



BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**ZİRKONYA ALT YAPI TASARIMLARININ RESTORASYONDA
OLUŞAN STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR
ANALİZ YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

Dt. Burcu FIRAT

UZMANLIK TEZİ

ANKARA

2016



BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**ZİRKONYA ALT YAPI TASARIMLARININ RESTORASYONDA
OLUŞAN STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR
ANALİZ YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Dt. Burcu FIRAT

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Selim ERKUT

ANKARA, 2016

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen değerli danışman hocam Prof. Dr. Selim ERKUT’a,

Tez çalışmamda desteğini ve bilgilerini benimle paylaşan Doç. Dr. Alper ÇAĞLAR’a,

Her türlü yardımı ve desteği için Dt. Nurettin DİKER’e ve tüm asistan arkadaşlarıma,

Her koşulda yanımda olan ve beni bugüne getirmede en büyük emeğe sahip canım aileme teşekkür ederim.

ÖZET

Burcu Fırat, Zirkonya Alt Yapı Tasarımlarının Restorasyonda Oluşan Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İle İncelenmesi, Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Programı, Uzmanlık Tezi, 2016.

Son zamanlarda dental materyallerdeki önemli gelişmeler, klinik diş hekimliğinde çeşitli yeni sistemlerin geniş kullanımına olanak sağlamıştır. Olumlu estetiği ve üstün biyouyumluluğu nedeniyle tam seramiklere artan bir ilgi vardır. Fakat zirkonya alt yapıya sahip tam porselen kronlarda, veneer seramiğin koheziv (chipping) ve adeziv (delaminasyon) başarısızlıkları görülebilmektedir. Bu başarısızlığın azaltılması için çekme streslerine daha az dayanıklı olan veneer seramiğin zirkonya alt yapı ile desteklenmesi gerekir. Tam seramik restorasyonların alt yapısında da, metal destekli porselenlerin alt yapısındakine benzer şekilde modifikasyonlar yapılabilir. Bu modifikasyonlarda amaç, veneer seramikteki stresin azaltılmasıdır. Bu tip tasarımlarda stres dağılımı ve miktarının test edilebileceği en güncel yöntem, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemidir.

Bu çalışmada amaç, estetikten ödün vermeden modellenen farklı alt yapı tasarımlarıyla desteklenmiş tam seramik kronlarda çekme stresi miktarının karşılaştırılması ve değerlendirilmesidir.

Bu amaçla morfolojik açıdan doğru modellenmiş büyük ölçekli maksiller birinci premolar alçı diş modeli smartOptics tarayıcısında taranmıştır. Yapılan tarama sonucunda elde edilen modeller Wheeler atlasındaki morfolojik değerlerle karşılaştırılıp gerekli düzeltmeler yapılmıştır. VRMesh yazılımı ile üst premolar dişte bilezik yüksekliklerinin değiştiği ve faset şeklinde veneerden oluşan 4 model oluşturulmuş, yükleme koşulları belirlenmiş ve stres analizleri yapılmıştır.

Veneerde en düşük çekme stresi, faset şeklinde veneerden oluşan zirkonya kronlarda görülmüştür. Oklüzal yüzeyde zirkonya görünümünün estetiği olumsuz etkilemediği durumlarda bu tasarım avantajlı olabilir. Bukkal ve palatinal bilezik yüksekliklerinin

arttırılması ile de servikal bölgede stres yoğunlukları azalmıştır. Laterotruziv harekette, bukkal bilezik yüksekliğinin arttırılması bukkal servikal alanda çekme stresini azaltmıştır. Palatinalden proksimale uzanan bilezik yüksekliğinin 3 mm, bukkal yüzeye devamında da 1 mm bilezik yüksekliği olan tasarım, veneerdeki stresleri azaltmada etkili olmuştur.

Anahtar kelimeler: zirkonya, alt yapı tasarımı, sonlu elemanlar analizi, dental kron, dental protez tasarımı

Bu tez çalışması Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmıştır (Proje no:D-DA15/05) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

ABSTRACT

Burcu Fırat, The Influence Of Zirconia Core Designs On Stress Distribution In Dental Restorations: Finite Element Analysis, Baskent University, Faculty of Dentistry, Department of Prosthodontics, 2016.

Recently, substantial improvement in dental materials enables wide use of a variety of new systems in clinical dentistry. There has been a growing interest in all-ceramic materials due to their favorable esthetics and outstanding biocompatibility. On the other hand, it can be observed cohesive (chipping) and adhesive (delamination) failure on the all-ceramic crown. So as to decrease the occurrence of this failure, veneer ceramic should be supported with zirconia coping against tensile stress. Some modifications in the coping design of all-ceramic crown can be made as it is done with the framework of metal fused to porcelain. With these modifications, the aim is to reduce the stress on the veneering ceramic. Three dimensional finite element analysis is a current technique for the measurement of stress amount and distribution.

The aim of the current study was to evaluate and compare the amount of tensile stress in all-ceramic crown supported by different coping designs using finite element analysis.

For this purpose, a morphologically accurate, large scale maxillary first premolar tooth model made with dental stone was scanned using smartOptics scanner. The models obtained as a result of scanning were compared to the morphological data on Wheeler's atlas and necessary changes were made. Using the VRMesh software, 4 models that have various buccal/ palatal shoulder height and facet porcelain veneer were created. Loading conditions were determined and stress analysis were performed.

The minimum tensile stress was observed in the zirconia crown with facet porcelain veneer. This design can be beneficial if aesthetic is not primary concern,. The stress decreased in the cervical area by increasing buccal and palatal shoulder height. As the height of the buccal shoulder increased, tensile stress on the buccal cervical area decreased during the laterotrusive movement. The design that has 3 mm palatal shoulder and 1 mm buccal shoulder was be effective in decreasing the stress on veneering ceramic.

Keywords: zirconia, core design, finite element analysis, dental crown, dental prosthesis design

This study was approved by Baskent University Medicine and Health Sciences Research Board (Project no:D-DA15/05) and supported by Baskent University Research Fund.



İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT.....	vii
İÇİNDEKİLER.....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xi
ŞEKİLLER.....	xiii
TABLolar.....	xv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental Seramikler.....	3
2.1.1. Dental seramiklerin tarihçesi ve gelişimi.....	3
2.1.2. Dental seramiklerin sınıflandırılması.....	6
2.1.3. Aşıdırma özelliğinin karşılaştırılması.....	11
2.1.4. Zirkonya.....	12
2.1.5. Dental seramiklerin klinik başarısızlıkları ve uygulanan modifikasyonlar.....	14
2.2. Stres Analiz Yöntemleri.....	17
2.2.1. Sonlu elemanlar analizinin avantajları.....	22
2.2.2. Sonlu elemanlar analizinin dezavantajları.....	22
2.2.3. Sonlu elemanlar analizi çalışma prensibi.....	23
2.2.4. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile ilgili kavramlar.....	24
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	28

3.1.	Üç Boyutlu Modellerin Elde Edilmesi	29
3.1.1.	Prepare diş modelinin oluşturulması.....	32
3.1.2.	Kemik ve periodontal ligament yapılarının oluşturulması	33
3.1.3.	Siman tabakasının oluşturulması	33
3.1.4.	Alt yapılarının modellenmesi.....	33
3.2.	Ağ Yapısının Oluşturulması	36
3.3.	Eleman ve Düğüm Sayısının Belirlenmesi	37
3.4.	Materyal Özellikleri	38
3.5.	Sınır Koşullarının Belirlenmesi	38
3.6.	Yükleme Koşullarının Belirlenmesi.....	39
4.	BULGULAR	42
4.1.	Sentrik Okluzyonda Stres Dağılımı	42
4.1.1.	Veneer porselende oluşan stresler	42
4.1.2.	Zirkonya alt yapıda oluşan stresler	47
4.2.	Laterotruziv Harekette Stres Dağılımı	52
4.2.1.	Veneer porselende oluşan stresler	52
4.2.2.	Zirkonya alt yapıda oluşan stresler	55
5.	TARTIŞMA	65
6.	SONUÇ.....	74
7.	KAYNAKLAR.....	75

SİMGELER VE KISALTMALAR

ark.	Arkadaşları
CAD/CAM	Bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim
CaO	Kalsiyum oksit
CeO ₂	Seryum oksit
g/cm ²	Gram/santimetrekare
MgO	Magnezyum oksit
mm	Milimetre
mm ³	Milimetrekare
MPa	Megapaskal
MPa-m ^{1/2}	Karekök metrede megapaskal
N	Newton
OPC	Optimal preslenebilen seramik
PDL	Periodontal ligament
P _{max}	Çekme stresi
P _{min}	Basma stresi
SESA	Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi
SEM	Scanning electron microscope
Y-TZP	Yttrium stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri
Y ₂ O ₃	Yttrium oksit
µm	Mikrometre
3d	3 boyutlu
%	Yüzde
<	Küçük

> Büyük
° Derece
°C Santigrat



ŞEKİLLER

Şekil

2.1. Oklüzal yüzeyde metal bulunan modifiye alt yapı tasarımı	15
2.2. Bilezik yüksekliklerinin değiştirildiği modifiye alt yapı tasarımı	16
2.3. Ağ yapısı, düğüm noktaları ve elemanlar	25
3.1. 3 boyutlu çalışma modeli	29
3.2. Kortikal kemik	30
3.3. Spongios kemik	30
3.4. Periodontal ligament	31
3.5. Prepare diş modeli	31
3.6. Siman tabakası ile birlikte prepare diş modeli	32
3.7. Alt yapı ile birlikte prepare diş modeli	32
3.8. Model 1	34
3.9. Model 2	34
3.10. Model 3	35
3.11. Model 4	36
3.12. Ağ yapısı oluşturulurken kullanılan elemanlar	37
3.13. Modelin sabitlendiği düzlemler	39
3.14. Sentrik oklüzyonun simule edildiği yükleme bölgeleri ve yönü	40
3.15. Laterotruziv hareketi simule eden yükleme bölgesi ve yönü	41
4.1. 1. modelden 4. modele doğru sentrik oklüzyonda veneer yapıda görülen p_{max} (meziopalatinal görünüm)	44
4.2. 1. modelden 4. modele doğru sentrik oklüzyonda veneer yapıda görülen p_{max} (distobukkal görünüm)	45
4.3. 1. modelden 4. modele doğru sentrik oklüzyonda veneer yapıda görülen p_{min} (meziopalatinal görünüm)	47
4.4. 1. modelden 4. modele doğru sentrik oklüzyonda alt yapıda görülen p_{max} (meziopalatinal görünüm)	49
4.5. 1. modelden 4. modele doğru sentrik oklüzyonda alt yapıda görülen p_{min} (meziopalatinal görünüm)	51
4.6. 1. modelden 4. modele doğru laterotruziv harekette veneer yapıda görülen p_{max} (meziopalatinal görünüm)	53

4.7. 1. modelden 4. modele doğru laterotruziv harekette veneer yapıda görülen p_{min} (distobukkal görünüm)	55
4.8. 1. modelden 4. modele doğru laterotruziv harekette alt yapıda görülen p_{max} (meziopalatinal görünüm)	57
4.9. 1. modelden 4. modele doğru laterotruziv harekette alt yapıda görülen p_{min} (distobukkal görünüm)	58
4.10. Laterotruziv harekette veneer ve 4. model alt yapısının p_{max} değerleri	59
4.11. Laterotruziv harekette veneer ve 4. model alt yapısının p_{min} değerleri	60
4.12. Laterotruziv harekette zirkonya alt yapının p_{max} değerleri	60
4.13. Laterotruziv harekette zirkonya alt yapının p_{min} değerleri	61
4.14. Sentrik oklüzyonda zirkonya alt yapının p_{max} değerleri	62
4.15. Sentrik oklüzyonda zirkonya alt yapının p_{min} değerleri	62
4.16. Sentrik oklüzyonda veneer ve 4. model alt yapısının p_{max} değerleri	63
4.17. Sentrik oklüzyonda veneer p_{min} değerleri	64

TABLÖLAR

Tablo

3.1. Modellemede kullanılan eleman ve nod sayıları	37
3.2. Kullanılan materyallerin elastisite modülü ve poisson oranları	38



1. GİRİŞ

Metal destekli porselenler, 30 yıldan daha uzun süredir tam kron restorasyonlarda klinik kullanımı ve güvenilirliği nedeniyle altın standart olarak kabul edilmiştir. Dişe benzer restorasyonlar oluşturmak amacıyla, döküm metal alt yapılar yeterli veneer porselenle maskelenebilmektedir. Bununla beraber metalin gri rengi ve opasitesi, kalın bir opak tabaka gerektirir ve doğal dişin estetiğine ulaşmak zordur (1,2). Günümüzde tam seramik kronlar, posterior bölgede dahi tam kron restorasyonlarda daha estetik ve biyouyumlu bir seçenek olarak popüler hale gelmiştir. Tam seramik kronlar estetik, renk stabilitesi, aşınma direnci, kimyasal direnç ve biyouyumluluk konularında mükemmel özellikler gösterir (3,4). Tam seramik kronlar tek bir materyalden (monolitik) ya da metal destekli porselen restorasyonlara benzer şekilde yüksek dayanımlı seramik materyalden üretilen alt yapının uygun porselenle veneerlenmesi şeklinde iki tabakalı yapıda üretilebilir. Zirkonyum dioksit; estetik karakteristikleri, mekanik özellikleri ve biyouyumlulukları nedeniyle zirkonya destekli porselen kronlarda alt yapı materyali olarak pek çok avantaj sunar (5).

Zirkonya destekli porselen kronlarda restorasyon başarısızlıklarının asıl nedeni, veneer porselenin atması (chipping) ya da kırılmasıdır (6). Literatürde bu başarısızlık oranını azaltmak amacıyla alt yapıda uygulanan modifikasyonlara ilişkin çalışmalar vardır. Fakat araştırmaların çoğu alt molar dişte yapılan modifikasyonlarda progresif yükleme, maksimum ısırma ve çiğneme kuvvetleri ile ilgilidir.

Ortalama bir gülüşte %60 bireyde ikinci premolara, %32 bireyde birinci molarlara kadar olan dişler görünür (7,8). Premolar bölgesi, görünür estetik alandayken aynı zamanda da molar bölgedekine yakın çiğneme kuvveti alır. Monolitik kronların dayanımı zirkonya destekli tam porselen kronlardan daha fazla olmasına rağmen, opasitesi nedeniyle üst premolar bölgede kullanımı yaygın değildir.

Bu çalışmanın amacı; görünür bölgede bulunan st birinci premolarda zirkonya destekli porselenlerin chipping oranını azaltacak, aynı zamanda da opak olan zirkonya ile veneerin birleşim yerlerinin görülmediği farklı modifikasyonlarla en az stres oluşacak modeli belirlemektir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

2.1.1. Dental seramiklerin tarihçesi ve gelişimi

Seramikler, diş hekimliğinde önemli bir rol oynar. Seramiklerin diş hekimliğinde kullanımı, Charles H. Land'ın 1889 da tam porselen 'jaket' kron patentini almasına kadar dayanır. Seramik kronların bu yeni tipi, 1900'larda piyasaya sürülmüştür. Bu prosedür, porselen kaplama ya da Land'ın isimlendirdiği şekilde 'jaket' ile kayıp dişin yerine koyulmasını içerir. Restorasyon, E.B. Spaulding tarafından yapılan geliştirmelerden sonra daha yaygın olarak kullanılmıştır. İnternal mikroçatlaklar nedeniyle restorasyonun dayanıklılığı bilinmezken, porselen jaket kron, 1950'lere kadar geniş ölçüde kullanılmıştır.

Üretimdeki soğuma fazı sırasında internal mikroçatlak riskini azaltmak için, 1950'lerin sonlarında Abraham Weinstein tarafından metal destekli porselen geliştirilmiştir (9). Metal ve porselen arasındaki bağlanma, stres çatlaklarını önlemiştir. Kayıp mum tekniğiyle üretilen metal alt yapılar, geleneksel şekilde oluşturulan porselen jaket kronlarda görülen marjinal uyum problemini de çözmeye çalışmıştır. Metal destekli porselen kronlar porselen başarısızlıklarını azaltırken, metalin opak tabaka ile maskelenmesi, bu restorasyonun estetik başarısını azaltmıştır. Tam seramik restorasyonların tekrar ortaya çıkışı 1965'te, feldspatik porselen üretimine endüstriyel alüminöz porselen ilavesi ile (%50'den daha fazla) gerçekleşmiştir. W. McLean ve T.H. Hughes, %40-50 alümina kristali içeren alüminöz porselen alt yapıya sahip olan porselen jaket kronun bu yeni versiyonunu geliştirmiştir (10). Bu porselenin dayanıklılığı geleneksel porselen jaket kronun dayanıklılığının iki katı olmasına rağmen, sadece anterior bölgede kullanılabilmektedir. Yüksek opasitesi de bu konuda güçlük oluşturmuştur (11).

1950'lerdeki bir diğer gelişme, Corning Glass Works tarafından dökülebilir Dicor kron sistemlerinin geliştirilmesi olmuştur. Cam, mikanın çeşitli formları ile güçlendirilmiştir. Bu işlem, kayıp mum tekniğinin kullanımını içermiştir. Daha sonra ısıtıl işlem ya da seramizasyon işlemi uygulanmaya başlamıştır. Seramizasyon işlemi,

camın kontrollü kristalizasyonunu ve küçük kristallerin dağılmasını sağlamıştır. Kristal oluşum tipi, kullanılan feldspatik formülasyonuna bağlıdır. Farklı kristalin oluşumlarına lösit, floromika cam, lityum disilikat ve apatit cam seramikler örnektir. Kristal formasyonu, dayanıklılığı ve cam seramiğin sertliğini arttırmıştır. Dicor materyali için zaman ve sıcaklık; tetrasilisik floromika kristallerinin boyutu, miktarı ve büyüme hızını kontrol altına almıştır. Sonuçtaki monokromatik kron, üst tabakaya renk tabakasının uygulanması ile gölgelendirilmiştir. İşlemin zorlukları ve yüksek kırılma olasılığı, bu sistemin terk edilmesine neden olmuştur (12).

Feldspatik porselenin termal ekspansiyon katsayısını metalle uyumlu olacak şekilde artırmak için lösit ilave edilmiştir. Kristalin lösit fazı, feldspatik porselende çatlağın ilerlemesini yavaşlatmaya da yardım etmiştir. Yüksek lösit içerikli seramikler olan Empress I ve optimal preslenebilen seramik (OPS), 1980lerin sonlarında ilk preslenebilir seramik materyali olarak tanıtılmıştır. Empress ve OPS üretimindeki başlangıç aşamaları, Dicor ve Cerestore ile benzer olsa da ısıtılmış lösit destekli seramik ingotlar, özel olarak tasarlanmış presleme fırını kullanılarak kalıp içerisine preslenmiştir. Dicor kron ise santrifüj döküm kullanılarak oluşturulmuştur.

Preslenebilen seramik ingotların bu işlem süreci, laboratuvardaki kullanım kolaylığı ve estetiği nedeniyle daha popüler hale gelmiştir. Lösit destekli preslenebilen Empress materyalinin dayanıklılığındaki artışa rağmen, posterior bölgede kullanıldığında kırıkların hala olduğu gözlemlenmiştir (10).

Bu zaman süresince, cam içerikli seramik kor sistemi geliştirilmiştir. Vita, hacimce %85 sinterlenmiş alümina ile korun olduğu slip-casting işlemini kullanmış ve In-Ceram sistemini tanıtmıştır. Bu cam içerikli alümina kor, 352 MPa eğilme dayanımına sahiptir (13). Translusensi ve estetiği arttırmak için spinel ($MgAl_2O_4$), sinterlenmiş alüminanın yerini almıştır. İçeriğindeki oksitlerin değişimi, eğilme dayanımını hafif bir şekilde azaltmıştır fakat anterior bölge için daha uyumlu bir restorasyon elde edilmiştir. Vita, alümina ve zirkonyum oksit kristallerinin karışımı ile kora başka bir varyasyon daha eklemiştir. Bu varyasyon posterior kron ve köprüler için amaçlanıp, eğilme dayanımı 700 MPa'e yükselmiştir.

1990'ların ortasında Nobel Biocare, ilk bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) altyapısı olan Procera AllCeram koru tanıtmıştır. Bu kor, feldspatik seramik ile kaplanan %99.9 alümina içermektedir.

CAD/CAM teknolojisinin kullanımı, üreticileri zirkonyum dioksit içeren seramik altyapının yeni jenerasyonuna teşvik etmiştir. Pek çok üretici (Lava, 3M ESPE; Procera Forte, Nobel Biocare; and Cercon, DENTSPLY) önceden sinterlenmiş itriyum stabilize zirkonyum oksit bloklardan kron ve köprü altyapılarını tanıtmıştır. Daha büyük boyutta frezelenmiş altyapılar, 900-1300 MPa eğilme dayanımı ile mükemmel uyum sağlamak için 1500° de 11 saat sinterlenmiştir. Diğer üreticiler (Everest, KaVo, DC-Zirkon, Precident DCS), daha üst düzey marjinal uyum bulunduğunu gösteren bir çalışmanın üzerine (14) tamamen sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar frezelemiştir. Her iki üretim yöntemi de, çok üniteli posterior köprülerin kullanımına izin veren yeterli eğilme dayanımına sahip alt yapılar sağlamıştır.

1998'de Ivoclar, anterior bölgede tek ya da çok üniteli restorasyonlarda alt yapı olarak kullanılabilen lityum disilikat materyalini içeren IPS Empress II'i üretmiştir. Alt yapı, lityum disilikat için özel olarak tasarlanmış veneer seramik ile kaplanmıştır. 5 yıllık bir çalışma, sabit bölümlü protez alt yapısı olarak kullanıldığında %70 başarı oranı olduğunu göstermiştir.

1998'de Ceramay GmbH & Co tarafından Authentic; ikinci jenerasyon, düşük ısı, yüksek genleşmeye sahip, lösit cam destekli seramik materyal sunulmuştur.

2006'da lityum disilikat, preslenebilir ingot olarak yeniden ortaya çıkmıştır. Materyalin eğilme dayanımı, lösit destekli seramiklerden %170 daha fazla bulunmuştur (15).

Dental materyal üreticileri, metal alaşım içeren restoratif materyallerden uzaklaşan ve tam seramik restoratif diş hekimliğine yönelen bir eğilim göstermiştir. Araştırmalar ve gelişmeler asıl olarak iki konuya yönelim göstermektedir; iki tabakalı zirkonyum dioksit restorasyonların estetiğini ve dayanıklılığını geliştirmek

ve frezelenmiş monolitik posterior köprü materyalinin kullanımını sağlamayı başarmak.

2.1.2. Dental seramiklerin sınıflandırılması

Dental seramikler; içeriği, yapım yöntemi, erime ısısı, mikroyapısı, translusensi, kırılma dayanımı ve aşındırıcılığı gibi farklı özelliklerine göre sınıflandırılabilir (16). Genel olarak tam seramik restorasyonlar, monolitik lityum dioksit ve zirkonya restorasyonların kullanımına kadar anterior bölge ile sınırlandırılmıştır. Bu tip restorasyonların, dental arkta kullanılabilme bölgesiyle ilgili bir sınırlama yoktur. Diğer tüm seramik sistemlerin (monolitik formda kullanıldığı zaman), daha düşük eğilme dayanımı nedeniyle posterior bölgede kullanımı kısıtlıdır. Bu seramikler, posterior bölgede sadece yüksek dayanımlı alt yapı (metal ya da seramik) ile desteklendiğinde kullanılabilir.

İçeriğine göre sınıflama

Seramikler içeriklerine göre 3 sınıfa ayrılır: asıl olarak cam içeren seramikler, partikül dolduruculu camdan üretilenler (16) ve polikristalin içerenler (17).

Çoğunlukla cam içeren seramikler, en yüksek estetiğe sahiptir. Üreticiler doğal mine ve dentini taklit eden optik efektleri kontrol etmek için küçük bir miktar doldurucu partikül eklerler. Seramiğe daha fazla doldurucu partikül eklendiğinde mekanik özellikler daha fazla artar fakat estetik özelliklerde daha fazla azalma görülür. Polikristalin seramikler cam içermez. Kristalin düzenlemesi, bu seramik materyallere daha yüksek dayanıklılık sağlar fakat genel olarak daha az estetikdir. Temeli, diş renkli doldurucu materyallere (kompozit rezin) benzerdir. Matriks yapısı cam, doldurucu yapısı ise yüksek erime sıcaklığındaki kristalin partikülleridir (17).

Geleneksel dental seramikler silika (SiO_2), potas feldspar ($\text{K}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-6\text{SiO}_2$), soda feldspar ($\text{Na}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-6\text{SiO}_2$) esaslıdır (18). Termal ekspansiyon katsayısını, çözünürlüğü, erime ve sinterleme sıcaklıklarını kontrol etmek için pigment, opaklaştırıcı ve cam gibi farklı elementler eklenir.

Yapım yöntemlerine göre sınıflama

Seramiklerin sınıflamasında diğer bir yaklaşım da yapım yöntemlerine göre'dir. Bu toz/likit yapılı, slip casting, sıcak seramik presleme ve bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretimi (CAD/CAM) içerir.

a) Toz/likit yapılı

Karıştırılan seramik toz ve likit, konvansiyonel yapım yöntemidir. Bu kondenzasyon yöntemi, elle spatül ya da fırça yardımıyla toz/likit seramik karışımını metal alt yapı ya da seramik yapı ile birleştirir. Sulu karışım, fazla likitin uzaklaştırılması için vibrasyon yöntemiyle kondanse edilir. Uygulama sırasında oluşabilecek boşlukların uzaklaştırılması önemlidir, bu restorasyonun dayanıklılığını artırır. Üretimin belirli aşamalarında kondenzasyonun sağlanması ve nemin uzaklaştırılması için seramik yapı belirlenen sıcaklıkta vakumlanır, bu işleme sinterleme denir. Sinterleme işlemi sırasında, seramik ya da cam partikülleri pişirme ısısına ulaştığında partiküllerin temas noktalarında füzyon oluşur (12). Tipik olarak bir restorasyon, fırınlama döngüsünde yoğunlaşma ve büzölmeye izin vermek için %25 daha fazla hacimli hazırlanır.

b) Slip casting

Slip-casting üretim yöntemi, sinterlenen ve daha sonra lantanyum içrikli cam ile infiltre edilen slip-casting ile poröz kor üretimini içerir. Çift geçişimli devamlı ağ yapısı vardır: camsı faz ve kristalin alt yapı. Kristalin alt yapı; alümina (Al_2O_3), spinel ($MgAl_2O_4$) ya da zirkonya-alümina ($Ce-TZP-Al_2O_3$) olabilir (19). Restorasyonlar, geleneksel feldspatik porselenlerden daha yüksek dayanıklılığa sahiptir (12).

c) Isıyla preslenen seramikler

Isıyla preslenen seramik üretim tekniği, 1980'lerin sonlarında tanıtılmıştır ve dental teknisyene mumla modelasyon oluşturmaya izin verir. Daha sonra kayıp mum tekniği kullanılarak teknisyen, ısıtılmış modele plastize seramik ingot basabilir. Başlangıçta bu işlem için optimal preslenebilen seramikler ya da yüksek miktarda lösit cam içeren seramikler kullanılmıştır (12). 2006'da lityum disilikat, bu yöntem kullanılarak ikinci jenerasyon materyaller haline gelmiştir. Genel kullanılan bir teknik, restorasyonun tam kontur olarak mumla modelasyonun yapılmasını ve daha

sonra ısıyla preslenmesini içerir. İnsizal alan, mamelon oluşturmak için frezelenir. Bunu, çeşitli insizal porselenlerin uygulanması takip eder. Fırınlama sırasında büzülmeyi (yoğunlaşma) hesaplamak için tabakalanan porselen daha hacimli hazırlanır.

d) CAD/CAM

1990'ların ortasında, Nobel Biocare CAD/CAM alt yapısı ile ilk tam seramik üretimini tanıtmıştır. %99.9 alümina içeren alt yapı üzerine feldspatik seramik tabakalanmıştır.

CAD/CAM teknolojisinin kullanımı; taramaya, tasarıma ve tam konturlu restorasyonlara ya da tek-çok üniteli alt yapıya izin veren işlenebilir seramiklere kadar genişletilmiştir (20). Bugün iki farklı CAD/CAM yöntemi kullanılır. Birincisi, elektrik akımı boyunca iletici day ile tabaka tabaka toz haline getirilmiş materyalin elektrodpozisyonunun olduğu arttırıcı versiyondur (21). Bu teknik, hızlı prototipleme olarak da bilinir. Diğer (daha yaygın) yöntem ise, alt yapı ya da tam kontur restorasyonların solid blok bir seramik materyalden frezelendiği eksiltici yöntemidir. Eksiltici CAD/CAM işlemi için uygun materyaller silika bazlı seramikler, infiltrasyon seramikleri, lityum-disilikat seramikler ve okside yüksek performans seramikleri içerir (22). Örneğin lityum disilikat aslında lityum metasilikat olarak frezelenir ve daha sonra iki aşamalı fırında 820°C'e kadar ısıtılır. Bu fırınlama siklusu sırasında tanecik boyutunun kontrollü büyümesi (0.5 µm'den 5 µm'e) sağlanır ve metasilikat kristalleri disilikat kristallerine dönüşür. Bu kristalizasyon işlemi sadece fiziksel kompozisyonu ve dayanıklılığı değiştirmez, aynı zamanda istenilen seramik şekline de ulaşılmasını sağlar.

Fırınlama ısılarına göre sınıflandırma

Dental porselenler erime derecelerine göre sınıflandırılır. Bu kategoriler yüksek ısı (>1,300°C), orta ısı (1,101°C-1,300°C), düşük ısı (<850°C) olarak tanımlanır (18). Protez takım dişler, yüksek ısı porselen örneğidir. Kron ve köprü porselenleri, sisteme bağlı olarak orta ya da düşük ısı olabilir. Ultra düşük ısı porselenleri ise porselen ve glaze için kullanılabilir. Sınıflandırmayı basitleştirmek

için bazı yazarlar, 800°C de ayrımı belirlenmiş yüksek ya da düşük ısı porselenler olmak üzere iki kategoride sınıflamayı tercih etmektedir (23).

Mikroyapısına göre sınıflama

Porselenler iki farklı faza sahiptir: cam fazı (estetikle ilişkili) ve kristalin fazı (mekanik dayanıklılık ile ilişkili). Feldspatik porselende olduğu gibi, lösit olarak bilinen kristalin mineral (potasyum-aluminyum-silikat), feldspar eridiği zaman şekillenir. 1150°C ve 1530°C arasında feldspar, lösit kristal oluşturmak için uyumsuz erime geçirir. Uyumsuz erime, bir materyal eşit şekilde erimediği ve farklı bir materyalin olduğu işlemdir (18). Porselenin lösit içeriği, çatlak ilerleme dayanıklılığı ile ilişkilidir. Daha fazla lösit içeriği, çatlağın ilerlemesinde daha fazla azalma anlamına gelir (24). Porselenlerin bu tipi lösit destekli olarak bilinir. Tam seramik restorasyonların sinterlenmesi sırasında, çatlağın başlamasına ve ilerlemesine yol açan mikroporöziteler yüzeyde oluşur ve başarısızlıkla sonuçlanır (25–27).

Isıyla preslenen seramikler yüksek miktarda lösit kristalleri içerir ve lösit destekli cam seramikler olarak bilinir. Isıyla enjeksiyon siklusu sırasında, sinterleme işleminden kaçınılmalıdır (28). Lössit kristalleri, mikroçatlak formasyonuna neden olan çekme streslerindeki artışı etkisizleştiren bir bariyer olarak görev yapar (27,29). Seramiklerin bu tipi, metal alt yapının veneerlenmesinde ya da tam seramik restorasyon olarak preslenmek için kullanılabilir.

1960'ların ortalarında McLean ve Hughes, %40-50 alümina kristali içeren alüminöz porselen alt yapıya sahip tam seramik kron geliştirmiştir (10). Alümina, feldspatik porselenin dayanıklılığını lösitten daha fazla artırır dolayısıyla kırılma dayanımı artar (30). Alüminanın partikül boyutu, yığılmayı azaltarak mekanik özellikleri arttırmaktan sorumludur (31). Seramikler sinterlendiği zaman, partikül boyutu önemlidir.

Lityum disilikat, ısıyla preslenen seramik materyallerin ikinci jenerasyonudur. Bu seramik restorasyonlar, lityum disilikat destekli cam seramikler olarak isimlendirilir. Yaklaşık 360-400 MPa'a artırılmış eğilme direnciyle sonuçlanan %70 lityum disilikat kristalleri içerir (32). Lityum disilikat kristalleri, çatlağın yönünün değişmesine neden olur ve çatlağın ilerlemesini durdurur (33).

Saf oksit olarak zirkonya, doğada oluşmaz. Bilimsel terim olarak zirkonyum dioksit denir. Bu materyal; paslanmaz çeliğe benzer elastisite modülü, kimyasal ve boyutsal stabilite ve mekanik dayanımı nedeniyle tıpta ve diş hekimliğinde geniş olarak kullanılır (34). Zirkonya, 6 g/cm² yoğunluğa sahiptir. Zirkonyum oksidin teorik olarak yoğunluğu 6.51 g/cm²'dir. Bu iki yoğunluk değeri ne kadar yakın olursa partiküller arasında daha az boşluk olur bu da düz bir yüzey ve daha yüksek dayanıklılıkla sonuçlanır.

Zirkonyanın karakteristiğinde, 'transformasyon sertleşmesi' denilen çatlakın büyümesini durdurma kabiliyeti vardır. Sonradan meydana gelen çatlak, %3-5 lokalize hacim artışını ve tetragonal konfigürasyondan monoklinik konfigürasyona değişimi indükleyen çekme stresi oluşturur. Bu hacim artışı, çatlakın etrafında oluşan çekme stresinin basma stresine değişimiyle sonuçlanır. Basma kuvvetleri, eksternal çekme kuvvetlerini karşılar ve çatlakın daha fazla ilerlemesini durdurur (35,36). Zirkonya dioksit, monolitik restorasyon olarak ya da veneer porselen ile alt yapı materyali olarak kullanılabilir.

Translusensinin sınıflandırılması

Translusensi, materyalden geçen ışığın miktarına bağlıdır. Mine daha translusent olduğu için, dişin rengini dentin belirler. Bu translusentlik, altta dentin bulunmayan interproksimal ve insizal kısımlarda daha belirgindir.

Dental seramiklerin translusentliğini de pekçok faktör etkiler. Materyalin kalınlığı en büyük faktördür (37,38) fakat translusensi fırınlama sayısından (39), altyapının şeklinden (40) ve ışık kaynağının tipinden de (41) etkilenir.

Porselen translusensi, kontrast oranı ya da siyah ve beyaz zemin üzerinde eşit kalınlıkta seramik materyalin arasındaki renk farkı olarak tanımlanan translusensi parametresi ile ölçülür (42).

Seramik matriksteki kristallerin sayısı, büyüklüğü ve kimyasal doğası; ışık kaynağının dalga boyuyla karşılaştırıldığında absorbe ettiği, yansıttığı veya geçirdiği ışık miktarını etkileyecektir (43). Bu nedenle, cam matriksteki kristal sayısı ne kadar büyük olursa seramik o kadar translusent olur. Doldurulmamış cam matriks miktarı ne kadar çoksa (feldspatik porselendeki gibi), yapıdan daha fazla ışık geçer ve daha translusent bir görünüm oluşur. Hiç cam matriks bulunmayan zirkonya dioksit ise en yüksek opasiteye sahiptir.

Yüksek dayanımda çeşitli alt yapı materyalleri vardır, bunun yanı sıra alt yapının opasitesinin restorasyonun estetiği üzerine de etkisi vardır. Heffernan ve ark., kontrast oranını kullanarak klinik olarak uygun kalınlıkta 6 farklı tam seramik alt yapı materyalini karşılaştırmış ve materyalleri en translusentten en opağa doğru sınıflandırmıştır (43).

Kırılma dayanımına göre sınıflandırma

Bir çatlak oluştuğu zaman seramiğin dayanımını ifade edebilecek en kantitatif yol, çatlağın ilerlemesini durdurma yeteneği olan ‘ kırılma dayanımı’ olarak belirtilir (16). Bir materyalin daha yüksek kırılma dayanımı varsa, mümkün olduğunca yumuşak kırılmaya uğracaktır. Ani kırılma, düşük kırılma dayanımı değerlerine sahip materyallerin karakteristiğidir. Eğilme dayanımı da, materyalin yük altında deformasyona karşı direnebilme yeteneği olarak tanımlanır. Zirkonyanın eğilme dayanım değerleri 900 MPa-1,100 MPa arasındadır.

2.1.3. Aşındırma özelliğinin karşılaştırılması

Seramik restorasyonların karşıt diş minesinde aşınmaya neden oldukları bilinmektedir (44). Dental seramiklerin aşındırıcılığı asıl olarak materyalin yüzey pürüzlülüğü ile belirlenir (45). Aşınmanın oluşması için iki cismin aşınma yüzeyi arasında mekanik kilitlenme ile gelişen bir sürtünme olması gerekir. Düşük ısı porselenleri, seramik yüzeyin aşındırıcılığını azaltmak için daha düşük konsantrasyonlarda ince grenli lösit partikülleri ilave edilerek geliştirilmiştir.

Elmaria ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, çeşitli restoratif materyallerin (altın, glazeli ve polisajlı ya da sadece glazeli Finesse- düşük lösit içerikli seramik, Procera AllCeram, IPS Empress) karşıt mineyi aşındırmasını karşılaştırmıştır (44). Altın, glazeli ve polisajlı Finesse ve glazeli ve polisajlı AllCeram’ın en az abraziv olduğunu, sadece glazeli IPS Empress’in ise en abraziv olduğunu göstermişlerdir. Farklı Y-TZP dental seramiklerle ısıyla preslenmiş seramik ve düşük ısı feldspatik porselenlerinin karşıt minedeki aşındırıcılığının değerlendirildiği bir çalışmada ise minede en yüksek aşınma oluşturan seramikler sırasıyla düşük ısı feldspatik porselen, ısıyla preslenmiş seramik ve Y-TZP seramikler (Prettau, Lava, Rainbow) olarak bulunmuştur (46). 3 farklı Y-TZP ve feldspatik porselenin karşıt dişi aşındırma miktarlarının karşılaştırıldığı diğer bir çalışmada ise alt grup olarak polisajlanmış zirkonya, renklendirilmiş zirkonya ve renklendirilmiş ve glaze uygulanmış

zirkonyanın aşındırıcılığı da değerlendirilmiştir (47). SEM gözlemlerinde feldspatik seramik grupta poröz bir yapı izlenirken, Y-TZP gruplarının düz bir yüzeye sahip olduğu görülmüştür. Y-TZP gruplarının içerisinde, renklendirilmiş ve glaze uygulanmış Zirkonzahn Y-TZP'nin yüzey pürüzlülüğü diğer gruplardan önemli derecede daha yüksek ($3.07 \pm 0.98 \text{ mm}^3$) bulunmuştur yine de aşındırma miktarının feldspatik porselenden daha az olduğu gözlenmiştir. Karşit dişte en az aşınma ise polisajlanmış Zirkonzahn Y-TZP grubunda ($1.11 \pm 0.51 \text{ mm}^3$) izlenmiştir. Veneer porselen ile Y-TZP'nin karşit dişi aşındırıcılığındaki farkların yüzey karakterinden kaynaklandığı düşünülmüştür. Y-TZP'nin yüzey karakteri göreceli olarak daha düzenli ve homojen bir yapıdır. Jung ve arkadaşları (48) ile Preis ve arkadaşlarının (49) yaptığı çalışmada da zirkonyanın daha pürüzsüz yapısı nedeniyle karşit dişi dental porselenden daha az aşındırdığı belirtilerek diğer çalışmalar desteklenmiştir.

2.1.4. Zirkonya

Polikristalin zirkonyum dioksit (zirkonya), diş hekimliğine girdikten sonra mükemmel mekanik özellikleri, metal seramiklere göre geliştirilmiş doğal görünümü ile özellikle protetik alanda oldukça ilgi görmüştür (50).

Zirkonya, in vitro ve in vivo çalışmalarda (51–53) gösterildiği gibi titanyuma göre daha az bakteriyel adezyona izin veren, suda çözünmeyen ve sitotoksik olmayan (54–56) seramik bir materyaldir. Bununla birlikte tatminkar bir radyoopasite ve düşük korozyon potansiyeli gösterir (50).

Saf, alaşımsız zirkonya ortam basıncında polimorfik ve allotropiktir, farklı sıcaklıklarda ise 3 farklı şekil gösterir: kübik (2370-2680°C arası), tetragonal (1170-2370°C arası), monoklinik (oda sıcaklığından 1170°C'e kadar) (57). Soğuma sırasında spontan olarak tetragonal formdan daha stabil olan monoklinik faza dönüşür ve kristallerin hacminde önemli bir artış (%4-5) meydana gelir, bu da materyalde yüksek basma stresi oluşturur.

Zirkonya; MgO, CaO, Y_2O_3 ve CeO_2 gibi 'stabilize edici' olarak adlandırılan kübik oksitlerle alaşım yaptığında faz transformasyonu oluşur böylece zirkonya kristalleri oda sıcaklığında, termodinamik olarak yarı kararlı durumda kübik ya da tetragonal yapıda kalır. Sonuçta kristallerin hacmi artar bu da çatlağı sınırlandıran basma stresiyle sonuçlanır (57). Bu mekanizmaya 'transformasyon sertleşmesi' ya da

‘faz transformasyon sertleşmesi’ (58) denir ve zirkonyanın diğer seramikler arasında en yüksek eğilme dayanımı ve kırılma sertliğine sahip olduğunu açıklar.

Pek çok zirkonya bazlı seramik mevcut olsa da dental uygulamalar için çoğunlukla zirkonya içerikli sistemlerin üçü kullanılmaktadır. Bunların ikisi faz değiştiren materyallerdir: cam infiltre zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) ve magnezyumla kısmen stabilize zirkonyum (Mg-PSZ). Üçüncüsü ise en sık kullanılan ve monofazik bir materyal olan itriyumla kısmen stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri (3Y-TZP) dir (50).

İtriyum stabilize tetragonal zirkonya şekil değiştirebilir yapıdadır, t- şekilli tanecikler %3 mol itriyum oksid (Y_2O_3) ilave edilerek stabilize edilir. Düşük porözite ve yüksek densite gösterir. Dental uygulamalarda en yaygın kullanılan zirkonya formudur.

Zirkonyanın mekanik özellikleri

Zirkonyanın mekanik performansı, hem tek kronlarda hem de 3 ve 4 üyeli sabit parsiyel protezlerde kapsamlı olarak araştırılmıştır. Deneysel koşulların ve ölçümlerin farklılığı nedeniyle değişken veriler elde edilmiştir.

Zirkonyanın mekanik özelliklerinin, diş hekimliğinde kullanılan diğer seramiklerden daha yüksek olduğu kanıtlanmıştır. Kırılma sertliği $6-10 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$, eğilme dayanımı $900-1200 \text{ MPa}$ ve basınç dayanımı 2000 MPa ’dır (34,50,59). Zirkonya restorasyonların ortalama yük taşıma kapasitesi de 755 N olarak bildirilmiştir (60).

Zirkonyanın partikül boyutu

Partikül boyutu, zirkonyanın mekanik özelliklerini dramatik olarak etkiler. Daha yüksek sıcaklıklarda ve daha uzun sinterleme sürelerinde daha büyük boyutlarda partikül oluşur (61). Kritik kristal boyutu yaklaşık $1\mu\text{m}$ ’dir. Bu boyutun yukarısında zirkonya düşük stabilite nedeniyle spontan faz transformasyon sertleşmesine daha yatkın olurken, daha küçük partikül boyutlarında zirkonya bu fenomene daha az duyarlı hale gelir. $0,2 \mu\text{m}$ ’nin altında ise faz transformasyon sertleşmesi oluşmaz, zirkonyanın kırılma sertliği azalır. Sonuç olarak sinterleme koşulları, kristal boyutlarını, dolaylı olarak da mekanik özellikleri ve zirkonyanın stabilitesini etkilediği için önemlidir.

2.1.5. Dental seramiklerin klinik başarısızlıkları ve uygulanan modifikasyonlar

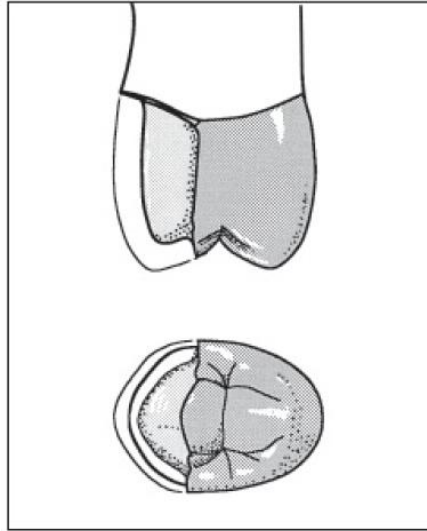
Seramikler, önemli bir deformasyon olmadan kırılmaya eğilimi olan kırılğan bir materyaldir. Başarısızlıklar, veneer materyalinde daha sıktır. Zirkonya destekli restorasyonların posterior bölgedeki teknik komplikasyonlarının en önemli klinik nedeni olarak, veneerdeki kırık (chipping) gösterilmektedir Zirkonya destekli sabit parsiyel protezlerin 3 yıllık klinik çalışmasının sistematik derlemesinde veneer porselende %27 kırık olduğu, alt yapıda ise sadece %1 oranında kırık görüldüğü bildirilmiştir (62). Veneerdeki kırıklar tipik olarak veneer seramikte ya da alt yapı-veneer arayüzünde oluşur. Lityum disilikat kronların kırılma yüklemesine bakıldığı in vitro bir çalışmada, kırık %75 alt yapı-veneer arayüzünde, %20 veneer materyalinde, %5 de alt yapıda görülmüştür (63). 19 başarısız veneerlenmiş zirkonya kronun kırılma analizinde 10 kırığın veneer yüzeyinden, 6 kırığın alt yapı-veneer arayüzünden kaynaklandığı bulunmuştur (64). Alt yapı ve veneer seramiklerin uyumsuz ısısal genleşme katsayısı nedeniyle veneerde oluşan çekme ön stresi, iki tabakalı tam seramik restorasyonlarda arayüz kırıklarına neden olmaktadır. Veneer seramiklerin ısısal genleşme katsayısını uyumlamak, veneer ve alt yapı arasındaki bağlanmayı geliştirmeye yardım edebilir (65,66). Arayüz başarısızlıklarının diğer bir nedeni, veneer ve alt yapı materyali arasındaki bağlantıdır. Yüzey tedavisi (partikül abrazyon) ile bağlanma geliştirilmektedir bununla birlikte çalışmalar, bu teknolojinin sınırlı gelişme sağladığını bildirmiştir (67–69). Veneer materyalindeki koheziv başarısızlıklar (chipping); veneerin yetersiz alt yapı desteğinden, kronun aşırı yüklenmesinden ve uyumlama sırasındaki yüzey defektlerinden kaynaklanır (64). Özellikle tüberkül ve marjinal sırtlarda veneer seramiği desteklemek için dizayn edilen alt yapılar, eşit kalınlıktaki alt yapılardan daha iyi performans gösterir (70,71). Anatomik alt yapılar, restorasyonun kırılma dayanımını %30 artırır (72).

Zirkonya alt yapının tasarımı, veneer porselenin performansını etkileyebilir. Millenmiş seramik alt yapının eşit şekilde 0.4-0.7 mm kalınlığı, klinik araştırmalardan (73,74) ziyade deneysel bilgilere dayanmaktadır. Bununla birlikte porseleni çekme streslerinden korumak ve desteklemek amacıyla kayıp mum tekniği ile üretilen metal alt yapılara kıyasla çoğu millenmiş seramik alt yapı, porselen kalınlığına göre konturlanmamaktadır.

Veneer porselenin çekme stresini en aza indirecek alt yapı tasarımları, mekanik başarısızlıkları azaltabilir. Anatomik konturlu mum modelasyon ve çift yönlü tarama tekniği ile bağlantıda yapılan kesimlerle özelleştirilmiş zirkonya alt yapı yöntemi, zirkonya alt yapıların tasarımını optimize etmek ve özelleştirmek için geliştirilmiştir (74). Bu teknikle porselen kalınlığının kontrolü kolaylaştırılmıştır.

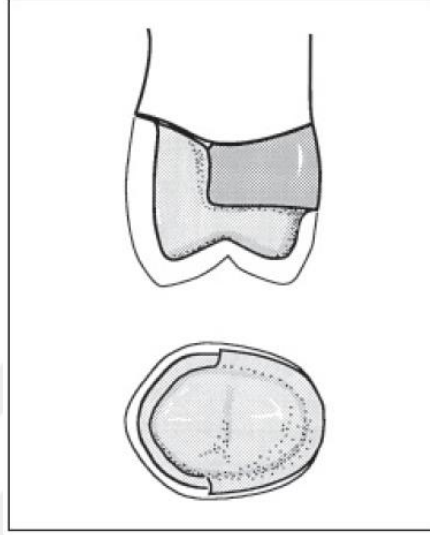
Tam seramik tabakalı yapıların klinik performansını geliştirmek için, 1980’lerde çalışılmaya başlanan deneysel metal seramik restorasyonlara dayanarak fonksiyonel tüberküllerin desteklendiği alt yapı dizaynı üzerine çalışılmaktadır (71,74–76). Fakat bu deneysel alt yapı tasarım modifikasyonları, kontrollü olarak uygun bir şekilde test edilmemiştir.

Geleneksel metal destekli veneer porselen kron tasarımında oklüzal temasların metalde yer alması için maksiller premolar ve molarlarda bukkal yüzdeki porselen, bukkal tüberkülün lingual eğiminin yarısına ve tüberkül tepesine uzanır. Porseleni desteklemek için bukkal tüberkül altında metal kenarları yuvarlatılmış olmalıdır. Bu modifikasyon çoğu hastanın kozmetik gerekliliklerini karşılayacak ve metal-porselen bağlantısı oklüzal temaslardan uzakta yapılırsa restorasyonun uzun dönem devamlılığını sağlayacaktır. Bu tasarım, porselenin santral oluğa uzandığı ya da tüm oklüzal yüzeyi kapladığı tasarımlara göre kırılmaya daha dirençlidir (77) (şekil 2.1).



Şekil 2.1. Oklüzal yüzeyde metal bulunan modifiye alt yapı tasarımı

Estetik beklentisi yüksek hastalarda ise oklüzal yüzey porselenle kaplanabilir. Bukkal bilezik için diş yapısındaki kaybı en aza indirmek amacıyla bukkal yüzde 1-2 mm genişliğinde metal bilezik kullanılabilir. Marjinal sırtlar altındaki metal desteği için ise oklüzali porselen ile kaplanmış posterior kronlarda lingualden proksimale uzanan 3 mm yükseklikte metal bilezik yapılmalıdır (77) (şekil 2.2).



Şekil 2.2. Bilezik yüksekliklerinin değiştirildiği modifiye alt yapı tasarımı

Metal destekli porselen kron tasarımlarındaki bu modifikasyonlar, tam porselen kronlara da yansıtılmıştır. Bir çalışmada lingual tüberkülde porselen desteğini arttıran alt yapı tasarımı modifikasyonlarının kırılma direncini arttıracığı öne sürülmüştür (78). Nelson ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada anatomik olarak tasarlanmış Y-TZP kronlarda porselen veneer desteğini arttırmak amacıyla alt yapı tasarımında yapılan modifikasyonların etkisi değerlendirilmiştir (79). Diğer bir çalışmada da veneer seramiğin proksimal ve lingualde kırılmasını en aza indirmek için, bukkal yüzey hariç diğer tüm yüzeylerde zirkonya yapı bırakılmıştır (80). Bu modifikasyonlar doğrultusunda porselende adeziv ve koheziv başarısızlıkları azaltmak için bir çalışmada da porselen veneeri bukkal yönde sınırlandıran bir tasarım yapılmıştır ve 2 yıllık takipte komplikasyon görülmemiştir (81). Zirkonyanın eksternal yüzeylerde kullanımı, işlenmiş yüzeylerin dikkatli polisajını gerektirir. Yeterli polisajlanmamış zirkonya yüzeyler, karşıt yüzeyler için aşındırıcı olabilir (81).

2.2. Stres Analiz Yöntemleri

Dental alanda bir yapının tasarımı için öncelikle öngörülen yükler altında oluşacak streslerin tahmini gerekir. Bunun için stres analizi yapılır. Stres analizi, bir yapı içerisinde yüklere bağlı olarak meydana gelebilecek streslerin incelendiği bir uygulamadır. Stres analiz tekniği teorik ve deneysel alt gruplara ayrılabilir. Teorik yaklaşımlar, matematiksel formüller ve sonuç denklemlerin çözümünü gerektirir. Deneysel yaklaşımlar ise, genellikle ilgili yapı üzerinde doğrudan veya yapının modellenmesi yoluyla elde edilen ölçümlerin kullanımını içerir (82).

Ağızdaki fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler dişler, kemik, yumuşak dokular ve ağız içerisinde kullanılan dental materyallerde streslerin oluşmasına yol açar. Ortaya çıkan bu streslerin dağılımlarının saptanması ve analizi ağız içinde yapılacak restorasyonların başarısını arttırmak için gereken geliştirme çalışmalarında önemli bir anahtardır. Bu nedenle diş hekimliğinde çeşitli stres analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemleri şunlardır (83):

- a. Gerilim ölçer kuvvet analiz yöntemi
- b. Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi
- c. Holografik interferometre ile kuvvet analiz yöntemi (Lazer ışıklı kuvvet analiz yöntemi)
- d. Kırılma vernik kuvvet analiz yöntemi
- e. Termografik kuvvet analiz yöntemi
- f. Radyoteleometri kuvvet analiz yöntemi
- g. Sonlu elemanlar kuvvet analiz yöntemi

a. Gerilim ölçer kuvvet analiz yöntemi

Gerilim ölçme cihazları, yük altındaki yapılarda oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan aygıtlardır. Bu aletler mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik özelliklidir. Elektriksel gerilim ölçer ile cisim, elastikiyet limitleri dahilinde gerilir, böylece daha ince ve daha uzun forma dönüşür. Bu değişiklikler yapı içinde elektriksel direnci arttıracaktır ya da tam aksine iletken aygıt, cisme baskı yapacak ve böylece cismin boyu kısalacak, kalınlaşacak ve

bu sayede elektriksel direnci azalacaktır. Gerilim ölçer yöntemi ise, bu elektriksel direncin ölçülmesiyle yapı içerisinde oluşan stres miktarını belirler (84–86).

Gerilim ölçer yöntemi; kırık fiksasyonun biyomekanik analizinde, tibia-femoral birleşiminin dinamik hareketinde, topukta oluşan makaslama kuvvetinin ölçümünde kullanılmaktadır. Dental alanda ise; vidalardaki öncül yüklemelerin araştırılmasında, kompozitlerin polimerizasyon büzülmesinde, endodontik tedavi sırasında oluşan kök deformasyonu kaydında, dental implantlar çevresindeki kemikte oluşan yüklerin farklı koşullar altında gözlemlenmesini ve farklı ölçü tekniklerinin doğruluğunun karşılaştırılmasında kullanılmaktadır.

Gerilim ölçer yönteminin avantajları:

- Nicel değerlendirme yapabilmesi
- Verilerin matematiksel işlemler için kullanılabilmesi ve in vivo uygulamalarda kullanılabilmesidir.

Gerilim ölçer yönteminin dezavantajları:

- Gerilim ölçerlerin boyutlarından dolayı küçük objelerde kullanımı sınırlıdır
- Farklı güçler, benzer tek yönlü gerilim ölçümleri sonuçlarına yol açabilmektedir (87).

b. Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi

Fotoelastik yöntem, modeldeki iç baskıları ve gerilimleri gözle görülebilen ışıık taslakları haline dönüştürerek, gerilimin doğrudan gözlenmesine imkan veren bir analiz tekniğidir. Bu yöntem, optik bir yöntem olup araştırılmak istenen yapının fotoelastik niteliği olan materyalden modeli yapılarak, polariskop denilen alet yardımıyla belirli yüklemeler altında kuvvet çizgileri incelenip fotoğraflandırılması esasına dayanır. Fotoelastik kuvvet analizi yöntemiyle destek dişlere, restorasyonlara, kemiğe ve implantlara iletilen kuvvetlerin miktarı ve lokalizasyonu, fotoelastik modelde kuvvet çizgilerinin ayrımı gözlenebilmektedir. Yüklenmiş modelden alınan kesitler polariskop cihazında incelendiğinde kuvvete maruz kalan bölgelerde izokromatik çizgiler denilen, kuvvetin lokalizasyonu ve yoğunluğu hakkında bilgi veren çizgiler görülür. Çizgilerin sayısı ne kadar fazla ise, gerilim

büyüklüğü de o kadar yüksektir. Çizgiler ne kadar birbirine yakınsa gerilim o kadar büyüktür. Bu yöntemle elde edilen bilgilerle muhtemel zayıf noktalar, kırılma bölgeleri ve kuvvet etkisiyle oluşabilecek biyolojik değişiklik bölgeleri tespit edilebilmektedir (88).

Bu geleneksel yöntem osteosentetik aygıtların gelişiminde, yapay bacaklarda ve diz bağlantılarında meydana gelen kuvvetlerin değerlendirilmesinde kullanılmıştır. Diş hekimliğinde ise; travmatize dişlerde kullanılan splint tekniklerinde, kanal preparasyonunda kullanılan rotary aletlerinde, endodontik post sistemlerinde ve kompozit restorasyonlarda meydana gelen stres dağılımında kullanılmaktadır (87). Sabit protetik restorasyonların modifikasyonları, distale uzantılı protezlerin son desteklerindeki gerilmeler, implant destekli sabit bölümlü protezlerde yük iletimleri, doğal dişlerle birlikte destek alınan implant tasarımlarındaki gerilmeler ve implant destekli overdenture'larda tutucu tasarımları da değerlendirilebilir (89).

Fotoelastik analiz yönteminin avantajları:

- Ucuz ve kullanımının kolay olması,
- Mekanik problemler hakkında genel bilgi vermesi,
- Obje içerisindeki yükleme koşullarını sergilemesidir.

Fotoelastik analiz yönteminin dezavantajları:

- İnvivo çalışmalarda kullanılamaması,
- Fotoelastik rezin kullanımı gerekliliği,
- İnternal rezidüel streslerin ölçüm sonuçlarında hataya neden olabilmesi,
- Nicel ölçümler için kullanımının zor olmasıdır (87).

c. Holografik interferometre ile kuvvet analiz yöntemi (Lazer ışıklı kuvvet analiz yöntemi)

Holografik interferometri, lazer ışını kullanarak bir cismin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir.

Bu yöntem, yüzey deformasyonlarını nanometre boyutunda algılayıp görünür ışın saçaklarına dönüştürebilen bir yöntemdir. Test modeli üzerinde tahribat yapmayan, objenin çoğunlukla gerçek boyutlarında incelenebildiği, yüzey deformasyonlarının nanometre boyutunda kaydedilebildiği çok hassas bir kuvvet analiz yöntemidir (90).

d. Kırılğan vernik kuvvet analiz yöntemi

Bu yöntemle analizi yapılacak olan modelin üzerine özel bir vernik sürülüp fırındandıktan sonra yüklenmesi sağlanır. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgelerdeki çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu göstermektedir (90).

e. Termografik kuvvet analiz yöntemi

Bu analiz yöntemi; ‘homojen, izotropik bir materyale periyodik olarak yükleme yapıldığında ısıda oluşan değişiklikler materyalin ilgili noktalarındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılıdır’ prensibini esas almaktadır. Çiğneme esnasında bu analiz için gereken periyodik yükleme frekansına ulaşmak mümkün olsa da dental implantların statik yüklemesi bu yöntemle yapılamamaktadır (90).

f. Radyotelemetri kuvvet analiz yöntemi

Bu yöntem birleşik bir donanım ve yazılım yardımıyla elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulu bir yöntemdir. Yöntemde bir güç kaynağı, radyasyon iletici, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydedici mevcuttur. Gerilim ölçerlerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet vermekte ve bu da radyotelemetrenin frekansını etkilemektedir (90).

g. Sonlu elemanlar kuvvet analiz yöntemi

Sonlu elemanlar stres analizi canlı dokular da dahil olmak üzere tüm materyallerde meydana gelen stres (gerilim) ve gerinimleri (strain) hesaplamada kullanılabilen matematiksel bir mühendislik metodudur. Sonlu elemanlar stres analizinde, analiz edilecek canlı ya da cansız yapıların modellenmesi gerçeğe en yakın şekilde yapılarak matematiksel olarak ifade edilir. Bilgisayar teknolojisinin gelişmesiyle araştırmalarda bu yöntemin kullanılması da popülerleşmiştir. Bilgisayar desteği ile yapılan bu analiz, diğer analizlere göre daha detaylı ve gerçeğe daha yakın

sonuçlar vermektedir. Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde analizi yapılacak yapı, sonlu sayıdaki parçalara bölünerek kuvvet karşısındaki durumu matematiksel olarak incelenir. Bilgisayar yardımıyla oluşturulan modelde, belirlenen şiddet, yn ve alandaki kuvvet uygulamasına bağlı olarak ortaya çıkan şekil değişiklikleri, stres dağılımı ve şiddetleri saptanmaktadır (91,92). Yapısal analizi; eksternal kuvvet, basınç, termal değişiklikler ve diğer faktörlerin neden olduğu gerilim ve gerinimin belirlenmesine olanak tanır (93).

SESA ilk olarak 1956 yılında havacılık endüstrisinde kullanılmaya başlanmış ve günümüzde havacılık ve uzay mühendisliği, otomotiv sektörü, biyomedikal, jeoteknik, elektromanyetik, hidrolik ve nükleer enerji mühendisliği alanlarında rutin olarak kullanılmaya devam etmektedir (94,95). Bu matematiksel analiz yöntemi, her ne kadar karmaşık geometriye sahip mühendislik yapı sistemleri için geliştirilmiş olsa bile bilgisayar teknolojisinin gelişimiyle diş hekimliği biyomekaniğinde de kullanım alanı bulmuştur. Diş hekimliğinde 1970’li yıllarda Farah ve arkadaşlarıyla (96) kullanıma giren sonlu elemanlar analiz yöntemi diş hekimliğinin şu alanlarında kullanılmaktadır (97):

- Dental materyaller
 - Diş ve katmanları (mine, dentin, sement)
 - Amalgam
 - Kompozit rezinler, cam iyonomer simanlar ve yapıştırma simanları
 - Cam, seramik ve zirkonyum sistemler
 - Metaller ve metalik sistemler
 - Post ve kanal dolgu maddeleri
- Oral ve maksillofasiyal yapıların mekaniği ve cerrahisi
 - Maksilla ve mandibula kırıkları ile bunların fiksasyonu, osteotomi
 - Temporamandibular eklem mekaniği
 - Periodontal ligament, alveol kemiği, trabeküler kemik, kortikal kemik
 - İmplant materyalleri, mini vida ve plak
- Ortodontik tedaviler, dişlerin hareket ettirilmesi, ortodontik apareyler

- Konservatif ve endodontik tedaviler, kavitelerin modellenmesi, kole defektleri, kök kanal sisteminin modellenmesi, kanal içi stresler, kanal eğeleri, irrigasyon sistemleri ve iğneleri
- Dental restorasyonlar
 - Dolgu materyalleri
 - Kron ve köprü protezleri
 - Sabit ve parsiyel protezler
 - Dental implantlar
- Tasarım özellikleri
- Materyal özellikleri
- Kuvvet yükleme ve diğer parametreler
- Osseointegrasyon

2.2.1. Sonlu elemanlar analizinin avantajları

1. Düzenli geometri göstermeyen katılar ile farklı özelliklere sahip karmaşık yapılara uygulanabilirliği,
2. Gerçek yapıya çok daha yakın bir modelin hazırlanabilmesi,
3. İstenilen sayıda malzeme kullanılabilmesinin yanında araya yapay bir model materyali veya malzeme girmeden, yapının mekaniksel özellikleri ile uygunluğun mümkün olan en iyi şekilde elde edilebilmesi,
4. Stres tipinin ve stres dağılımının birlikte ve çok duyarlı olarak elde edilebilmesi,
5. Deneysel aracın kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesidir (98–100).

2.2.2. Sonlu elemanlar analizinin dezavantajları

1. Lineer elastik bir stres analiz yöntemidir. Gerçekte canlı ve cansız yapılar, yük altında belli bir sınıra kadar elastik, daha sonra plastik deformasyon gösterirler. Diş hekimliğinde uyguladığımız kuvvet miktarları, ancak elastik deformasyon oluşturacak sınırlar içerisindedir (92).

2. Diş hekimliği alanında yapılan çalışmalarda kullanılan yapılar, homojen ve izotropik yapılar olarak kabul edilir. İzotropik yapıların özellikleri bütün doğrultularda aynıdır ve hiçbir materyal % 100 homojen ve izotropik değildir (92,101).

3. Modellemede çözüm sürecini gerçekleştirebilmek için, belirli varsayımlar yapılması gerekmektedir. Ancak kemik-implant temasının % 100 olduğu varsayılmaktadır. Ancak histomorfometrik veriler hiçbir zaman kemik implant temasının % 100 olmadığını belirtmektedir (102–104). Kemik-implant teması; implant yüzey pürüzlülüğü ve kaplama tekniği başta olmak üzere birçok faktörden etkilenmektedir (101).

4. Kemik ve implantlar karmaşık yapılardır ve doğru bir şekilde üç boyutlu modele aktarılmaları zordur. Üç boyutlu modellemelerde, iki boyutlu modellemelere göre gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilebilmektedir (105).

5. Hesaplanan değerler kesin olarak alınmamalı, yapıların gerilme altındaki stres dağılımları değerlendirilmelidir.

2.2.3. Sonlu elemanlar analizi çalışma prensibi

SESA yönteminin uygulanmasındaki temel aşamalar sırasıyla şunlardır:

- a. Yapının modellenmesi ve elemanlara bölünmesi
- b. Analiz verilerinin yüklenmesi
- c. Analizin çözümlenmesi

a. Yapının modellenmesi ve elemanlarına bölünmesi

Öncelikle analizde kullanılacak tüm yapılar bilgisayar ortamına aktarılarak bir geometrik model oluşturulur. Geometrik modeller bilgisayar destekli tasarım programları kullanılarak elde edilir ve karmaşık yapıların modellenmesinde, üç boyutlu bilgisayarlı tomografi tarayıcısı veya üç boyutlu lazer tarayıcısından faydalanılabilir. Hazırlanan geometrik model mümkün olduğunca fazla sayıda elemana bölünür. Eleman sayısı ne kadar çok olursa analizde gerçeğe o kadar yakın sonuçlar elde edilebilir (106). Eleman ve düğüm sayısının en az 30.000-200.000 arasında ve eleman boyutunun da 150-300 μm olması gerektiği bildirilmiştir. 300 μm

'den daha büyük eleman boyutunun kullanımı aldatıcı sonuçların elde edilmesine neden olabilmektedir (107–109). Sonlu elemanlar yönteminde elemanlar, geometrilerine göre; üçgen, paralelkenar ve dörtgen olarak, boyutlarına göre; tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu ve izoparametrik elemanlar olarak sınıflandırılmaktadır (92).

Çizgisel (tek boyutlu) elemanlar: Düğüm noktasından oluşan elemanlardır. Bu tip elemanlar ucuca eklenerek daha fazla düğüm noktasından da oluşabilirler.

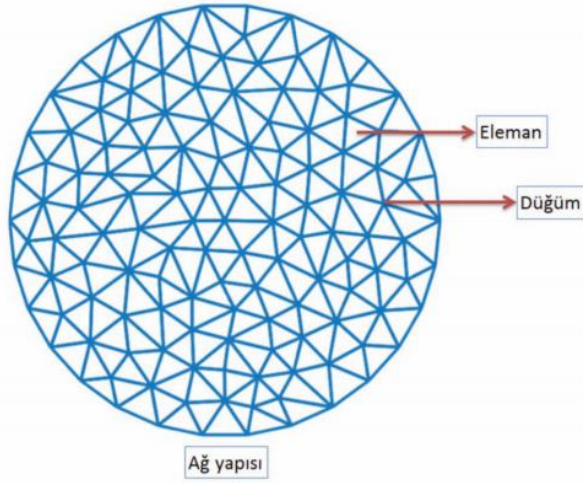
İki boyutlu elemanlar: Yassı yüzeylerden oluşan geometriye sahip elemanlardır. Bu tip elemanlar yüzey elemanlarıdır ve kalınlıkları sabittir. Genelde üçgen (triangular) veya eşkenar (quadrilateral) yamuk şeklinde, 3 veya 4 düğüm noktasından oluşan elemanlardır.

Üç boyutlu elemanlar: Temel 3 boyutlu elemanlar 4 yüzeyli (tetrahedral) veya 6 yüzeyli (hexahedral) şekillerdedir.

2.2.4. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile ilgili kavramlar

Düğüm: Sonlu elemanlar yönteminde modeller, sonlu sayıda "eleman" olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Bu elemanlar belli noktalardan birbirleriyle bağlanır ve bu noktalara düğüm (nod) denir. Sonlu elemanlar yöntemi, düğümlerdeki yer değiştirmeleri çözmeye ve hesaplamaya çalışır (92,110).

Eleman: Sonlu elemanlar yönteminde sistemi tanımlayan bölge, eleman olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Bu elemanlar, düğümlerdeki bilinmeyen değerler cinsinden ifade edilir. Sınır koşullarını da içerecek şekilde, elemanların birleştirilmesi sonucu lineer veya lineer olmayan cebirsel denklemler grubu elde edilir ve bu denklemlerin çözümü, sistemin gerçeğe yakın davranışlarını verir. Model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse o kadar gerçeğe yakın sonuçlar elde edilir (92,110) (şekil 2.3).



Şekil 2.3. Ağ yapısı, düğüm noktaları ve elemanlar

Ağ yapısı (mesh) oluşturma: Düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları, ağ oluşturma işlemi ile oluşturulur. Ağ üretimi programlar tarafından otomatik olarak yapılabildiği gibi kullanıcıya da ağ üretme imkânı tanımaktadır. Kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık uygun değer otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralayıp numaralanmasını sağlar (şekil 2.2.4). Ağ oluşturmada modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür. Genellikle, önemli olduğu veya kendi içinde büyük değişime sahip olduğu bilinen veya tahmin edilebilen bölgelerde, birim alana daha fazla eleman yerleştirilir. Ağ işleminden sonra sınır şartları belirlenir. Eleman sayısı artırılarak, eleman tipi ve ağ üretim yöntemi değiştirilerek, yeniden ağ oluşturularak çözüm tekrarlanabilir (92,110).

Sınır şartları: Sınır şartları gerilmelerin ve yer değiştirmelerin sınır ifadelerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin nereden uygulandığını gösterir. Analizi yapılan cismin hangi bölgesine kuvvet uygulanacaksa sınır şartları da ona göre belirlenir (92).

Geometri ve katı modelleme: Sonlu elemanlar analizinin yapılabilmesi için ilk aşama, kullanılacak tüm materyallerin bilgisayar ortamına aktarılarak modellenmesidir. Cismin iç ve dış geometrisinin gerçeğe en yakın tanımı yapılmış olur. Katı modellemenin esas temeli, görüntünün ötesinde cismin iç ve dış geometrisinin bilgi kütüğü şeklinde bilgisayara aynı biçimde geçmiş olmasıdır.

Böylece ağırlık, moment gibi parametreler hesaplanabilir veya kesitler alınarak cismin iç geometrik formu daha detaylı bir şekilde incelenebilir. Cisimlerin katı modellemesi için CAD (Computer Aided Design - Bilgisayar Destekli Tasarım) programları kullanılır. Modelleme bir, iki ve üç boyutlu olarak yapılabilir. Üç boyutlu modelleme, gerçek dünyanın koordinat düzlemine göre oluşan kuvvetleri temsil etmek için kullanılır. Tüm eksenlerde olan kuvvetler hesaba katılacağından dolayı, hassas ve gerçeğe yakın sonuçlar elde edilmesine olanak sağlamaktadır (92).

b. Analiz verilerinin yüklenmesi

Bu aşamada modellemesi yapılan elemanların materyal özellikleri, yükleme koşulları ve sınır şartları programa yüklenir. Gereken minimum materyal özellikleri poisson oranı ve elastisite modülü iken inceleme konusuna göre genleşme katsayısı, sürtünme katsayısı, termal iletkenlik gibi değerler de kullanılabilir (111). Oluşturulan modelin belirli düğüm noktalarından sabitlenmesiyle sağlanan yer değiştirme kısıtlamaları ve yükleme koşulları sınır şartlarını oluşturmaktadır.

c. Analizin çözümlenmesi

Her elemanın iç çözümlemesinden tüm yapının çözümlemesine bilgisayar programları yardımıyla ulaşılır. Analiz sonucunda elde edilen stres değerleri matematiksel hesaplamalarla elde edilmektedir ve bu değerlerin varyansı bulunmamaktadır. Bu nedenle bu değerlerin istatistiksel analizi yapılamamaktadır. Sonuçlar dikkatli bir şekilde incelenerek yorumlanır. SESA yönteminde stresin sayısal değeri doğru olmayabilir ama stresin hangi bölgede ve ne kadar oluşacağı sorusuna cevap bulunabilmektedir.

Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler iki ana grupta toplanır:

1. Normal stresler (çekme ve basma stresleri, σ ile sembolize edilir)
2. Kesme tipi stresler (τ ile sembolize edilir)

Üç boyutlu elemandaki en büyük stres değeri bütün stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda meydana gelir. Bir elemanın bu konumda olduğu durumlarda, normal streslere 'principal (asal) stres' denir.

-Maximum Principal Stress (çekme stresi)= $p_{\max}$: En yüksek çekme stresini ifade eden pozitif bir değerdir. (Maksimum asal stres, σ_1)

-Intermediate Principal Stress: (Ara asal stres, σ_2)

-Minimum Principal Stress (basma stresi)= $p_{\min}$: En yüksek basma stresini ifade eden negatif bir değerdir (Minimum asal stres, σ_3) (92).



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada, insan üst birinci premolar dişi farklı Y-TZP alt yapı tasarımlarına sahip tam seramik kron uygulamasıyla restore edilmiş ve yük uygulanarak sistemde oluşan stresler incelenmiştir. Stres analizi, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Araştırmada alt yapının modifikasyonu ile stres bölgeleri ve dolayısıyla alt yapının veneeri desteklemesindeki etkileri incelenmiştir. Çalışmanın amacı; veneer porselen ile estetik ihtiyaç karşılanırken, porselendeki adeziv ve koheziv başarısızlığı en aza indirecek alt yapı tasarımlarının tespit edilmesidir.

Bu amaçla analizlerin yapılabilmesi için üst birinci premolar dişine ait, 4 ayrı 3 boyutlu model oluşturulmuştur. Bu 4 modelde, 4 farklı alt yapı tasarlanmıştır. Restorasyonlara statik yük uygulanarak stres analizi yapılmıştır. Sonlu elemanlar analizi modellerine dahil edilen varsayımlar: tüm yapılar homojen, izotropik ve linear elastikti; yapılar arasında kayma yoktu (tam bağlanma), her yerde eşit olacak şekilde 100 µm kalınlığında siman tabakası oluşturuldu.

Üç boyutlu SESA'nin gerçekleştirilmesi için aşağıdaki aşamalar sırasıyla takip edilmelidir:

- 1- Üç boyutlu modellerin elde edilmesi
- 2- Ağ yapısının oluşturulması
- 3- Eleman ve düğüm noktalarının belirlenmesi
- 4- Sınır koşullarının tayini
- 5- Analizin yapılması
- 6- Analizlerin çözümlenmesi

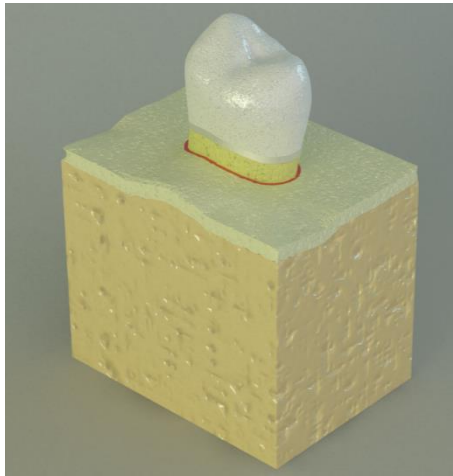
3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu modellerin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500 GB dahili bellek, 14 GB RAM donanımı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum,

Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu tarama cihazından, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanıldı.

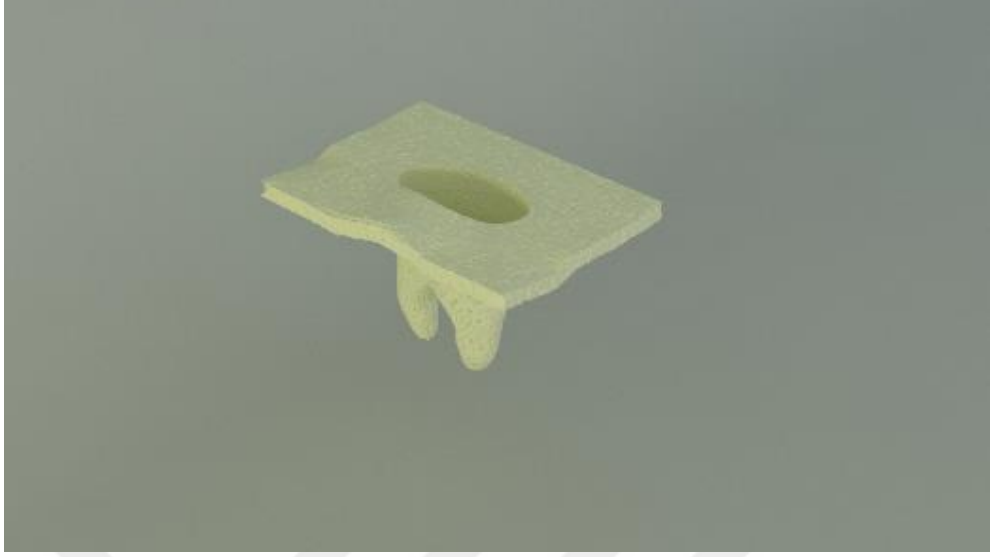
Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir.

3.1. Üç Boyutlu Modellerin Elde Edilmesi

Çalışmada; üst birinci premolar dişinin bulunduğu kortikal ve spongioz kemiğin, periodontal ligamentin, kron ve kök dentininin, siman tabakasının, alt yapının ve veneer porselenin geometrik modelleri oluşturulmuştur (şekil 3.1-3.7).



Şekil 3.1. 3 boyutlu çalışma modeli



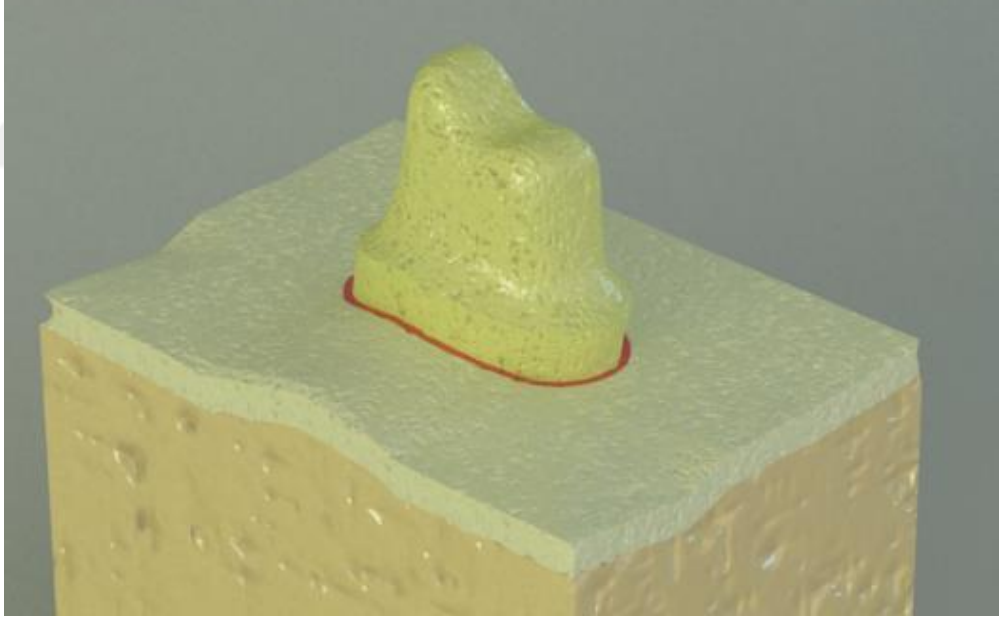
Şekil 3.2. Kortikal kemik



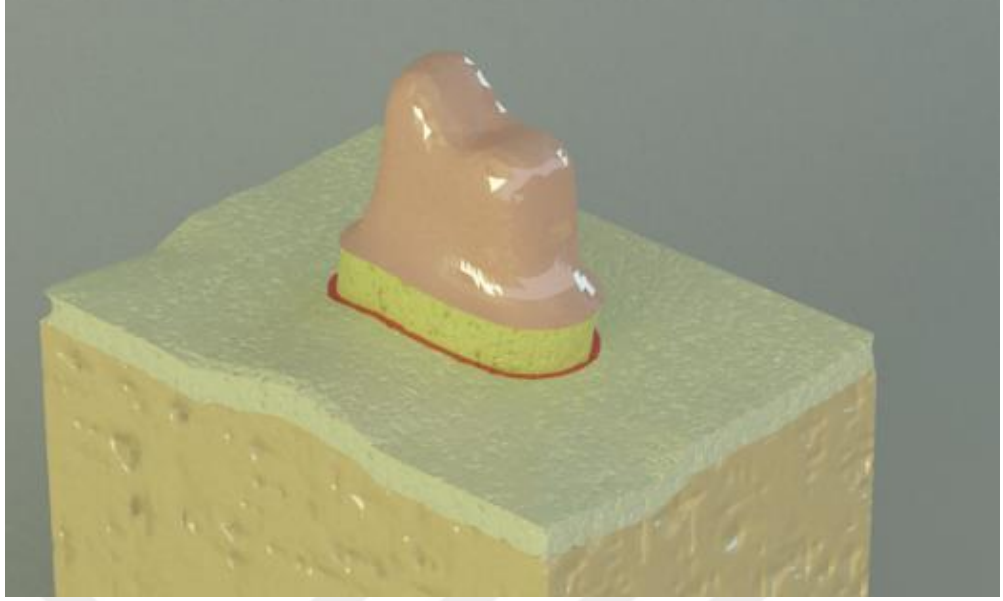
Şekil 3.3. Spongioz kemik



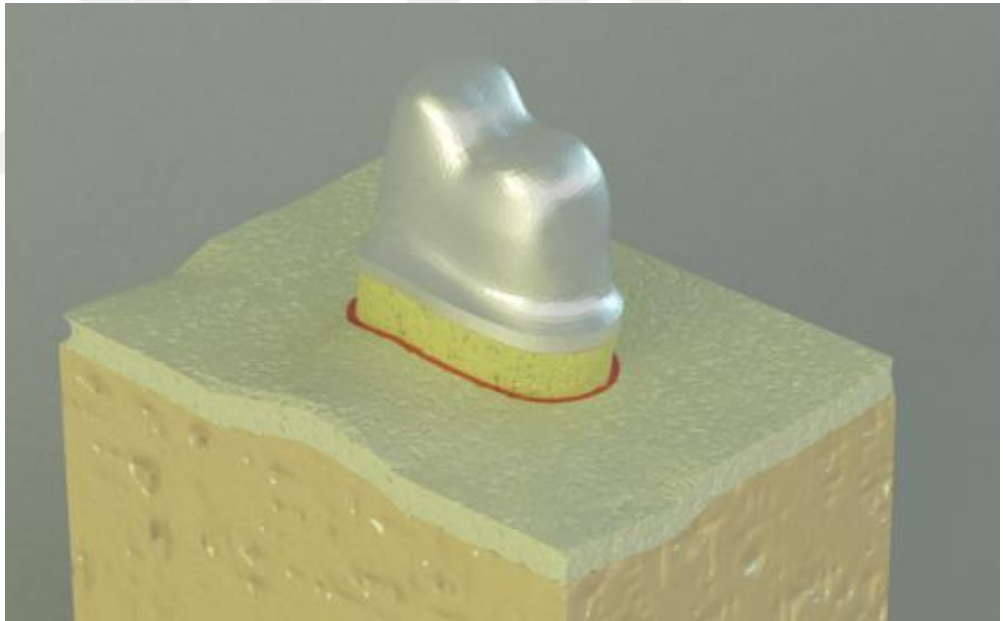
Şekil 3.4. Periodontal ligament



Şekil 3.5. Prepare diş modeli



Şekil 3.6. Siman tabakası ile birlikte prepare diş modeli



Şekil 3.7. Alt yapı ile birlikte prepare diş modeli

3.1.1. Prepare diş modelinin oluşturulması

Üst 1. premoların modellenmesi amacıyla morfolojik açıdan doğru modellenmiş büyük ölçekli bir alçı diş modeli smartOptics tarayıcısında taranmıştır. Yapılan tarama sonucunda elde edilen modeller Wheeler atlasındaki morfolojik

değerlerle karşılaştırılıp gerekli düzeltmeler yapılmıştır. Bu amaçla ilgili dişin bukkal, palatinal, mezial, distal ve oklüzal görüntüleri ve diş boyutları Wheeler atlasından alınmıştır. Böylece anatomik açıdan doğru bir diş modeli elde edilmiş oldu.

Diş etrafında çepeçevre 1 mm kalınlıkta chamfer dizaynı basamak oluşturulmuştur. Preparasyon servikal sınırı, mine-sement birleşiminin 0,5 mm apikalinde belirlenmiştir (112). Oklüzal redüksiyon fonksiyonel olmayan tüberkülde 1,5 mm, fonksiyonel tüberkülde 2 mm olacak şekilde modellenmiştir. Proksimal duvarlarda ise 1,5 mm redüksiyon yapılmıştır. Aksiyel duvarların preparasyon açısı 6° olarak belirlenmiştir.

3.1.2. Kemik ve periodontal ligament yapılarının oluşturulması

Rhinoceros yazılımında önce 20x20x2mm boyutlarında bir kutu modellenmiştir. Arkasından 0,25 mm PDL kalınlığına sahip diş modelinin bu kutudan Boolean yöntemi ile çıkartılmasıyla kortikal kemik elde edilmiştir. Bu sırada 0,1 mm kalınlığında lamina dura modellemesi yapılmıştır.

Spongios kemiğin modellenmesi için Rhinoceros yazılımında önce 20x20x14 mm boyutlarında bir kutu modellenmiştir. Modellenen kutunun koronel yüzeyi ile daha önce modellenen kortikal kemiğin apikal yüzeyi arasında rhinoceros yazılımında uyumlama yapılmıştır.

3.1.3. Siman tabakasının oluşturulması

Siman tabakası kalınlığı her yerde eşit olacak şekilde 100 µm olarak belirlenmiştir. Siman materyali olarak rezin simanın mekanik özellikleri kullanılmıştır.

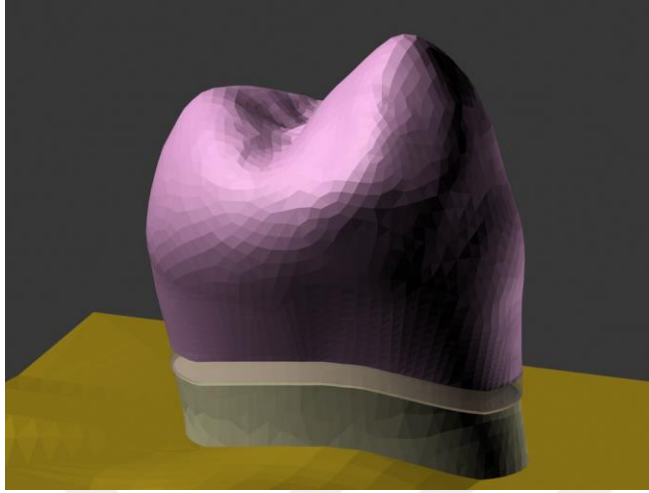
3.1.4. Alt yapılarının modellenmesi

Bu çalışmada alt yapı tasarımlarının stres dağılımına etkisini incelemek için üst birinci premolar için 4 farklı alt yapı tasarımı oluşturulmuştur.

a) Model 1

Feldspatik porselenle kaplı zirkonya alt yapıdan oluşan geleneksel krona uygun olacak şekilde 0,5 mm bilezik ile birlikte her yerde eşit 0,5 mm kalınlığında

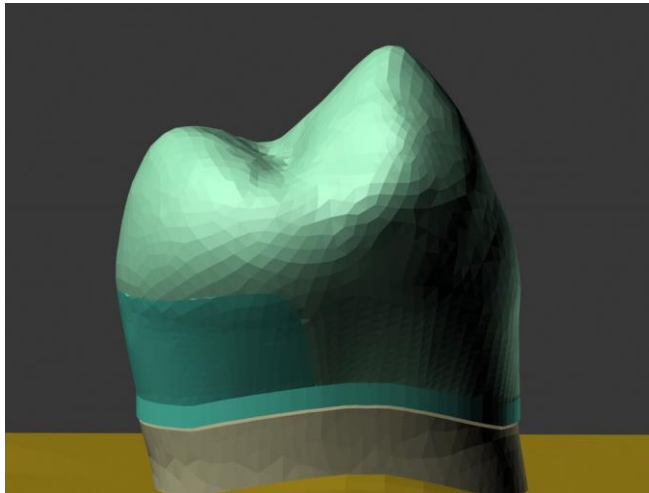
standart alt yapı oluşturulmuştur. Zirkonya alt yapı üzerine feldspatik porselen tabakası eklenerek restorasyon tamamlanmıştır (şekil 3.8).



Şekil 3.8. Model 1

b) Model 2

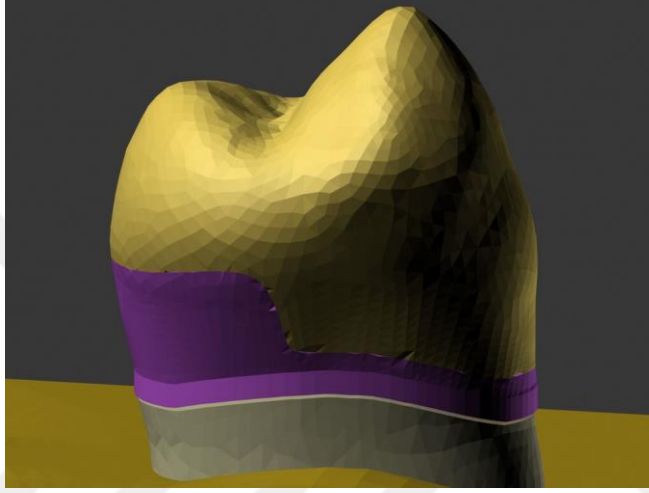
Alt yapının bilezik yüksekliği palatinalde 3 mm olup mezial ve distal temas noktalarına kadar uzanan ve bu noktadan itibaren yumuşak bir geçişle azalarak bukkalde 0,5 mm yüksekliğinde sonlanacak şekilde modifiye edilmiştir. Zirkonya alt yapı üzerine feldspatik porselen tabakası eklenerek restorasyon tamamlanmıştır (şekil 3.9).



Şekil 3.9. Model 2

c) Model 3

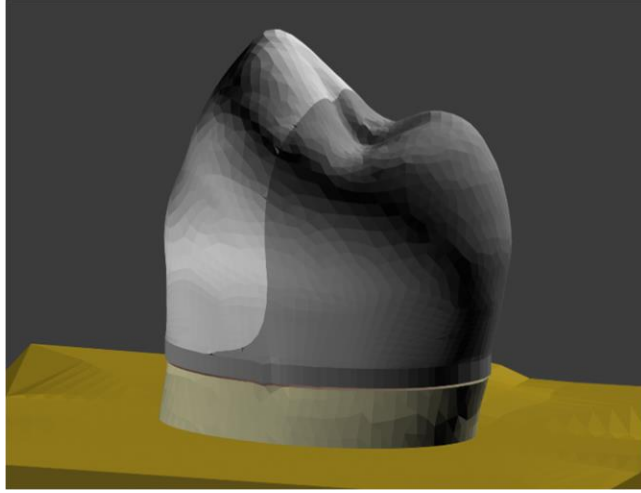
Alt yapının bilezik yüksekliği palatinalde 3 mm olup mezial ve distal temas noktalarına kadar uzanan ve bu noktadan itibaren yumuşak bir geçişle azalarak bukkalde 1 mm yüksekliğinde sonlanacak şekilde modifiye edilmiştir. Zirkonya alt yapı üzerine feldspatik porselen tabakası eklenerek restorasyon tamamlanmıştır (şekil 3.10).



şekil 3.10. Model 3

d) Model 4

Veneer porselenle parsiyel olarak kaplanmış modifiye zirkonya kronda, bukkal tüberkölün palatinal eğiminin yarısı ve tüberköl tepesini içerip bukkal yüzeye uzanan veneer porselen olacak şekilde düzenlenmiştir. Proksimal bölgede porselen ve zirkonyanın birleşimi, temas yüzeylerinin palatinalinde konumlandırılmıştır. Daha estetik bir sonuca ulaşmak için mezial bölgede veneer porselen distale göre daha palatinalde oluşturulmuştur. Zirkonya ve veneer porselen birleşim yerlerindeki geçişler yumuşatılmıştır. Bukkalde 0,5 mm yüksekliğindeki zirkonya bileziğin devamlılığı sağlanmıştır. Porselen-zirkonya bağlantısı, maksimum intercuspasyon pozisyonundaki oklüzal temastan en az 1 mm uzakta olacak şekilde oluşturulmuştur (şekil 3.11). Bu tasarım, metal destekli porselendeki modifiye tasarımlara benzerdir (77). Estetiği olumsuz etkilememesi için bukkal tüberköl tepesi de dahil oklüzalin tamamen zirkonyadan oluştuğu tasarım tercih edilmemiştir.



Şekil 3.11. Model 4

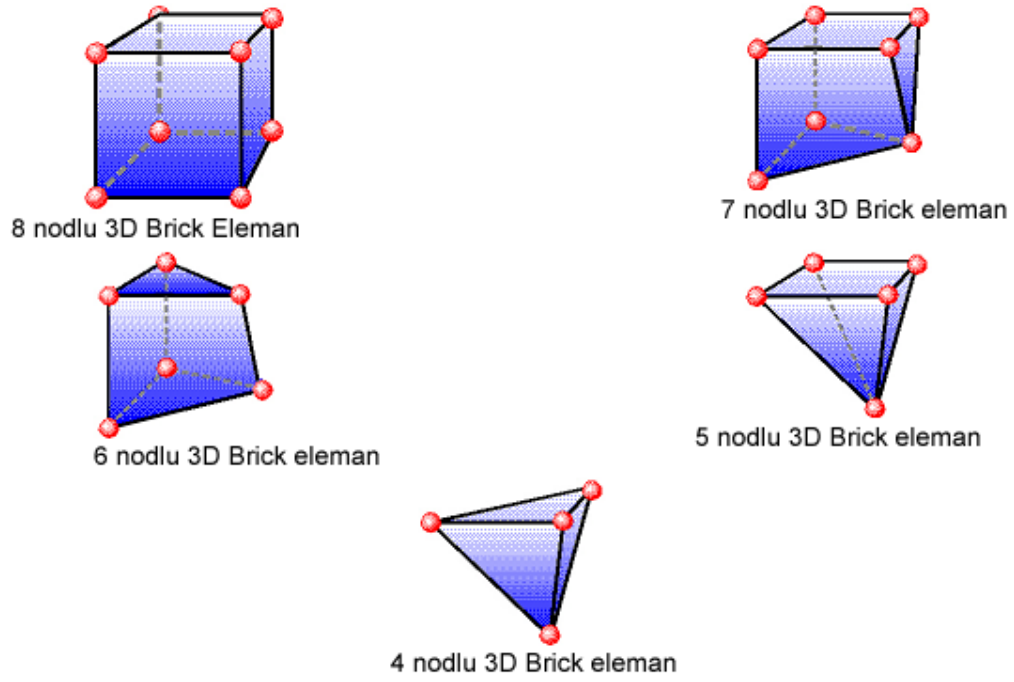
3.2. Ağ Yapısının Oluşturulması

Bir sonraki aşamada modeller üzerinden bir ağ yapı oluşturulur. Bu ağ iki tipte oluşturulabilir.

- 1) Haritalama Yöntemi: Kısıtlı eleman ve hacimleri bulunduran bu tip ağ yapıda sadece tuğla (brick) ve kama (wedge) tip elemanlar kullanılabilir.
- 2) Serbest Yöntem: Bu tip ağ yapısında ise elemanlar istenilen hacimde oluşturulabilir.

Rhino'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarılmıştır.

Burada modeller Bricks ve Tetrahedral elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedral katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır (şekil 3.12).



Şekil 3.12. Ağ yapısı oluşturulurken kullanılan elemanlar

3.3. Eleman ve Düğüm Sayısının Belirlenmesi

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite, yapının deformasyon veya geriliminin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir. Tablo 3.1’de oluşturulan modellerin eleman ve düğüm sayısı gösterilmektedir.

Tablo 3.1. Modellemede kullanılan eleman ve düğüm sayısı

	Eleman sayısı	Düğüm sayısı
Model 1	273120	70306
Model 2	272760	70071
Model 3	274933	70698
Model 4	278295	72132

3.4. Materyal Özellikleri

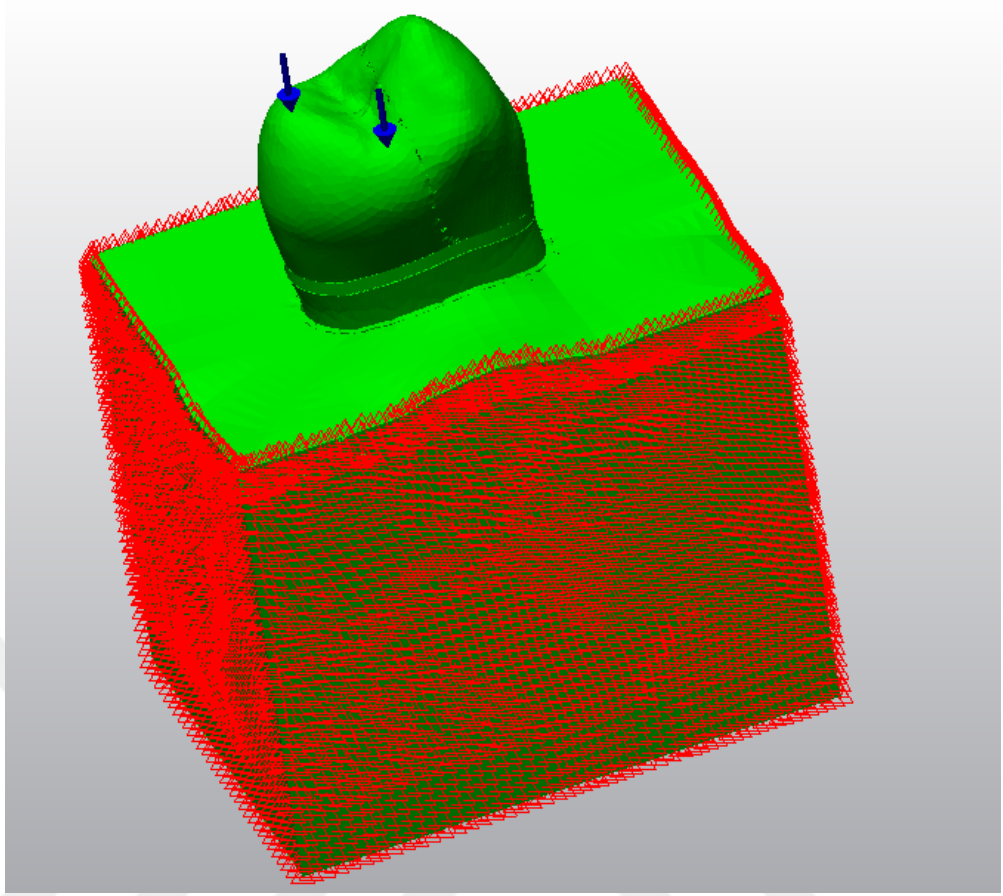
Bu çalışmada kullanılan bütün elemanlar homojen, izotropik ve linear elastik olarak tanımlanmıştır. Tablo 3.2’de, çalışmada kullanılan tüm malzemeler ve 3 boyutlu stres analizlerinin yapılabilmesi için gerekli olan elastisite modülleri ve poisson oranları gösterilmektedir.

Tablo 3.2. Kullanılan materyallerin elastisite modülü ve poisson oranları

Materyal	Elastisite modülü (GPa)	Poisson oranı	Referans
Kortikal kemik	13,7	0,3	(113,114)
Trabeküler kemik	1,37	0,3	(115,116)
Dentin	18,6	0,31	(117–119)
Periodontal ligament	0,069	0,45	(120)
Rezin siman	8,3	0,3	(121)
Zirkonya	210	0,22	(122)
Feldspatik porselen	69	0,3	(123)

3.5. Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Modeller kemiğin alt ve yan taraflarından DOF (Degree of freedom)’da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir (şekil 3.13).



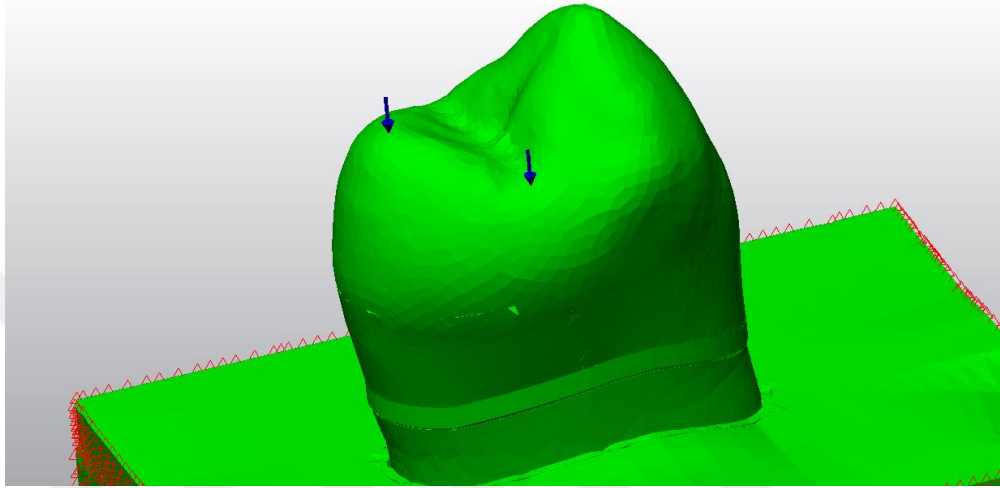
Şekil 3.13. Modelin sabitlendiği düzlemler

3.6. Yükleme Koşullarının Belirlenmesi

Farklı alt yapı tasarımlarıyla oluşturulan 4 modifikasyon için hazırlanan 4 ayrı modele, 2 farklı statik yükleme yapılmıştır. Toplamda, sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılarak 8 adet stres analizi gerçekleştirilmiştir. Bu şekilde sentrik okluzyon ve laterotruziv harekette tam porselen restorasyonlarda kullanılacak en uygun alt yapı tasarımının tespiti amaçlanmıştır.

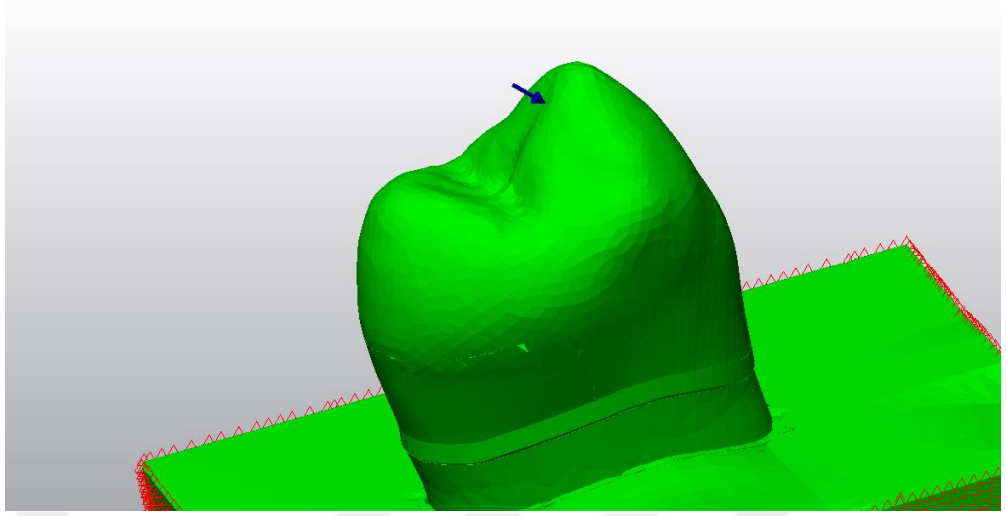
Maksimum oklüzal kuvvetler 200 N ile 3500 N arasında değişmektedir. Oklüzal kuvvetler mandibuler menteşe eksenine yakın posterior bölgede en yüksektir ve molar bölgesinden insizörlere doğru azalır. Birinci ve ikinci molarlardaki kuvvetler 400-800 N arası farklılık gösterir. Premolar, kanin ve insizörlerde ortalama kuvvetler ise sırasıyla 300, 200 ve 150 N'dır (124). Bu çalışmada da üst 1. premolara sentrik okluzyonda 300 N gelecek şekilde kuvvet uygulanmıştır.

Doğal dentisyonun %95'inde tüberkül-marjinal sırt oklüzal planı görülür. Bir diş iki diş ilişkisi söz konusudur. Bir arktaki dişin fonksiyonel tüberkülü karşıt arktaki iki dişin marjinal sırtları ile kapanışa gelir (125). Sentrik ilişkideki oklüzal temasları simule etmek için yükleme noktaları oklüzal yüzeyde palatinal tüberkül ve mezial marjinal sırt olarak belirlenmiştir. Her iki bölgeye de 150 N olmak üzere toplam 300 N kuvvet, dişin uzun aksı boyunca uygulanmıştır (şekil 3.14).



Şekil 3.14. Sentrik oklüzyonun simule edildiği yükleme bölgeleri ve yönü

İkinci yüklemde ise laterotruziv hareketler sırasındaki stres dağılımının incelenmesi amaçlanmıştır. Doğal daimi dentisyonunda en sık görülen oklüzyon, grup fonksiyondur (%41, kanin koruyuculu oklüzyon %26) ve ilerleyen yaşla birlikte daha sık görülür (126). Maksiller bukkal tüberküllerin palatal eğimi ile mandibuler bukkal tüberküllerin bukkal eğimi arasındaki temaslar, kurulan oklüzal şemaya bağlı olarak oluşturulabilir ya da kaldırılabilir. Amaç kanin rehberlikli ya da tamamen koruyucu oklüzyon oluşturmaksa bu temaslar kaldırılmalıdır. Grup fonksiyonda ise bu temasların korunması istenir. Dolayısıyla dinamik oklüzyon görüşüne göre Angle sınıf 1 grup fonksiyon oklüzyonunda laterotruziv hareket sırasında (çalışan taraf), maksiller bukkal tüberküllerin palatal eğimleri ile mandibular lingual tüberküllerin bukkal eğimleri arasında temaslar oluşabilir (127). Bu çalışmada grup fonksiyonda laterotruziv hareket sırasında çalışan taraf temaslarını simule etmek amacıyla üst birinci premoların bukkal tüberkülünün palatinal eğimine feldspatik porselende temas noktası olacak şekilde 45° açı ile 150 N kuvvet uygulanmıştır (şekil 3.15).



Şekil 3.15. Laterotruziv hareketi simüle eden yükleme bölgesi ve yönü

Sonlu elemanlar stres analizleri (SESA) sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Önemli olan, kesit görüntülerindeki stres miktarlarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlandırılmasıdır.

4. BULGULAR

Çalışmada; 4 farklı modelde, sentrik oklüzyon ve laterotruziv hareketi simule eden iki farklı yükleme altında, alt yapılarda ve veneerlerde oluşan çekme ve basma stresleri değerlendirilmiştir.

Analiz sonuçlarında artı değerler çekme streslerini, eksi değerler ise basma streslerini göstermektedir. Oluşan streslerin karşılaştırılmasını kolaylaştırmak için, her stres değerinin farklı renklerle gösterildiği bir değer skalası tanımlanmıştır. Aynı yükleme ve aynı bölgedeki stres değerlerinin incelendiği şekillerde stres değerleri aynı skalayla gösterilmiştir. Skala renk aralıklarının sabit tutulması, şekillerin birbiriyle karşılaştırılmasına imkan vermektedir. Yüklemelemlerden sonra oluşan stresleri incelemek için meziopalatinal ve distobukkal yüzden görüntüler elde edilmiştir.

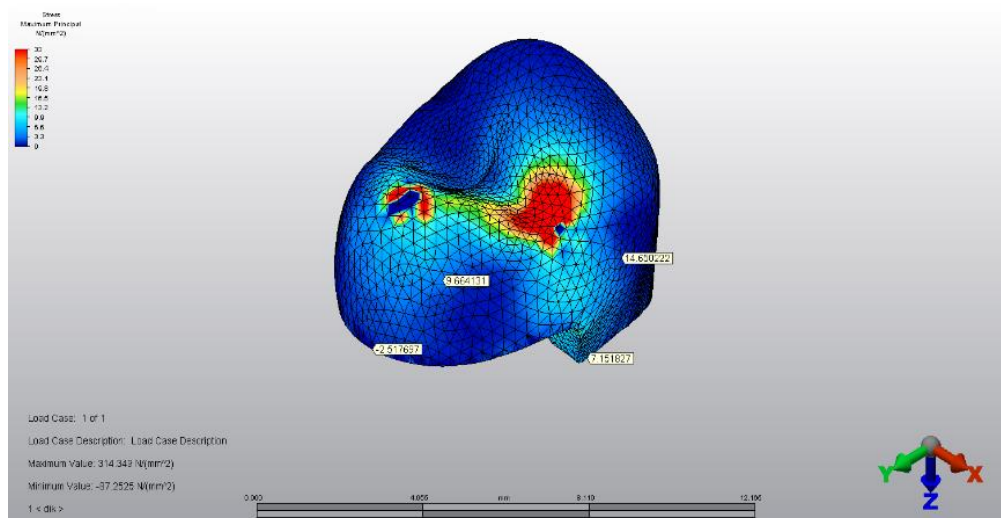
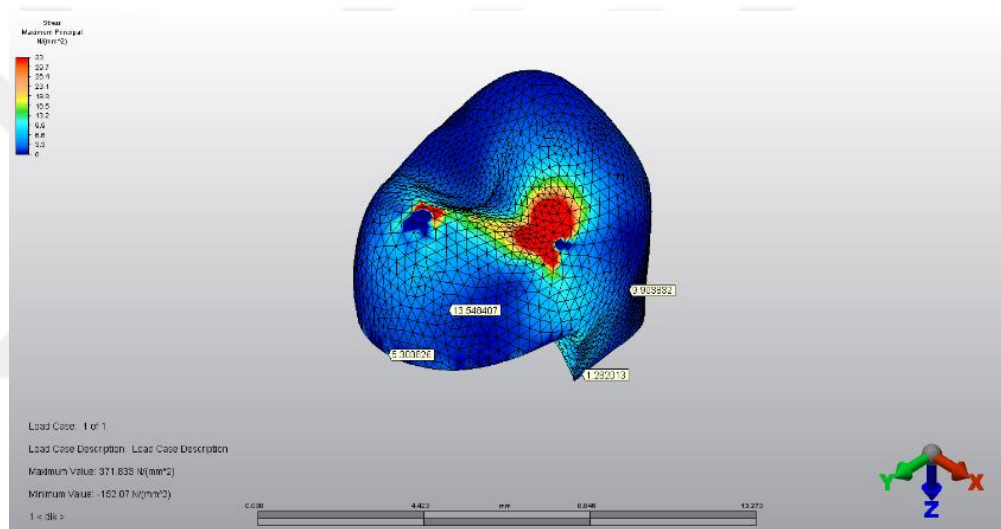
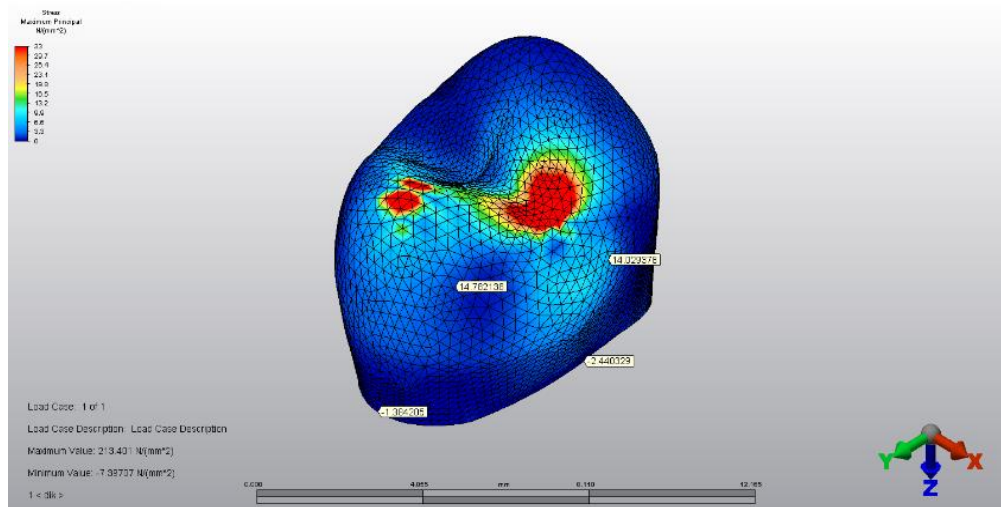
Çekme stres değerleri, maviden kırmızıya doğru artmaktadır. Basma stresleri ise negatif değerler ile gösterilmektedir. Ancak basma streslerinin mutlak değeri kullanılmaktadır. Basma stresleri için mavi değerler daha yüksek stresleri belirtmektedir.

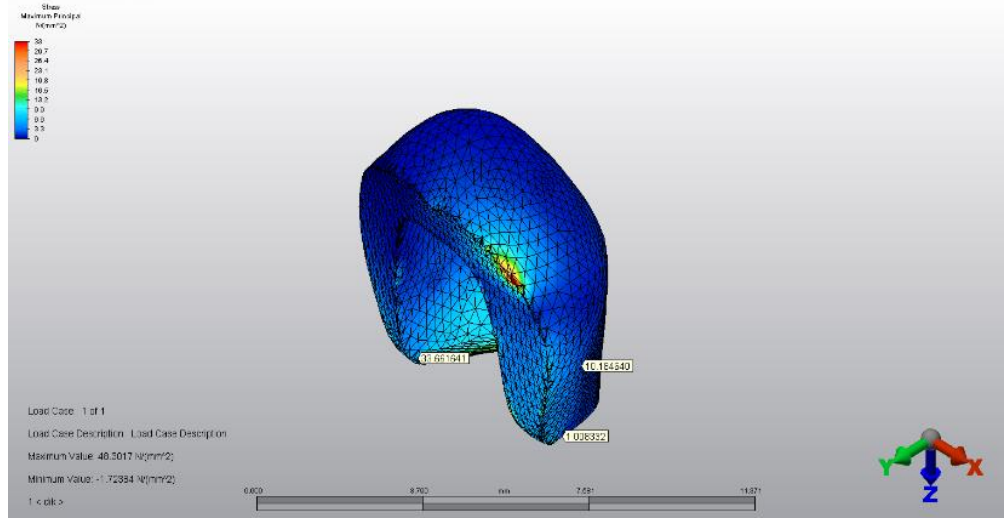
4.1. Sentrik Oklüzyonda Stres Dağılımı

4.1.1. Veneer porselende oluşan stresler

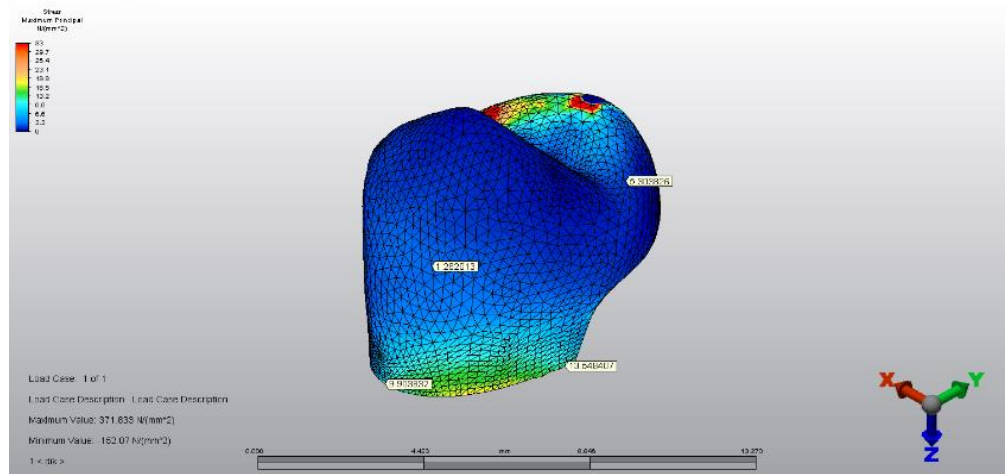
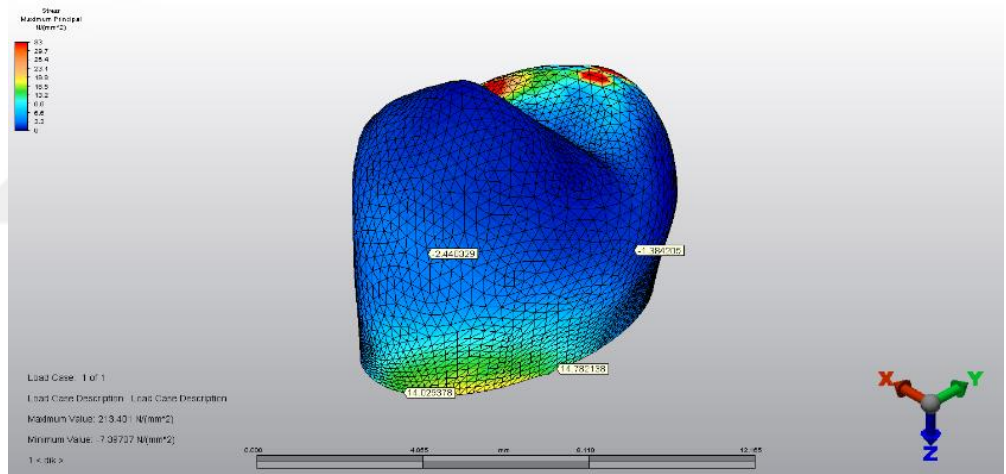
Veneer porselende oluşan çekme stresleri

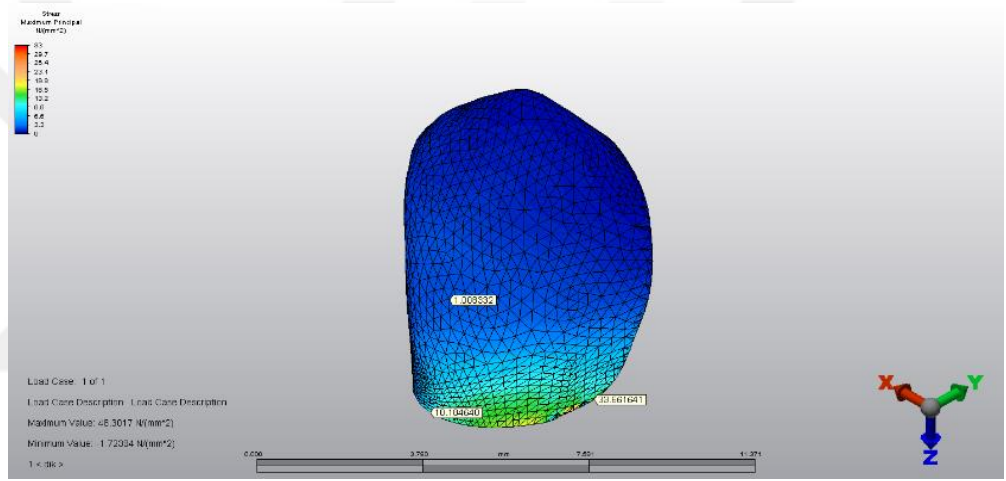
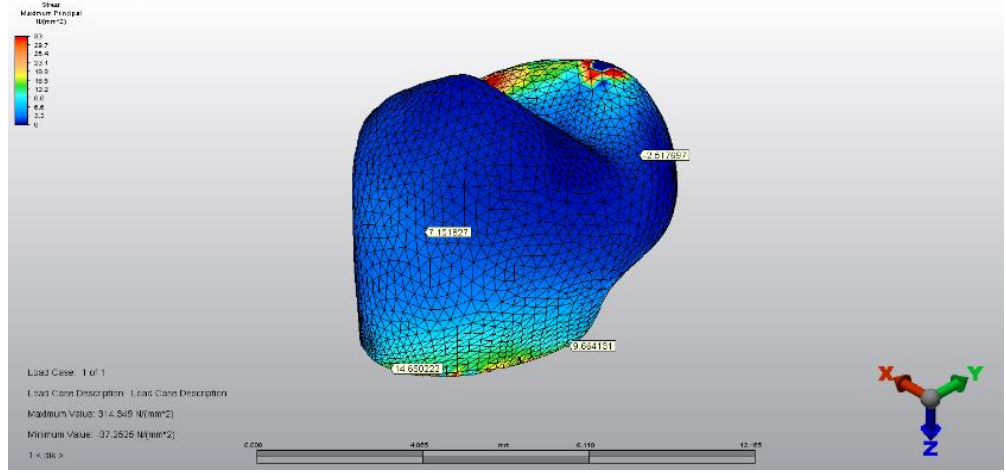
Veneer porselende sentrik oklüzyonu simule eden yükleme sonucu oluşan çekme stresleri karşılaştırıldığında ilk 3 modelde bilezik yüksekliğinden bağımsız olarak en yüksek stres seviyeleri yükleme noktalarında gözlenmiştir. En yüksek çekme stres değeri 1. modelde 213 MPa, 2. modelde 371 MPa, 3. modelde 314 MPa'dır. 4. modelde veneer porselende yükleme noktası olmadığı için kuvveti doğrudan almamıştır. En yüksek çekme stresi, 48 MPa olarak oklüzal bölgeye yakın veneer-zirkonya birleşim yerinde gözlenmiştir. 4. modeldeki çekme stresi, 1. modele göre yaklaşık 4 kat daha azdır (şekil 4.1).





Şekil 4.1. 1. modelden 4. modele doğru sentrik oklüzyonda veneer yapıda görülen p_{max} (meziopalatinal görünüm)



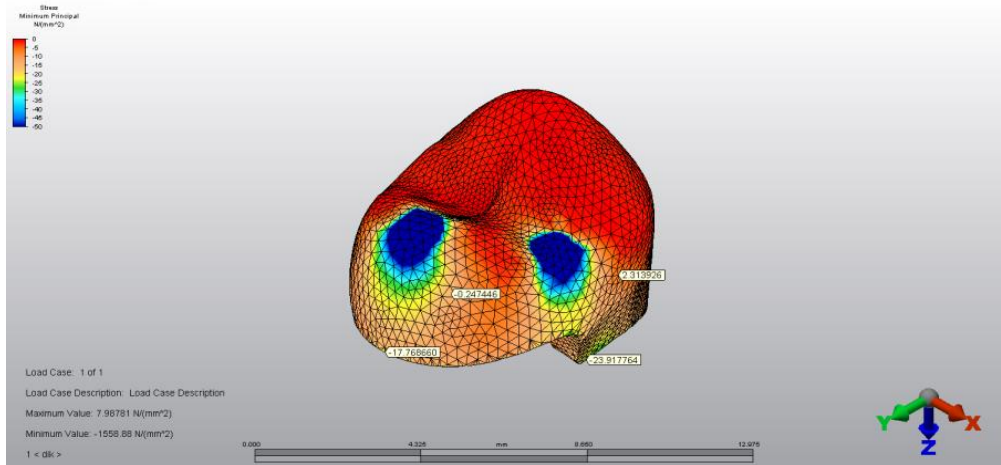
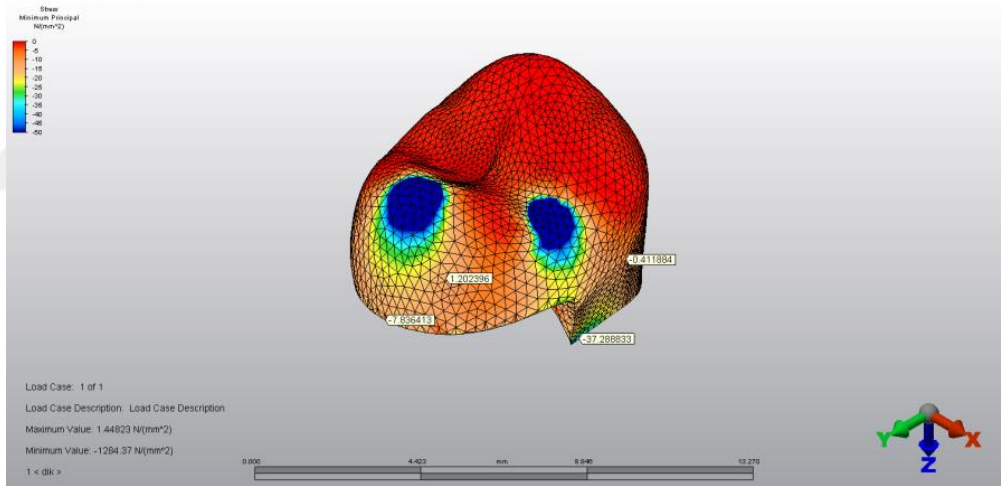
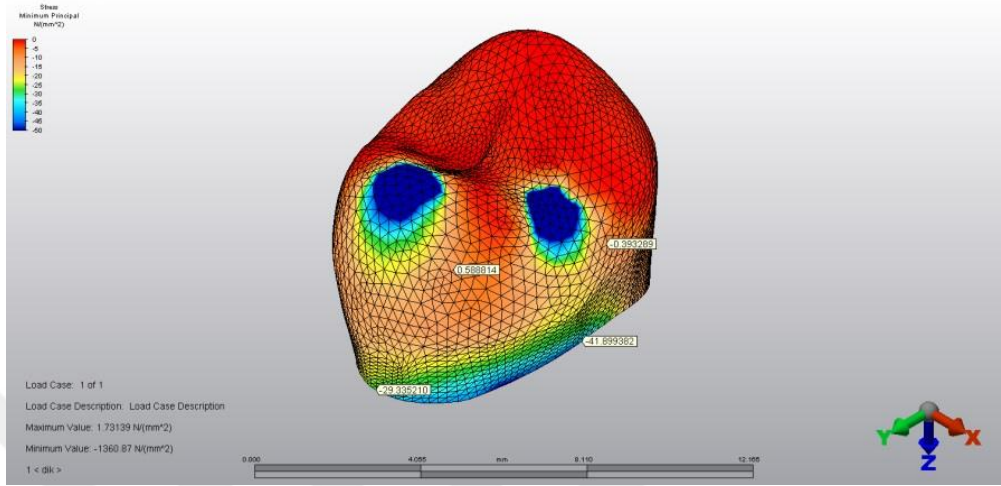


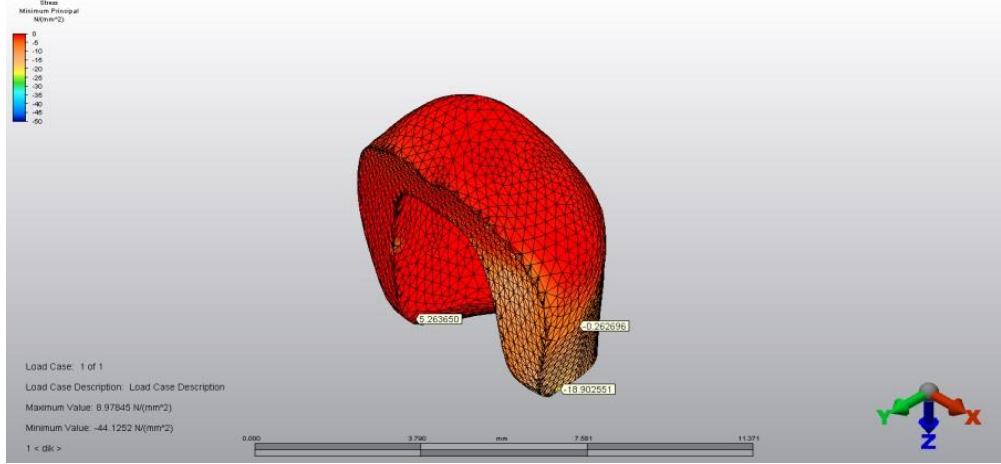
Şekil 4.2. 1. modelden 4. modele doğru sentrik oklüzyonda veneer yapıda görülen p_{max} (distobukkal görünüm)

En yüksek stresin oluştuğu diğer alan, servikal bölgedir. 1. modele göre 2. modelde bukkal servikal bölgede stres yoğunluğunun azaldığı görülmektedir. Bukkalde bilezik yüksekliğinin arttığı 3. modelde ise çekme stresi daha dar bir alanda yoğunlaşmıştır. 4. modelde de standart alt yapıya sahip 1. modele göre bukkal basamakta stres yoğunluğu azalmıştır. Veneerin bukkal servikal bölgedeki stres değerleri sırasıyla; 14 MPa, 9 MPa, 14 MPa ve 10 MPa'dır. 3. modelde noktasal stres değeri 1. modele benzer çıksa da stres dağılımları incelendiğinde servikal bölgedeki çekme stresi yoğunluğunun en düşük olduğu model 3. modeldir (şekil 4.2). Veneerin palatinal servikal bölgedeki stres değerleri ise; 1 MPa, 5 MPa ve 2 MPa'dır. 4.

modelde palatinal bölgede veneer tabaka bulunmamaktadır. Modellerde çekme stresi, oklüzal bölgeden sonra asıl olarak bukkal servikal bölgede yoğunlaşmıştır.

Veneer porselende oluşan basma stresleri





Şekil 4.3. 1. modelden 4. modele doğru sentrik oklüzyonda veneer yapıda görülen p_{min} (meziopalatinal görünüm)

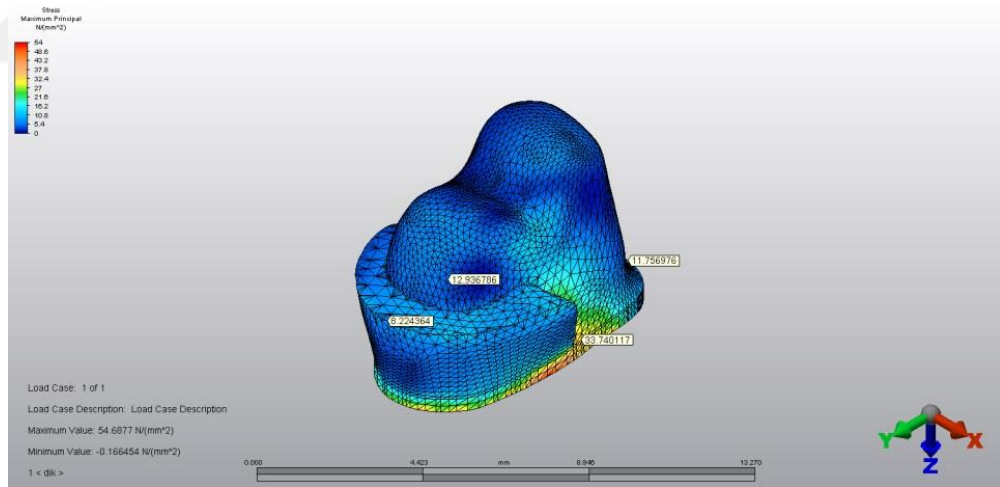
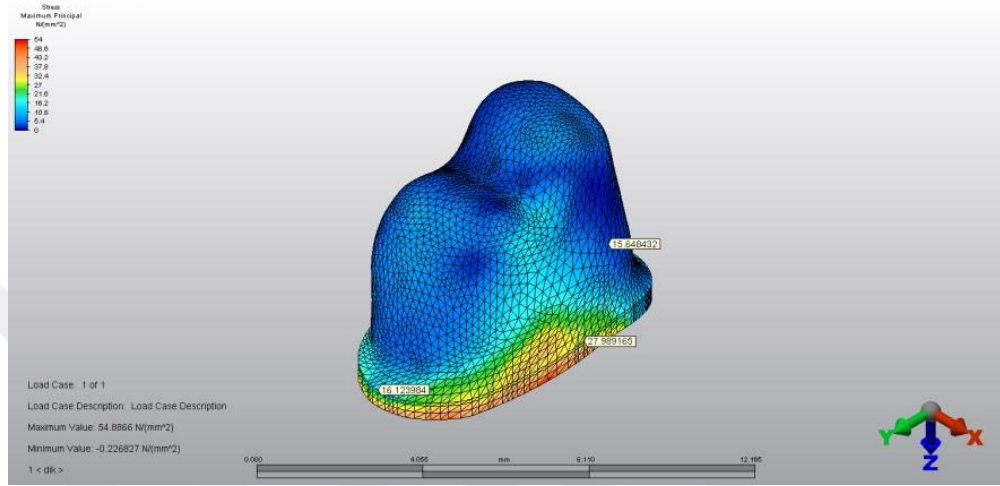
Sentrik oklüzyonu simüle eden yükleme koşulunda veneer porselende baskı stresleri karşılaştırıldığında en yüksek stresler iki bölgede görülmüştür; oklüzal bölgede kuvvet uygulanan alanlar ve servikal bölge. Oklüzalda görülen en yüksek stresler sırasıyla; 1360 MPa, 1284 MPa, 1558 MPa olarak gözlenmiştir. 4. modelde yükleme bölgeleri veneer yapıda olmadığı için en yüksek baskı stresi 44 MPa'dı. Palatinal servikal bölgedeki noktasal stres değerleri sırasıyla; 29 MPa, 7 MPa ve 17 MPa'dır. 2. modelde stres standart alt yapıya sahip 1. modele göre yaklaşık 3 kat daha azdır (şekil 4.3). 4. modelde palatinal bölgede veneer tabaka bulunmadığı için palatinal servikal bölgedeki stres değeri hesaplanamamıştır. Bukkal servikal bölgedeki noktasal değerler ise benzer çıkmıştır. 0,3 MPa, 0,4 MPa ve 2,3 MPa olarak kaydedilmiştir. 4. Modelde ise bu değer 0,2 MPa bulunmuştur. Modellerde basma stresi, oklüzal bölgeden sonra asıl olarak palatinal servikal bölgede yoğunlaşmıştır.

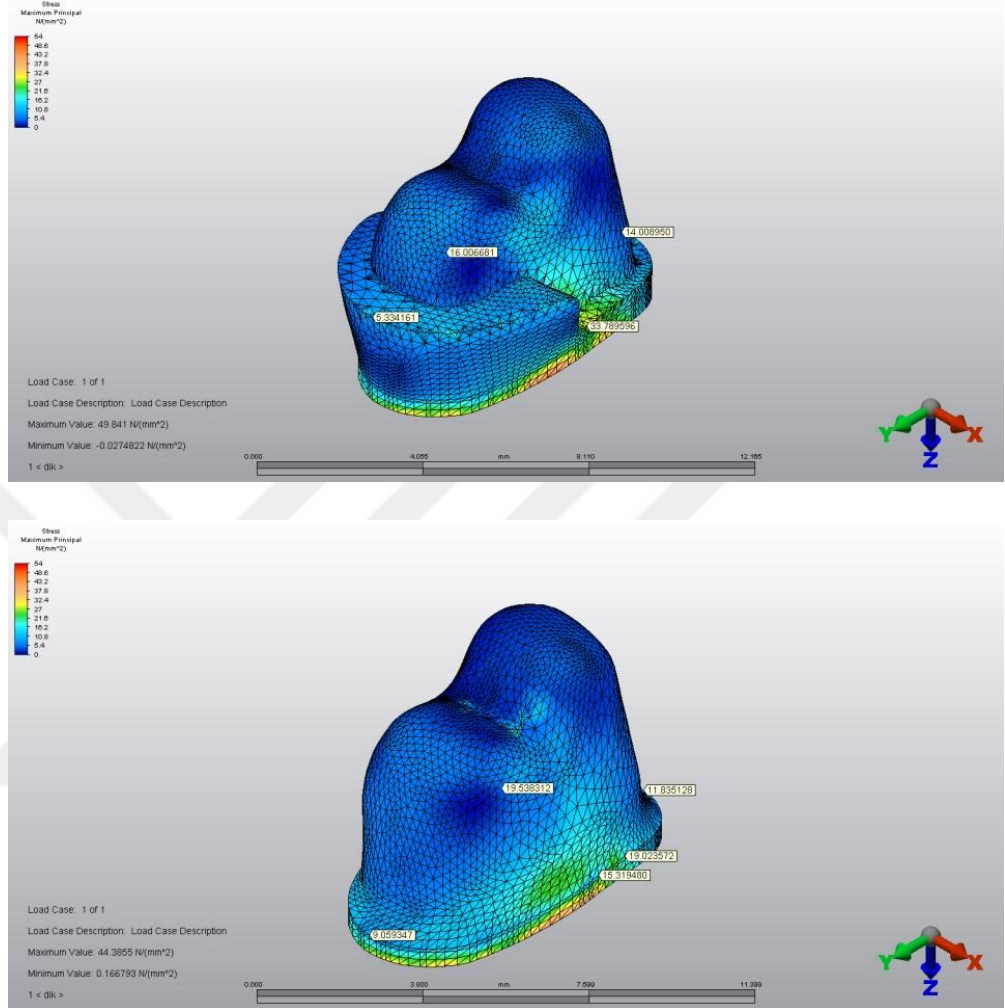
4.1.2. Zirkonya alt yapıda oluşan stresler

Zirkonya alt yapıda oluşan çekme stresleri

Zirkonya alt yapıda görülen en yüksek çekme stresleri 1. modelden 4. modele doğru 54 MPa, 54 MPa, 49 MPa ve 245 MPa olarak sıralanmıştır. 4. modelde oklüzal bölgede bulunan zirkonya kuvvet uygulanma noktasında olduğu için diğer

modellerin yaklaşık 5 katı kadar daha fazla stres görülmüştür. Bu çalışmada modifiye alt yapıdaki stresleri karşılaştırılabilmek için 4. modelde zirkonya yapı, her yerde eşit 0,5 mm kalınlıkta zirkonya alt yapı ve oklüzal temasta kalan zirkonya yapı olarak iki parçaya ayrılarak incelenmiştir. Diğer modellerin modifiye zirkonya alt yapısıyla 4. modelin 0,5 mm kalınlığındaki zirkonya alt yapı kısmı karşılaştırılmıştır. 4. modelin zirkonya alt yapısında görülen en yüksek çekme stresi 44,38 MPa'dır.

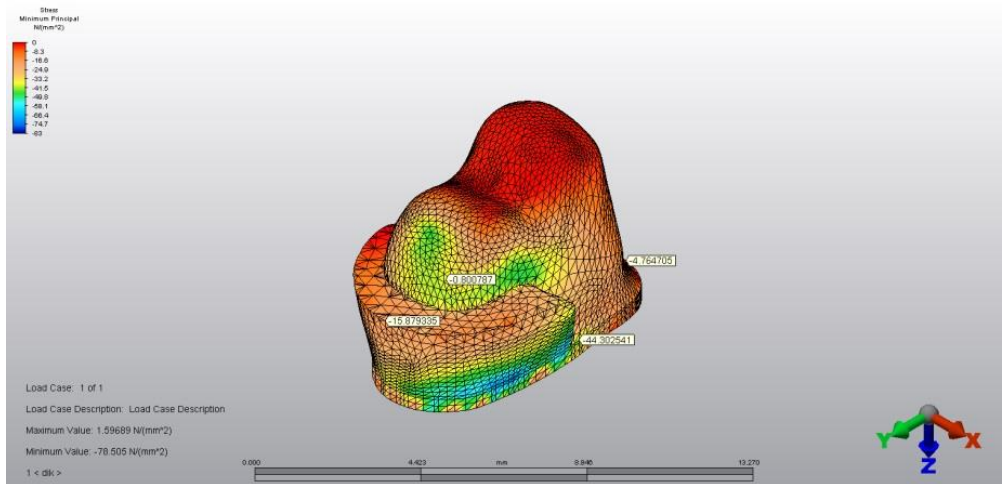
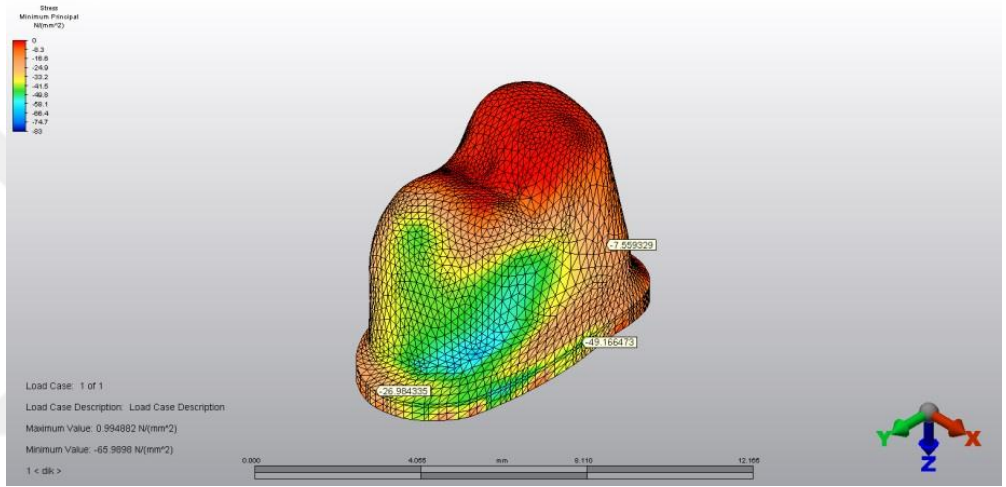


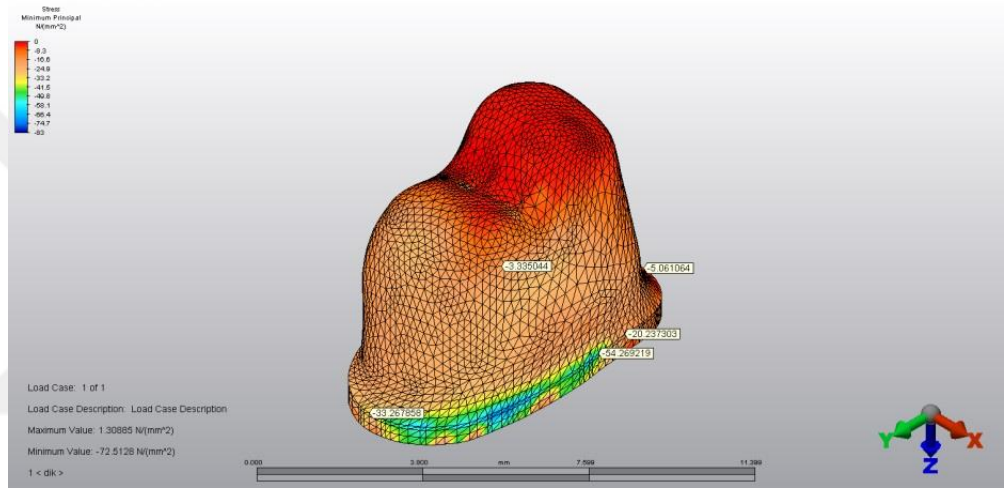
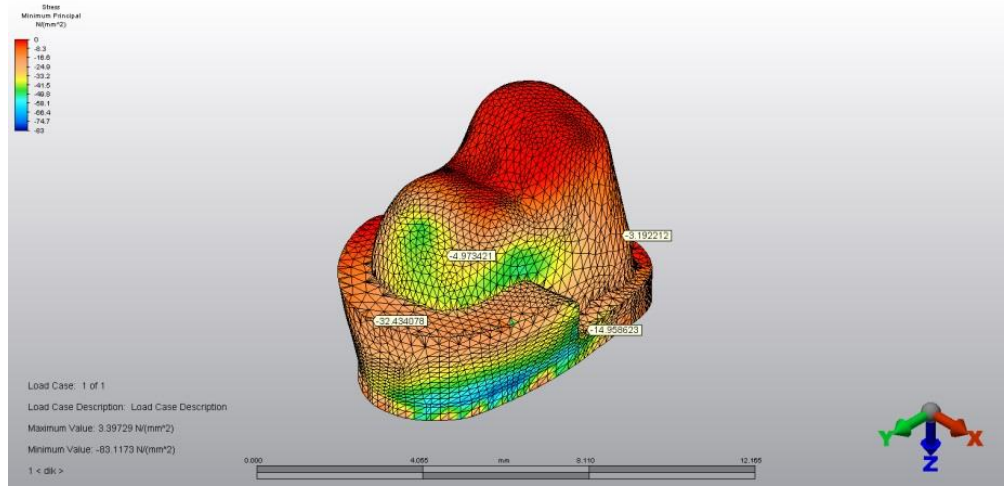


Palatinal bilezik yüksekliği artınca palatinal servikal bölgede çekme stresi seviyesinin azaldığı görülmektedir. Ayrıca stres, veneer-zirkonya birleşim yerinden uzaklaşmıştır. Servikal bölgeden zirkonya-veneer birleşim yerine doğru azalan bir dağılımı vardır. Veneerin palatinal servikal bölgeye yakın noktasal stres değerleri; 16 MPa, 8 MPa, 5 MPa ve 9 MPa olarak gözlenmiştir. Bilezik yüksekliğinin arttığı modellerde stres azalmıştır (şekil 4.4). Bukkal servikal bölgedeki noktasal stres değerleri ise birbirine benzerdir ve sırasıyla 15 MPa, 11 MPa, 14 MPa ve 11 MPa'dır.

Zirkonya alt yapıda oluşan basma stresleri

Zirkonya alt yapıda görülen en yüksek basma stresi 1. modelden 4. modele doğru 65 MPa, 78 MPa, 83 MPa ve 72 MPa şeklinde sıralanmıştır. Modellerde servikal bölgeden oklüzal bölgeye doğru stres azalmıştır. Bilezik yüksekliğinin artması ile stres veneer-zirkonya birleşiminden uzaklaşarak basamak bölgesine yakın yerde oluşmuştur.





Şekil 4.5. 1. modelden 4. modele doğru sentrik oklüzyonda alt yapıda görülen p_{min} (meziopalatinal görünüm)

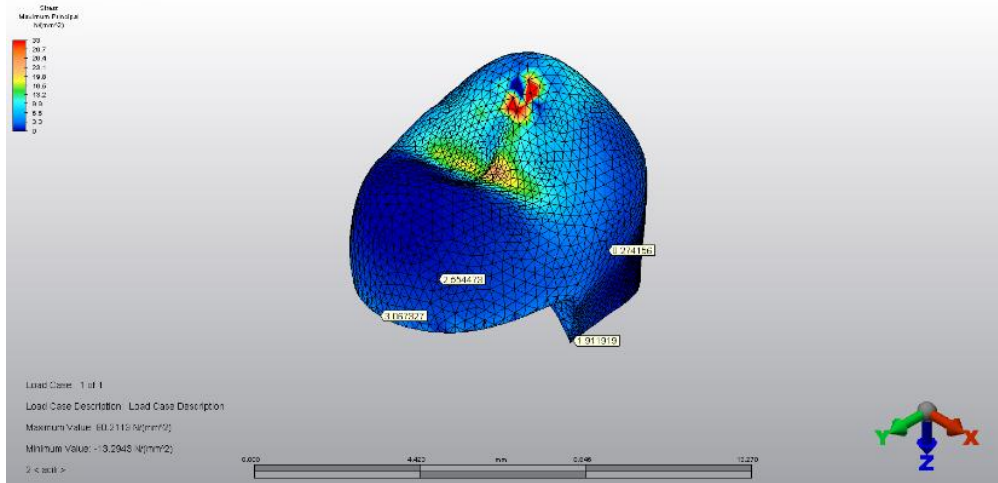
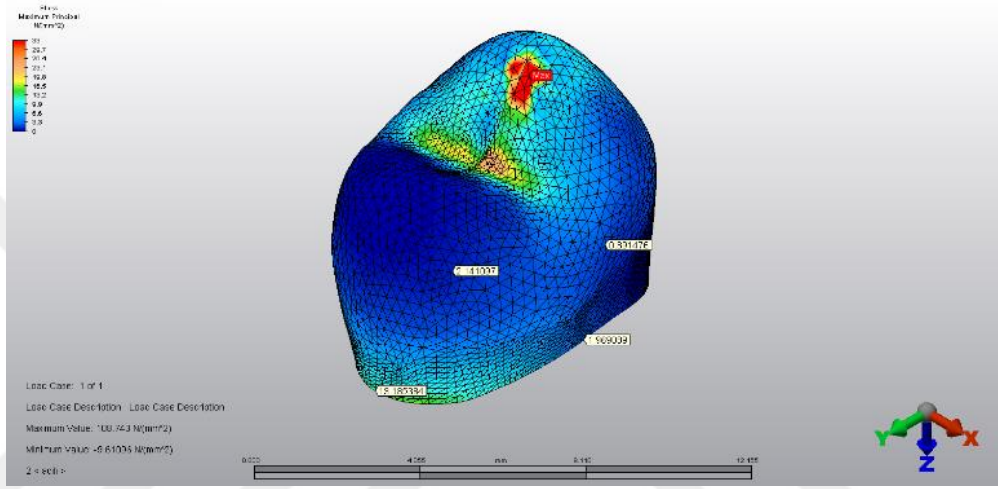
Alt yapının palatinal servikal bölgeye yakın bölgesinde noktasal stres değerleri 26 MPa, 15 MPa, 32 MPa ve 33 MPa'dır. Noktasal stres değerlerine göre, palatinal birleşim yerinde basma stresinin düşürülmesinde en etkili model palatinal bilezik yüksekliğinin 3 mm'e çıkarıldığı 2. modeldir (şekil 4.5). Bukkal servikal bölgedeki noktasal stres değerleri ise birbirine yakındır ve sırasıyla 7 MPa, 4 MPa, 3 MPa ve 5 MPa olarak bulunmuştur. Alt yapıdaki basma stresleri asıl olarak palatinal servikal bölgede oluşmuştur.

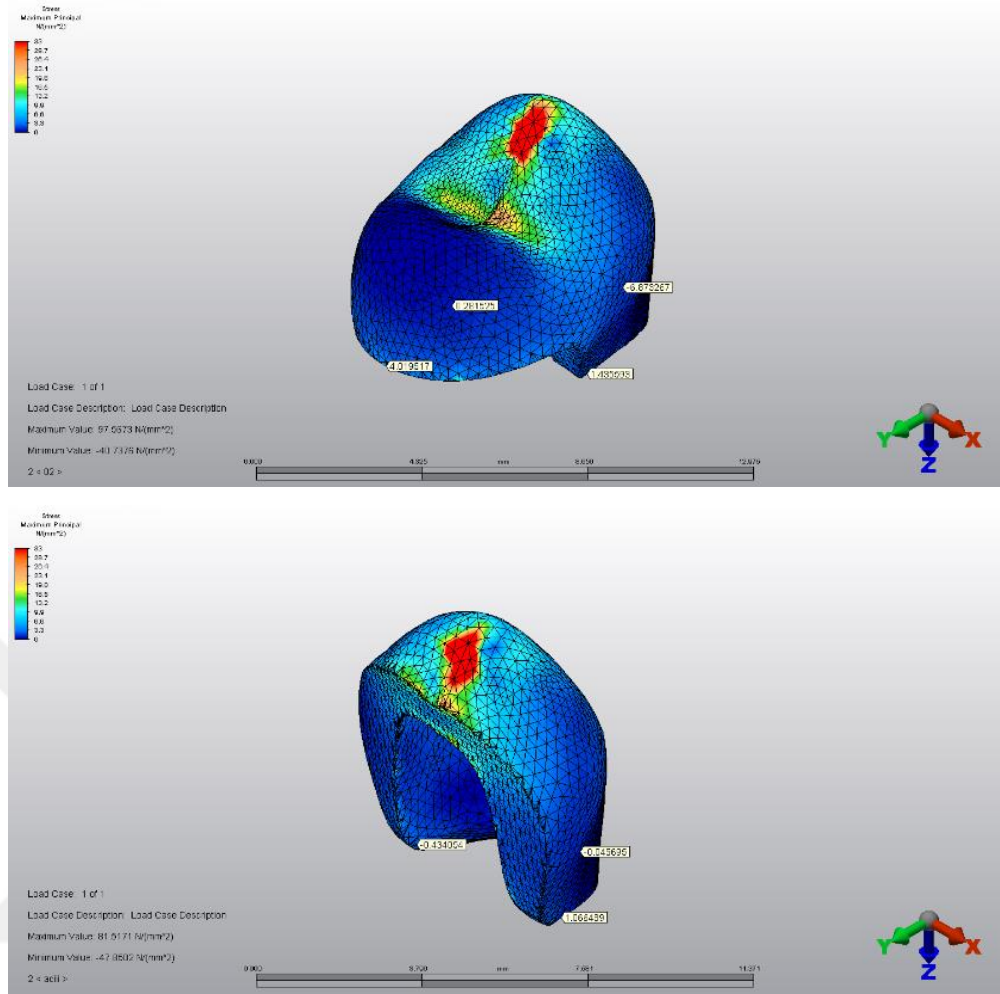
4.2. Laterotruziv Harekette Stres Dağılımı

4.2.1. Veneer porselende oluşan stresler

Veneer porselende oluşan çekme stresleri

Laterotruziv hareketi simule etmek için bukkal tüberkülün palatinal eğimine palatinalden bukkale doğru 45^0 açıyla 150 N kuvvet uygulanmıştır. Modellerde veneer yapıdaki en yüksek stres değerleri sırasıyla; 108 MPa, 80 MPa, 97 MPa ve 81 MPa olarak oklüzalde kuvvet uygulanan bölgelerde kaydedilmiştir.



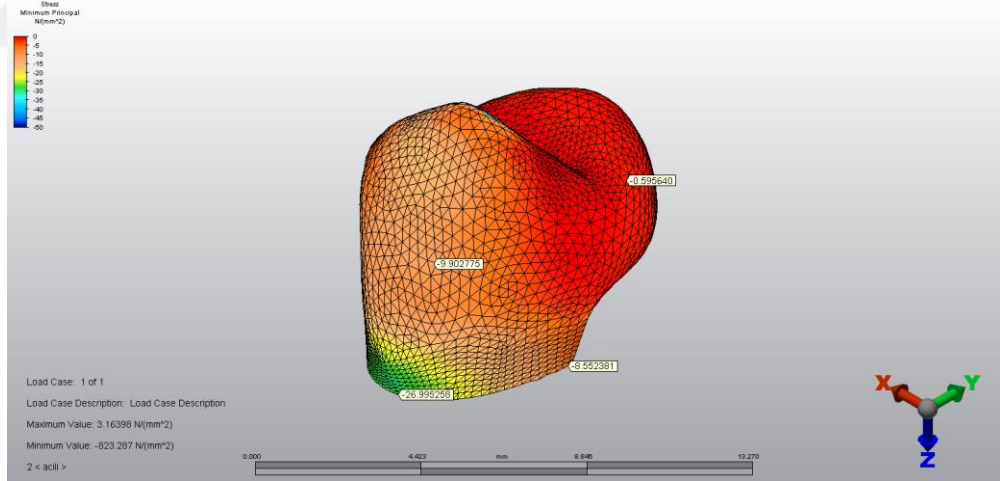
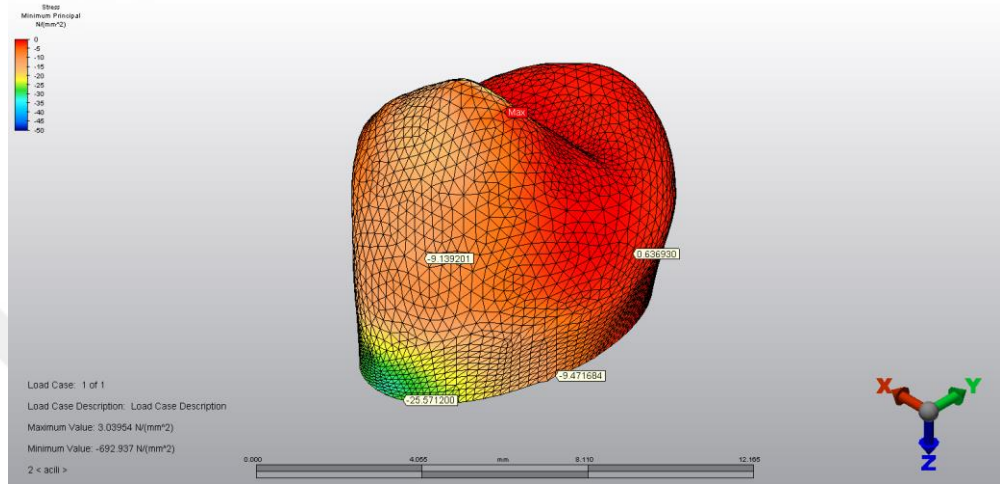


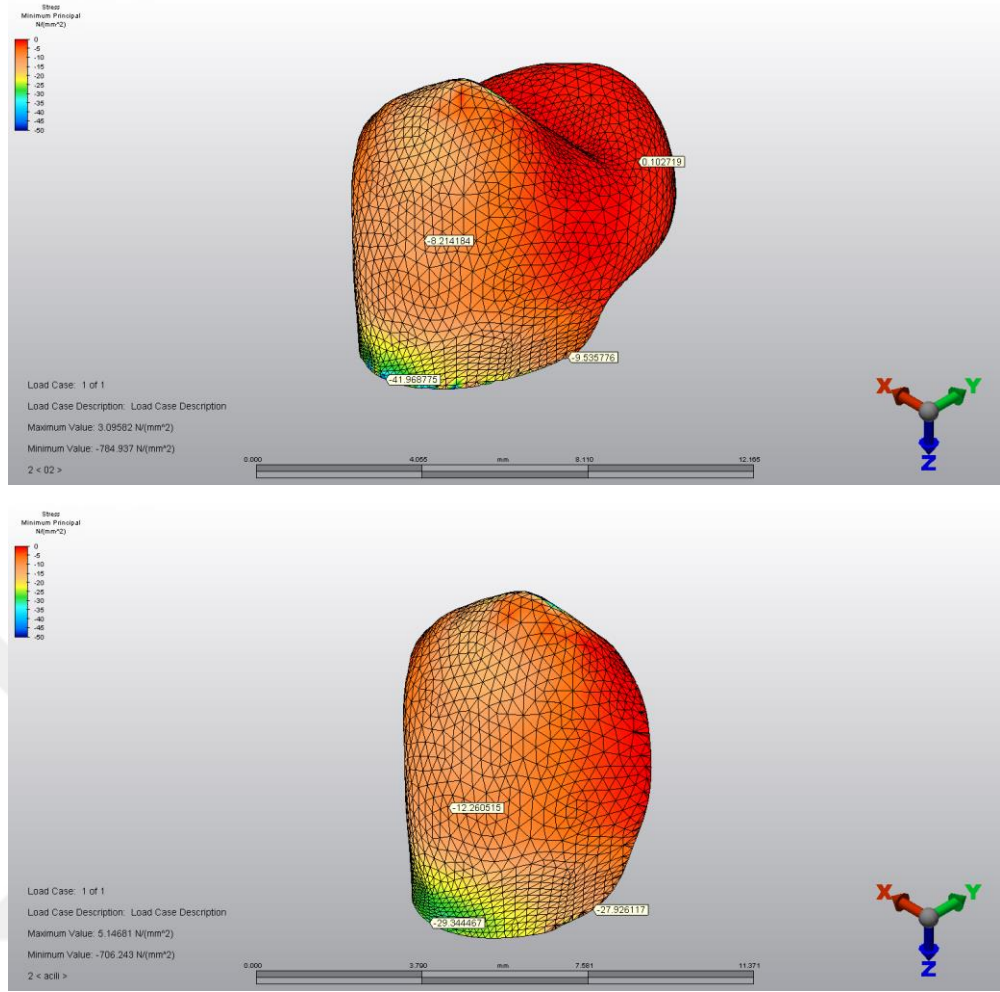
Şekil 4.6. 1. modelden 4. modele doğru laterotruziv harekette veneer yapıda görülen p_{max} (meziopalatal görünüm)

Palatinal servikal bölgede veneer yapıdaki noktasal stres değerleri 1. modelden 3. modele doğru 13 MPa, 3 MPa ve 4 MPa'dır. Bilezik yüksekliklerinin artırıldığı modellerde servikal bölgedeki çekme stresinin yaklaşık 3 kat daha az olduğu görülmüştür (şekil 4.6). 4. modelde palatinal bölgede zirkonya yapı bulunmaktadır. Zirkonya alt yapının servikal bölgesindeki noktasal stres değeri ise 17 MPa bulunmuştur. Bukkal servikal bölgede ise belirgin çekme stresi görülmemiştir.

Veneer porselende oluşan basma stresleri

Modeller arasındaki en yüksek basma stresleri, 823 MPa olarak 2. modelde görölmüştür. 1., 3. ve 4. modelde ise en yüksek stres seviyeleri 692 MPa, 784 MPa ve 706 MPa'dır. En yüksek stresler, yükleme alanlarında ve servikal alanda oluşmuştur.





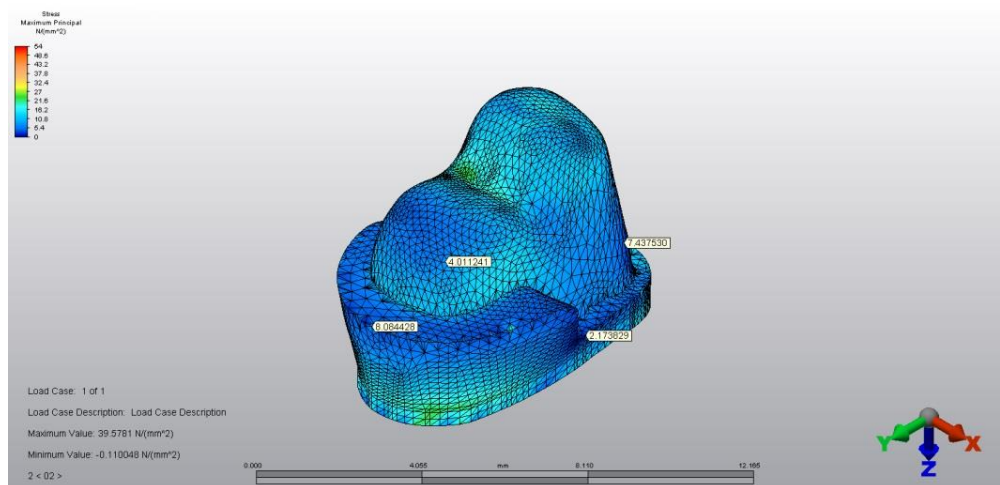
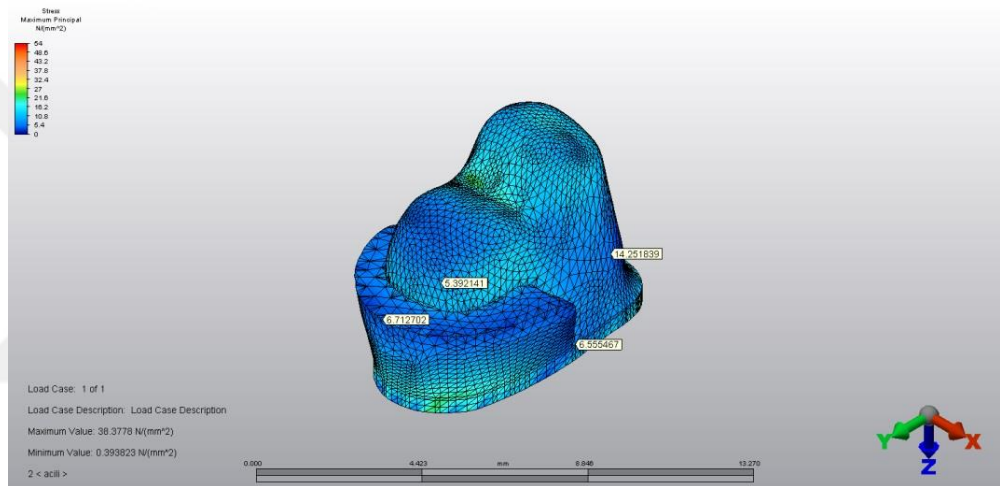
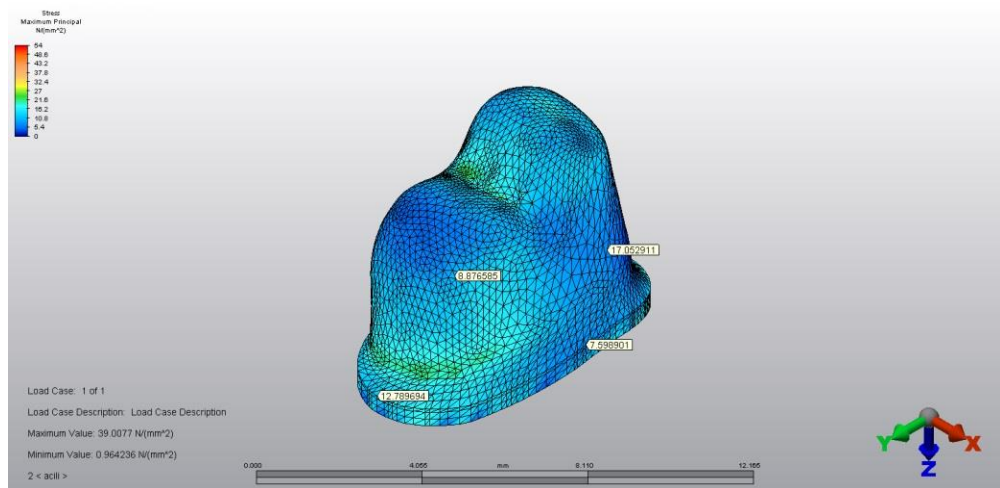
Şekil 4.7. 1. modelden 4. modele doğru laterotruziv harekette veneer yapıda görülen p_{min} (distobukkal görünüm)

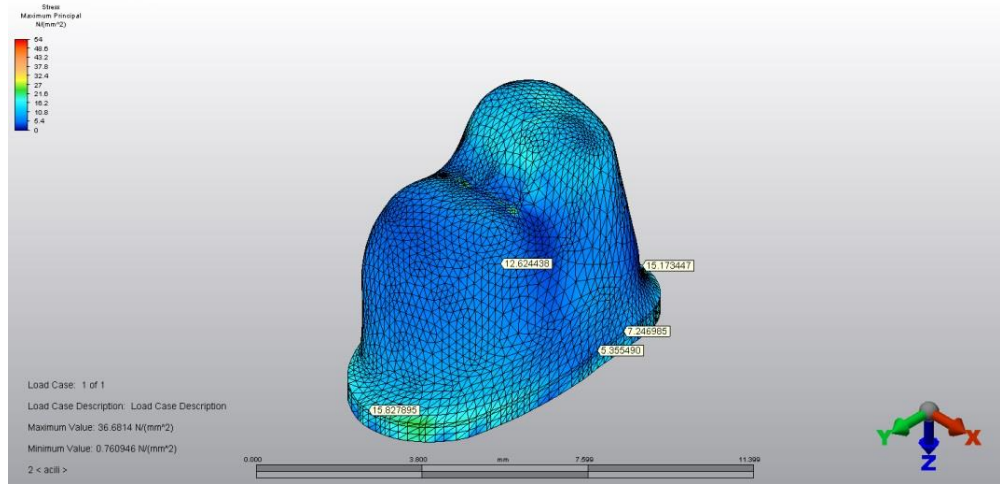
Stres dağılımının benzer şekilde servikal bölgeden oklüzale doğru azaldığı görülmektedir. Bukkal servikal bölgedeki noktasal stres değerleri ise; 25 MPa, 26 MPa, 41 MPa ve 29 MPa olarak bulunmuştur. 3. Modelde stresin servikalde daha dar bir alanda yoğunlaştığı görülmektedir (şekil 4.7) .

4.2.2. Zirkonya alt yapıda oluşan stresler

Zirkonya alt yapıda oluşan çekme stresleri

Zirkonya alt yapıları karşılaştırılabilir düzeye getirmek için 4. modelin 0,5 mm standart alt yapı kısmındaki stres dağılımı kıyaslanmıştır.

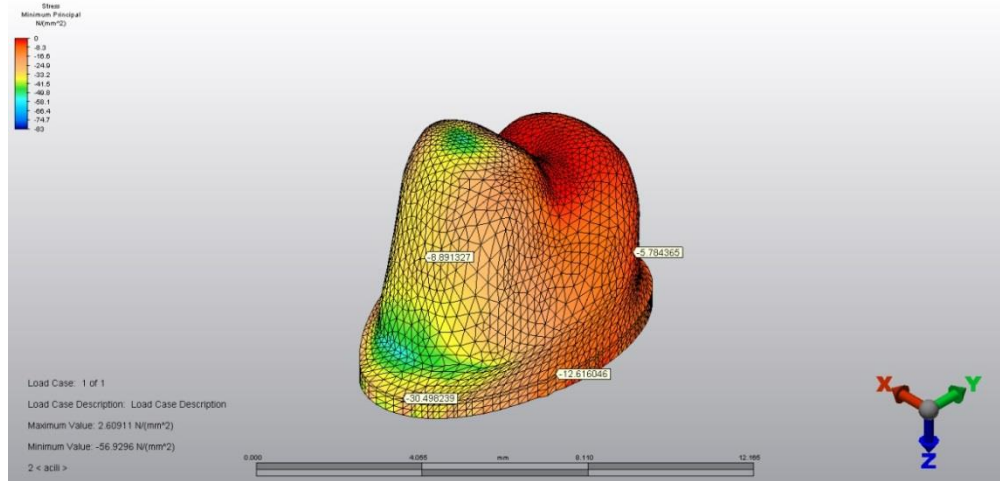


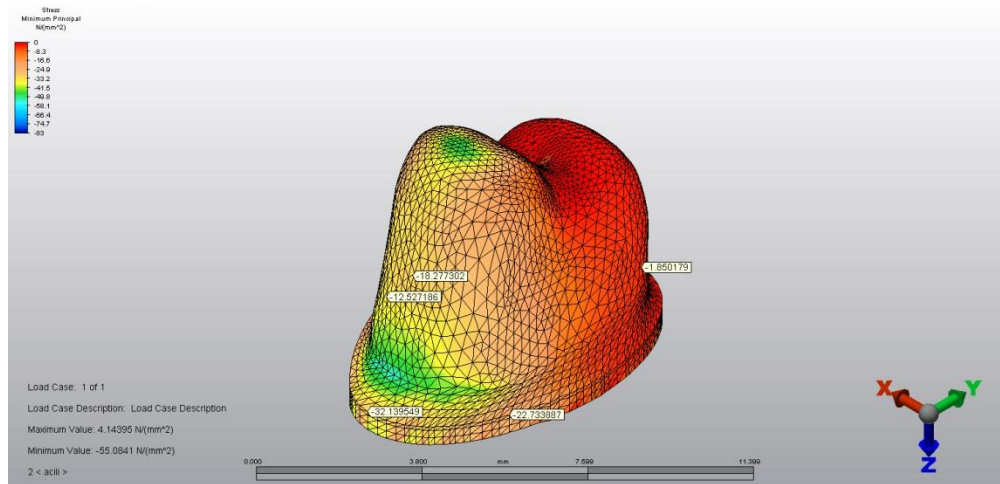
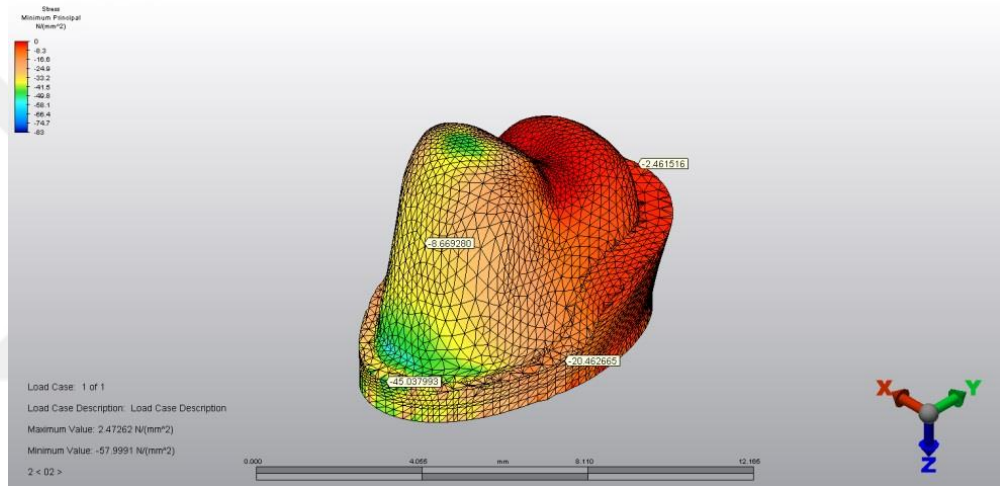
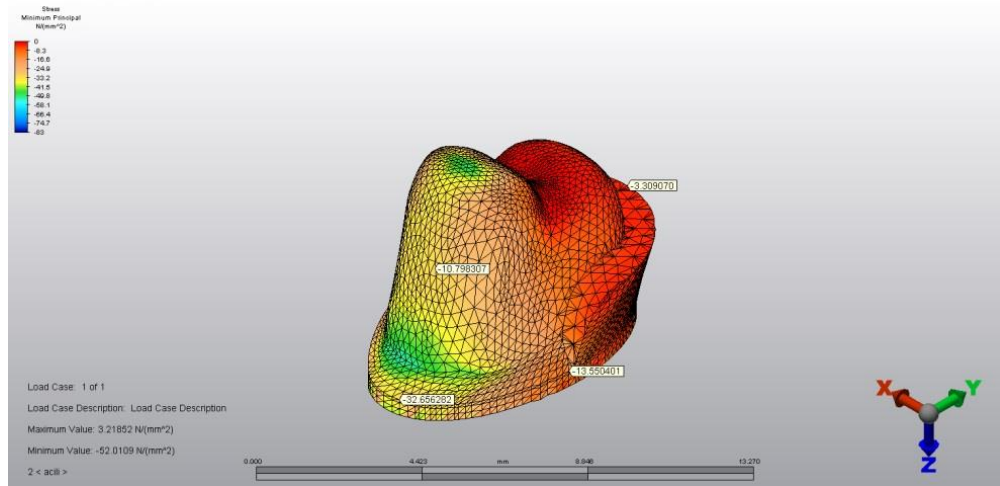


Şekil 4.8. 1. modelden 4. modele doğru laterotruziv harekette alt yapıda görülen p_{max} (meziopalatal görünüm)

Alt yapılarda en yüksek çekme stresleri benzerdir ve sırasıyla 39 MPa, 38 MPa, 39 MPa ve 36 MPa'dır. Palatinal servikal bölgedeki noktasal stresler 1. modelden 4. modele doğru sırasıyla 12 MPa, 6 MPa, 8 MPa ve 15 MPa'dır. Bilezik yüksekliği artınca servikaldeki çekme stresi yaklaşık 2 kat azalmıştır (şekil 4.8).

Zirkonya alt yapıda oluşan basma stresleri

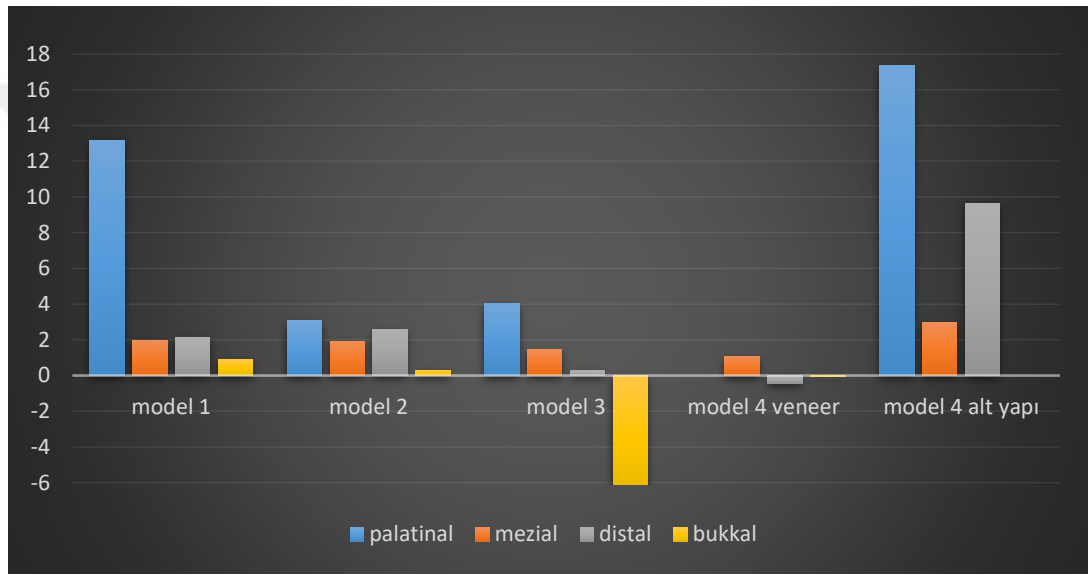




Şekil 4.9. 1. modelden 4. modele doğru laterotruziv harekette alt yapıda görülen p_{min} (distobukkal görünüm)

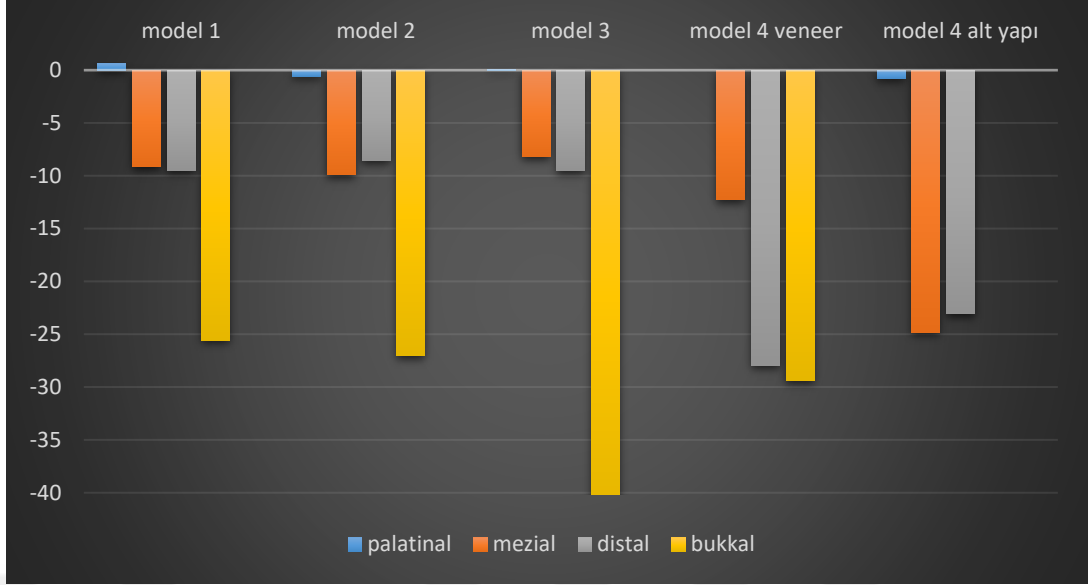
Alt yapılarda gözlenen en yüksek basma stres değerleri sırasıyla; 56 MPa, 52 MPa, 57 MPa ve 34 MPa'dır (şekil 4.9). İlk üç modelde birbirine yakın değerler görülürken, 4. modelde basma stresi azalmıştır. Alt yapının palatinal servikal bölgedeki noktasal basma stresi, 1. modelden 4. modele doğru azalmıştır. 5 MPa, 3 MPa, 2 MPa, 1 MPa olarak gözlenmiştir.

Her iki yükleme koşulu altında, veneer ve zirkonya alt yapıda elde edilen stres değerlerinin karşılaştırılması grafiklerde görülmektedir. Basma stresleri negatif değerlerle, çekme stresleri pozitif değerlerle gösterilmiştir.



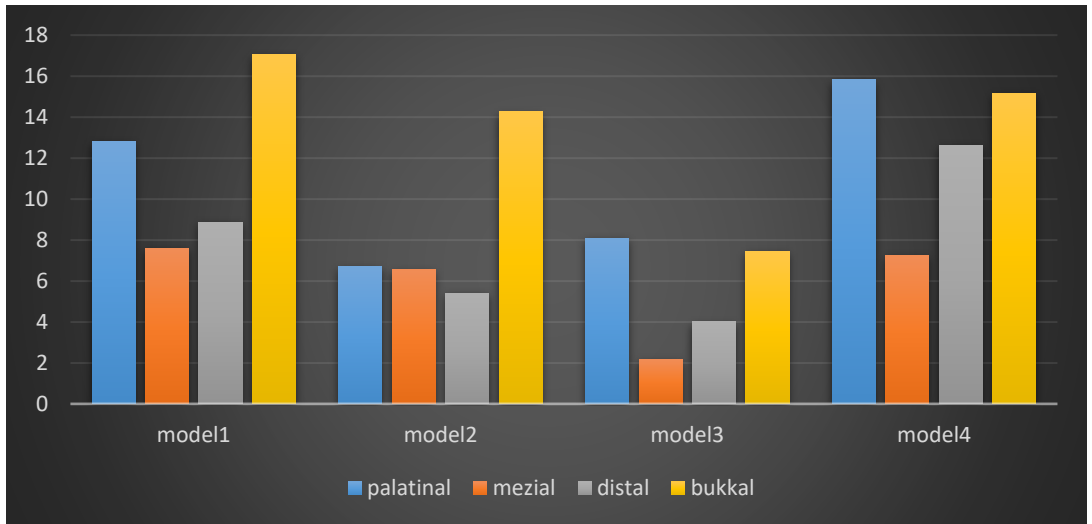
Şekil 4.10. Laterotruziv harekette veneer ve 4. model alt yapısının p_{max} değerleri

Grafiklerde iki farklı yapının (veneer-alt yapı) birleşim yerlerinin palatinal, bukkal, mezial ve distal orta bölgelerindeki noktalar üzerinden veneer ve alt yapıdaki çekme ve basma streslerinin noktasal değerleri karşılaştırılmıştır. Laterotruziv harekette veneer yapıdaki çekme stresleri 2. ve 3. modelde benzerken, 1. model ve 4. modelde (zirkonyada) palatinalde yoğunlaştığı görülmektedir. 4. model zirkonyada distal noktada da çekme stresi belirgin yüksektir. Palatinalde 3 mm bilezik olan 2. model ile 0,5 mm standart alt yapıya sahip 1. model karşılaştırıldığında ise bilezik yüksekliği artınca veneer yapının palatinal servikal bölgesinde çekme stresi azalmıştır (şekil 4.10).



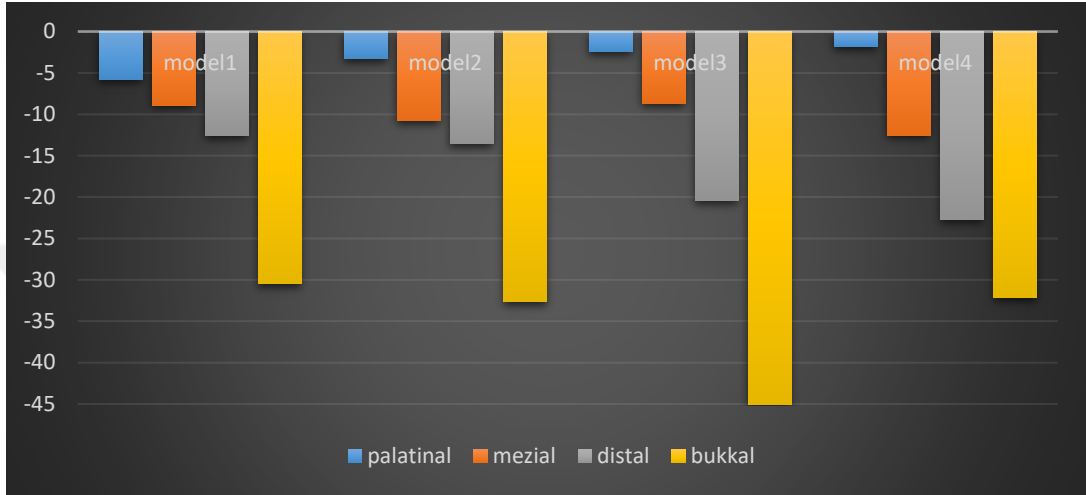
Şekil 4.11. Laterotruziv harekette veneer ve 4. model alt yapısının p_{min} değerleri

Basma streslerine bakıldığında 4 modelde de bukkal noktada streslerin yoğunlaştığı görülmektedir. En yüksek bukkal noktasal stres değeri bukkalde 1mm bileziğe sahip olan 3. modeldir. Palatinal noktadaki stres değerleri oldukça düşüktür. 4. modelin hem veneer hem de zirkonya alt yapısında distal noktada basma stresi yüksektir (şekil 4.11).



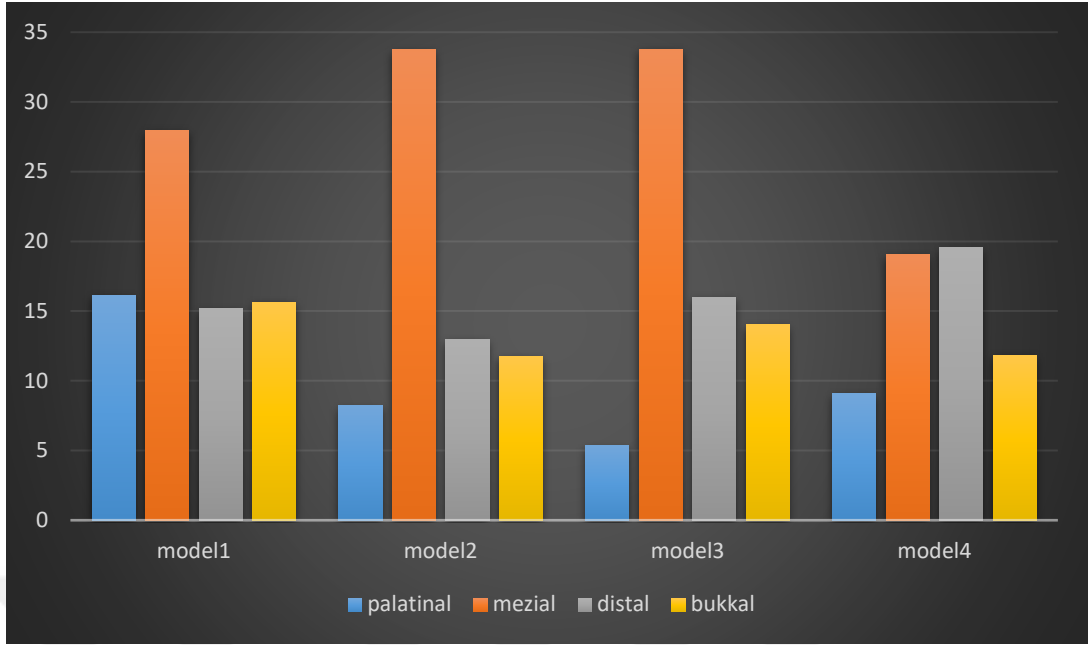
Şekil 4.12. Laterotruziv harekette zirkonya alt yapının p_{max} değerleri

Veneer yapıda palatinal noktada yoğunlaşmış olan çekme stresi, zirkonya alt yapıda bukkal noktada daha belirgindir. 1 mm bukkal bileziğe sahip 3. modelde, 0,5 mm standart bileziğin olduğu 1. ve 2. modele göre bukkal noktasal çekme stresinin daha düşük olduğu görülmektedir. Bukkaldeki bilezik yüksekliği arttıkça zirkonya alt yapının bukkal noktasında çekme stresi azalmıştır (şekil 4.12).



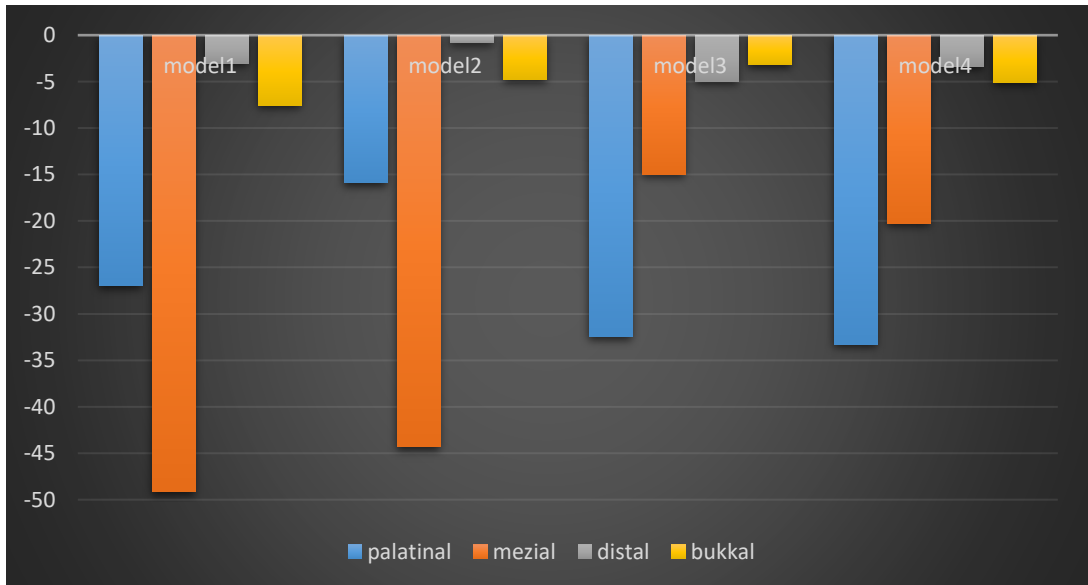
Şekil 4.13. Laterotruziv harekette zirkonya alt yapının p_{min} değerleri

Zirkonyada basma stresleri de bukkal noktada yüksek değerler göstermiştir. Fakat 1 mm bukkal bileziğe sahip 3. modelde bukkal noktada en düşük çekme stresi görülmesine karşın en yüksek basma stresi görülmüştür (şekil 4.13).



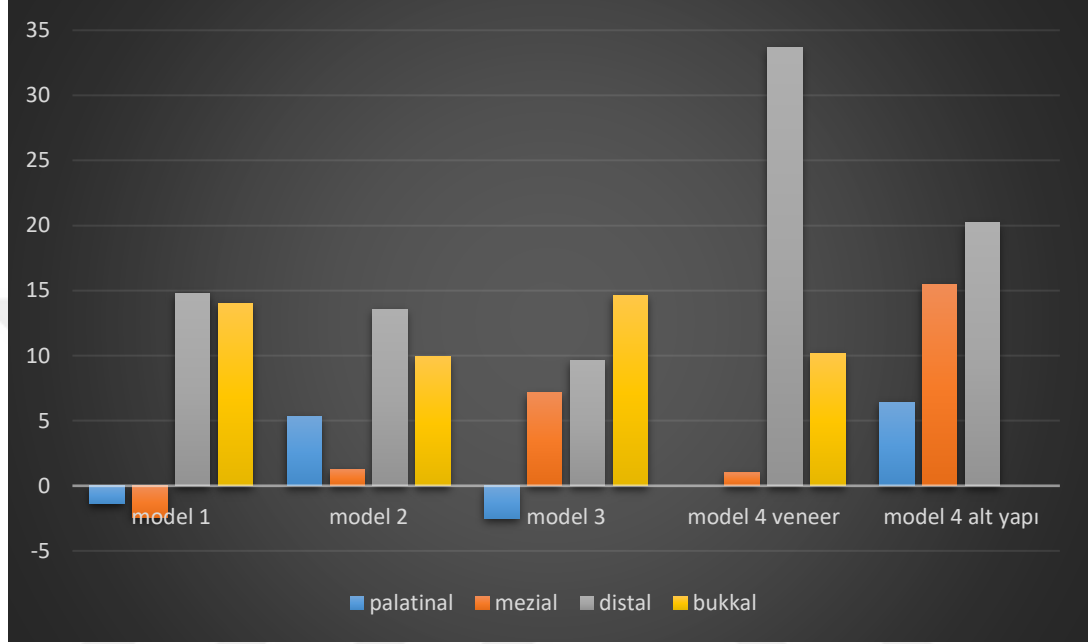
Şekil 4.14. Sentrik oklüzyonda zirkonya alt yapının p_{max} değerleri

Sentrik oklüzyonu simule eden yükleme koşulu altında ise zirkonya alt yapının mezial noktasında, yüksek çekme stresleri gözlenmiştir. En yüksek değerler ise palatinal ve/veya bukkal bilezik yüksekliğinin arttırıldığı 2. ve 3. modelde izlenmiştir. Palatinal noktadaki stres değerleri, bilezik yüksekliğinin arttırılmasıyla 1. modelden 3. modele doğru azalmıştır (şekil 4.14).



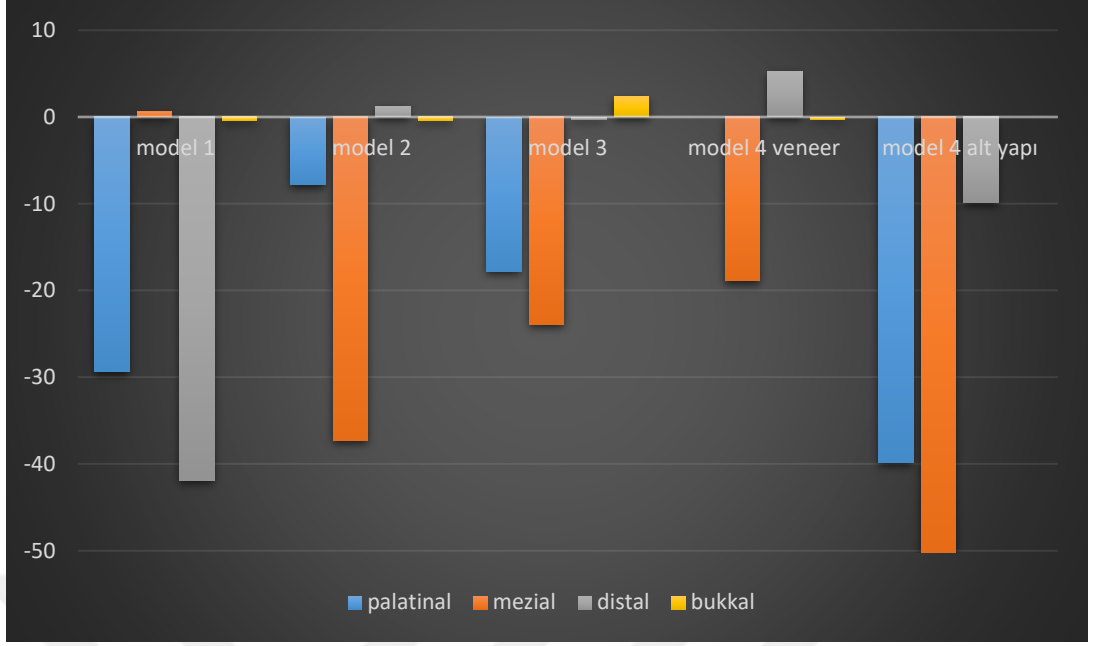
Şekil 4.15. Sentrik oklüzyonda zirkonya alt yapının p_{min} değerleri

Basma stresleri karşılaştırıldığında ise 1. ve 2. modelde ağırlıklı olarak en yüksek stres mezial noktada iken, 3. ve 4. modelde palatinal noktada görülmüştür. Palatinal noktadaki stres; 0,5 mm standart zirkonya alt yapı tasarımına sahip olan 1. modele kıyasla, 3 mm palatinal bileziğe sahip 2. modelde azalmıştır (şekil 4.15).



Şekil 4.16. Sentrik oklüzyonda veneer ve 4. model alt yapısının p_{max} değerleri

Sentrik oklüzyonu simüle eden yüklemde veneer yapıda en yüksek noktasal çekme stresi 4. modelin distal noktasında görülmüştür. Distal noktadaki stresler 4 modelde de yüksektir fakat bilezik yüksekliğinin artırıldığı 2. modelde, 0,5 mm standart zirkonya alt yapıya sahip 1. modele göre stres değerleri azalmıştır. Palatinal noktada yüksek stres değerleri gözlenmezken bukkal noktada daha belirgin stresler oluşmuştur. Bukkal noktadaki en düşük stres değeri 2. ve 4. modelde görülmüştür (şekil 4.16).



Şekil 4.17. Sentrik oklüzyonda veneer p_{min} değerleri

Veneerde oluşan basma stresleri, bilezik yüksekliklerinin arttırılması ile palatinal noktada azalmıştır. Fakat 4. modelde zirkonya alt yapı üzerindeki palatinal noktada yüksek stres değeri gözlenmiştir. 0,5 mm standart alt yapıya sahip 1. modelde distal noktada belirgin stres varken, bilezik yüksekliklerinin arttırıldığı 2. ve 3. modelde mezial noktada daha yüksek stresler oluşmuştur. 4. modelde zirkonya üzerindeki mezial ve palatinal noktalarda ise yüksek basma stresleri oluşmuştur (şekil 4.17).

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, üst birinci premolar için zirkonya alt yapılı seramik restorasyonlarda farklı modifikasyonlara sahip alt yapı tasarımlarının etkisiyle veneer porselen ve alt yapı üzerinde oluşan stres değerleri, lokalizasyonları ve dağılımları iki farklı yükleme koşulu altında değerlendirilmiştir.

Geleneksel değerli ve değersiz metal destekli porselen kronlar mükemmel mekanik özellikleri nedeniyle uzun süre kabul edilebilir devamlılık göstermiştir. Fakat değerli metallerin maliyetindeki artış, biyouyumlu ve estetik restorasyon ihtiyacı metal içermeyen tam seramik restorasyonların gelişimine yol açmıştır. Metal destekli porselen kronlarda, güçlü bir bağlanma sağlamak için esas olan oksidin adherent tabakasıdır. Bu, ıslanabilirliği ve seramiğin bağlanmasını artırır. Zirkonya alt yapı-veneer bağlantısının da, veneer materyalinin kırılmasını ve delaminasyonunu önlemek için çiğneme kuvvetlerinin stresine karşı koyabilecek dayanıklılıkta olması gerekir fakat pek çok değişken alt yapı-veneer bağlanma dayanımını etkiler. Özellikle posterior dişlerde kullanılan zirkonya alt yapılı seramik restorasyonlarda veneer porselenler, kırılma eğilimi ve laboratuvar işlemleri sırasında oluşan rezidüel stresler nedeniyle kırılmaya meyillidir (128).

Veneer porselenin kırılma dayanımı için alt yapı tasarımının mekanik olarak test edilmesinde yüksek maliyet, pratik olmayan yükleme koşulları ve zaman alan örnek hazırlama gibi zorluklarla karşılaşılır. Araştırmacılar için restorasyonların mekanik olarak simülasyonu, güçlü bir araç olabilir. Sonlu elemanlar analizi, mekanik modelleme yazılımları ve CAD vasıtasıyla materyal ve geometrik konfigürasyonlar gibi birçok yapının değişmesine izin verir. Bu nedenle sonlu elemanlar analizi, biyomedikal karmaşık yapıların mekanik davranışını ve bu yapıların farklı yüklemeler ve geometrik durumlar altında stres dağılımını incelemede yaygın olarak kullanılır.

Son otuz yılda 2 boyutlu sonlu elemanlar analizi; çalışma zamanını, ağ oluşturma ve programlama zamanını azaltma avantajları nedeniyle stres dağılım analizlerinde sıklıkla kullanılmıştır. Bununla beraber oral dokular, ticari ürünler gibi tek bir yapı halinde düzenli bir dizilim göstermez. 2 boyutlu modeller, 3 boyutlu

yapıları tam anlamıyla simule edemez. Model 2 boyutlu varsayıldığında, z aksı (3. boyut) ya düzlemsel gerinim ya da düzlemsel stres durumuna sahip olarak belirlenmiş olmalıdır. Düzlemsel gerinimde model son derece kalın kabul edilir, bu nedenle gerinim oluşmaz ama stres oluşur. Düzlemsel streste de, model olabildiğince ince kabul edilir. Bu durumda da z yönünde stres oluşmaz ama gerinim oluşur. 3 boyutlu analizde stres ve gerinim durumu, 3 aks (x,y,z) üzerinde de değerlendirilir (129). Daha detaylı olan 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi, karmaşık ve düzensiz morfolojilerin analizlerinde önemli avantajlar sağladığı için yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Sonlu elemanlar analizinin kron ve sabit parsiyel protezlerde yapılan birçok dental uygulaması bilinmektedir (93,130–135). Bu avantajlar nedeniyle bizim çalışmamızda, zirkonya alt yapılı seramik restorasyonlarda 2 farklı yükleme koşulu altındaki stresi değerlendirmek için 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi tercih edilmiştir.

Literatürde tam seramik kronlarda; kron yapılandırılması, proksimal duvar yüksekliği redüksiyonu, materyaller, alt yapı kalınlığı, siman kalınlığı, anatomik değişkenler, yükleme pozisyonları ve bu değişkenlerin kombinasyonlarının stres seviyelerini 3 boyutlu SESA ile değerlendiren çalışmalar mevcuttur (132,135).

Bu çalışmada, sentrik oklüzyon ve laterotruziv hareket sırasında karşıt dişlerle temasın simule edildiği iki farklı yükleme koşulu belirlenmiştir. Literatürde sentrik oklüzyonda, doğal dentisyondaki alt ve üst çene dişlerine gelen kuvvetler hakkında pek çok araştırma vardır (136–138). Maksimum ısırma kuvveti, bireyden bireye farklılık gösterir. Sakaguchie ve ark.'a (124) göre maksimum oklüzal kuvvetler 200 N ile 3500 N arasında değişmektedir. Oklüzal kuvvetler, molar bölgesinden insizörlere doğru azalır. Birinci ve ikinci molarlardaki kuvvetler 400-800 N arası farklılık gösterir. Premolar, kanin ve insizörlerde ortalama kuvvetler ise sırasıyla 300, 200 ve 150 N'dır. Buna göre üst premolar dişe sentrik oklüzyonda vertikal yönde 300 N uygulanmıştır. 300 N iki farklı noktaya dağıtılmıştır. Sentrik oklüzyonda üst birinci premolar dişteki temas noktaları, tüberkül-marjinal sırt ilişkisinde Okeson'un (139) belirttiği şekilde palatinal tüberkül ve mezial marjinal sırt olarak belirlenmiştir.

Laterotruziv hareketteki temas noktaları için esas olan, dinamik oklüzyon şemasıdır. Bireylerde görülen oklüzyon tipleri; çift taraflı kanin koruyuculu

oklüzyon, tek taraflı kanin koruyuculu oklüzyon ve grup fonksiyon oklüzyonudur. Grup fonksiyon oklüzyon, doğal dentisyonda en sık görülen (%41) oklüzal şemadır ve yaşla birlikte görülme yüzdesi artar (126). Okeson'a (139) göre, grup fonksiyon oklüzyonunda laterotruziv harekette üst premolar dişlerin bukkal tüberküllerinin palatinal eğimleri alt dişlerle temastadır. Literatürde bunu destekleyen başka çalışmalar da vardır (140,141). Widmalm ve ark.'nın (142) yaptığı çalışmaya göre üst premolarlara eksentrik hareketler sırasında 131-500 N arasında kuvvet gelir. Bu bilgilerden yola çıkarak çalışmamızda laterotruziv harekette üst birinci premolara gelen kuvvetleri simule etmek için bukkal tüberkülün palatinal eğimine, palatinalden bukkale doğru olacak şekilde dişin uzun aksına 45° açı ile 150 N kuvvet uygulanmıştır.

Tam seramik restorasyonlar 2 yapıya sahiptir: veneer porselen ve alt yapı materyali. Metal içermeyen tam seramik restorasyonlar, biyouyumluluk ve estetik konusunda avantajlara sahiptir. Zirkonya, diş hekimliğinde kullanılan diğer seramiklerden daha güçlü ve dayanıklıdır. Zirkonya altyapılar, kron ve parsiyel sabit dental protezler için yaygın olarak kullanılır hale gelmiştir (81). İtiryum stabilize tetragonal zirkonya seramiklerin üretimi ile birlikte alt yapılar güçlendirilmiştir. Bununla beraber restorasyonun uzun ömürlülüğünü belirleyen, veneer porselendeki streslerdir (122). Kırılgan bir materyal olan porselen, yüksek basma dayanıma sahipken aynı zamanda düşük çekme dayanıma sahiptir (143). Bu nedenle zirkonya alt yapılar, veneer porselenin çekme stresini azaltacak şekilde tasarlanmalıdır.

İtiryum stabilize tetragonal zirkonya polikristallerin sabit dental protezler için alt yapı materyali olarak üretilmesinden sonra, veneer seramiğin koheziv (chipping) ve adeziv (delaminasyon) başarısızlıkları sık görülen komplikasyonlar olarak bildirilmektedir. Y-TZP'nin başarısızlık oranı, metal destekli seramiklerden daha yüksektir. Laboratuvar çalışmaları başarısızlık nedenlerinin; veneer seramiğin yüzey kusurları, zirkonya alt yapı ile veneer seramik arasındaki yetersiz bağlanma dayanımı, termal ekspansiyon katsayısındaki farklılıklar ve yetersiz alt yapı tasarımı olabileceğini göstermiştir (80).

Zirkonya alt yapı seramik restorasyonlarda en yaygın görülen komplikasyon veneerin atmasıdır (chipping) ve tek kronlarda, parsiyel protezlere oranla daha az görülür (144). Porselende atma (chipping) oranı sabit parsiyel protezlerde %3-%36

arasındadır (145,146), implant destekli zirkonya sabit bölümlü protezlerde ise bu oran %8-%53'dür (147–149). Periodontal ligamentin yokluğu, implantların rijiditesi ve bozulan proprioepsiyon implant destekli sabit bölümlü protezlerde daha yüksek porselen atması görülmesinin nedenidir.

Deneyisel çalışmalara göre zirkonya restorasyonların güvenilirliği, alt yapı tasarımına lingual/palatinal ve proksimale uzanan zirkonya bileziklerin eklenmesiyle geliştirilebilir. Lorenzoni ve ark. (150) bu şekilde modifiye edilen alt yapılarla zirkonya restorasyonların, metal destekli seramiklerle karşılaştırılabilir yapısal dayanıklılık sağladığını bildirmiştir. Bu nedenle alt yapı tasarımlarının değiştirilmesi, veneer seramikte atmayı önlemek için pratik bir yaklaşım olabilir. Lingual ve proksimale uzanan bilezik tasarımından farklı iki modifikasyon da, oklüzal yüzeyin zirkonya olduğu alt yapı tasarımı ve tam zirkonya (monolitik) restorasyonlardır. Her iki tasarımda da porselende atma beklenmez (81). Bizim çalışmamızda da, bahsedilen bu çalışmalarda avantajlı olabileceği belirtilen modifikasyonlar kullanılmıştır. Fakat üst birinci premolar dişte veneer porselendeki başarısızlığı azaltırken estetik bir restorasyondan da ödün vermemek amaçlandığı için monolitik restorasyon tercih edilmemiştir. Oklüzalin zirkonya olduğu modelde de, zirkonyanın bukkal yüzeye taşınmadığı modifikasyon tercih edilmiştir.

Alt yapı tasarımı dışında alt yapı kalınlığı da restorasyonun dayanıklılığını etkilemektedir. 0,3 mm ile 0,5 mm kalınlıkta zirkonya alt yapının kırılma dayanımının karşılaştırıldığı çalışmada (151), alt yapı kalınlığı 0,3 mm olduğu zaman kırılma dayanımında %35 azalma olduğu bildirilmiştir. Bu çalışmada alt yapı kalınlığı en az 0,5 mm olacak şekilde oluşturulmuştur.

Veneerlenmiş zirkonya restorasyonlarda porselende atma (chipping) davranışını etkileyen diğer önemli faktör de, alt yapının anatomik şekle göre tasarlanmasıdır. Anatomik dizaynı alt yapılar, eşit kalınlıkta devam eden veneer ile sonuçlanır. Bu dizaynın, kalın ve düzensiz şekilli veneer ile ince bir alt yapıya göre porselen atmasını önlemede daha etkili olacağı düşünülür (152). Bu nedenle bizim çalışmamızda da alt yapılar, üst premolar dişin anatomik şekline göre tasarlanmıştır.

Porselende atma sıklıkla görülse de alt yapı materyali bundan çok sık etkilenmez (153). Imanishi ve arkadaşları (130), tek tabaka tam seramik kronlar ile çift tabaka tam seramik kronların farklı yükleme koşulları altında 3 boyutlu SESA ile

stres dağılımını incelemişlerdir. Yükleme horizontal olduğunda tek tabaka kronlarda maksimum çekme stresinin yükleme alanları etrafında, çift tabakalı kronlarda ise servikal alanda yoğunlaştığı görülmüştür. Bu çalışmanın sonucuna göre yüksek dayanımlı seramik alt yapılarla güçlendirilmiş çift tabaka tam seramik kronların desteklenmesi ve horizontal yönde uygulanan ısırma kuvvetleri, posterior tam seramik kronların bütünlüğü için kritik faktörlerdir. Bu nedenle bu çalışmada zirkonya alt yapı seramik restorasyonların servikal bölgesinin güçlendirilmesi için bilezik yüksekliklerinde modifikasyonlar yapılmıştır.

Çekme stresini karşılamada dayanıksız olan veneer yapının desteklenmesi için alt yapı tasarımının modifiye edildiği klinik ve deneysel çalışmalar literatürde mevcuttur. Bonfante ve ark.'nın (154) kron başarısızlığında alt yapı tasarımının etkisini değerlendirdiği çalışmada hem tam porselen kronun standart ve modifiye alt yapı tasarımı hem de metal destekli porselenin standart ve modifiye alt yapı tasarımı karşılaştırılmıştır. Modifikasyon palatinalde 2 mm, proksimallerde 3,5 mm yüksekliğinde bilezik olacak şekilde gerçekleştirilmiştir. Modifikasyon yapılan 2 grupta da modifiye tasarımlarda daha yüksek karakteristik dayanım görülmüştür. Fakat modifiye alt yapıya sahip tam porselen kron grubunun karakteristik dayanımı, her iki metal destekli porselen tasarımından da daha düşük değer göstermiştir. Standart metal destekli porselen kronlardaki kırıkların bukkal ya da palatinalden proksimal alanlara doğru, tam porselen kronlarda ise meziodistal yönde olduğu tarama elektron mikroskopuyla gösterilmiştir. Bu nedenle proksimal alanlardaki veneer porselene desteklik sağlamada proksimal bileziklerin önemli bir rolü olduğu sonucuna varılmıştır. Bu çalışmada da palatinalden proksimal temas noktasına uzanan modifiye bilezik kullanılmıştır.

Marchack ve ark.'nın (74) klinik çalışmasında alt ve üst 1.molar dişlere uygulanmış tam seramik kronlarda porselen yapıda meziobukkal ve distobukkal proksimal alanlarda koheziv kırıklar görülmüştür. Proksimal bölgelerin desteklenmesi için lingual ve proksimalde 2 mm yüksekliğinde zirkonya alt yapı olacak şekilde kişiselleştirilmiş alt yapı tasarımı kullanılmıştır. 1 yıllık takipte komplikasyon görülmemiştir. Kişiselleştirilmiş alt yapı tasarımı ile alt yapı ve porselen kalınlığının kontrol edilebileceği, bilezik yükseklikleri ile marjinal alanların dayanımının optimize edilebileceği savunulmuştur.

Silva ve ark.'nın çalışmasında (78) alt 1. molarda 2,5 mm yüksekliğinde lingualden proksimale uzanan bileziğe sahip Y-TZP alt yapı ile her yerde eşit 0,5 mm kalınlıkta Y-TZP alt yapının tek nokta yüklemesi ile kırılma dayanımı ve siklus sayısı ile ilişkili dayanıklılığı test edilmiştir. İki grupta da veneerde delaminasyon (adeziv başarısızlık) görülmüştür. Y-TZP alt yapıda kırık izlenmemiştir. Siklus sayısı ile ilişkili dayanıklılıkta modifiye tasarım daha iyi sonuçlar gösterirken tek nokta yüklemesinde kırılma değerleri standart tasarım için daha yüksek bulunmuştur. Fakat siklus olmadan yapılan tek nokta kuvvet uygulamasının fonksiyon sırasında oluşan zarar akümülyasyonunu simule etmediği belirtilerek, modifiye tasarımın statik yüklemde beklenen olumlu sonucu vermeme nedeni açıklanmıştır. Bizim çalışmamızda da dinamik bir yükleme yapılmadığı için temas noktalarındaki belirgin yüksek streslerden ziyade, başarısızlığın daha çok görüldüğü servikal alanlardaki stres dağılımı incelenmiştir.

Ha ve ark.'nın (155) zirkonya alt yapıli seramik restorasyonların stres dağılımında alt yapı tasarımlarının etkisini araştırdığı çalışmada, farklı bukkal ve lingual basamak yüksekliklerinin etkisi incelenmiştir. Yaptıkları çalışmada bilezik yüksekliği arttıkça veneer porselende çekme stresinde azalma, basma stresinde artma gözlenmiştir.

Farklı alt yapı tasarımlarının stres dağılımına etkisinin incelendiği Ha ve ark.'nın diğer çalışmasında (156), maksimum ısırma kuvvetinde tüm kronlarda çekme stresleri yükleme noktalarında ve servikal bölgede görülmüştür. Çiğneme kuvvetleri simule edildiğinde ise çekme streslerinin, yükleme noktasında ve 3 mm yükseklikteki lingual bilezik bölgesinde lokalize olduğu görülmüştür. Bilezik yüksekliği arttıkça, basamak bölgesinde çekme stresinin arttığı sonucuna varılmıştır.

Bizim çalışmamızda da streslerin lokalize olduğu yerler, yükleme alanları ve servikal bölgelerdir. Laterotruziv hareketin simule edildiği yükleme koşulunda, palatinal bilezik yüksekliği 0,5 mm'den 3 mm'e çıkarıldığında hem veneer yapıda hem de alt yapıda palatinal servikal bölgede noktasal çekme streslerinde azalma görülmüştür. Veneer porselende çekme stresinin azalmasıyla porselen yapı desteklenmiş olur. Fakat sentrik oklüzyonun simule edildiği yükleme koşulunda veneerde palatinal noktasal stres değerleri yaklaşık aynı çıkmıştır. Bukkal noktasal çekme stresleri ise 1. ve 3. modelde benzer çıksa da stres dağılımı incelendiğinde

maksimum çekme stresinin en dar alanda yoğunlaştığı model 3. modeldir. Bunun nedeni tek bir noktadan alınan stresin, basamaktaki tüm stres dağılımını yansıtmaması olabilir. Stres dağılımlarına göre, sentrik oklüzyonu simule eden yüklemelerde palatinal basamak bölgesinden ziyade bukkal basamak bölgesinde çekme stresinin yoğunlaştığı görülmektedir. Palatinal bilezik yüksekliği artınca bukkal basamak bölgesinde maksimum çekme stresi daha dar bir alanda yoğunlaşmıştır, aynı zamanda 1 mm bukkal bileziğin eklenmesiyle de maksimum stresin dağılımında daha fazla azalma görülmüştür.

Bu çalışmada simule edilen 4. modelde oklüzal, palatinal ve proksimal bölgelerde zirkonya yapı tanımlanmıştır. Veneer porselen ise bukkal faset şeklinde oluşturulmuştur. Sentrik oklüzyonu simule eden kuvvetlerin uygulandığı durumda veneerde en az çekme stresi 4. modelde görülmüştür. Laterotruziv hareketi simule eden durumda da faset şeklindeki veneer porselene kuvvet gelmesine rağmen en düşük çekme stresi yine 4. modelde görülmüştür. Zirkonyanın, faset şeklindeki veneeri daha az dayanıklı olduğu çekme stresine karşı desteklediği sonucuna varılabilir. Bu şekilde modifiye edilmiş kronun klinik rapor olarak sunulduğu Marchack ve ark.'nın çalışmasında (81), veneer porselendeki çekme streslerini azaltacak alt yapı tasarımının mekanik başarısızlıkları azaltacağı belirtilmiştir. Veneer porselen kullanımını minimize etmek, aynı zamanda da estetik bir sonuçtan ödün vermemek için bu tasarım kullanılmıştır.

Hu ve ark.'nın çalışmasında (157), üst santral insizörde 3 farklı alt yapı tasarımı simule edilmiştir. Geleneksel alt yapı, lingual yüzeyde veneer kullanılmayan modifiye alt yapı ve lingual marjinde veneer kullanılmayan modifiye alt yapı tasarımlarının değerlendirildiği çalışmada lingual yüzeyde veneer kullanılmayan tasarımda hem alt yapı hem de veneer tabakada çekme stresi seviyesinde önemli bir azalma görülmüştür. Bu çalışmada ise, Hu ve arkadaşlarının çalışmasına benzer olarak oklüzal, proksimal ve palatinal yüzeyde veneer kullanılmayan 4. modelde iki farklı yükleme koşulunda da veneer tabakanın bukkal servikal noktasında en düşük çekme stresi gözlenmiştir. Tüm veneer yapıdaki çekme stresine bakıldığında ise hem laterotruziv harekette hem de sentrik oklüzyonda en düşük değerler 4. modelde görülmüştür. Sentrik oklüzyondaki kuvvetler 4. modelde veneer porselen yapıya direkt olarak gelmediği için streslerin düşük olması beklenen bir sonuçtur.

Laterotruziv harekette ise veneer yapıya kuvvet gelmesine rağmen, zirkonya ile desteklendiği için düşük çekme stresi görülmüştür.

Laterotruziv harekette uygulanan kuvvetlerde, veneerde bukkal servikal bölgeden daha çok palatinal bölgede çekme stresi oluşmuştur. Bilezik yüksekliğinin artması ile veneer yapının palatinal noktasındaki çekme stresi azalmıştır. Palatinali zirkonya ile bitirilmiş 4. modelde ise palatinal noktadaki stres artmıştır. 4. modelde kuvvet direk veneere gelmesine rağmen daha fazla yüzeyde zirkonya desteği ile veneer yapının daha az stres aldığı görülmüştür.

Sentrik oklüzyonu simule eden kuvvetler uygulandığında çekme stresinin bukkal servikal bölgede, basma stresinin ise palatinal servikal bölgede yoğunlaştığı görülmektedir. Laterotruziv harekette ise basma stresinin bukkal servikal bölgede, çekme stresinin palatinal servikal bölgede yoğunlaştığı görülmektedir.

Sentrik oklüzyon simule edildiğinde, palatinal ve bukkal bilezik yüksekliğinin arttırılması ile bukkal servikal bölgede çekme stresi azalmıştır. Palatinal servikal bölgede ise basma stresi, 0,5 mm standart alt yapı bulunan modelde veneer yapıda belirginleşmişken bilezik yüksekliğinin artması ile veneerde azalıp, alt yapıda yoğunlaşmıştır.

Laterotruziv harekette palatinal servikal bölgede yoğunlaşan çekme stresinin, bilezik yüksekliğinin artması ile azaldığı görülmüştür. Palatinal yüzeyi zirkonya ile bitirilmiş 4. modelde ise çekme stresine daha dayanıklı olan zirkonyada stresin yoğunlaştığı gözlenmiştir. Yüksek basma stresleri, daha belirgin olarak bukkal servikal alandadır. Bukkal bilezik yüksekliğinin arttırılmasının, servikal alandaki çekme stresini azaltmada sentrik oklüzyonu simule eden durumda daha etkili olduğu görülmüştür. Bu modifikasyonlarla zirkonya, çekme dayanımı daha az olan veneeri desteklemiş olur.

Laterotruziv hareket ve sentrik oklüzyon sırasında üst premolara gelen kuvvetler simule edildiğinde, iki koşulda da bukkal faset dışında zirkonya ile bitirilen modelde veneere gelen çekme stresleri azalmıştır. Bukkal ve palatinal bilezik yüksekliğinin arttırıldığı modellerde, sentrik oklüzyonu simule eden yüklemde veneer yapının servikal bölgesindeki çekme stresi azalmıştır. Veneer yapıdaki basma stresi dağılımı incelendiğinde, bilezik yüksekliği artınca her iki yükleme koşulunda da artmıştır fakat laterotruziv hareketi simule eden yüklemde bukkal bilezik

yüksekliğinin artması bukkal servikal alandaki stres yoğunluğunun azalmasında sentrik okluzyon yükleme koşuluna göre daha etkili olmuştur. Bu nedenle porselende adeziv ve koheziv başarısızlıkları azaltmak için palatinal ve bukkal bilezik yüksekliklerinin arttırılmasıyla veneerin zirkonya ile desteklenmesi ve estetiği olumsuz etkilemediği uygun koşullarda veneer faset bırakılarak geri kalan tüm yapının zirkonyadan oluşturulması önerilebilir.



6. SONUÇ

Bu çalışmada üst birinci premolara yapılacak tam seramik restorasyonlarda, estetik sonuçtan ödün vermeden veneer porselende stresin azaltılarak başarısızlık oranını en aza indirecek alt yapı tasarımının belirlenmesi amaçlanmıştır. Bu çalışmanın sınırları içerisinde şu sonuçlara varılmıştır:

1. Kronlarda en yüksek stresler oklüzalde kuvvet uygulanan alanlarda ve servikal bölgelerde görülmüştür.
2. Zirkonya alt yapı tasarımındaki modifikasyonlar, kronun çekme ve basma stresini değiştirmiştir.
3. Sentrik oklüzyonu simule eden yüklemede, bilezik yüksekliği artınca veneer porselenin bukkal servikal alanında çekme stresi azalmış; palatinal servikal alanda ve distal noktada ise basma stresi azalmıştır.
4. Laterotruziv hareketi simule eden yüklemede, bilezik yüksekliği artınca veneer porselenin palatinal servikal alanında çekme stresi azalmıştır ve bukkal servikal alanda basma stresi daha dar bir alanda yoğunlaşmıştır.
5. Bukkal bilezik yüksekliğinin artırılması ile laterotruziv hareketi simule eden yüklemede basma stres dağılımı, sentrik oklüzyonu simule eden yüklemede ise çekme stres dağılımı bukkal servikal alanda azalmıştır.
6. İki yükleme koşulu altında da veneerde en düşük çekme stresi, bukkalde faset şeklinde veneerden oluşan zirkonya kronun tanımlandığı 4. modelde oluşmuştur fakat sentrik oklüzyonu simule eden yüklemede fasetin distal noktasında çekme stresi artmıştır.

Bu sonuçlara göre; üst birinci premolar, tam seramik kronla restore edildiğinde zirkonya alt yapıya ilave edilecek palatinal, bukkal ve proksimal bileziklerin veneerin servikal bölgesindeki çekme streslerini azaltacağı söylenebilir. Sadece bukkalde faset şeklinde veneer porselenin bırakıldığı zirkonya kron tasarımında da veneerdeki çekme stresi azaldığı için restorasyonun klinik kullanımda başarısızlık oranı düşecektir. Bu tasarımda, sentrik oklüzyonda karşıt dişlerle temas alanında zirkonya olacağı için karşıt dişin aşınma miktarı da azalacaktır.

7. KAYNAKLAR

1. Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. *J Oral Sci*, 52(4):531–9, 2010.
2. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M. 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 I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res*, Jun;18 Suppl 3:73–85, 2007.
3. Studart AR, Filser F, Kocher P. In vitro lifetime of dental ceramics under cyclic loading in water. *Biomaterials*, 28(17):2695–705, 2007.
4. Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 139 Suppl:8S – 13S, 2008.
5. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int*, 33(6):415–26, 2002.
6. Wang X, Fan D, Swain MV. A systematic review of all-ceramic crowns: clinical fracture rates in relation to restored tooth type. *Int J Prosthodont*. Jan;25(5):441–50, 2012.
7. Al-Johany SS, Alqahtani AS, Alqahtani FY. Evaluation of different esthetic smile criteria. *Int J Prosthodont*, Jan-Feb;24(1):64–70, 2011.
8. Nold SL, Horvath SD, Stampf S. Analysis of select facial and dental esthetic parameters. *Int J Periodontics Restorative Dent*, Sep-Oct;34(5):623–9, 2014.
9. Asgar K. Casting metals in dentistry: past-present-future. *Adv Dent Res*, Aug;2(1):33–43, 1988.
10. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 75(1):18–32, 1996.
11. Leinfelder KF, Kurdziolek SM. Contemporary CAD/CAM technologies: the evolution of a restorative system. *Pract Proced Aesthet Dent*, Apr;16(3):224–6, 228, 231, 2004.
12. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*. 12th edition. Elsevier Health Sciences. 444, 2006.
13. Wagner W., Chu T. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 76(2):140–4, 1996.
14. Ariko K. Evaluation of the marginal fitness of tetragonal zirconia polycrystal all-ceramic restorations. *Journal of the Stomatological Society*, 70(2):114–23, 2003.
15. Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int*, 37(4):253–9, 2006.

16. McLaren EA, CP. Ceramics in Dentistry - Part I - Classes of Materials. *Inside Dentistry*, Oct;94–105, 2009.
17. Kelly JR. Dental ceramics: what is this stuff anyway? *J Am Dent Assoc*, Sep;139 Suppl:4S – 7S, 2008.
18. Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials*. 10th edition. Philadelphia Saunders, 1996.
19. Denry I, Holloway JA. Ceramics for dental applications: A review. *Mater J*, 3(1):351–68, 2010.
20. Luthardt RG, Sandkuhl O, Herold V. Accuracy of mechanical digitizing with a CAD/CAM system for fixed restorations. *Int J Prosthodont*, Jan;14(2):146–51, 2001.
21. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*, 204(9):505–11, 2008.
22. Silva NRFA, Witek L, Coelho PG, Thompson VP, Rekow ED, Smay J. Additive CAD/CAM process for dental prostheses. *J Prosthodont*, Feb;20(2):93–6, 2011.
23. Leinfelder KF. Porcelain esthetics for the 21st century. *J Am Dent Assoc*, Jun;131 Suppl:47S – 51S, 2000.
24. Cesar PF, Yoshimura HN, Miranda Junior WG. Correlation between fracture toughness and leucite content in dental porcelains. *J Dent*, 33(9):721–9, 2005.
25. Pröbster L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E. In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *J Oral Rehabil*, Sep;24(9):636–45, 1997.
26. McLean JW, Hubbard JR, Kedge MI. *The Science and Art of Dental Ceramics*. Quintessence Publishing, 1979.
27. Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. *Int J Prosthodont*, Jan;12(1):28–37, 1999.
28. Sorensen JA, Choi C, Fanuscu MI. IPS Empress crown system: three-year clinical trial results. *J Calif Dent Assoc*, 26(2):130–6, 1998.
29. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont*, 5(1):9–16, 1992.
30. Sherrill CA, O'Brien WJ. Transverse strength of aluminous and feldspathic porcelain. *J Dent Res*, 53(3):683–90, 1974.
31. Chaiyabutr Y, Giordano R, Pober R. The effect of different powder particle size on mechanical properties of sintered alumina, resin- and glass-infused alumina. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 88(2):502–8, 2009.
32. Della Bona A, Mecholsky JJ, Anusavice KJ. Fracture behavior of lithia disilicate- and leucite-based ceramics. *Dent Mater*, 20(10):956–62, 2004.

33. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent*, 13(4):195–203, 2010.
34. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, vol. 20:p. 1–25, 1999.
35. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: A review. *Dental Clinics of North America*, vol. 48:p. 531–44, 2004.
36. Christel P, Meunier A, Heller M. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*, 23(1):45–61, 1989.
37. Brodbelt RH, O'Brien WJ, Fan PL. Translucency of dental porcelains. *J Dent Res*, 59(1):70–5, 1980.
38. Chu FCS, Chow TW, Chai J. Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. *J Prosthet Dent*, 98(5):359–64, 2007.
39. Ozturk O, Uludag B, Usumez A. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent*, Aug;100(2):99–106, 2008.
40. Barath VS, Faber FJ, Westland S. Spectrophotometric analysis of all-ceramic materials and their interaction with luting agents and different backgrounds. *Adv Dent Res*, 17:55–60, 2003.
41. Yu B, Lee YK. Color difference of all-ceramic materials by the change of illuminants. *Am J Dent*, 22(2):73–8, 2009.
42. Johnston WM, Ma T, Kienle BH. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *Int J Prosthodont*, 8(1):79–86, 1995.
43. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent*, 88(1):4–9, 2002.
44. Elmaria A, Goldstein G, Vijayaraghavan T. An evaluation of wear when enamel is opposed by various ceramic materials and gold. *J Prosthet Dent*, 96(5):345–53, 2006.
45. Oh WS, DeLong R, Anusavice KJ. Factors affecting enamel and ceramic wear: A literature review. Vol. 87, *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 87:451–9, 2002.
46. Kim M-J, Oh S-H, Kim J-H. Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *J Dent*, 40(11):979–88, 2012.
47. Park J-H, Park S, Lee K, Yun K-D, Lim H-P. Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. *J Prosthet Dent*, Jan;111(1):20–9, 2014.
48. Jung Y-S, Lee J-W, Choi Y-J, Ahn J-S, Shin S-W, Huh J-B. A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental

- porcelain. *J Adv Prosthodont*, Sep;2(3):111–5, 2010.
49. Preis V, Behr M, Kolbeck C. Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dent Mater*, Aug;27(8):796–804, 2011.
 50. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 24(3):299–307, 2008.
 51. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 17(6):793–8, 2002.
 52. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial Adhesion on Commercially Pure Titanium and Zirconium Oxide Disks: An In Vivo Human Study. *J Periodontol*, 75(2):292–6, 2004.
 53. Scotti R, Kantorski KZ, Monaco C. SEM evaluation of in situ early bacterial colonization on a Y-TZP ceramic: a pilot study. *Int J Prosthodont*, 20(4):419–22, 2007.
 54. Dion I, Levebre F. Physico-chemistry and cytotoxicity of ceramics. *J Mater Sci Mater Med*, May;5(18):24, 1994.
 55. Torricelli P, Verné E, Brovarone CV. Biological glass coating on ceramic materials: In vitro evaluation using primary osteoblast cultures from healthy and osteopenic rat bone. *Biomaterials*, 22(18):2535–43, 2001.
 56. Lohmann CH, Dean DD, Köster G. Ceramic and PMMA particles differentially affect osteoblast phenotype. *Biomaterials*, 23(8):1855–63, 2002.
 57. Lughì V, Sergo V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater*, Aug;26(8):807–20, 2010.
 58. Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc*, 83(3):461–87, 2000.
 59. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *J Oral Rehabil*, Nov;37(11):866–76, 2010.
 60. Lüthy H, Filser F, Loeffel O. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater*, Oct;21(10):930–7, 2005.
 61. Chevalier J, Deville S, Münch E. Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*, Nov;25(24):5539–45, 2004.
 62. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont*, 23(6):493–502, 2010.
 63. Zhao K, Pan Y, Guess PC. Influence of veneer application on fracture behavior of lithium-disilicate-based ceramic crowns. *Dent Mater*, 28(6):653–60, 2012.

64. Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. *Dent Mater*, 25(3):383–91, 2009.
65. Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dent Mater*, 25(4):419–23, 2009.
66. Blatz MB, Bergler M, Ozer F. Bond strength of different veneering ceramics to zirconia and their susceptibility to thermocycling. *Am J Dent*, 23(4):213–6, 2010.
67. Kim HJ, Lim HP, Park YJ. Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. *J Prosthet Dent*, May;105(5):315–22, 2011.
68. Kirmali O, Akin H, Ozdemir AK. Shear bond strength of veneering ceramic to zirconia core after different surface treatments. *Photomed Laser Surg*, 31(6):261–8, 2013.
69. Mosharraf R, Rismanchian M, Savabi O. Influence of surface modification techniques on shear bond strength between different zirconia cores and veneering ceramics. *J Adv Prosthodont*, 3(4):221–8, 2011.
70. Guess PC, Bonfante EA, Silva NRFA. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dent Mater*, Mar;29(3):307–16, 2013.
71. Rosentritt M, Steiger D, Behr M. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent*, Dec;37(12):978–83, 2009.
72. Lawson NC, Burgess JO. Dental ceramics: a current review. *Compend Contin Educ Dent*, Mar;35(3):161–6; quiz 168, 2014.
73. McLaren EA, White SN. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, Oct;11(8):985–94; quiz 996, 1999.
74. Marchack BW, Futatsuki Y, Marchack CB. Customization of milled zirconia copings for all-ceramic crowns: A clinical report. *J Prosthet Dent*, 99(3):169–73, 2008.
75. Miller LL. Framework design in ceramo-metal restorations. *Dent Clin North Am*, Oct;21(4):699–716, 1977.
76. Shoher I, Whiteman AE. Reinforced porcelain system: a new concept in ceramometal restorations. *J Prosthet Dent*, Oct;50(4):489–96, 1983.
77. Shillingburg HT, Sather DA, Wilson EL. *Fundamentals of fixed prosthodontics*, 3th Edition, Quintessence Pub Co,p.458, 1997.
78. Silva NR, Bonfante E, Rafferty BT. Modified Y-TZP core design improves all-ceramic crown reliability. *J Dent Res*, Jan;90(1):104–8, 2011.

79. Silva NR, Bonfante E, Rafferty BT. Conventional and modified veneered zirconia vs. metallo ceramic: fatigue and finite element analysis. *J Prosthodont*, 21(6):433–9, 2012.
80. Sung M, Han C-H, Kim S. A novel coping design to decrease maximum principal stress in zirconia ceramic restorations. *J Prosthodont*, Oct;23(7):534–9, 2014.
81. Marchack BW, Sato S, Marchack CB. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *J Prosthet Dent*, Sep;106(3):145–52, 2011.
82. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry. Quintessence Publ Co Inc, 1987.
83. Ulusoy M, Aydın K. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. A. Ü. diş hekimliği fakültesi yayınları, 2003.
84. Beer FP, Johnston ER. Mechanics of materials. McGraw-Hill B Co. Chapter 2, 1992.
85. Glantz PO, Rangert B, Svensson A. On clinical loading of osseointegrated implants. A methodological and clinical study. *Clin Oral Implant Res*, 4(2):99–105, 1993.
86. Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent*, 75(3):285–91, 1996.
87. Karl M, Dickinson A, Holst S. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 17(2):50–7, 2009.
88. Aydın C, Yılmaz C, Demirel E. Metal destekli ve desteksiz porselen köprülerde fotoelastik yöntem ile kuvvet dağılımının incelenmesi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 5(62):4, 1995.
89. Aydın C. Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi ile üç ayrı adeziv köprü modifikasyonunda kuvvet dağılımının incelenmesi. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilim Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi AD, Ankara, 1994.
90. Ulusoy M, Aydın K. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. A.Ü. diş hekimliği fakültesi yayınları, 2005.
91. Sonugelen M, Artunç C. Ağız Protezleri ve Biyomekanik In: Proceedings of the. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları:1-11, 2002.
92. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent*, 85(6):585–98, 2001.
93. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent*, 36(7):463–71, 2008.

94. Sreirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res*, 21(3):425–32, 2010.
95. Shetty P, Hegde AM, Rai K. Finite element method-an effective research tool for dentistry. *J Clin Pediatr Dent*, Jan;34(3):281–5, 2010.
96. Farah JW, Craig RG. Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Dent Res*, Jan;53(4):859–66, 1974.
97. Mackerle J. Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990-2003. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 7(5):277–303, 2004.
98. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Jan;4(4):333–40, 1989.
99. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis-a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol*, Jan;24(2):80–8, 1998.
100. Sakaguchi RL, Brust EW, Cross M. Independent movement of cusps during occlusal loading. *Dent Mater*, 7(3):186–90, 1991.
101. Lin D, Li Q, Li W. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol. 2, p. 410–32, 2009.
102. Gahlert M, Gudehus T, Eichhorn S. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clin Oral Implants Res*, 18(5):662–8, 2007.
103. Gahlert M, Röhling S, Wieland M. Osseointegration of zirconia and titanium dental implants: A histological and histomorphometrical study in the maxilla of pigs. *Clin Oral Implants Res*, 20(11):1247–53, 2009.
104. Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M. Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study. *Head Face Med*, 4:30, 2008.
105. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 9(4):257–70, 2006.
106. Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *J Prosthet Dent*, 92(5):434–40, 2004.
107. Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil*, Apr;25(4):299–303, 1998.
108. Sato Y, Wadamoto M, Tsuga K. The effectiveness of element downsizing on a

- three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil*, Apr;26(4):288–91, 1999.
109. Sato Y, Teixeira ER, Tsuga K. The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil*, 26(8):640–3, 1999.
 110. Shigley JE, Mischke CR, Budynas RG. *Mechanical Engineering Design*. McGraw-Hill, New York, 2002.
 111. Tarannum SA, Prasad K. Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics. *Journal Of Pharmaceutical and Biomedical Sciences*, 16:1–4, 2012.
 112. Newman MG, Takei HH, Carranza FA. *Carranza’s clinical periodontology*. 12th ed. Elsevier; p:651, 2015..
 113. Melo C, Matsushita Y, Koyano K. Comparative stress analyses of fixed free-end osseointegrated prostheses using the finite element method. *J Oral Implantol*, 21(4):290–4, 1995.
 114. Lin CL, Chang YH, Chang CY. Finite element and Weibull analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar. *Eur J Oral Sci*, Feb;118(1):87–93, 2010.
 115. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, Jun;85(6):585–98, 2001.
 116. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont*, 10(1):19–27, 1997.
 117. Toparli M, Aykul H, Sasaki S. Temperature and thermal stress analysis of a crowned maxillary second premolar tooth using three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil*, Jan;30(1):99–105, 2003.
 118. Motta AB, Pereira LC, da Cunha AR. The influence of the loading mode on the stress distribution on the connector region of metal-ceramic and all-ceramic fixed partial denture. *Artif Organs*, Apr;32(4):283–91, 2008.
 119. Motta AB, Pereira LC, da Cunha AR. All-ceramic and porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures: a comparative study by 2D finite element analyses. *J Appl Oral Sci*, Oct;15(5):399–405, 2007.
 120. Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of three- and four-unit bridges. *J Oral Rehabil*, Nov;16(6):603–11, 1989.
 121. Archangelo CM, Rocha EP, Anchieta RB. Influence of buccal cusp reduction when using porcelain laminate veneers in premolars. A comparative study using 3-D finite element analysis. *J Prosthodont Res*, Oct;55(4):221–7, 2011.
 122. De Jager N, de Kler M, van der Zel JM. The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. *Dent*

Mater, Mar;22(3):234–42, 2006.

123. Ausiello P, Franciosa P, Martorelli M. Mechanical behavior of post-restored upper canine teeth: a 3D FE analysis. *Dent Mater*, Dec;27(12):1285–94, 2011.
124. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*. Elsevier Health Sciences: p.416, 2012.
125. Acar A, İnan Ö. İmplant destekli protezlerde oklüzyon. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Derg*, 4(1), 2001.
126. Panek H, Matthews-Brzozowska T, Nowakowska D. Dynamic occlusions in natural permanent dentition. *Quintessence Int*, Apr;39(4):337–42, 2008.
127. Okeson JP. *Management of temporomandibular disorders and occlusion*. 7th edition. Elsevier/Mosby, p.81, 2013.
128. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater*, 21(10):984–91, 2005.
129. Hsu ML, Chang CL. Application of Finite Element Analysis in Dentistry. In: *Finite Element Analysis*. Sciyo, 2010.
130. Imanishi A, Nakamura T, Ohyama T. 3-D Finite element analysis of all-ceramic posterior crowns. *J Oral Rehabil*, Aug;30(8):818–22, 2003.
131. Eraslan O, Sevimay M, Usumez A. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures-a finite element analysis. *J Oral Rehabil*, Apr;32(4):273–8, 2005.
132. Rafferty BT, Janal MN, Zavanelli RA. Design features of a three-dimensional molar crown and related maximum principal stress. A finite element model study. *Dent Mater*, Feb;26(2):156–63, 2010.
133. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *J Biomech*, Oct;34(10):1269–77, 2001.
134. Coelho PG, Silva NR, Thompson VP. Effect of proximal wall height on all-ceramic crown core stress distribution: a finite element analysis study. *Int J Prosthodont*, Jan;22(1):78–86, 2009.
135. Rekow ED, Harsono M, Janal M. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dent Mater*, Feb;22(2):125–32, 2006.
136. Koc D, Dogan A, Bek B. Bite force and influential factors on bite force measurements : a literature review. *Eur J Dent*, Apr;4(2):223-32, 2010.
137. Abu Alhaija ESJ, Al Zo'ubi IA, Al Rousan ME. Maximum occlusal bite forces in Jordanian individuals with different dentofacial vertical skeletal patterns. *Eur J Orthod*, Feb;32(1):71–7, 2010.
138. Raadsheer MC, van Eijden TMGJ, van Ginkel FC. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. *J Dent Res*,

- Jan;78(1):31–42, 1999.
139. Okeson JP. Management of temporomandibular disorders and occlusion. 7th edition. Elsevier/Mosby, p.488, 2013.
 140. van't Spijker A, Creugers NHJ, Bronkhorst EM. Body position and occlusal contacts in lateral excursions: a pilot study. *Int J Prosthodont*, 24(2):133–6, 2011.
 141. Juloski J, Apicella D, Ferrari M. The effect of ferrule height on stress distribution within a tooth restored with fibre posts and ceramic crown: a finite element analysis. *Dent Mater*, Dec;30(12):1304–15, 2014.
 142. Widmalm SE, Ericsson SG. Maximal bite force with centric and eccentric load. *J Oral Rehabil*, Sep;9(5):445–50, 1982.
 143. Lawn BR, Deng Y, Lloyd IK. Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. *J Dent Res*, Jun;81(6):433–8, 2002.
 144. Miura S, Kasahara S, Kudo M. Clinical chipping of zirconia all-ceramic restorations. *Interface Oral Health Science*, p. 317–23, 2014.
 145. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont*, Jan;21(3):223–7, 2008.
 146. Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P. Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results. *J Oral Rehabil*, Aug;36(8):610–5, 2009.
 147. Larsson C, Vult von Steyern P, Nilner K. A prospective study of implant-supported full-arch yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal mandibular fixed dental prostheses: three-year results. *Int J Prosthodont*, Jan;23(4):364–9, 2010.
 148. Nothdurft FP, Pospiech PR. Zirconium dioxide implant abutments for posterior single-tooth replacement: first results. *J Periodontol*, Dec;80(12):2065–72, 2009.
 149. Larsson C, Vult Von Steyern P, Sunzel B. All-ceramic two- to five-unit implant-supported reconstructions: A randomized, prospective clinical trial. *Swed Dent J*, 30(2):45–53, 2006.
 150. Lorenzoni FC, Martins LM, Silva NRFA. Fatigue life and failure modes of crowns systems with a modified framework design. *J Dent*, Aug;38(8):626–34, 2010.
 151. Reich S, Petschelt A, Lohbauer U. The effect of finish line preparation and layer thickness on the failure load and fractography of ZrO₂ copings. *J Prosthet Dent*, May;99(5):369–76, 2008.
 152. Kirsten A, Parkot D, Raith S. A cusp supporting framework design can decrease critical stresses in veneered molar crowns. *Dent Mater*, Mar;30(3):321–6, 2014.

153. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent*, Mar;107(3):170–7, 2012.
154. Bonfante EA, da Silva NR, Coelho PG. Effect of framework design on crown failure. *Eur J Oral Sci*, Apr;117(2):194–9, 2009.
155. Ha SR, Kim SH, Lee JB. Effects of coping designs on stress distributions in zirconia crowns: Finite element analysis. *Ceramics International*, March;42(4):4932-40, 2016.
156. Ha SR, Kim SH, Han JS. The influence of various core designs on stress distribution in the veneered zirconia crown: a finite element analysis study. *J Adv Prosthodont*, 5(2):187–97, 2013.
157. Hu J, Dai N, Bao Y. Effect of different coping designs on all-ceramic crown stress distribution: A finite element analysis. *Dent Mater*, 29(11):291-8, 2013.