



5. TARTIŞMA

Yapılan klinik, retrospektif ve prospektif çalışmalar yaygın çürüklerden etkilenen süt dişleri, hipoplazi, pulpotomi veya pulpektomiye takiben ve ortodontik tedavide ankraj için kullanılan dişler için restoratif tedavi olarak PÇK'nın etkinliğini kanıtlamaktadır [37,107,108]. PÇK dayanıklı, uzun ömürlü, düşük maliyetli, kolay uyumlanabilir ve kanama veya neme duyarsız olması gibi avantajları nedeniyle süt dişlerinde altın standart kabul edilmektedir. Potansiyel alerji riski taşıması ve uzun hazırlanma süresi gibi özelliklerinin yanısıra en önemli dezavantajı estetik özelliğinin olmamasıdır [36-38]. Veneerli PÇK'lar ile bu durumun önüne geçilmeye çalışıldıysa da yeterli başarı sağlanamamıştır. Son zamanlarda çocuk diş hekimliğinde estetiğe giderek daha fazla önem verilmektedir. Hastaların ve ebeveynlerin estetik beklentileri de bu bağlamda giderek artmaktadır [44,109]. Özellikle ebeveynlerin tedaviden beklentileri üzerine yapılan bir araştırmaya göre ebeveynler hem sağlığa hem de estetiğe aynı oranda önem vermekte, estetik olmayan görünümü sebebiyle paslanmaz çelik kuronların da sağlıksız bir tedavi seçeneği olduğunu düşünmektedirler [110].

Büyük ölçüde madde kaybı olan anterior ve posterior süt dişlerinin estetik restorasyonu, çocuk diş hekimleri için büyük bir zorluk teşkil etmektedir ve literatürde prefabrike veneerli PÇK'ların, direkt veya indirekt kompozit restorasyonların kullanımından bahsedilmektedir [111].

Aşırı madde kayıplı anterior ya da posterior süt dişlerinde kuronal yapının yerine konulabilmesi için farklı materyallerden elde edilen pediatrik kuron çeşitleri kullanılmaktadır. Son yıllarda geliştirilen pediatrik zirkonya kuronlar estetik olarak kabul edilebilir, çiğneme kuvvetlerine dayanıklı ve biyouyumlu materyallerdir. Günümüzde bu estetik ve mekanik özellikleri sebebiyle en sık kullanılan kuron çeşidi zirkonya kurondur. Zirkonya kuron daha çok posterior dişlerde tercih edilmekte, dişlere fonksiyon ve estetik görünüm sağlamaktadır [8,9,112].

Dayanıklılığın ve biyouyumluluğun yanı sıra estetik beklentinin de artması sebebiyle prefabrike pediatrik zirkonya kuronun kullanımı günden güne artmaktadır [113].

Maksiller anterior süt dişlerinde kompozit strip kuron, veneerli paslanmaz çelik kuron ve prefabrike pediatrik zirkonya kuronun uygulanarak, ebeveyn memnuniyeti açısından değerlendirildiği bir çalışmada 39 çocuk 3 eşit gruba bölünerek bu üç kurondan biri uygulanmış ve 1 yıl boyunca takip edilmiştir [114]. 1 yılın sonunda ebeveynlere yapılan anketin sonuçlarına göre en yüksek memnuniyet pediatrik zirkonya kuronda, en düşük memnuniyet ise veneerli paslanmaz çelik kuronda bulunmuştur. Ebeveynler kompozit strip kuronların dayanıklılığından ve veneerli paslanmaz çelik kuronların renginden memnun kalmamışlardır [114].

Diş tedavisi konusunda bilhassa genç nüfusun artan farkındalığı ve estetik bir görünüme olan talebin artmasıyla, çocuk diş hekimlerinin ebeveynlere zirkonya kuron gibi restorasyon seçeneklerini sunabilmeleri gerekmektedir [16].

Estetik çocuk diş hekimliği pazarına yeni girmiş olan prefabrike zirkonya kuronlar, düşük ısı iletkenliği, düşük korozyon, iyi radyografik kontrast ve biyolojik uyumluluk gibi mekanik özellikleri nedeniyle posterior restorasyonlar için uygun bir seçenek haline gelmiştir [112]. Büyük ölçüde madde kaybı olan posterior dişler için uzun süreli restoratif tedavi seçeneği olarak prefabrike zirkonya kuronları ve paslanmaz çelik kuronları karşılaştıran bir klinik çalışma henüz yoktur [115]. Yapılan en uzun süreli klinik çalışmada, 6-8 yaş arasında 2 gruba ayrılan 30 çocuğun süt ikinci molar dişlerine paslanmaz çelik kuron ve prefabrike zirkonya kuron uygulanarak altışar ay arayla 3 yıl boyunca takip edilmiştir. Çalışmanın sonucunda her iki kuron da klinik açıdan başarılı olarak değerlendirilmiştir. Fakat çalışmaya katılan çocuklar ve ebeveynleri plak birikiminin daha az olması ve estetik özellikleri sebebiyle prefabrike zirkonya kurondan daha memnun kalmışlardır [116].

İn vitro ortamda gerçekleştirilen stres testi sonuçlarının in vivo bir ortam ile bire bir aynı sonuçları vermesi mümkün olmamakla beraber, gerçeğe en yakın sonuçlar olarak kabul edilmektedir. Bu çalışmada sonlu elemanlar analizi prefabrike zirkonya kuronun, farklı kalınlıklardaki dört farklı simantasyon materyalinin ve süt dişi dentininin mekanik davranışını göstermek ve elde edilen değerlerin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Ağız içi ortam karmaşık bir biyomekanik sistemdir. Bu nedenle, ağız içi yapıların mekanik davranışı üzerine yapılan araştırmaların çoğu in vitro olarak değerlendirilmiştir. Diş

hekimliğinde mühendislik bilgilerinin uygulanması biyomekanik yönlerin anlaşılmasına yardımcı olmuştur. Tam olarak bir teorik çözümün zaman aldığı, maliyetli olduğu ve zorluk derecesi açısından pratik olmadığı bilinmektedir. Bu nedenle karmaşık bir stres analizi problemi ile uğraşılırken, sıklıkla deneysel teknikler kullanılır. Ağız içi bölgelerde biyomekanik yükü değerlendirmek için kullanılan mevcut teknikler, matematiksel hesaplamalar, fotoelastik stres analizi, iki boyutlu (2B) veya üç boyutlu (3B) sonlu elemanlar analizi ve gerinimölçer analiz yöntemini içerir. Fotoelastik stres analizi yönteminde streslerin yoğunlaştığı alanlar incelenmektedir. Fakat bu alanlar için sayısal değerler elde edilememekte ve kullanılan fotoelastik modeller cisimlerin özelliklerini tam olarak yansıtamamaktadır. Gerinimölçer analiz yönteminde ise ölçümü gerçekleştirecek uçların her alanda kullanımı mümkün değildir. Bu sebeple bu yöntem kısıtlı kullanıma sahiptir [14,117].

Bu yöntemlerin kullanım kısıtlılığına karşın sonlu eleman analizi, bir diş modelindeki stres dağılımı gibi karmaşık bir yapıdaki tek bir değişkeni incelemek için kullanılabilir. Sonlu eleman analizinin bir modeli doğru olarak tahmin edebilme yeteneği, modelin oluşturulma şekli ile yakından bağlantılıdır. Modelin oluşturulma şeklinde ise kullanılan sonlu eleman modellerinin tipi, ağ yapının elde edilme şekli ve de sınırlamalar ve yükler dahilinde modelleme yapılmasına bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. Yüksek stres olan bölgelerde, kırılma olasılığı en yüksektir. Bu nedenle, yüksek stres oluşan bu alanları analiz etmek ve en yüksek stres değerlerinin etkilerini araştırmak oldukça önemlidir [118].

Sonlu elemanlar analizinde kullanılmak üzere hazırlanan modellerin tüm detaylarıyla gerçeği yansıtmaması çoğu zaman mümkün olmamaktadır. Yine de diğer yöntemlerle tutarlı ve gerçeğe yakın sonuçlar verdiği görülmektedir. Yapılan analizler oldukça az zaman almaktadır. Ayrıca istenildiği kadar tekrarlanabilir ve değişkenlerde yeniden düzenlemeler yapılabilir [14,117].

Roomed ve diğerleri 2 boyutlu ve 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemlerinin güvenilirliğini değerlendirdikleri bir çalışmada, 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile daha güvenilir sonuçların elde edildiğini ifade etmişlerdir [119]. Bunun sebebinin ise diş gibi karmaşık ve düzensiz yapıların 2 boyutlu modeller ile gerçeğe yakın şekilde modellenememesi olduğunu bildirmişlerdir. Bu yapılar ancak 3 boyutlu modeller oluşturularak analiz edilebilmektedir.

Sonlu elemanlar analizinde dişin ve kuronun fiziksel doğasının homojen, izotropik ve doğrusal olarak elastik olduğu varsayılır. Fakat bunlar gerçekte doğru değildir. Biyolojik yapıların bu özelliklere sahip olduğu varsayılarak yapılan çalışmaların yine gerçeğe yakın sonuçlar verdiği gözlenmiştir [120]. Bu bilgiler doğrultusunda yaptığımız tez çalışmasında da zirkonya kuronda, simantasyon materyallerinde ve dentinde meydana gelen stresin belirlenebilmesi için 3 boyutlu sonlu elemanlar analizinden yararlanılmasına karar verilmiştir.

Gerçeğe en yakın şekilde modelleme yapılabilmesi, doğru sonuçlar elde etmek açısından oldukça önemlidir. Bu modellemeleri yapmak için ise bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme yöntemleri, koordinat belirleme yöntemleri veya optik ışıklardan yararlanılmaktadır [121]. Yaptığımız tez çalışmasında da Wheeler'ın Dental Anatomi, Fizyoloji ve Okluzyon kitabındaki mandibular ikinci süt molar dişlerin görsel ve boyutsal ortalama verilerinden yararlanılarak bir diş modeli elde edilmiştir. Bu model elde edilirken koordinat belirleme yöntemi tercih edilmiştir.

Daha gerçekçi sonuçlar elde edilebilmesi açısından dişin köklerini saran kortikal ve spongiyöz kemik için de elastisite modülü ve poisson değeri verilerinin girilmesi gerekmektedir. Çevre kemik dokunun verilerinin girilmesi ve değerlendirilmesi gerçeğe çok daha yakın bir tasarımın oluşmasını ve bu bölgelerin de çiğneme kuvveti karşısında nasıl yanıt verdiğinin gözlenmesini sağlayacaktır. Bu tez çalışmasında da kemik dokunun elastisite modülü ve poisson değerleri girilerek daha gerçekçi bir model elde edilmiş fakat yalnızca dentin, simantasyon materyali ve kuron üzerinde meydana gelen stres değerleri verilmiştir.

Süt dişlerinde çiğneme performansı ile maksimum ısırma kuvveti arasındaki ilişkiyi değerlendiren bir çalışmada, sağlıklı, çürüksüz süt dişleri olan, herhangi bir yapısal anomalisi, şiddetli maloklüzyonu ve ortodontik tedavi öyküsü olmayan, her iki cinsiyetten 3 ila 5,5 yaş arası 15 çocuk çalışmaya dahil edilmiştir [122]. Çocuklar standart bir silikon tableti 20 kez çiğnemiş ve bu çiğnenen parçacıklar optik bir dijital sistemle ölçülmüştür. Çiğnenmiş parçacıkların alanındaki azalma ve miktarındaki artış değerlendirilmiştir. Isırma kuvveti ise bir analog / dijital elektronik devreye bağlı bir basınçlı tüp kullanılarak belirlenmiştir. Ağırlık, boy ve vücut kitle indeksi (kg / m^2) hesaplanmıştır. Shapiro-Wilks'in W-testi ile veri dağılımı değerlendirildikten sonra tanımlayıcı istatistikler ve

korelasyonlar analiz edilmiştir. Yaş ortalaması 4,4 ve ortalama ısırma kuvveti 235 N olarak hesaplanmıştır. Isırma kuvveti ile partikül alanı ve miktarı arasında korelasyon olmadığı ve vücut değişkenleri çiğneme değişkenlerinin korelasyon göstermediği bulunmuştur. Isırma kuvvetinin çiğneme performansının birincil belirleyicisi olmadığı ve her iki değişkenin de vücut değişkenlerine bağlı olmadığı sonucuna varılmıştır.

Bir diğer çalışmada normal dentisyona sahip olan, açık kapanışı veya çapraz kapanışı olan 30 çocuk değerlendirilmiş, ısırma kuvvetinin büyüklüğü, bir analog / dijital elektronik devreye bağlanan bir basınç sensörü (MPX 5700 Motorola) aracılığıyla belirlenmiştir [123]. Çocuklar her bir ısırık arasında 10 saniye bekleyerek tüpü 5 saniye boyunca arka arkaya maksimum kuvvetle üç kez ısırılmışlar ve veriler doğrudan bilgisayara gönderilmiştir. Her hasta için en yüksek değerler dikkate alınmıştır. Varyans analizi üç grup arasındaki farkı değerlendirmiştir. Isırma kuvvetleri 161-330 Newton (ortalama 245 N) aralığında değişkenlik göstermiştir. Maksimum ısırma kuvveti ortalamaları arasında anlamlı istatistiksel fark yoktur ($P > 0,05$). Korelasyon analizi, ağırlık, boy ve ısırma kuvvetinin zayıf pozitif korelasyon gösterdiğini göstermiştir ($r = 0,24$ ve $0,23$). Çalışma gruplarında oklüzyon tipinin ısırma kuvvetinin maksimum değerlerini etkilemediği ve vücut değişkenlerinin bu durumda küçük bir etkiye sahip olduğu sonucuna varılmıştır [123].

Bu çalışmalar doğrultusunda yaptığımız tezde de molar bölgede 240 N çiğneme kuvveti baz alınmıştır. Çiğnemenin yarattığı stresin dişlerde, simantasyon materyallerinde ve kuronda etkisini farklı açı değerleri ve farklı kuvvet noktaları ile sonlu elemanlar analizi ile değerlendiren pek çok çalışma mevcuttur [105,115,124,125];

Prabhakar ve diğerleri yaptıkları çalışmada maksiller ikinci süt molar dişe 0° , 45° ve 90° açılarla 6 farklı noktadan uygulanan 245 N kuvvetin zirkonya kuron ve paslanmaz çelik kurondaki stres dağılımına etkisini incelemişlerdir [115]. Liu ve diğerleri mandibular sağ birinci molar dişe uygulanan tam seramik kuron ile yaptıkları çalışmada 8 farklı noktadan 600 N kuvvet uygulayarak 0° , 45° ve dişin uzun aksı ile 10° açı yapacak şekilde iki farklı varyasyonu değerlendirmişlerdir [124]. Franco-Tabares ve diğerlerinin mandibular birinci molar dişe uygulanan zirkonya kuron üzerinde yaptıkları çalışmada 5 farklı noktadan kuvvet uygulamışlardır. Bu kuvvet değerleri ise 0° 'de 600 N ve $19,5^\circ$ 'de 225 N olarak belirlenmiştir [105]. D'souza ve Aras'ın yaptıkları çalışmada mandibular birinci molar dişe

uygulanan 5 farklı tam kuron materyalini değerlendirmek için 225 N çiğneme kuvvetini 0°, 45° ve 90° açılarla; 600 N maksimum ısırma kuvvetini ise 0° açıyla 8 farklı noktadan uygulamışlardır [125]. Yaptığımız çalışmada da 240 N çiğneme kuvveti 10 farklı noktadan 0° ve 45° açı ile uygulanmıştır.

Son yıllarda monolitik zirkonya kuronların kullanımı restoratif diş hekimliğinde popüler hale gelmiştir. Piyasada rezin siman, cam iyonomer siman, çinko fosfat siman ve rezin modifiye cam iyonomer siman da dahil olmak üzere çeşitli dental simanlar bulunmasına rağmen, monolitik zirkonya kuronlarda simantasyon materyallerinin seçimi için iyi bir kılavuz bulunmamaktadır [104].

Dental simantasyon materyalleri, restorasyonlara stabilite ve retansiyon sağlamak için tasarlanmıştır. Retansiyon mekanizmaları kimyasal, mekanik ve mikromekanik olarak üçe ayrılmaktadır. Genellikle iki veya üç mekanizma, simantasyon materyalinin yapısına bağlı olarak birlikte çalışır [126]. Dental simantasyon materyalleri rezin bazlı ve rezin bazlı olmayan simanlar olarak alt gruplara ayrılır. Çözünmeye karşı direnç, güçlü bağlanma, stresye dirençli olma, uygulama kolaylığı ve biyouyumluluk gibi özelliklere sahip olmalıdırlar. Çinko fosfat siman, düşük adezyon, çözünürlük ve düşük sertlik gibi dezavantajlarına rağmen en popüler geleneksel siman olarak kabul edilmektedir [127,128]. Çinko fosfat siman bazı tam seramik sistemlerde kullanılmıştır, ancak uzun dönemli klinik veriler henüz mevcut değildir. Cam iyonomer siman da diş hekimleri tarafından sıklıkla kullanılmaktadır. Diş yapılarına fizikokimyasal bağlanma, düşük termal genleşme katsayıları ve uzun süreli florür salınımı gibi çeşitli klinik avantajlar sergiler. Bununla birlikte, düşük mekanik özellikler, yüksek strese maruz kalan alanlarda cam iyonomer siman kullanımını sınırlamaktadır. Dahası, cam iyonomer siman kullanımı simantasyon materyalinden destek alan seramikler için uygun olmamaktadır. Bu nedenle rezin esaslı simanlar, diğer simantasyon materyallerinin çözünürlük, destekleme ve adezyon eksikliği gibi dezavantajları göz önünde bulundurularak seramik restorasyonlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Resin simanların yapısı, bisfenol-A-glisidil metakrilat ve diğer metakrilatlara dayanmaktadır. Yüksek bağlanma gücü, yüksek basınç dayanımı ve düşük çözünürlük gibi avantajlara sahiptir [129-133].

Bu çalışmada stres analizi gerçekleştirilen kuronal restorasyonların simantasyonu için sıklıkla kullanılan cam iyonomer siman, rezin siman, çinko fosfat siman ve rezin modifiye cam iyonomer simanların karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesine yer verildi.

Ali 36 adet süt birinci molar dişi değerlendirdiği bir çalışmada paslanmaz çelik kuronların, veneerli paslanmaz çelik kuronların ve zirkonya kuronların farklı simantasyon materyalleri kullanılarak marjinal ve internal uyumu değerlendirilmiş ve karşılaştırılmıştır [134]. Bu kuronların simantasyonu için rezin siman, cam iyonomer siman ve rezin modifiye cam iyonomer siman kullanılmış ve bu modellerden simantasyon işlemi sonrası kesitler alınmıştır. Zirkonya kuronlarda, özellikle rezin siman ile simante edilmiş olanlarda, en düşük marjinal ve internal boşluk oluşmuştur. Simantasyon materyalinden bağımsız olarak, test edilen her üç kuron arasında marjinal boşluk açısından anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Bununla birlikte, rezin siman ile yapıştırılmış zirkonya kuronları, veneerli PÇK'lar ve rezin siman ile yapıştırılmış PÇK'lara göre önemli ölçüde daha düşük internal boşluklara sahiptir [134].

Prefabrike pediatrik zirkonya kuronların simantasyonunda cam iyonomer siman kullanılmaktadır. Uygulandıktan 24-72 saat sonrasına kadar tamamen sertleşmez, bu nedenle hemen yükleme yapmaktan kaçınılmalı ve az miktarda kullanılmalıdır [88]. Bunun önüne geçilebilmesi ve klinik başarının artırılması amacıyla tam kuronal restorasyonların simantasyonunda sertleşme süresi daha kısa olan rezin esaslı simantasyon materyallerinin kullanımı önerilmiştir [135]. Cam iyonomer siman mine ve dentine kimyasal bağlanma, sürekli florid salınımı, dişe benzer termal genleşme katsayısı, asitte çözünmeye karşı direnç, uygulama kolaylığı gibi avantajlarının yanında erken nem kontaminasyonu hassasiyeti, elastik deformasyon potansiyeli, dentin dehidrasyonu, mikro sızıntı sebebiyle hassasiyete neden olma ve yetersiz aşınma direnci gibi dezavantajlara sahiptir [80].

Restoratif diş hekimliği sürekli olarak gelişmektedir ve günümüzde mevcut olan hiçbir siman tüm koşullar için ideal kabul edilmemektedir. Yapıştırıcı (adeziv) simanların ortaya çıkması, sabit protezlerin kapsamını önemli ölçüde genişletmiştir. Resin esaslı simanlar bu seramiklerin bu tedavi yönteminin son klinik başarısında oynadığı önemli rol nedeniyle tüm seramik sistemlerde kullanılmaktadır [129-133]. Resin simanın bu avantajlarından

dolayı çalışmamıza rezin siman değerlerini de dahil ederek farklı siman çeşitleri ile karşılaştırmalarını gerçekleştirdik.

Liu ve diğerlerinin yaptığı bir çalışmada sonlu elemanlar analizi kullanılarak rezin simantasyon materyalinin çeşidi ve kalınlığının tam seramik kuronlardaki stres dağılımı üzerindeki etkileri araştırılmıştır [124]. Mandibular sağ birinci moların tam seramik kuron restorasyonu standart dental işlemlere göre hazırlanarak mikro-bilgisayarlı tomografi cihazı ile taranmıştır. Daha sonra, her biri 60 μm , 90 μm , 120 μm ve 150 μm siman kalınlığına sahip iki farklı simantasyon materyali ile sekiz adet 3 boyutlu sonlu eleman modeli geliştirilmiştir. Modellere her bir kuvvet noktasına 75 N'luk kuvvet gelecek şekilde dört farklı yönde kuvvet uygulanmış ve kuron ve dişteki stresler değerlendirilerek, kuron, diş ve simandaki makaslama ve stres değerlerinin dağılımı ve maksimum değerleri hesaplanmıştır. Daha yüksek elastisite modülü olan simantasyon materyali, kuron ve dişte daha düşük çekme stresine neden olmuştur ve kuronun bütünlüğüne fayda sağlamıştır. Sonuç olarak siman kalınlığının, kuron ve dentin arasında bir yastık görevi gördüğü, tam seramik kuronlardaki stres seviyesini optimal bir kalınlığın (yaklaşık 90 μm) azalttığı görülmüştür. Bununla birlikte, siman kalınlığı arttıkça, 0°de siman tabakasında meydana gelen stres değerleri azalmıştır. Siman kalınlığının kuvvet koşulları veya simantasyon materyalinin elastisite modüllerinin etkisine kıyasla çoğu durumda kuron ve dentindeki stres değerleri için ikincil derecede önemli olduğu sonucuna varılmıştır [124]. Çalışmamızda da 0°de von Mises stres değerlendirmesi ile elde ettiğimiz sonuçlara göre rezin simanın uygulandığı modelde simanda oluşan stres siman kalınlığı arttıkça azalmıştır. Zirkonya kuronda ise 50 μm siman kalınlığında en yüksek stres değerleri görülürken, 1200 μm 'da bir miktar azalmış, fakat en düşük stres değerleri 700 μm 'da görülmüştür.

Bazı yazarlar sonlu eleman analizi yöntemini kullanarak simantasyon materyalinin rolünü incelemişlerdir [136-140]

Rekow ve diğerleri, kuron malzemesi ve kalınlığı, simantasyon materyali ve kalınlığı, uygulanan kuvvetin konumu, kasp eğimi ve destekleyici korun etkisini değerlendirmek üzere bu 7 değişkenin maksimum stres dağılımı üzerindeki etkisini incelemiştir. Kuron malzemesi ve kalınlığının diğer değişkenlere göre stres dağılımında oldukça önemli faktörler olduğunu bulmuşlardır [136]. Shahrabaf ve diğerleri, ticari olarak temin edilebilen

4 çeşit rezin siman ile yüksek değerli varsayımsal bir simanı içeren bir çalışmada diş preparasyon şeklinin ve elastisite modüllerinin etkisini sonlu eleman analizi ile incelemiştir [137]. Sonuç olarak, hem preparasyon şeklinin hem de simantasyon materyalinin elastisite modülünün prepare edilmiş kuron-kök kompleksinin stres dağılımını etkilediği; pulpa, periodontal ligament, süngerimsi ve kortikal kemiğin elastisite modülünün ise stres dağılımını etkilemediğini göstermiştir [137]. Bu sebeplerle çevre dokuların elastisite modülü yaptığımız ölçümlerde yer almamıştır.

Kamposiora ve diğerleri mandibular birinci premolar dişlere uygulanan tam seramik kuron ve altın kuron için 4 tip simantasyon materyalini (çinko fosfat siman, polikarboksilat siman, cam iyonomer siman ve kompozit siman) 2 boyutlu sonlu eleman analizi ile değerlendirmişlerdir [138]. Çalışmada 25 µm ve 100 µm olmak üzere iki farklı siman kalınlığı ile; *chamfer* ve *shoulder* olmak üzere iki farklı marjinal preparasyon tipinin bu 4 farklı simantasyon materyali ve 2 farklı kuronda stres dağılımına etkisi test edilmiştir. Siman tabakasının stres seviyesi ve dağılımı değerlendirildiğinde çinko fosfat siman diğer simantasyon materyallerine göre en yüksek stres değerlerini göstermiştir. Simantasyon materyalinin kalınlığı arttıkça stres değerlerinin bir miktar arttığı fakat önem teşkil etmediği sonucuna varılmıştır. Marjinal preparasyon tipinin ise önemsiz olduğu bulunmuştur [138]. Marjinal preparasyon tipi her ne kadar önemsiz olsa da yaptığımız modellemede pediatrik zirkonya kuron için önerilen *feather edge* marjinal preparasyon tipi uygulanmıştır.

Proos ve diğerleri, premolar dişlerde yaptıkları çalışmada rezin siman ve çinko fosfat simanın In-Ceram koping ve altın koping üzerindeki etkisini sonlu eleman analizi yöntemi ile araştırmıştır [139]. 0° açı ile 600 N çiğneme kuvveti uygulanarak, 50 µm ve 100 µm kalınlıkta simantasyon materyalinin modellendiği çalışmada simantasyon materyallerinin stresi absorbe ettiği sonucuna varılmıştır. Bununla beraber, simantasyon materyallerinin farklı elastisite modülüne sahip olması veya farklı kalınlıkta kullanılmasının ortaya çıkan stres dağılımı üzerinde küçük bir etkiye sahip olduğu ileri sürülmüştür [139]. Yaptığımız tez çalışmasında da 0° açı ile yapılan kuvvet yüklemeinde, simantasyon materyallerinin farklı elastisite modüllerine sahip olsalar bile siman kalınlığı arttıkça stresi absorbe ettiği sonucuna varılmıştır.

Kamposiora ve diğerkleri yaptıkları bir diğerk çalışmada kuronun marjinal dizaynı, siman tipi ve kalınlığı, kuvvetin uygulanma yönü ve miktarının simandaki mikro çatlaklara olan etkisini 32 adet premolar diş modeli üzerinde çinko fosfat siman, polikarboksilat siman, cam iyonomer siman ve kompozit rezin siman materyallerini kullanarak sonlu elemanlar analiziyle değerlendirmişlerdir [140]. Chamfer ve shoulder marjin tipiyle elde edilen modellerde siman kalınlıkları 25 ve 100 µm olarak belirlenmiş ve kuronlara 10 MPa ve 100 MPa'lık yüklemeler yapılmıştır. Siman içindeki stres dağılımları ve seviyeleri ölçülmüştür. Chamfer tipi marjinal dizaynda shoulder tipi marjinal dizayndan daha yüksek stres değerleri bulunmuştur. 10 MPa yükleme koşullarında hiçbir simantasyon materyali için kritik stres değerleri elde edilmemiştir. Bunun sonucunda cam iyonomer ve kompozit rezin simanın mikro kırılmaya karşı daha uygun mekanik özelliklere sahip olduğu sonucuna varılmıştır. Çinko fosfat siman elastisite modülü en yüksek olan ve yükleme koşullarından en çok etkilenen simantasyon materyali olduğu, bu nedenle mikro çatlaklara da daha duyarlı olduğu düşünülmektedir. Çinko fosfat siman hariç, siman kalınlığı stres seviyelerini ve dağılımlarını minimum düzeyde etkilemiştir. Çinko fosfat siman dışında elastisite modülü değerleri arttıkça stres değerleri de doğru orantılı şekilde bir miktar artmaktadır [140]. Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlara göre çinko fosfat siman elastisite modülü en yüksek olan ve değişkenlerden en çok etkilenen simantasyon materyalidir. Aynı zamanda diğerk simanlara göre en yüksek stres değerlerini göstermiştir.

6. SONUÇ

Bu tez çalışmasında çocuk diş hekimlerinin estetik amaçla süt dişlerinde son yıllarda sıkça kullandığı prefabrike pediatrik zirkonya kuronlar, çocuklarda ortalama olarak belirlenen çiğneme kuvvetlerinin (240 N) etkisi altında değerlendirildi. Pediatrik zirkonya kuronlar üzerinde, mandibular süt ikinci azı dişinin dentininde ve yapıştırıcı simanlarda meydana gelen von Mises stres değerleri sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanılarak hesaplandı. Kuron simantasyonu için dört farklı simantasyon materyali (rezin siman, cam iyonomer siman, çinko fosfat siman ve rezin modifiye cam iyonomer siman) kullanılarak, üç farklı siman kalınlığında (50 μ , 700 μ ve 1200 μ) ve ısırma kuvvetinin taklidi amacıyla iki farklı açı ile (0° ve 45°) kuvvet uygulanarak değerlendirildi. Elde edilen stres değerleri birbirleri arasında karşılaştırılarak şu şekilde yorumlandı;

- Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde, farklı elastisite modüllerine sahip farklı simantasyon materyallerinin kullanımının monolitik zirkonya kuron, siman tabakası ve süt dişi dentinin stres dağılımı üzerinde bir etkisi olduğu sonucuna varılabilir.
- Bu bulgular ışığında, düşük elastisite modülüne sahip olan simantasyon materyalinin hem kendi içindeki hem de prepare edilen dentine ilettiği stresin daha düşük olduğu görüldü.
- Bütün simantasyon materyallerinin monolitik zirkonya kuron ve dentin üzerinde bütün siman kalınlıkları (50 μ , 700 μ ve 1200 μ) ve bütün açı değerlerinde (0° ve 45°) benzer stres dağılımlarına sahip olduğu gözlemlendi.
- Simantasyon materyalinde oluşan von Mises stres değerleri incelendiğinde rezin modifiye cam iyonomer simanın bütün koşullarda diğer simantasyon materyallerinden daha düşük stres değerlerine sahip olduğu, çinko fosfat simanın ise bütün koşullarda diğer simantasyon materyallerinden daha yüksek stres değerlerine sahip olduğu görüldü.
- Rezin siman ve rezin modifiye cam iyonomer simanın benzer koşullarda süt dişi dentininde ve zirkonya kuronda birbirine çok yakın sonuçlar gösterdiği gözlemlendi. Rezin içeren simanların yüksek stres ve basınç dayanımı ve düşük çözünürlük özelliklerine sahip olduğu bilinmektedir. Bu yüzden rezin siman ve rezin modifiye cam iyonomer simanın, çinko fosfat siman ve cam iyonomer simana kıyasla daha iyi yapışma özelliği göstermesi

beklenmektedir. Fakat rezin içeren simanların simantasyon prosedürleri daha komplike ve daha çok aşamalıdır.

➤ Cam iyonomer siman ve çinko fosfat simanın da yine aynı şekilde benzer koşullarda süt dişi dentininde ve zirkonya kuronda birbirine çok yakın sonuçlar gösterdiği gözlemlendi.

➤ Siman kalınlığı arttıkça süt dişi dentinine iletilen stresin azalmasına bakılarak, simantasyon materyalinin kalınlığı arttıkça bir tamponlama etkisi yarattığı söylenebilir.

İn vitro olarak yapılan bu çalışmanın sonuçları ağız içi ortamı tam olarak yansıtmayabilir. Çünkü bu çalışma modelleri hazırlanırken farklı diş morfolojileri, farklı okluzyon tipleri, dinamik çiğneme kuvvetleri, simantasyon materyallerinin farklı polimerizasyon özellikleri, termal döngü koşullarının bağlanmaya etkisi gibi pek çok faktör değerlendirilmemiştir. Yapılan çalışmalar ışığında, biyolojik olarak daha doğru sonuçlar elde edebilmek için daha çok sayıda çalışma yapılmasına ihtiyaç vardır. Prefabrike zirkonya kuronların strese dayanımının belirlenmesinde daha pek çok farklı değişken göz önünde bulundurularak sonlu elemanlar analizi ile testler yapılabilir.

KAYNAKLAR

1. Margolis, H. C., and Moreno, E. C. (1994). Composition and cariogenic potential of dental plaque fluid. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, 5(1), 1-25.
2. Touger-Decker, R., and van Loveren, C. (2003). Sugars and dental caries. *American Journal of Clinical Nutrition*, 78(4), 881-892.
3. Peker, İ., Pamukçu, U., Çınar, Ç., Odabaş, M., Kızılırmak, İ., Talay, T., Altunkaynak, B. ve Akarslan, Z. (2020). Prematüre doğmuş çocukların süt dişlerindeki gelişimsel mine defektlerinin görülme sıklığı ve tipleri. *Acta Odontologica Turcica*, 37(1), 13-17.
4. Bilgin, E. Ş. ve Erdem, A. P. (2016). Gelişimsel mine defektleri ve tedavi yaklaşımları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(2), 334-343.
5. Bandeira Lopes, L., Machado, V., Botelho, J., and Haubek, D. (2021). Molar-incisor hypomineralization: an umbrella review. *Acta Odontologica Scandinavica*, 1-11.
6. Wuollet, E., Tseveenjav, B., Furuholm, J., Waltimo-Sirén, J., Valen, H., Mulic, A., Ansteinsso, V., and Uhlen, M. M. (2020). Restorative material choices for extensive carious lesions and hypomineralisation defects in children: a questionnaire survey among Finnish dentists. *European Journal of Paediatric Dentistry*, 21(1), 29-34.
7. Millet, C., Duprez, J. P., Khoury, C., Morgon, L., and Richard, B. (2015). Interdisciplinary care for a patient with amelogenesis imperfecta: a clinical report. *Journal of Prosthodontics*, 24(5), 424-431.
8. Ram, D., and Peretz, B. (2000). Composite crown-form crowns for severely decayed primary molars: a technique for restoring function and esthetics. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 24(4), 257-260.
9. Zarone, F., Russo, S., and Sorrentino, R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental Materials*, 27(1), 83-96.
10. de Oyague, R. C., Monticelli, F., Toledano, M., Osorio, E., Ferrari, M., and Osorio, R. (2009). Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dental Materials*, 25(2), 172-179.
11. Bertolotti, R. L. (2007). Adhesion to porcelain and metal. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 433-451.
12. Blatz, M. B., Sadan, A., Martin, J., and Lang, B. (2004). In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(4), 356-362.
13. Uludamar, A., Akalin, B., and Ozkan, Y. K. (2011). Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dental Journal*, 14(2), 140-153.

14. Ramoğlu, S., and Ozan, O. (2014). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 9, 175-180.
15. Powers, J. M., and Sakaguchi, R. L. (2006). *Craig's restorative dental materials*. (12th Edition). St. Louis: Mosby, 34-71.
16. Caufield, P. W., and Griffen, A. L. (2000). Dental caries: An infectious and transmissible disease. *Pediatric Clinics of North America*, 47(5), 1001-1019.
17. Seow, W. K. (1990). Enamel hypoplasia in the primary dentition: a review. *American Society of Dentistry for Children*, 58, 441-452.
18. Salanitri, S., and Seow, W. K. (2013). Developmental enamel defects in the primary dentition: Aetiology and clinical management. *Australian Dental Journal*, 58(2), 133-140.
19. Ford, D., Seow, W. K., Kazoullis, S., Holcombe, T., and Newman, B. (2009). A controlled study of risk factors for enamel hypoplasia in the permanent dentition. *Pediatric Dentistry*, 31(5), 382-388.
20. Kreshover, S. J., and Clough, O. W. (1953). Prenatal influences on tooth development: II. Artificially induced fever in rats. *Journal of Dental Research*, 32(4), 565-577.
21. Thitasomakul, S., Thearmontree, A., Piwat, S., Chankanka, O., Pithpornchaiyakul, W., Teanpaisan, R., and Madyusoh, S. (2006). A longitudinal study of early childhood caries in 9- to 18-month-old Thai infants. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 34(6), 429-436.
22. Ismail, A. I., and Sohn, W. (1999). A systematic review of clinical diagnostic criteria of early childhood caries. *Journal of Public Health Dentistry*, 59(3), 171-191.
23. American Academy of Pediatric Dentistry. (2016). Policy on Early Childhood Caries (ECC): Unique Challenges and Treatment Options. *Pediatric Dentistry*, 38(6), 55-56.
24. Tote, J. V., Godhane, A., Das, G., Soni, S., Jaiswal, K., and Vidhale, G. (2015). Posterior esthetic crowns in pediatric dentistry. *Journal of International Dental and Medical Research*, 1(6), 197-201.
25. Qin, M., Li, J., Zhang, S., and Ma, W. (2008). Risk factors for severe early childhood caries in children younger than 4 years old in Beijing, China. *Pediatric Dentistry*, 30(2), 122-128.
26. Costa, F. S., Silveira, E. R., Pinto, G. S., Nascimento, G. G., Thomson, W. M., and Demarco, F. F. (2017). Developmental defects of enamel and dental caries in the primary dentition: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 60(1-7).
27. Weinstein, P. (1998). Public health issues in early childhood caries. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 26(1 Suppl), 84-90.

28. Colak, H., Dulgergil, C. T., Dalli, M., and Hamidi, M. M. (2013). Early childhood caries update: A review of causes, diagnoses, and treatments. *Journal of Natural Science, Biology, and Medicine*, 4(1), 29-38.
29. Bodrumlu, E. H. ve Avşar, A. (2011). Erken çocukluk dönemi çürükleri. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 28(2), 131-139.
30. Bucher, K., Tautz, A., Hickel, R., and Kuhnisch, J. (2014). Longevity of composite restorations in patients with early childhood caries (ECC). *Clinical Oral Investigations*, 18(3), 775-782.
31. Tinanoff, N., and O'Sullivan, D. M. (1997). Early childhood caries: Overview and recent findings. *Pediatric Dentistry*, 19(1), 12-16.
32. Almeida, A. G., Roseman, M. M., Sheff, M., Huntington, N., and Hughes, C. V. (2000). Future caries susceptibility in children with early childhood caries following treatment under general anesthesia. *Pediatric Dentistry*, 22(4), 302-306.
33. Serra Rabêlo, R. T., Caldo-Teixeira, A. S., and Puppim-Rontani, R. M. (2005). An alternative aesthetic restoration for extensive coronal destruction in primary molars: Indirect restorative technique with composite resin. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 29(4), 277-281.
34. Seale, N. S. (2002). The use of stainless steel crowns. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 501-505.
35. Mathew, R. (2013). Esthetics in primary teeth. *International Research Journal of Pharmacy*, 4(8), 80-82.
36. Duggal, M. S., Curzon, M., Fayle, S., Toynba, K., and Robertson, A. (2002). *Restorative techniques in paediatric dentistry: An illustrated guide to the restoration of extensive carious primary teeth*. Florida: CRC Press.
37. Innes, N., Ricketts, D., and Evans, D. J. (2007). Preformed metal crowns for decayed primary molar teeth. *The Cochrane Library*, (1), CD005512.
38. Townsend, J. A., Knoell, P., Yu, Q., Zhang, J. F., Wang, Y., Zhu, H., Beattie, S., and Xu, X. (2014). In vitro fracture resistance of three commercially available zirconia crowns for primary molars. *Pediatric Dentistry*, 36(5), 125-129.
39. Randall, R. C. (2002). Preformed metal crowns for primary and permanent molar teeth: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 489-500.
40. American Academy of Pediatric Dentistry Clinical Affairs Committee--Restorative Dentistry Subcommittee, American Academy of Pediatric Dentistry Council on Clinical Affairs. (2005). Guideline on pediatric restorative dentistry. *Pediatric Dentistry*, 27(7), 122.
41. Kindelan, S., Day, P., Nichol, R., Willmott, N., and Fayle, S. (2008). UK National Clinical Guidelines in Paediatric Dentistry: stainless steel preformed crowns for primary molars. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 18(1), 20-28.

42. Messer, L. B., and Levering, N. (1988). The durability of primary molar restorations: II. Observations and predictions of success of stainless steel crowns. *Pediatric Dentistry*, 10(2), 81-85.
43. Roberts, J., and Sherriff, M. (1990). The fate and survival of amalgam and preformed crown molar restorations placed in a specialist paediatric dental practice. *British Dental Journal*, 169(8), 237-244.
44. Waggoner, W. F. (2002). Restoring primary anterior teeth. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 511-516.
45. Waggoner, W. F., and Cohen, H. (1995). Failure strength of four veneered primary stainless steel crowns. *Pediatric Dentistry*, 17(1), 36-40.
46. Fuks, A., Ram, D., and Eidelman, E. (1998). Clinical performance of esthetic posterior crowns in primary molars: a pilot study. *Pediatric Dentistry*, 21(7), 445-448.
47. Leith, R., and O'Connell, A. C. (2011). A clinical study evaluating success of 2 commercially available preveneered primary molar stainless steel crowns. *Pediatric Dentistry*, 33(4), 300-306.
48. Jie, L., Shinya, A., Harunori, G., and Shinya, A. (2010). Bonding of self-adhesive resin cements to enamel using different surface treatments: bond strength and etching pattern evaluations. *Dental Materials Journal*, 29(4), 425-432.
49. Sahana, S., Vasa, A. A. K., Sekhar, K. R., and Prasad, K. (2010). Esthetic crowns for primary teeth: A review. *Annals and Essences of Dentistry*, 2(2), 87-93.
50. Baker, L. H., Moon, P., and Mourino, A. P. (1996). Retention of esthetic veneers on primary stainless steel crowns. *ASDC Journal of Dentistry for Children*, 63(3), 185-189.
51. Ashima, G., Sarabjot, K. B., Gauba, K., and Mittal, H. (2014). Zirconia crowns for rehabilitation of decayed primary incisors: an esthetic alternative. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 39(1), 18-22.
52. Ram, D., Fuks, A. B., and Eidelman, E. (2003). Long-term clinical performance of esthetic primary molar crowns. *Pediatric Dentistry*, 25(6), 582-584.
53. O'Connell, A. C., Kratunova, E., and Leith, R. (2014). Posterior preveneered stainless steel crowns: Clinical performance after three years. *Pediatric Dentistry*, 36(3), 254-258.
54. Guelmann, M., Gehring, D. F., and Turner, C. (2003). Retention of veneered stainless steel crowns on replicated typodont primary incisors: an in vitro study. *Pediatric Dentistry*, 25(3), 275-278.
55. Tjan, A. H., Castelnuovo, J., and Shiotsu, G. (1997). Marginal fidelity of crowns fabricated from six proprietary provisional materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 77(5), 482-485.

56. Mittal, G. K., Verma, A., Pahuja, H., Agarwal, S., and Tomar, H. (2016). Esthetic Crowns In Pediatric Dentistry: A review. *International Journal of Contemporary Medical Research*, 3(5), 1280-1282.
57. Burgess, J., Walker, R., and Davidson, J. (2002). Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 465-479.
58. Ram, D., and Peretz, B. (2003). Restoring coronal contours of retained infraoccluded primary second molars using bonded resin-based composite. *Pediatric Dentistry*, 25(1), 71-73.
59. Fuks, A. B., Araujo, F., Osorio, L., Hadani, P., and Pinto, A. (2000). Clinical and radiographic assessment of Class II esthetic restorations in primary molars. *Pediatric Dentistry*, 22(6), 479-485.
60. İnternet: NuSmile® ZR Pediatric Crowns. URL: https://www.nusmile.com/ZR_Zirconia adresinden 24 Nisan 2020'de alınmıştır.
61. Sandhu, H. S., and Middleton, R. G. (2005). Controversial topics in orthopaedics: ceramic-on-ceramic. *Annals of the Royal College of Surgeons of England*, 87(6), 415.
62. Walia, T., Salami, A. A., Bashiri, R., Hamoodi, O. M., and Rashid, F. (2014). A randomised controlled trial of three aesthetic full-coronal restorations in primary maxillary teeth. *European Journal of Paediatric Dentistry*, 15(2), 113-118.
63. Karaca, B., Ozbay, G., and Kargul, B. (2013). Primary zirconia crown restorations for children with early childhood caries. *Acta Stomatol Croat.*, 47(1), 64-71.
64. Ann, M. R. (2013). Esthetics in primary teeth. *International Research Journal of Pharmacy*, 4(8), 80-82.
65. Liu, P. R. (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 26(7), 507-508, 510, 512 passim; quiz 517, 527.
66. Leinfelder, K. F., and Kurdziolek, S. M. (2004). Contemporary CAD/CAM technologies: the evolution of a restorative system. *Practical Procedures & Aesthetic Dentistry*, 16(3), 224-226, 228, 231.
67. Akbar, J. H., Petrie, C. S., Walker, M. P., Williams, K., and Eick, J. D. (2006). Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. *Journal of Prosthodontics*, 15(3), 155-163.
68. Voiers, D. W. (2004). One-visit/one-hour CAD/CAM crown revisited: Oven stain-and-glaze technique. *Dentistry Today*, 23(12), 58, 60, 62-63.
69. Barkmeier, W. W., Latta, M. A., Erickson, R. L., and Wilwerding, T. M. (2008). Wear simulation of resin composites and the relationship to clinical wear. *Operative Dentistry*, 33(2), 177-182.

70. Terry, D. A. (2003). Adhesive reattachment of a tooth fragment: The biological restoration. *Practical Procedures and Aesthetic Dentistry*, 15(5), 403-409.
71. Chosack, A., and Eidelman, E. (1964). Rehabilitation of a fractured incisor using the patient's natural crown. Case report. *Journal of Dentistry for Children*, 31(1), 19-21.
72. Sanches, K., Carvalho, F. K. d., Nelson-Filho, P., Assed, S., Silva, F. W. G. d. P., and Queiroz, A. M. d. (2007). Biological restorations as a treatment option for primary molars with extensive coronal destruction: report of two cases. *Brazilian Dental Journal*, 18(3), 248-252.
73. Oliveira, L. B., Tamay, T. K., Machado Oliveira, M. D., Delgado Rodrigues, C. R. M., and Wanderley, M. T. (2006). Human enamel veneer restoration: an alternative technique to restore anterior primary teeth. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 30(4), 277-279.
74. Barcelos, R., Neves, A., Primo, L., and Ribeiro de Souza, I. P. (2003). Biological restorations as an alternative treatment for primary posterior teeth. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 27(4), 305-310.
75. İnternet: Schwartz, S. (2016). Full coverage esthetic restoration of anterior primary teeth. URL: <https://silo.tips/download/full-coverage-aesthetic-restoration-of-anterior-primary-teeth> adresinden 24 Nisan 2020'de alınmıştır.
76. Lee, J.-H. (2018). Guided tooth preparation for a pediatric zirconia crown. *The Journal of the American Dental Association*, 149(3), 202-208.
77. Chang, J. C., Hart, D. A., Estey, A. W., and Chan, J. T. (2003). Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(1), 18-23.
78. Lin, J., Shinya, A., Gomi, H., and Shinya, A. (2010). Bonding of self-adhesive resin cements to enamel using different surface treatments: bond strength and etching pattern evaluations. *Dental Materials Journal*, 29(4), 425-432.
79. Nikhade, P. P. (2018). *Conservative dentistry and endodontics: Manual for undergraduates*. New Delhi: Educreation Publishing, 112.
80. Ladha, K., and Verma, M. (2010). Conventional and contemporary luting cements: an overview. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 10(2), 79-88.
81. Stevens, L. (1975). The properties of four dental cements. *Australian Dental Journal*, 20(6), 361-367.
82. Oilo, G., and Jorgensen, K. D. (1978). The influence of surface roughness on the retentive ability of two dental luting cements. *Journal of Oral Rehabilitation*, 5(4), 377-389.
83. Wang, C. J., Millstein, P. L., and Nathanson, D. (1992). Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crown cementation. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(6), 786-790.

84. Brannstrom, M., and Nyborg, H. (1977). Pulpal reaction to polycarboxylate and zinc phosphate cements used with inlays in deep cavity preparations. *Journal of the American Dental Association*, 94(2), 308-310.
85. Soderholm, K. J., Mondragon, E., and Garcea, I. (2003). Use of zinc phosphate cement as a luting agent for Denzir trade mark copings: An in vitro study. *BMC Oral Health*, 3(1), 1.
86. Johnson, G. H., Hazelton, L. R., Bales, D. J., and Lepe, X. (2004). The effect of a resin-based sealer on crown retention for three types of cement. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(5), 428-435.
87. Wilson, A. D., and Kent, B. E. (1972). A new translucent cement for dentistry: The glass ionomer cement. *British Dental Journal*, 132(4), 133-135.
88. McLean, J. W. (1992). Clinical applications of glass-ionomer cements. *Operative Dentistry*, 5, 184-190.
89. Croll, T. P., and Nicholson, J. W. (2002). Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 423-429.
90. Sidhu, S. K., Sherriff, M., and Watson, T. F. (1997). The effects of maturity and dehydration shrinkage on resin-modified glass-ionomer restorations. *Journal of Dental Research*, 76(8), 1495-1501.
91. Yap, A. U. (1996). Resin-modified glass ionomer cements: a comparison of water sorption characteristics. *Biomaterials*, 17(19), 1897-1900.
92. Diaz-Arnold, A. M., Vargas, M. A., and Haselton, D. R. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(2), 135-141.
93. Aksoy, İ., Varol, S., and Özkan, Y. (2012). Zirkonyum restorasyonların simantasyonu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 6, 124-131.
94. Bowen, R. L. (1963). Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *Journal of the American Dental Association*, 66, 57-64.
95. O'Brien, W. J. (2002). *Dental materials and their selection*. (3rd Edition). Chicago: Quintessence.
96. Yilmaz, Y., Dalmis, A., Gurbuz, T., and Simsek, S. (2004). Retentive force and microleakage of stainless steel crowns cemented with three different luting agents. *Dental Materials Journal*, 23(4), 577-584.
97. Özer, Z., and Mehmetov, E. (2010). Çok katmanlı seramik sistemlerin fiziko mekanik özelliklerinin incelenmesi. *Çukurova Üniversitesi Fen ve Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 27(2), 143-152.
98. Farah, J. W., and Craig, R. G. (1974). Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *Journal of Dental Research*, 53(4), 859-866.

99. Geng, J. P., Tan, K. B., and Liu, G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585-598.
100. Toksavul, S., Zor, M., Toman, M., Gungor, M. A., Nergiz, I., and Artunc, C. (2006). Analysis of dentinal stress distribution of maxillary central incisors subjected to various post-and-core applications. *Operative Dentistry*, 31(1), 89-96.
101. Wakabayashi, N., Ona, M., Suzuki, T., and Igarashi, Y. (2008). Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of Dentistry*, 36(7), 463-471.
102. Gümrükçü, Z., and Sevda, K. (2019). Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin implant cerrahisinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(3), 534-541.
103. Geng, J., Yan, W., and Xu, W. (2008). *Application of the finite element method in implant dentistry*. China: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 95-105.
104. Ha, S. R. (2015). Biomechanical three-dimensional finite element analysis of monolithic zirconia crown with different cement type. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 7(6), 475-483.
105. Franco-Tabares, S., Stenport, V. F., Hjalmarsson, L., and Johansson, C. B. (2018). Limited effect of cement material on stress distribution of a monolithic translucent zirconia crown: A three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Prosthodontics*, 31(1), 67-70.
106. Sengul, F., Gurbuz, T., and Sengul, S. (2014). Finite element analysis of different restorative materials in primary teeth restorations. *European Journal of Paediatric Dentistry*, 15(3), 317-322.
107. Rock, W. P., and British Society of Paediatric. (2002). UK National Clinical Guidelines in Paediatric Dentistry. Extraction of primary teeth -- balance and compensation. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 12(2), 151-153.
108. Atieh, M. (2008). Stainless steel crown versus modified open-sandwich restorations for primary molars: a 2-year randomized clinical trial. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 18(5), 325-332.
109. Beattie, S., Taskonak, B., Jones, J., Chin, J., Sanders, B., Tomlin, A., and Weddell, J. (2011). Fracture resistance of 3 types of primary esthetic stainless steel crowns. *Journal of the Canadian Dental Association. Journal de L'Association Dentaire Canadienne*, 77, b90.
110. Woo, D., Sheller, B., Williams, B., Mancl, L., and Grembowski, D. (2005). Dentists' and parents' perceptions of health, esthetics, and treatment of maxillary primary incisors. *Pediatric Dentistry*, 27(1), 19-23.
111. Verma, L., and Passi, S. (2011). Glass fibre-reinforced composite post and core used in decayed primary anterior teeth: A case report. *Case Reports in Dentistry*, (9), 864254

112. Denry, I., and Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299-307.
113. Denry, I., and Holloway, J. A. (2010). Ceramics for dental applications: A review. *Materials*, 3(1), 351-368.
114. Salami, A., Walia, T., and Bashiri, R. (2015). Comparison of parental satisfaction with three tooth-colored full-coronal restorations in primary maxillary incisors. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 39(5), 423-428.
115. Prabhakar, A., Chakraborty, A., Nadig, B., and Yavagal, C. (2017). Finite element stress analysis of restored primary teeth: A comparative evaluation between stainless steel crowns and preformed zirconia crowns. *International Journal of Oral Health Sciences*, 7(1), 10-15.
116. Mathew, M. G., Roopa, K. B., Soni, A. J., Khan, M. M., and Kauser, A. (2020). Evaluation of clinical success, parental and child satisfaction of stainless steel crowns and zirconia crowns in primary molars. *Journal of Family Medicine and Primary Care*, 9(3), 1418-1423.
117. Assuncao, W. G., Barao, V. A., Tabata, L. F., Gomes, E. A., Delben, J. A., and dos Santos, P. H. (2009). Biomechanics studies in dentistry: Bioengineering applied in oral implantology. *Journal of Craniofacial Surgery*, 20(4), 1173-1177.
118. Proos, K. A., Swain, M. V., Ironside, J., and Steven, G. P. (2002). Finite element analysis studies of an all-ceramic crown on a first premolar. *International Journal of Prosthodontics*, 15(4), 404-412.
119. Romeed, S. A., Fok, S. L., and Wilson, N. H. (2006). A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(3), 209-215.
120. Dejak, B., Mlotkowski, A., and Romanowicz, M. (2003). Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(6), 591-597.
121. Mackerle, J. (2004). Finite element modelling and simulations in dentistry: A bibliography 1990-2003. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 7(5), 277-303.
122. Gaviao, M. B., Raymundo, V. G., and Rentes, A. M. (2007). Masticatory performance and bite force in children with primary dentition. *Brazilian Oral Research*, 21(2), 146-152.
123. Rentes, A. M., Gaviao, M. B., and Amaral, J. R. (2002). Bite force determination in children with primary dentition. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(12), 1174-1180.
124. Liu, B., Lu, C., Wu, Y., Zhang, X., Arola, D., and Zhang, D. (2011). The effects of adhesive type and thickness on stress distribution in molars restored with all-ceramic crowns. *Journal of Prosthodontics*, 20(1), 35-44.

125. D'Souza K, M., and Aras, M. A. (2017). Three-dimensional finite element analysis of the stress distribution pattern in a mandibular first molar tooth restored with five different restorative materials. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 17(1), 53-60.
126. Manso, A. P., Silva, N. R., Bonfante, E. A., Pegoraro, T. A., Dias, R. A., and Carvalho, R. M. (2011). Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dental Clinics of North America*, 55(2), 311-332, ix.
127. Pilo, R., and Cardash, H. S. (1998). In vivo retrospective study of cement thickness under crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(6), 621-625.
128. Reich, S., Wichmann, M., Nkenke, E., and Proeschel, P. (2005). Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *European Journal of Oral Sciences*, 113(2), 174-179.
129. Palacios, R. P., Johnson, G. H., Phillips, K. M., and Raigrodski, A. J. (2006). Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(2), 104-114.
130. Blatz, M. B., Sadan, A., and Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(3), 268-274.
131. Ernst, C. P., Cohnen, U., Stender, E., and Willershausen, B. (2005). In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(6), 551-558.
132. Pospiech, P. (2002). All-ceramic crowns: Bonding or cementing?. *Clinical Oral Investigations*, 6(4), 189-197.
133. Thompson, J. Y., Stoner, B. R., Piascik, J. R., and Smith, R. (2011). Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now?. *Dental Materials*, 27(1), 71-82.
134. Al-Haj Ali, S. N. (2019). In vitro comparison of marginal and internal fit between stainless steel crowns and esthetic crowns of primary molars using different luting cements. *Dental Research Journal*, 16(6), 366-371.
135. Clark, L., Wells, M. H., Harris, E. F., and Lou, J. (2016). Comparison of Amount of Primary Tooth Reduction Required for Anterior and Posterior Zirconia and Stainless Steel Crowns. *Pediatric Dentistry*, 38(1), 42-46.
136. Rekow, E. D., Harsono, M., Janal, M., Thompson, V. P., and Zhang, G. (2006). Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dental Materials*, 22(2), 125-132.
137. Shahrbafe, S., van Noort, R., Mirzakouchaki, B., Ghassemieh, E., and Martin, N. (2013). Effect of the crown design and interface lute parameters on the stress-state of a machined crown-tooth system: A finite element analysis. *Dental Materials*, 29(8), 123-131.

138. Kamposiora, P., Papavasiliou, G., Bayne, S. C., and Felton, D. A. (1994). Finite element analysis estimates of cement microfracture under complete veneer crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 71(5), 435-441.
139. Proos, K. A., Swain, M. V., Ironside, J., and Steven, G. P. (2003). Influence of cement on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. *International Journal of Prosthodontics*, 16(1), 82-90.
140. Kamposiora, P., Papavasiliou, G., Bayne, S. C., and Felton, D. A. (2000). Predictions of cement microfracture under crowns using 3D-FEA. *Journal of Prosthodontics*, 9(4), 201-209.





ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : KIZILIRMAK, İdil
Uyruğu : T.C.

Eğitim Derecesi	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2015
Lise	Bilfen Fen Lisesi/Adana	2010

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

Peker, İ., Pamukçu, U., Çınar, Ç., Odabaş, M., Kızıllırmak, İ., Talay, T. ve Akarslan, Z. (2020). Prematüre doğmuş çocukların süt dişlerindeki gelişimsel mine defektlerinin görülme sıklığı ve tipleri. *Acta Odontologica Turcica*, 37(1), 13-17.

Bilimsel Etkinlikler

Kızıllırmak, İ. (2016/24-28 Eylül). 23th Uluslararası Türk Pedodonti Derneği Kongresi. Kuşadası.

Kızıllırmak, İ. (2019/10-13 Ekim). 26th Uluslararası Türk Pedodonti Derneği Kongresi. Antalya.

Posterler

Kızıllırmak, İ., Çınar, Ç., Özer, Z. ve Mamedov, A. M. (2019-10-13 Ekim) *Evaluation of zirconia crown cemented with different materials by finite element analysis*. 26th International Congress of Turkish Society of Pediatric Dentistry, Antalya.



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..