



**METAL DESTEKLİ SERAMİK VE ZİRKONYA TAM SERAMİK
RESTORASYONLARDA, FONKSİYONEL DERECELENDİRİLMİŞ
MATERYALLERİN KULLANIMININ ETKİLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Nazanin SAEIDI

**DOKTORA TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

AĞUSTOS 2023

ETİK BEYAN

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

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez 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.

Nazanin SAEIDI

09/08/2023

METAL DESTEKLİ SERAMİK VE ZİRKONYA TAM SERAMİK
RESTORASYONLARDA, FONKSİYONEL DERECELENDİRİLMİŞ
MATERYALLERİN KULLANIMININ ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ
(Doktora Tezi)

Nazanin SAEIDI

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ağustos 2023

ÖZET

Gelişmiş kompozit malzemeler grubunda kategorize edilen fonksiyonel derecelendirilmiş materyaller (FDM'ler), malzeme uyumsuzluklarından kaynaklanan gerilimleri ve başarısızlıkları azaltmak için özel olarak tasarlanmışlardır. Üretim tekniklerindeki gelişmeler, fonksiyonel derecelendirilmiş materyallerin çeşitli uygulamalarda kullanılmasını sağlamıştır, ancak homojen olmayan karmaşık parçaların simülasyonundaki zorluklar sayısal analizde problemlere neden olabilmektedir. Hem geometrik olarak karmaşık bölgelerde homojen olmayan malzemenin uygulanmasını kolaylaştıran hem de faz-alan yaklaşımı kullanarak hesaplamanın doğruluğunu artıran sayısal bir işlem sunan bu çalışma, fonksiyonel derecelendirilmiş materyallerin dental protezlerde kullanımını araştırmaktadır. Mandibular birinci molar ve maksiller santral kesici dişler için, FDM metal destekli seramik ve tam seramik zirkonya restorasyonlar, maksimum çiğneme kuvveti altında sayısal olarak analiz edilmiş ve sonuçlar geleneksel olarak hazırlanan kronlar ile karşılaştırılmıştır.

Bilim Kodu : 1050
Anahtar Kelimeler : Dental restorasyonlar, Faz-alan yaklaşımı, Fonksiyonel derecelendirilmiş materyaller (FDM'ler), Sonlu elemanlar analizi, Tek kron restorasyonları
Sayfa Adedi : 77
Danışman : Prof. Dr. Turan KORKMAZ

EVALUATION OF THE EFFECTS OF USING FUNCTIONALLY GRADED
MATERIALS IN METAL CERAMIC AND ZIRCONIA ALL-CERAMIC
RESTORATIONS

(Ph. D. Thesis)

Nazanin SAEIDI

GAZI UNIVERSITY
GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

August 2023

ABSTRACT

Functionally graded materials (FGMs), categorized in the advanced composite materials group, are specifically designed to reduce stresses and failures due to material mismatches. Advances in manufacturing techniques have enabled the use of FGMs in a variety of applications, but numerical analysis is still a challenge due to the difficulty in simulating inhomogeneous material domains of complex parts. By presenting a numerical procedure that both facilitates the application of inhomogeneous material in geometrically complex regions and improves the accuracy of the calculation using a phase-field approach, this study investigates the use of functionally graded materials in dental prostheses. A ceramic fused to metal and all-ceramic zirconia FGM restorations for mandibular first molars and maxillary central incisors were numerically analyzed under maximum masticatory bite force and the results were compared with conventionally prepared crowns.

Science Code : 1050
Key Words : Dental restoration, Finite element analysis, Functionally graded materials (FGM's), Phase-Field Approach, Single crown restorations
Page Number : 77
Supervisor : Prof. Dr. Turan KORKMAZ

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca ve tez çalışmalarım sırasında bilgi, deneyim ve sabrıyla bana yol gösteren, mesleki tecrübelerinden çokça yararlandığım ve birlikte çalışmaktan gurur duyduğum danışman hocam Prof. Dr. Turan KORKMAZ'a,

Her zaman yanımda olan, desteğini esirgemeyen, tanımaktan ve asistanı olmaktan onore olduğum, doktora eğitimimde bana katkısı çok büyük olan saygıdeğer hocam, bölüm başkanımız Prof. Dr. Cemal AYDIN'a

Sahip olmaktan gurur duyduğum, bugünlere gelmemde emeği yadsınamaz sevgili babam Abdolreza SAEIDI ve annem Farideh HEIDARI'ye,

Doktora eğitimim süresince her daim yanımda olup yardımları ile en büyük destekçim olan canım ağabeyim Dr. Öğr. Üyesi Ferit SAİT ve eşi Hazal NİKAEİN SAİT'e,

Doktora eğitimimde tanımaktan mutlu olduğum ve birlikte çalışmaktan keyif aldığım arkadaşlarım Ayşe HANÇER, Eda DÖĞÜŞCÜ ve Sıla Burcu ÖZER YAĞCI'ya,

Emeği geçen Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki tüm hocalarıma teşekkür ederim.

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	5
2.1. Dental Materyaller	5
2.2. Dental Alaşımalar	5
2.2.1. Soy ve değerli alaşımlar	5
2.2.2. Baz metal alaşımları.....	6
2.3. Dental Seramikler	7
2.3.1. Feldspat esaslı seramikler	8
2.3.2. Lösit içeren feldspatik seramikler	9
2.3.3. Cam seramikler	9
2.4. Metal-Seramik Restorasyonlar	12
2.5. Metal-Seramik Bağlantı Mekanizmaları.....	12
2.5.1. Van der Waals çekim kuvvetleri	13
2.5.2. Mekanik tutunma	13
2.5.3. Sıkıştırıcı kuvvetler	13
2.5.4. Kimyasal bağlanma.....	14
2.5.5. Sandviç teorisi.....	14

	Sayfa
2.5.6. Oksit çözünme teorisi.....	14
2.6. Zirkonya-Seramik Bağlantısı.....	15
2.7. Fonksiyonel Olarak Derecelendirilmiş Materyaller (Functionally Graded Materials).....	15
2.8. FDM Üretim Yöntemleri	19
2.8.1. Gaz bazlı teknikler (Gas-based techniques).....	19
2.8.2. Sıvı faz işlemleri (Liquid phase processes).....	21
2.8.3. Katı faz işlemleri (Solid phase processes)	21
2.8.4. Eklemeli imalat yöntemleri (Additive manufacturing methods- AM).....	22
2.9. Sonlu Elemanlar Analizi.....	24
2.9.1. Sonlu elemanlar yönteminin avantaj ve dezavantajları.....	25
2.10. Stres Analizlerinde Kullanılan Terimler.....	26
2.11. Von Mises Gerilimi	27
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	29
3.1. Sayısal Simülasyon.....	33
4. BULGULAR	39
5. TARTIŞMA.....	57
6. SONUÇ.....	63
KAYNAKLAR.....	65
ÖZGEÇMİŞ	77

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Restorasyon oluşturmak için kullanılan materyaller ve geometrik özellikler.....	32
Çizelge 3.2. Metal destekli seramik kron için malzeme ve analiz parametreleri.....	38
Çizelge 3.3. Tam seramik zirkonya kron için malzeme ve analiz parametreleri	38

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Sürekli derecelendirilmiş bir mikroyapının şematik gösterimi.....	18
Şekil 2.2. Kademeli derecelendirilmiş bir mikroyapının şematik gösterimi.....	18
Şekil 3.1. Aksiyogingival iç hat açısının eğrilik yarıçapı (R) 0,5 mm olan yuvarlatılmış shoulder basamak.....	33
Şekil 3.2. Kronun yer değiştirmesinin önlemek için dentinin alt sınırının yatay ve dikey yönde hareketinin kısıtlanması.....	34
Şekil 3.3. FDM’lerde (a) Doğrusal, (b) Basamaklı, (c) Sigmoid geçiş.....	36
Şekil 3.4. Fazlar arası bölgedeki gerilme durumunu göstermek için seçilen elemanlar ve onu çizmek için kullanılan yol	36
Şekil 3.5. Hareket yönündeki fazlar arası bölgede başlangıç değerinin evrimi	37
Şekil 3.6. Kayma modülü (MPa) kullanılarak gösterilen yapıdaki faz dağılımının evrimi	37
Şekil 4.1. Molar dişte uygulanan kuvvet sonrası metal destekli seramik restorasyonda yatay yönde oluşan gerilimler	40
Şekil 4.2. Santral dişte uygulanan kuvvet sonrası metal destekli seramik restorasyonda yatay yönde oluşan gerilimler.....	41
Şekil 4.3. Molar dişte uygulanan kuvvet sonrası tam seramik zirkonya restorasyonda yatay yönde oluşan gerilimler	42
Şekil 4.4. Santral dişte uygulanan kuvvet sonrası tam seramik zirkonya restorasyonda yatay yönde oluşan gerilimler	43
Şekil 4.5. Molar dişte uygulanan kuvvet sonrası metal destekli seramik restorasyonda dikey yönde oluşan gerilimler.....	44
Şekil 4.6. Santral dişte uygulanan kuvvet sonrası metal destekli seramik restorasyonda dikey yönde oluşan gerilimler.....	45
Şekil 4.7. Molar dişte uygulanan kuvvet sonrası tam seramik zirkonya restorasyonda dikey yönde oluşan gerilimler	46
Şekil 4.8. Santral dişte uygulanan kuvvet sonrası tam seramik zirkonya restorasyonda dikey yönde oluşan gerilimler.....	47
Şekil 4.9. Molar dişte uygulanan kuvvet sonrası metal destekli seramik restorasyonda oluşan von-Mises gerilimler.....	48

Şekil	Sayfa
Şekil 4.10. Santral dişte uygulanan kuvvet sonrası metal destekli seramik restorasyonda oluşan von-Mises gerilimler	49
Şekil 4.11. Molar dişte uygulanan kuvvet sonrası tam seramik zirkonya restorasyonda oluşan von-Mises gerilimler	50
Şekil 4.12. Santral dişte uygulanan kuvvet sonrası tam seramik zirkonya restorasyonda oluşan von-Mises gerilimler	51
Şekil 4.13. Molar dişte uygulanan kuvvet sonrası metal destekli seramik restorasyonda oluşan gerilimler ve hasar analizi	52
Şekil 4.14. Santral dişte uygulanan kuvvet sonrası metal destekli seramik restorasyonda oluşan gerilimler ve hasar analizi	53
Şekil 4.15. Molar dişte uygulanan kuvvet sonrası tam seramik zirkonya restorasyonda oluşan gerilimler ve hasar analizi	54
Şekil 4.16. Santral dişte uygulanan kuvvet sonrası tam seramik zirkonya restorasyonda oluşan gerilimler ve hasar analizi	55
Şekil 4.17. Gerilimlerin örnek çizgi üzerindeki değişimleri	56

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1. Bir hayvan kemiğinin enine kesitindeki derecelendirme	17
Resim 3.1. GOM atos cihazı	29
Resim 3.2. Taranan üç boyutlu mandibular birinci molar dişten alınan BL kesit.....	30
Resim 3.3. Mandibular birinci molar dişin koordinatları ile bilgisayar ortamında iki boyutlu çizimi	30
Resim 3.4. Maksiller santral kesici dişin koordinatları ile bilgisayar ortamında iki boyutlu çizimi	31
Resim 3.5. Mandibular birinci molar diş için oluşturulan metal destekli seramik kron (sol) ve tam seramik kron (sağ) modeli	31
Resim 3.6. Maksiller santral kesici diş için oluşturulan metal destekli seramik kron (sol) ve tam seramik kron (sağ) modeli	32
Resim 3.7. Mandibular birinci molar için 600N (sol), maksiller santral kesici için 300N (sağ) kuvvet uygulaması	34

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklamalar
~	Ortalama
%	Yüzde
δ	Delta
σ_{11}	Sigma 11
σ_{22}	Sigma 22
μm	Mikromilimetre
Ag-Pd	Altın-Paladyum
Al₂O₃	Aluminyum oksit
CaO	Kalsiya
Ca-P	Kalsiyum fosfat
CeO₂	Serya
Cr-Co	Krom-Kobalt
G_d	Dentin kayma modülü
G_m	Metal kayma modülü
G_s	Seramik kayma modülü
G_z	Zirkonya kayma modülü
K	Kelvin
K/dk	Kelvin/dakika
K₂O	Potasyum oksit
K_d	Dentin hacim modülü
K_m	Metal hacim modülü
K_s	Seramik hacim modülü
LiO₂	Lityum oksit
MgO	Magnezya
mm	Milimetre
mol	Mole Birim
N	Newton

Simgeler	Açıklamalar
Ni-Cr	Nikel-Krom
Ni-Cr-Mo	Nikel-Krom-molibdenum
nm	Nanometre
P₂₀₅	Difosfor pentoksit
SiO₂	Silisyum dioksit
S_m⁰	Metal hasar dayanıklılığı
S_s⁰	Seramik hasar dayanıklılığı
Ti-6Al-4V.	Titanyum-6Alüminyum-4Vanadyum
TiN	Titanyum Nitrür
Y₂₀₃	İtriyum oksit
Y-TZP	İtriyum parsiyel stabilize zirkonya
ZnO	Çinko oksit
ZrO₂	Zirkonyum oksit
φ	Phi değeri

Kısaltmalar	Açıklamalar
°C	Santigrat
2D	İki boyutlu
3D	Üç boyutlu
AM	Eklemeli imalat yöntemleri (Additive manufacturing methods)
CAD	Bilgisayar destekli tasarım (Computer-aided design)
CAM	Bilgisayar destekli üretim (Computer-aided manufacturing)
CNC	Computer numerical control
CTE	Termal genişleme katsayısı (Coefficient of thermal expansion)
CVD	Kimyasal buhar biriktirme (Chemical vapor deposition)
DC	Doğru akım
DEJ	Mine-Dentin birleşimi (Dentinoenamel junction)
DLC	Elmas benzeri karbon (Diamond Like Carbon)
DMLS	Doğrudan metal lazer eritme (Direct metal laser melting)
DOF	Degrees of freedom
EBM	Elektron ışınıyla eritme (Electron beam melting)

Kısaltmalar**Açıklamalar**

EPD	Elektroforetik biriktirme (Electrophoretic deposition)
FDM	Fonksiyonel derecelendirilmiş materyaller
FGM	Functionally graded materials
GPa	Giga paskal
HA	Hidroksiapatit
ISO	Uluslararası Standartlar Teşkilatı
LPBF	Lazer toz yatağı füzyonu (Laser powder bed fusion)
MPa	Mega paskal
PM	Toz metalürjisi (Powder metallurgy)
PVD	Fiziksel buhar biriktirme (Physical vapor deposition)
SEA	Sonlu eleman analizi
SESA	Sonlu eleman stres analizi
SLM	Seçici lazer eritme (Selective laser melting)
SPS	Kıvılcım plazma sinterleme (Spark plasma sintering)
STL	Stereolitografi

1. GİRİŞ

Kompozit malzemeler uzun yıllardır kullanılmaktadır, ancak sağladıkları avantajlara rağmen, yapılarıdaki malzeme özelliklerinde meydana gelen ani değişiklikler, gerilim yoğunlaşması ve hasara yol açtığından, bu malzemelerin dezavantajları olarak sayılabilirler. Bu soruna bir çözüm, termal bariyerler için kompozit malzeme olan fonksiyonel derecelendirilmiş materyaller (FDM) kullanan bir Japon bilim adamından gelmiştir. Bu kompozitlerde bir malzemedan diğerine ani bir değişim olmayıp, belirli bir yönde malzeme gradyanı söz konusudur [1]. Böylece, sıcaklık değişimi durumunda, yapının termal genişmesinde daha az uyumsuzluk meydana gelecek ve bu da daha az artık gerilme ve daha uzun bir kullanım ömrü ile sonuçlanacaktır.

FDM kompozitler, üretim tekniklerinde kaydedilen ilerlemeler sayesinde günümüzde çeşitli uygulamalarda kullanılmaktadır [2]. Bu malzemeler yalnızca bileşimdeki gradyan değişimi ile değil, aynı zamanda şekil veya yönelimdeki değişimle de karakterize edilebilir [2,3]. Özellikle, gelişmiş kompozitler için eklemeli üretim tekniklerinin geliştirilmesi, malzemelerin mikro ölçekte mühendisliğini mümkün kılmıştır [4]. Bu nedenle, örneğin, geometrik olarak karmaşık parçalara sahip biyomekanik alanda, yüksek mukavemetleri, biyouyumlulukları, düşük ağırlıkları ve yüksek korozyon dirençleri nedeniyle protezlerin hazırlanmasında FDM'lerin kullanımı [5] daha yaygın hale gelecektir. Fonksiyonel derecelendirilmiş malzemeler, yüksek mukavemetli bir altyapının seramik bir üst katmana bağlandığı dental kronlarda da kullanılmaktadır. Altyapı, tüm yapının sertliğinden sorumludur üst yapı seramik ise krona doğal bir estetik vermektedir. Bununla birlikte, materyal uyumsuzluğu genellikle keskin materyal arayüzünde (iki farklı materyalin temas yüzeyi) başarısızlığa yol açmaktadır [6]. Malzemelerin düzgün bir şekilde derecelendirilmesi kompozit parçaların ömrünü uzatsa da bu alandaki hesaplamalı araştırmaların çoğu, üretim kısıtlamaları nedeniyle katmanlı FDM'lere adanmıştır. Bu kompozitler, değişen karışım oranlarına sahip kombine bileşen malzemelerin katmanlarının üst üste yığılmasıyla yapılır [7,8]. Bu yaklaşım, yani parça geometrisini arayüz bölgesinde birkaç bölüme ayırmak ve karışım hacmine göre farklı malzeme özellikleri atamak [9–11] FDM'lerle ilgili simülasyonları da benzer şekilde kolaylaştırmaktadır.

Simülasyon için kullanılan sonlu elemanlar yönteminde öncelikle analiz edilen parça küçük parçalara (elemanlar) bölünür. Böylece karmaşık şekli olan büyük parçanın yerine daha basit

olan küçük parçalar analiz edilir ve bu parçalar için üretilen analiz sonuçları bir araya getirilip ana parça için çözüm olarak kabul edilir. Elemanların yapısal analizi için gereken en temel bilgi malzeme özellikleridir. Kompozit malzeme söz konusu olduğunda farklı malzemelerin dağılımına göre her bir elemanın içinde malzeme dağılımı değişebilir. Bir elemanın içinde birden fazla malzeme olduğunda analiz esnasında iki malzemenin karışım oranını göz önünde bulundurarak ortalama bir malzeme özelliği kullanılır. Bu yöntem homojenleştirme olarak bilinmektedir [12–15]. FDM kompozitlerde bir malzemedan diğer malzemeye aniden geçilmediğinden bir elemanın bir ucundan diğer ucuna malzeme dağılımı değişmektedir bu da homojenleştirilme aşamasını oldukça zor bir hale getirmektedir. Bu sorunu çözmek için yinede homojen eleman yöntemi kullanılabilir yalnız elemanların boyutu oldukça küçük olmalıdır ki eleman içindeki malzeme değişimi göz ardı edilebilsin. Ancak, bu teknik muazzam hesaplama gücü gerektirmesi açısından uygulanabilir değildir [16]. Bu sorunu çözmek için, FDM malzemeler kullanılarak inşa edilen yapılar için literatürde mevcut olan sonlu elemanlar yöntemi simülasyonlarının çoğunda, malzeme özelliklerinin bir yönde dağılımı malzeme noktalarının koordinatları ile ilişkilidir. Bir elemanın her bir noktasında malzeme özelliğini hesaplamak için koordinat kullanıldığından, eleman boyunca materyal özelliklerinde farklı değişimler elde edilir. Bu durum, eleman boyutunun artmasıyla büyüyen bir yanlışığa neden olur ve çözümün ağa bağımlı olmasına yol açar. Bu sorun için özel bir çözüm, malzeme özelliklerini sahte bir serbestlik derecesi (DOF) olarak sıcaklığa bağlamak ve sıcaklık değişiminden kaynaklanan gerilmeleri ortadan kaldırmaktır [17]. Bu teknik, sahte DOF'un enterpolasyonundan faydalanır ve bunu eleman noktaları arasında değişmesi gereken malzeme parametreleri için kullanır. Popülerliğine rağmen, bu yöntem bağımlı özelliklerin sadece doğrusal değişimini sağlar. Dolayısıyla, FDM malzemelerinin üretim teknikleri genellikle malzeme özelliklerinin değişimi için sigmoid bir şekil profili belirlediğinden, bu yöntem hala beklenen ölçüm doğruluğunu sağlayamamaktadır [17,18]. Bu konu, farklı malzemeler arasındaki geçiş mesafesi küçük olduğunda ve hesaplama maliyeti nedeniyle malzemeler arası (interfaz) bölgesinde az sayıda sonlu eleman kullanılabildiğinde daha fazla önem kazanmaktadır. Literatürde kullanılan yöntemler yerine, faz-alan yaklaşımı, modelin eleman boyutuna bağımlılığını ortadan kaldırmak için şekilden bağımsız homojenizasyon yöntemlerinden biriyle mezo ölçekte birleştirilebilir [19–21].

Buna göre, bu çalışmada, FDM malzemelerinin simülasyonu ve stres analizi için Reuss/Sach homojenizasyon yöntemi ile birlikte Allen-Cahn faz-alan modelinin kullanımı için sayısal

bir yöntem sunuldu. Tekniğin önemli bir katkısı, kompozitin mikroyapı tasarımını ve analizin eleman boyutuna bağımlılığını bir sonlu eleman analiz yöntemi ile ortadan kaldırmasıdır. Yöntem sadece fonksiyonel olarak derecelendirilmiş alanların oluşturulması için etkili bir araç değil, aynı zamanda hesaplama doğruluğunu artırmak için malzeme özelliklerinin eleman içi heterojen dağılımı için de bir çözümdür. Çok fazlı sistemin plastik davranışı ve hasar direnci, yapının bozulmasında plastik deformasyonun etkisini araştırmak için homojenizasyon işleminde dikkate alınmaktadır [19]. Uygulamaya bir örnek olarak, bir hasar modeli formüle edilip uygulanarak metal destekli seramik ve tam seramik FDM seramiğin gerilim ve başarısızlık analizi için kullanılmış ve arayüz yumuşatmanın etkisini göstermek için geleneksel olarak hazırlanmış bir kron ile karşılaştırma yapılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Materyaller

Dental materyaller, estetik veya fonksiyonel amaçlarla kaybedilen diş dokusunun yerine kullanılan malzemelerdir. Ağız boşluğunun agresif ortamına dayanabilen, biyoyumlu, uzun ömürlü, direkt veya indirekt restoratif ve protetik dental materyallerin geliştirilmesi ve seçimi, diş hekimliği uygulamalarının başlangıcından bu yana diş hekimleri için bir zorluk olmuştur [22].

Tarihsel açıdan, eksik dişlerin yerine kullanılan materyaller arasında hayvan dişleri, kemik, insan dişleri, fil dişi, deniz kabukları, seramikler ve metaller yer almıştır [23].

2.2. Dental Alaşımlar

Kronlar, köprüler, inleyler, döküm postlar, kor'lar ve parsiyel protezler gibi dental restorasyonlar için metalik bileşenlerin çoğu kayıp mum tekniği ile üretilmektedir. Bilgisayar yardımıyla üretilen dental restorasyonlar son yıllarda daha yaygın hale gelmekte ve bu sistemler toz metalürjisi lazer sinterleme ve CNC frezeleme gibi üretim tekniklerine dayanmaktadır [24–26].

Diş hekimliğinde kullanılan metal alaşımları iki gruba ayrılır: 1) soy ve değerli metal alaşımları 2) baz metal alaşımları.

2.2.1. Soy ve değerli alaşımlar

Soy ve değerli metaller, yüksek korozyon dirençleri nedeniyle soy olarak kabul edilirler ve yüksek fiyatları nedeniyle değerlidirler. Soy alaşımların altın, platin, rodyum, rutenyum, iridyum ve osmiyumdan oluştuğu kabul edilirken, gümüş ve paladyum da genellikle değerli metaller olarak adlandırılır [27]. Bu grup içerisinde yüksek altın alaşımları; orta ve düşük altın alaşımları ve gümüş paladyum alaşımları yer alır.

Yüksek altın alaşımları, yapısında en az %60'ı aşan altın içerikleriyle diş hekimliğinde kullanılan alaşımlardandır. Bu alaşımlardaki değerli metal içeriği genellikle altın, gümüş,

platin ve paladyumdan oluşur. Bu alaşımlar dört grupta sınıflandırılabilirler ve bileşimlerine bağlı olarak farklı mekanik özellikler sergilerler [28].

Gümüş-paladyum alaşımları (Ag-Pd) temel olarak gümüşten oluşurlar ve önemli miktarda paladyum içerirler [29]. "Beyaz altınlar" olarak da adlandırılan bu alaşımlar, 1960'larda yüksek altın alaşımlarına alternatif olarak kullanılmaya başlanmıştır. Paladyumun varlığı bu alaşımlarda korozyona karşı direncin artırılması ve genellikle gümüşle ilişkilendirilen kararmayı önleme gibi ikili bir etkiye sahiptir. Bu alaşımlar dikkatli bir kontrollü sertleştirme ısıl işlemine tabi tutulduklarında daha iyi özelliklere sahip olurlar. Ag-Pd alaşımlarının yüksek biyouyumluluğuna rağmen, bu alaşımlar kararma eğilimi ve herhangi bir parlatma işlemini engelleyen hızlı sertleşme eğilimi gibi bazı dezavantajlara sahip oldukları için orta ve düşük altın alaşımlarına göre çok daha az popülerdirler [22].

2.2.2. Baz metal alaşımları

Diş hekimliğine ilk kez 1930'larda giren krom-kobalt (Cr-Co) alaşımları, protetik diş hekimliğinde başarılı bir geçmişe sahiptirler [29]. Düşük maliyetleri ve mükemmel mekanik özellikleri bu alaşımı, örneğin parsiyel protez iskeleti olarak büyük dökümlerde Tip IV altın alaşımları yerine kullanılabilir hale getirmiştir [27].

Alaşım, kobalt ile %30'a kadar kromdan oluşur. Diğer başlıca elementler molibden, karbon, alüminyum, nikel, berilyum ve tungstendir. Krom, bu alaşımların kararma ve korozyon direncinden sorumludur [30] ve içeriği %30'dan fazla olduğunda alaşımın dökümü zorlaşır. Karbon, sadece küçük miktarlarda bulunmasına rağmen alaşımın son derece önemli bir bileşenidir. Karbon içeriğindeki küçük değişimler alaşımın mukavemetini, sertliğini ve esnekliğini etkileyebilir [31].

Ni-Cr-Mo alaşımları soy alaşımlardan daha serttir ancak genellikle daha düşük akma dayanımına sahiptirler. Bu alaşımların yüksek rijitliği, altyapı kalınlığının ortalama 0,5 mm'den 0,3 mm'ye düşürülmesine olanak tanır bu da aşırı konturlama sorununu azaltır. Bu alaşımların yüksek rijitliği uzun köprülerin yapımında da önemlidir. Yüksek erime sıcaklıkları seramiğin pişirilmesi sırasında altyapının eğilme ve bükülme potansiyelini azaltır. Düşük fiyatları bu alaşımlar için bir avantaj olarak ortaya çıkmaktadır [22].

Titanyum bazlı alaşımlar, elektrokimyasal bozulmaya karşı direnç, biyouyumluluk, düşük yoğunluk, düşük modül ve yüksek mukavemet gibi çeşitli faktörler nedeniyle diş hekimliğinde kullanım alanı olan diğer bir metaldir [29]. Mevcut titanyum alaşımları içinde Ti-6Al-4V en yaygın kullanılanıdır [32].

2.3. Dental Seramikler

Seramik materyaller indirekt restorasyonlar için tercih edilen materyallerdir. Feldspatik seramikler, cam seramikler ve zirkonya gibi çeşitli türleri mevcuttur. Bileşim, mikro yapı ve işlemedeki farklılıklar, bu malzemelerin mekanik özelliklerini ve kullanımını etkiler. Farklılıklarının daha iyi anlaşılması uygun klinik seçim için önemlidir. Seramik malzemeler bileşim, mikro yapı, işleme tekniği ve klinik uygulama dahil olmak üzere çeşitli şekillerde sınıflandırılabilir [33].

Dental restorasyonların klinikte başarılı bir şekilde kullanılabilmesi için çeşitli kriterleri karşılamaları gerekir. Bir materyal, ağız boşluğunun zorluklarına dayanmak için yeterli kırılma direncine sahip olmalıdır. Çiğneme sırasında tekrarlanan kuvvetler, sulu bir ortamda hızlı termal değişikliklerle birleştiğinde restorasyon üzerinde önemli bir gerilim oluşturur. Restorasyonun uyumu, çevre dokuya herhangi bir baskı yapmayacak şekilde olmalı ve sekonder çürümeyi engellemek için yeterince sızdırmaz olmalıdır. Restorasyonun doğal bir görünüme sahip olması, estetik restoratif malzemelerin ve özellikle seramiklerin hızla yaygınlaşmasının arkasındaki temel itici güçlerden biri olmuştur. Seramik malzemeler renk ve ışık etkileşimi açısından doğal dişleri en iyi şekilde taklit edebilirler. Dayanıklılık, uyum ve diş benzeri görünüme ek olarak, restoratif materyaller biyouyumlu olmalıdırlar. Bu malzemeler genellikle kullanılan tüm restoratif malzemeler arasında en biyouyumlu olanlar olarak kabul edilirler. Oksitlenmezler ve korozyona karşı dirençlidirler ve genellikle alerjik veya toksik reaksiyon oluşturmazlar [33].

Seramikler metalik olmayan inorganik malzemeler olarak sınıflandırılırlar [34]. Yapıları kristaldir ve bileşen atomlarının düzenli bir periyodik düzenini gösterir. İyonik veya kovalent bağ sergileyebilirler. Çok çeşitli mukavemet değerlerine sahiptirler. Plastik deformasyon olmaksızın çatlakların başlayabildiği ve yayılabildiği son derece düşük plastisite sergiledikleri için kırılındırlar. Dental seramik amorf yapıya sahip cam ve kristal bileşenlerin bir karışımıdır. Seramikler çeşitli şekillerde sınıflandırılabilirler. Bunlar

arasında mikro yapıları, işleme teknikleri (toz/sıvı, preslenmiş, işlenmiş veya basılmış) ve klinik uygulamaları yer alır [34–36]. Restorasyon için klinik gereksinimleri değerlendirmek ve bunları hasta için düşünülen restoratif materyallerin mekanik ve fiziksel özellikleriyle eşleştirmeye çalışmak önemlidir. Dental seramik sistemleri feldspat esaslı, lösit içeren feldspat esaslı, cam seramikler, iç içe geçen faz seramikleri ve yüksek mukavemetli işlenebilir polikristalin seramikler olarak alt kategorilere ayrılabilirler [33].

2.3.1. Feldspat esaslı seramikler

Tam seramik restorasyonlar için feldspat esaslı malzemeler temel olarak üç yöntemden biriyle üretilir:

1. Tozun su bazlı bir sıvıyla karıştırılarak elle şekillendirildiği ve daha sonra yoğun restorasyonu oluşturmak için fırında pişirilen toz-sıvı karışımı
2. Basınç altında akış oluşturmak için ısıtılan seramiğin kayıp mum tekniğiyle önceden şekillendirilmiş bir kalıba preslenmesi
3. Seramik bloktan freze yöntemi ile restorasyonun oluşturulması [33].

Dental seramiklerde kullanılan feldspatlar potasyum, sodyum veya kalsiyum içeren alüminosilikatlardır. Bu malzemeler ilk olarak diş hekimliğinde seramik protez yapımında ve daha sonrasında da metal destekli seramik restorasyon yapımında yoğun olarak kullanılan seramik grubunu oluşturur. Eğilme dayanımı değerleri genellikle 60 MPa ila 70 MPa arasında değişmektedir. Metal veya seramik alt yapılar için veneer materyali olarak ve ayrıca adeziv yapıştırıcı ile simante edilen tüm seramik veneerler, inleyler, onleyler ve diğer tek ünite anterior restorasyonlar için kullanılabilirler. Bu seramikler ayrıca ince taneli bloklar (örn. Vitablocs Mark II- Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) halinde ve CAD/CAM sistemleri için de geliştirilmiştir. Önceden üretilmiş bir blok, elle üretilen toz-sıvı ve preslenebilir seramiklere kıyasla ani başarısızlığa yol açabilecek minimum artık gözenekliliğe sahiptir. Bu malzemeler, tek ünite anterior ve posterior monolitik seramikler için minimum 100 MPa eğilme dayanımı değerine sahiptirler [37–39].

2.3.2. Lösit içeren feldspatik seramikler

Yaklaşık % 10-25 oranında lösit kristal içeriğine sahip feldspat bazlı seramiklerdir. Lösit, termal genleşme katsayısını (CTE) değiştirir ve çatlak ilerlemesini engelleyerek seramiğin mukavemetini artırır. Bunlar toz-sıvı karıştırılarak uygulanırlar ve metal-seramik sistemlerde, tam seramik restorasyonlar, inleyler ve onleyler üretmek için kullanılabilir. İlk üretilen feldspatik seramikler, lösit kristallerinin ortalama parçacık boyutu yaklaşık birkaç yüz mikrometre ve rastgele dağılıma sahiptir. Daha sonraları üretilen feldspatik seramikler ise çok daha ince lösit kristallerine (10 μm ila 20 μm) sahiptir. Böylece hem eğilme mukavemetinde hem de karşıt dişleri aşındırma özelliğinde iyileştirmeler elde edilmiştir [40].

2.3.3. Cam seramikler

Cam seramik sınıflandırması üzerine çalışan Deubener ve diğerlerine göre cam seramikler, camların farklı ısıl işleme yöntemleri ile kontrollü kristalizasyonu ile hazırlanan inorganik, metalik olmayan malzemelerdir. En az bir tür fonksiyonel kristal faz ve bir cam faz içerirler [41]. Tarihsel olarak, cam seramiklerin ve tam seramik restorasyonların ilk kullanımı, Corning Glass Works firması tarafından geliştirilen Dicor adlı floromika bazlı bir materyaldir [33]. Bir cama ikinci bir fazın eklenmesi, dispersiyon güçlendirmesi adı verilen bir yöntemle eğilme mukavemetini ve kırılma direncini artırabilir. Bir materyalde yaratılan bir defekttten çatlağın yayılması için, çatlağın kristallerin içinden veya etrafından geçmesi gerekir. Bu bir ek enerji gerektirir ve böylece restorasyonu ağızda hasara ve bozulmaya karşı daha dirençli hale getirir. Kristallerin camsı bir matris içinde büyütüldüğü seramiklerde, kristallerin etrafındaki basınç gerilimleri çatlağın yayılmasını önlemeye katkı sağlar. Yaklaşık hacmen % 50 lösit içeriğine sahip cam matriks seramikler, eğilme dayanımını arttırmak ve tek ünite kronlar için tamamen seramik malzemelerin kullanımı için geliştirilmiştir. Materyal homojen bir cam olarak başlar. İkincil bir ısıl işlem kristalleri çekirdeklendirir ve büyütür. Kristallerin fiziksel varlığı ve kristallerin etrafında oluşan basınç gerilimi nedeniyle daha yüksek eğilme mukavemeti, aşınma, termal şok ve korozyon direnci sağlanır. Bu özelliklerdeki iyileşmeler, kristaller ve camsı matrisin etkileşiminin yanı sıra kristal boyutu ve miktarına da bağlıdır. Daha ince kristaller genellikle daha güçlü malzemeler üretir [42].

Lityum silikat esaslı cam seramikler

Farklı bir kimyaya ve daha yüksek kırılma direncine sahip seramikler, lityum disilikat kimyasına dayalı olarak geliştirilmiştir. Kristal içeriğinin yaklaşık %70'e çıkarılması ve kristal boyutunun iyileştirilmesi mekanik ve fiziksel özellikleri geliştirmiştir. Üreticiye göre, cam fazı esas olarak SiO_2 , Li_2O , P_2O_5 , ZrO_2 , ZnO ve K_2O 'dan oluşmaktadır. Cam matris, lityum disilikat arasında mikron altı lityum ortofosfat kristalleri ile mikron boyutlu lityum disilikat kristallerini çevreler [43]. Kristallerin şekli ve hacmi eğilme mukavemetini yaklaşık 360 MPa'ya veya lösit içerikli cam seramiklerin yaklaşık üç katına çıkarmıştır. Bu seramikler, lityum disilikat kristallerinin nispeten düşük kırılma indisi nedeniyle yüksek kristal içeriğine rağmen yarı saydamdır. Blok halinde olanlar, daha hızlı işlemeyi mümkün kılmak için kısmen kristalize haldedir. İşleme sonrasında restorasyon, malzemeyi kristalleştirmek ve nihai renk ve mekanik özellikleri elde etmek için ikincil bir ısıl işleme tabi tutulur. Kristal yapıyı iyileştirmek için farklı bir mikro yapıya ve kimyaya sahip cam seramikler de geliştirilmiştir [43–47]. Bu tip seramikler lityum silikat yapının kütsel olarak yaklaşık %10 zirkonyum oksit ile modifiye edilmesi ile oluşturulmuşlardır. Bu kimyasal yapının diğer bir versiyonu, toplam kristal içeriği ve mekanik özellikleri artırmak için mikron altı Virgillite kristalleri üretimini içerir (Tessera, Denstply Sirona). Bu tip cam seramiklerin eğilme dayanımı 300 MPa'nın üzerindedir. Bu sınıf, tek üniteli anterior veya posterior restorasyonlar için monolitik seramikleri ve molar restorasyon içermeyen üç üniteli protezlerin yapımında kullanılabilirler [48].

2.3.4. İç içe geçen faz seramikleri (Interpenetrating phase ceramics)

İç içe geçmiş iki faz ile karakterize edilirler. İç içe geçen faz malzemeleri genellikle ilk olarak gözenekli bir matris-seramik [49,50] ile süngerimsi yapı oluşturularak üretilir ve gözenekler daha sonra ikinci faz bir malzeme ile doldurulur. Dental seramik restorasyonlar için kullanılan iki iç içe geçen faz materyali vardır. Bunlar, lantan camı ile infiltre edilmiş alümina veya alümina ve zirkonya seramik matriksinden oluşan InCeram (VitaZahnfabrik) ve polimer ikinci fazlı feldspatik seramik matriksten oluşan Enamic'tir (VitaZahnfabrik). InCeram sistemleri, geleneksel metal destekli seramiklere alternatif olarak geliştirilmiştir ve tam seramik posterior köprüler için kullanılan ilk seramiklerdendir [51,52]. InCeram alümina ve alümina-zirkonya materyalleri yaklaşık 500-650 MPa eğilme mukavemetine sahiptir [53].

2.3.5. Polikristalin seramikler

Katı sinterlenmiş tek fazlı seramikler, yoğun bir polikristal yapı oluşturmak için araya herhangi bir matris girmeden başlangıç tozlarının doğrudan sinterlenmesi ile oluşturulur. Çeşitli işleme teknikleri, katı sinterlenmiş alüminyum oksit (Al_2O_3) veya zirkonyum dioksit-zirkonya (ZrO_2) altyapılar ve tam kontur restorasyonların üretilmesine izin verir. İlk tam seramik CAD/CAM fabrikasyon kronlardan biri ProceraAllCeram (Nobel Biocare, Kloten, İsviçre) adı verilen ve yaklaşık 600 MPa mukavemete sahip polikristalin bir alüminadır [54].

Bu seramiklerin en önemlilerinden biri yitriya ile kısmen stabilize edilmiş tetragonal zirkonyadır. Zirkonya üç ana fazda bulunur: monoklinik, tetragonal ve kübik. Monoklinik faz oda sıcaklığında kararlı olan fazdır. 1.170 °C'nin üzerinde zirkonya tetragonal ara faza dönüşür; 2.370 °C'de malzeme kübik faza dönüşür. Saf zirkonya seramiklerde, kübik-monoklinik faz dönüşümü soğutma sırasında yaklaşık %5 hacimsel genişleme ile gerçekleşir (çatlaklara neden olur), bu zirkonyanın oda sıcaklığında kırılmasına neden olur. Diğer seramik bileşenlerin eklenmesi, oda sıcaklığında bu fazların varlığını ve kararlılığını değiştirebilir. Zirkonya seramiklere, kalsiya (CaO), magnezya (MgO), itriya (Y_2O_3) ve serya (CeO_2) gibi bileşenlerin eklenmesiyle (%3 mol ila %5 mol) oda sıcaklığında kısmen stabilize edilmiş tetragonal zirkonya üretilmesini sağlar. Oda sıcaklığında stabilize olmasına rağmen, tetragonal zirkonya fazı stres altında %3'lük bir hacimsel artışla monokliniğe dönüşebilir [55]. Bu boyutsal değişim enerjiyi çatlaktan uzaklaştırır ve çatlak ilerlemesini durdurabilecek basınç gerilimi yaratır. Buna 'dönüşüm sertleşmesi' adı verilir ve bu durum katastrofik başarısızlığa karşı direnç göstermesine yardımcı olur [56,57]. Seramik yapıda bir çatlak olsa bile, faz değişimi çatlağın restorasyon boyunca ilerlemesini engeller. İttriya tetragonal kısmi stabilize zirkonya (Y-TZP), ağzın tüm bölgelerindeki kuvvetlere yeterli dayanım gösterebilir [58,59]. İlk nesil zirkonya restoratif materyalleri ağırlıkça yaklaşık %0,25 alümina içermekteydi ve bu materyaller yüksek mukavemete sahipken, yarı saydamlık özelliği nispeten düşüktür [60,61]. Yarı saydamlık ile ilişkili iyileştirmeler ilk olarak %3 mol itriya konsantrasyonu korunarak alümina içeriği yaklaşık %0,05'e düşürülerek yapılmıştır. Yarı saydamlığı iyileştirmek için itriya içeriğinin %4 ve %5 mol'e çıkarıldığı yeni zirkonya seramikleri de üretilmiştir. Genel olarak itriya içeriği arttıkça, yarı saydamlık özelliği artar ancak mekanik özelliklerde ise 1200 MPa aralığından 500-800 MPa'ya düşüş görülür. Zirkonya seramiklerde kübik kristal içeriği arttıkça (%4 ve %5 mol) dönüşüm sertleştirme özelliği, çoğunlukla kaybolmaktadır. Bu materyaller, kırılma

direncinin azalmasıyla birlikte yüzey hasarına karşı çok daha hassas hale gelir. Bu durum, restorasyonun oklüzal uyumlama yapılması gerektiğinde özellikle önemlidir [62–65]. Zirkonya materyalleri, zirkonya tipine bağlı olarak iki farklı sınıfa ayrılabilir. Eğilme dayanımı 800 MPa ve üzerinde olan materyaller, dört veya daha fazla ünite içeren restorasyonlar için monolitik veya altyapı zirkonya seramik grubunu içerir. Diğer grup ise 800 MPa altındaki zirkonya seramiklerden oluşur. Farklı renkteki zirkonya seramikleri elde etmek için çözülmüş metal tuzları içeren asit veya su bazlı çözeltiler, tam yoğunluğa sinterlenmeden önce gözenekli zirkonyaya ilave edilir. Tuz konsantrasyonu ve uygulama süresi ile gözeneklerde biriken metal tuzu miktarı değiştirilerek nihai renk tonu oluşturulur. Alternatif olarak, başlangıç zirkonya tozu, zirkonya boyunca tek tip bir gölge sağlamak için metal oksitlerle karıştırılabilir. Doğal dişlerde görülen renk derecelendirmesi oluşturmak için servikal bölgeden insizal bölgelere doğru değişen kromaya sahip çok katmanlı bloklarda üretilmiştir[33].

2.4. Metal-Seramik Restorasyonlar

Metal-seramik restorasyonlar, iyi mekanik özellikleri ve kısmen tatmin edici estetik sonuçlarının yanı sıra marjinal ve internal uyumlarının klinik olarak kabul edilebilir olması sayesinde protetik diş hekimliğinde yıllarca "altın standardı" temsil etmiştir [66,67]. Uzun vadeli bilimsel kanıtlarla doğrulanan olumlu klinik sonuçların öngörülebilirliği ve tutarlılığı, geleneksel döküm işlemlerinin kolaylığı ve doğruluğunun yanı sıra, Metal destekli seramik restorasyonları zaman içinde daha popüler ve yaygın hale getirmiştir [68].

2.5. Metal-Seramik Bağlantı Mekanizmaları

Genel olarak, seramiğin metale bağlanması ile ilgili süreçleri açıklamak için önerilen dört teori vardır. Bunlar Van der Waals çekim kuvvetleri, mekanik bağlanma, sıkıştırma kuvvetleri ve kimyasal bağlanmadır. Bu dördü arasında, genellikle doğrudan kimyasal bağlanmanın baskın ve en önemli bağlanma mekanizması olduğu kabul edilmektedir [23,69,70].

2.5.1. Van der Waals çekim kuvvetleri

Yakın temas halinde olan ancak gerçekte elektron alışverişi yapmayan yüklü metal ve seramik atomları arasında oluşan “bağ”, Van der Waals çekim kuvvetlerinden kaynaklanır. Bunlar, birincil (kimyasal) bağlarda görülen elektronların gerçek bir paylaşımı veya değişiminden ziyade, zıt yüklü parçacıklar arasındaki fiziksel çekim tarafından oluşturulan ikincil bağlardır. Atomlardaki pozitif ve negatif yüklerin neredeyse tamamı tek bir molekülde bulunduğu için, Van der Waals kuvvetleri tipik olarak zayıf [70] kabul edilir ve bir molekül ile diğeri arasında minimum çekim vardır [23]. Metal yüzey opak seramik tarafından ne kadar iyi ıslatılırsa, Van der Waals çekim kuvvetleri o kadar büyük olur. Alt yapının yüzey karakterindeki değişiklikler, seramiğin metale yapışmasını azaltabilir veya artırabilir. Örneğin, pürüzlü, kirli bir metal yüzey ıslanmayı engeller ve bu da Van der Waals bağlanma gücünü azaltır. Metal yüzeylerinin tesviyesinin ardından alüminyum oksit partikülleri ile kumlanması sonucunda metal yüzeyindeki düzensizlikler ortadan kaldırılarak seramiğin metal yüzeyini ıslatması teşvik edilir ve bununla metal seramik bağlantısını artırdığına inanılmaktadır [71]. Optimum koşullar altında bile Van der Waals bağı genel seramik metal bağlanma sürecine sadece küçük bir katkıda bulunur.

2.5.2. Mekanik tutunma

Sinterleme sırasında metal altyapı yüzeyinde opak seramiğinin içine akabileceği mikroskobik düzensizlikler mevcuttur. Sinterleme sırasında, opak seramiğin metal yüzeyindeki birçok düzensizliği doldurarak, seramiğin metale bağlanmasını teşvik eder ve renk için bir temel oluşturur. Bununla birlikte, mekanik retansiyonun seramiğin gerçek bağlanmasına katkıda bulunma derecesi nispeten sınırlı olabilir. Aslında, seramiğin iyi cilalanmış bir metal yüzeyle bile bağlanabileceği belirtilmiştir [72], ancak yüzeydeki bazı pürüzler bağlanma kuvvetlerini arttırmada etkilidir. Sonuç olarak, tek başına mekanik retansiyonun dental seramiğin metal altyapıya nasıl bağlanabildiğini ve bu bağlantıyı sürdürebildiğini tamamen açıklamak için yeterli olduğuna inanılmamaktadır [73].

2.5.3. Sıkıştırıcı kuvvetler

Dental seramik sıkıştırma kuvvetleri altında yeterince dirençli ancak çekme ve makaslama kuvvetlerine maruz kaldığında ise daha zayıftır. Bu nedenle, metal altyapının termal

genleşme katsayısı, üzerine uygulanan seramikten büyük olursa, seramik soğuma esnasında sıkışma kuvvetlerine maruz kalır [74,75]. Restorasyon soğuma esnasında, metal, seramikten daha hızlı bir şekilde büzülür, ancak seramik düşük CTE'si nedeniyle bu büzülmeye direnç gösterir. Büzülme oranlarındaki bu farkın metal üzerinde çekme kuvvetleri oluştururken seramik üzerinde ise sıkıştırma kuvvetleri yarattığı ifade edilir [76].

2.5.4. Kimyasal bağlanma

Seramik-metal bağlantısının en önemli mekanizmasının kimyasal (moleküler) bir bağ olduğu genel olarak kabul edilmektedir. Dental seramikteki oksitler ile metal yüzeyindeki oksitler arasında birincil bağların mevcut olduğu düşünülmektedir [70,72,74]. Opak seramik ve oksitlenmiş metal altyapı arasındaki kimyasal bağlanma sürecinden sorumlu mekanizma iki teori ile açıklanmıştır; (1) "sandviç" teorisi ve (2) oksit çözünme teorisi [74].

2.5.5. Sandviç teorisi

Bu teoriye göre, oksit tabakası bir tarafta metal alt yapıya, diğer tarafta ise dental seramiğe kalıcı olarak bağlanır. Başka bir ifade ile, oksit tabakası metal alt yapı ile opak seramik arasında bir sandviç tabakası oluşturur. Kalın bir oksit tabakası oluşursa, metalin seramiğe bağlanması kaçınılmaz olarak zayıflayacak ve muhtemelen bağlanma başarısızlığına katkıda bulunacak. Bu teorinin gerçekleşmesi için, metal oksitlerin bir tarafta metale ve diğer tarafta opak seramiğe bağlı kalması ve oksit hareketi olmaması gerekir. Ancak yapılan çalışmalar metal oksitlerin yüzeyde durağan olmadığını ve göç ettiğini göstermiştir bu da sandviç teorisinin gerçekleşme olasılığını azaltmaktadır [76].

2.5.6. Oksit çözünme teorisi

Bu teoride yüzey oksitlerinin opak tabaka tarafından bir dereceye kadar çözüldüğü öne sürülmüştür. Gerçekte seramiğin metal yüzeyle atomik temas getirilmesi metal ile seramiğin elektronları paylaşmasına izin verir, seramiğin yüzeyi ıslatma özelliği artar. Böylece doğrudan kimyasal bağlanma sağlanır. Bu teoride hem kovalent hem de iyonik bağların oluştuğu düşünülmektedir, ancak kimyasal bağın oluşması için sadece tek (monomoleküler) bir oksit tabakasının gerekli olduğu da varsayılmaktadır [73,74].

2.6. Zirkonya-Seramik Bağlantısı

Günümüzde, seramiği zirkonya altyapıya sabitlemek için yaygın olarak kullanılan iki yöntem vardır: katmanlama (layering) tekniği ve pres tekniği. Katmanlama tekniğinde, seramik tozu fırınlanmadan önce zirkonya altyapıya uygulanır. Pres tekniğinde, restorasyonu oluşturmak için kayıp mum tekniği kullanılır. Katmanlama tekniği genellikle metal destekli seramik kronlar için kullanılır ve mükemmel estetik sonuçlanır, ancak istenen renk ve şekli yeniden üretmek için birkaç fırınlama gerekir [77]. Pres tekniğinin avantajı kolay şekillendirilmedir, ancak bu teknik için kullanılan seramik ingotun yalnızca tek bir rengi olduğu için istenen rengi yeniden üretmek zordur. Hem katmanlama tekniği hem de pres tekniği için veneerleme seramiğinin termal genleşme katsayısı zirkonya ile aynı veya ondan biraz daha düşük olacak şekilde ayarlanır. Bunun nedeni, zirkonya altyapı ile veneer seramiği arasındaki termal genleşme katsayısındaki büyük farkın kron üzerinde artık (rezidüel) strese neden olarak restorasyonun güvenilirliğini azaltacak olmasıdır [78]. Tabakalama tekniği ile pres tekniğini karşılaştıran bazı çalışmalar vardır, ancak birçok rapor veneer seramiğin yerinden çıkmasının veya kırılmasının kalıplama tekniklerindeki farklılıklardan çok altyapı tasarımından etkilendiğini savunmaktadır [79–81]. Bununla birlikte, zirkonya ve veneer seramikler arasında kimyasal bağın varlığını gösteren net bir kanıt yoktur [82]. Bu nedenle, zirkonya bazlı restorasyonların zirkonya-seramik bağında mekanik bağlanmanın önemli bir rol oynadığı varsayılmaktadır. Metal ve seramik arasındaki bağlanma mukavemeti ile zirkonya ve seramik arasındaki bağlanma mukavemetinin karşılaştırıldığı deneylerde, metal ve seramik arasındaki bağlanma mukavemetinin zirkonya ve seramik arasındakinden daha yüksek olduğu bildirilmiştir [83,84].

2.7. Fonksiyonel Olarak Derecelendirilmiş Materyaller (Functionally Graded Materials)

Mühendislik, biyomühendislik, havacılık, biyomedikal bilimler ve diş hekimliği gibi çeşitli disiplinlerde mevcut ihtiyaçları karşılamak için malzemelerde sürekli iyileştirme çabası her zaman malzeme bilimi araştırmacılarının amacı olmuştur. Bu iyileştirmeler, malzeme özelliklerinin geliştirilmesi/değiştirilmesi ya da arzu edilen faydalara sahip yeni malzemelerin üretilmesi şeklinde olabilir [85].

Fonksiyonel Olarak Derecelendirilmiş Materyaller (FDM'ler), geleneksel homojen malzemelerin üstesinden gelemediği yenilikçi özelliklerin ve/veya işlevlerin

gerçekleştirilmesi için yeni bir yaklaşımı temsil eder. Genel olarak FDM, hacim veya ağırlık oranları, yönelimleri ve şekillerine yansiyabilen sürekli değişken bir dağılıma sahip iki veya daha fazla kurucu fazdan oluşur. FDM'lerin kavramı, mikroyapıyı bir malzemedan diğerine belirli bir gradyanla değiştirerek iki veya daha fazla kurucu fazdan oluşan kompozit bir malzeme yapmaktır; burada nihai ürün her iki ana malzemenin özelliklerine de sahiptir [85].

İki veya daha fazla materyalin bir arada kullanıldığı kompozit malzemelerin dezavantajı, malzemelerin birleşim yerlerinde birbirlerinden ayrılmasına/kopmasına (delaminasyon) yol açan keskin bir geçiş bölgesine sahip olmasıdır. Geleneksel kompozit malzemelerin bu dezavantajının üstesinden gelmek için, FDM kavramı, 1984 yılında Japonya'da uzay uçağı projesi sırasında, 2.000 K yüzey sıcaklığına ve <10 mm'lik bir kesit boyunca 1.000 K sıcaklık gradyanına dayanabilen bir termal bariyer malzemesi şeklinde ortaya çıkmıştır. O zamandan beri, FDM ince filmler kapsamlı bir şekilde araştırılmış ve neredeyse ticari bir gerçeklik haline gelmiştir [86].

Bugüne kadar biyomedikal, kimya, nükleer, madencilik, enerji santrali gibi hemen hemen her alanda kullanılmıştır. FDM'ler, insan ve çevrenin belirtilen gereksinimlerini karşılamak için doğada kemikler, dişler, bambu ağaçları, insan derisi vb. gibi yapılarda doğal olarak gözlenir [86].

Stres yoğunlaşmalarını ve dokuların zarar görmesini önlemek için doğa, farklı biyofiziksel ve mekanik özelliklere sahip dokular arasındaki arayüzlerde sıklıkla derecelendirilmiş (gradyan) fiziksel yapılar kullanmıştır. "İşlevsel olarak derecelendirilmiş malzemeler" (FDM) terimi, uzamsal olarak homojen olmayan mikro yapılar ve özellikler sergileyen bir mühendislik malzemeleri sınıfı olarak tanımlanmıştır. FDM, homojen malzemelerle karşılaştırıldığında gelişmiş işlevsellik ve çeşitlilik elde etmeyi amaçlayan hem kimyasal hem de yapısal özelliklerde varyasyonlara sahip kompozit malzemelerdir. Ek olarak FDM, malzemenin uzun vadeli performansını iyileştirmek için iki farklı malzeme arasında yumuşak bir geçiş sergiler [87].

Çok katmanlı ve kademeli malzemeler insan vücudunda da önemli bir rol oynamaktadır. Örneğin insan derisi epidermis, dermis ve altta yatan hipodermisten oluşan karmaşık çok katmanlı bir sistemdir ve her katmanın farklı mekanik özellikleri vardır. İnsan vücudundaki

kademeli sistemlerin diğerk örnekleri, tendon-kemik ve kırık-kemik bağlantıları gibi farklı doku tipleri arasında yer alan "arayüz dokuları" tarafından sağlanır [85].

Tipik bir kemik kesitinde, iç yüzeyden dış yüzeye doğru gözenekliliğin hacim fraksiyonu ve boyutundaki azalma gözlemlenebilir (Resim 2.1).

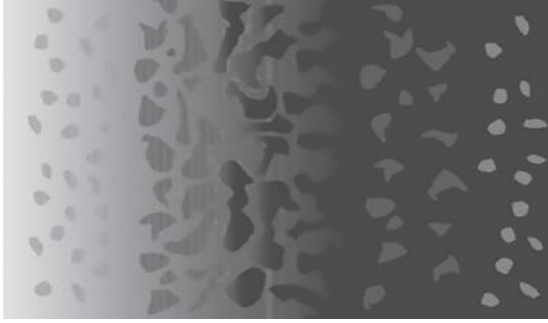


Resim 2.1. Bir hayvan kemiğinin enine kesitindeki derecelendirme

Doğal kademeli yapıların bir diğerk örneği, çiğneme işlemi sırasında gerekli olan olağanüstü mekanik özelliklerden sorumlu benzersiz bir hiyerarşik mimariye sahip dişler tarafından sağlanır. İnsan dişinin yapısal parçaları mine, dentin ve mine-dentin birleşiminden (Dentinoenamel junction-DEJ) oluşur. Mine, karşıt dişler ve dış nesnelere doğrudan temas nedeniyle yüksek temas stresine (yaklaşık 2.5 GPa) dayanmalıdır. Bu nedenle, oluşan yüksek gerilimi desteklemek, çatlama ve kırılmayı en aza indirmek için yüksek sertlik, sağlamlık ve yeterli tokluk esastır. Dentin ile ilgili olarak, peritübüler dentin ile sarılmış ve hidroksiapatit prizmaları içeren bir kolajen matrisine gömülmüş dentin tübüllerinden (% 65-70 ağırlık) oluşur. Bu ikili yapının bir sonucu olarak dişlerin yüzeyi (mine) sert, kırılmandır ve aşınmaya karşı son derece dirençlidir, oysa iç kısım (dentin) daha yumuşak, esnek ve dayanıklıdır. Bunların arasında, mekanik özelliklerin yumuşak bir şekilde geçişine izin veren fonksiyonel olarak derecelendirilmiş bir bağlantı (DEJ) mevcuttur. Sertlik dış mine bölgesinden dentine doğru azalırken tokluk artar. Böyle bir arayüz, çatlakların mineden dentine yayılmasını engeller, böylece çiğneme eylemleri sırasında diş bütünlüğü desteklenir. Bu doğal doku örneklerinden esinlenerek, kademeli yapı ve işlevselliklere sahip yapay implantların gelişimi günümüzde artmaktadır [85].

Geleneksel malzemelerde bileşim veya yapı, hacim üzerinde tekdüze olma eğilimindedir. FDM'lerde ise bileşim veya yapı kademeli olarak katmandan katmana değişir ve buna bağlı olarak makroskobik özellikler de kademeli değişimlere yol açar. Literatürde, kompozisyon, mikro/nano yapı (tane boyutu, tane şekli, tekstürizasyon seviyesi, vb.), yoğunluk ve diğer fiziko-kimyasal özelliklerdeki derecelendirmeyi gösteren farklı FDM örnekleri mevcuttur. FDM'leri karakterize eden iki ana özellik: bir yandan, mekansal olarak değişen özellik, tüm hacim boyunca istenen bir performansı optimize etmek için tasarlanırken diğer yandan, geleneksel kompozit malzemelerde bulunan ve genellikle problemlerin ve başarısızlıkların olduğu keskin arayüzler burada ortadan kaldırılmıştır. Geçmişte, FDM'lerin bileşimleri tipik olarak en az bir metalik faz içerirken son zamanlarda dikkatler, muazzam potansiyelleri nedeniyle seramik-seramik ve cam-seramik sistemler üzerine odaklanmaktadır [85].

İki tip kademeli mikro yapı tanımlanabilir; Sürekli (continuous) dereceli yapı için, bileşim ve mikroyapı değişimi pozisyonla birlikte sürekli olarak gerçekleşirken (Şekil 2.1), kademeli (stepwise) mikroyapı özelliği kademeli olarak gerçekleşir ve ayırık katmanlar arasında arayüz bulunan çok katmanlı yapı oluşturur (Şekil 2.2) [85,88].



Şekil 2.1. Sürekli derecelendirilmiş bir mikroyapının şematik gösterimi



Şekil 2.2. Kademeli derecelendirilmiş bir mikroyapının şematik gösterimi

Bu tür gradyanları imal etmek için iki temel yöntem vardır:

1. Başlangıç bileşenlerinin buhar biriktirme ve katı hal toz metalürjisi gibi belirli bir sırayla seçici olarak istiflenmesini ifade eden yapıcı işleme (Constructive processing)
2. Malzemelerde kimyasal ve yapısal/işlevsel gradyanlar oluşturmak için ısı ve kütle difüzyonu gibi taşıma temelli olguları kullanan taşıma temelli işleme (Transport-based processing).

Mühendislik tasarımında yaygın olarak kullanılmalarına rağmen, bu yöntemler biyomalzemelerde elde edilen şekilde hiyerarşik yerel özellikleri doğru bir şekilde kontrol etmek için fizibilite açısından bazı eksiklikler mevcuttur. Nanoteknolojideki son gelişmeler, biyomateryal ultrastrüktürleri ve özellikleri üzerinde artan bir kontrol sağlamıştır [87].

2.8. FDM Üretim Yöntemleri

Üretim tekniği, yüksek kaliteli FDM'ler elde etmek için kilit öneme sahiptir; bu nedenle şimdiye kadar çok sayıda yöntem önerilmiş ve kullanılmıştır; FDM üretim teknikleri dört gruba ayrılabilir: gaz bazlı yöntemler, sıvı faz [89], katı faz [90] ve eklemeli imalat süreçleri. Son zamanlarda, eklemeli imalat (AM) teknikleri, nanometrik çözünürlükte bile karmaşık gözenekli yapılar üretme yeteneğine sahip olması nedeniyle FDM üretiminde popüler hale gelmiştir. AM teknikleri, hızlı ve ekonomik olmaları ve en önemlisi, ilgili canlı dokuların şekli, boyutu ve hatta dokusu gibi hastaya özel ihtiyaçları karşılamak için hassas bir şekilde ayarlanabilmeleri nedeniyle biyomedikal ve implant uygulamaları için en iyi seçenekler arasındadır [91].

2.8.1. Gaz bazlı teknikler (Gas-based techniques)

Kimyasal buhar biriktirme (Chemical vapor deposition-CVD)

FDM üretiminin en yaygın yollarından biri, yüzey kaplamaları üreterek yüzeyde derecelendirme oluşturmaktır. Gaz bazlı tekniklerden olan kimyasal buhar biriktirme (CVD) yöntemi bu grupta popülerdir. CVD yönteminde, malzemeleri bir yüzey üzerinde biriktirmek için ışık, ısı ve plazma dahil olmak üzere çeşitli enerji kaynakları kullanılır. Kullanılan gazlar genellikle hidrit, bromür ve klorür formundadır. Derecelendirilecek materyal sıcaklık, gaz oranı, gaz tipi, akış hızı vb. ile ayarlanır. CVD işleminin, düşük güç girişi, daha düşük

sıcaklık aralığı, nispeten yüksek saflık ve en önemlisi, işlemi ölçeklendirme olasılığı gibi çeşitli avantajları vardır. Liu ve ark. (2006) [92] yaptıkları çalışmada, bir Nitinol (NiTi) alt tabaka üzerinde korozyon önleyici elmas benzeri karbon (DLC) FDM kaplama birikiminin geliştirilmesinde plazma ile güçlendirilmiş CVD işleminin etkinliğini göstermişlerdir. Çalışmada üretilen DLC kaplama, alt tabakaya mükemmel yapışma ve simüle edilmiş vücut sıvılarında etkili korozyon koruması ile 150 nm kalınlığında kademeli bir katmana sahiptir [91].

Fiziksel buhar biriktirme (Physical vapor deposition-PVD)

Gaz bazlı fiziksel buhar biriktirme (PVD) tekniği, çeşitli ince filmler ve kaplamalar üretmek için iyi bilinen yaklaşımlar arasındadır. Bu süreçte, malzeme yoğunlaşmış fazdan buhar fazına dönüşür ve daha sonra alt tabaka üzerinde ince bir film veya kaplama olarak yoğunlaştırılmış faza yeniden düzenlenir. PVD yönteminin optik, elektronik, kimyasal, yarı iletkenler, güneş panelleri, gıda paketlenme, kesme aletlerinde TiN kaplamalar vb. dahil olmak üzere çok sayıda uygulaması vardır. PVD işleminin avantajları, çeşitli kaplama türlerini (organik ve inorganik) üretebilmesi, çevre dostu olması ve uygun özelliklere sahip dayanıklı kaplamalar elde etmesidir, ancak yüksek sıcaklıklar ve vakum koşulları altında çalışılması dezavantajlarıdır [91].

Magnetron püskürtmeli PVD sistemleri, bir implantın yüzeyinde Ca-P bazlı kaplamalar (örneğin hidroksiapatit- HA) üretmek için kullanılabilir ve bu kaplamalar, hücre çoğalması, yapışması ve farklılaşması dahil olmak üzere hücre etkileşimleri üzerinde önemli bir etki gösterir. PVD yöntemi, biyolojik özelliklere sahip nano pürüzlü titanyum ince filmlerin tekrarlanabilir bir şekilde hazırlanmasını geliştirmek için uygun bir yöntemdir. Ayrıca, plazma kaynaklı iyon PVD sistemi tarafından yeni bir tür gradyan DLC kaplama üretilir ve yapay mekanik kalp kapakçıkları üzerinde bazı uygulamaları olabilir [91].

PVD yöntemlerinden biri olan plazma püskürtme tekniği, mikrosertlik, Young modülü, mikro yapı ve katmanlar arasında gözenekliliğin kademeli olarak değiştiği üç katmanlı FDM hidroksiapatit (HA)/Ti-6Al-4V kaplamalar üretmek için kullanılmıştır. Bu FDM kaplamalarının mükemmel çekme bağ mukavemeti, kırılma tokluğu, mikrosertlik vb. özellikleri yük taşıyan ortopedik ve diş implantlarında onu uygun seçim haline getirebilir [91].

2.8.2. Sıvı faz işlemleri (Liquid phase processes)

Elektroforetik biriktirme (Electrophoretic deposition- EPD)

Elektroforetik biriktirme (EPD) tekniğinde, bir elektrik alanının varlığından dolayı yüklü parçacıkların hareket ettirildiği ve zıt yüklü durumdaki iletken bir substrat üzerinde biriktirildiği kararlı bir koloidal süspansiyon kullanılır. Parçacıkların yüzeyi elektrokimyasal denge nedeniyle yüklenir ve dış elektrik alanı, yüklü parçacıkların zıt yüklü elektroda doğru tercihi hareketine neden olur. Sonuçta adsorbe edilmiş yüklü parçacıklar bazı elektronlar alır ve substratın yüzeyinde sıkıca biriken parçacık katmanına dönüşür [91].

EPD, gelenekselden gelişmiş malzemelere, nanometrik ince filmlerden ve kaplamalardan kalın bir filme kadar çeşitli malzemeleri imal etme potansiyeline sahiptir. Bu yöntemin birçok avantajı vardır: basit cihaz ve kullanım, kısa işlem süresi, ekonomik olması, kolay modifikasyon, arzu edilen yoğun parçacık yükleme, yüksek kaliteli mikro yapı, geometrik olarak karmaşık şekillerin üretimi, kalınlık ve morfolojinin basitçe kontrol edilebilmesi yer alır [91].

2.8.3. Katı faz işlemleri (Solid phase processes)

Toz metalürjisi (PM)

Toz metalürjisi (PM), kademeli bir toz malzemenin sürekli bir şekilde veya adım adım aşamalarla birlikte belirli bir oranda karıştırıldığı istiflendiği FDM'leri üretmek için iyi bilinen katı faz işlemlerinden biridir. Daha sonra istiflenen malzeme, yoğun bir durum elde etmek için preslenerek sıkıştırılır ve elde edilen kompakt parça, %100 yoğun hale ulaşmak için belirli bir sıcaklık aralığında sinterlenir. PM işleminin en önemli aşamaları sırasıyla toz tartımı, toz karıştırma, sıkıştırma ve sinterlemedir. Sıkıştırma genellikle düşük sıcaklıklarda kontrollü bir atmosfer altında gerçekleştirilir. Sinterleme yüksek sıcaklık aralığında yapılmalıdır. PM yöntemleri, FDM parçalarının, özellikle seramik FDM'lerin üretiminde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu yöntemlerin önemli avantajlarından biri, herhangi bir metalik veya seramik tozdan karmaşık şekiller üretebilme yetenekleridir. Saf Ti ve HA kullanarak basınçsız sinterleme yöntemiyle metal-seramik kompozit FDM üretmenin en iyi yöntemlerindedir. Bileşim derecelendirmesi metalik (Ti) uçtan seramik (HA) uca doğrudur^[91]. Biyouyumluluğu ve mekanik özellikleri optimize etmek için Watari ve diğerleri

yaptıkları çalışmada PM yöntemiyle bir Ti/HA FDM üretmişler ve HA bakımından zengin bölgede yeni oluşturulmuş kemik hücrelerinin olgunlaşmasının, Ti bakımından zengin bölgeye göre daha iyi olduğunu göstermişlerdir [93].

Kıvılcım plazma sinterleme (Spark plasma sintering- SPS)

Kıvılcım plazma sinterleme (SPS) yöntemi, sinterlemeye enerji veren darbeli bir elektrik akımının kullanıldığı sıkıştırıcı, katı hal yöntemidir. Kondo ve diğerleri (2004) [94] yaptıkları çalışmada, bir sıçan femurunun çevresinde kabul edilebilir mekanik özelliklere ve yeni kemik oluşumuna sahip titanyum nitrit/apatit fonksiyonel dereceli implantlar üretmek için SPS yöntemini kullanmışlardır. SPS yönteminde, DC akımın doğrudan bir grafit kalıba ve toz materyale darbeli bir elektrik akımı uygulanarak yoğunlaştırma yapılır. SPS yönteminde kompakt kısım içten ısıtılır; dolayısıyla yüksek ısıtma hızları (~1.000 K/dak) mümkündür ve ayrıca çok hızlı bir sinterleme işlemine (birkaç dakika) yol açar. Bu yöntemin özellikleri arasında kısa tutma süreleri, hızlı ısıtma, hızlı soğutma ve nispeten düşük sıcaklıklarda tamamen yoğun parçalar elde etme potansiyeli yer alır. HA/zirkonya kompozitlerinin üretiminde SPS yönteminin kullanılması parçanın biyouyumluluğunda ve mekanik özelliklerinde azalmaya yol açan istenmeyen kimyasal reaksiyonların önlenmesine yardımcı olur [91].

2.8.4. Eklemeli imalat yöntemleri (Additive manufacturing methods- AM)

3D baskı yöntemleri olarak da bilinen katmanlı üretim (AM) teknolojileri, FDM üretiminde kullanılabilen en son teknolojilerdendir. Yüksek çözünürlüklü çok karmaşık ve girift gözenekli parçalar üretme potansiyeline sahiptirler. Herhangi bir kalıp, sinterleme veya birleştirme adımları gerektirmeyen basit ve doğrudan yöntemlerdir. AM teknolojisinin çok sayıda avantajı vardır ve farklı yapısal ve endüstriyel parçalar üretmek için benzersiz bir prosedürdür. Özellikle biyomedikal alanında büyük etkisi vardır. 3 boyutlu baskı teknolojisinin önemli faydalarından biri, tamamen hastaya özel implantların üretilmesini sağlayan bilgisayar destekli tasarım (CAD) tekniğini kullanma olasılığıdır. AM işleme sırasında, önce 3D CAD modeli yazdırılabilir dijital dosyalara (STL dosyaları gibi) dönüştürülür ve ardından işlenen veriler, dilimleme yazılımı kullanılarak ince, 2D dilimler halinde gruplandırılır. Daha sonra, geliştirilen dilimler, nihai parçaları katman katman oluşturmak için 3 boyutlu yazıcı cihazına gönderilir. Her birinin avantajları ve sınırlamaları

olan çok sayıda AM yöntemi vardır. Metalik FDM yapılarının üretimindeki en önemli yöntemler, seçici lazer eritme (SLM) ve elektron ışını eritme (EBM) yöntemleridir [91].

Seçici lazer eritme (Selective laser melting- SLM) ve Elektron ışınıyla eritme (Electron beam melting- EBM)

Doğrudan metal lazer eritme (Direct metal laser melting-DMLS) veya lazer toz yatağı füzyonu (Laser powder bed fusion-LPBF) olarak da bilinen SLM yöntemi, en bilinen hızlı prototipleme teknikleri arasındadır. Metalik tozları eritmek ve kaynaştırmak için yüksek yoğunluklu güçlü bir lazer kullanır. İlk adımda, stereolitografi (STL) dosyaları kullanılarak her katman için dilim verileri oluşturulur ve ardından CAD verileri SLM makinesine aktarılır. İnce metal tozu bulunan bir tepsi üzerine yüksek enerji yoğunluğuna sahip bir lazer ışını ile, CAD verilerine göre toz tabakasının tercih edilen bölgeleri eritilir ve kaynaştırılır. Bundan sonra, platform indirilir ve bir sonraki toz tabakası bir önceki tabakanın üzerine bırakılır. Ardından, lazer ışını yeni bir tabaka taramaya başlar. Bu döngü, 3 boyutlu parça tamamen üretilene kadar birçok kez tekrarlanır. SLM işlemi, geometride kısıtlama olmaması, çok karmaşık ve gözenekli parçalar üretme yeteneği, nispeten düşük maliyet, montaj adımlarına gerek olmaması gibi avantajları nedeniyle en çok kullanılan 3D baskı yöntemlerinden biri haline gelmiştir [91]. Xiong ve diğerleri (2020) yaptıkları çalışmada, SLM yöntemini kullanarak ortopedik uygulamalar için gözenekli Ti6Al4V FDM parçalarının üretimini incelemişlerdir [95].

Elektron Işınıyla Eritme- EBM yöntemi, yüksek çözünürlüklü metalik bileşenlerin üretiminde potansiyele sahip bir diğer eklemeli imalat yöntemidir. Süreç, ayrık toz katmanlarının vakum koşulu altında bir elektron ışını tabancası aracılığıyla seçici olarak eritilmesiyle başlar ve bu erime aşaması, iki manyetik bobin tarafından etkili bir şekilde kontrol edilebilen bir tungsten filamentin elektron ışını aracılığıyla enerji emisyonu ile gerçekleştirilir. EBM sürecinde, her dilim, konturlar ve kareler dahil olmak üzere önceden belirlenmiş iki bölgeye ayrılır. Başlangıçta, numune ve çevreleyen tozlar arasında bir arayüz olarak bilinen kontur bölgesi 3D yazdırılır. Ardından, bu sınır ve kontur bölgeleri arasındaki iç bölge görevi gören kare bölge, EBM tarafından 3 boyutlu olarak yazdırılır. EBM'nin avantajlarından biri, herhangi bir safsızlık ve kontaminasyon birikimini önleyen ve iyi mekanik özelliklere sahip yüksek kaliteli numunelerin üretilmesine yol açan bir vakum odasının kullanılmasıdır [91].

2.9. Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar yöntemi "parçadan bütüne gitme" genel prensibine dayanmaktadır. Sonlu eleman; iki veya üç boyutlu yapıların bir parçası veya bir bölgesidir. Bu yöntemin ilk ve en geniş uygulama alanı "gerilme analizi"dir. Sonraları ısı analizi, akışkan analizi, piezoelektrik analizi, elektrik analizi vb. alanlarda da kullanılmıştır [96].

Bu yöntem ilk olarak 1950 yılında uzay mühendisliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Teknolojinin ilerlemesine paralel olarak 1970'lerde olgun hale gelen yöntem günümüzde makine, elektrik, uçak, inşaat, hidrodinamik, atom gibi çeşitli mühendislik alanlarının yanı sıra, tıpta ortopedi, kalp ve damar cerrahisi, estetik cerrahi dallarında da kullanılmaktadır [97].

Diş hekimliğinde sonlu elemanlar gerilme analizi ile ilgili yapılan ilk çalışma Ledley and Huang'ın (1968) yaptıkları araştırmadır. Bu çalışmada, matematik modeli elde edilmiş bir dişe çeşitli yönlerde kuvvetler uygulanmış ve bu kuvvetlerin dişi destekleyen kemik dokusunda meydana getirdikleri gerilmeler değerlendirilmiştir [98]. Yöntemin bugünkü anlamıyla diş hekimliğinde uygulanması ise [99] ; 1970'li yıllarda Farah ve diğerlerinin (1974) yaptıkları araştırma ile başlamış, son 20 yıldır da implant, tedavi ve protez alanlarında da kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar gerilme analizinde gerçek geometrik cismin, tam olarak formüle edilmesinin güçlüğü nedeniyle, bilgisayarda hesaplanması kolay olan elemanlardan oluşturulmaktadır. Daha sonra bilinen bütün fizik kuralları daha basit geometriye sahip olan bu küçük elemanların her birine uygulanmaktadır. Bütün cismin elemanlara bölünebilmesi için bir ağ yapısına ihtiyaç duyulmaktadır. Cismin boyutuna ve geometrisine uygun olarak seçilmiş elemanlara bölünmüş haline sayısal model denilmektedir. Sayısal modeli oluşturan elemanların birbirlerine temas ettiği yüzeylerde düğüm noktaları oluşturulmaktadır. Mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanmak, kuvvet dağılımının daha duyarlı ölçülebilmesi açısından önemlidir. Belirli bir başlangıç noktasına göre tüm düğümlerin x, y, z eksenleri üstündeki koordinatları saptanarak bilgisayara aktarılmaktadır. Ayrıca, geometrik şekli oluşturan tüm elemanların malzeme özelliklerini belirleyen, poisson oranı ve elastisite modülü değerleri bilgisayar programına tanıtılmaktadır. Oluşturulan matematik modelde, düğüm noktalarına dışarıdan en basit dış etken ve sınır şartlarının uygulanmasıyla

meydana gelen değişiklik durumları için matrisler oluşmakta, bu matrisler bilgisayar yardımıyla çözülmektedir. Bu yolla her bir elemandaki ve dolayısıyla elemanların oluşturdukları cismin tamamındaki gerilme ve şekil değiştirmeler elde edilmektedir [96,97,100,101].

Sonlu elemanlar gerilme analizi ile problemlerin çözümleri için bilgisayara verilmesi gerekli olan bilgiler şunlardır [96,101].

1. Cismin geometrik modeli
2. Elemanların mekanik özelliklerinin değerleri
3. Başlangıç, sınır ve yükleme koşulları
4. Yapılacak olan analizin tipi

Dental sistemlerin karmaşık geometrisi düşünöldüğünde mühendislik dalından diş hekimliği biyomekaniğine adapte edilen sonlu elemanlar yöntemi, gerilme analizi problemlerinin çözümünde en uygun yöntem olarak görünmektedir [102].

Sonlu elemanlar yönteminde, çözüm bölgesi çok sayıda sonlu ve birbirine bağlı elemanlardan oluşmaktadır. Çözöme gidilirken, sonlu elemanların hepsinde çeşitli teoriler kullanılarak, sınır koşul ve denge denklemlerinin tanımlanmasıyla yaklaşık sonuçlar bulunmaktadır [103].

2.9.1. Sonlu elemanlar yönteminin avantaj ve dezavantajları

Sonlu elemanlar yönteminin avantajları genel olarak;

1. Elde edilen sonuçların hassaslığı kontrol edilebilir.
2. Ortam geometrisinin düzensiz ve heterojen oluşu bu yöntem için bir engel değildir ve çeşitli tipteki sınır şartlarının probleme dahil edilmesine imkan verir

Sonlu elemanlar yönteminin dezavantajları ise;

1. Malzemenin fiziksel verilerinin ve eleman verilerinin temininde ve bilgisayara yüklenmesinde yapılan hatalar sonuca olumsuz yönde etki edecektir.

2. Daha kesin sonuçlar, daha küçük eleman boyutları ile elde edilecektir. Eleman boyutlarının küçülmesi ise daha büyük bilgisayar hafızası gerektirir. Buna göre bilgisayar hafızasının sınırlı oluşu çözümün hassasiyetine bir sınırlama getirecektir [103].

Sonlu eleman stres analiz yönteminin (SESA) iyi anlaşılabilmesi için bazı kavramları bilmek önemlidir. SESA hem 2D hem de 3D modellemelerle yapılabilen bir analizdir. 3D analizler dental yapıların değerlendirilmesi bakımından daha çok tercih edilir [102,104,105].

- Eleman Sonlu eleman stres analizi yönteminde modeller, sonlu sayıda “eleman” olarak adlandırılan geometrik şekillerden oluşmaktadır. Eleman sayısı ne kadar fazla ise gerçeğe o kadar yaklaşılır, fakat hata ihtimali de yükselir [102]. Elemanlar, boyutlarına göre; tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu ve izoparametrik elemanlar olarak, geometrilerine göre ise üçgen, paralelkenar ve dörtgen olarak sınıflandırılmaktadır [102].
- Düğüm: Elemanların bağlantı noktalarına “düğüm” denir. Düğüm noktalarının, belirli noktalardan hareketsiz bir biçimde sabitlenmesi gerekmektedir [105].

SESA’nde yapıların geometrisi, kullanılan materyallerin poisson oranları ve elastik modülleri, sınır koşulları sonuçları etkilemektedir [102]. Bulunan değerlerin varyansı olmadığı için istatistiksel bir veri elde edilememektedir [102,106].

2.10. Stres Analizlerinde Kullanılan Terimler

- Kuvvet: Cisimlere hareket kazandıran birimi Newton (N) olan vektörel bir niceliktir. Ağız dinamik bir bölgedir ve yapılan restorasyonlar değişken kuvvetlerin etkisindedir [101].
- Stres (Gerilme): Bir kuvvet bir cisme etki ettiğinde, cisim tarafından uygulanan dış kuvvetin büyüklüğüne eşit ve ters yönde karşı koyulur. Dış kuvvete karşı materyalin gösterdiği bu tepkiye gerilme adı verilir. Kuvvetin (N) alan birimine bölünmesi ile hesaplanır [106].

Kuvvetler farklı açı ve doğrultularda aynı cisme uygulanabilir ve bu da cisimde kompleks streslerin oluşmasına yol açar. Ayrı ayrı uygulanan kuvvetler aksenal veya makaslama olarak tanımlanabilir [101].

2.11. Von Mises Gerilimi

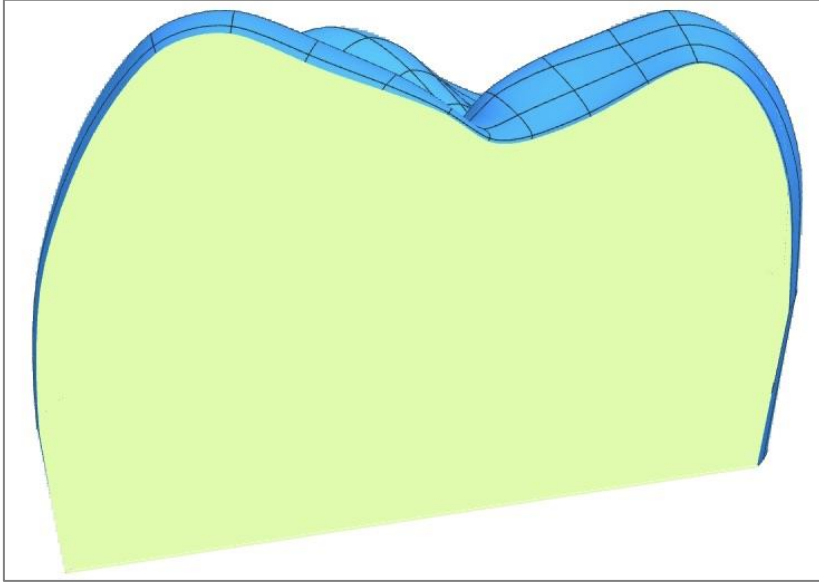
Von-Mises gerilimi, belirli bir malzemenin akıp akmayacağını veya kırılıp kırılmayacağını belirlemek için kullanılan bir değerdir. Çoğunlukla metaller gibi sünek malzemeler için kullanılır. Von-Mises akma kriteri, yük altındaki bir malzemenin von-Mises geriliminin, aynı malzemenin normal gerilme altındaki akma sınırına eşit veya daha büyük olması durumunda malzemenin akacağını belirtir [107].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

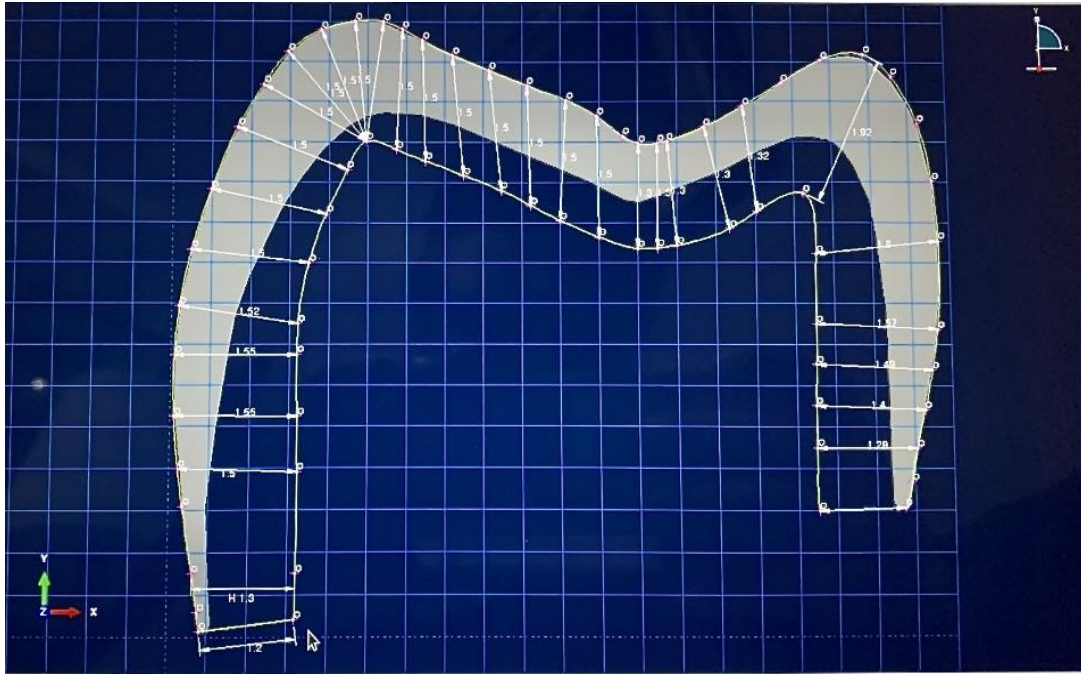
Bu çalışma, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Atılım Üniversitesi Hesaplamalı Bilim ve Mühendislik Laboratuvarı işbirliği ile gerçekleştirildi. Araştırmada maksiller santral kesici ve mandibular birinci molar dişlerin üç boyutlu dijital modellerini oluşturmak için (Frasaco) fantom dişler Atılım Üniversitesi Metal Şekillendirme Mükemmeliyet Merkezinde GOM Atos (ZEISS, Germany) cihazı ile tarandı. Taranan üç boyutlu modeller Siemens NX programında bukkolingual olarak kesilip iki boyutlu modellere çevrildi. Elde edilen iki boyutlu modeller sonlu eleman analizi için ABAQUS (v6.14, SIMULIA, USA) simülasyon programına aktarıldı. Aktarılan modellerin dış yüzey koordinatlarına göre iç yüzeyinde, üst yapı, alt yapı, ara katman, basamak kalınlınlıkları ve prepare diş formu dikkate alınarak simülasyon için hazır hale getirildi.



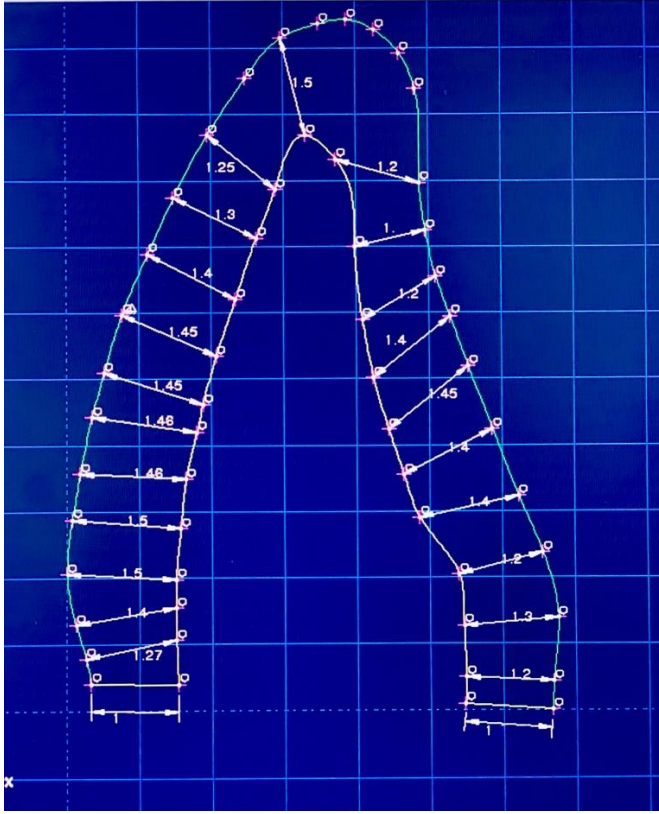
Resim 3.1. GOM atos cihazı



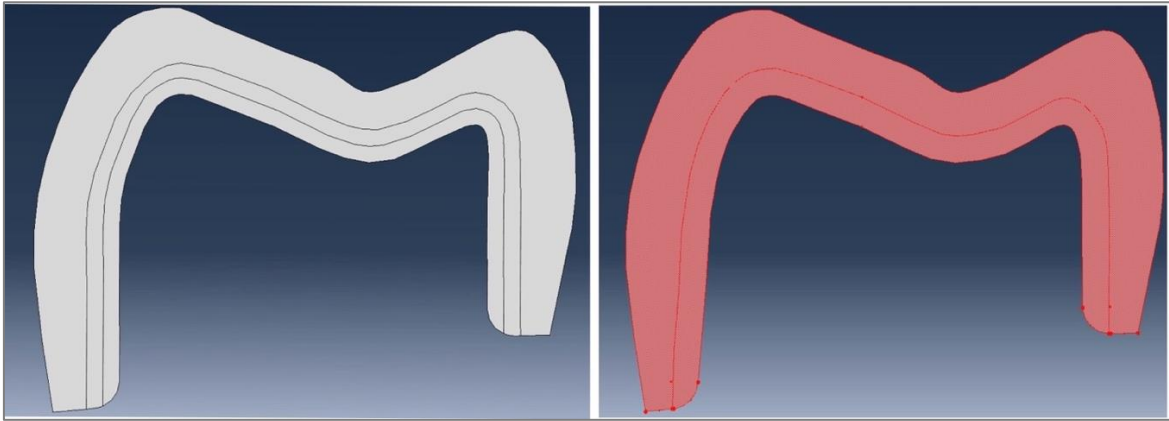
Resim 3.2. Taranan üç boyutlu mandibular birinci molar dişten alınan BL kesit



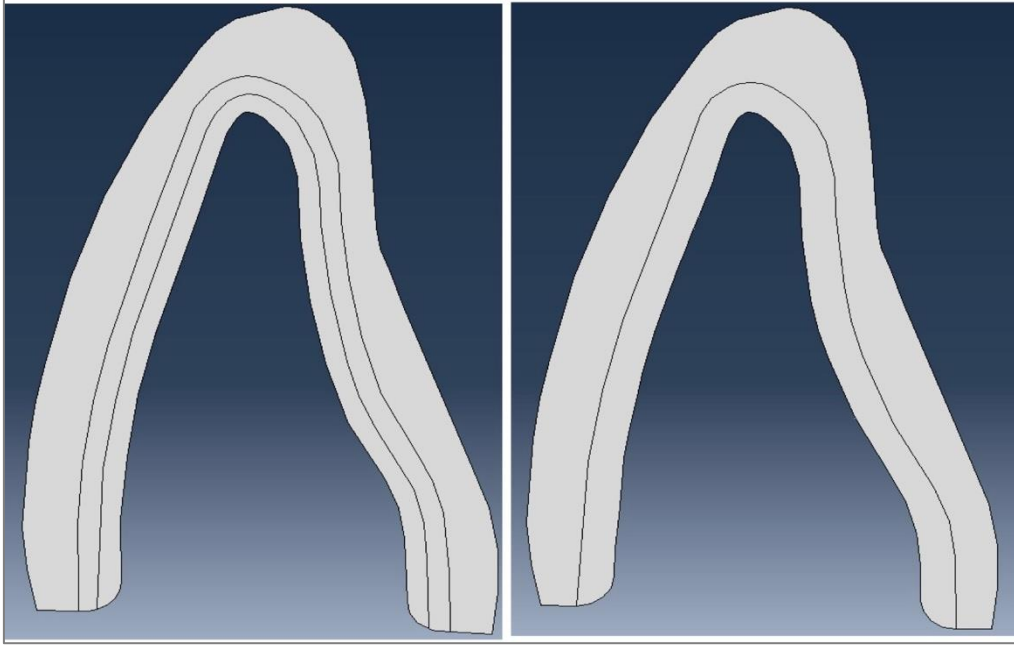
Resim 3.3. Mandibular birinci molar dişin koordinatları ile bilgisayar ortamında iki boyutlu çizimi



Resim 3.4. Maksiller santral kesici diş koordinatları ile bilgisayar ortamında iki boyutlu çizimi



Resim 3.5. Mandibular birinci molar diş için oluşturulan metal destekli seramik kron (sol) ve tam seramik kron (sağ) modeli

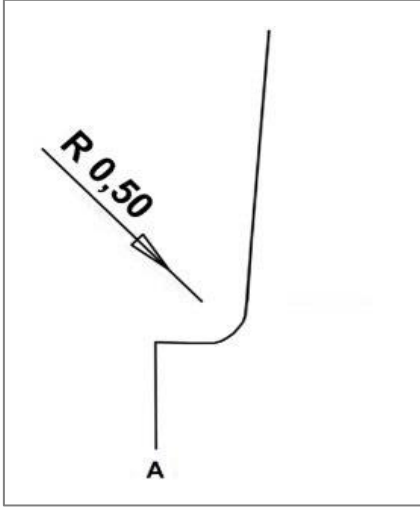


Resim 3.6. Maksiller santral kesici diş için oluşturulan metal destekli seramik kron (sol) ve tam seramik kron (sağ) modeli

Metal destekli seramik restorasyonlar ve tam seramik zirkonya restorasyonların analizinde kullanılan materyaller ve geometrik ölçümleri aşağıdaki tabloda verilmiştir.

Çizelge 3.1. Restorasyon oluşturmak için kullanılan materyaller ve geometrik özellikler

Restorasyon tipi	Metal destekli seramik restorasyon	Tam seramik restorasyon
Kullanılan materyaller ve geometrik özellikler		
Basamak tipi	0.5 yarıçaplı shoulder	0.5 yarıçaplı shoulder
Basamak kalınlığı	1.2 mm	1 mm
Alt yapı materyali	Ni-Cr	ZrO ₂
Alt yapı kalınlığı	0.3 mm	0.5 mm
Opak seramik materyali	VITA VM 13 opaque	-
Opak seramik kalınlığı	0.3 mm	-
Üst yapı materyali	VITA VM 13	VITA VM 9
Total restorasyon kalınlığı	1.5-2 mm	1.5-2 mm



Şekil 3.1. Aksiyogingival iç hat açısının eğrilik yarıçapı (R) 0,5 mm olan yuvarlatılmış shoulder basamak [108]

3.1. Sayısal Simülasyon

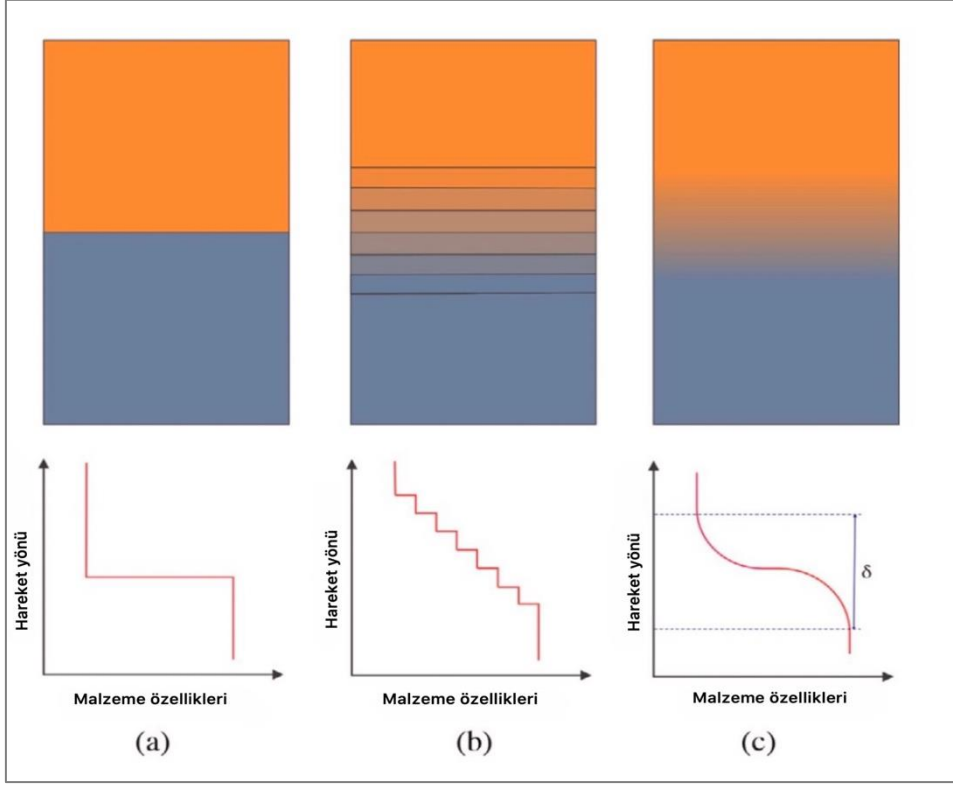
Faz alanı ve mekanik modeli, ABAQUS ticari yazılımında gerçekleştirildi. Simülasyon işlemi Atılım Üniversitesi Computational Science and Engineering Laboratory (CSE-lab) araştırmacıları tarafından tasarlanan ve geliştirilen ABAQUS'a entegre bir yazılım aracılığıyla yapıldı. Uygulama örneği olarak mandibular birinci molar ve maksiller santral kesici için, metal destekli seramik ve tam seramik zirkonya kronun stres analizi gerçekleştirildi. Üç boyutta bir analiz yapılması yüksek hesaplama gücü ve maliyet gerektirdiğinden, simülasyonlarda genellikle kullanılan “düzlemsel deformasyon” basitleştirilmesi yapıldı. Bu yöntemde, derinlik doğrultusunda, boyutun diğer boyutlara göre oldukça büyük olduğu farz edilerek, gerilimin derinlik yönünde göz ardı edilebilecek miktarda olduğu varsayılır. Böylece üç boyutlu bir problem daha hızlı ve az maliyet ile sonuç alınabilecek iki boyutlu bir modele indirgenir. Metal destekli seramik restorasyonda altyapı, opak ve dentin seramiğinden oluşan iki üst katmana sahip NiCr, tam seramik restrosyonda ise altyapı, sadece dentin seramiğinden oluşan tek üst katmana sahip ZrO₂ olarak seçildi. Ayrıca, her iki restorasyonda kronun iç yüzeyinin (altyapının) temas ettiği dentinin nispeten esnek davranışını (düşük elastik modülünü) hesaba katmak için, altyapı iç yüzeyi aynı elastik özelliklere sahip bir malzeme ile dolduruldu. Metal ve seramik malzemelerin mekanik özellikleri ile ve ayrıca analiz için gerekli parametreler çizelge 2'de yazılmıştır [53,109–112].

Kron üzerine uygulanan kuvvetin etkisini simüle etmek için yaklaşık 5 mm çapında sert bir bilye kullanıldı. Mandibular birinci molar için maksimum 600N ve maksiller santral kesici

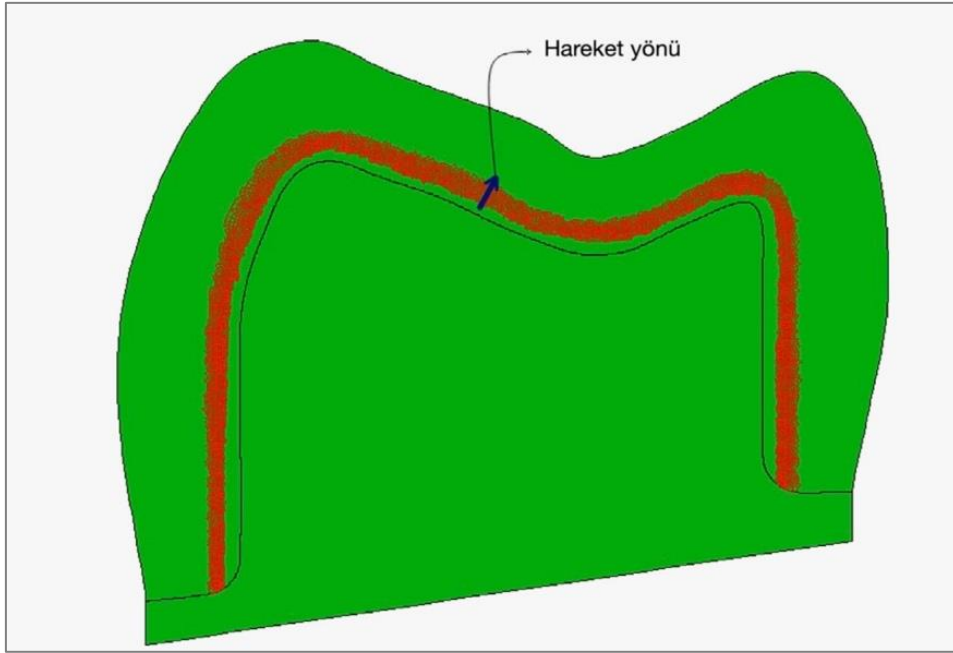
FDM'ler, kademeli (basamaklı (Şekil 3.3 (b)) ve devamlı (continuous veya yumuşak geçişli) olarak iki çeşit uygulanabilirler. Bu çalışmada FDM model devamlı (sigmoid şeklinde) olacak şekilde tasarlandı (Şekil 3.3 (c)). Restorasyonların karmaşık geometrisi nedeniyle, alandaki malzeme dağılımının manuel tasarımı yerine, bir fazdan diğerine yumuşak geçiş ayarlamak için bir faz-alan (Allen-Cahn) modeli kullanıldı. Bu amaçla, kademeli bir faz-stres analiz işlemi gerçekleştirildi. Kron'da malzemelerin (veya fazların) dağılımını tanımlamak için belli alanda ϕ değişkeni için 1 veya 0 değeri kullanıldı. İki malzemenin bağlantı bölgesindeki FDM ϕ değişkeni için 0 ve 1 arası bir değer kullanıldı. Çalışmada, metal destekli seramik kronların opak seramik katmanında, seramik malzemesini temsil etmek için $\phi=1$ başlangıç değeri ve metal altyapıda $\phi=0$ olarak kabul edildi. Tam seramik kronlarda ise ϕ değeri seramik üst katman için 1, zirkonya altyapı için 0 olarak alındı. İki malzeme arası (Faz arası) bölgede yumuşak geçiş sağlayabilecek bir FDM modeli üretmek için Allen-Cahn modeli Kullanıldı. Bu amaçla başlangıçta geçiş alanı olmayan (iki malzeme arasında ani geçiş olan) bölge hesaplamalı çözüm başlatıldığı andan itibaren değişime uğrayıp fonksiyonel bir FDM ara bölgeye doğru evrim geçirdi (Şekil 3.4 ve Şekil 3.5) Bu yöntemde geçiş alanının uzunluğu girilen parametreler ile kontrol edilebilir. Alan uzunluğu standart ve bilinen bir rakam olmadığından dolayı, genel restorasyon kalınlıklarına göre $\delta = 0.2$ mm olarak kabul edildi. Allen-Cahn faz-alan çözümü yapıldıktan sonra bu geçiş alanı dışındaki tüm alanlarda ϕ parametresi değişmeyip sadece iki malzeme arasında yumuşak geçiş alanı geliştirildi. Bu alanda faz-parametresi $0 \leq \phi \leq 1$ bir değere sahiptir (Şekil 3.3 ve Şekil 3.6). Analiz iki farklı adımda gerçekleştirildi. Birinci adımda tamamen faz alanı çözümü yapılırken, ikinci adımda ise tamamen mekanik bir analiz yapıldı.

İlk adımda, malzemeler arasında ani geçiş olan bölge $2s$ (saniye) içinde FDM kompozitin'e evrim geçirip yapısal analiz için hazırlandı. Böylece geometrinin her noktası bir ϕ değerine sahip oldu.

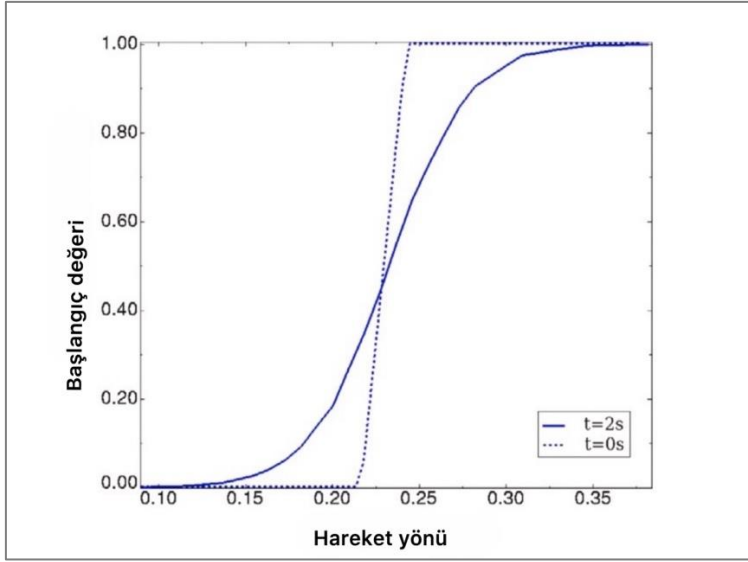
Analizin ikinci adımında ise, krona uygulanan yükün FDM bölgesindeki yapıda ortaya çıkardığı gerilmeler sonlu elemanlar yöntemi ile hesaplandı. Elde edilen verileri karşılaştırmak için, geleneksel kronu temsil etmek üzere, malzemeler arası bölgede FDM içermeyen, geçiş arayüzü keskin olan bir model kullanıldı.



Şekil 3.3. FDM’lerde (a) Doğrusal, (b) Basamaklı, (c) Sigmoid geçiş

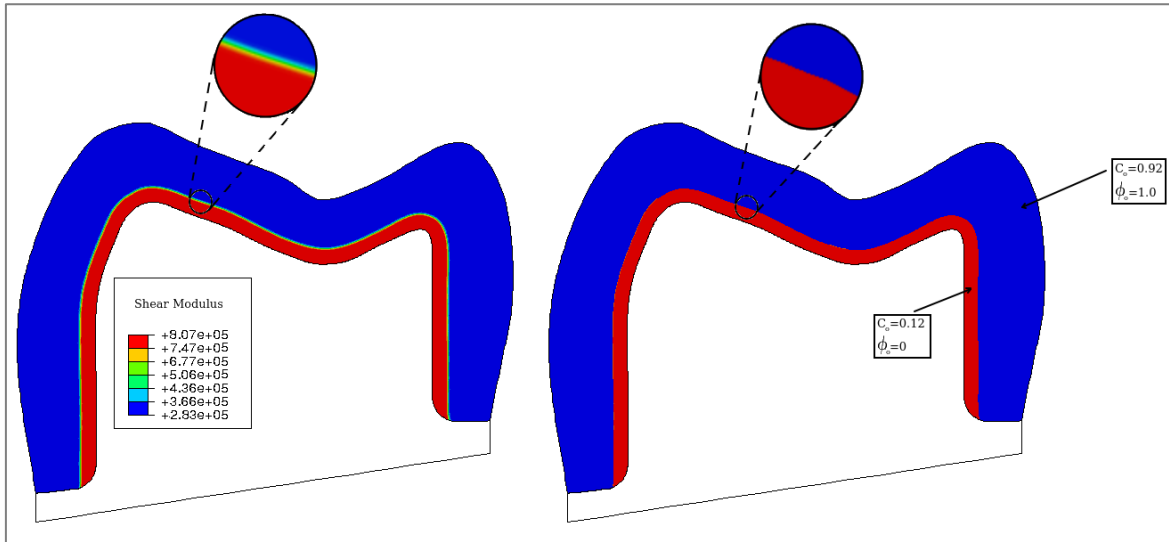


Şekil 3.4. Fazlar arası bölgedeki gerilme durumunu göstermek için seçilen elemanlar ve onu çizmek için kullanılan yol



Şekil 3.5. Hareket yönündeki fazlar arası bölgede başlangıç değerinin evrimi

Allen-Cahn denklemi, bazı doğal fiziksel olayları temsil eden 2. dereceden doğrusal olmayan parabolik kısmi diferansiyel bir denklemdir [115,116].



Şekil 3.6. Kayma modülü (MPa) kullanılarak gösterilen yapıdaki faz dağılımının evrimi

Şekil 3.5 'de gösterilen belirli bir çizgi üzerindeki ϕ parametresinin evrimi, keskin başlangıç profilinin zamanla yumuşak bir sigmoid profile dönüştüğü görülmektedir.

Çizelge 3.2. Metal destekli seramik kron için malzeme ve analiz parametreleri (referans sıcaklık $T = 298 \text{ K}$)

Parametreler	Değer	Ünite
G_s (Seramik kayma modülü)	$28. \times 10^3$	MPa
G_m (Metal kayma modülü)	80.77×10^3	MPa
G_d (Dentin kayma modülü)	8.33×10^3	MPa
K_s (Seramik hacim modülü)	46.67×10^3	MPa
K_m (Metal hacim modülü)	$175. \times 10^3$	MPa
K_d (Dentin hacim modülü)	11.11×10^3	MPa
S_m^0 (Metal hasar dayanıklılığı)	2.0×10^3	MPa
S_s^0 (Seramik hasar dayanıklılığı)	30.0	MPa

Çizelge 3.3. Tam seramik zirkonya kron için malzeme ve analiz parametreleri (referans sıcaklık $T = 298 \text{ K}$)

Parametreler	Değer	Ünite
G_s (Seramik kayma modülü)	$28. \times 10^3$	MPa
G_z (zirkonya kayma modülü)	86.13×10^3	MPa
G_d (Dentin kayma modülü)	8.33×10^3	MPa
K_s (Seramik hacim modülü)	46.67×10^3	MPa
K_z (zirkonya hacim modülü)	110.21×10^3	MPa
K_d (Dentin hacim modülü)	11.11×10^3	MPa
S_z^0 (zirkonya hasar dayanıklılığı)	2.0×10^3	MPa
S_s^0 (Seramik hasar dayanıklılığı)	30.0	MPa

4. BULGULAR

Sonlu eleman analizinde uygulanan kuvvet sonucu elde edilen gerilmelerin görsel sonuçları aşağıda gösterilmiştir. Şekil 4.1, 4.2, 4.3 ve 4.4 yatay gerilmeleri ve büyüklüğünü, Şekil 4.5, 4.6, 4.7 ve 4.8 dikey yönlerdeki gerilmeleri ve büyüklüğünü, Şekil 4.9, 4.10, 4.11 ve 4.12 von-Mises gerilmeleri ve büyüklüğünü ve şekil 4.13, 4.14, 4.15 ve 4.16 hasar analiz sonucunu göstermektedir. Hasar analizi ile ilgili şekillerde her iki çeşit kromda da hasarın yüklenme noktasından başladığı ve fazlar arası bölgeye kadar uzandığı görülmektedir. Bir noktada hasar başlangıcını tespit etmek için farklı eksenlerde çekme streslerine bakılır. Eğer çekme stresi belli bir eşiği geçerse o noktada kırılma meydana gelir.

Sunulan görsellerdeki renkler temsil ettikleri sonuçlara bağlı olarak farklı değerler anlamına gelmektedir. Aksiyal gerilmelerde (σ_{11} ve σ_{22}) mavi bölge basma ve kırmızı bölge ise çekme gerilimini temsil ederken, von-Mises gerilimi ve hasar gerinimi eksi bir değer alamayacağından dolayı koyu mavi rengi 0 değerini temsil etmektedir.

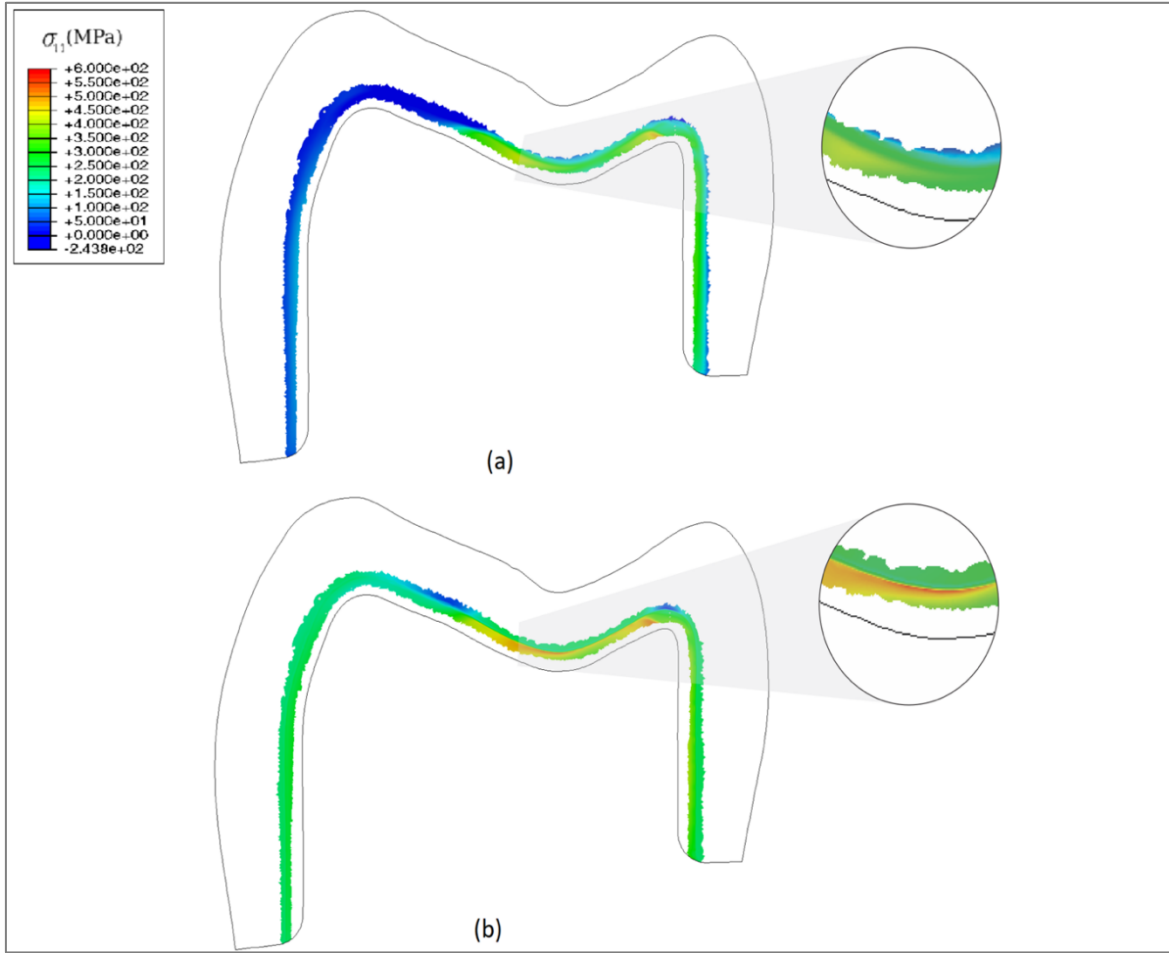
Geleneksel ve FDM restorasyonlar için altyapıdan seramik yüzeye doğru (Şekil 3.3) başlayan ara faz bölgesi boyunca bir yol üzerindeki gerilme değişimi Şekil 4.17'te verilmiştir. Bu şekiller, malzemeler arası yumuşak geçişin, gerilmelerin ani değişiminin önüne geçtiğini göstermektedir.

Bu çalışmadaki mandibular birinci molar ve maksiller santral kesici dişlerin metal destekli seramik ve zirkonya tam seramik restorasyonlarında yapılan analizlerde genel olarak arayüz bölgelerinde gerilmelerin yumuşatıldığı görülmektedir. Ancak uygulanan kuvvetler, çeşitli restorasyonlarda, farklı bölgelerde farklı gerilmeler oluşturdular. Bunları detaylı inceleyecek olursak:

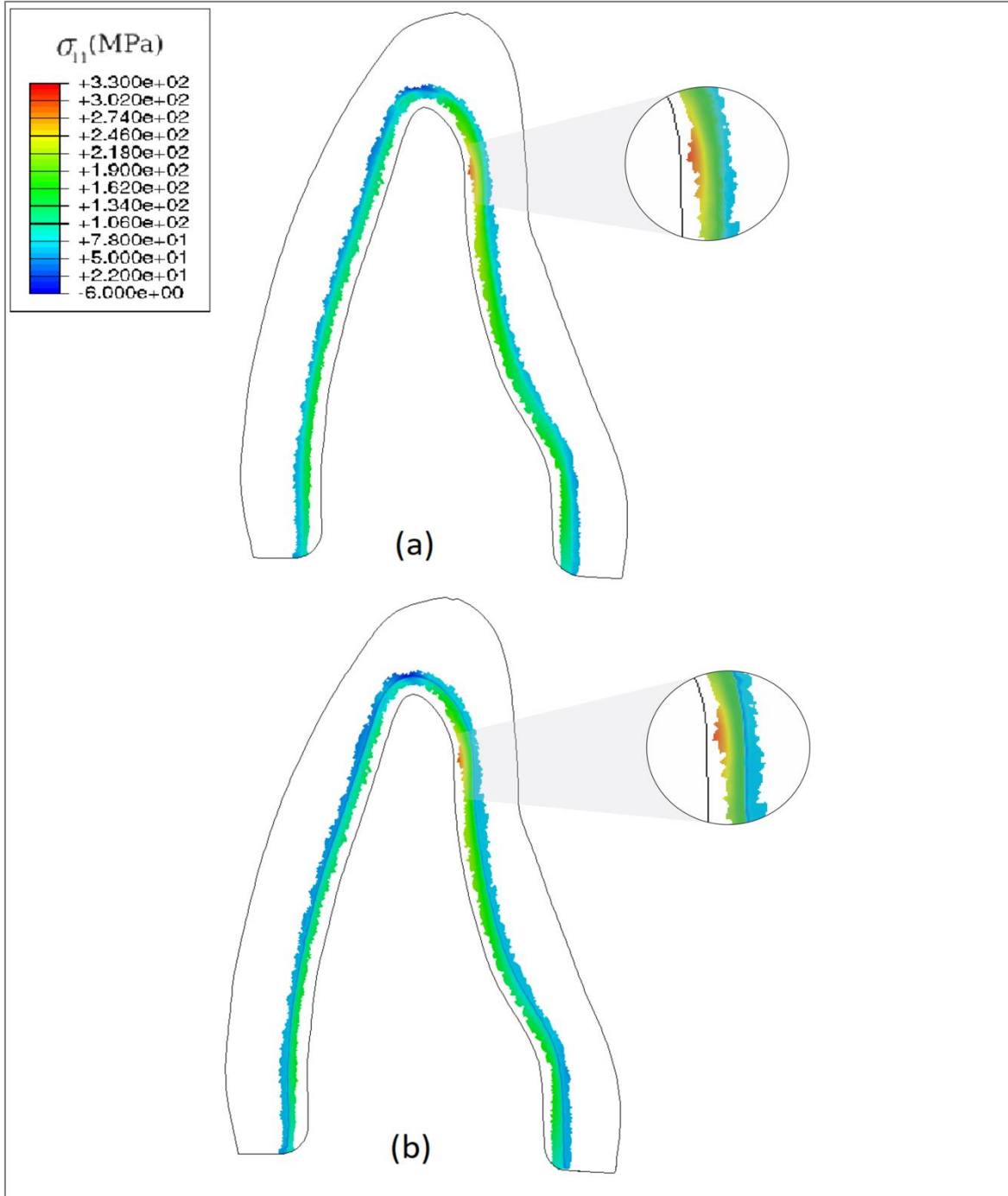
Metal destekli seramik restorasyonlarda (Şekil 4.1) uygulanan kuvvet neticesinde meydana gelen yatay yöndeki gerilmeler, molar dişin geleneksel kronunda bukkal tüberkülün lingual eğiminde ve lingual tüberkülün bukkal eğiminde metal altyapı ve opak seramik tabakası arasında kırmızı alanlarda yüksek olduğu gözlemlendi ancak FDM oluşturulan metal destekli seramik restorasyonlarda ise oluşan gerilimin daha düşük olduğu tespit edildi. Ayrıca metal destekli seramik FDM kromda arayüzün bukkal yüzünde (mavi bölge) kompresif gerilmelerin oluştuğu, geleneksel kromda ise aynı bölgede çekme gerilmelerinin oluştuğu gözlemlendi.

Maksiller santral kesici dişe uygulanan metal destekli FDM kronunda (Şekil 4.2) ise arayüzdeki gerilimler daha yumuşak geçişli olmasına rağmen geleneksel kron modeli ile kıyaslandığında bir fark oluşmadığı gözlenmektedir.

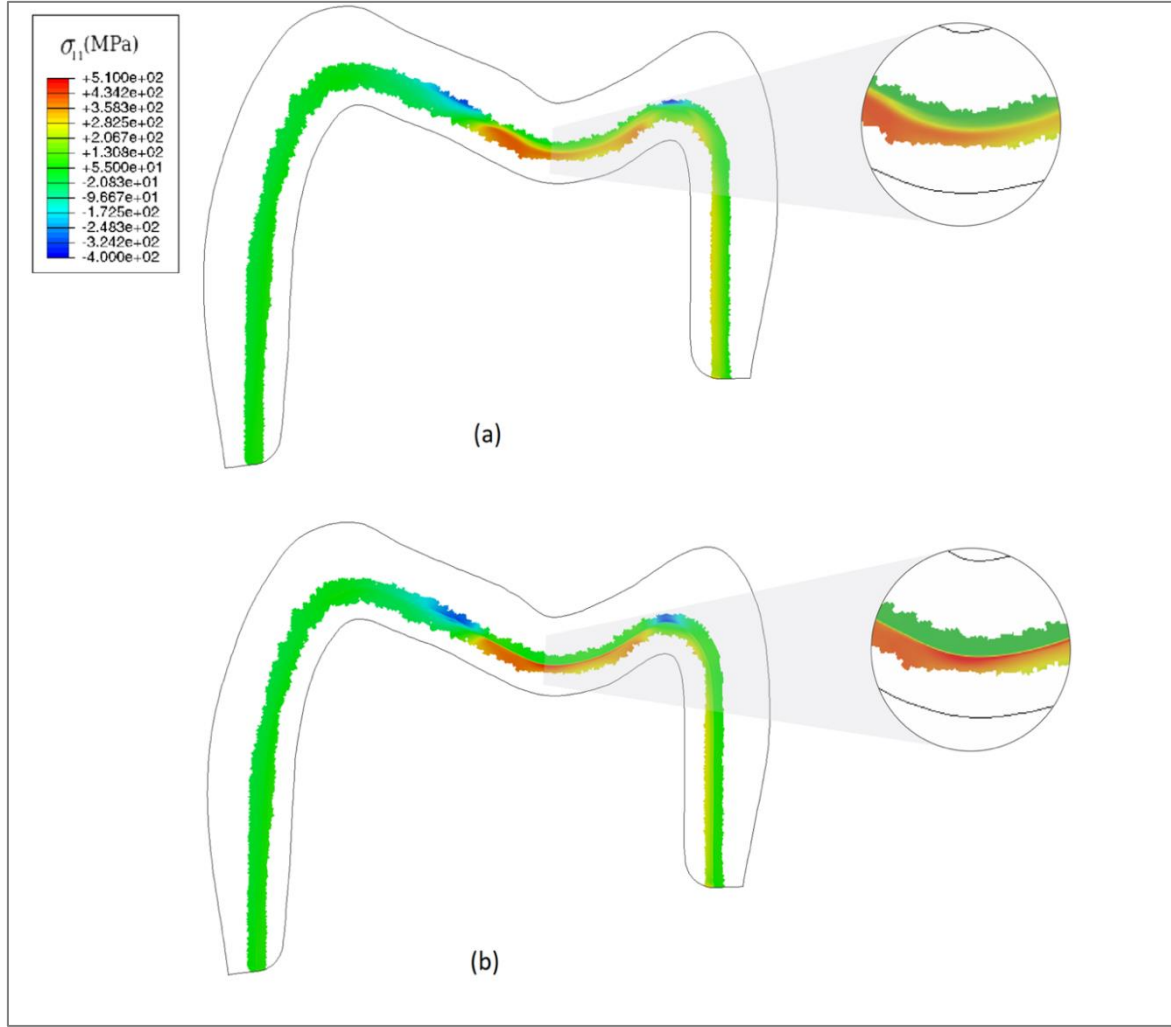
Mandibular molar dişe uygulanan tam seramik zirkonya restorasyonlarda FDM modellemesinde, ara yüzde gerilimler yumuşak geçiş gösterirken, geleneksel kronunda kuvvet uygulanan bölge ve santral fossa bölgesinde zirkonya altyapı ve seramiğin bağlantı çizgisinde yüksek yatay gerilim oluştuğu gözlemlendi (Şekil 4.3). Bu durum maksiller santral kesici dişin FDM kronunda ise insizal kenarda altyapı ve seramiğin bağlantı çizgisinin bir kısmında yatay gerilimlerin oluştuğu gözlemlendi (Şekil 4.4).



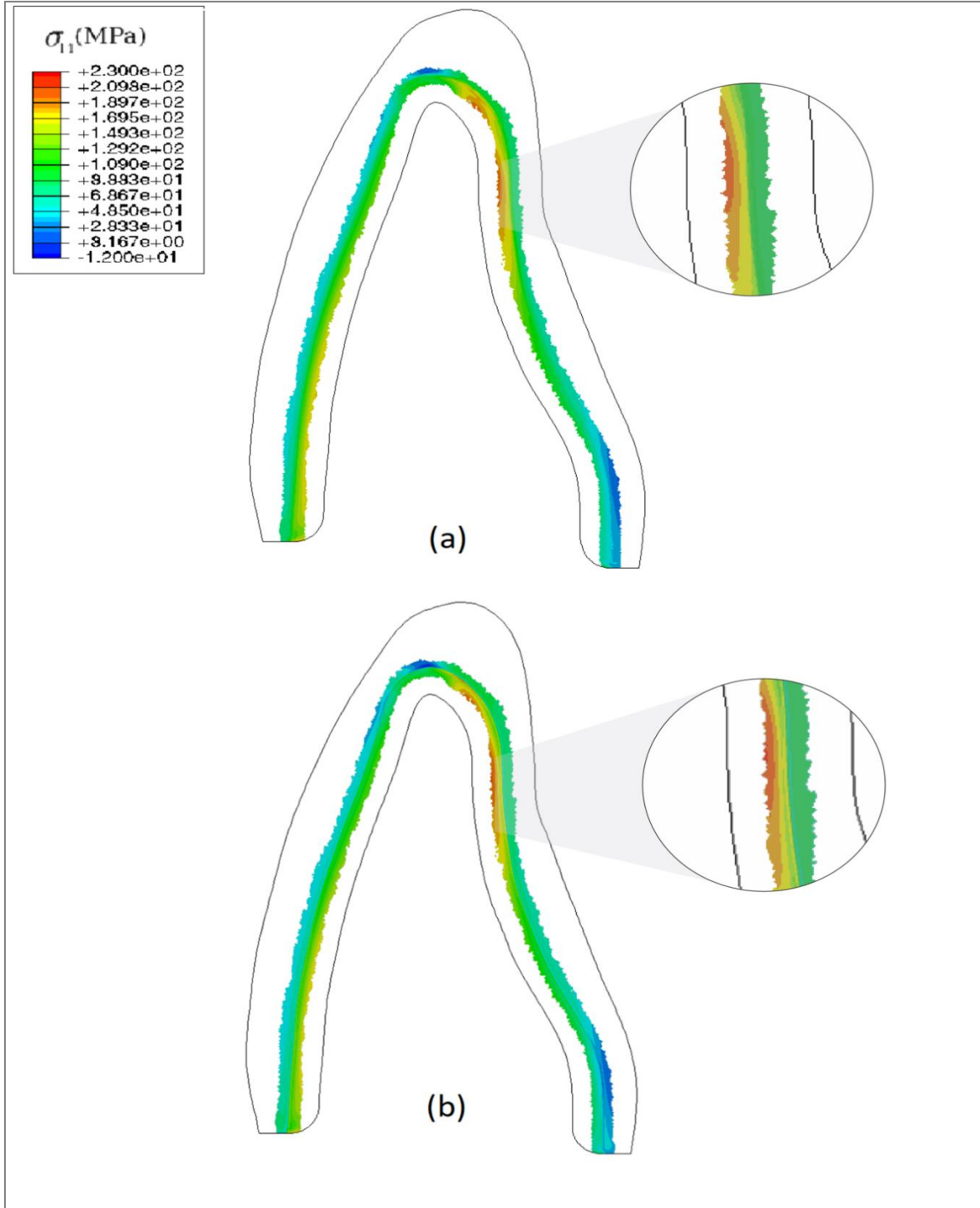
Şekil 4.1. Molar dişte uygulanan kuvvet sonrası metal destekli seramik restorasyonda yatay yönde oluşan gerilimler; FDM (a), Geleneksel (b)



Şekil 4.2. Santral dişte uygulanan kuvvet sonrası metal destekli seramik restorasyonda yatay yönde oluşan gerilimler; FDM (a), Geleneksel (b)



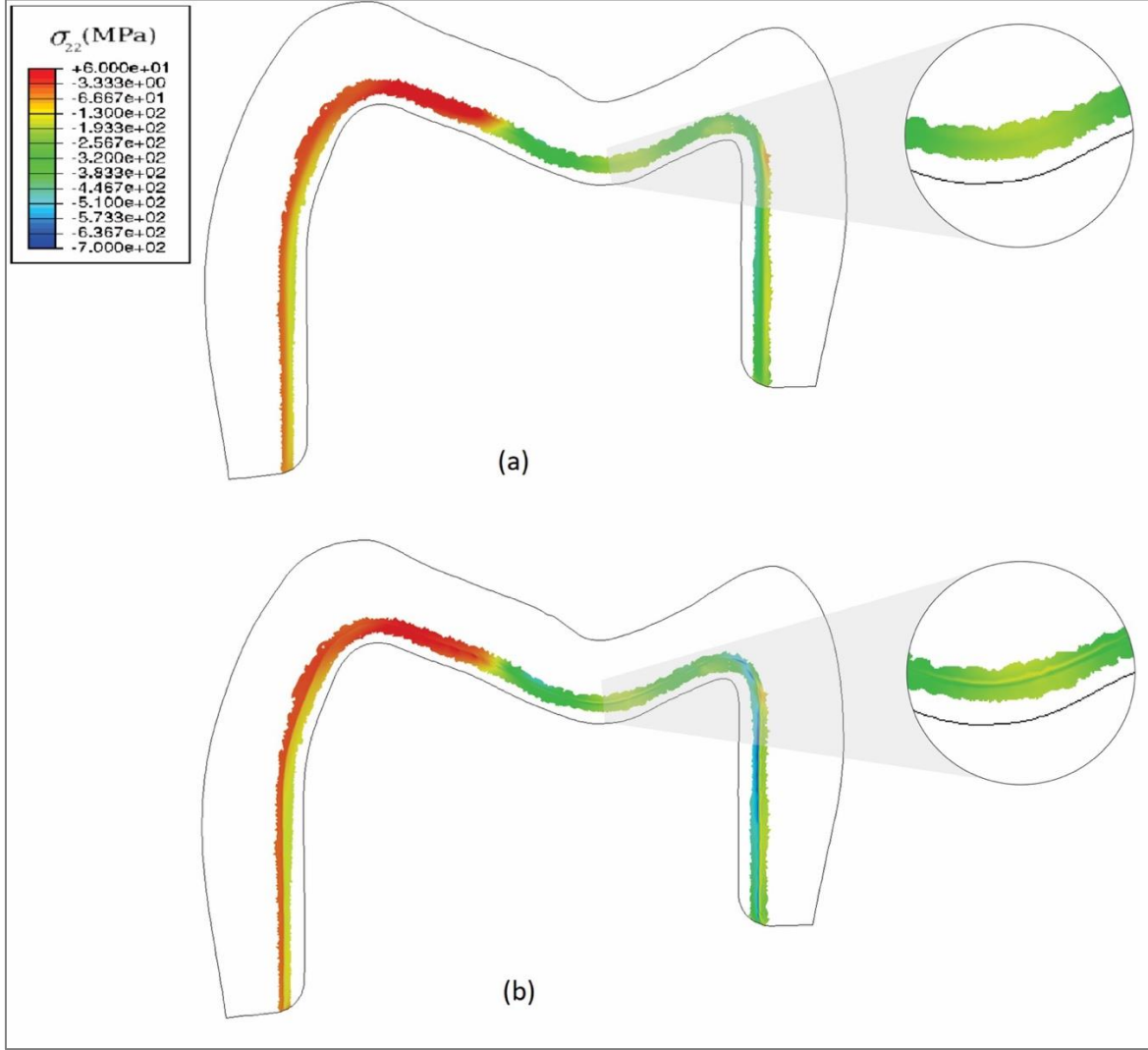
Şekil 4.3. Molar dişte uygulanan kuvvet sonrası tam seramik zirkonya restorasyonda yatay yönde oluşan gerilmeler; FDM (a), Geleneksel (b)



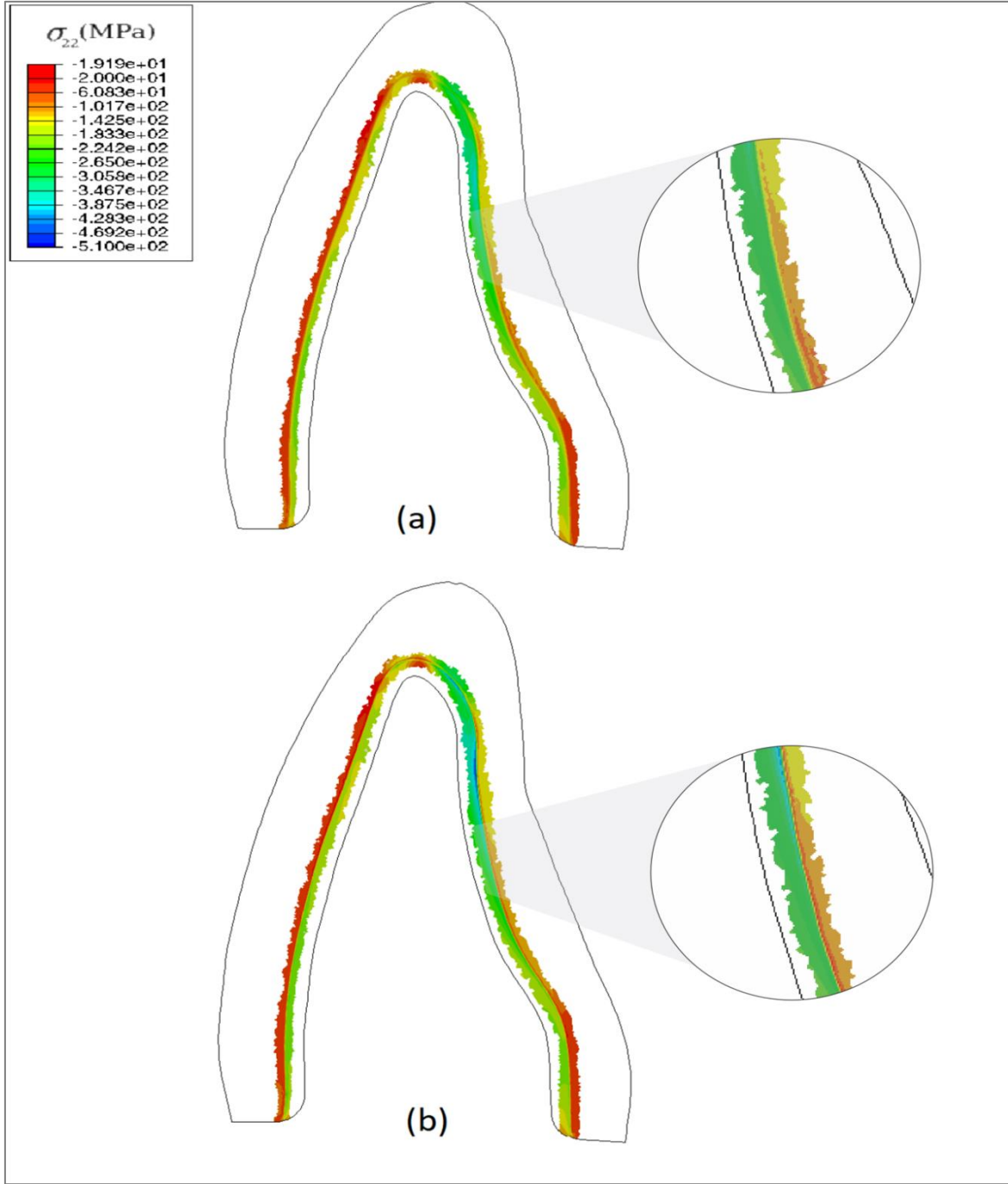
Şekil 4.4. Santral dişte uygulanan kuvvet sonrası tam seramik zirkonya restorasyonda yatay yönde oluşan gerilimler; FDM (a), Geleneksel (b)

Dikey yönde meydana gelen gerilimler değerlendirildiğinde, molar dişe uygulanan metal destekli seramik kronlarda geleneksel ve FDM ara yüzeylerinde bir fark gözlenmedi (Şekil 4.5). Santral dişe uygulanan metal destekli geleneksel ve FDM restorasyonlar kıyaslandığında, geleneksel kronun palatinalde 1/3 insizal ve orta kısımda bağlantı yerinde

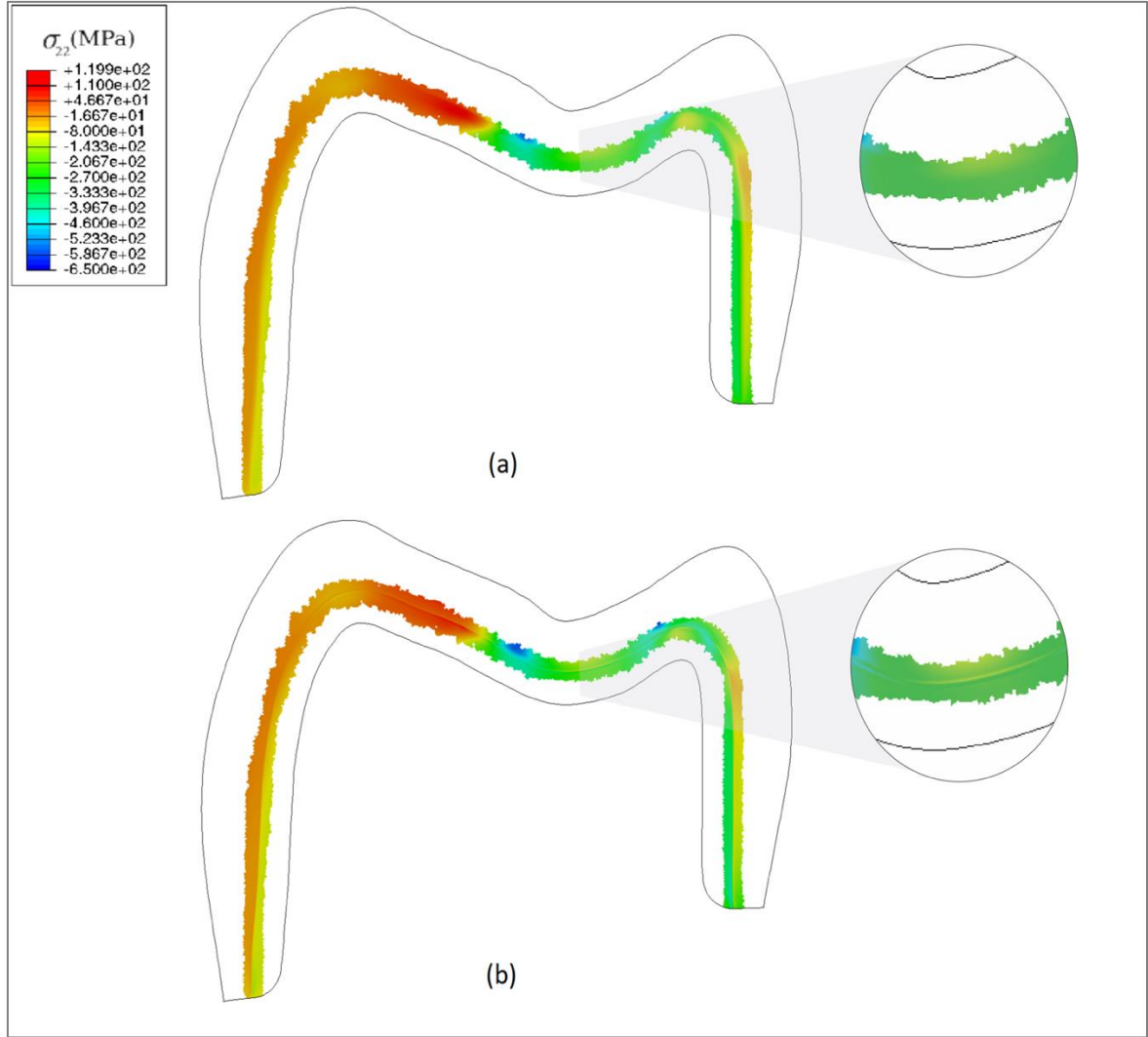
gerilimin daha yüksek olduğu gözlemlendi (Şekil 4.6). Tam seramik zirkonya restorasyonlarda ise, molar ve santral dişin iki çeşit restorasyonu arasında büyük bir fark görülmedi (Şekil 4.7, 4.8).



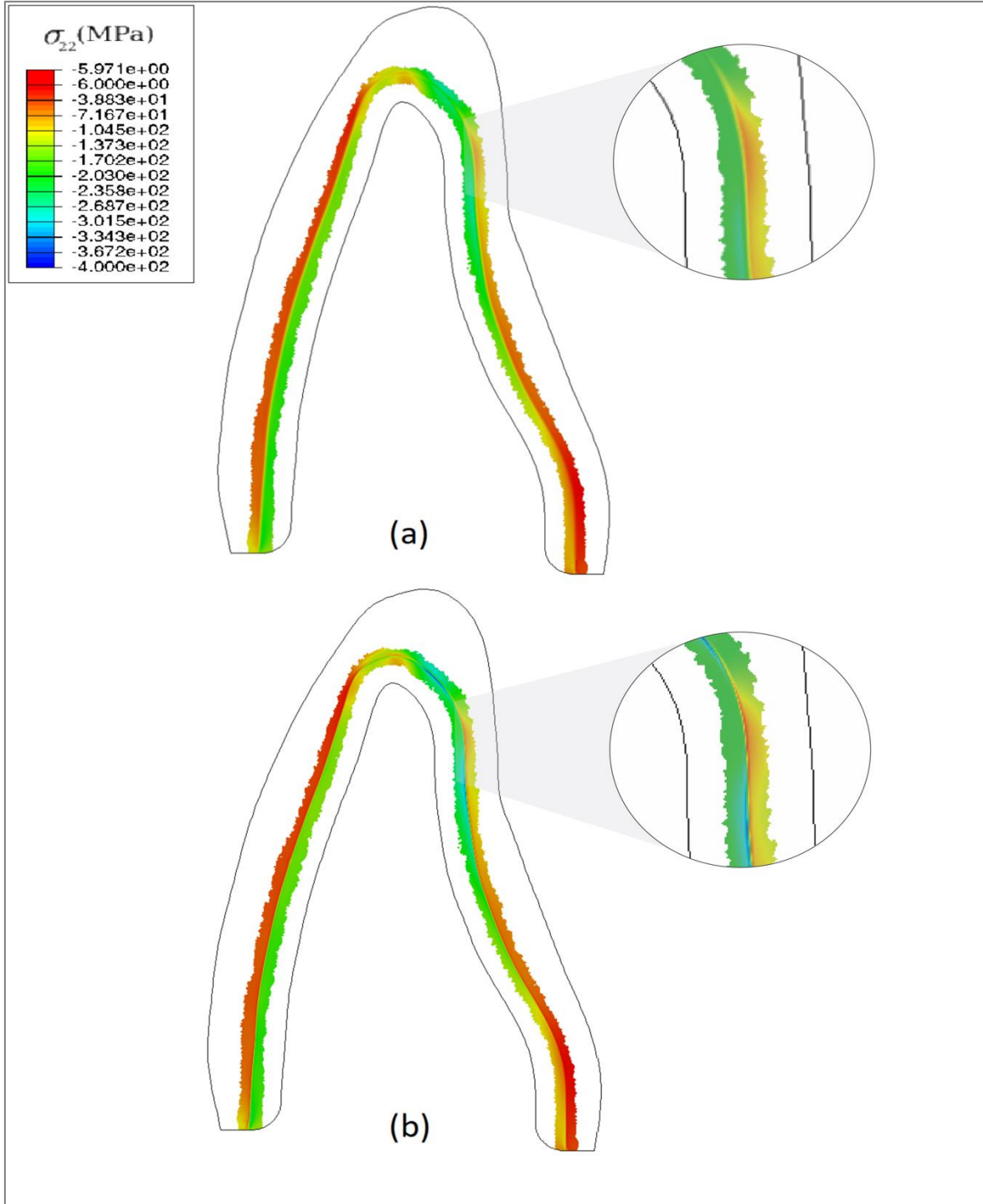
Şekil 4.5. Molar dişte uygulanan kuvvet sonrası metal destekli seramik restorasyonda dikey yönde oluşan gerilimler; FDM (a), Geleneksel (b)



Şekil 4.6. Santral dişte uygulanan kuvvet sonrası metal destekli seramik restorasyonda dikey yönde oluşan gerilimler; FDM (a), Geleneksel (b)



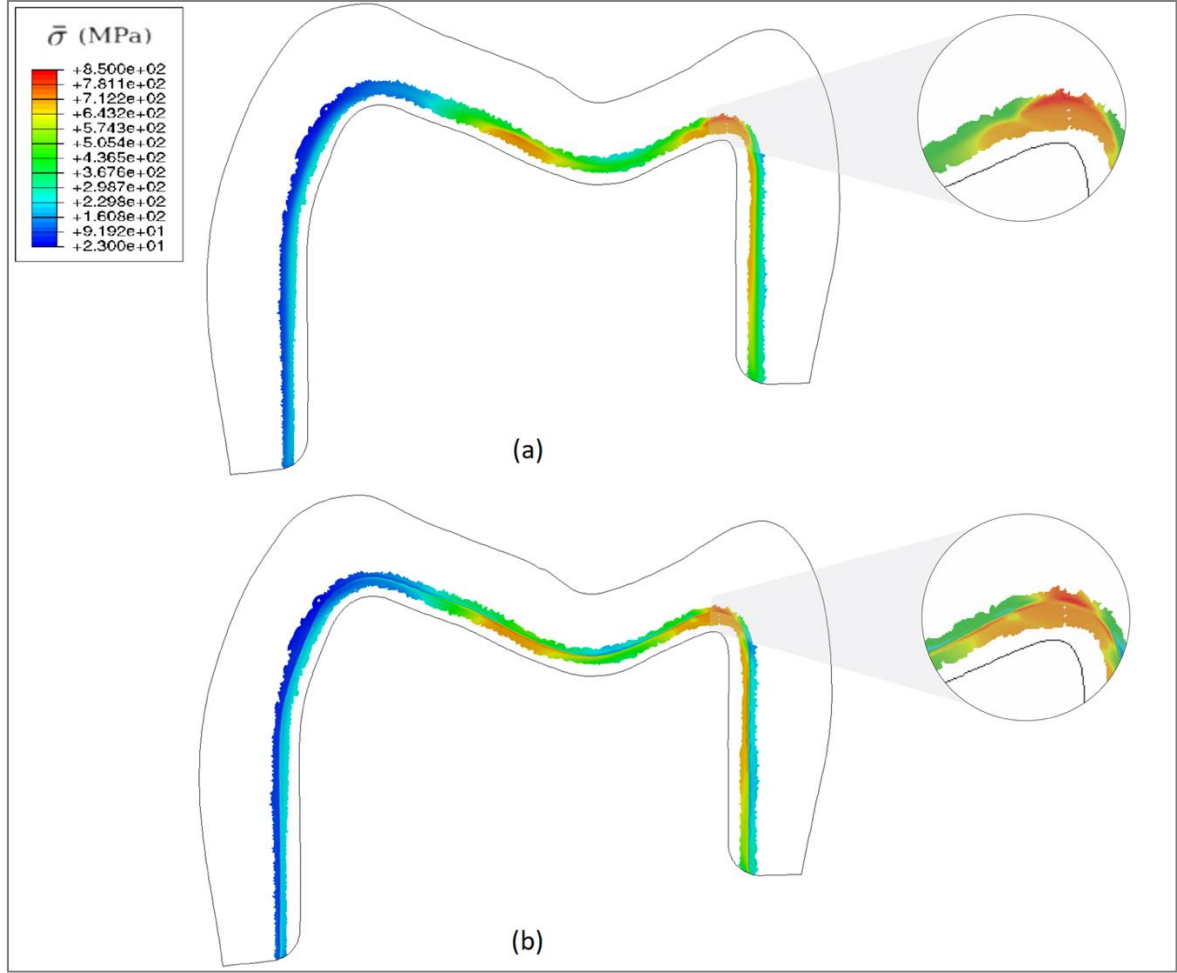
Şekil 4.7. Molar dişte uygulanan kuvvet sonrası tam seramik zirkonya restorasyonda dikey yönde oluşan gerilmeler; FDM (a), Geleneksel (b)



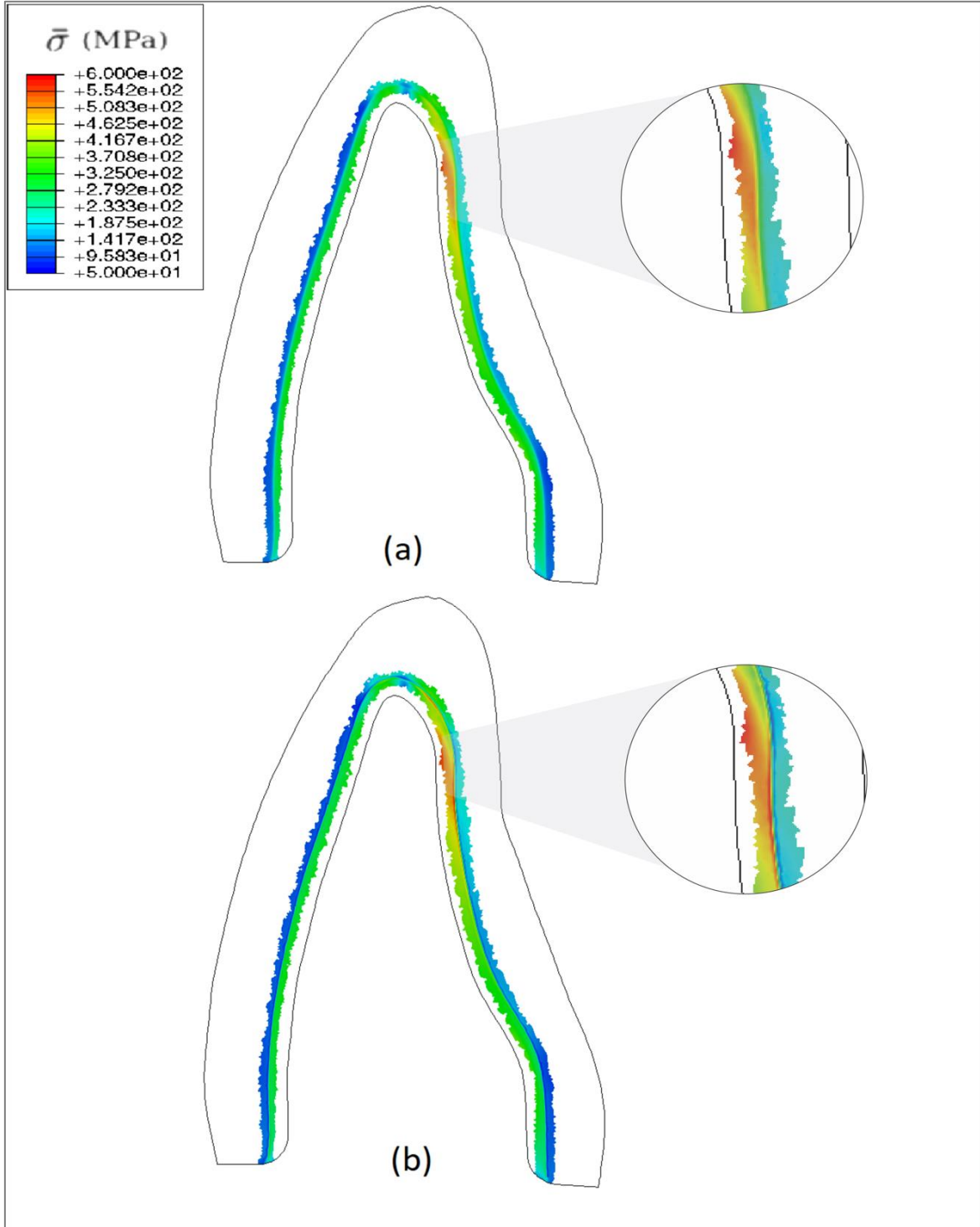
Şekil 4.8. Santral dişte uygulanan kuvvet sonrası tam seramik zirkonya restorasyonda dikey yönde oluşan gerilimler; FDM (a), Geleneksel (b)

Von-Mises gerilimleri değerlendirildiğinde, molar ve santral dişlerin metal destekli seramik ve tam seramik zirkonya FDM kronlarında belirgin yumuşak geçişler gözlemlendi. Geleneksel molar dişe uygulanan metal destekli seramik kronunda lingual tüberkül ve bağlantı bölgesinde daha fazla kırmızı alan yani daha yoğun gerilimler gözlemlendi (Şekil 4.9). Santral

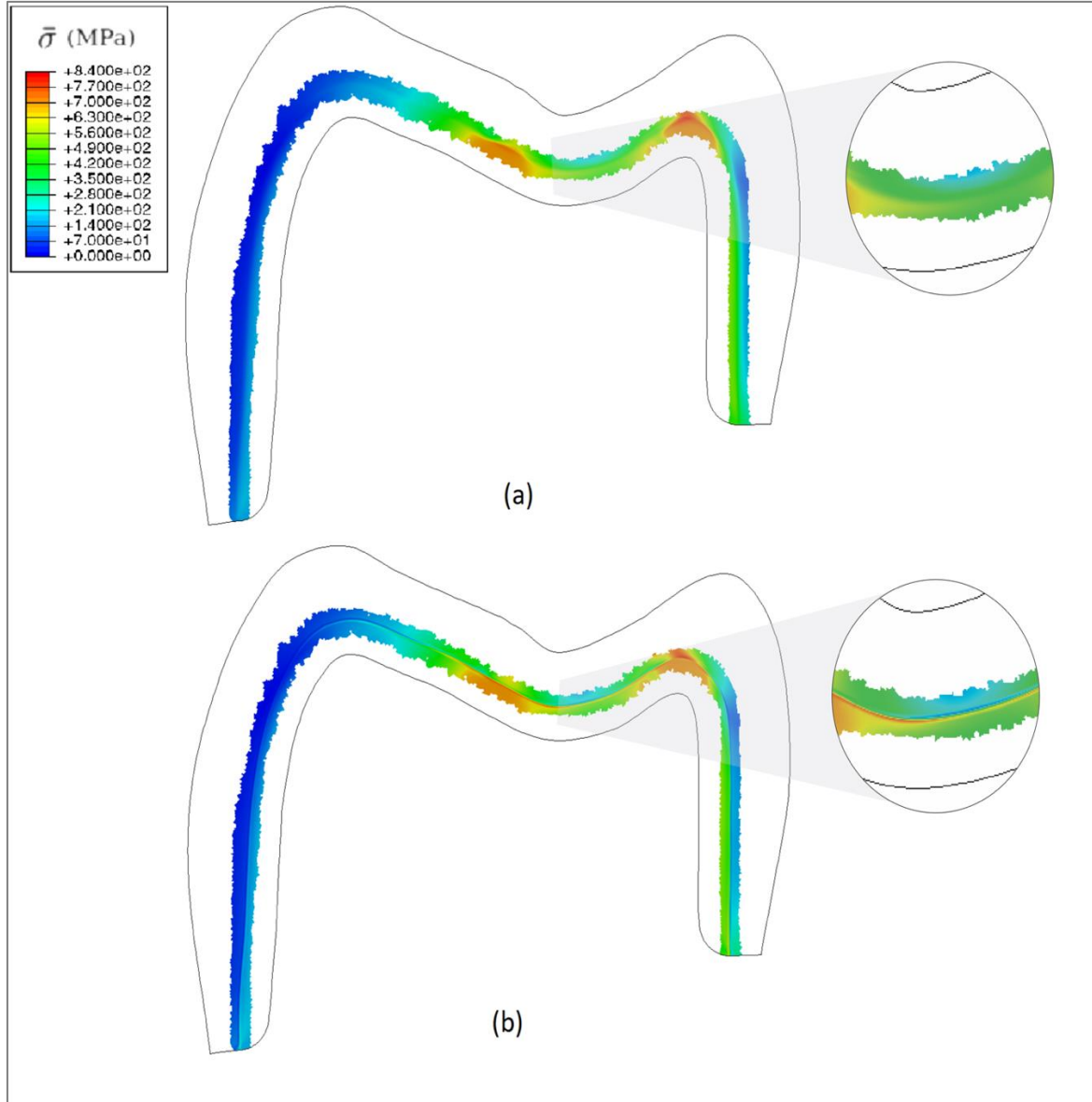
dişte uygulanan metal destekli geleneksel ve FDM restorasyonlar kıyaslandığında, geleneksel kronun palatinalde, 1/3 insizal ve orta kısımda bağlantı yerinde kırmızı çizgi şeklinde gerilimin daha yoğun olduğu görüldü (Şekil 4.10). Molar ve santral geleneksel tam seramik zirkonya restorasyonlarda ise, FDM'e göre bağlantı bölgesinde belirgin yoğun gerilim bölgelerine rastlandı (Şekil 4.11, 4.12).



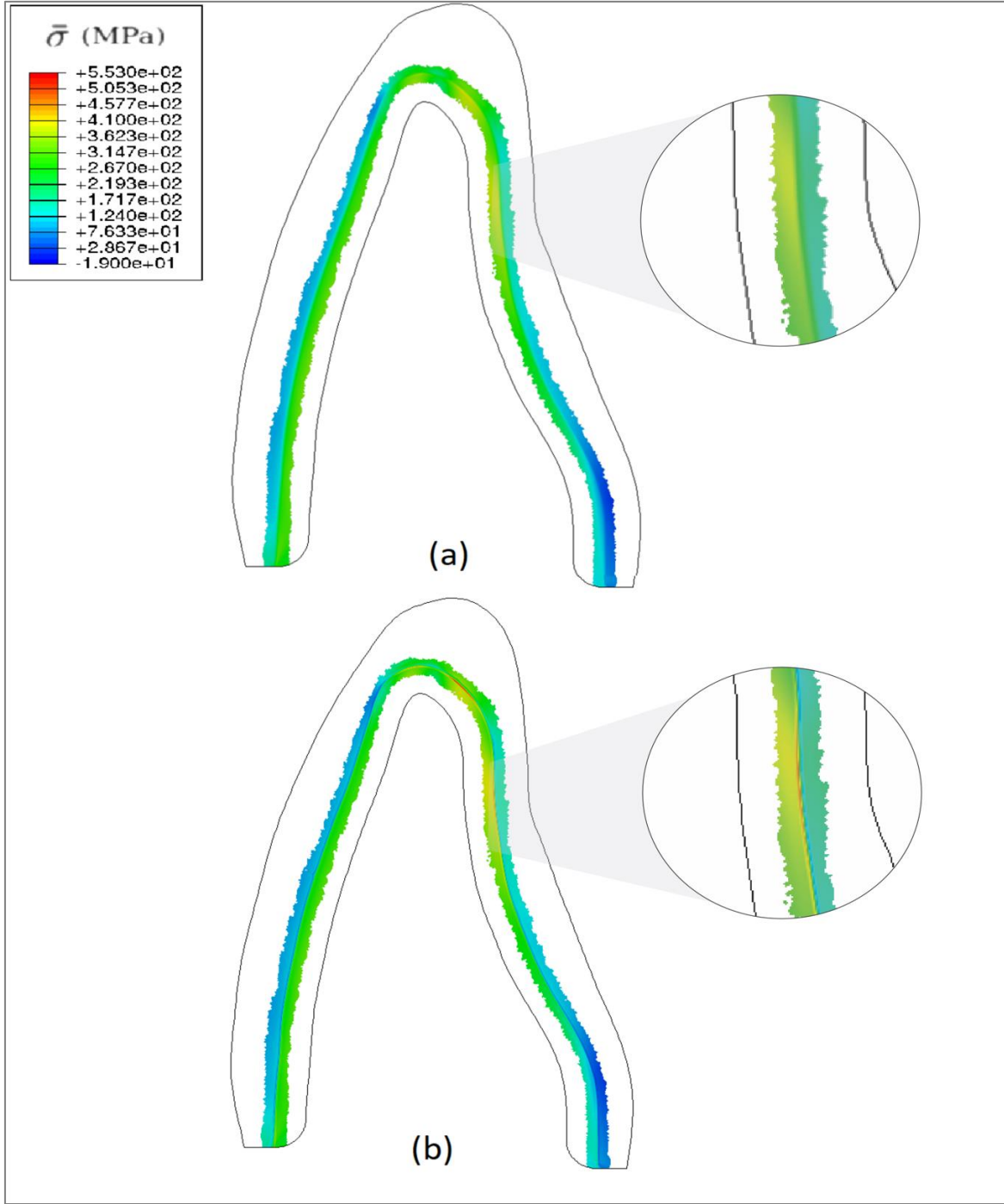
Şekil 4.9. Molar dişte uygulanan kuvvet sonrası metal destekli seramik restorasyonda oluşan von-Mises gerilimleri; FDM (a), Geleneksel (b)



Şekil 4.10. Santral dişte uygulanan kuvvet sonrası metal destekli seramik restorasyonda oluşan von-Mises gerilimler; FDM (a), Geleneksel (b)



Şekil 4.11. Molar dişte uygulanan kuvvet sonrası tam seramik zirkonya restorasyonda oluşan von-Mises gerilimler; FDM (a), Geleneksel (b)

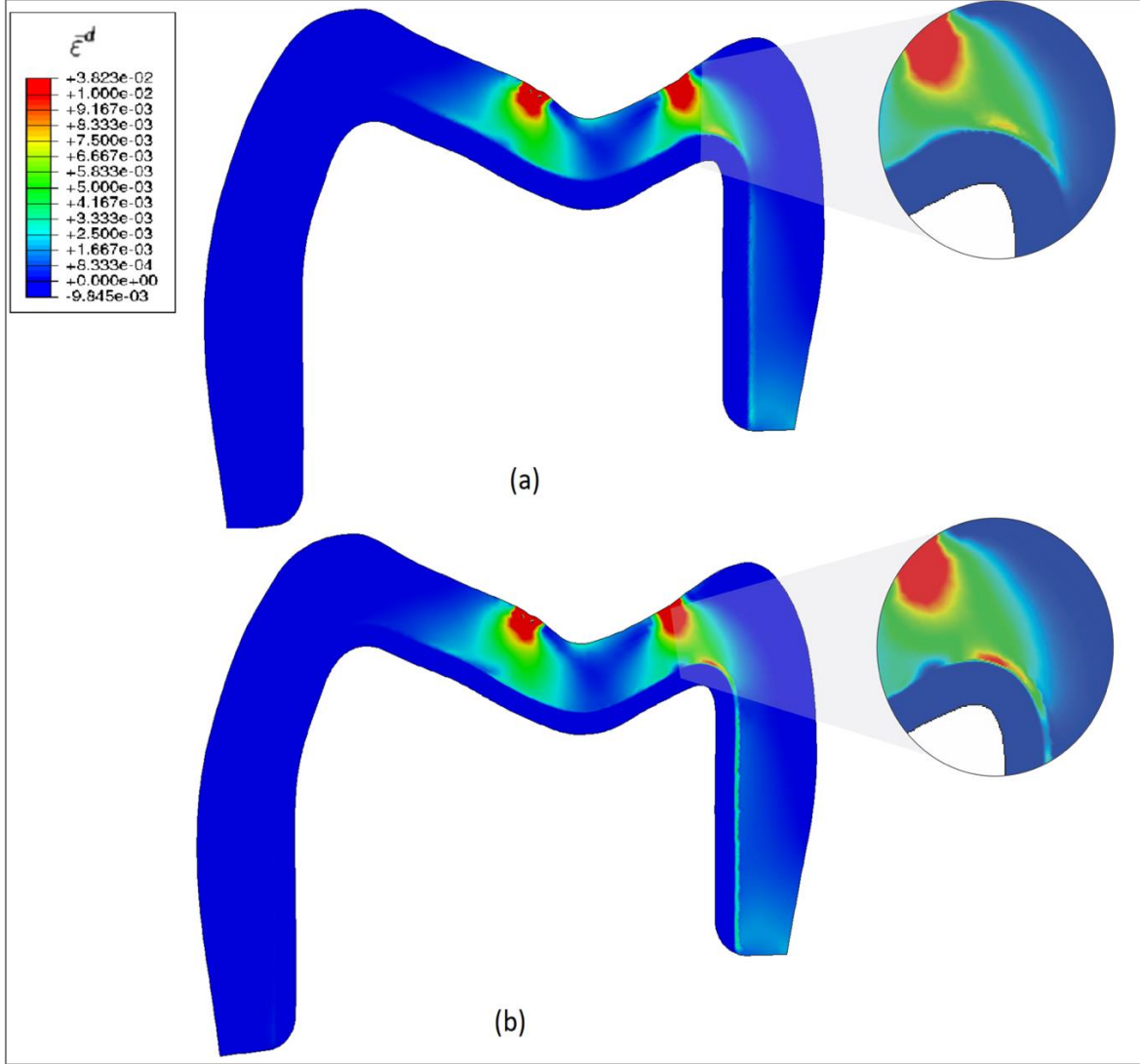


Şekil 4.12. Santral dişte uygulanan kuvvet sonrası tam seramik zirkonya restorasyonda oluşan von-Mises gerilimler; FDM (a), Geleneksel (b)

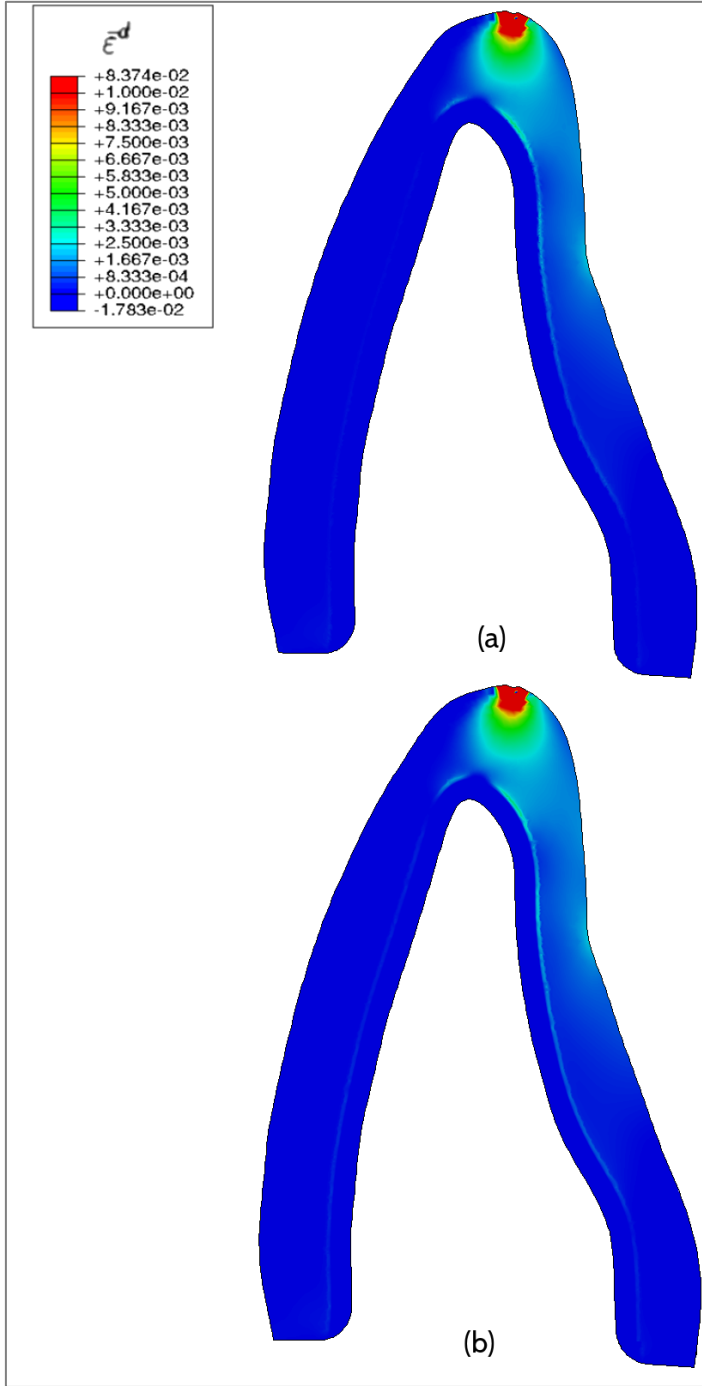
Analiz edilen tüm kronlarda yüklemekten dolayı oluşan hasar aşağıdaki şekillerde (Şekil 4.13-4.16) sunulmuştur.

Şekil 4.13 ve Şekil 4.15 'de, molar dişin geleneksel metal destekli seramik ve tam seramik zirkonya kronunun lingual tüberkül tepesindeki bağlantı bölgesinde hasarın büyük olduğu

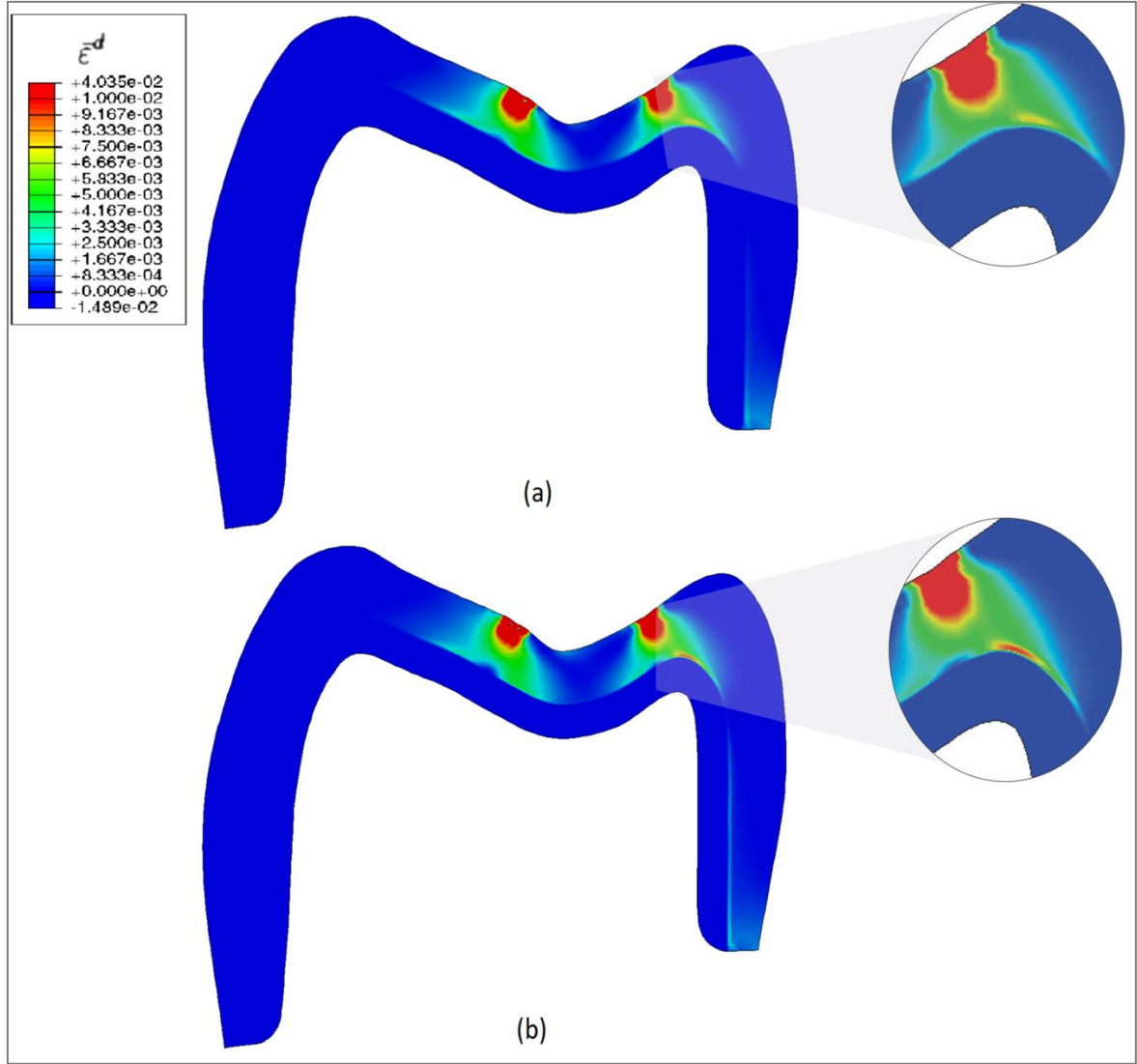
gözlendi. Santral dişin FDM ve geleneksel metal destekli seramik kronu karşılaştırıldığında ise çok büyük bir farka rastlanmadı (Şekil 4.14). Ama santral dişin geleneksel tam seramik zirkonya kronunun bağlantı bölgesinin hasara daha yatkın olduğu gözlendi (Şekil 4.16).



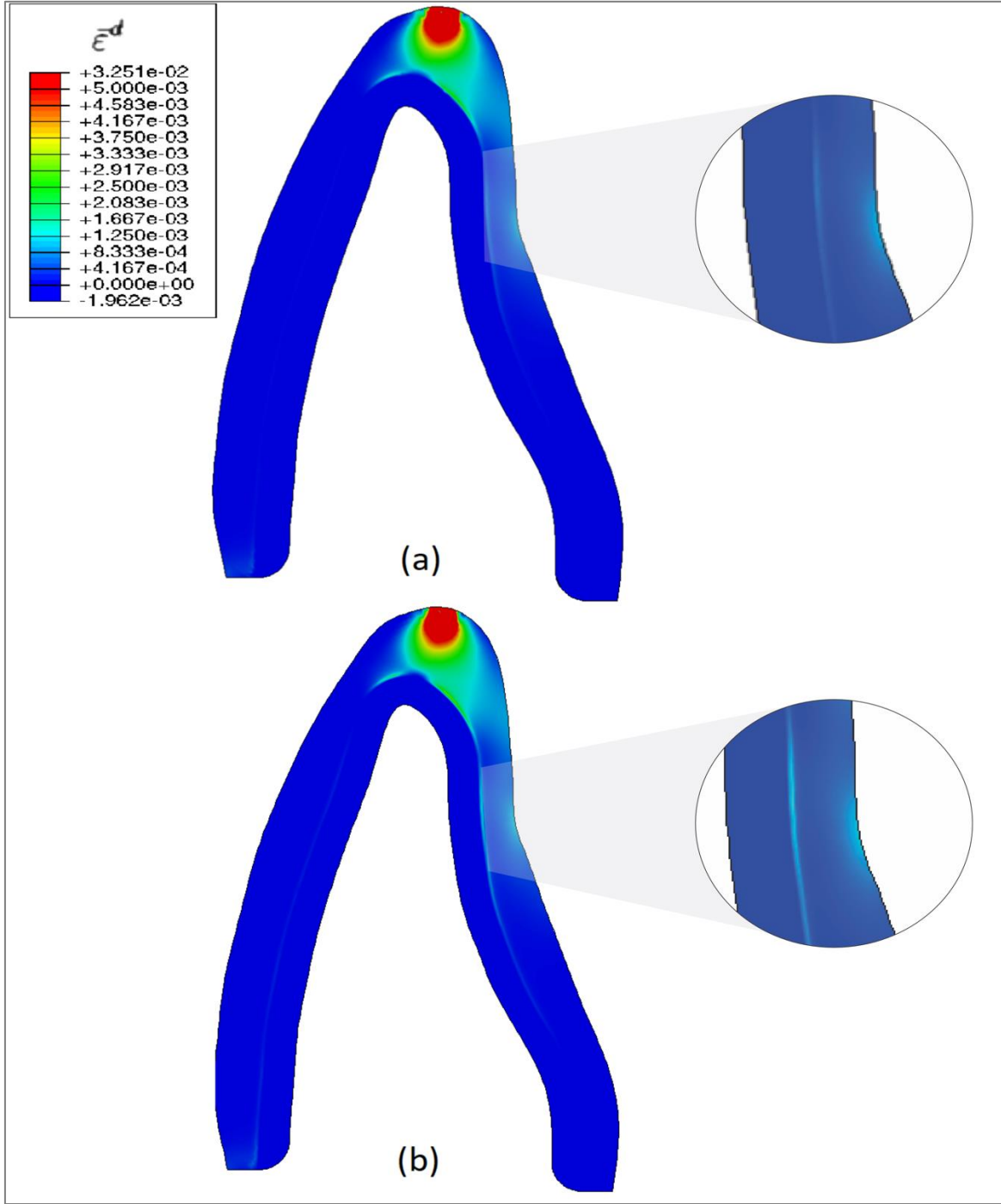
Şekil 4.13. Molar dişte uygulanan kuvvet sonrası metal destekli seramik restorasyonda oluşan gerilimler ve hasar analizi; FDM (a), Geleneksel (b)



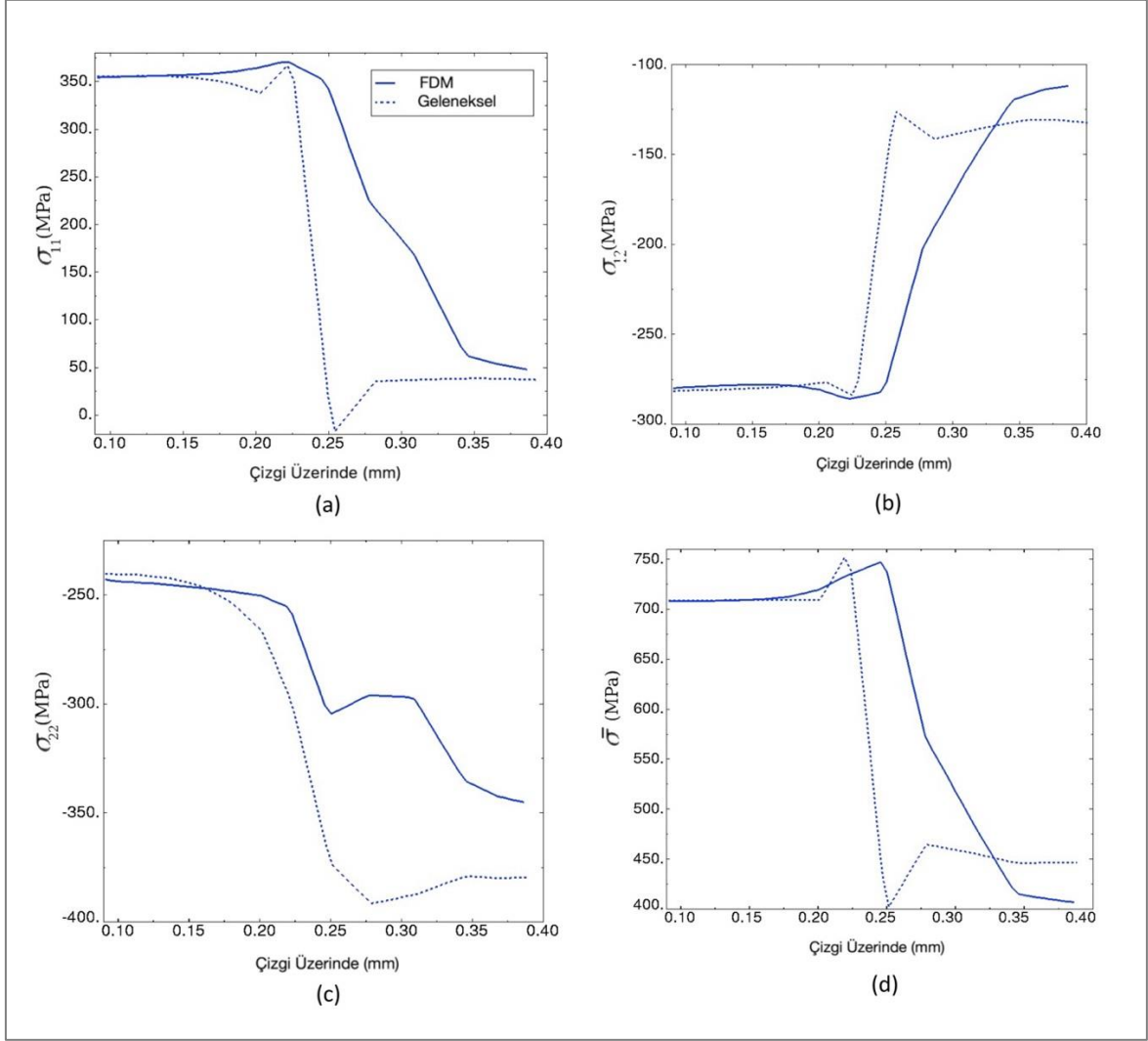
Şekil 4.14. Santral dişte uygulanan kuvvet sonrası metal destekli seramik restorasyonda oluşan gerilimler ve hasar analizi; FDM (a), Geleneksel (b)



Şekil 4.15. Molar dişte uygulanan kuvvet sonrası tam seramik zirkonya restorasyonda oluşan gerilimler ve hasar analizi; FDM (a), Geleneksel (b)



Şekil 4.16. Santral dişte uygulanan kuvvet sonrası tam seramik zirkonya restorasyonda oluşan gerilimler ve hasar analizi; FDM (a), Geleneksel (b)



Şekil 4.17. Gerilimlerin örnek çizgi üzerindeki değişimleri: (a) Yatay yöndeki gerilimler, (b) Kayma (shear) gerilimler, (c) Dikey yöndeki gerilimler, (d) Von-Mises gerilimler

5. TARTIŞMA

Sağlam ve uzun ömürlü dental restorasyonların tasarlanabilmesi için, altyapı ve seramiğin bağlantısını yöneten temel mekanizmaların anlaşılması önemlidir. Mevcut sistemlerin ve tekniklerin optimize edilmesi ile yeni sistemlerin geliştirilmesi için bir platform oluşturulmalıdır.

Restoratif materyallerin güvenilirliği, ağız içine yerleştirildikten sonra işlev gören restorasyonların sağkalım yüzdesine bağlıdır. Metal destekli seramik restorasyonlar, yüksek mekanik özellikleri, düşük maliyet ve kolay simantasyon işlemleri gibi özellikleri sayesinde uzun yıllar boyunca diş hekimliğinde güvenilir bir şekilde kullanılmaktadır [117–119]. Metal destekli seramik restorasyonların klinik başarısı, kullanılan alaşıma, metal ile seramiğin yapmış olduğu bağlantı ve birbirleriyle olan uyumuna, metal ve seramiğin mekanik özelliklerine, restorasyon tasarımına ve estetik özelliklerine bağlıdır. Metal alt yapı yüksek mekanik dayanıklılık sağlarken, veneer seramik metal altyapıyı maskeleyerek restorasyonun estetiğini sağlamaktadır [23,120]. Yapılan çalışmalarda, kıymetli veya temel metal alaşımlar için ağız içerisine uygulandıktan sonraki 10 yıl boyunca %90'ın üzerinde başarı oranı bildirilmiştir.

Metal seramik restorasyonlarda kullanılan metal altyapının tipi restorasyon başarısı için oldukça önemlidir. Metal altyapı üretiminde kullanılacak olan alaşım; korozyona dirençli ve mekanik olarak dayanıklı olmalı, elastik modülü yüksek olmalı, seramik ile iyi bir bağlantı kurabilmeli ve toksik reaksiyonlar oluşturmamalıdır [23,76,121]. Metal seramik restorasyonlarında ilk kullanılan metal alaşımları, kıymetli metal alaşımlarıdır. Bu alaşımlar kolay dökülebilmeleri ve daha iyi detay vermeleri, yumuşak dokular ile biyolojik olarak uyumlu olmaları ve renk özelliklerinin üstün olması nedeniyle uzun yıllar yaygın olarak kullanılmışlardır. Ancak mekanik özelliklerinin yetersiz kalması ve yüksek maliyeti, farklı metal alaşımlarının önerilmesine yol açmıştır [122,123].

Günümüzde soy olmayan metaller arasında en çok Ni-Cr ve Co-Cr alaşımları kullanılmaktadır. Bu alaşımlar soy metallere göre daha ekonomiktirler ve sıklıkla kullanılmaktadırlar [23,120]. Bizde çalışmamızda metal seramik restorasyonların örneklemede Ni-Cr alaşımını kullanmayı tercih ettik.

Metal destekli seramik restorasyonlarda maksimum başarı elde etmek için metal seramik bağlantı mekanizmasının iyi bilinmesi gereklidir. Bu restorasyonların başarısını arttırmak için uzun zamandır çok çeşitli in vivo ve in vitro araştırmalar yapılmaktadır. In vivo çalışmalarda yapılacak olan restorasyonların, bireylerin estetik ve fonksiyonel gereksinimleri doğrultusunda, çeşitli tasarım ve geometrilerde yapılması nedeni ile çalışma örnekleri standardize edilemeyebilmektedir Ancak in vitro deneylerde, ağız içi ortam tam olarak yansıtılmasa da koşulların büyük bir kısmı standardize edilmekte ve güvenilir veriler elde edilebilmektedir [124].

Metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan metal ve opak seramik, metal seramik restorasyonların özellikle estetik bölgede kullanımını sınırlamaktadır. Bununla beraber metal altyapı, hastalarda alerjik reaksiyonlara sebep olmaktadır. Metal seramik sistemine ait bu dezavantajlar ile birlikte hastaların artan estetik beklentileri, klinisyenleri tam seramik restorasyonlara yönlendirmiştir [125,126].

Tam seramik restorasyonların estetik özelliklerinin iyi olması, aşınma direncinin yüksek, plak akümülyasyonu ve termal iletkenliğinin düşük, renk stabilitesinin iyi ve biyouyumluluğunun yüksek olması tam seramik restorasyonları popüler hale getirmiştir [125].

Günümüzde zirkonya altyapılar diş hekimleri tarafından yaygın olarak kullanılmaktadır. Bununla birlikte, araştırmacılar tarafından bazı sorunlar ve endişeler halen mevcuttur.

Zirkonya alt yapıli tam seramik restorasyonlar posterior ve çok üniteli protezler için metal destekli seramik restorasyonlara alternatif olarak tanıtılmıştır. Üst yapı seramiğinde karşılaşılan problemler en çok gözlenen komplikasyonlardır. Ağız içerisine uygulandıktan sonraki 1-2 yıllık süreçte %54'e varan çatlama ve materyal kaybı bildirilmiştir. Materyal dışı faktörler, yani kalınlık oranları veya altyapı tasarımı seramiğin çatlamasında rol oynayan faktörlerdendir. Metal altyapı-seramik ve zirkonya-seramik arayüzü ile ilgili oluşan gerilimler fonksiyon sırasında çatlama nedeni olarak gösterilmiştir [127].

Metal destekli seramik veya tam seramik restorasyonlar sinterlenmiş ara yüzeyler içerirler. bu arayüzeylerin yapısının karmaşık olması nedeniyle metal-seramik ve seramik-seramik arayüzeylerin performansı ile ilgili konular sıklıkla araştırmalara konu olmuştur.

Sabit seramik restorasyonlarda genel olarak klinik başarısızlıklar konektör bölgesinin dişetine bakan tarafında gözlenirken tek kronlarda en sık olarak dişeti kenarlarına yakın bölgelerde ve oklüzal yüzeylerde görülür. Bu kırılmalar yüksek eğilme momentleri ve oklüzal yükleme ile ilişkili gerilim konsantrasyonları nedeniyle ve koni çatlakları veya yükleme bölgesindeki kırık ile sonuçlanır. Ara yüzeyler seramik restorasyonlar gibi çok katmanlı seramik bileşenlerin mekanik performansını ve uzun vadeli dayanıklılığını belirlemede önemli rol oynar. Bu nedenle arayüzün mukavemeti, kırılma tokluğu ve üstyapı seramiklerinin elastik modülleri, arayüzey boyunca ilerleyen ya da arayüz yakınında üstyapı seramiği içinde yayılan çatlakların oluşması ile yakından ilişkilidir. Teorik olarak kritik bir yüzey veya yüzey altı çatlak, arayüzeyde depolanan kırılma enerjisi kritik seviyeyi aştığında arayüzey boyunca doğrudan yayılabilir. Üstyapı seramiğindeki artık çekme gerilmesi gibi diğer faktörlere bağlı olarak, çatlaklar ara yüze ulaşmadan önce saparak delaminasyona neden olabilir veya çatlak bazen ara yüze paralel ilerleyebilir. Böyle bir kırılma süreci, kuvvet uygulaması sonucunda iki tabaka arasında var olan elastik uyumsuzluk tarafından belirlenir. Bu elastik uyumsuzluk, arayüzeyde önemli bir çekme gerilimi konsantrasyonuna neden olur [128].

Tek bir kron yapısında, yükleme sırasındaki gerilim dağılımı, kronunun oklüzal yüzeyinin karmaşık geometrisi nedeniyle, özellikle kron yüzeyinde, oklüzal yükleme bölgesinin yakınında daha da karmaşık hale gelir. Ayrıca kron marjinal tasarımı ve simantasyon ara yüzlerinin kalitesinde önemli parametrelerdir. Marjinal alandaki gerilimleri azaltmak için, shoulder veya geniş chamfer basamak tarzı önerilir. Bu çalışmada örnekler 0.5 yarıçapa sahip shoulder basamak tarzında oluşturuldu.

FDM kavramı, iki veya daha fazla materyal bileşimi içeren, belirli bir gradyan ile mikro yapının değiştirildiği kompozit bir materyal yapımıdır [129]. Oluşan ürün her iki ana bileşenin en iyi özelliklerini taşımaktadır [130]. Materyal özelliklerinin, materyalin farklı katmanları arasında, adım adım değiştiği kademeli mikro yapı (dereceli) ve materyal boyunca sürekli olduğu iki tür derecelendirilmiş mikro yapı tanımlanmaktadır [131].

FDM'ler özellikle seramometal teknolojisi alanında yapılan deneysel çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır. Geleneksel metal-seramik restorasyonlarda, alt yapıya ve seramik yapıya ait özelliklerde uyumsuzluğa neden olan keskin bir geçiş meydana gelmektedir. Bu nedenle

her iki materyalin (metal + seramik) özelliklerini taşıyan kompozit bir ara katman, keskin geçişlerden kaçınmak amacıyla kullanılabilceği önerilmektedir.

Herhangi bir materyale veya yapıya ait mekanik özellikler ile gelen kuvvetler karşısında yapı içerisinde oluşan stres ve gerilmelerin iyi bilinmesi gerekmektedir. Yapılan restorasyonlarda, gelen kuvvetler sonucu oluşacak olan gerilmelerin tespiti oldukça zor ve maliyetlidir. Bu nedenle restorasyon tasarımı için oluşturulan modeller üzerinde kuvvet sonucu oluşan gerilmelerin değerlendirildiği sonlu elemanlar analizi fikri ortaya çıkmıştır [132]. Sonlu eleman analizi sayesinde karmaşık yapılar çok gerçekçi şekilde modellenebilmekte ve istenilen materyal özelliklerine sahip farklı modeller oluşturulabilmektedir. Oluşturulan modelin geometrisi, materyal özellikleri ve uygulanan kuvvet kolayca değiştirilebilmektedir. Ayrıca, gerçek boyuttaki cisimler üzerinde stres dağılımı ve lokasyon tespiti çok zor olmasına rağmen, bilgisayar ortamında çok kolay, hızlı ve hassas şekilde bu sonuçlar elde edilebilmektedir [103,133,134]. Aynı zamanda Sonlu eleman analizi (SEA) ile yapıların yer değişimi, eğilme, gerilme, titreşim, bükülme, kırılma, materyallerin elastik deformasyonları ve bağlanma dayanıklılığı sayısal olarak değerlendirilebilmekte ve klinik uygulamalar öncesinde yararlı olabilecek biyomekanik bulgular sunulabilmektedir.

Fonksiyonel olarak derecelendirilmiş örneklerin üretimi ve test edilmesiyle ilgili karmaşıklık ve maliyet, mekanik tepkilerini analiz etmek için sayısal araçların kullanımını yoğunlaştırmıştır. Çok farklı sayısal teknikler kullanılmış olsa da sonlu elemanlar yöntemi en popüler yaklaşımdır.

İki seramik fazın Young modülleri arasındaki uyumsuzluk, çiğneme sırasında çatlak oluşumuna, seramiğin ve nihayetinde restorasyonun başarısızlığına neden olan stres alanları oluşturur. Bu sorunun üstesinden gelmenin bir çözümü, altyapı ile üstyapı materyallerinin özelliklerini taşıyan bir ara katman kullanarak materyallere ait uyumsuzlukları azaltmaktır. Son araştırmalar, iki malzeme arasındaki özelliklerin derecelendirilmesinin, gerilmeleri azaltmak ve restorasyonların performansını iyileştirmek için uygun bir yaklaşım olduğunu göstermiştir [135–138].

Bu çalışmada geleneksel metal destekli ve zirkonya tam seramik restorasyonlar ile fonksiyonel olarak derecelendirilmiş (FDM) bağlantı bölgesine sahip metal destekli ve zirkonya tam seramik restorasyonlara uygulanan oklüzal ve insizal kuvvetlerin oluşturduğu

gerilimler SEA yöntemi ile değerlendirilmiştir. SEA sonuçlarına göre, molar dişin geleneksel metal destekli seramik kronunda yatay yöndeki gerilimler, bukkal bölgede çekme gerilimi tarzında oluşurken FDM ile hazırlanan metal destekli kronunda tamamen basma gerilimlerine dönüşmüştür. Bu bölgede malzeme arayüzeyi dikey yönde olduğundan arayüzeyde oluşan basma gerilimlerinin delaminasyon riskini azaltabileceği öngörülmüştür. Lingual yüzeyde ise gözlenen çekme yatay gerilimleri, FDM ile hazırlanan metal destekli kronunda büyük ölçekte azalmasına rağmen basma gerilimine dönüşmemiştir. Bu nedenle oklüzal bölgede oluşan herhangi bir delaminasyonun bu yöne doğru ilerlemesi beklenilebilir. Whitton ve diğerlerinin [139] araştırmasında metal destekli seramik ve tam seramik kronların başarısızlık örneklerinde, lingual yüzeyin 1/3 oklüzal kısmından başlayıp servikale doğru ilerleyen bir delaminasyon belirtilmektedir. Bu örnekler araştırmamızdaki analiz sonuçlarını ve öngörülen delaminasyon bölgesini desteklemektedir.

Çalışmamızda geleneksel metal destekli seramik ve FDM ile hazırlanan restorasyonlar karşılaştırıldığında, FDM'in von Mises gerilimleri üzerinde etkili olduğu görülmüştür. Von Mises gerilimleri plastik deformasyon açısından önemlidir, çünkü metallerde von Mises gerilimlerinin miktarı arttığında, plastik deformasyon miktarı da artar. FDM örneklerde von Mises gerilimlerinin azalması restorasyonlarda kalıcı deformasyonun oluşumunu engellemek için iyi bir çözüm olabilir.

Bu çalışmada oklüzal ve insizal kuvvetlerin metal-seramik ve seramik-seramik arayüzeylerinde oluşturduğu gerilimlerin incelenmesi amaçlandığından materyallerin seramik fırınlaması ve soğuması sırasındaki farklı termal davranışları sonucu oluşabilecek artık termal gerilimler dikkate alınmamıştır.

Fabris ve diğerleri, güçlü bir seramik altyapı ve veneer seramik ile yapılan "geleneksel" seramik restorasyonların içinde oluşan termal artık stresleri karşılaştırmıştır. Üç farklı çok katmanlı tasarımda hazırlanan restorasyonlar sonlu elemanlar yöntemi ile analiz edilmiştir: 1) geleneksel iki katmanlı (zirkonya altyapı- feldspatik seramik üstü yapısı); 2) alt zirkonya katmandan üst seramik katmana kademeli bir geçişe sahip FDM üç katmanlı bir yapı; 3) iki katman arasında sürekli bir geçişle kademeli bir yapı örnekleri oluşturmuşlardır. Çalışma sonucunda kademeli ve sürekli geçişe sahip FDM örneklerde, iki katmanlı konvansiyonel sisteme kıyasla önemli ölçüde daha düşük termal stres oluştuğu gösterilmiştir. Bu çalışma sonucunda, fonksiyonel olarak derecelendirilmiş tam seramik materyallerinde başarısızlık

riskini azaltmanın ve daha güvenilir restoratif sistemler geliştirmenin m¼mk¼n olabileceği belirtilmektedir [137].

Henriques ve diğerleri de yaptıkları çalışmada metal-seramik aray¼zeyinde fonksiyonel olarak derecelendirilmiş bir ara katman oluşturulmasının geleneksel keskin aray¼z konfig¼rasyonuna g¼re %20 oranında artık termal gerilimleri azalttığı sonucuna varmışlardır [138].

Zhang ve diğerleri uygun estetiğe sahip tam seramik restorasyonlar ¼retmek için fonksiyonel olarak derecelendirilmiş yapılar geliştirmiştir. Sırasıyla Al_2O_3 ve 3Y-TZP bazlı iki çeşit seramik-cam dereceli yapı hazırlanmıştır. Seramik altyapıların CTE'sini m¼mk¼n olduğunca eşleştirmek ve önemli kalıntı termal gerilmelerden kaçınmak için bileşimleri ayarlayarak iki seramik alt tabakaya infiltre iki silikat cam geliştirilmiştir. Bu şekilde, iki malzemede sadece bir elastik mod¼l derecelendirmesi ¼retilmiřtir. ZrO_2 -cam seramik ¼rneklerde, camsı faz zirkonya tanelerinin önemli ¼l¼de b¼y¼mesine neden olmuş, ancak bunlar tetragonal yapılarını ve dolayısıyla sertleştirme etkilerini korumuştur. Her iki malzemede de elastik mod¼lde y¼zeyden çekirdeğe doğru kademeli bir artış ve geleneksel homojen malzemelerden %20-50 daha y¼ksek y¼k taşıma kapasitesi elde edilmiştir [140].

Sonuç olarak bu çalışmada FDM sisteminin, metal destekli seramik ve zirkonya tam seramik restorasyonlarda ara y¼zde daha yumuşak geçişli gerilimlerin oluşması, kronların ¼m¼rlerinin uzamasında ve delaminasyonu ¼nlemekte etkili olabileceği sonucuna ulaşılmıştır. Artık termal gerilimlerin incelendiği çalışmalarda elde edilen sonuçlarda dikkate alındığında fonksiyonel olarak derecelendirilmiş bir ara katmanın hem termal genleşme katsayı farkından dolayı oluşabilecek gerilimleri hem de fonksiyonel kuvvetlerin bağlantı b¼lgesinde daha iyi dağıtılabileceği ¼ng¼r¼s¼nde bulunulabilir.

6. SONUÇ

Allen-Cahn faz alanı modeli, FDM yapılarının simülasyonu için yeni bir yaklaşım olarak kullanılmaktadır. Mandibular birinci molar ve Maksiller santral kesici dişlerde, konvansiyonel ve ara faza sahip fonksiyonel derecelendirilmiş metal destekli seramik ve zirkonya tam seramik restorasyonlara uygulanan kuvvetler neticesinde meydana gelen gerilimler sonlu eleman analizi ve Allen-Cahn modeli kullanılarak incelendi. Stres sonuçlarının geleneksel olarak hazırlanan kron ile karşılaştırılması, malzeme özelliklerindeki uyumsuzluklardan kaynaklanan streslerin lokalizasyonunun FDM kronunda daha az olduğunu kesin olarak onaylamaktadır. Karşılaştırıldığında, çiğneme kuvvetinin uygulanması için kullanılan rijit cisim ile temas yüzeyindeki maksimum streslerin lokalizasyonu nedeniyle genel streslerin büyüklüğü çok farklı değildir. Ancak, malzeme arayüzündeki ve FDM ara faz bölgesindeki gerilimlerin değerlendirilmesi, gerilim lokalizasyonunda arayüz yumuşatmanın etkisini daha açık bir şekilde ortaya koymaktadır. Gerilme yumuşatmasının bir sonucu olarak, PFM'lerde FDM kronundaki metal altyapı daha az deformasyona uğrar ve geçiş bölgesinde daha az hasar görür, bu da seramik üst tabakanın ayrılmasına karşı daha yüksek bir direnç sağlar. Tam seramik kronlarda ise FDM ve geleneksel restorasyonlarda önemli derecede fark olmadığı tespit edilmiştir.

Sonuçlar, geleneksel metal destekli seramik mandibular birinci molar kronun lingual yüzeyinde ve maksiller santral kesicinin palatinal yüzeyinde daha fazla hasar olduğunu göstermektedir ve bu da literatürdeki vaka raporlarıyla uyumlu görünmektedir. Molar dişte bukkal tüberkülün lingual eğiminden ve lingual tüberkülün bukkal eğiminden, santral dişte ise insizal yüzeyde başlayan çatlakların yayılması ve birleşmesi seramiğin ayrılmasına neden olacaktır, ancak sıkıştırıcı çiğneme kuvvetleri nedeniyle seramiğin delaminasyonuna yol açmamalıdır. Bu bölgelerdeki çatlakların lingual yüzeydeki ara yüzey çatlaklarıyla birleşmesi, nihai delaminasyonun öne çıkan mekanizması gibi görünmektedir.

Sonuç olarak, metal destekli seramik restorasyonlarda FDM yapısı protezin ömrünü kesinlikle uzatabilir, ancak termal ve döngüsel yüklemeye bağlı hasarlar da önemli bir konudur. Bu nedenle, monotonik yükleme için gerilim sonuçları FDM kronların döngüsel yüklemeler altında iyi bir performansla sahip olabileceği çıkarımına yol açar. Ancak, bu gelişmiş kompozitlerin farklı mikroyapısından kaynaklanan yorulma direncinin araştırılması için daha fazla analiz yapılması gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. Koizumi, M., and Niino, M. (1995). Overview of FGM Research in Japan. *MRS Bulletin*, 20(1), 19–21. <https://doi.org/10.1557/S0883769400048867>
2. Jyothish Kumar, L., David Ian Wimpenny, P. M. P. (2018). *3D Printing and Additive Manufacturing Technologies*. Springer Nature Singapore. <https://doi.org/http://doi.org/10.1007/978-981-13-0305-0>
3. Oxman, N., Keating, S., and Tsai, E. (2012). Functionally graded rapid prototyping. *Innovative Developments in Virtual and Physical Prototyping - Proceedings of the 5th International Conference on Advanced Research and Rapid Prototyping*, 483–489. <https://doi.org/10.1201/b11341-78>
4. Lakhdar, Y., Tuck, C., Binner, J., Terry, A., and Goodridge, R. (2021). Additive manufacturing of advanced ceramic materials. *Progress in Materials Science*, 116(October 2019), 100736. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2020.100736>
5. Shi, H., Zhou, P., Li, J., Liu, C., and Wang, L. (2021). Functional Gradient Metallic Biomaterials: Techniques, Current Scenery, and Future Prospects in the Biomedical Field. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 8(January). <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.616845>
6. Urapepon, S., and Taenguthai, P. (2015). The effect of zirconia framework design on the failure of all-ceramic crown under static loading. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 7(2), 146–150. <https://doi.org/10.4047/jap.2015.7.2.146>
7. Huang, M., Wang, R., Thompson, V., Rekow, D., and Soboyejo, W. O. (2007). Bioinspired design of dental multilayers. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(1), 57–64. <https://doi.org/10.1007/s10856-006-0662-0>
8. Niu, X., Rahbar, N., Farias, S., and Soboyejo, W. (2009). Bio-inspired design of dental multilayers: Experiments and model. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2(6), 596–602. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2008.10.009>
9. Al-Maqtari, A. A., Razak, A. A. A., and Hamdi, M. (2014). 3D Finite element analysis of functionally graded multilayered dental ceramic cores. *Dental Materials Journal*, 33(4), 458–465. <https://doi.org/10.4012/dmj.2013-251>
10. Henriques, B., Miranda, G., Gasik, M., Souza, J. C. M., Nascimento, R. M., and Silva, F. S. (2015). Finite element analysis of the residual thermal stresses on functionally graded dental restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 50, 123–130. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.06.003>
11. Mahmoudi, M., Saidi, A. R., and Hashemipour, M. A. (2018). Engineering The use of functionally graded dental crowns to improve biocompatibility: a finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 5842, 1–8. <https://doi.org/10.1080/10255842.2018.1431219>

12. Eshelby, J. D., and A. P. R. S. L. (1957). The determination of the elastic field of an ellipsoidal inclusion, and related problems. *Proceedings of the Royal Society of London. Series A. Mathematical and Physical Sciences*, 241(1226), 376–396. <https://doi.org/10.1098/rspa.1957.0133>
13. Mori, T., and Tanaka, K. (1973). Average stress in matrix and average elastic energy of materials with misfitting inclusions. *Acta Metallurgica*, 21(5), 571–574. [https://doi.org/10.1016/0001-6160\(73\)90064-3](https://doi.org/10.1016/0001-6160(73)90064-3)
14. Hill, R. (1965). A self-consistent mechanics of composite materials. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 13(4), 213–222. [https://doi.org/10.1016/0022-5096\(65\)90010-4](https://doi.org/10.1016/0022-5096(65)90010-4)
15. Aboudi, J., Pindera, M. J., and Arnold, S. M. (2003). Higher-order theory for periodic multiphase materials with inelastic phases. *International Journal of Plasticity*, 19(6), 805–847. [https://doi.org/10.1016/S0749-6419\(02\)00007-4](https://doi.org/10.1016/S0749-6419(02)00007-4)
16. Bouhamed, A., Jrad, H., Mars, J., Wali, M., Gamaoun, F., and Dammak, F. (2019). Homogenization of elasto-plastic functionally graded material based on representative volume element: Application to incremental forming process. *International Journal of Mechanical Sciences*, 160, 412–420. <https://doi.org/10.1016/j.ijmecsci.2019.07.005>
17. Rousseau, C. E., and Tippur, H. V. (2000). Compositionally graded materials with cracks normal to the elastic gradient. *Acta Materialia*, 48(16), 4021–4033. [https://doi.org/10.1016/S1359-6454\(00\)00202-0](https://doi.org/10.1016/S1359-6454(00)00202-0)
18. Carroll, B. E., Otis, R. A., Borgonia, J. P., Suh, J. O., Dillon, R. P., Shapiro, A. A., Hofmann, D. C., Liu, Z. K., and Beese, A. M. (2016). Functionally graded material of 304L stainless steel and inconel 625 fabricated by directed energy deposition: Characterization and thermodynamic modeling. *Acta Materialia*, 108, 46–54. <https://doi.org/10.1016/j.actamat.2016.02.019>
19. Ubachs, R. L. J. M., Schreurs, P. J. G., and Geers, M. G. D. (2005). Phase field dependent viscoplastic behaviour of solder alloys. *International Journal of Solids and Structures*, 42(9–10), 2533–2558. <https://doi.org/10.1016/j.ijsolstr.2004.10.008>
20. Ammar, K., Appolaire, B., Cailletaud, G., and Forest, S. (2009). Combining phase field approach and homogenization methods for modelling phase transformation in elastoplastic media. *European Journal of Computational Mechanics*, 18(5–6), 485–523. <https://doi.org/10.3166/ejcm.18.485-523>
21. Gaubert, A., Le Bouar, Y., and Finel, A. (2011). Viscoplastic phase field simulation of microstructural evolutions under complex loadings in Ni-base superalloys. *Advanced Materials Research*, 278(1), 216–221. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMR.278.216>
22. Henriques, B. A. P. de C. (2012). *Bond strength enhancement of metal-ceramic dental restorations by FGM design*. 121–146.
23. Kenneth J. Anusavice. (2021). *Phillips' science of dental materials* (13th ed.). Saunders.

24. Beuer, F., Schweiger, J., and Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9), 505–511. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2008.350>
25. Dewidar, M. M., Yoon, H. C., and Lim, J. K. (2006). Mechanical properties of metals for biomedical applications using powder metallurgy process: A review. *Metals and Materials International*, 12(3), 193–206. <https://doi.org/10.1007/BF03027531>
26. Ucar, Y., Akova, T., Akyil, M. S., and Brantley, W. A. (2009). Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: Laser-sintered Co-Cr crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 102(4), 253–259. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60165-7](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60165-7)
27. Noort, R. van. (2007). *Introduction to Dental Materials* (3rd edition). Elsevier Ltd., 206-221
28. Knosp, H., Holliday, R. J., and Corti, C. W. (2003). Gold in dentistry: Alloys, uses and performance. *Gold Bulletin*, 36(3), 93–102. <https://doi.org/10.1007/BF03215496>
29. Roberts, H. W., Berzins, D. W., Moore, B. K., and Charlton, D. G. (2009). Metal-ceramic alloys in dentistry: A review. *Journal of Prosthodontics*, 18(2), 188–194. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2008.00377.x>
30. Saji, Viswanathan S.,Choe, H. C. (2009). Electrochemical behavior of Co-Cr and Ni-Cr dental cast alloys. *Transactions of Nonferrous Metals Society of China (English Edition)*, 19(4), 785–790. [https://doi.org/10.1016/S1003-6326\(08\)60350-7](https://doi.org/10.1016/S1003-6326(08)60350-7)
31. Lee, S. H., Nomura, N., and Chiba, A. (2008). Significant improvement in mechanical properties of biomedical Co-Cr-Mo alloys with combination of N addition and Cr-enrichment. *Materials Transactions*, 49(2), 260–264. <https://doi.org/10.2320/matertrans.MRA2007220>
32. Mitsuo, N. (1998). Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Materials Science and Engineering: A*, 243(1–2), 231–236. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S092150939700806X>
33. Giordano, R. (2022). Ceramics overview. *British Dental Journal*, 232(9), 658–663. <https://doi.org/10.1038/s41415-022-4242-6>
34. W. D. Kingery, Bowen, H. K., Uhlmann, D. R., Frieser, R. (1977). Introduction to Ceramics. *Journal of the Electrochemical Society*, 124, 85–40. <https://doi.org/10.1149/1.2133296>
35. Mojgan Talibi, Kiran Kaur, Hussein S Patanwala, H. P. (2022). Do you know ceramics? Part 1: classification. *British Dental Journal*, 232, 27–32. <https://doi.org/10.1038/s41415-021-3818-x>
36. Talibi, M., Kaur, K., and Parmar, H. (2022). Do you know your ceramics? Part 2: feldspathic ceramics. *British Dental Journal*, 232(2), 80–83. <https://doi.org/10.1038/s41415-022-3874-x>

37. Reiss, B., and Walther, W. (1991). *Survival rate analysis and clinical follow-up of tooth-colored restorations of CEREC*. 100(5), 329–332.
38. Heymann, H. O., Bayne, S. C., Sturdevant, J. R., Wilder, A. D., and Roberson, T. M. (1996). The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: A four-year study. *Journal of the American Dental Association*, 127(8), 1171–1175. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1996.0408>
39. Reiss, B., and Walther, W. (2000). Clinical long-term results and 10-year Kaplan-Meier analysis of Cerec restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, 3(1), 9–23. <https://europepmc.org/article/MED/11351392>
40. McLaren, E. A., and Russell, A. G. (2005). Zirconia-Based Ceramics: Material Properties, Esthetics, and Layering Techniques of a New Veneering Porcelain, VM9. *Quintessence of Dental Technology (QDT)*, 99–111.
41. Deubener, J., Allix, M., Davis, M. J., Duran, A., Höche, T., Honma, T., Komatsu, T., Krüger, S., Mitra, I., Müller, R., Nakane, S., Pascual, M. J., Schmelzer, J. W. P., Zanutto, E. D., and Zhou, S. (2018). Updated definition of glass-ceramics. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 501(January), 3–10. <https://doi.org/10.1016/j.jnoncrysol.2018.01.033>
42. Serbena, F. C., and Zanutto, E. D. (2012). Internal residual stresses in glass-ceramics: A review. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 358(6–7), 975–984. <https://doi.org/10.1016/j.jnoncrysol.2012.01.040>
43. Lien, W., Roberts, H. W., Platt, J. A., Vandewalle, K. S., Hill, T. J., and Chu, T. M. G. (2015). Microstructural evolution and physical behavior of a lithium disilicate glass-ceramic. *Dental Materials*, 31(8), 928–940. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.05.003>
44. Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., and Swain, M. V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental Materials*, 20(5), 441–448. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2003.05.003>
45. Albakry, M., Guazzato, M., and Swain, M. V. (2003). Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(4), 374–380. <https://doi.org/10.1067/mpr.2003.42>
46. Höland, W., Schweiger, M., Frank, M., and Rheinberger, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress®2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research*, 53(4), 297–303. [https://doi.org/10.1002/1097-4636\(2000\)53:4<297::AID-JBM3>3.0.CO;2-G](https://doi.org/10.1002/1097-4636(2000)53:4<297::AID-JBM3>3.0.CO;2-G)
47. Della Bona, A., Mecholsky, J. J., and Anusavice, K. J. (2004). Fracture behavior of lithia disilicate- and leucite-based ceramics. *Dental Materials*, 20(10), 956–962. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.02.004>
48. Lubauer, J., Belli, R., Peterlik, H., Hurle, K., and Lohbauer, U. (2022). Grasping the Lithium hype: Insights into modern dental Lithium Silicate glass-ceramics. *Dental Materials*, 38(2), 318–332. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.12.013>

49. Clarke, D. R. (1992). Interpenetrating Phase Composites. *Journal of the American Ceramic Society*, 75(4), 739–758. <https://doi.org/10.1111/j.1151-2916.1992.tb04138.x>
50. Denry, I., and Kelly, J. R. (2014). Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1235–1242. <https://doi.org/10.1177/0022034514553627>
51. L Pröbster. (1993). Survival rate of In-Ceram restorations. *The International Journal of Prosthodontics*, 6(3), 259–263.
52. R Scotti , S Catapano, A. D. (1995). A clinical evaluation of In-Ceram crowns. *The International Journal of Prosthodontics*, 8(4), 320–323.
53. Guazzato, M., Albakry, M., Swain, M. V., and Ironside, J. (2002). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *The International Journal of Prosthodontics*, 15(4), 339–346. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12170847>
54. Andersson, M., Razzoog, M. E., Odén, A., Hegenbarth, E. A., and Lang, B. R. (n.d.). Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence International (Berlin, Germany)*, 29(5), 285–296.
55. Piconi, C., and Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1–25. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(98\)00010-6](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(98)00010-6)
56. Lange, F. F. (1982). Transformation toughening - Part 3 Experimental observations in the ZrO₂-Y₂O₃ system. *Journal of Materials Science*, 17(1), 240–246. <https://doi.org/10.1007/BF00809059>
57. Denry, I., and Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299–307. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.05.007>
58. Giordano, R. A. and C. E. S. (2010). *Zirconia: material background and clinical application*. 31(9).
59. R, Giordano, EA, M. (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 31(9), 682-686,. <https://europepmc.org/article/med/21197937>
60. Chevalier, J., Cales, B., and Drouin, J. (1999). Low-Temperature Aging of Y-TZP Ceramics. *J. Am. Ceram. Soc.*, 82(8), 2150–2154. <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1151-2916.1999.tb02055.x/abstract>
61. Lawson, S. (1995). Environmental degradation of zirconia ceramics. *Journal of the European Ceramic Society*, 15(6), 485–502. [https://doi.org/10.1016/0955-2219\(95\)00035-S](https://doi.org/10.1016/0955-2219(95)00035-S)
62. I C Clarke , M Manaka, D D Green, P Williams, G Pezzotti, Y-H Kim, M Ries, N Sugano, L Sedel, C Delauney, B Ben Nissan, T Donaldson, G. A. G. (2003). Current status of zirconia used in total hip implants. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 85-A(4), 73–84. <https://doi.org/10.2106/00004623-200300004-00009>

63. Chevalier, J., Gremillard, L., Virkar, A. V., and Clarke, D. R. (2009). The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: Lessons learned and future trends. *Journal of the American Ceramic Society*, 92(9), 1901–1920. <https://doi.org/10.1111/j.1551-2916.2009.03278.x>
64. Klimke, J., Trunec, M., and Krell, A. (2011). Transparent tetragonal yttria-stabilized zirconia ceramics: Influence of scattering caused by birefringence. *Journal of the American Ceramic Society*, 94(6), 1850–1858. <https://doi.org/10.1111/j.1551-2916.2010.04322.x>
65. Inokoshi, M., Shimizubata, M., Nozaki, K., Takagaki, T., Yoshihara, K., Minakuchi, S., Vleugels, J., Van Meerbeek, B., and Zhang, F. (2021). Impact of sandblasting on the flexural strength of highly translucent zirconia. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 115, 104268. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.104268>
66. Wettstein, F., Sailer, I., Roos, M., and Hämmerle, C. H. F. (2008). Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *European Journal of Oral Sciences*, 116(3), 272–279. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2008.00527.x>
67. Sailer, I., Pjetursson, B. E., Zwahlen, M., and Hämmerle, C. H. F. (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clinical Oral Implants Research*, 18(SUPPL. 3), 86–96. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01468.x>
68. Donovan, T. E., and Donovan, T. E. (2014). Factors Essential for Successful All-Ceramic Restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 139(suppl 4).
69. Bagby, M., Marshall, S. J., and Marshall, G. W. (1990). Metal ceramic compatibility: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 63(1), 21–25. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(90\)90259-F](https://doi.org/10.1016/0022-3913(90)90259-F)
70. Schulman, I. M. and A. (1987). Aspects of Metal–Ceramic Bonding. *Dental Clinics of North America*, 31, 333–346. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0011-8532\(22\)02075-4](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0011-8532(22)02075-4)
71. J., R. E. (1977). Ceramo-metal restoration. State of the science. *Dental Clinics of North America*, 669–682.
72. Lacy, A. M. (1977). The Chemical Nature of Dental Porcelain. *Dental Clinics of North America*, 21, 661–667. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0011-8532\(22\)00983-1](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0011-8532(22)00983-1)
73. Yamamoto, M. (1985). *Metal-Ceramics: Principle and Methods of Makoto Yamamoto*. Quintessence Pub Co.
74. McLean, J. W. (2019). The science and art of dental ceramics- The nature of dental ceramics and their clinical use (Vol. 1). *Quintessenz Verlag*, 1.

75. Coffey, J. P., Anusavice, K. J., Dehoff, P. H., Lee, R. B., and Hojjatie, B. (1988). Influence of Contraction Mismatch and Cooling Rate on Flexural Failure of PFM Systems. *Journal of Dental Research*, 67(1), 61–65. <https://doi.org/10.1177/00220345880670011201>
76. Naylor, P. (2017). Introduction to metal-ceramic technology. In *Quintessence publishing* (Vol. 51, Issue 1).
77. Tang, X., Nakamura, T., Usami, H., Wakabayashi, K., and Yatani, H. (2012). Effects of multiple firings on the mechanical properties and microstructure of veneering ceramics for zirconia frameworks. *Journal of Dentistry*, 40(5), 372–380. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.01.014>
78. Belli, R., Frankenberger, R., Appelt, A., Schmitt, J., Baratieri, L. N., Greil, P., and Lohbauer, U. (2013). Thermal-induced residual stresses affect the lifetime of zirconia-veneered crowns. *Dental Materials*, 29(2), 181–190. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.11.015>
79. Eisenburger, M., Mache, T., Borchers, L., and Stiesch, M. (2011). Fracture stability of anterior zirconia crowns with different core designs and veneered using the layering or the press-over technique. *European Journal of Oral Sciences*, 119(3), 253–257. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2011.00829.x>
80. Guess, P. C., Bonfante, E. A., Silva, N. R. F. A., Coelho, P. G., and Thompson, V. P. (2013). Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dental Materials*, 29(3), 307–316. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.11.012>
81. Preis, V., Letsch, C., Handel, G., Behr, M., Schneider-Feyrer, S., and Rosentritt, M. (2013). Influence of substructure design, veneer application technique, and firing regime on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *Dental Materials*, 29(7), e113–e121. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.04.011>
82. Fischer, J., Grohmann, P., and Stawarczyk, B. (2008). Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dental Materials Journal*, 27(3), 448–454. <https://doi.org/10.4012/dmj.27.448>
83. Guess, P. C., Kuliš, A., Witkowski, S., Wolkewitz, M., Zhang, Y., and Strub, J. R. (2008). Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dental Materials*, 24(11), 1556–1567. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.03.028>
84. Choi, B. K., Han, J. S., Yang, J. H., Lee, J. B., and Kim, S. H. (2009). Shear bond strength of veneering porcelain to zirconia and metal cores. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 1(3), 129–135. <https://doi.org/10.4047/jap.2009.1.3.129>
85. Petit, C., Montanaro, L., and Palmero, P. (2018). Functionally graded ceramics for biomedical application: Concept, manufacturing, and properties. *International Journal of Applied Ceramic Technology*, 15(4), 820–840. <https://doi.org/10.1111/ijac.12878>

86. Zhang, N., Khan, T., Guo, H., Shi, S., Zhong, W., and Zhang, W. (2019). Functionally Graded Materials: An Overview of Stability, Buckling, and Free Vibration Analysis. *Advances in Materials Science and Engineering*, 2019. <https://doi.org/10.1155/2019/1354150>
87. Qasim, S. S. Bin, Zafar, M. S., Niazi, F. H., Alshahwan, M., Omar, H., and Daood, U. (2020). Functionally graded biomimetic biomaterials in dentistry: an evidence-based update. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*, 31(9), 1144–1162. <https://doi.org/10.1080/09205063.2020.1744289>
88. Bakar, W. Z. W., Basri, S., Jamaludin, S. N. S., and Sajjad, A. (2018). Functionally graded materials: An overview of dental applications. In *World Journal of Dentistry* (Vol. 9, Issue 2, pp. 137–144). <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10015-1523>
89. Chen, L., Lengauer, W., Ettmayer, P., Dreyer, K., Daub, H. W., and Kassel, D. (2000). Fundamentals of liquid phase sintering for modern cermets and functionally graded cemented carbonitrides (FGCC). *International Journal of Refractory Metals and Hard Materials*, 18(6), 307–322. [https://doi.org/10.1016/S0263-4368\(00\)00041-X](https://doi.org/10.1016/S0263-4368(00)00041-X)
90. Tripathy, A., Kumar Sarangi, S., and Chaubey, A. K. (2018). A Review of Solid State Processes in Manufacture of Functionally Graded Materials. *International Journal of Engineering and Technology*, 7(January 2019), 1–5. <https://doi.org/10.14419/ijet.v7i4.39.23686>
91. Shi, H., Zhou, P., Li, J., Liu, C., and Wang, L. (2021). Functional Gradient Metallic Biomaterials: Techniques, Current Scenery, and Future Prospects in the Biomedical Field. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 8(January). <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.616845>
92. Liu, C., Hu, D., Xu, J., Yang, D., and Qi, M. (2006). In vitro electrochemical corrosion behavior of functionally graded diamond-like carbon coatings on biomedical Nitinol alloy. *Thin Solid Films*, 496(2), 457–462. <https://doi.org/10.1016/j.tsf.2005.09.109>
93. Watari, F., Yokoyama, A., Omori, M., Hirai, T., Kondo, H., Uo, M., and Kawasaki, T. (2004). Biocompatibility of materials and development to functionally graded implant for bio-medical application. *Composites Science and Technology*, 64(6), 893–908. <https://doi.org/10.1016/j.compscitech.2003.09.005>
94. Kondo, H., Yokoyama, A., Omori, M., Ohkubo, A., Hirai, T., Watari, F., Uo, M., and Kawasaki, T. (2004). Fabrication of titanium nitride/apatite functionally graded implants by spark plasma sintering. *Materials Transactions*, 45(11), 3156–3162. <https://doi.org/10.2320/matertrans.45.3156>
95. Xiong, Y. Z., Gao, R. N., Zhang, H., Dong, L. L., Li, J. T., and Li, X. (2020). Rationally designed functionally graded porous Ti6Al4V scaffolds with high strength and toughness built via selective laser melting for load-bearing orthopedic applications. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 104(December 2019), 103673. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.103673>
96. Liu, G.R., Quek, S. S. (2003). *The Finite Element Method: a Practical Course* (second edi). Butterworth Heinemann.

97. Fish, J., Belytschko, T. (2007). *A First Course in Finite Elements*. John Wiley and Sons.
98. Ledley, R. S., and Huang, H. K. (1968). Linear Model of Tooth Displacement by Applied Forces. *Journal of Dental Research*, 47(3), 427–432. <https://doi.org/10.1177/00220345680470031401>
99. 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. <https://doi.org/10.1177/00220345740530041701>
100. Cook, R. D. (1995). *Finite Element Modeling for Stress Analysis*. John Wiley and Sons.
101. Sakaguchi, R. L., Ferracane, J. L., and Powers, J. M. (2018). Craig's restorative dental materials. In *Craig's Restorative Dental Materials*. Elsevier mosby. <https://doi.org/10.1016/C2015-0-01767-1>
102. Jian-Ping Geng, Keson B. C. Tan, G.-R. L. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85, 585–598. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(00\)70159-4](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(00)70159-4)
103. Güler, M., Şen, S., Üniversitesi, O., Fakültesi, D. B., Ulaştırma, G., Mühendisliği, İ., and Ordu, F. /. (2015). Sonlu ElemanlarYöntemi Hakkında GeneBilgiler. *Ordu Üniv. Bil. Tek. Derg*, 5(1), 56–66.
104. Şahin, S., Çehreli, M. C., and Yalçın, E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - A review. *Journal of Dentistry*, 30(7–8), 271–282. [https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(02\)00065-9](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(02)00065-9)
105. Ö. Adıgüzel. (2010). Sonlu Elemanlar Analizi: Derleme Bölüm I: Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Derg.*, 18–23.
106. Özmen, M. F. (2020). *Üst çene ön bölgeye farklı açılarda yerleştirilen kısa ve normal implantlarda oluşan stres dağılımının sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi*. Tez No: 650517, Uzmanlık tezi, Atatürk Üniversitesi.
107. Toksavul, S., Zor, M., Toman, M., Güngör, M. A., Nergiz, I., and Artunç, C. (2006). Analysis of dentinal stress distribution of maxillary central incisors subjected to various post-and-core applications. *Operative Dentistry*, 31(1), 89–96. <https://doi.org/10.2341/04-192>
108. Subasi, G., Ozturk, N., Inan, O., and Bozogullari, N. (2012). Evaluation of marginal fit of two allceramic copings with two Finish lines. *European Journal of Dentistry*, 6(2), 163–168. <https://doi.org/10.1055/s-0039-1698946>
109. Rizkalla, A. S., and Jones, D. W. (2004). Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. *Dental Materials*, 20(2), 207–212. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(03\)00093-9](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(03)00093-9)
110. Mahoney, E., Holt, A., Swain, M., and Kilpatrick, N. (2000). The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: An ultra-micro-indentation study. *Journal of Dentistry*, 28(8), 589–594. [https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(00\)00043-9](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(00)00043-9)

111. Sait, F., Gurses, E., and Aslan, O. (2020). Modeling and simulation of coupled phase transformation and stress evolution in thermal barrier coatings. *International Journal of Plasticity*, 134, 102790. <https://doi.org/10.1016/j.ijplas.2020.102790>
112. Park, J. H., Chun, Y. B., Kim, Y. J., Huh, Y. H., and Kang, D. J. (2011). Tensile and high cycle fatigue tests of NiCo thin films. *Procedia Engineering*, 10, 1303–1308. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2011.04.217>
113. Röhrle, O., Saini, H., and Ackland, D. C. (2018). Occlusal loading during biting from an experimental and simulation point of view. *Dental Materials*, 34(1), 58–68. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.09.005>
114. Poiate, I. A. V. P., Vasconcellos, A. B. De, Poiate Junior, E., and Dias, K. R. H. C. (2009). Stress distribution in the cervical region of an upper central incisor in a 3D finite element model. *Brazilian Oral Research*, 23(2), 161–168. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19684951>
115. Ayşe Sarıaydın Filibelioğlu. (2015). *Discontinuous galerkin finite elements method with structure preserving time integrators for gradient flow equations*. <https://www.ptonline.com/articles/how-to-get-better-mfi-results>
116. Hussain, S., Shah, A., Ayub, S., and Ullah, A. (2019). An approximate analytical solution of the Allen-Cahn equation using homotopy perturbation method and homotopy analysis method. *Heliyon*, 5(12), e03060. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2019.e03060>
117. Lombardo, G. H. L., Nishioka, R. S., Souza, R. O. A., Michida, S. M. A., Kojima, A. N., Mesquita, A. M. M., and Buso, L. (2010). Influence of surface treatment on the shear bond strength of ceramics fused to cobalt-chromium. *Journal of Prosthodontics*, 19(2), 103–111. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2009.00546.x>
118. Fischer, J., Zbären, C., Stawarczyk, B., and Hämmerle, C. H. F. (2009). The effect of thermal cycling on metal-ceramic bond strength. *Journal of Dentistry*, 37(7), 549–553. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2009.03.014>
119. Özcan, M. (2003). Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30, 265–269.
120. Stephen F. Rosenstiel, Martin F. Land, R. D. W. (2022). *Contemporary Fixed Prosthodontics* (sixth edit). Elsevier.
121. Wataha, J. C. (2002). Alloys for prosthodontic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(4), 351–363. <https://doi.org/10.1067/mpr.2002.123817>
122. Baran, G. R. (1979). Phase Changes in Base Metal Alloys Along Metal-porcelain Interfaces. *Journal of Dental Research*, 58(11), 2095–2104. <https://doi.org/10.1177/00220345790580111001>
123. Dérand, T., and Herø, H. (1992). Bond strength of porcelain on cast vs. wrought titanium. *European Journal of Oral Sciences*, 100(3), 184–188. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1992.tb01738.x>

124. Anusavice, K. J., Dehoff, P. H., Twiggs, S. W., and Lockwood, P. C. (1983). Materials Science Thermal Shock Resistance of Porcelain Discs. *Journal of Dental Research*, 62(10), 1082–1085. <https://doi.org/10.1177/00220345830620101601>
125. Yavuzyılmaz, H., Bal, B. T., Bavbek, B., and Kurt, E. (2005). Tam Seramik Sistemleri II. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(1), 49–60.
126. Azer, S. S., Ayash, G. M., Johnston, W. M., Khalil, M. F., and Rosenstiel, S. F. (2006). Effect of esthetic core shades on the final color of IPS Empress all-ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(6), 397–401. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2006.09.020>
127. Daou, E. (2016). Bonding Mechanism of Porcelain to Frameworks: Similarities and Dissimilarities between Metal and Zirconia. *British Journal of Medicine and Medical Research*, 16(3), 1–13. <https://doi.org/10.9734/bjmmr/2016/25369>
128. Lohbauer, U., Scherrer, S. S., Della Bona, A., Tholey, M., van Noort, R., Vichi, A., Kelly, J. R., and Cesar, P. F. (2017). ADM guidance-Ceramics: all-ceramic multilayer interfaces in dentistry. *Dental Materials*, 33(6), 585–598. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.03.005>
129. Suresh, S., and Mortensen, A. (1997). Functionally graded metals and metal-ceramic composites : Part 2 Thermomechanical behaviour. *International Materials Reviews*, 42(3), 85–116. <https://doi.org/https://doi.org/10.1179/imr.1997.42.3.85>
130. Birman, V., and Byrd, L. W. (2007). Modeling and analysis of functionally graded materials and structures. *Applied Mechanics Reviews*, 60(1–6), 195–216. <https://doi.org/10.1115/1.2777164>
131. Miyamoto, Y., Kaysser, W.A., Rabin, B.H., Kawasaki, A., Ford, R. G. (1999). *Functionally graded materials : design, processing and applications* (1st ed.). Springer New York, NY. <https://doi.org/https://doi.org/10.1007/978-1-4615-5301-4>
132. Ramoğlu, S., and Ozan, O. (2015). Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar StresAnalizYöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 9(9), 175–180. <https://doi.org/10.17567/dfd.27537>
133. Gümrükçü, Z., and Kurt, S. (2018). Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin Implant cerrahisinde Kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2017(2017), 534–541. <https://doi.org/10.17567/ataunidfd.296433>
134. Kodu, M., Tarihi, K., Deste, G., Id, O., Durkan, R., Id, O., and Cad-cam, K. (2020). Tam kontür zirkonya restorasyonların farklı all on four mandibular implant modellerinde biyomekanik davranışları: 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışması biomechanical behaviorsof full countor zirconia restoration on different all on four man. 424–433.
135. Zhang, Y., Sun, M. J., and Zhang, D. (2012). Designing functionally graded materials with superior load-bearing properties. *Acta Biomaterialia*, 8(3), 1101–1108. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2011.11.033>

136. Tsukada, G., Sueyoshi, H., and Kamibayashi, H. (2014). ScienceDirect Bending strength of zirconia / porcelain functionally graded materials prepared using spark plasma sintering. *Journal of Dentistry*, 42(12), 1569–1576. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.09.012>
137. Fabris, D., Souza, J. C. M., Silva, F. S., Fredel, M., Mesquita-Guimarães, J., Zhang, Y., and Henriques, B. (2016). The bending stress distribution in bilayered and graded zirconia-based dental ceramics. *Ceramics International*, 42(9), 11025–11031. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2016.03.245>
138. Henriques, B., Miranda, G., Gasik, M., Souza, J. C. M., Nascimento, R. M., and Silva, F. S. (2015). Finite element analysis of the residual thermal stresses on functionally graded dental restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 50, 123–130. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.06.003>
139. Whitton, A., Qasim, T., Ford, C., Hu, X. Z., and Bush, M. (2008). The role of skirt geometry of dental crowns on the mechanics of failure: Experimental and numerical study. *Medical Engineering and Physics*, 30(5), 661–668. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2007.07.006>
140. Zhang, Y., and Kim, J. W. (2009). Graded structures for damage resistant and aesthetic all-ceramic restorations. *Dental Materials*, 25(6), 781–790. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.01.002>

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : SAEIDI, Nazanin
Uyruğu : İran

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi / Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Gaziantep Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2015
Lise	Bagherololum Lisesi	2009

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2017-devam ediyor	Gazi Üniversitesi	Araştırma Görevlisi
2016-2017	Labkhandafarinan Dental Klinik	Diş Hekimi

Yabancı Dil

Azerice, Farsça, İngilizce, Türkçe

Yayınlar

1. Sait, F., Saeidi, N., and Korkmaz, T. (2023). Finite element analysis of FGM dental crowns using phase-field approach. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 138, 105629. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2022.105629>

Hobiler

Dans, Keman, Tenis



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..