

T.C.
İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**GÜNCEL, ESTETİK İMPLANT DAYANAKLARINDA KIRILMA
DAYANIMININ VE STRES DAĞILIMININ İNCELENMESİ**

Dt. Emre VELİOĞLU

0000-0001-9179-7753

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. Ender AKAN

ORTAK DANIŞMAN

Prof. Dr. Mine Dünder ÇÖMLEKOĞLU

**Bu tez Türkiye Bilimsel ve Teknik Araştırmalar Kurumu (TÜBİTAK)
tarafından 119S828 proje numarası ile desteklenmiştir.**

2020-İZMİR

KABUL VE ONAY

Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğüne;

İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi : 30/09/2020

Tez Danışmanı: Doç Dr. Ender AKAN İzmir Katip Çelebi Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Musa Şamil AKYIL Aydın Adnan Menderes Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Akın ALADAĞ Muğla Sıtkı Koçman Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Süleyman AGÜLOĞLU İzmir Katip Çelebi Üniversitesi

Üye: Doç. Dr. Nihat LAÇİN İzmir Katip Çelebi Üniversitesi

ONAY : Bu doktora tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'nca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Ahmet KOYU

Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini İzmir Katip Çelebi Üniversitesi'ne verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

o Tezimin/Raporumun tamamını dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.

(Bu seçenekte teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünün değiştirilmesini talep etmeniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirirse bile, teziniz arama motorlarının önbelleklerinde kalmaya devam edebilecektir.)

o Tezimin/Raporumun tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını istemiyorum (İç kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç)

(Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde tezimin/raporumun tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.)

o Tezimin/Raporumun.....tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.

o Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi

Emre VELİOĞLU

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında zgn olduğunu, tez danışmanım Doç.Dr. Ender AKAN danışmanlığında tarafımdan retilildiğini ve İzmir Kâtip elebi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzuna göre yazıldığımı beyan ederim.

30/09/2020

Emre VELİOğLU

TEŞEKKÜR

Yürüttüğüm tez çalışması boyunca bilgi, deneyim ve yardımını benden esirgemeyen tez danışmanım Sayın Doç.Dr. Ender AKAN'a

Doktora tez çalışmasında bilgi ve desteğini esirgemeyen, değerli fikirleriyle katkıda bulunan sayın Prof. Dr. Mine Dünder ÇÖMLEKOĞLU ve Prof. Dr. Muharrem Erhan ÇÖMLEKOĞLU'na

Anlayış ve hoşgörüsüyle desteğini her daim hissettiğim İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyeleri Doç. Dr. Süleyman AGÜLOĞLU ve Dr. Öğr. Üyesi Özlem ÇÖLGEÇEN'e

Bilgi ve tecrübeleriyle doktora eğitimim boyunca bizlere daima ışık tutan sayın Prof. Dr. Bora BAĞIŞ'a ve Uzm. Dt. Dilek ENHOŞ'a

İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda çalışan asistan arkadaşlarıma ve kliniğimizin tüm çalışanlarına

Bugünlere gelmemi sağlayan aileme, doktora eğitimi süresince her türlü yardımını benden esirgemeyen sevgili eşim ve doğacak kızımızın annesi Uzm. Dt. Özlem VELİOĞLU'na teşekkürlerimi sunarım.

Dt.Emre VELİOĞLU

ÖZET

GÜNCEL, ESTETİK İMPLANT DAYANAKLARINDA KIRILMA DAYANIMININ VE STRES DAĞILIMININ İNCELENMESİ

Giriş-Amaç: Son yıllarda dental implantlarda dayanak olarak farklı malzemeler kullanılmaya başlamıştır. Estetik ve dayanıklılık ihtiyacı, bu arayışın asıl nedenidir.

Günümüzde titanyum, lityum disilikat, zirkonya ve polieter eter keton (PEEK) dayanaklar kullanılmaktadır. Geleneksel dayanak çeşitleri metal ve seramik bazlı malzemelerdir. Ancak PEEK in diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmasıyla polimer esaslı bu malzemenin geçici ve/veya kalıcı dayanak olarak kullanılması sorgulanmaya başlanmıştır. Titanyum dayanaklar özellikle diş etinin ince olduğu vakalarda gri renk yansımalarına sebep olmakta, bu nedenle estetik bölgelerde kullanımı kısıtlanmaktadır. Zirkonya dayanakların optik özellikleri titanyum dayanaklardan daha iyidir fakat gevrek malzeme olması, düşük sıcaklık bozulması ve asitle dağlama yapılamaması dolayısıyla adeziv başarısı nispeten iyi değildir. Lityum disilikat içerikli seramik dayanakların kırılma dayanımları titanyum ve zirkonya dayanaklara göre oldukça düşük ve üretimleri daha fazla teknik hassasiyet gerektirmektedir.

Materyal-Metod: Farklı dayanak materyalleri, aynı ve farklı kron materyalleri; 45 derece açılı kuvvet ile evrensel kırma cihazı kullanılarak kırıldı. Kırılan örnekler 10X büyütme altında incelendi. Oluşturulan kron-dayanak komplekslerinin sonlu eleman analizi için modeli elde edildi. Stres dağılımları oluşturulan bu modellerde incelendi. Elde edilen kırma dayanım sonuçları istatistiksel olarak değerlendirildi.

Sonuç-Öneriler: Bio-Hpp dayanak materyali zirkonya gibi rijit bir üst yapı materyali ile desteklendiğinde, ağız içinde oluşan kuvvetleri karşılayabilmektedir. Fakat materyalin esnekliği neticesinde uzun vadede vida gevşemesi ve buna bağlı olarak vida kırılması gerçekleşebilir. Bu nedenle Bio-Hpp dayanak kullanılan hastalarda sık klinik kontrol önerilir.

Anahtar kelimeler: Dental implant, dayanak, PEEK, kron

ABSTRACT

INVESTIGATION OF FRACTURE STRENGTH AND STRESS DISTRIBUTION OF VARIOUS AESTHETIC DENTAL IMPLANT ABUTMENT MATERIALS.

Introduction-Aim: Dental implants are increasingly being used to replace missing teeth. Titanium and alloys are widely used in dental implants and implant abutments due to the biological and mechanical properties of them. But the aesthetics of titanium alloys are not as good as expected. Especially when the gingival phenotype is thin, there may be gray color reflections in the anterior cases. For this reason aesthetics abutment materials have been developed. Zirconia abutments, lithium disilicate abutments, alumina abutments, polyether ether ketone (PEEK), high performance polymer abutments (Bio-HPP) have been developed to meet aesthetic expectations.

Polymer abutments are aesthetic and has the ability of absorb shock which is a critical issue in dental implants. Bio-HPP is the only aesthetic abutment that can be used permanently among the polymer abutments.

Material-Method: Universal loading machine will be used for fracture testing. Each specimen will insert into the holding device and a control load will apply using a stainless steel rod with a 2 mm tip-diameter at an angulation of 45 degree to the longitudinal axis of the tooth. After mechanical failure, all fractured specimens will inspect using a stereomicroscope at 10X magnification to locate the fracture area. The resulting complexes will be transferred to the computer environment for finite element analysis. To be analyzed areas where the stress is concentrated.

Results: When the Bio-Hpp abutment material is supported by a rigid crown material such as zirconia, it can withstand the forces that occur in the mouth. However, as a result of the flexibility of the material, screw loosening and screw fracture may occur in the long term. Therefore, frequent clinical controls are required in patients using Bio-Hpp abutment.

Keywords: Dental implant, abutment, PEEK, crown

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY	I
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	II
TEŞEKKÜR	IV
ÖZET	V
ABSTRACT	VI
SİMGELER VE KISALTMALAR	IX
ŞEKİLLER	XI
RESİMLER	XII
TABLolar	XIII
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	2
2.1.DENTAL SERAMİKLER	2
2.1.1.Dental seramiklerin yapısı	3
2.1.2.Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması	4
2.2.CAD/CAM SİSTEMLERİ	18
2.2.1.CAD/CAM sisteminin avantaj ve dezavantajları	19
2.3.DENTAL İMPLANTLAR	20
2.3.1.İmplantların sınıflandırılması	23
2.3.2.İmplant destekli protezlerin sınıflandırılması	32
2.3.3.Dayanakların sınıflandırılması	36
2.4.SİMANTASYON	48
2.4.1.Mekanik yüzey işlemleri	48
2.4.2.Kimyasal yüzey işlemleri	49
2.4.3.Mekanik ve kimyasal yüzey işlemleri	49
2.5.YORMA VE MAKANİK TESTLER	50
2.5.1.Yorma	50
2.5.2.Mekanik Testler	51
2.6. STRES ANALİZİ YÖNTEMLERİ	53
3.GEREÇ-YÖNTEM	57
3.1.GRUPLARIN OLUŞTURULMASI	57
3.2.KULLANILAN MATERYALLER	58
3.3.ÖRNEKLERİN ÜRETİLMESİ	60
3.4.ÖRNEKLERİN SİMANTASYONU	65
3.5. ÇİĞNEME SİMÜLATÖRÜ İLE ÖRNEKLERİN YORMA İŞLEMİ	66
3.6.KIRILMA DAYANIMI TESTLERİNİN UYGULANMASI	68
3.7.SONLU ELEMAN STRES ANALİZİ	69
3.8.İSTATİSTİKSEL ANALİZ	83

4.BULGULAR:	84
4.1.DİNAMİK YÜKLEME TEST SONUÇLARI	84
4.2.KIRILMA DAYANIM TEST SONUÇLARI:	84
4.3.SONLU ELEMANLAR ANALİZİ	94
5.TARTIŞMA	98
6.SONUÇ VE ÖNERİLER	111
KAYNAKLAR	113
ÖZGEÇMİŞ	128



SİMGELER VE KISALTMALAR

°C	Santigrat
10-MDP	10-Metakriloksesil dihidrojen fosfat
$Al_2O_3 \cdot SiO_2 \cdot 2H_2O$	Hidrate alümina silikat
Al_2O_3	Alüminyum oksit
Ca	Kalsiyum
CAD/CAM	Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim
CaO	Kalsiyum oksit
Ce_2O_3	Seryum (III) oksit
cm	Santimetre
g	Gram
GPa	Gigapaskal
HEMA	Hidroksi etil metakriolat
HfO ₂	Hafniyum oksit
K ₂ O	Potasyum oksit
$K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$	Feldspat
KSM	Kısmen stabilize zirkonya
LTD	Düşük ısı bozunması (Low temprature degradation)
MgO	Magnezyum oksit
Mg-PSZ	Magnezyum kısmi stabilize zirkonya polikristali
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal

N	Newton
P ₂ O ₅	Fosfor pentoksit
PSZ	Kısmi Stabilize Zirkonya
SiO ₂	Silika
Y ₂ O ₃	İtriyum oksit
YTZP	İtriyum stabilize tetragonal zirkonya polikristali
Zr	Zirkonyum
ZrO ₂	Zirkonya, Zirkonyum oksit, Zirkonyum dioksit
ZTA	Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
µm	Mikrometre

ŞEKİLLER

Şekil 1: Bricks Ve Tetrahedra Kati Modelleme Sisteminde.....72



RESİMLER

<i>Resim 1: Dayanakların CAD/CAM cihazında tasarımlarının yapılması</i>	61
<i>Resim 2: Cerec MC-XL cihazı ile İncoris ZI Meso L F0.5 blokların kazınması</i>	61
<i>Resim 3: Ti-base, Ti-base vidası ve dayanağın E.max delikli CAD bloktan kazınmış hali</i>	61
<i>Resim 4: İncoris ZI Meso L F0.5 delikli CAD blok ve dayanağın kazınmış hali</i>	62
<i>Resim 5: Kazınmaya hazır BioHPP disk</i>	62
<i>Resim 6: BioHPP diskten dayanaklar kazındıktan sonra</i>	63
<i>Resim 7: BioHPP diskten kazınmış dayanak ve Ti-base</i>	63
<i>Resim 8: E.max delikli CAD bloktan kazınmış dayanak ve monolitik zirkonyadan kazınmış kron</i>	65
<i>Resim 9: Örneklerin Gömüldüğü Poliüretan Kalıplar</i>	67
<i>Resim 10: Çiğneme işlemi taklit eden yorma cihazı</i>	67
<i>Resim 11: Universal Kırma Cihazı</i>	68
<i>Resim 12: Universal Kırma Cihazının Kırma Ucu</i>	69
<i>Resim 13: Kırıkların Fotoğraflarının Çekildiği Stereo Mikroskop</i>	69
<i>Resim 14: Modellenmiş Kortikal Kemik 1</i>	74
<i>Resim 15: Modellenmiş Kortikal Kemik 2</i>	74
<i>Resim 16: Modellenmiş Spongios Kemik 1</i>	75
<i>Resim 17: Modellenmiş Spongios Kemik 2</i>	75
<i>Resim 18: Modellenmiş Mukoza</i>	76
<i>Resim 19: Modellemelerin Fempro Yazılımına Aktarılmış Hali</i>	77
<i>Resim 20: Sabitlenmiş Model</i>	78
<i>Resim 21: Uygulanan Kuvvet 1</i>	78
<i>Resim 22: Uygulanan Kuvvet 2</i>	79
<i>Resim 23: Modellemenin Son Hali 1</i>	80
<i>Resim 24: Modellemenin Son Hali 2</i>	80
<i>Resim 25: Modellemenin Son Hali 3</i>	81
<i>Resim 26: Modellemenin Son Hali 4</i>	81
<i>Resim 27: Dayanakların Kırılma Dayanımlarını Gösteren Grafik</i>	86
<i>Resim 28: Grup 1'e Ait Kırılma Resimleri</i>	88
<i>Resim 29: Grup 2'ye Ait Kırılma Resimleri</i>	89
<i>Resim 30: Grup 3'e Ait Kırılma Resimleri</i>	90
<i>Resim 31: Grup 4'e Ait Kırılma Resimleri</i>	91
<i>Resim 32: Grup 5'e Ait Kırılma Resimleri</i>	92
<i>Resim 33: Stereo Mikroskop ile Kırılan Örneklerin İncelenmesi</i>	93
<i>Resim 34: Grup 1 (Tiz) Grubunda Ti-base Stres Bölgeleri</i>	94
<i>Resim 35: Grup 2 (Hzz) Grubunda Ti-base Stres Bölgeleri</i>	95
<i>Resim 36: Grup 3 (Hlz) Grubunda Ti-base Stres Bölgeleri</i>	95
<i>Resim 37: Grup 4 (Hbz) Grubunda Ti-base Stres Bölgeleri</i>	95
<i>Resim 38: Grup 5 (Hbk) Grubunda Ti-base Stres Bölgeleri</i>	96
<i>Resim 39: Grup 1 (Tiz) Grubunda Genel Stres Bölgeleri</i>	96
<i>Resim 40: Grup 2 (Hzz) Grubunda Genel Stres Bölgeleri</i>	96
<i>Resim 41: Grup 3 (Hlz) Grubunda Genel Stres Bölgeleri</i>	97
<i>Resim 42: Grup 4 (Hbz) Grubunda Genel Stres Bölgeleri</i>	97
<i>Resim 43: Grup 5 (Hbk) Grubunda Genel Stres Bölgeleri</i>	97

TABLULAR

<i>Tablo 1: Oluşturulan gruplar</i>	57
<i>Tablo 2: Çalışmada kullanılan malzemeler</i>	60
<i>Tablo 3: Serbest Sonlu Eleman Analiz Yönteminde Kullanılan Young Modulus Ve Poisson Ratio Değerleri</i>	71
<i>Tablo 4: Modellerde Kullanılan Eleman Ve Düğüm Sayıları</i>	73
<i>Tablo 5: Dayanakların Kırılma Dayanımlarının Gruplara Göre Ortalaması, Standart Sapması Ve Anova Sonuçları</i>	84
<i>Tablo 6: Çoklu Karşılaştırma Testi Sonuçları</i>	85
<i>Tablo 7: Titanyum Grubuna Ait Kırılma Değerleri</i>	87
<i>Tablo 8: Zirkonya Grubuna Ait Kırılma Değerleri</i>	88
<i>Tablo 9: Li Disilikat Grubuna Ait Kırılma Değerleri</i>	89
<i>Tablo 10: Biohpp Zirkonya Grubuna Ait Kırılma Değerleri</i>	90
<i>Tablo 11: Biohpp Kompozit Grubuna Ait Kırılma Değerleri</i>	91
<i>Tablo 12: Gruplarda Gerçekleşen Kırık Çeşitleri</i>	93

1.GİRİŞ

Diş hekimleri hastalarının diş eksikliklerini gidermek için, içinde bulunduğu dönemin imkanları dahilinde uygulamalarda bulunmaktadır. Eski zamanlarda kron-köprü restorasyonları diş eksikliklerini gidermekte ilk tercih olarak düşünülmekteyken günümüzde implantolojinin ve materyal biliminin gelişmesiyle diş eksikliklerini gidermekte dental implant birinci tedavi seçeneği haline gelmiştir.

Çene kemiği içerisine yerleştirilen implantlarda amaç implant ile canlı ve sağlıklı kemik dokusu arasında yapısal ve fonksiyonel birleşmenin sağlanabilmesidir. Bu birleşmeye osseointegrasyon denir. (1)

İmplant diş hekimliğinin amacı hastaların eksik olan çiğneme, fonasyon, estetik, konfor gibi eksikliklerini rehabilite etmektir. Fakat burada unutulmaması gereken nokta, kaybedilen dişlerin yerini alan yapının implant değil, implantın üzerine yapılan kalıcı restorasyon olmasıdır. Hastaların öngörülebilir isteklerini ve ihtiyaçlarını karşılamak için restorasyonların planlaması tedaviye başlamadan önce yapılmalıdır.

Modern implantolojinin erken dönemlerinde asıl hedef yerleştirilen implantların sağ kalımı iken son dönemlerde final restorasyonun estetik başarısı da büyük önem kazanmıştır. Bu nedenle final restorasyonların estetik özelliklerini geliştirmek için bir çok araştırma yapılmaktadır.(2)

Bu çalışmada estetik özellikleri ile öne çıkan bazı implant dayanak materyallerinin kırılma dayanımları çiğneme simülatörü ile yorarak incelenmiştir. Aynı zamanda sonlu eleman analiz yöntemi kullanılarak kuvvetin hangi bölgelerde daha çok yoğunlaştığı araştırılmıştır.

Çalışmamızın sıfır hipotezi “tüm dayanakların kırılma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık oluşmayacaktır ve oluşan kırık tipleri kullanılan materyallerden bağımsız olacaktır” şeklinde oluşturulmuştur.

2.GENEL BİLGİLER

2.1.DENTAL SERAMİKLER

Seramik, diş hekimliğine ilk olarak 1789 yılında, Parisli eczacı Alexis Duchateau ve diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant'ın ürettiği ilk porselen yapay dişlerin hareketli protez dişleri olarak kullanılmasıyla girmiştir(3).

1873 yılında ilk seramik kron yapılmıştır. Land, ilk defa platin folyo üzerine seramik kron ve inley yapmış 1887'de bu tekniğin patentini almıştır (4). Bu uygulamalarda porselen gözenekli yapıdadır. Bu nedenle kırılma dayanımı iyi değildir. Kırılma dayanımı oldukça yüksektir. 1949 yılında ise bu yapı Almanya'da gözeneksiz hale getirip pişirildi ancak oluşturulan bu yapıların kırılma dayanımları yeterince iyi değildi (5). Bu nedenle 1950 yılında yapıya lōsit eklenmiştir. Eklenen lōsit sayesinde porselenin ısıl genleşme katsayısı düzeltilmiştir. Böylece metal alt yapılar ile olan bağlantısı daha iyi düzeye gelmiştir (6, 7). Bu gelişmeler metal destekli porselen kronların önünü açmıştır. 1962 yılında Weinstein ısıl genleşme katsayısı metallere uyumlu olan, yüksek genleşme katsayısına sahip seramikleri tanımlamıştır. Metal destekli porselen kron ve köprü protezlerin temelini oluşturan çalışmalar, 1962 yılında Weinstein tarafından yapılmış ve metal alaşımları ile ısıl genleşme katsayısı olarak uyumlu, yüksek genleşmeye sahip seramiklerin tanıtımı yapılmıştır (8, 9). Metaller ile uyumu artan porselenlerin metal destekli porselen kronlar adı ile dental kliniklere girmesi sağlanmıştır.

Üretilen metal destekli seramiklerde metal alt yapıdan dolayı istenilen renk performansı alınamamıştır. 1965 yılında McLean ve Hughes seramiğin içine %40-50 oranında alümina eklemiştir. Alümina sayesinde seramiklerin dayanıklılıkları artmıştır. Bu sayede seramiklerin metalsiz kullanımının önü açılmıştır (3). 1968 yılında MacCulloch dökülebilir cam seramikleri tanıtmıştır (5).

1990 yılında ilk preslenebilir seramik olan IPS Empress 1, 1998 yılında ise %70 oranında lityum disilikat içeren IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sistemi piyasaya sunulmuştur (3, 10).

Bundan sonraki yenilikler ise tam seramik sistemlerinin dayanımını arttırmaya ve CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) (Bilgisayar destekli dizayn/ Bilgisayar destekli üretim) sistemlerini geliştirmeye yönelik olmuştur. CAD/CAM sistemlerinin gelişmesiyle bazı araştırmacılar ideal materyali oluşturmak adına farklı iki materyali birleştirerek bu iki materyalin de olumlu özelliklerini kullanmak adına hibrit malzemeleri tanıtmışlardır (11). Bu malzemelere şu örnekler verilebilir: Rezin nano seramik bloklar: Lava Ultimate (2011); Polimer infiltre edilmiş seramik ağı içeren bloklar: Vita Enamic (2013); Zirkonyum ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar: Vita Suprinity (2013), Celtra DUO (2012); Kompozit rezin bloklar: Paradigm MZ 100 (2000).

2.1.1.DENTAL SERAMIKLERİN YAPISI

Protez terimler sözlüğüne göre seramik bir ya da daha fazla metalin oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimin adıdır (12).

Dental seramikler yapısal olarak feldspat ($K_2O Al_2O_3 6SiO_2$), kuartz (SiO_2), kaolin ($Al_2O_3 SiO_2 H_2O$) ve diğer metal oksitlerden oluşmaktadır (13). Feldspat dental seramiğin içerisinde en az %60 oranında bulunarak dental seramiğin ana yapısını oluşturur. Dental seramiğin translüsens özellik kazanmasını sağlar. Ayrıca feldspat fırınlama sırasında eriyerek kuartz ve kaoline matris oluşturmaktadır. Kuartz, silika yapısında olup dental seramiğin içerisinde %10-30 oranında bulunur. Seramiğin içerisinde doldurucu görevi yapar, pişirme sonrasında meydana gelebilecek büzülmeleri azaltır, dayanıklılığı artırır ve stabilitenin korunmasına yardımcı olur (13). Kaolin dental seramiğin içerisinde %1-5 oranında bulunur. Seramiğin içerisindeki diğer maddelerin bir arada durmasını sağlayan bağlayıcı görevindedir. Opak yapıdadır ve ısıya karşı oldukça dayanıklıdır. Opak yapısından dolayı dental seramiklerin içerisinde az miktarda kullanılır. Dental seramiğin içerisindeki titanyum, magnezyum, demir, kobalt, bakır ve nikel gibi elementlerin metal oksitleri ise doğal diş görünümünün sağlanabilmesi için renklendirici ajanlar olarak kullanılmaktadır (7).

2.1.2.TAM SERAMİK SİSTEMLERİN SINIFLANDIRILMASI

Tam seramikler geçmişten günümüze bir çok şekilde sınıflanmıştır. Güncel sınıflama yapım tekniklerine ve içeriklerine göre yapılmıştır.

2.1.2.1.Tam seramik sistemlerin yapım tekniklerine göre sınıflandırılması

A. Dökülebilir Cam Seramikler

1. Dicor (Dentsply Int. York, Amerika)
2. Cerapearl (Kyocera, Amerika)

B. Platin folyo tekniği ile hazırlanan tam seramikler

1. Renaissance (Williams Gold Refining Co, Buffalo, NY)
2. Sunrise (Tanaka Dental, Skokie)

C. Preslenebilir Tam Seramikler

1. Authentic System (Ceramay, Almanya)
2. Carrara Pres-Full Ceramic System (Elephant, Hollanda)
3. Cercogold: Golden Gate Pressable Ceramic (Degussa, Almanya)
4. Finesse All-ceramic System (Ceramco/Dentsply, Amerika)
5. KOOS-metic (KOOS EDELMETALLE, Almanya)
6. OPTEC (Jeneric/Pentron)
7. PLATINA Press System Ceramic (Heimerle, Almanya)
8. StylePress (Metalor, İsviçre)
9. IPS Empress II (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)
10. Finesse ALL Ceramic (Dentsply/Ceramco York, Amerika)

11. Imax Press (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)

12. Creation Press-ceramics (Creation Willi Geller, Avusturya)

D. Kopya- Freze (Pantograf) Tekniği ile Hazırlanan Tam Seramikler

1. Celay Plus (Mikrona AG, İsviçre)

2. Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, İtalya)

E. Refraktör Day Tekniği ile Hazırlanan Tam Seramikler

1. Cerestore (Johnson and Johnson Dental Care Co., Amerika)

2. Hi-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya)

3. In-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya)

4. Vitadur (Vita-Zahnfabrik, Almanya)

5. Mirage (Chamelon Dental, Amerika)

6. Optec (Jeneric, Pentron Inc., Amerika)

F. CAD/CAM Sistemi ile Hazırlanan Tam Seramikler

1. ALKOM (CAD/CAM Technologie, Lüksenburg)

2. BellaDent (BellaDent, Almanya)

3. CADIM (Advance Comp., Japonya)

4. CERADENT (Universitein, Almanya)

5. Cercon Smart Ceramics (Degussa Dental, Almanya)

6. CEREC 3D (Sirona Dental Systems, Almanya)

7. Cicero (Elephant/Degussa, Hollanda)

8. DCM (ETH Institute, İsviçre)

9. DCS (DCS Dental, Almanya)

10. DECIM (DECIM AB, Ivoclar, Lichtenstein)
11. Decsy (Olympus, Nissan, Shizuoka, Japonya)
12. DentiCAD (Bego, Almanya)
13. Digident (Girrbach, Almanya)
14. Duret System (Hennson, Sopha Bioconcept, Fransa)
15. GNI (GC, Nikon, Hitachi, Japonya)
16. Inlac (Ritter, Almanya)
17. LAVA-System (3M ESPE, Almanya)
18. LICORA-CAD/CAM Allceram (Girrbach GmbH, Almanya)
19. Procera (Procera/Nobel Biocare, İsveç)

2.1.2.2. Tam seramik sistemlerin içeriklerine göre sınıflandırılması

A. Cam - Matriks Seramikler

1. Feldspatik seramikler:

- IPS Classic (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Vitadur (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- Vita VMK 68 (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- Vitablocs Mark I (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- Vitablocs Mark II (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- Vitablocs Triluxe (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- Cerec Bloc (Sirona Dental Systems, Almanya)

2. Sentetik Seramikler:

a. Lösit içerikli

- IPS d.Sign (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS Empress CAD(Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Vita VM7, VM9, VM13 (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- Noritake EX-3 (Noritake Dental Supply Co., Japonya)
- Noritake Cerabien(Noritake Dental Supply Co., Japonya)

b. Lityum disilikat ve türevleri içerikli

- IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS e-maxCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS e-maxPress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Rosetta SM (Hass,Gangwon-do, Güney Kore)

c. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum-silikat cam seramikler

- Vita Supranity (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- Celtra Duo (Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya)

d. Florapatit içerikli

- IPS e-max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstei)
- IPS e-max ZirPress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

3. Cam İnfiltratif seramikler

a. Alümina içerikli

- In-Ceram Alumina (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

b. Alümina ve magnezyum içerikli

- In-Ceram Spinell (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

c. Alümina ve zirkonya içerikli

- In-Ceram Zirconia (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

B. Polikristalin Seramikler

1. Alümina:

- Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg,

- In-Ceram AL (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

2. Stabilize edilmiş zirkonya

- In-Ceram YZ (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

- KATANA Zirconia ML (Kuraray Noritake Inc., Japonya)

- NobelProcera Zirconia (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)

- Lava (3MESPE, Seefeld, Almanya)

- Lava Plus (3MESPE, Seefeld, Almanya)

- inCoris TZI (Sirona Dental Systems, Almanya)

- inCoris TZI C (Sirona Dental Systems, Almanya)

- Zenostar (Ivoclar Vivadent, Wieland)

3. Zirkonya ilave edilmiş alümina

- NANOZR (Panasonic Electric Works, Japonya)

4. Alümina ilave edilmiş zirkonya

C. Hibrit Seramikler (Rezin-matriks seramikler)

1. Rezin -nanoseramik

- Lava Ultimate (3MESPE, Seefeld, Almanya)
- Cerasmart (GC-Corp, Tokyo, Japonya)
- Shofu Block HC (Shofu-Inc., Kaliforniya,Amerika)
- Brilliant Crios (Coltene, Altstätten, İsviçre)

2. Polimer infiltre seramik ağı içeren materyaller

- Enamic (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

3. Rezin matriks içerisinde zirkonya – silika

- Paradigm MZ 100 Blocks (3MESPE, Seefeld, Almanya)

2.1.2.2.1.Zirkonya

Zirkonyum ilk defa 1789 yılında Sri Lanka’da bulunmuştur. Zirkonyum (Zr), atom numarası 40, periyodik tabloda metaller grubunda bulunan, oda sıcaklığında gümüş-beyaz renkli bir elementtir. Zirkonyumun yoğunluğu $6,49\text{g/cm}^3$, erime noktası 1855°C ve kaynama noktası 4409°C 'dir. Bu element doğada saf halde bulunmamaktadır. Zirkonya silikat oksitleri ya da serbest oksitler ile bileşik (ZrO_2) yapmaktadır (14).

Zirkonya diş hekimliğinde kullanıma girmeden önce medikal alanda kalça protezi olarak kullanılmıştır (15).

Diş hekimliğinde zirkonya 1990’lı yıllarda tanıtılmış ve CAD/CAM sistemlerinin gelişimiyle kullanımı iyice yaygınlaşmıştır (16). Zirkonya diş hekimliğinde, kron ve köprü restorasyonlarında final restorasyon ve/veya kor materyali olarak, implant ve implant dayanakları, kesim ve cerrahi frezler, kron dışı tutucular, ve ortodontik braketler gibi çok çeşitli alanlarda kullanılmaktadır (14).

2.1.2.2.1.1.Zirkonyanın fazları

Zirkonya (ZrO_2) polimorfik bir malzemedir. Zirkonyumoksit kristalleri üç farklı fazda bulunabilirler (14).

Saf zirkonyanın üç farklı kristal yapısı vardır (17). Bunlar monoklinik, tetragonal ve kübik fazlardır. Monoklinik faz $1170\text{ }^\circ\text{C}$ 'ye kadar stabildir. $1170\text{ }^\circ\text{C}$ 'den sonra tetragonal faza dönüşür. Tetragonal faz $2370\text{ }^\circ\text{C}$ 'de kübik faza geçer. $2680\text{ }^\circ\text{C}$ 'de ise kübik faza geçer.

Zirkonyumun oksiti olan zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazdadır. Fırınlanma sırasında tetragonal faza geçer. Fırınlama işleminden sonra soğuma işlemi gerçekleşirken tetragonal fazdan monoklinik faza geçer. Bu faz değişimi sırasında %3-5 arasında hacim artışı olur. Bu hacim artışı sonrasında sıkışma tarzında stresler oluşur. Oluşan bu stresler sonucunda dayanıklılık artar. Materyalin faz değişimine bağlı olarak dayanıklılık artsa da tetragonal fazdan monoklinik faza olan geçiş kontrol altına alınmalıdır (18, 19). Çünkü faz değişimi sırasında tahmin edilemeyen çatlaklar oluşabilmektedir. Bu yüzden zirkonyanın oda ısısında tetragonal fazda tutulması gerekmektedir. Tetragonal fazda olan zirkonya yüksek sıcaklıkta stabil olarak kalabilmektedir. Zirkonyanın tetragonal fazda stabil olarak kalabilmesi için bir diğer yöntem de içeriğine çeşitli metal oksitler ilave edilmesidir. Bu oksitler kalsiyum, alüminyum, magnezyum, seryum veya yitriumdur. Böylelikle majör fazdaki kübik zirkonya ile minör fazdaki tetragonal ve monoklinik zirkonya çökeltilerinden meydana gelen "Kısmen Stabil Zirkonya (KSZ) – Partially Stabilized Zirconia (PSZ)" adıyla bilinen çok fazlı materyalinin oluşması sağlanır (20).

Zirkonya diş hekimliğinde genelde yitrium ile stabilize edilmiş tetragonal polikristalin zirkonya (Y-TZP), magnezyum ile kısmi stabilize edilmiş zirkonya polikristali (Mg-PSZ) ve zirkonya ile sertleştirilmiş alümina (Zirconia toughened alumina=ZTA) şeklinde kullanılmaktadır.(21)

Araştırmacılar, yitrium oksit miktarının ZrO_2 'in ağırlığının % 3-6'sı oranında olduğunda oda ısısında sadece tetragonal faza sahip seramik elde edilebildiğini bulmuşlardır. Buna Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (TZP) denilmektedir. Y-TZP

bükülme kuvveti 1000 MPa'dan fazla, elastiklik modülü yaklaşık 200 Mpa'dır. Bu da paslanmaz çeliğin elastik modülüne yakındır. Bu özellikler Y-TZP seramiklerin tam seramik restorasyonlarda kullanılmasına olanak tanımıştır.(21)

Zirkonyaya yüksek miktarda kuvvet uygulandığı zaman veya aşındırma gibi işlemler yapıldığı zaman tetragonal faz ve monoklinik faz arasında geçiş olur. Bu faz değişimi neticesinde zirkonyanın ilgili bölgesinde hacim artışı olur ve sıkıştırma tarzında kuvvetler oluşur. Böylece çatlak uçlarında lokalize olan baskı gerilmeleri, materyal içersindeki mikro-çatlakların ilerlemesini durdurur. Bu olaya "dönüşüm toklaşması" (faz değişimi sertleşmesi-transformation toughening) denir. Bu olay sayesinde zirkonya yüksek dayanıklılık sergiler (19, 22-24).

Zirkonya spontan bir şekilde tetragonal fazdan monoklinik faza geçebilmektedir. Bu olay zirkonyanın yarı stabil özelliğini kaybettiği anlamına gelmektedir. Gerçekleşen bu duruma zirkonyanın yaşlanması "düşük ısı bozunması" (Low temprature degradation-LTD) denmektedir. Bu durum, Kobayashi tarafından tanımlanmıştır (25). Yapılan bazı çalışmalarda faz değişimi için gereken ısı miktarının 200-300°C olduğu bildirilmiştir (26).

2.1.2.2.1.1.2.Zirkonya alt yapı ile porselen üst yapı arasındaki bağlantı

Hastaların estetik beklentilerinin artması ile Y-TZP diş hekimliğinde daha çok kullanılmaya başlamıştır. Metal destekli kronlara göre estetik özellikleri daha iyi olmasına karşın özellikle opak olması yeterli estetiği sağlamakta bazı zorluklar doğurmaktadır. Ayrıca metal destekli kronlara göre daha fazla preparasyon gerektirmesi de diğer bir dezavantajdır (27, 28). Y-TZP genelde alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır. Zirkonya üzerine gelen tabakalama porseleninin alt yapıdan ayrılması durumuna "chipping" denmektedir ve bu durumla sıklıkla karşılaşılmaktadır (29). Farklı iki materyalin birbirine bağlanması durumu bu bölgede potansiyel kopma bölgesi oluşturmaktadır. Ayrıca yüzeyde oluşabilecek olan stresler de bağlantıyı etkileyebilmektedir (30).

Zirkonyanın polikristalin yapısından dolayı ışığı kırma yeteneği iyi değildir. Opak görünümünü elimine edebilmek ve estetik beklentileri karşılayabilmek için ayrı bir porselen tabakası kullanılmaktadır.(31)

Zirkonya alt yapı üzerine porselen bir kaç farklı yöntemle işlenir. Bunlar:

- 1) Geleneksel tabakalama tekniği
- 2) Isı ve basınç ile şekillendirme tekniği (Press-on)
- 3) Hızlı prototipleme tekniği (Cad-on)' dir.(32)

Geleneksel tabakalama tekniği uygulandığında teknisyen uygun oranda porselen tozu ve likiti karıştırarak spatül veya fırça yardımıyla sinterizasyon işlemine tabi tutulmuş zirkonya alt yapı üzerine yığılma yapar. Tabakalama işlemi, fırınlama ve soğutma işlemlerinin hepsinden teknisyen sorumludur. Bu sistemde fırınlama sayısının minimumda tutulması gerekmektedir. Yapılan ekstra fırınlama işlemleri alt yapı ve üst yapı arasında uyumsuzluklara, üst yapı porseleninin renk değiştirmesine ve kenar uyumsuzluklarına neden olmaktadır (32, 33). Fırınlama işlemi sonrası soğutmanın hızlı olması restorasyonda çatlaklara neden olabilmektedir (33).

Zirkonya alt yapı üzerine porselen işlemek için kullanılan diğer yöntem ısı ve basınç ile şekillendirme tekniğidir. Bu teknikte sinterizasyon işlemi bitmiş olan zirkonya alt yapı üzerine özel olarak üretilmiş olan porselen bloklar kayıp mum tekniği kullanılarak, basınçla şekillendirilir (34). Bu teknikte tek fırınlama işlemi yapılmaktadır. Bu sayede porselen daha az büzölmeye uğrar, kenar uyumları daha iyi olur (35). Tabakalama tekniğinde olduğu gibi bu tekniğin de hassas noktaları vardır. Mum modelasyonun hassasiyeti, revetman artıklarının temizlenmesi, revetmanın boyutsal stabilizasyonunun hesaplanması ve döküm artıklarının temizlenmesi gibi adımlar yüksek hassasiyet gerektirir (36).

Hızlı prototipleme tekniğinde CAD/CAM sistemi ile alt yapı ve üst yapının tasarımı yapılır ve kazınır. Sinterizasyon işlemi tamamlanan alt yapı zirkonya ve üst yapı olarak kullanılan seramik materyali üreticinin talimatları doğrultusunda özel bir cam seramikle veya rezin siman ile simante edilir (37). Bu sistemin en büyük avantajı

bir çok aşamada CAD/CAM kullanılması nedeniyle teknisyen faktörü azalmaktadır (34).

Günümüzde zirkonya ve üst yapı porseleninin bağlantı yapısı hala tam olarak bilinmemektedir. Fakat bazı faktörlerin bu bağlantı mekanizmasını etkilediği bilinmektedir. Bunlar:

- 1)Alt yapı tasarımı
- 2)Üst yapı porseleninin uygulanma tekniği
- 3)Üst yapı olarak uygulanan materyalin termal genişleme katsayısı
- 4)Rezidüel termal stresler
- 5)Zirkonya alt yapının elastik modülü' dür.(21, 38)

2.1.2.2.2.Monolitik zirkonya

Tabakalı sistemlerde oluşan dezavantajları elimine etmek için CAD/CAM sistemleri ile üretilen monoblok materyaller geliştirilmeye başlanmıştır (39). Monoblok olarak üretilen en popüler seramiklerden olan lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin tabakalama tekniği ile üretilen restorasyonlardan daha başarılı olduğuna dair çalışmalar mevcuttur (40, 41). Fakat lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler posterior bölgede üretilecek olan köprü restorasyonları için uygun değildir. Bu durum neticesinde posterior bölgede köprü endikasyonu olabilecek kadar kırılma dayanımı sağlayabilen tam kontur monolitik zirkonyalar geliştirilmiştir (41). Üretilen monolitik restorasyonlar üst yapı porseleni içermez. Bu nedenle yeterli estetiği sağlayamaz. Bu amaçla üretim aşamalarında, sinterizasyon işlemlerinde ve moleküler düzeyde değişikliklerle optik özelliklerini değiştirmek amaçlanmıştır (42).

Işık ışınları bir cisme doğru ilerlediğinde bir kısmı absorbe olurken bir kısmı ancak cismin içinden geçebilir. Bu esnada bir kısmı da cismin moleküler yapısıyla ilişkili olarak yansır. Monolitik zirkonyada bu yansımalar ve dağılımlar moleküler

düzeydeki porlara, içeriğindeki alümina miktarına ve oluşmuş olan defektlere bağlı olarak olmaktadır (43).

Monolitik zirkonyanın optik özelliklerini iyileştirmek için çeşitli yöntemler mevcuttur. Bu yöntemlerden bazıları zirkonya partiküllerinin gren boyutlarının değiştirilmesi, moleküler düzeyde alümina içeriğinin değiştirilmesi, kübik fazda bulunan zirkonya eklenmesi ve yapısal düzeyde defektlerin azaltılmasıdır (44). Bunlar arasında monolitik zirkonyanın şeffaflığını etkileyen en önemli etken zirkonya partiküllerinin büyüklüğüdür. Üretilen monolitik zirkonyalarda partikül boyutunun artırılması sayesinde daha az gren ve partikül sınırları oluşmaktadır. Bu sayede ışığın saçılımı daha az olmaktadır. Fakat partikül büyüklüğünün artması neticesinde tetragonal fazın kararlılığı ve materyalin mekanik direnci düşmektedir (43, 45).

Günümüzde kullanılan güncel translüsent zirkonyalarda gren boyutu 0.2-0.8 μm 'dir. Yapılan araştırmalara göre bu gren boyutuna sahip translüsent zirkonyalarda 1 mm restorasyon kalınlığına ulaşıldığında yeterli translüsenesi sağlanamaz (43). Yapılan başka bir araştırmaya göre, Y-TZP translüsenesi oranını artırmak için yttrium oksidin kübik faz oranı %25 oranında arttırılmalı ve kristal boyutu ortalama 150 nm olmalıdır. Bu sayede gren sınırında izotropik yansıyan indeks artması beklenmektedir(42). Monolitik zirkonyanın içindeki porların boyutunun ve sayısının çok az miktarda değişmesinin dahi zirkonyanın ışık kırılma değerlerini değiştirdiğini gösteren çalışmalar vardır (46).

Tam seramik restorasyonlarla yapılan bir çalışmada üretilen restorasyonlarda oluşan komplikasyonlardan en sık görülen minor komplikasyon üst yapı porseleninin ufak çaplı kırıklarıdır. Çalışmada komplikasyona bağlı olarak oluşan kırıkların tamir edilmesine gerek duyulmamıştır (47).

Monolitik zirkonyanın klinik olarak en büyük avantajı tabakalama materyali içermemesine bağlı olarak az preparasyon gerekliliğidir. Monolitik zirkonya ile 0.3-0.5 mm kalınlığında restorasyonlar yapılabilir (48). Monolitik zirkonyanın mekanik, fiziksel ve optik özellikleri uzun dönem sağ kalımını olumlu yönde etkilemektedir. Bunun yanında restorasyonun aşınma ve karşıt dişi aşındırma değerleri de

iyileştirilmiştir. Üretilen restorasyonların marjinal uyumları genelde beş açılı kazıma cihazları ile CAD/CAM sistemleri ile üretildikleri için iyidir (49).

2.1.2.2.3.Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler ve türevleri

Diş hekimliğinde seramiklerin güçlendirilebilmesi için içerisine farklı materyaller ilave edilebileceği fikri 1965 yılında McLean tarafından ortaya atılmıştır. McLean porselene fiziksel ve mekanik dayanımını artırmak amacıyla Al_2O_3 ilave etmiştir.(50)

Lösit ile güçlendirilmiş IPS Empress sisteminin fiziksel ve mekanik özellikleri köprü yapımında yetersiz kalmıştır. Bir tür cam seramik olan IPS Empress 2 sistemi lityum disilikat ile güçlendirilerek oluşturulmuştur ve bazı gelişmeler hedeflenmiştir. Bunlar:

- 1.250 MPa ve daha yüksek kırılma dayanımı
- 2.Doğal dişe en yakın görünüm
- 3.Yeterli translüsensininin sağlanması
- 4.1200 °C'nin de altında yeterli akışkanlık sağlanabilmesi
- 5.Tabakalama tekniği uygulandığı zaman uygulanan tabakalama materyali ile uyumlu olması
- 6.En distaldeki diş ikinci premolar olmak üzere üç üyeli köprü yapımına izin vermesi

Cam seramikler temelde polikristalin materyallerdir. Üretiminde kristalizasyon aşaması büyük öneme sahiptir. Bu aşama seramiklerin mekanik ve optik özelliklerini birbir etkiler (51). Kristalizasyon aşamasının kontrolü için çekirdeklenme ajanları ya da katalizörü denilen eklentiler kullanılır. Kristalizasyon iki aşamada gerçekleşir.

- 1)Kristal formasyonu

2)Kristal büyümesi

Yüksek oranda lityum disilikat içeren yapıya çekirdeklenme ajanları (fosfor pentoksit- P_2O_5) eklenmesiyle çekirdeklenme işlemi başlar. Bu sayede ısıtılan ürün oda sıcaklığına istenilen şekilde soğutulabilir (52, 53). Ancak eklenen çekirdeklenme ajanları seramiğin estetik özelliklerinde azalma meydana getirir. Son ürünün translüsensi azalır. Üretilecek olan ürünün kimyasal kompozisyonu iyi ayarlanmalıdır.

Lityum disilikat diğer güçlendirici ajanlara göre daha kompleks bir yapı içerir. Buna bağlı olarak kristalizasyon işlemlerinde uygulanan ısı da büyük öneme sahiptir (51). Yapılan araştırmalara göre $850\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'de lityum disilikat kristalleri maksimum boyutuna ulaşır (54). Nihai restorasyona geçiş yapılırken lityum metasilikat partikülleri yerini lityum disilikat partiküllerine bırakır.

1998 yılında üretilmiş olan lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik grubu olan IPS Empress 2 %60-70 oranında lityum disilikat ($Li_2Si_2O_5$) içermektedir. Lityum disilikat kristalleri plaka tarzında, birbirine kilitlenmiş, rastgele dağılım gösterirler (55). Lityum disilikat tanecikleri birbirine kilitlenerek çatlakların yönlerini değiştirerek, dallandırarak veya küntleştirerek kırılma dayanımının artmasını sağlar. Mekanik özellikleri lösit ile güçlendirilmiş cam seramiğe göre oldukça yüksektir (56). Esneme dayanımı $350-450\text{ Mpa}$ 'dır ve kırılma dayanımı lösit ile güçlendirilmiş seramiklere göre 3 kat fazladır (57). İçeriğinde ikincil kristal faz olarak lityum ortofosfat (Li_3PO_4) içerir (58). Tam seramik restorasyonların köprü ihtiyaçlarını giderebilmek için geliştirilmişlerdir. Sistem ilk olarak ısı ve basınç tekniği ile üretim yöntemini benimsemiştir. Bu yöntemde lityum disilikat fazda, homojen yapı oluşumunu sağladığı, kontrol edilemeyen mikro çatlakların oluşumunu engellediği, kısa sürede ve daha rahat restorasyon yapımına olanak sağladığı belirtilmiştir. Isı ve basınç tekniğinde özel ingotlar $920\text{ }^{\circ}\text{C}$ ' de akışkan hale gelir ve revetman boşluğuna yollar. Bu sayede kayıp mum tekniğine benzer şekilde restorasyon monolitik olarak veya alt yapı materyali olarak üretilmiş olur. Alt yapı materyali olarak kullanıldığı zaman tabakalama materyali olarak kullanılan seramik ile arasında ısıl uyum vardır.

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramiklerin karşıt dişi aşındırması çok azdır. Optik özellikleri bir çok seramik grubundan daha iyidir. Translüsensi özelliği çok gelişmiştir (59).

2005 yılında İvocalar Vivadent firması IPS e-max Press sistemini piyasaya sunmuştur. Bu sistemde de güçlendirme materyali olarak lityum disilikat kullanılmıştır. Fakat fırınlanma tekniğinin değişmesine bağlı olarak fiziksel özellikleri ve estetiği artırılmıştır. IPS e-max Press ingotlar ağırlıkça; % 57–80 SiO₂, % 11–19 Li₂O, % 0–13 K₂O, % 0–11 P₂O₅, % 0–8 ZrO₂, % 0–8 ZnO ve % 0-10 diğer oksitler ve seramik pigmentleri bulunmaktadır (60). Bu sistemde seramiğin kırılma dayanımı 400MPa' a çıkmıştır (61).

IPS e-max Press üzerine yapılmış bir çalışmaya göre posterior bölgede üretilmiş olan 3 üyeli köprülerde 10 yıllık sağ kalım oranı %87 olarak açıklanmıştır (62). Başka bir çalışmada IPS e-max Press materyali ile üretilmiş arka bölge köprülerin sağ kalım oranı %100 olarak belirtilmiştir (63). 2015 yılında Toman ve ark.nın yaptığı çalışmaya göre anterior ve posterior kronların 9 yıllık sağ kalım oranı %87' dir (64).

2006 yılında IPS E-max CAD adında CAD/CAM sistemleri ile kullanılabilen lityum disilikat ile güçlendirilmiş hazır bloklar kullanıma sunulmuştur. Tek seans restorasyon yapımına izin veren, monolitik bir materyaldir. Son tüketiciye satışa hazır halde satılan bloklar iki aşamalı kristalizasyon işlemi kullanılarak geliştirilmiştir; lityum metasilikat halindedir ve mavimsi renktedir (65). Ara aşama olarak üretilen metasilikat faz materyalin rahat frezelenmesi için gereklidir. Çünkü kristalizasyonunu tamamlamış olan lityum disilikat çok serttir. Bu sertlik nedeniyle frezelenme esnasında restorasyonda kırıklar oluşabilir (65, 66). Lityum metasilikat cam seramik ara faz frezelenme işlemi bittikten sonar 850°C' ye ısıtılır ve lityum metasilikat cam seramik, lityum disilikat cam seramiğe dönüşür. Bu kristalizasyon işleminden sonra 360±60 MPa dayanım ve 2 MPa.m^{1/2} sertlik göstererek, restorasyon diş rengine döner (67). Kristalizasyon sırasında %0.2-0.3 oranında büzülme meydana gelir (68). Üretilen IPS e-max CAD ve IPS e-max Press kimyasal kompozisyon olarak aynıdır. Ürünlerdeki farklılık lityum disilikat moleküllerinin büyüklükleridir. Lityum disilikat moleküllerinin büyüklükleri IPS e-max Press'de 7µm ve üzeridir. IPS e-max CAD'de ise yaklaşık 1.5 µm' dur (67).

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler üretilmiş olan diğer cam seramiklere göre çok daha yüksek kırılma dayanımı sergiler. Translüsensi özellikleri yeterlidir ve düşük termal genleşme özelliği gösterirler. Özellikle IPS e-max CAD'in geliştirilmiş homojenitesi ve daha da ince güçlendirici molekülleri içermesi restorasyonların monolitik olarak üretilmesine olanak sağlamıştır (69).

2.2.CAD/CAM SİSTEMLERİ

Diş hekimliğinde son dönemde çokça kullanılan CAD/CAM sözcüğü aslında "Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli tasarım/ Bilgisayar destekli üretim)" kelimelerinin kısaltılmış halidir.(70) Dünyaya tanıtılmasındaki amaç aslında uçak ve otomotiv endüstrisidir. Sistemin temeli çok hassas freze cihazının, bilgisayar yazılımları ile denetlenerek belirli ürünleri kazınması üzerinedir.(71) 1971 yılında ise Francois Dure ilk defa dental CAD/CAM' den bahsetmiştir.(3) Dr. Werner H. Mörmann ve elektrik mühendisi Dr. Marco Brandestini tarafından klinik ortama uyarlanmış, optik tarayıcı ve kliniğe uygun kazıma cihazı olan, ilk ticari dental CAD/CAM cihazı CEREC (computer-assisted ceramic reconstruction) tanıtılmıştır.(72, 73)

CEREC cihazının potansiyeli diş hekimliği alanında dönüm noktalarından biri olmuştur. 1989 yılında Procera (NobelProcera, Nobel Biocare) sistemi tanıtılmıştır. Procera sistemi CEREC sistemine ek olarak anterior bölgede polikristlin seramiklerde üretebilmektedir.(74) Geliştirilen ilk CAD/CAM cihazları özellikle yüzey morfolojisini yeterli yansıtamamaktaydı. Fakat günümüzde teknolojinin gelişmesi ile bu sorun ortadan kalkmıştır(75) .

Üretilen ilk sistemler dijital verilerin hasta ağzından direkt alınmasına yönelikti. Fakat gelişmelere bağlı olarak hasta ağzından üretilen konvansiyonel alçı modellerin taranması fikri ortaya atılmış ve güncel laboratuvar CAD/CAM sistemleri ortaya çıkmıştır.(76)

Genel olarak CAD/CAM sistemi üç aşamada incelenmektedir. İntra oral tarama cihazı ile hastaların dijital ölçüsü alınır. Alınan bu ölçü bilgisayar yazılımları

yardımıyla dijital modellere dönüştürülür. Üretilen bu model üzerinde gerekli düzenlemeler ve final restorasyonun tasarımı yapılır. Tasarımı yapılan restorasyon son aşama olarak klinisyenin tercihine göre seçilen materyalden kazınır.(77, 78)

2.2.1.CAD/CAM SİSTEMİNİN AVANTAJ VE DEZAVANTAJLARI

CAD/CAM sisteminin avantajları;

-Konvansiyonel ölçü sistemlerini ortadan kaldırır

-Kullanılan blokların daha homojen üretilmiş olması neticesinde restorasyonlar daha homojen yapı sergiler

-Konvansiyonel ölçü işlemleri uygulanmadığı için hasta açısından daha konforludur

-Hekimin üretilecek olan restorasyonda daha rahat ve hızlı düzenleme yapabilmesine olanak sağlar

-Ölçü kontrolü daha net sağlanır ve ölçüye bağlı oluşabilecek hatalar daha rahat elimine edilir

-Laboratuvar işlemleri azalır ve buna bağlı olarak daha ucuz restorasyonlar üretilir

-Restorasyonun tek seansta üretilbildiği durumlarda geçici restorasyon yapımına gerek duyulmaz

-Çapraz enfeksiyon kontrolü daha kolaydır

CAD/CAM sisteminin dezavantajları;

-Sistemlerin ilk kurulum maliyeti çok yüksektir

-Kullanılan sistemdeki yazılımı öğrenme gereksinimi vardır.

-Kazıma işleminin bloklardan yapılmasına bağlı olarak, üretilen restorasyonların renk geçişlerinin yeterli olmaması ve genellikle final restorasyonda estetiği iyileştirme için teknisyen gerekliliği

-Konvansiyonel ölçünün basınca bağlı olarak belirli bir miktar subgingival alanında ölçü alabilmesine karşın dijital ölçünün yeterli subgingival ölçü alamaması (79-81)

Diş hekimliği CAD/CAM cihazları farklı birkaç şekilde sınıflanabilirler.

1)CAD/CAM sisteminin laboravutar veya klinik için tasarlanmış olup olmamasına göre

2)CAD/CAM sisteminde kullanılan yazılım sisteminin kapalı veya açık sistem olup olmamasına göre

3)Kullanılan optik tarayıcının fotoğraf kaydı veya video kayıt yapmasına göre

4)Laboratuvarda kullanılan tarayıcıların optik veya mekanik olmasına göre

5)Final restorasyonun ekleme veya eksiltme yöntemi ile üretilmesine göre

2.3.DENTAL İMPLANTLAR

İmplant; kelime anlamı olarak tedavi ve/veya fonksiyon için canlı dokulara yerleştirilen cansız materyallerdir. Dental implantlar ise kemiğin içine, üzerine ya da mukozaya yerleştirilen ve dişin yerini tutması amaçlanan yapılardır. Günümüzde ise daha çok kemiğin içerisine yerleştirilen implantlar (endosseöz-endosteal-kemik içi) kullanılmaktadır (82).

Tarih boyunca çekilmiş diş, kurutulmuş kemik, şekillendirilmiş altın ve gümüş gibi çeşitli materyaller implant materyali olarak kullanılmıştır.(83) Dental implantlara ait en eski kanıtlar ise İzmir yakınlarında Kalabak Metropolis’de M.Ö. 550 yıllarında bulunmuştur. Çalışmalarda üst kanine benzeyen diş parçaları bulunmuştur (84)

.İmplantolojinin gelişmesinde en büyük etkenler transplantasyon ve reimplantasyondur (85). 12. yüzyılda Cordoba'da Abulcasis di Zaera çekilen dişin yerine inek dişi transplante edilebileceğini ifade etmiştir. Fransa'da Ambrose Pare tarafından çekilen bir prensesin dişinin yerine hizmetkarlarından birinin dişi transplante edilmiştir (86, 87).

Strock, ilk defa 1938 yılında içi dolu vida tarzında implantı uygulamıştır (85). Yine 1938 yılında Dahl ilk subperiosteal implantı yapmıştır. 1947' de, içi boş vida şeklinde implantlar geliştirilmiştir. 1953'te ise kemiği trans olarak geçen ve vidalarla sabitlenen transosteal implantlar geliştirilmiştir. 1961 yılında Tramonte bugün kullanılan güncel implantlara benzer ilk implantları üretmiştir. 1968 yılında ise, Linkow blade tipi implantları kullanıma sunmuştur (85).

70'li yılların sonunda Branemark ve arkadaşları osseointegrasyon kavramını içeren ilk uzun dönem klinik araştırmasını yayınlamıştır (1). Bu kavramla birlikte makineyle işlenmiş titanyum implantlar üzerine çalışmalar başlamıştır. Son yıllarda titanyumdan kazınarak üretilen implantlar diş hekimliğinde altın standart olmuştur.

Titanyum implantlara alternatif olarak seramik implantlar geliştirilmeye başlamıştır. Üretilmiş ilk seramik implantlar Al_2O_3 seramiklerdir (88). Ağız içinde kullanılan ilk seramik implantlar Sandhaus tarafından üretilmiştir. Al_2O_3 seramik implantlar yeterli olmayan mekanik özellikleri nedeniyle üretimleri sınırlı kalmıştır. Son yıllarda ise zirkonyanın yüksek kırılma dayanımına sahip olması nedeniyle zirkonya implantların popülaritesi artmaya başlamıştır (88).

İmplant endikasyonları:

-Hareketli protez kullanan hastanın protez hareketlerinden şikayetçi olduğu durumlar.

-Hareketli protezin yeterince stabil olarak üretilmeyeceği düşünülen durumlar.

-Hareketli protez kullanmak istemeyen hastalar.

-Üretilen hareketli protezin stabil kalmasını engelleyen parafonksiyonel hareket mevcudiyetinde.

-Ağızda mevcut olarak bulunan dayanak sayısının yeterli olmaması.

-Ağızda mevcut olarak bulunan dayanak yerlerinin uygun olmaması.

-Komşu dişlerinde madde kaybı olmayan tek diş eksikliklerinde

-Ortodontik ankraj gerekli olduğu ve dişlerden yeterli desteğin sağlanamadığı durumlar.

-Hastanın diğer dişlerine müdahale ettirmek istemediği durumlar.

-Tam dişsiz hastalara sabit protez yapılması istendiği durumlar.

-Doğuştan diş eksikliği olan durumlar.

İmplant kontrendikasyonları:

Dental implantlar için kontrendikasyonlar iki ana başlıkta toplanmaktadır.

a)Sistemik kontrendikasyonlar:

-Kontrol edilemeyen sistemik hastalıklar

-İlaç ve alkol bağımlılığı

-Psikiyatrik bozukluklar

-Hasta yaşı

b)Lokal kontrendikasyonlar:

-Yetersiz kemik hacmi

-Kötü kemik kalitesi

-Yetersiz arklar arası mesafe (89).

2.3.1.İMPLANTLARIN SINIFLANDIRILMASI

Günümüzde bir çok implant sınıflaması yapılmıştır fakat bu sınıflamalar her seferinde belirli bir alana yönelik olmuştur. Dental implantları sınıflaması şu şekildedir:

2.3.1.1.İmplant tasarımına göre veya çene kemiğine yerleştirme biçimine göre implantlar

-Transdental implantlar

-İntramukozal implantlar

-Subperiosteal implantlar

-Transosseöz implantlar

-Endosseöz implantlar

a) Blade implantlar

b) Kök formundaki implantlar

2.3.1.2. Kullanılan materyallere göre implantlar

- Metal ve alaşımları

a)Titanyum ve alaşımları

b)Krom kobalt alaşımları

- Seramikler

a)Alüminyum oksit

b)Zirkonyumoksit

- Karbonlar

a)Polikristal (vitröz) cam karbon

- Polimerler

2.3.1.3.Makroskopik gövde dizaynına göre implantlar

-Yivli implantlar

-Silindirik implantlar

-Oluklu implantlar

-Perfore edilmiş oluklu implantlar

2.3.1.4.İmplant yüzey özelliklerine göre implantlar

-İşlenmiş yüzeyli implantlar

-İşlenmemiş yüzeyli implantlar

-Kaplanmış yüzeyli implantlar

-Kombine implantlar

2.3.1.1.1..Kemik içi (Endosseal) implantlar

Kayıp dişlerin yerini alması amacıyla yerleştirilen endosseal implantlar tek parça veya birden çok parça şeklinde olabilir.

Tek parça implantların üst yapı planlaması cerrahi sırasında yapılmaktadır, üst yapı modifikasyonlarına çok fazla izin vermez. Cerrahi işlemler bittikten sonra implantın üst kısmından aşındırma yapılması gerekebilir.(90)

İki parça implantlar ise günümüzde sıklıkla kullanılmaktadır. İmplant gövdesi ve dayanak kısmı genelde bir vida ile birbirine bağlanır. Daha uyumlu restorasyonlar üretilmesine imkan verir.

İmplant gövdesi 3 bölgeden oluşmaktadır. Bu bölgeler krest modülü, gövde ve apekdir. Krest modülü iki parçalı implant sistemlerinde protetik parçaların implant ile birleşebilmesi tasarlanmıştır.(91)

Dayanağın implant ile birleştiği bölgede dayanağın implant gövdesine oturacağı yerde platform bulunmaktadır. Platform üzerine yapılan ekstra parçalar vardır. Yapılan bu ekstra parçalar gelen kuvvetlere karşı ek desteklik sağlar. Bu ek parçalar implant dayanak birleşim yerine göre dışarda veya aynı hizada kalırsa eksternal heks veya eksternal heksagon ismini alır. Eğer implant gövdesi içine doğru uzanırlarsa içeri uzanma biçimine göre internal heksagon, morse taper, internal oluk gibi isimler alır(91).

Eksternal heksagon implantlarda dayanak ile implant uç uca (butt-joint), düz bir şekilde birleşir. Dayanak ile implantın birleşim yeri marjinal kemik üzerindedir. Hastanın fonksiyonu sırasında oluşan kuvvetler dayanak üzerinden direkt dayanak vidasına iletilir. Bu durum protetik restorasyon için riskli bir durumdur. Çünkü implant destekli protetik restorasyonların en dayanıksız bölgesi vida bölgesidir. Eksternal heksagon sistemlerin belkide en büyük dezavantajı vidayı bu yüklerden koruyacak kendine has bir yapının olmamasıdır. Vidayı koruyacak en önemli etmenler hekimin yapmış olduğu optimum oklüzyon ve implant pozisyonlarının olabildiği kadar fonksiyonel kuvvetlere dik yerleştirilmesidir.

İnternal heksagon implantlar tek diş implantların sıklıkla kullanılması ile ortaya sıkça çıkan sorunları ortadan kaldırmak amacıyla tasarlanmıştır. İnternal heksagon, internal octagon, morse taper gibi isimler almıştır. Dayanak ile implant birleşimi marjinal kemik altındadır. Dayanak implantın iç kısmına ilerler. Dayanak ile implant arasında çok yakın temas vardır.(92) Bu bağlantı şeklinde proteze gelen fonksiyonel kuvvetlerin çok büyük bir kısmı bağlantı bölgesinde karşılanır ve dağıtılır. Fonksiyonel kuvvetlerin yalnızca %10'u vidaya iletilir.(92)

İmplant tasarımın nasıl olduğundan ziyade parçaların birbiri ile olan uyumlarının mükemmel olması gerekmektedir.

Eksternal heksagon sistemin avantajları

-Rotasyonu engelleyen mekanizma gövdenin üstünde bulunur. Bu sayede uyum kontrolü daha kolay yapılır.

-Farklı sistemlerin birbirleri ile olan uyumları daha iyidir.

-İki aşamalı implant cerrahisine daha uygundur.

Eksternal heksagon sistemin dezavantajları

-Destek noktasına olan uzaklığa bağlı olarak mikro hareket miktarının fazlalığı.

-Rotasyonel kuvvetlere daha az direnç göstermesi.

-Mikro hareket fazlalığına bağlı olarak mikro sızıntı miktarının fazla olması.

İnternal heksagon sistemin avantajları

-Bağlantı noktasının daha geniş temas sağlaması neticesinde daha iyi stabilizasyon.

-Daha yüksek rotasyonel kuvvetlere karşı direnç.

-Tek aşamalı cerrahi sisteme daha uygun.

-Daha dengeli kuvvet dağılımı.

-Bağlantı bölgesinin daha derinde olması neticesinde lateral kuvvetlere daha yüksek direnç.

İnternal heksagon sistemin dezavantajları

-Dayanak ve implant birleşim noktasında implantın lateral duvarlarının incilmesi.

-Yüksek açılanma ihtiyacı duyan implant destekli restorasyonlarda açılmanın sınırlı olması.

2.3.1.1.1.1 Gövde tasarımına göre implantlar

1947 yılında içi boş vida şeklinde implantlar kullanılmaya başlanmıştır. 1967 yılında ise Leonard Linkow titanyum materyalinden ilk Blade tipi implantları tanıtmıştır. 1962 yılında Peron- Andre Formiggini vida tasarımını daha da geliştirmiştir.(1, 93)

Bränemark ise osseointegrasyon kavramı üzerinde çalışmalar yapmıştır. Bu kavram için en uygun implant tasarımının vidaya benzer olduğunu söylemiştir. Böyle bir tasarımda yüzey alanının artması ve kuvvet dağılımının daha iyi sağlanması osseointegrasyon için daha iyi olacağını belirtmiştir.(94)

Kök formundaki implantlar vida tasarımını andırmakla birlikte diş köküne benzer biçimde çene kemiğine yerleştirilen endosteal implant grubunda yer almaktadır. Kök formundaki implantlar son yıllarda kabul gören implant gövde tasarımıdır. Bu tasarımdaki implantlar ağız içinde herhangi bir yerde, her türlü ihtiyaca cevap verebilmektedir.(95, 96)

2.3.1.1.1.2.Çene kemiğine yerleştirme şekline göre implantlar

Tek aşamalı cerrahi uygulamalarında implantlar çene kemiğine trans mukozal olarak yerleştirilir. Araştırmacılar, çift aşamalı implantların çevresindeki marjinal kemik kaybının tek aşamalı cerrahiye göre daha fazla olduğunu göstermişlerdir. Bu durumu mikro boşluklara kolonize olan mikroorganizmaların daha fazla olmasına bağlamışlardır.(97, 98)

Çift aşamalı cerrahide ise implantlar çene kemiğine yerleştirildikten sonra flep implantlar üstüne kapatılır. Böylece enfeksiyon riski azaltılır ve üzerine fonksiyonel kuvvet gelmesi engellenmeye çalışılır.(99)

Çift aşamalı cerrahinin tercih edildiği durumlar ise şunlardır:

-Yara kapanmasının iyi olmasının gerektiği kemik ogmentasyonu veya yönlendirilmiş doku jenerasyonu gibi durumlar.

-Graft kullanılan ve membranın açığa çıkmaması gereken durumlar.

-Geçici restorasyonun etkin yapılamayacağı ve istenmeyen kuvvetlere maruz kalacağı düşünülen durumlar.(100)

2.3.1.1.1.3.İşlenme şekillerine göre implantlar

İşlenmiş implantlar yüzeylerinin işlenme şekillerine göre aralarında sınıflandırılırlar. Bu işlemler parlatma ile yüzeyin pürüzsüz hale getirilmesi, kumlayarak pürüzlendirme, asitle pürüzlendirme, hem kum hem de asitle pürüzlendirme, lazerle pürüzlendirme ve pözözle sinterlenmiş yüzeyler olarak gruplandırılabilir.

Kaplanmış implantlar plazma spreji ile kaplanmış veya seramik ile kaplanmış implantlar şeklinde sınıflandırılabilir. Seramik ile kaplama işlemi ise kendi arasında hidroksiapatit veya trikalsiyumfosfat kaplanma işlemleri olarak daha da daraltılabilir.(101)

Dental implantolojide kullanılan materyaller günümüze kadar bir çok kez değişiklik göstermiştir.Dental implantlar üretildiği materyale göre de metal veya metal alaşımları, seramik implantlar, karbonlar ve polimerler olarak sınıflandırılırlar (88, 102) Bununla beraber ideale en yakın materyal olarak metaller olduğu kabul edilmiştir.(103)

2.3.1.2.1.Titanyum implantlar

Titanyum 1790 yılında keşfedilmiştir. Rezerv olarak dünyada en çok bulunan dördüncü elementtir. Saf olarak elde edilmesi çok zordur. Çünkü çok fazla reaktivite gösterir. Saf titanyumelde etmek için yapılan işleme “Kroll processı” denir ve Dr.

Wilhelm Kroll tarafından tarif edilmiştir. 1950'li yılların başında havacılık sektöründe kullanımına başlanmıştır. Ardından medikal ve dental alanda kendine kullanım alanı bulmuştur. Titanyum materyali mükemmel biyolojik uyum gösterir. Yüksek korozyon direnci, yüksek direnci, düşük elastik değeri onu dental implantoloji için en uygun materyal haline getirmiştir.

Titanyum alaşımı içinde bulunan oksijen ve demir içeriğine göre Grade 1, Grade 2, Grade 3, Grade 4 olarak derecelendirilir.

Saf titanyum titanyum alaşımlarına göre oldukça kolay bükülebilir. Titanyum alaşımlarına ilave edilen az miktarda alüminyum ve vanadyum titanyum alaşımının direncini saf titanyuma göre oldukça artırır. Günümüz rutin dental implant uygulamalarında titanyum alaşımları sıklıkla kullanılmaktadır. (102, 104, 105) Dental implant olarak işlenmiş ve şekil verilmiş saf titanyum kompakt kemikten 1,5 kat, alaşım halinde olan Ti-6Al-4V ise kompakt kemikten 6 kat daha sağlamdır. (103)

Son yıllarda titanyum zirkonya alaşımı implantlar üretilmeye başlanmıştır. Üretim \approx %15 zirkonya \approx %85 titanyum olacak şekilde yapılmaktadır. (106, 107) İlk olarak Straumann firması dar çaplı implantlarda Roxolid adını verdiği titanyum zirkonya alaşımını üretmiştir. Firma günümüzde tüm çaplarda Roxolid implant üretmektedir. Yapılan in vitro çalışmalara göre Roxolid implantlar titanyum implantlara göre %40 daha yüksek kırılma dayanımı göstermektedir. Yapılan hayvan çalışmalarında Roxolid implantların titanyum implantlara göre daha iyi biyoyum sergilediği gösterilmiştir. Ayrıca yüzeyin hidrofilitesi sayesinde ilk yara iyileşmesi ve osseointegrasyon daha başarılı olur. (108, 109) Bu özelliklerinden dolayı özellikle dar çaplı implantlarda çok tercih edilmeye başlamıştır.

Titanyum biyoyumlu bir materyaldir. Bu biyoyumluluk özelliği titanyum materyalinin yüzey özelliklerinden gelmektedir. Yüzeyinde oluşan oksit tabakası proteinlerle ve sert dokularla direkt bağlantı kurabilmektedir. Yapılan bir araştırmada titanyum implantların sağ kalım oranı %86 olduğu bildirilmiştir. (110, 111) Titanyum implantların bir çok avantajı olmasına karşın bazı çalışmalarda hastaların aşırı reaksiyonlar gösterdiği de bildirilmiştir. (112) Tükürük ile temas sonucunda bazı hastalarda galvanik akım oluştuğu da tespit edilmiştir. (113) Ayrıca estetik beklentinin

çok yüksek olduğu bazı vakalarda dişetinde grimsi yansımalar olabilmektedir.(114-116)

2.3.1.2.2.Seramik implantlar

Günümüzde seramik implant olarak genelde, içerisine az miktarda alümina ilave edilmiş veya ilave edilmemiş Y-TZP tercih edilmektedir.(117)

Üretilmiş ilk seramik implant Sandhaus tarafından 1987 yılında üretilmiştir. Fakat bu implantın klinik sağ kalımı ve kullanımı üzerine çok fazla çalışma bulunmamaktadır.1976 yılında ise Schulte ve ark. tarafından alüminyum oksit içerikli dental implantlar üretilmiştir. (117) Schulte ve ark. ürettiği alüminyum oksit implantların kırılma direnci yüksek değildir ve posterior bölgede kullanımı sınırlı kalmıştır. Posterior bölgede kontendike olması nedeniyle alüminyum oksit implant yerine farklı bir materyal arayışı başlamıştır. Zirkonyanın medikal alanda kullanımının artması neticesinde 1990' lı yılların başında zirkonya dental implant üretimine başlanmıştır.(118)

Zirkonya periyodik tabloda 40 atom numarasına sahip zirkon metalinin oksitidir ve diş hekimliğinde kullanılan seramik bir materyaledir.(119)Zirkonya camsı bir matriks içermez,polikristal bir malzemedir.(120, 121) Suda çözünmez, toksik değildir, bakteri tutulumu az, radyoopak ve korozyon eğilimi düşüktür.(119) Saf zirkonya polimorfik bir materyaldir.(122) Sıcaklık değişimine bağlı olarak monoklinik (oda sıcaklığından 1170°C ye kadar), tetragonal (1170°C-2370°C) ve kübik (2370°C-ergime sıcaklığına kadar) olmak üzere üç farklı kristal fazda bulunur.(119)

Oda sıcaklığında monoklinik halinde bulunur, daha sonra sinterleme değişiklikleri ile tetragonal ve kübik fazlara dönüşür. Her iki faz durumunda da soğutulduğunda monoklinik faza geri döner. Tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü kolaylaştıracak nem ve mekanik işlemleri içeren ısı artışları malzemenin dayanımını azaltabilir.(121)

Zirkonyayı oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil halde tutmak için materyale magnezyum, seryum, yitrium ve kalsiyum gibi metal oksitler ilave edilmektedir.(122)Yitrium oksit (Y_2O_3) zirkonyanın stabilize edilmesinde en çok kullanılan oksittir.(123)Yitrium oksit ile kısmen stabilize edilmiş zirkonya ve yitrium ile stabilize edilmiş tetragonal polikristallerin her ikisi de materyalin kırılma tokluğunu artırmaktadır. Y-TZP materyalinin bünyesinde bir çatlak oluştuğunda, oluşan enerji materyalin tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmesine neden olur.(124) Tetragonal-monoklinik faz dönüşümü sırasında zirkonya da yaklaşık %4 oranında bir hacim artışı oluşmaktadır.(122) Hacim artışı oluşan çatlağın daha da ilerlemesini engellemektedir. Bu durum dönüşüm sertleşmesi mekanizması olarak adlandırılmaktadır.(124) Zirkonya sertleştirme mekanizması özelliğine sahip olması nedeniyle yüksek bükülme dayanımı ve kırılma tokluğuna sahiptir. Bu özelliklerinden dolayı implant materyali olarak tercih edilebilmektedir.(125)

Biyouyumluluk, materyalin veya materyale ait ürünlerin lokal veya sistemik olarak dokularda herhangi bir reaksiyona neden olmaması olarak tanımlanmaktadır. (126) İmplant ve implant çevresindeki kemik yoğunluğu dental implantolojinin klinik başarısının değerlendirilebileceği bir kriterdir. Yapılan çalışmalarda zirkonyanın biyouyumlu bir materyal olduğu ve vücutta titanyumdan daha az reaksiyona neden olduğu (127) ve iyi bir kemik teması sağlayarak kemik yapımını sağladığı belirtilmektedir.(128-130)

Zirkonya implantların, biyouyumluluğu ve osseoentegrasyonu üzerine çok sayıda çalışma bulunmaktadır.(131-133) Ayrıca, zirkonya implantlarda yapılan dayanak aşındırma işlemlerinin materyalin kırılma direncini olumsuz olarak etkileyebileceği belirtilmektedir.(131)

Günümüzde çoğunlukla endosseal implantlar kullanılmaktadır. İmplantın tamamının çene kemiğinin içine yerleştirildiği ve fiksasyonun sağlandığı türdür.(134, 135) Blade implantlar ve silindirik tarzda olanlar olmak üzere gruplandırılabilirler. Blade tarzda olan implantlar çene kemiği bukko-lingual olarak yetersiz olan hastalarda kullanılmaktaydı. Günümüzde kullanımları terk edilmiştir. Silindirik implantlar içi dolu vida tarzındadırlar. Günümüzde sıklıkla bu tarz implantlar kullanılmaktadır.(134)

2.3.2.İMPLANT DESTEKLI PROTEZLERIN SINIFLANDIRILMASI

İmplant ihtiyacı olan hastaları ana olarak iki grup altında sınıflandırabiliriz;

1.Total dişsizlik: Bu hasta grubunda sabit veya hareketli protez seçenekleri mevcuttur. Sabit protez yapımı için metal alt yapı üzerine klasik total protez gibi diş dizimi yapılar ya da köprü şeklinde olan protezler gibi simante veya vidalı protezler yapılabilir. Hareketli protez yapımı için ise topuz, bar,teleskop, locator gibi tutucular kullanılabilir.

2.Parsiyel dişsizlik: Acar ve İnan implant destekli protezlerin sınıflamasını şu şekilde yapmıştır.(136)

1. Tek diş eksikliğinde uygulanan implant destekli protezler
2. Kısmi dişsiz ağızlarda uygulanan implant destekli protezler
 - a) İmplant-implant destekli protezler
 - b) Diş-implant destekli protezler
3. Total dişsizlik durumunda uygulanan implant destekli protezler
 - a) Tam implant destekli sabit protezler
 - b) Overdenture protezler
 - c) Mukoza destekli overdenture protezler
 - d) Mukoza-implant destekli overdenture protezler
 - e) İmplant destekli overdenture protezler

2.3.2.1.İmplant destekli protetik restorasyonların başarı kriterleri

Yapılan çalışmalarda bir implantın başarılı sayılabilmesi için şu kriterleri yerine getirmelidir:

-Radyografik olarak implant çevresinde radyolüsent alan olmamalı

-İmplantlar protezler ile yüklendikten sonra kemik kaybının ilk yıl maksimum 1,5mm, sonraki yıllarda ise 0,2mm geçmemeli

-Ağrı, enfeksiyon, parestezi, mandibular kanal veya sinüs perforasyonu olmamalı

-Protez çıkarıldığı zaman implantta hareketlilik olmamalı

-İlk beş sene sonunda başarı yüzdesi en az %85, on sene sonunda en az %80 olmalı(137).

2.3.2.2.İmplant destekli protetik restorasyonların avantajları

-Kemiğin korunması

-Konuşmanın düzelmesi

-Protez hacminin azalması

-Yüz estetiğinin düzelmesi

-Oklüzyonun düzelmesi

-Çiğneme etkinliğinin artması

-Protez hareket miktarının azalması veya hiç olmaması

-Dişsiz bölgeye komşu dişlerin preparasyon gereksiminin kalmaması

-Hasta psikolojisinin daha iyi olması

-Oklüzo vertikal ilişkisinin daha belirgin elde edilmesi(89)

2.3.2.3.İmplant Destekli Sabit Protetik Restorasyonların Kısımları

İmplant destekli sabit protetik restorasyonları (İDSPR) kabaca kısımlarına ayırmak gerekirse şu şekilde olur:

- Kemiğe yerleştirilen implant
- İmplant ile çeşitli şekillerde bağlantı kuran dayanak
- Dayanağı çevreleyen kron veya köprü

İDSPR birbirleri ile olan bağlantı şekillerine göre iki aşamalı sistem ve üç aşamalı sistem olarak sınıflandırılabilir. İmplant ve dayanağın birbine bir vida yardımı ile bağlandığı ardından kron veya köprünün dayanağa dental siman ile simante edildiği sistem üç aşamalı sistemdir. Üç aşamalı sistemin kron veya köprünün de vida yardımı ile dayanağa vidalandığı sistemler mevcuttur. Dayanak ve kronun tek parça olarak implanta vida yardımıyla tutturulduğu durumlar mevcuttur. Bu sistem iki aşamalı sistemdir. Ayrıca dayanak ve implantın tek parça olduğu, kronun bu sisteme direkt bağlandığı sistemlerde mevcuttur.

Üç aşamalı sistem kronun dayanağa bağlanma şekline göre iki ana başlık altında sınıflandırılabilir.

2.3.2.3.1.Siman tutuculu protezler

Üretilmiş olan sabit protetik restorasyon bir siman ile implanta vidalanmış dayanağa yapıştırılır. Sistem diş destekli sabit protetik restorasyonlara çok benzerdir. Siman tutuculu sistem ince mukozaya sahip bölgelerde tercih edilmelidir. Diş eti yüksekliğinin 3mm'den daha fazla olduğu yerlerde siman tutuculu protezler artık simanın temizlenmesinde zorluk oluşacağı için tercih edilmemelidir. Bu sistemde siman boşluğu bulunmasından dolayı pasif uyum daha kolaydır.(91)

Siman tutuculu sistemin avantajları:

- Üst yapı uyumu vida tutuculu sisteme göre daha pasiftir.
- Uygulanması ve üretilmesi daha kolaydır.
- Maliyeti daha azdır.
- Oklüzal uyumlama hekim açısından daha kolaydır.

- Vida giriş deliği olmadığı için üst yapı daha dayanıklıdır.
- Daha estetikdir.
- Alt yapı daha pasif oturduğu için içsel stresler daha azdır.
- Vida kırılmasına daha dayanıklıdır.

Siman tutuculu sistemin dezavantajları:

- Dayanak ve implant birleşim bölgesi diş eti yüksekliğinin altında kalırsa siman artıklarını temizlemek zordur.
- Oluşabilecek komplikasyonlarda kron/köprünün çıkarılması genelde mümkün değildir. Restorasyon kesilerek çıkarılır ve yeniden yapılması gerekir.
- Kullanılan siman yanlış seçilirse simantasyon seansında restorasyon uyumu iyi olmaz.(91)

Günümüzde rutin dental implant uygulamalarında implant dayanağı implanta genelde bir vida yardımıyla bağlanır. Fakat Bicon firmasının kendine has tasarımı neticesinde implant dayanağı implant gövdesine vida ile bağlanmaz. İmplant ve implant dayanak bağlantısı 3°'lik taper açısı neticesinde sürtünmesel olarak sağlanır.(138) Oluşan bu sürtünmesel kuvvet titanyum oksit tabakasını parçalar ve metal metale olan soğuk kaynak sağlanır. Bu sayede kitlenme gerçekleşir.(138) Bu kitlenme sayesinde mikrobiyal invazyon azalır ve implant çevresi kemik kaybı düşer.(138, 139) Daha başarılı osseointegrasyon sağlanır. Sistemde yer alan implantın plato gövde tasarımı bir çok firmadan farklıdır. Araştırmalara göre plato formu sayesinde iyileşme ve osseointegrasyonun vida tipi implantlara göre daha iyi gerçekleştiği bulunmuştur.(140) Ayrıca plato dizaynı sayesinde minimum uzunlukta maksimum implant kemik yüzey alanı sağlanmıştır.(141)

2.3.2.3.2.Vida tutuculu protezler

Vida tutuculu protezlerde kron dayanağa ayrı bir vida ile vidalanır. Sistemin pasifuyumu çok önemlidir. Metal- metale uyumlama söz konusudur. Fonksiyonel kuvvetlerin büyük bir kısmı ara bağlantıdaki vidaya gelir.

Vida tutuculu sistemin avantajları:

- Yeterli oklüzal mesafe olmayan durumlarda siman ile tutuculuğun sağlanamayacağı düşünüldüğü zaman tutuculuk vida ile sağlanır.
- Bağlantı vida ile sağlandığı için simantasyon sonrası oluşabilecek artık siman riski yoktur.
- Oluşabilecek komplikasyonlarda hekim sisteme zarar vermeden sadece kron vidasını çıkararak restorasyonu yenileyebilir.

Vida tutuculu sistemin dezavantajları:

- Üretim işlemleri çok fazla hassasiyet gerektirir.
- Her implant üreticisinde vida tutuculu sistemin ara parçaları bulunmaz.
- Maliyeti siman tutuculu sistemlere göre daha yüksektir.
- Oklüzal yüzeyde oluşan vida deliği estetik sorunlar yaratabilir.
- Oklüzal yüzeydeki vida deliği kron porseleninin mukavemetini azaltır.
- Pasif üretimi ve uyumlaması zor olduğu için hasta başında geçen zaman artar.
- Vida gevşemesi ve kırılması daha kolaydır.(91)

2.3.3.DAYANAKLARIN SINIFLANDIRILMASI

Dental implantın ana üç bölümünden biri olan dayanaklar, restorasyonların asıl olarak yapımına olanak veren parçalardır. Dental implanta çeşitli şekillerde bağlanır.

Günümüzde çoğunlukla implattan ayrı bir parça olarak tasarlanır ve kullanılır fakat implant gövdesi ile yekpare olan çeşitleri de vardır.

Dayanaklar en genel şekilde sınıflanırsa sınıflama şu şekilde olur:

1. Geçici dayanaklar
2. Daimi dayanaklar

2.3.3.1. Geçici dayanaklar

Geçici dayanaklar genelde üretici firma tarafından imal edilir veya üretim için hazır parçalar verilir. Geçici dayanaklar metal veya polimer esaslı materyallerden üretilmiş olabilir. Hastaya daimi restorasyon teslim edilene kadar veya çeşitli işlemler için kullanılır. Bu işlemler implantların ağız içi konumlarını kaydetmek, diş eti çıkış profilini sağlamak, hastanın daimi restorasyonu irtelene kadar dişsiz kalmasını engellemek veya renk ve şekil provası yapmaktır.

Geçici dayanakları amaçları doğrultusunda sınıflayabiliriz:

1. İyileşme dayanakları (Healing abutment)
2. Ölçü dayanakları
3. Geçici restorasyon dayanakları

2.3.3.1.1. İyileşme dayanakları

İyileşme dayanakları uygulanan implant cerrahisine göre farklılık gösterir. Bu parçaların amacı osseointegrasyon sırasında mukozanın şekillenmesini sağlamaktır.

Eğer implant cerrahisi tek aşamalı yapılırsa cerrahi işlem sırasında çeşitli materyallerden yapılmış olan iyileşme dayanağı implanta ara vida yardımıyla vidalanır. Ara vida kullanılarak yapılan iyileşme dayanakları kullanımındaki zorluklar nedeniyle kendilerine rutin kullanım alanı bulamamıştır. Günümüzde rutin olarak

kullanılan iyileşme dayanakları ise gövdesi vida şeklinde tasarlanmış olan iyileşme dayanaklarıdır. Bu sistemde ara vida bulunmamaktadır. İyileşme dayanağını takmak için ikinci bir cerrahi işlem gerekmez. Piyasada healing cap, iyileşme başlığı olarak da bulunabilir. Firmaya bağlı olmakla birlikte genelde titanyumda üretilirken polietilenden üretilenleride vardır. (142)

2.3.3.1.2. Ölçü dayanakları

Diş destekli sabit protezlerin ölçüleri ile implant destekli sabit protezlerin ölçü işlemleri birbirine benzeselerde temelde ufak farklılıklar içerir. Diş destekli sabit protezl ölçüsünde asıl amaç diş ve çevre dokuların birebir kopyasını elde etmektir. İmplant destekli sabit protez ölçüsünde amaç ise implantın çene kemiğinde uzaydaki konumunu ve çevre dokuları kaydetmektir. Bu kayıt işlemi için kullanılan ara parçalara da ölçü dayanağı (ölçü parçaları) denir.

İmplant destekli sabit protezlerde ölçü iki şekilde elde edilebilir. Bu yöntemler standart kaşıkların kullanıldığı kapalı (indirect) ölçü yöntemi veya hastaya özel hazırlanmış ve modifiye edilmiş kişisel kaşıkların kullanıldığı açık (direct) ölçü yöntemidir.(143)

Kapalı kaşık ölçü tekniği diş destekli sabit protezlerin ölçü yöntemine benzemektedir. İmplantta vidalanan ölçü dayanağı yardımıyla ölçü işlemi gerçekleştirilir. Açık ölçü yönteminde kullanılan ölçü dayanakları daha uzundur. Üretilen kişisel kaşık üzerine açılan deliklerden vidalama işlemi yapılır.

İki ölçü yönteminin hangisinin daha başarılı olduğu üzerine bir çok araştırma yapılmıştır. Fakat tam bir görüş birliği hala sağlanamamıştır. Açık ölçünün üstün olduğunu savunan bir çok çalışma (144-147)yanında kapalı ölçünün daha başarılı olduğunu savunan bir çok çalışma vardır.(148, 149) Açık ölçü tekniğinde birbirine bağlanan ölçü dayanaklarının ölçü doğruluğu açısından çok önemli olduğu belirtilmiştir. Birbirine bağlanan ölçü dayanakları sayesinde ölçü malzemesinde oluşan boyutsal bozuklukların implant konumlarını etkilenmeyecektir. (150-152)

2.3.3.1.3.Geçici restorasyon dayanakları

Özellikle üst ön bölgede implant destekli sabit protezlerin diş eti çıkış formunu doğal dişe benzetmek zordur. Bu formu sağlamak için genelde geçici restorasyonlar kullanılır. (153)Geçici kronlar cerrahi işlemler sonrası yumuşak dokunun stabilitesini korumasına yardımcı olur ve iyileşme periyodunda yumuşak dokunun şekillenmesini sağlar. Estetik düzenlemelerin daimi kron yapılmadan daha önce değerlendirilmesine olanak verir. Hastanın konforunu artırır ve hastaya psikolojik destek sağlar.(154)

Geçici dayanaklar titanyum, seramik, polietereketon (PEEK)' den üretilebilir. Üretim firmanın önerdiği şekilde gerçekleştirilir. Prefabrik olanlar hasta ağzında da şekillendirilebilir.

2.3.3.2.Daimi dayanaklar

Daimi dayanaklar final restorasyon ile ağızda kalmak üzere tasarlanmış ve üretilmişlerdir. Daimi dayanaklar üretim metodu ve üretilen materyalin cinsine göre sınıflandırılabilir.

1)Üretim metodlarına göre

a)Prefabrik dayanaklar

-Açılı dayanaklar

-Açısız dayanaklar

b)Kişiyeye özel dayanaklar

-Döküm yöntemi ile üretilenler

-Freze yöntemi ile üretilenler

-Hibrit dayanaklar

2)Üst yapının retansiyon şekline göre

a)Vida tutuculu dayanaklar

b)Siman tutuculu dayanaklar

3)Dayanak malzemesine göre

a)Metal dayanaklar

b)Seramik dayanaklar

c)Hibrit dayanaklar

-Lityum disilikat

-Zirkonya

-Polietereketon

2.3.3.2.1.Üretim metodlarına göre daimi dayanaklar

2.3.3.2.1.1.Prefabrik dayanaklar

İmplant destekli restorasyon yapımında ilk tercih olarak prefabrik dayanaklar tercih edilmektedir.Prefabrik dayanaklar uygun koşullarda yerleştirilmiş dental implantlarda kullanılırlar. Endüstriyel standartlara uygun olarak üretilmiş prefabrik dental dayanaklar standardizasyonu garanti ederler. (155)Materyalin üretim yöntemine bağlı olarak biyouyumları iyidir. Perimukozal bölgede korozyona karşı dirençleri iyidir. Uygun kullanım senaryosunda ekstra olarak parlatma işlemine gerek duymazlar. Üretici firmaya bağlı olarak değişmekle birlikte açılı, düz ve çeşitli diş eti yüksekliklerine uygun seçenekleri bulunmaktadır.(156)

2.3.3.2.1.2.Kişiyeye özel dayanaklar

Yeterli yumuşak doku ve sert doku desteğinin sağlanamadığı, belirli standartlar içinde üretilmiş olan prefabrike dayanakların uygun olmadığı vakalarda kişiyeye özel dayanaklar üretilmektedir.(157) Kişiyeye özel dayanaklar döküm işlemi ile veya CAD/CAM teknolojisi ile genelde metalden kazanarak üretilmektedir.

Kayıp mum tekniği, teknoloji ne kadar gelişirse gelişsin günümüzde hala önemli yer tutmaktadır. Bu teknikte mum modelaj, döküm, tesviye ve bitirme işlemleri uygulanmaktadır.

Döküm yöntemi kullanılarak üretilen kişisel dayanakların implant dayanak uyumu prefabrik dayanıklara göre daha azdır. Dayanağın kalitesi üretimde kullanılan revetman, alaşımın bzlmesi ve teknisyenin tecrübesi ile doğrudan ilişkilidir.(157)

1990' lı yılların yıllardan itibaren CAD/CAM teknolojisi bireysel dayanak üretebilecek yetkinliğe erişmiştir. Sanal ortamda CAD yazılımı ile tasarlanan dayanak CAM nitesi ile çeşitli materyallerden üretilir.

2.3.3.2.2.Üst yapının retansiyon şekline göre dayanaklar

2.3.3.2.2.1.Vida tutuculu dayanaklar

Vida tutuculu sistemlerde protetik üst yapı vida ile dayanağa sabitlenmektedir. Vida tutuculu sistemler genellikle yeterli vertical mesafenin olmadığı durumlarda tercih edilmektedir.(158) Bu sistemlerde vida ya oklzalden dayanağa girerken, transversal olarak dayanağa giren sistemlerde mevcuttur. Oklzalden dayanağa giren sistemlerde vida deliğinin yeri oklüzal ilişkiyi bozmayacak şekilde ayarlanmalıdır. Transversal olan sistemlerde ise laboratuvar işlemleri çok fazla Teknik hassasiyet gerektirir.(159)

2.3.3.2.2.2.Siman tutuculu dayanaklar

Siman tutuculu sistemlerde protetik üst yapı siman ile dayanağa sabitlenmektedir. Dayanağın preparasyonu ve simantasyonu doğal dişlere benzerdir. Vida tutuculu sistemlere göre en büyük avantajı pasif uyumun daha kolay sağlanabilmesidir. Sistemde başarısızlık oluşması durumunda üst yapının veya dayanağın yenilenmesi gereklidir.

2.3.3.2.3.Dayanak malzemesine göre dayanaklar

2.3.3.2.3.1.Metal dayanaklar

Dental implantolojide dayanak materyali olarak genelde titanyum ve titanyum alaşımları tercih edilmektedir. Titanyum; dokular ile olan uyumu, korozyona karşı direnci, düşük moleküler ağırlığı, düşük densitesi ve yüksek gerilme dayanıklılığı nedeni ile dayanak üretiminde en çok kullanılan metal alaşımdır(160). Günümüzde genellikle titanyum alaşımları dayanak materyali olarak kullanılmaktadır. İçeriğindeki eklentilere bağlı olarak Tip1' den Tip5' e kadar sınıflandırılmaktadır. Tip5 titanyum mekanik olarak en dayanıklı olandır (160). Alaşım; %6 alüminyum, %4 vanadyum, %0,25 demir, %0,2 oksijen ve %88-90 oranında titanyumdan oluşmaktadır. Titanyum-alüminyum-vanadyum (Ti-6Al-4V, Ti6Al4V veya Ti-6-4) alaşım, diğer metalik biyomateryaller ile karşılaştırıldığında, biyolojik açıdan uyumlu ve mekanik dayanımının yüksek olduğu bildirilmiştir. Titanyum alaşımının, ticari saf titanyuma göre birincil avantajının ise mekanik dayanımı olduğu belirtilmiştir(88).

2.3.3.2.3.2.Seramik dayanaklar

Günümüz diş hekimliği alanındaki yaşanan hızla yaşanan gelişmeler hastaların estetik ve fonksiyonel beklentilerini de artırmıştır. Özellikle tek diş eksiklikleri olmak üzere diş eksikliklerinde implant tedavisi birinci tercih haline gelmiştir. Giderek artan implant başarı oranı da bu tercihlerde etkili olmaktadır(161). CAD/CAM teknolojisinin diş hekimliğinde kullanım alanının artması ile yeni materyallerin işlenebilmesi kolaylaşmıştır. Bu sayede üretilen klasik protezlerin yerine daha başarılı protezlerin yapımı mümkün hale gelmiştir.(161)

İlk olarak 1993 yılında Nobel Biocare Firması CerAdapt isminde simante edilebilen sistemler için alüminyum oksit dayanak üretilmiştir (162-164). Wohlwend ve ark. 1997 yılında ilk zirkonya dayanağı üretmişlerdir(165). Ardından Sadoun ve ark. ilk kişisel cam infiltre edilmiş alümina-zirkonya dayanağı üretmiştir(166). İlk üretilen dayanaklar düz silindirik şekillerde üretilmişlerdir ve prepare edilmeleri gerekliydi.

Zirkonya dayanaklar seramik dayanaklar arasında en çok tercih edilenidir. İtiryum ile kısmen stabilize olan zirkonyalar, Glauser ve ark. tarafından titanyum dayanaklara alternatif olarak tanımlanmıştır. (167)Zirkonya dayanaklar tek parça olarak veya metal platformlu üretilebilmektedir. Metal platform ile üretilen zirkonya dayanaklar hibrit dayanaklar bölümünde anlatılacaktır.(168) Zirkonya dayanakların bükülme dayanımı 900-1400 Mpa, kırılma dayanımı 10 Mpa/m ve elastik modülü 210 Gpa'dır.(22, 169) Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunmaktadır. Klinik olarak kullanılabilen olan zirkonya tetragonal veya kübik formda olmalıdır. Zirkonyayı bu formda stabil olarak tutabilmek için magnezyum oksit (MgO), yttrium oksit(Y₂O₃), kalsiyum oksit (CaO) ve seryum oksit (Ce₂O₃) gibi çok sayıda farklı oksitler eklenebilmektedir. 1170°C'de tetragonal forma geçer. 2370°C'de ise kübik forma geçmektedir. Soğuma işlemi sırasında tetragonal faz-monoklinik faz değişimi gerçekleşmektedir. Bu değişim esnasında hacimde %3-5 hacim artışı gözlenmektedir. Bu hacim artışı sayesinde zirkonya da oluşan çatlakların ilerlemesi bir nebze de olsa engellenmektedir. Fakat bu faz değişimi nedeniyle zirkonyanın dayanıklılığı azalmaktadır.(17, 21) Zirkonyanın yüksek sertlik değerlerinden dolayı preparasyon işlemleri zordur. Ayrıca preparasyon işlemleri sırasında açığa çıkan ısı materyalin yapısında bozunmalara neden olabilir. Zirkonya sinterizasyonu sırasında boyutsal olarak küçülür. Oluşan bu boyut değişimi final restorasyon üretilirken iyi hesaplanmalıdır. Üretim yöntemleri çok hassasiyet gerektirir ve pahalıdır.(170)

2.3.3.2.3.3.Hibrit dayanaklar

İmplant destekli protezlerde dayanak materyali olarak geçmişten günümüze kadar 3 farklı materyal kullanılmıştır. Bunlar titanyum, alümina ve zirkonyadır.

Titanyum dayanaklar yüksek dayanıklılıkları nedeniyle 90' lı yılların başına kadar çokça kullanılmıştır. Titanyumun özellikle estetik eksiklikleri nedeniyle yeni materyaller arayışına gerek duyulmuştur.

Alümina dayanaklar 1991 yılında titanyum dayanaklara alternatif olarak Nobel Biocare firması tarafından Procera (CerAdapt®; Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)

sistemi kullanılarak üreilmeye başlanmıştır. Bu sayede doku uyumu iyi , korzyon potansiyeli düşük, göreceli olarak yüksek mekanik dirence sahip dayanaklar üretilmiştir.(171) Üretimlerindeki zorluklar ve çok fazla teknik hassasiyet gerektirmesi alümina içerikli dayanakların yaygınlaşmasını engellemiştir.

Zirkonya dayanaklar seramik dayanaklar arasında en çok tercih edilenidir. İtiryum ile kısmen stabilize olan zirkonyalar, Glauser ve ark. tarafından titanyum dayanaklara alternatif olarak tanımlanmıştır.(172) Zirkonya dayanaklar tek parça olarak veya metal platformlu üretilmektedir.(168)

Zirkonya sinterizasyonu sırasında boyutsal olarak küçülür. Öngörölmüş sinterizasyon büzölmesini kompanse edecek şekilde büyük işlenirler. Oluşan bu boyut değişimi final restorasyon üretilirken iyi hesaplanmalıdır.(169) Üretim yöntemleri çok hassasiyet gerektirir.(173) Bu nedenle üretici firmalar her blok için ayrı ısı genleşme katsayısı bildirmektedir. Ancak literatür incelendiği zaman aynı bloğun farklı geometrisindeki alanının sinterizasyon büzölmesi farklı olabilmektedir.(174)Alümüne ve zirkonya seramiklerin adeziv başarısı hala istenilen düzeye erişememiştir. İstenilen başarıyı sağlamak için tribokimyasal kaplama veya alüminyum oksit ile pürüzlendirme sonrası primer uygulanması gibi ön işlemlere ihtiyaç duyar. Bu ön işlemlere rağmen adezyonun görece olarak düşük olduğuna dair çalışmalar mevcuttur.(175, 176)

Dayanak materyali olarak kullanılan zirkonyanın bir çok avantajı bulunmasına rağmen dayanağın oturduğu implant platformuna zarar vermektedir. Boyun bölgesinde zirkonya dayanakta kırılmalar ve/veya implantın titanyum iç bölgesinde aşınmalar görülebilmektedir. (177) Bu kırık ve aşınmaların titanyum ve zirkonyanın sertlik farkından kaynaklandığının deneysel araştırmalarla kanıtlanmıştır. Bu mekanik komplikasyonun giderek yaygınlaşması sebebiyle üretici firmalar dayanak-implant bağlantısının yine titanyum bir parça ile sağlandığı ve bu titanyum parça üzerine zirkonya dayanağın oturtulduğu yeni bir sistem oluşturmuşlardır. Bu sisteme 'hibrit dayanak' denmekte ve titanyum dayanakların sağlamlığı ile çeşitli dayanak materyallerinin estetik özelliklerinin birleştirildiği bir tasarım olarak günümüzde tercih edilmektedir(177).

Hibrit dayanaklarda implantın içine giren internal kısım titanyumdan üretilmekte, protezin bağlantı bölgesi ise seçilecek materyale bağlı olarak üretilmiş olan parçaya oturmaktadır. Üretilmiş olan bu iki parça birbirine çeşitli yöntemlerle bağlanmaktadır(178). Bu sayede tek parça gibi hareket etmektedir.

İlk hibrit dayanak 2003 yılında üretilmiştir. Üretilen dayanakta dayanak vidası seramik ve metal yüzlerine baskı yaparak sıkıştırma yapmaktadır.(165)

Hibrit dayanakların dayanıklılık özelliklerinin tek parça zirkonya olanlara oranla daha fazla olduğunun görülmesiyle birlikte implant firmaları mevcut implant boyutlarına uygun olarak kullanılmak üzere 'Ti base' adını verdikleri titanyum dayanakları üretmeye başlamışlardır. Böylece çoğunlukla zirkonya dayanak tasarımının sisteme uygun titanyum platform üzerinde hazırlanması ve sistemin önerdiği birleştirme tekniklerinden biriyle tek parça halinde kullanılabilmesi sağlanmıştır.(178)

Hastaların estetik beklentilerinin artması ile hibrit dayanak kullanımı çok artmıştır. Estetik beklentinin artmasına bağlı olarak platform bağlanacak seramik materyalin estetik özelliklerini artırmak ve çeşitli seramik materyalleri kullanabilmek için çalışmalar yapılmaktadır.(178) Zirkonyanın sonradan reklendirilebilmesi veya diş renginde bloklardan kazınabilmesi sayesinde diş rengini taklit edebilecek dayanaklar üretilmiştir. Bu dayanaklara "shaded zirconia hybrid abutment" denilmektedir.

Zirkonya dayanakların bazı çalışmalarca yeterli estetiği sağlayamaması nedeniyle lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik materyalinden dayanak üretilme çalışmaları başlamıştır.(179) Lityum disilikat ile güçlendirilmiş ilk cam seramik dayanak materyali 2014 yılında Ivoclar Vivadent firması tarafından üretilmiştir. Bu sistemde üretilmiş bloklar ortası Ti-base ara parçasına uyumlu olacak şekilde delikli olarak tasarlanmışlardır.CAD/CAM kullanılarak tasarımı ve kazıma işlemi yapılır. Ti-base ara parçasına simante edilerek tek parça sistem haline getirilir.(178) Üretilen bloklar vakanın durumuna göre seçilebilmektedir. renk, translüsensi seçenekleri bulunmaktadır.

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik dayanaklar estetik özellikleri ve adeziv başarısı ile öne çıkmaktadır. Adeziv başarısı asitle pürüzlendirilebilmesine

bağlıdır. Adeziv sistemlerle simante edilen lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik dayanaklar üretilen restorasyon ile birlikte tek bir parça sistem gibi davranır. Yapılan çalışmalar, estetik bölgede yaklaşık 206N yük ve maksimum 290N çigneme kuvveti bildirmektedir(180). Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramiklerin ise kırılma dayanımı 400N' dur.(27) Bu haliyle lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik dayanakların estetik bölgede sıkıntı yaşamadan kullanılabileceği görülmektedir. Işık geçirgenliği zirkonyaya göre çok daha iyidir. Sonradan renklendirilmeye müsaittirler. Fakat diğer seramik dayanaklarda olduğu gibi posterior bölgede sınırlı endikasyona sahiptir.

Son yıllarda estetik seramik dayanak materyallerine alternatif olarak estetik polimer dayanak materyelleri geliştirilmiştir.

Polimerlerin uygulama, polisajlanabilme işlemleri kolaydır. Pahalı ekipmanlar gerektirmezler. Ağız ortamında stabildirler ve estetik beklentilere cevap verebilmektedirler.Şok absorpsiyonu ile kuvvet kırıcı rolü oynar.(181)

PEEK, keton ve eter fonksiyonel grupları ile birbirine bağlı aromatik temel yapı ve moleküler zincirden oluşan yüksek sıcaklık termoplastik polimerin yeni ailesi olan polyaryletherketone (PAEK) grubundan bir polimerdir. PEEK materyali aromatik, yarı kristal bir polimer olup ortopedi, oral ve maksillofasiyal cerrahi gibi farklı alanlarda implant materyali olarak kullanılmaktadır.(182)

PEEK, termoplastik kompozit bir polimer olup üstün mekanik ve kimyasal özelliklere sahiptir. Üstün biyouyumluluğu ve ideal mekanik özelliklerinden dolayı dental restorasyonlarda ve CAD-CAM ile alt yapıların üretiminde metal alt yapıli restorasyonlara alternatif olarak sunulmaktadır. PEEK; dayanaklar, sabit protez alt yapıları ve hassas tutucuları da içeren parsiyel protez alt yapı tasarımlarında kullanılmaktadır. Parsiyel protez alt yapılarında hastaya konfor sunar, dijital tasarım ile hastanın bireysel anatomisine uygun tasarımı gerçekleştirir, protez alt yapıları metal içermediği için ağızda metalik tat oluşturmaz, termal ya da elektriksel iletkenliğe sahip değildir, radyolusent görüntü verir, allerjen değildir, dayanıklı ve hafiftir. Aşınmaya karşı yüksek direnç gösterirler.(183) Bununla birlikte ötesinde termoplastik üretim işlemleri

nedeniyle artık monomer salınımı gerçekleşmemektedir. Yarı kristal özellikte olması nedeniyle ağız ortamında mekanik olarak stabil kalmaktadır.(182)

PEEK alt yapılar çiğneme sırasında şok emici özelliğe sahiptir. Kemik içi implant destekli sabit protetik restorasyonlarda doğal dişlerdekine benzer bir kuvvet absorpsiyon sistemi olmadığı için PEEK'in şok absorpsiyon yolu ile kuvvet kırıcılığı önem kazanmaktadır. Bu yüzden dayanak malzemesi olarak kullanılması önerilmektedir. Son yıllarda bazı firmalar PEEK'i erken veya geç yüklemelerde geçici dayanak malzemesi olarak önermektedir.

Sanayi uygulamaları, havacılık, otomotiv, elektronik, tıbbi ekipman(184), kimya, petrol, gıda ve içecek endüstrileri(22) de dahil olmak üzere birçok alanda kullanılan PEEK materyalinin mekanik özelliklerini geliştirmek için bir çok araştırma yapılmaktadır. Val ve ark. PEEK'i titanyum ile güçlendirilmiştir. Karbon, karbon fiber ve seramik ile güçlendirilmiş PEEK çeşitleri de bulunmaktadır.(185) Bu amaçla geliştirmeye açık bir malzeme olan PEEK'in daimi dayanak materyali olarak kullanılabileceği önerilmektedir.

PEEK esaslı ticari adı BioHPP (yüksek performanslı polimer) olan dental materyal Bredent (Senden, Germany) tarafından geliştirilmiştir. BioHPP kısmen kristal polimer matriks içerisinde 0,3-0,5 mm gren boyutundaki seramik doldurucuların eşit olarak dağılması ile oluşmaktadır. Doldurucuların tanecikleri iyi polisajlanabilme özelliğini sağlamaktadır. Bu materyal sabit dental protezler ve teleskopik parçalar gibi protetik restorasyonların üretiminde kullanılabilmektedir.(182)

Diş hekimliğinde kendine yeni yeni kendine kullanım alanı bulmaya başlayan BioHpp hareketli bölümlü protezlerde de kullanılabilmektedir. Muadili olan Cr-Co hareketli protezlere göre %27,5 daha hafiftir. Üretilen hareketli protezlerin kroşeleri destek dişlerdeki mine dokusuna ve destek dişlerdeki kronlara daha hassastır(186).

2.4.SİMANTASYON

Sabit protetik restorasyonlarda başarısızlık nedenlerinin araştırıldığı bir çalışmada yapılan restorasyonun desimantasyonu en önde gelen başarısızlık sebebi olarak bulunmuştur.(187)

Adeziv simantasyon klinik olarak karmaşık bir çok aşama içeren, rezin simanlar ile sağlanan, kontaminasyona çok hassas bir aşamadır.(188)

Ara safhalarında yıkama işlemi uygulanan simantasyon prosedürleri günümüzde altın standart olarak sunulmaktadır. Fakat işlem basamakları arasında hekim hatasına bağlı olarak başarısızlık ihtimali sistemin hassasiyeti neticesinde yüksektir.(189, 190)

Konvansiyonel simanların uygulama kolaylığı ve rezin simanların üstün mekanik özellikleri ile estetik başarısının birleştirilmesi ile self adeziv rezin simanlar geliştirilmesi amaçlanmıştır. Self adeziv rezin simanlar uygulama kolaylığı ve klinik olarak tatmin edici sonuçları neticesinde sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır.

Tam seramik restorasyonların simantasyonu yapılan restorasyonun prognozu açısından önem teşkil etmektedir. Polikristalin seramik olan zirkonya konvansiyonel olarak çinko fosfat siman veya modifiye cam iyonomer siman gibi simanlarla da simante edilebilir. Fakat marjinal bölgedeki açıklıkları daha iyi kapatmaları, tutuculuklarının daha iyi olması, çözünürlüğünün daha az olması ve restorasyona kırılmaya karşı direnç sağladığı için rezin yapıştırma simanlarının kullanımı yaygınlaşmıştır. Bunların yanında konvansiyonel simanlara göre sınırlı da olsa renk seçebilme özelliği estetik başarısında artmasını sağlamıştır.

Tam seramiklerin simantasyon başarısını artırmak için seramik yüzeyine mekanik, kimyasal ve her ikisinin kombinasyonu olacak şekilde bazı işlemler uygulanabilir.

2.4.1.MEKANİK YÜZEY İŞLEMLERİ

Cam faza sahip seramiklerin iç yüzeyi %2.5-10 oranındaki hidroflorik asit ile 1 ila 3 dakika arası asitlenebilir. Böylece porselenin iç yüzeyinde çok sayıda düzensiz

gözenek meydana gelir. Bu sayede porselen ile rezin siman arasındaki bağlantı artırılabilir.(191)

Kumlama yöntemi günümüzde dental kliniklerde en çok tercih edilen mekanik yüzey işlemlerinden biridir. Kumlama ile yüzeydeki oksitler ve kontamine tabakalar uzaklaştırılır. Temiz bir yüzey elde edilir. Bu sırada yüzey pürüzlülüğü de artırılmış olur. Yüzey pürüzlülüğünün artması ıslanabilirliği artırır ve rezin simanın daha iyi bağlanmasını sağlar.(192) Kumlama işlemi için çoğunlukla 110 μ ' luk Al_2O_3 tanecikleri kullanılır.(193)

Elmas döner aletler ile klinik ortamında seramik iç yüzeyinde pürüzlendirme işlemi yapılabilir. Fakat yapılan çalışmalar göstermiştir ki döner aletler pürüzlendirmeden ziyade keskin yüzeyler oluşturmaktadır. Bu keskin yüzeyler seramiğin içerisinde stres birikimine neden olmakta ve seramiğin zayıflamasına neden olmaktadır.(194)

Son yıllarda teknolojinin gelişmesi ile birlikte seramik iç yüzeyini pürüzlendirmek için lazerler ve plazma cihazları da kullanılmaktadır. Lazerler ablasyon denilen mikropatlamalar ile yüzeyde mikro gözenek oluştururken plazma cihazları kısmen iyonize edilmiş gaz ile yüzey özelliklerini değiştirmektedir.(195)

2.4.2.KİMYASAL YÜZEY İŞLEMLERİ

Rezin siman ile seramiklerin kimyasal bağlantısını artıran ara işleme silanizasyon, kullanılan ajana ise silan denir.(20) Silan molekülü iki ucu olan bir yapıya sahiptir. Hidroksil grubu ile seramiğe diğer fonksiyonel grup ile rezine bağlanır.(196)

2.4.3.MEKANİK VE KİMYASAL YÜZEY İŞLEMLERİ

Seramik iç yüzeyini silika ile kaplama işlemine tribokimyasal kaplama denir. İç yüzeyi silika kaplanan restorasyon silan ile daha iyi kimyasal bağ kurabilecek hale gelir. Klinik ortamda en çok kullanılan tribokimyasal kaplama sistemi Cojet adlı sistemdir.(192)

Zirkonyum dioksik içerikli tam seramiklerin simantasyonu cam faz içeren tam seramiklere nazaran daha zordur. Silanizasyon işlemi ve yüzey asitleme işlemleri tek başlarına yeterli olmamaktadır. Günümüzde zirkonyum dioksit içerikli seramiklerin simantasyon başarısını artırmaya yönelik bir çok çalışma vardır.

2.5.YORMA VE MAKANİK TESTLER

2.5.1.YORMA

Dental restorasyonların uzun süreli kullanım sonucu performanslarının ve sağ kalım oranlarının değerlendirilmesi gereklidir. Bu değerlendirme ağız ortamına en yakın ortamda yapılmalıdır. Ancak bu şekilde gerçeğe yakın veriler elde edilebilir ve materyallerin gelişmesi sağlanabilir. Ağız ortamı çok fazla değişkeni ve bu değişkenlerin çok fazla değişimini içerir. Tekrarlayan ve değişen kuvvetlerde yükleme, ısı ve ph değişimleri olmaktadır. Bu değişkenler gün içerisinde anlık olarak bile çok değişmektedir.(197) Üretilen restorasyonlar ve protezlerde kırıklar oluşabilmektedir. Bu kırık öncesi genelde kullanıma bağlı olarak materyalde yorulma oluşur ve buna bağlı olarak kırıklar oluşur.(198)

Klinik olarak tasarlanan bir çalışmanın öncesinde ağız ortamını yansıtan çiğneme simülatörü denilen cihazlardan yararlanılmaktadır. Çiğneme simülatörleri ile oluşturulan in vitro çalışmalar, standartları sağlamanın kimi zaman imkansız ve etik izinlerinin zor sağlandığı in vivo çalışmalara göre çok daha çabuk, kolay ve ucuz hale gelebilmiştir.(30) Çoğu çiğneme simülatörü ile okluzal veya insizal yüze yükleme yaparken ağız ortamını taklit etmek amacıyla sıcaklık ve nem ortamında da değişiklikler yapılmaktadır.(199)

Dental materyalin yorulmaya bağlı olarak gösterdiği kırılma dayanımı, materyalin ömrü ile ilişkili olmaktadır. Tam protezler, hareketli bölümlü protezler gibi hareketli protezler; implant destekli sabit protezler, köprüler gibi sabit protezler gün içerisinde bir çok kez tekrarlayan kuvvetlere maruz kalmaktadır. Bu kuvvet döngüsü bir yılda ortalama 300.000 civarındadır.(200)

Bilgisayar ortamında kontrol edilebilen ve iki ekseninde hareket edebilen çiğneme simülatörleri vardır. Bu simülatörler dikey yönde oklüzal yükleri simüle ederken yatay yönde de çiğnem hareketlerini taklit edebilirler. Yatay yöndeki hareketin miktarının ayarlanabilmesi için bilgisayar kontrolü şarttır. Yapılan literature araştırmalarına göre 240.000 adet döngü bir yıllık klinik kullanıma denk gelmektedir.(30, 201)

Günümüz teknolojinin gelişmesine bağlı olarak çiğneme simülatörleri de belirli bir gelişme göstermiştir. Yatay yönde de hareket edebilenleri olmasına rağmen hala yeterli değildir.(202) Uzun dönemde oklüzal baskı uygulayan ucun restorasyonu aşındırmasına bağlı olarak temas kesilebilmekte ve uygulayıcı kişi bunu farkedememektedir. Ayrıca ağız ortamında çiğneme kuvvetleri hep aynı frekans ve kuvvette değildir. Bu gibi eksiklikleri olmasına rağmen çiğneme simülatörleri günümüzde aktif olarak kullanılmakta ve materyal sağ kalımı hakkında önemli bilgiler vermektedir.(203)

2.5.2.MEKANİK TESTLER

Mekanik testler dental materyallerin uzun dönemde gerçek hayatta ne gibi sonuçlar ile karşılaşacağımız hakkında ön bilgi verebilmektedir. Bu işlemi yaparken zamandan, iş gücünden ve maliyetten tasarruf ettirmektedir. Yapılan bu testler dinamik, statik veya döngüsel olarak tercih edilebilmektedir(204). Laboratuvar ortamında yapılan ve yükleme sırasında oluşan başarısızlığın esas alındığı testler hızlı sonuç verir. Tek bir değişkenin değerlendirilmesine bağlı olarak en doğru sonucu verir. Karşılaştırılan değişkenlerin kolayca karşılaştırılabilmesini sağlar(205). Yapılan bu test çeşitlerinin birbirinin üzerinde avantaj veya dezavantajlarının ne olduğuna dair kesin bir bulgu yoktur.

2.5.2.1. Kırılma testleri

Herhangi bir malzemenin kuvvet altında oluşan gerilmeye bağlı olarak iki veya daha fazla parçaya ayrılmasına kırılma denir. Özellikle diş hekimliğinde kullanılan

seramiklerin dirençlerini en iyi ölçen testler kırılma testleridir. Kuvvet uygulanan bir cismin kırılma anındaki stres miktarı kırma dayanımı olarak tanımlanabilmektedir. Test esnasında oluşan strese bağlı olarak oluşan çatlak ilerler ve büyür. Test edilen malzemenin bu çatlığa karşı gösterdiği dirence kırılma tokluğu denir(206).

2.5.2.2. Bükülme testleri

Herhangi bir malzemenin iki ucu desteklenerek üç ya da dört noktadan kuvvet uygulanır. Malzemede bu kuvvet uygulama sırasında bükülme gerilmesi oluşur. Oluşan bu stres sonucunda örneğin kırılma öncesi dayanabileceği maksimum gerilme kuvveti ölçülür. Bu kuvvet malzemenin bükülme dayanımını ifade eder(207).

Malzemenin incelenbilmesi için bir çok bükülme testi uygulanabilmektedir. Yapılacak olan bükülme testi çeşidi örneklerin üretilme şekline , üretim zorluğuna bağlı olarak değişmektedir. Sıklıkla uygulanan bükülme testleri üç nokta eğme testleri, dört nokta eğme testleri, biaksiyel bükme testleri (iki eksenli bükülme testleri), biaksiyel bükme testleri, çember üzerine çember (ring on ring), çember üzerine top (ball onring), üç top üzerine piston (piston on three balls)' dir(207).

2.5.2.3. Çekme testleri

Bir cismi uzatmak için uygulanan kuvvetin yarattığı deformasyona karşı oluşan kuvvete çekme gerilimi denmektedir. Bu yöntem genellikle iki cismin birbiri ile olan bağlantısını test etmek amacıyla kullanılmaktadır. Genelde diş hekimliğinde alt yapı ile üst yapının birbiri ile olan bağlantı kuvveti değerlendirilmek amacıyla kullanılır. Bu test yönteminin en büyük dezavantajı örnekleri oluşturmaktaki güçlütür. Üretilen örneklerin çok küçük olarak hazırlandığı durumlarda teste mikro makaslama testi de denilmektedir(207).

2.6. STRES ANALİZİ YÖNTEMLERİ

Kişilerin restorasyonu olsun veya olmasın dişleri belirli streslere maruz kalır. Dişler restore edilmiş ise restorasyon materyali de belirli bir strese maruz kalır. Ortaya çıkan bu streslerin dağılımının ve değerlerinin ölçülmesi yapılan restorasyonun sağ kalımı ve üretilecek olan yeni materyallerin geliştirilmesi için çok önemlidir.(208) Canlı organizmalar üzerinde bu kuvvetlerin saptanması çok zor hatta bazı durumlarda imkansızdır. Böyle durumlarda in vitro çalışmalar yapılmaktadır.(209) Bu nedenle canlı dokuların modellerinin oluşturulduğu ve bu modellerde kuvvetlerin analizlerinin yapılması gerekliliği ortaya çıkmıştır. Bunun için çeşitli kuvvet analiz yöntemleri vardır. Bu yöntemler şunlardır:(210)

- Gerilim ölçer yöntemi
- Kırılgan vernik tekniği
- Fotoelastik yöntem
- Lazer ışıklı yöntem
- Holografik interferometre ile analiz yöntemi
- Sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemi' dir.

Sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemi canlı dokularda dahil olmak üzere her türlü ortamda kullanılabilir. Stres (gerilim) ve gerinim (strain) ölçümlerini matematiksel olarak ifade edebilir.

Üretilecek olan sistemin gerçeğe uygun matematiksel modeli bilgisayar ortamında üretilir. Bu yöntem bir nevi gerçeğin bilgisayar ortamında taklit edilmesidir. Bu yöntemin uygulanması sırasında çok fazla sayıda işlem yapıldığından bilgisayar kullanımı şarttır.(211) Kullanılan bilgisayar sayesinde oluşturulan modelde stres bölgeleri ve şiddet dağılımları incelenmektedir.(209)

SESA' nın ilk kullanımı 1960' lı yıllara dayanmaktadır. Havacılık ve uzay mühendisliğinde kullanımına başlanan SESA günümüzde otomotiv sektörü, biyomedikal, elektromanyetik, hidrolik ve nükleer enerji mühendisliği gibi alanlarda da kullanılmaktadır.

SESA' yı diş hekimliğinde ilk kez 1960'lı yılların sonunda Ledney ve Huang'ın bir diş matematiksel olarak oluşturması ile kullanılmıştır. 1976 yılında Weinstein ve ark. (212) bir çalışmada dental implantların çevresindeki kuvvet dağılımlarını incelemiştir. Weinstein ve ark. çalışmasının ardından SESA kullanımı diş hekimliği alanında hızlıca artmıştır.

Dental materyaller belirli bir geometriye sahip değildirler. Bu yüzden bu tarz ürünlerin analizlerini yapmak oldukça zordur. SESA bu tarz materyallerin analizlerini kolayca yapılabilmesine olanak verir. Bu yöntemde analiz isteğe göre tek, iki veya üç boyutta yapılabilir. Üretilecek olan obje küçük parçalardan birleştirilerek bir bütün haline getirilir. Böylece analiz daha kolay bir şekilde yapılabilir. Yani SESA parçadan bütüne gitme prensibine dayanır.(213)

Sonlu eleman stres analizi yönteminin belirli avantaj ve dezavantajları da bulunmaktadır. SESA' nın avantajları

-Üretilecek olan nesne ve uygulanacak olan değişkenler bilgisayar ortamında üretildiği için değişiklik yapmak kolaydır.

-Oldukça karmaşık, belirli bir geometriye sahip olmayan, delikli veya köklere sahip cisimler incelenebilmektedir.

-Üretilecek olan neden ve sonuçlar yapının en küçük yapısından başlayarak üretilir. Böylece sonuçlar basite indirgenerek daha kolay analiz edilebilir.

-Üretilecek olan nesnenin sınır şartları oldukça kolay uygulanır.

-Birçok yöntemle göre daha hızlı bir yöntemdir.

SESA' nın dezavantajları ise şöyledir:

-Analizin yapılacağı programın maliyeti yüksektir. Ayrıca bu programı çalıştırabilecek bilgisayarların donanımları pahalıdır.

-Kullanılacak olan yazılımın sürekli güncel tutulması gerekmektedir.

-Programı kullanacak kişi konusunda bilgili olmalıdır.(214)

SESA yöntemi temel olarak üç aşamada ilerler.

1)Üretilecek olan ürünün modellenmesi ve elemanlara bölünmesi:

Üretilecek olan ürün boyut, şekil ve geometrisine bağlı olarak belirli elemanlara bölünür. Buna matematiksel modelleme denir. Üretilen bu model bir ağ yapısındadır. Bu ağ yapısına mesh denir.(215)

Hazırlanmış olan model olabilen en fazla sayıda elemana bölünür. Bu bölme işlemi ne kadar fazla olursa sonuçta yapılacak olan analiz o kadar detaylı olur. Bu bölme işlemi sırasında bölünen parçalar tek boyutlu (çizgi), iki boyutlu (üçgenler, dörtgenler) veya üç boyutlu (piramit, küp) olabilir. Bölme işlemi sonucunda açığa çıkan cisimcikler belirli yerlerde birbirlerine temas ederler. Bu temas noktalarına düğüm (node) denir.(215, 216)

2)Analiz verilerinin girilmesi:

Bu safhada modellemesi yapılmış olan ürünün özellikleri yazılıma işlenir. Materyallerin poisson oranları, young modülü, genleşme katsayısı, termal iletkenlik gibi değerleri yazılıma girilir.(217)

3)Analizin yapılması:

Analiz yapılırken alt yapılar analiz edilerek bütüne ulaşılır. Elde edilen stres değerleri matematiksel değerlerdir ve bu değerler doğru olmayabilir. Fakat elde edilen bu değerler sayesinde stresin hangi noktada yoğunlaştığı bulunabilir.(218)

SESA diş hekimliğinde biręok b6l6mde kullanılmaya başlanmıştır.Dental materyallerin değerlendirilmesi, cerrahi ęalıřmalarda maksilla ve mandibulanın değerlendirilmesi, ortodontide apereylerin değerlendirilmesi, k6k kanalları ve k6k kanal dolgu malzemelerinin değerlendirilmesi gibi.



3.GEREÇ-YÖNTEM

Bu çalışmada günümüzde kullanılan estetik implant dayanaklarının dayanımları ve stres birikim bölgeleri araştırıldı. Bu amaç doğrultusunda üretilen örnekler önce termal siklus ve mekanik çiğneme simülatörü ile yorma işlemine tabi tutuldu. Ardından kırılma testleri uygulandı. Mekanik yorma işlemi ile kırılma testleri İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde yapıldı. Çıkan sonuçların değerlendirilmesi için İzmir Katip Çelebi Üniversitesi İstatistik AD. ile ortak çalışıldı.

3.1.GRUPLARIN OLUŞTURULMASI

Çalışmamızda kullanılmak üzere toplam 50 örnek üretim yöntemine göre 5 grup olacak şekilde üretilmiştir. Üretilen örneklerin tümü mekanik yorma işlemlerine tabi tutulmuştur. Yorma işlemleri biten tüm örnekler 45° açı ile universal kırma cihazı ile kırılmıştır. Çıkan kırılma değerleri ve kırık tipleri kayıt edilmiştir.

Grup	Grup Adı	Örnek Sayısı	Dayanak Materyali	Kron Materyali
1	Tiz	10	Titanyum	Şeffaf zirkonyum oksit
2	Hzz	10	Ti-Base+Zirkonyum oksit	Şeffaf zirkonyum oksit
3	Hlz	10	Ti-Base+Lityum disilikat	Şeffaf zirkonyum oksit
4	Hbz	10	Ti-Base+Bio-HPP	Şeffaf zirkonyum oksit
5	Hbk	10	Ti-Base+Bio-HPP	Kompozit

Tablo 1: Oluşturulan gruplar

3.2.KULLANILAN MATERYALLER

Çalışmamızda, platform switch özellikleri taşıyan, titanyum alaşımdan üretilmiş olan, 5 mm çapında ve 13 mm uzunluğunda Astra Tech (Osseospeed Tx, Dentsply Sirona, Almanya) implantlar tercih edilmiştir. Kullanılan implantlara uygun Tibase ara parçalar ilgili firmanın kataloğundan seçilmiştir. Bu amaçla Dentsply Sirona firmasında AT OS 4.5/5.0 L kodlu Tibase ara parçalar kullanılmıştır. Altın standart grup için titanyum alaşımdan dayanaklar üretilmiştir. (İmplant Dental Lab., İzmir) Lityum disilikat ile güçlendirilmiş hibrit dayanaklar için e-max delikli Cad bloklar (İvoclar Vivadent, Lihtenştayn) kullanılmıştır. E-max delikli Cad bloklar Cerec MC-XL (Dentsply Sirona, Almanya) cihazı ile kazanılmıştır. Zirkonya hibrit dayanaklar için İncoris ZI Meso L F0.5 bloklar (Dentsply Sirona, Almanya) kullanılmıştır. Zirkonya delikli bloklar Cerec MC-XL (Dentsply Sirona, Almanya) cihazı ile kazanılmıştır. İki hibrit grupta da Tibase ara parçaları üst seramik parçalara simante edebilmek için Multilink Hybrid Abutment kendiliğinden sertleşen rezin siman (İvoclar Vivadent, Lihtenştayn) ile tüm yüzeylerde kullanılabilen yüzey hazırlayıcı ajan olan Monobond N (İvoclar Vivadent, Lihtenştayn) kullanılmıştır.

Kalan iki grupta seramik ile güçlendirilmiş, PEEK temelli, güçlendirilmiş yüksek performanslı polimer olan BioHPP (Bredent, Almanya) kullanılmıştır. Tibase ara parçasına simantasyon için hem intra oral hemde ekstra oral kullanılabilen bir siman olan DTK-Adhesive (Bredent, Almanya) ve Bio-HPP' ye uygun olan yüzey şartlandırıcı Visio.link (Bredent, Almanya) kullanılmıştır ile Mxz Primer (Bredent, Almanya) kullanılmıştır.

İlk dört grup için kronlar çok kademeli renk geçişine sahip olan, tek tabaka zirkonya olan Katana ML (Kuraray Noritake, Japonya) 14mm bloktan üretilmiştir.(Özel Dİ Freze Teknik Diş Protez Lab., İzmir) Üretilen kronlar ilk üç grupta Calibra Self Adhesive rezin siman (Dentsply Sirona, Almanya) ile simante edilirken dördüncü grupta hem intra oral hemde ekstra oral kullanılabilen bir siman olan DTK-Adhesive (Bredent, Almanya) kullanılmıştır. Son grupta üretilmiş olan kronlar sertifikalı bir teknisyen tarafından kompozit materyalinden Crea.lign (Bredent,

Almanya), diğer grupların aynısı olacak şekilde üretilmiştir. Kullanılan malzemeler tabloda gösterilmiştir.

Malzeme	Üretici firma	İçerik
Standart Titanyum dayanak	İmplant Dental Lab., İzmir	Titanyum
IPS e-max CAD abutment	Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn	SiO ₂ , Li ₂ O ₂ , K ₂ O, MgO, Al ₂ O ₃ , P ₂ O ₅ ve diğer oksitler
İncoris ZI Meso L F0.5	Dentsply Sirona, Almanya	ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃ ≥ %99, Al ₂ O ₃ ve diğer oksitler
Bio-HPP	Bredent, Almanya	0.3 to 0.5 µm boyutlarında %20 oranında seramik doldurucu içeren PEEK
DTK Adhesive	Bredent, Almanya	-
Visio.link	Bredent, Almanya	PETIA, MMA, dimetakrilat, foto başlatıcılar
Calibra Self adeziv rezin siman	Dentsply Sirona, Almanya	Üretan Dimetakrilat; Di- ve Tri-Metakrilat rezin; Fosforik asitle modifiye edilmiş akrilat rezin; BaryumBorlu FlorluAluminoSilikat Cam; Organik Peroksit Başlatıcı; kaforokinon (CQ) Fotobaşlatıcı; Fosfen Oksit Fotoinişyatör; Hızlandırıcılar; Butilat Hidroksi Toluen; UV Stabilizer; Titanyum dioksit; Demir oksit; Hidrofobik Amorf Silikon Dioksit İnorganik dolgu maddesinin partikülleri 16nm ila 7µm arasında değişir, ortalama partikül boyutu 3.8µm, toplam dolgu hacmi hacimce % 48.7'dir.
Multilink Hybrid Abutment	Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn	Dimetakrilat, HEMA, doldurucular (barium cam, ytterbium trifluorid, sferoid karışım oksitleri ve titanyum dioksit)
Monobond-N	IvoclarVivadent, Lihtenştayn	Silan metakrilat, fosforik asit metakrilat, sülfid metakrilatın alkol çözeltisi
Mkz Primer	Bredent, Almanya	-

Crea.lign	Bredent, Almanya	-
Bisco Porcelain Etchant	Bisco, Amerika	Hidroflorik asit
AT OS 4.5/5.0 L Tibase	Dentsply Sirona, Almanya	
Katana ML	Kuraray Noritake, Japonya	ZrO ₂ , Y ₂ O ₃

Tablo 2: Çalışmada kullanılan malzemeler

3.3.ÖRNEKLERİN ÜRETİLMESİ

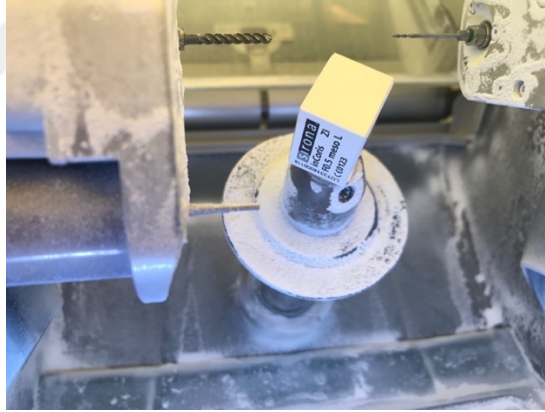
Standart bir dayanak elde edebilmek için fantom dişler maksiler arkı taklit edecek şekilde, sağ kanin diş eksik olarak putty kıvamlı c silikon ölçü malzemesine dizildi. Eksik kalan yere kullanılan sistemle uygun olan analog parçası yerleştirildi ve diş eti profili önceden tur motoru ile ayarlanmış olan kanin dişi yerleştirildi. Silikon ve yan arktaki dişler ile olan uyumu kontrol edildi. Dizimi sağlanmış olan kanin dişi arktan alınıp analogta tibase ve tarama parçası takılarak diş eti profilinin ve implantın uzaydaki üç boyutlu ölçüsü Cerec ağız içi tarayıcı (Cerec Primescan, Dentsply Sirona, Almanya) ile tarandı. Ardından tarama parçası ve tibase çıkarılıp kole kısmı modifiye edilmiş olan plastik kanin diş arktaki yerine yerleştirildi. Arktaki tüm dişler yerindeyken model bir kez daha Cerec ağız içi tarayıcı ile tarandı. Böylece taranmış ortama uygun diş için kaynak hazırlanmış oldu. Üretilecek olan kron ve dayanağın tasarımı Cerec SW (Dentsply Sirona, Almanya) ile yapıldı. Sonuç tasarımı dişeti çıkış profili iç bükey olan dayanak ve bu dayanağa birebir uygun olan kanin diş elde edilmiş oldu.

İmplantlar standart poliüretan kalıplara, boyun kısmı 1 mm açıktaki kalacak şekilde gömüldü.



Resim 1: Dayanakların CAD/CAM cihazında tasarımlarının yapılması

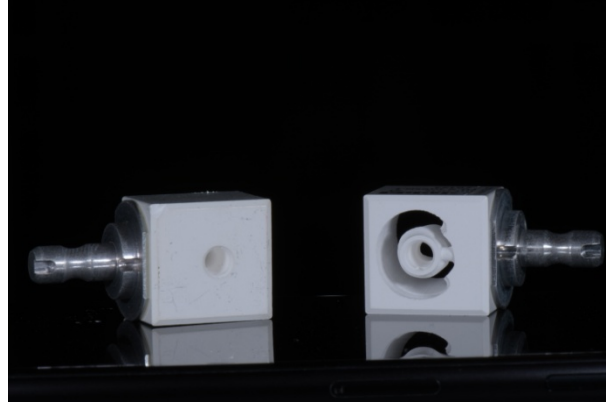
Çalışmamızda üretilmiş olan hibrit lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik grubu (Hlz) ve hibrit zirkonya (Hzz) gruplarındaki dayanaklar tablolarında da belirtildiği şekilde sırasıyla IPS e-max CAD abutment ve Incoris ZI Meso L F0.5 bloklardan Cerec MC-XL (Dentsply Sirona, Almanya) cihazı ile kazındı.



Resim 2: Cerec MC-XL cihazı ile Incoris ZI Meso L F0.5 blokların kazınması



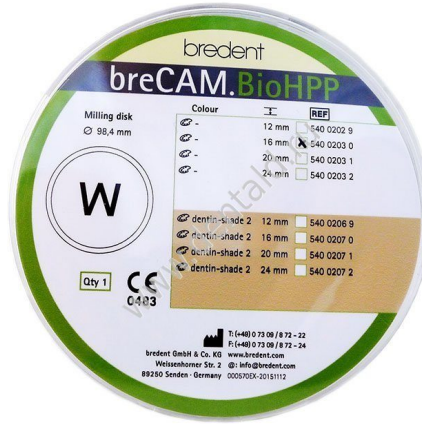
Resim 3: Ti-base, Ti-base vidası ve dayanağın E.max delikli CAD bloktan kazınmış hali



Resim 4: İncoris ZI Meso L F0.5 delikli CAD blok ve dayanağın kazınmış hali

Altın standart olarak kullanılan titanyum grup için Cerec MC-XL cihazından üretilen örnekler referans teşkil etti. Üretilen örneklerden bir tanesi laboratuvar tipi tarayıcı olan Dental Wings 7 Series (Dental - Wings, Kanada) ile tarandı. Yapılan taramanın birebir kopyası titanyumdan Exocad programı (Exocad GmbH, Almanya) ile üretildi (İmplant Dental Lab., İzmir).

Hbz ve Hbk gruplarında kullanılan Bio-HPP dayanak yapıları Tiz grubuna benzer olarak laboratuvarda taranan referans örnekten, laboratuvar tipi kazıyıcılar kullanılarak kazınarak üretildi.



Resim 5: Kazınmaya hazır BioHPP disk



Resim 6: BioHPP diskten dayanaklar kazındıktan sonra



Resim 7: BioHPP diskten kazınmış dayanak ve Ti-base

TiAT OS 4.5/5.0 L tibaseler implantlara vidalandı ve vida girişleri mum ile kapatıldı. Tibase' ler üreticinin önerdiği şekilde 50 μ büyüklüğünde alüminyum oksit kum partikülleri ile 2 bar basınç altında, 15mm mesafeden 20 saniye boyunca kumlandı. Kumlama işleminden sonra tibase ve implant kompleksi ultrasonik temizleme cihazında %80 etil alkol içerisinde 10 dakika temizlendi. Hava su spreyi ile tamamen kurutuldu.

Hlz ve Hzz grupları için kurutulan tibaselere Monobond N bir tabaka halinde uygulandı ve 60 saniye boyunca reaksiyona girmesi için beklendi. Reaksiyona girme sürecinden sonra kalıntılar su ve yağ içermeyen hava ile kurutuldu.

Hbz ve Hbk grupları için kurutulmuş tibaselere fırça ile tek tabaka halinde Mxz Primer uygulandı ve 60 saniye boyunca reaksiyona girmesi için beklendi. Reaksiyona girme sürecinden sonra kalıntılar su ve yağ içermeyen hava ile kurutuldu.

Üretilen zirkonya dayanak yapıları üreticinin önerdiği şekilde sinter fırınında sinte edildi ve final boyutlarını ve dayanımlarını kazanması sağlandı. Ardından 50µ büyüklüğünde alüminyum oksit kum partikülleri ile 2 bar basınç altında, 15mm mesafeden 20 saniye boyunca kumlandı. Kumlama işleminden sonra zirkonya dayanak yapıları ultrasonik temizleme cihazında %80 etil alkol içerisinde 10 dakika temizlendi. Hava su spreyi ile tamamen kurutuldu. Kurutulmuş zirkonya dayanak yapılarına Monobond N bir tabaka halinde uygulandı ve 60 saniye boyunca reaksiyona girmesi için beklendi. Reaksiyona girme sürecinden sonra kalıntılar su ve yağ içermeyen hava ile kurutuldu.

Üretilen lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik dayanak yapıları 20 saniye boyunca %5'lik hidroflorik asit ile pürüzlendirildi. Ardından, bonding yüzeyi akar su altında iyice durulandı ve yağ içermeyen, kuru hava ile kurutuldu. Kurutulmuş lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik dayanak yapılarına Monobond N bir tabaka halinde uygulandı ve 60 saniye boyunca reaksiyona girmesi için beklendi. Reaksiyona girme sürecinden sonra kalıntılar su ve yağ içermeyen hava ile kurutuldu.

Bio-HPP dayanak yapıları üreticinin önerdiği şekilde 110µ büyüklüğünde alüminyum oksit kum partikülleri ile 3 bar basınç altında, 15mm mesafeden 20 saniye boyunca kumlandı. Kalan artıklar alkol ve bir fırça yardımıyla temizlendi. Hava su spreyi ile tamamen kurutuldu.

Hlz ve Hzz grupları için temizlenmiş ve koşullandırılmış bileşenler (Tibaseler, zirkonya ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik dayanak yapıları) simantasyon işlemi için rahat erişilebilecek, temiz bir ortama alındı. Tibase üzerine ince bir tabaka halinde Multilink Hybrid Abutment siman uygulandı. Ardından üst dayanak yapısı anti rotasyonel oluğa dikkat edilerek oturtuldu. Doğruluk kontrol edildikten sonra yapılar 5 saniye boyunca birbirine iyice bastırıldı sonrasında normal parmak basıncı ile yerinde tutulmaya devam edildi. Bu sırada fazlalık simanlar temizlendi ve vida giriş deliğine siman kaçmamasına dikkat edildi.



Resim 8: E.max delikli CAD bloktan kazınmış dayanak ve monolitik zirkonyadan kazınmış kron

Hbz ve Hbk grupları için temizlenmiş ve koşullandırılmış bileşenler (Tibaseler, Bio-Hpp dayanak yapıları) simantasyon işlemi için rahat erişilebilecek, temiz bir ortama alındı. Tibase üzerine ince bir tabaka halinde DTK adhezive siman uygulandı. Ardından üst dayanak yapısı anti rotasyonel oluğa dikkat edilerek oturtuldu. Doğruluk kontrol edildikten sonra yapılar 5 saniye boyunca birbirine iyice bastırıldı. Bu sırada fazlalık simanlar temizlendi ve vida giriş deliğine siman kaçmamasına dikkat edildi. Sonrasında normal parmak basıncı ile yerinde tutulmaya devam edilirken üreticinin önerdiği şekilde 180 saniye boyunca ışınlandı.

Birbirinin aynısı 50 adet dayanak üretildikten sonra 8mm genişliğinde 11mm yüksekliğinde 40 adet monolitik zirkonya kron Exocad programı ile tasarlandı. Tasarlanan kronlar Katana ML zirkonya 14mm kalınlığındaki diskten laboratuvar tipi kazıyıcılar kullanılarak kazındı.

3.4.ÖRNEKLERİN SİMANTASYONU

Tiz, Hez ve Hzz gruplarında simantasyon işlemi için Calibra Self adeziv rezin siman kullanıldı. Simantasyon işleminden önce zirkonya kronların iç yüzeyleri üreticinin önerdiği şekilde 50µ büyüklüğünde alüminyum oksit kum partikülleri ile 2 bar basınç altında, 15mm mesafeden 20 saniye boyunca kumlandı. Kumlama işleminden sonra zirkonya dayanak yapıları ultrasonik temizleme cihazında %80 etil

alkol içerisinde 10 dakika temizlendi. Ardından zirkonya kronları simante etmek için herhangi bir ara asitleme ve bonding işlemine ihtiyaç duymayan ve dual cure sertleşen için Calibra Self adeziv rezin simanla üretici firmanın talimatları doğrultusunda, 3 saniye ön ışınlama yapıldı. Ön ışınlama sonrasında taşan fazlalık simanlar temizlendi. Sonrasında 45 saniye boyunca ışınlanarak simantasyon işlemi tamamlandı. Bu işlemler bu 3 grupta 10' ar kez tekrarlandı.

Hbz grubunda simantasyon işlemi için DTK Adhesive rezin siman kullanıldı. Simantasyon işleminden önce zirkonya kronların iç yüzeyleri üreticinin önerdiği şekilde 50µ büyüklüğünde alüminyum oksit kum partikülleri ile 2 bar basınç altında, 15mm mesafeden 20 saniye boyunca kumlandı. Kumlama işleminden sonra zirkonya dayanak yapıları ultrasonik temizleme cihazında %80 etil alkol içerisinde 10 dakika temizlendi. Üretilen dayanaklara Visio.link tek tabaka halinde uygulandı. Üreticinin talimatlarına uyarak 90 saniye boyunca ışınlandı. Ardından zirkonya kronları simante etmek için DTK Adhesive rezin siman ile üretici firmanın talimatları doğrultusunda 180 saniye ışınlanarak simantasyon işlemi tamamlandı. Bu işlem bu grup için 10 kere tekrarlandı.

Hbk grubunda kronlar sertifikalı bir teknisyen tarafından, direkt dayanağın üzerine kompozitten Crea.lign (Bredent, Almanya) üretilmiştir. Kronların üretim işleminden önce Visio.link dayanaklara tek tabaka halinde uygulandı. Üreticinin talimatlarına uyarak 90 saniye boyunca ışınlandı. Ardından referans olması için diğer gruplarda üretilmiş olan herhangi bir kronun şeffaf plak yardımıyla birebir kopyası olacak şekilde negatifi üretildi. Bu sayede Hbk grubundaki dayanakların içine oturabileceği bir taban oluşturulmuş oldu. Şeffaf plağın içine kompozitin yapışmaması için izolasyon malzemesi sürüldü. Kompozit materyali tabakalama tekniğine uygun olacak şekilde parça parça dayanağa adapte edildi ve aralarda ışınlandı. Bu şekilde üretilen kronlar üreticinin önerdiği cila ve parlatma işlemlerine tabi tutuldu. Bu işlemler bu grup için 10 kere tekrarlandı.

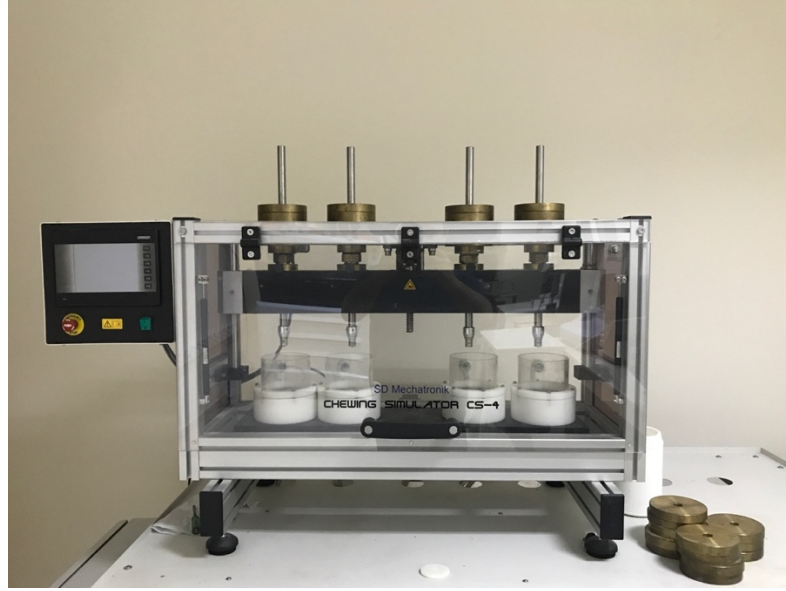
3.5. ÇIĞNEME SİMÜLATÖRÜ İLE ÖRNEKLERİN YORMA İŞLEMİ

Poliüretan kalıplara gömülen çığneme işlemini taklit eden yorma cihazına (SD Mechatronic) bağlandı. 1mm yatay ve 2mm dikey hareketlerin kombinasyonu eş

zamanlı olarak gerçekleştirildi. Örneklere uygulanan sabit kuvvet 50N olarak tercih edildi. Çiğneme simülatörü ağız içinde 1 yıla denk gelecek şekilde 240000 döngü yapacak şekilde çalıştırıldı.



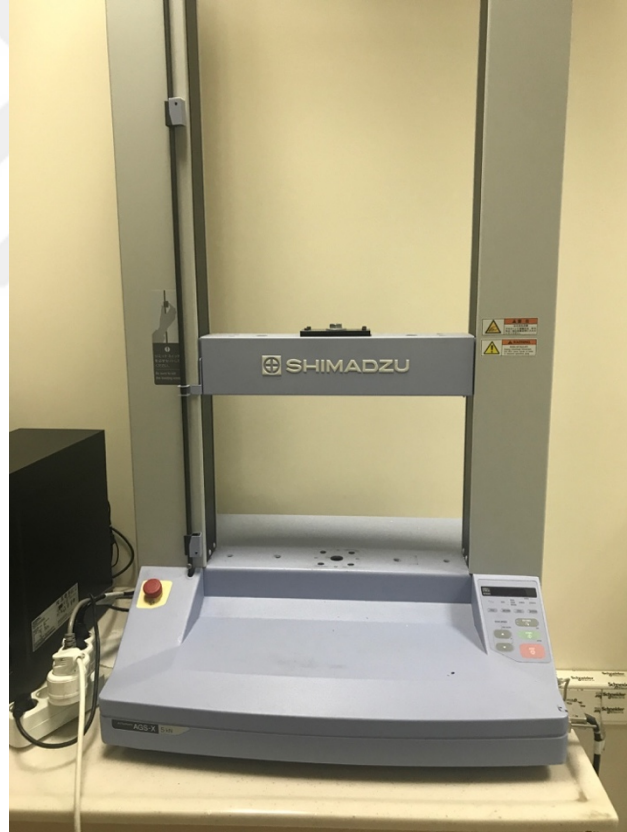
Resim 9:Örneklerin Gömüldüğü Poliüretan Kalıplar



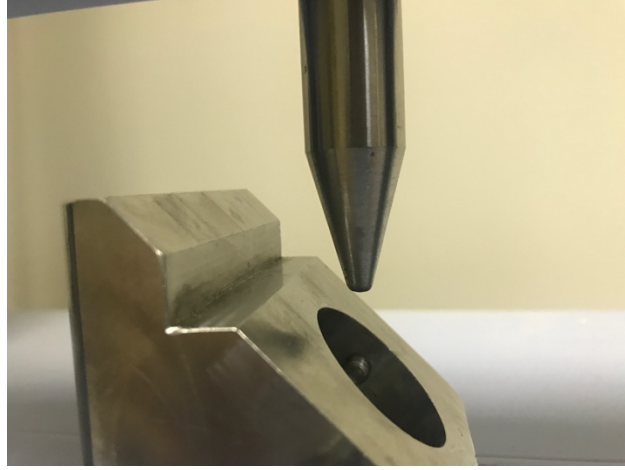
Resim 10: Çiğneme işlemini taklit eden yorma cihazı

3.6.KIRILMA DAYANIMI TESTLERİNİN UYGULANMASI

Çiğneme işlemini taklit eden yorma cihazında 240000 döngü yapıldıktan sonra örnekler Universal Test cihazına (Shimadzu,japonya) yerleştirildi. Kırma düzeneğinin ucu, üretilen kron- dayanak kompleksinin 45° açı ile insizalin 3mm altına gelecek şekilde ayarlandı. Bu işlemi sağlayabilmek için özel tasarım bir düzenek kullanıldı. Böylece sistemin hareketi engellenmiş oldu. Örnekler 0.5mm/dk hızla maksimum 5000N kuvvet altında dayanaklar kırılana kadar kuvvete maruz bırakıldı. Elde edilen değerler newrton cinsinden kaydedildi. Kırılmalar bittikten sonra kırık tipleri incelenmek için fotoğrafları çekildi ve kırık grupları oluşturuldu. Kırılan örnekler stereo mikroskop ile 10X ve 50X arasında değişen büyütme oranları ile incelendi.



Resim 11:Universal Kırma Cihazı



Resim 12:Universal Kırma Cihazının Kırma Ucu



Resim 13:Kırıkların Fotoğraflarının Çekildiği Stereo Mikroskop

3.7.SONLU ELEMEN STRES ANALIZI

Bu araştırma, İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi'nde gerçekleştirildi.

Bu çalışmada sağ üst köpek dişi bölgesine yerleştirilen 5mm çapında 13mm uzunluğunda Astra Osseospeed Tx marka implant maksillaya 15 derece açı ile yerleştirilmiştir. Üzerine yapılan 4 farklı dayanak materyalinin ve 2 farklı kron materyalinin referans noktalarda oluşturdukları stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri incelenmiştir. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirilmiştir.

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 UltimateVersionService Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart opticsSensortechnikGmbH,Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMeshStudio (VirtualGridInc, Bellevue City, WA, USA) ve AlgorFempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.

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 dosya formatı 3 boyutlu moddelleme yazılımları için evrensel bir dosya formatıdır. Dijital ortamda tasarlanan nesnelerin x-y-z eksenlerinde kordinat bilgileri de kaydedilmektedir. Bu kayıtlar sayesinde Stl formatındaki bir dosyanın başka yazılımlarda da kullanılabilmesi ve geçişler yapılabilmesi mümkün olmaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ailt 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. Programda katı cisim özellikleri linear elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir.

MALZEMELER		
	Young Modulus (MPa)	Poisson Ratio
Kortikal kemik (219)	13 700	0.30
Kanseloiz kemik (219)	1 370	0.30
Titanyum implant (219)	110 000	0.35
Titanyum vida (219)	110 000	0.35
Ti base abutment (219)	110 000	0.35
Zirkonya dayanak*	210 000	0.26
Lityum disilikat dayanak*	95 000	0.20
BioHpp dayanak (186)	18 000	0.37
Monolitik zirkonya*	210 000	0.30
Kompozit (220)	7 000	0.20
Mukoza (209)	19,6	0.30
Siman (209)	2 700	0.35

*Üretici firmanın sağladığı değerler

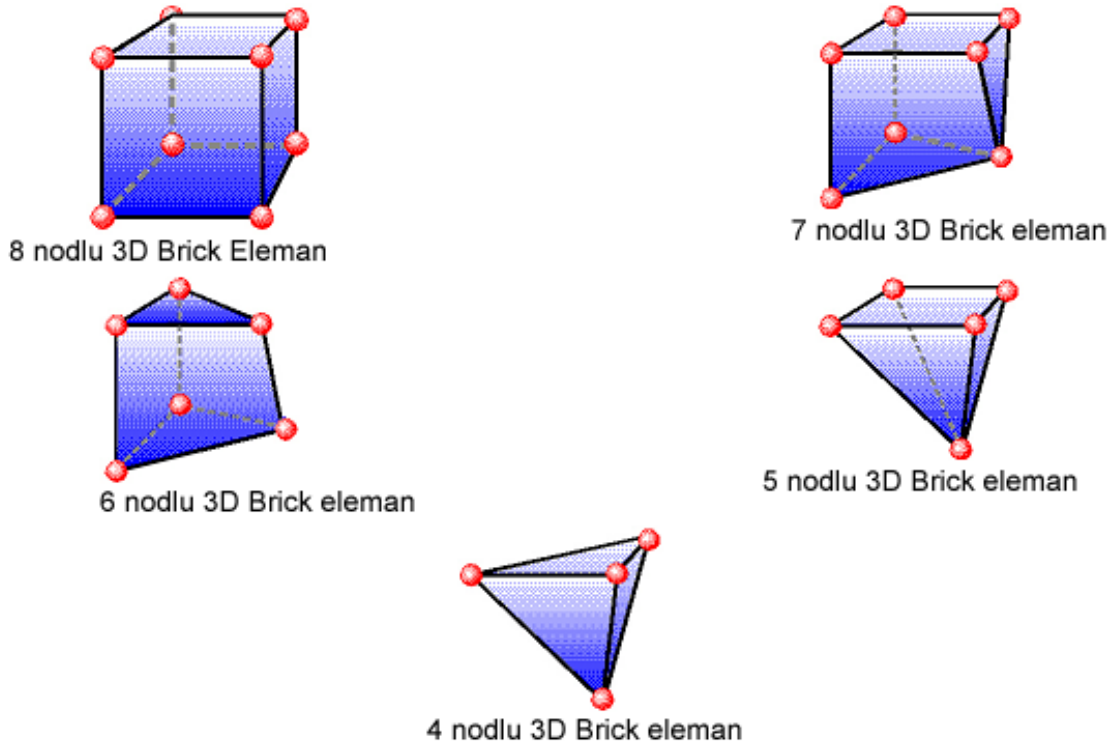
Tablo 3: Serbest Sonlu Eleman Analiz Yönteminde Kullanılan Young Modulus Ve Poisson Ratio Değerleri

VR Mesh'de yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına .stl şeklinde yüzey verisi olarak işlenmiştir. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde örülmesi gerekmektedir.

Örme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Bu sayede oluşturulan modelin birleşim yerleri olabildiği kadar detaylı olarak tasarlanmıştır. Ayrıca işlemlerin gerçekleşmesi sırasındaki hesaplamalar daha kolay yapılabilecektir. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini

zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra 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 1: Bricks Ve Tetrahedra Kati Modelleme Sisteminde

Tüm modeller doğrusal, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemenda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. doğrusallık; yapının deformasyon veya strain'inin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir.

Çalışmanın daha doğru ve gerçeğe olabildiğince yakın veriler verebilmesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir.

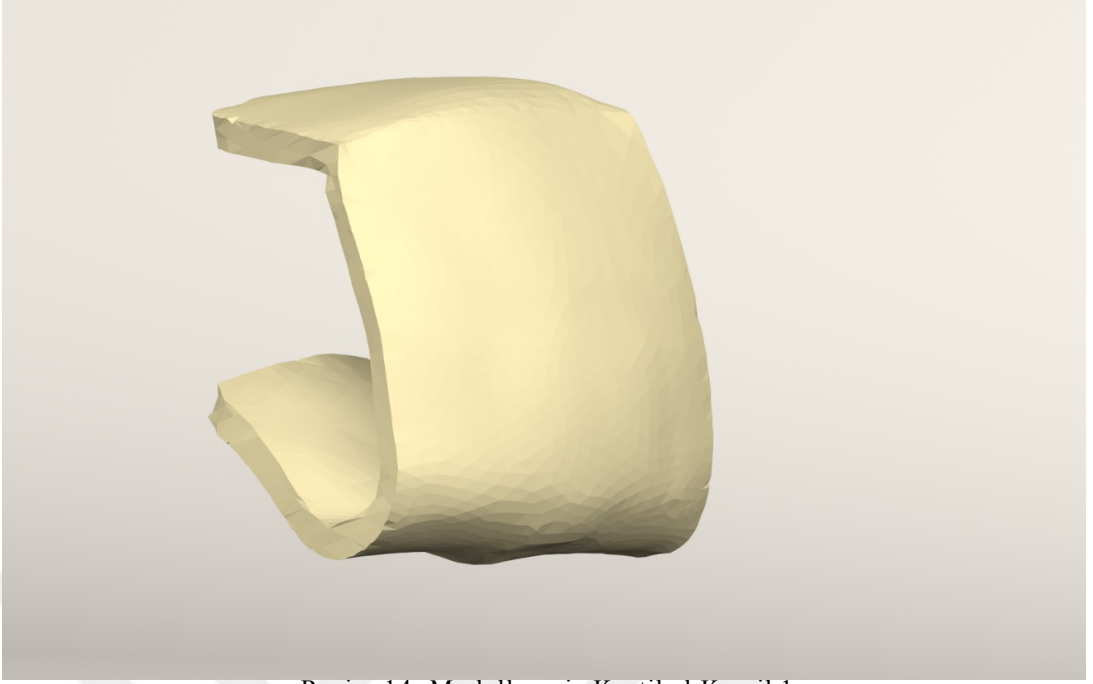
Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları aşağıda verilmiştir:

GRUPLAR ve ELEMEN NODE		
Grup 01	Titanyum yapıli abutment + Zirkon kron	Number of nodes = 84072 Number of elements = 391727
Grup 02	Ti base abutment + Zirkon yapı + Zirkon kron	Number of nodes = 93004 Number of elements = 437205
Grup 03	Ti base abutment + E max yapı + Zirkon kron	Number of nodes = 93004 Number of elements = 437205
Grup 04	Ti base abutment + BioHpp yapı + Zirkon kron	Number of nodes = 93004 Number of elements = 437205
Grup 05	Ti base abutment + BioHpp yapı + Kompozit kron	Number of nodes = 89533 Number of elements = 416189

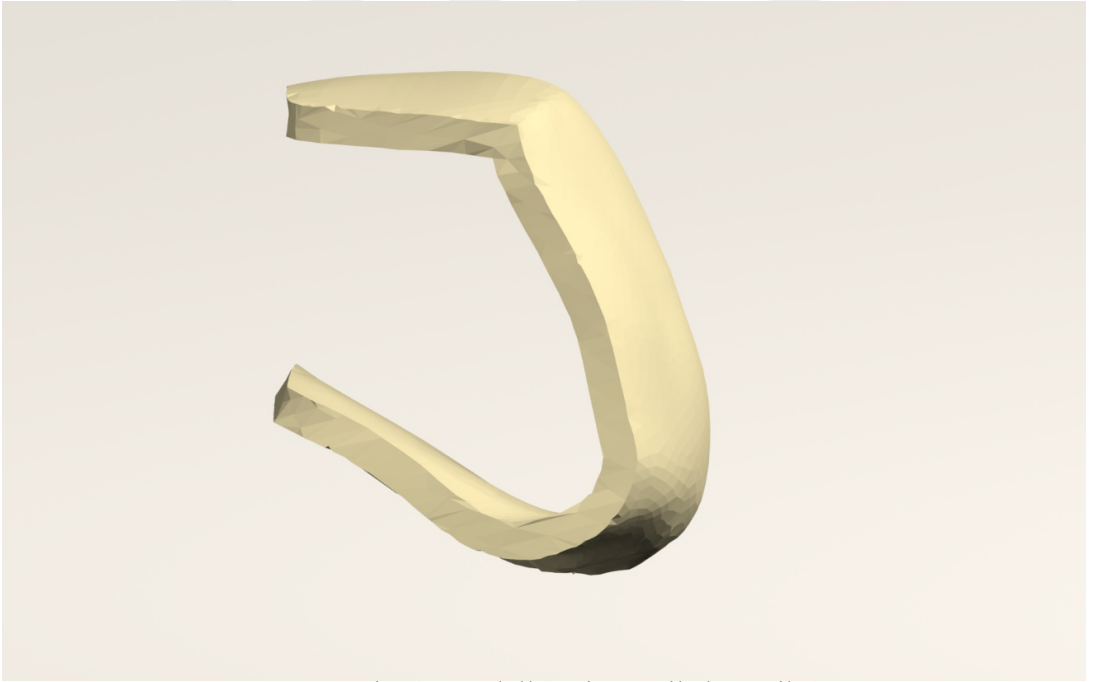
Tablo 4: Modellerde Kullanılan Eleman Ve Düğüm Sayıları

Çalışmamızda orta uzunluk ve genişlikte, U şeklinde alveol kemiği modellenmiştir. Modelleme sırasında alveol kreti genişliği 6 mm, yüksekliği 25 mm olarak alınmıştır.

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3d ComplexRender” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu.

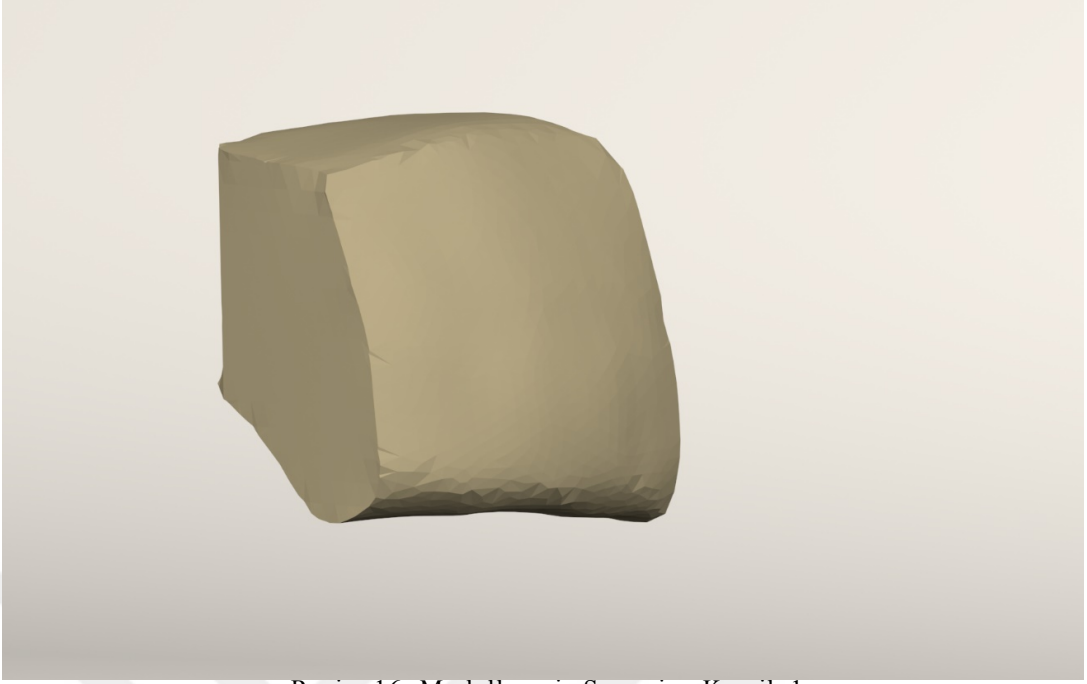


Resim 14: Modellenmiş Kortikal Kemik1

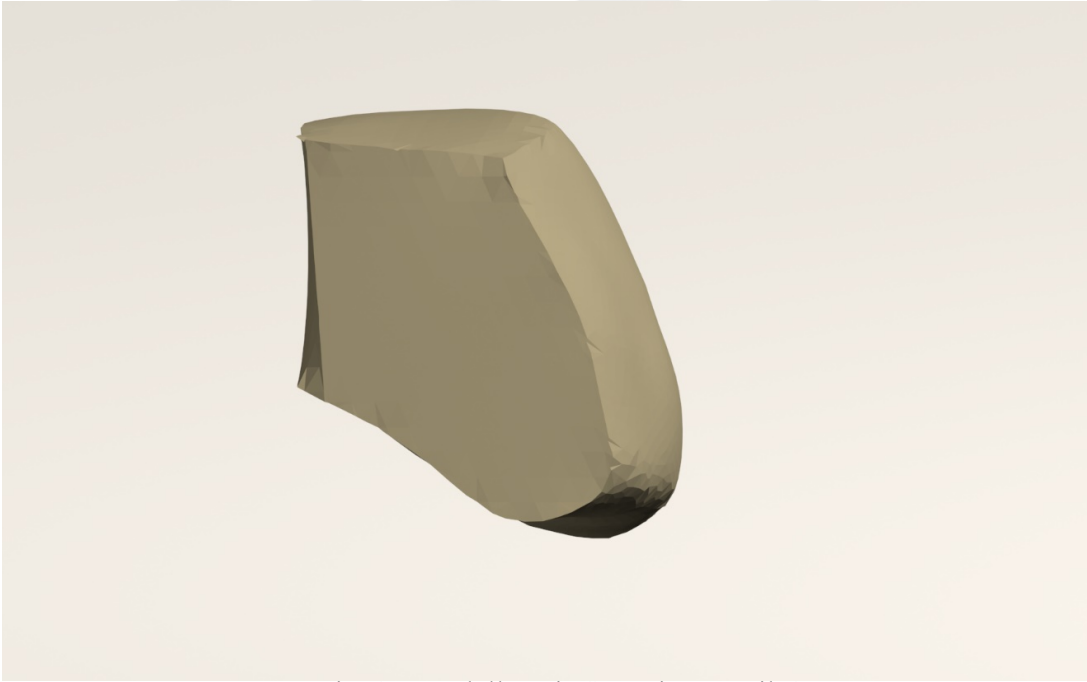


Resim 15: Modellenmiş Kortikal Kemik 2

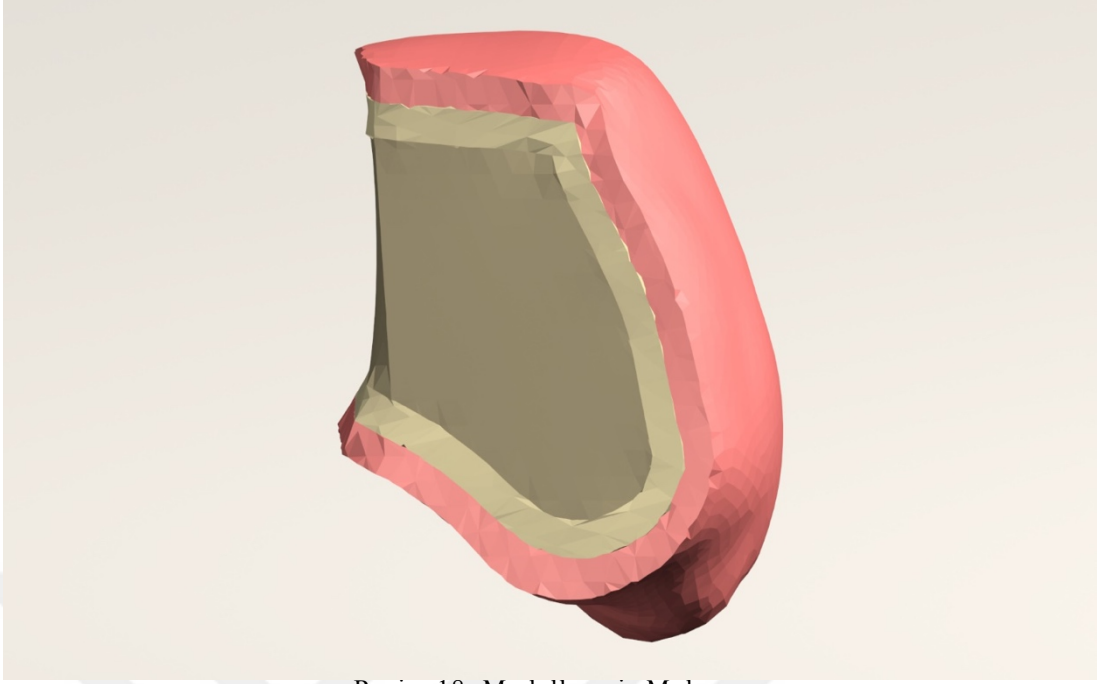
Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet geçişi sağlanmış oldu.



Resim 16: Modellenmiş Spongioz Kemik 1



Resim 17: Modellenmiş Spongioz Kemik 2



Resim 18: Modellenmiş Mukoza

Maksillada kortikal kemik, spongios kemik, implant, abutment, vida, yapı, siman ve kron gerçek morfolojisi ile uyumlu olacak şekilde modelledi ve üretilen maksilla modeline taındı. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu.

Rhino'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu kordinatların x-y-z eksenlerindeki yerleri kaybedilmeden Fempro yazılımına aktarıldı.

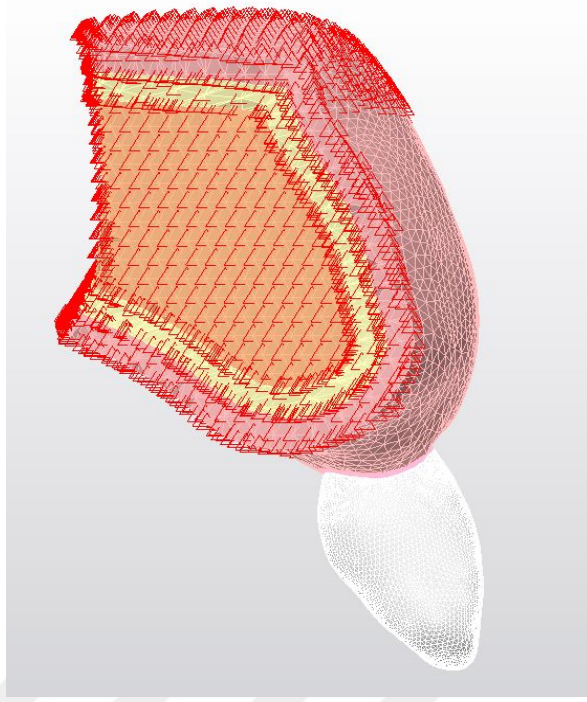


Resim 19: Modellemelerin Fempro Yazılımına Aktarılmış Hali

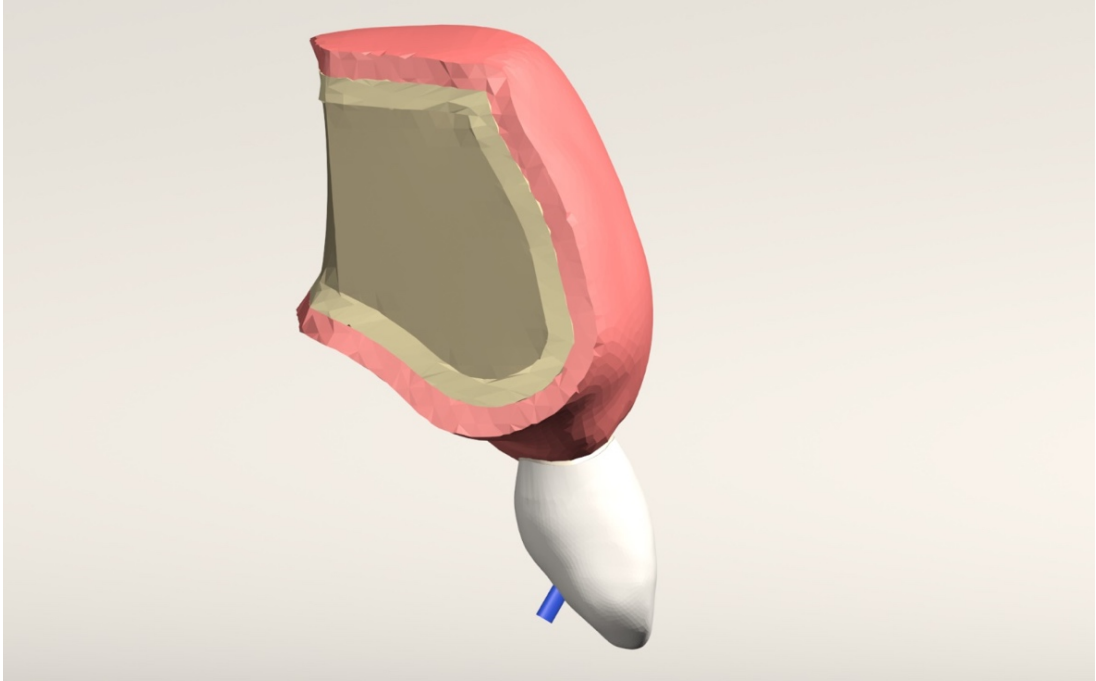
Sınır Koşulları:

Model çene kemiğinin üst, arka ve yanlarından DOF (Degree of freedom)'da hareket etmeyecek şekilde sabitlenmiştir.

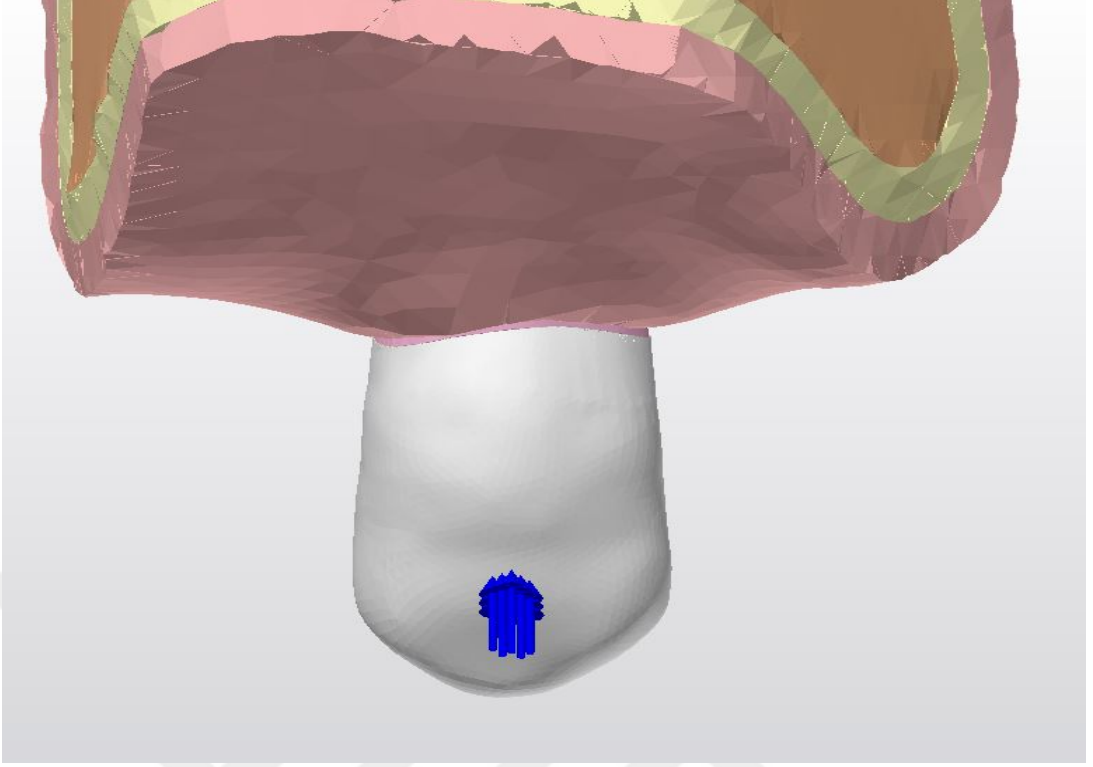
Tasarlanan gruplarda; kronun uzun aksına 45 derece açı ile insizialinden 3 mm yukarıda 1 m²'lik alana toplamda 290 N değerinde bir kuvvet uygulanmıştır, bunlar resim 21 ve 22 de gösterilmiştir.



Resim 20: Sabitlenmiş Model

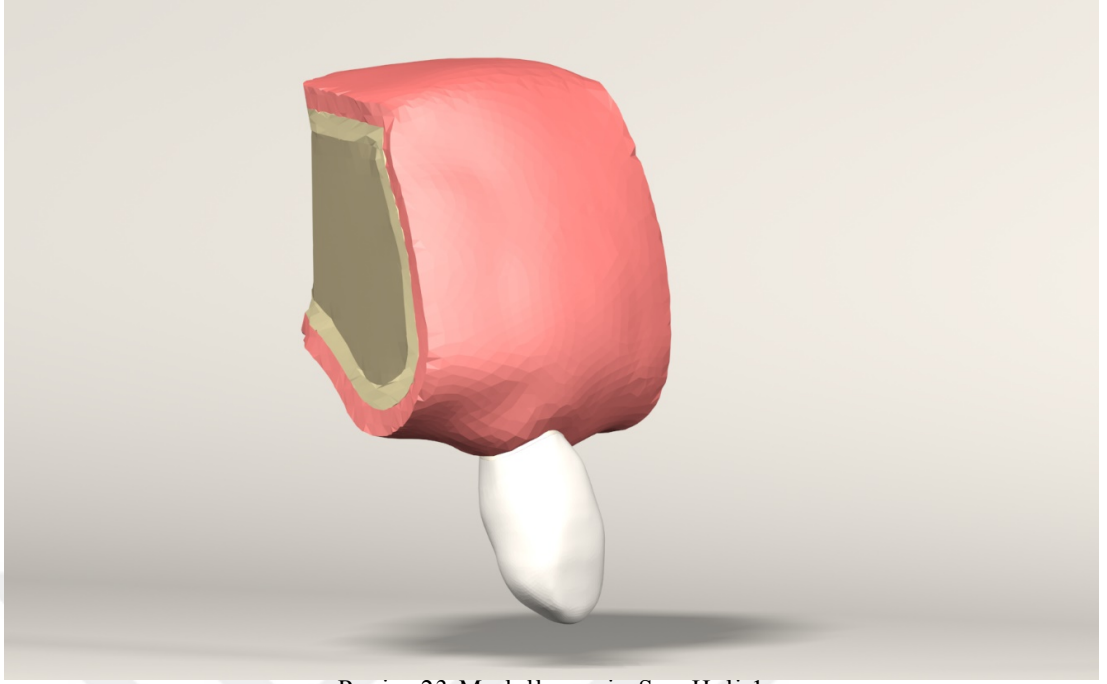


Resim 21:Uygulanan Kuvvet 1

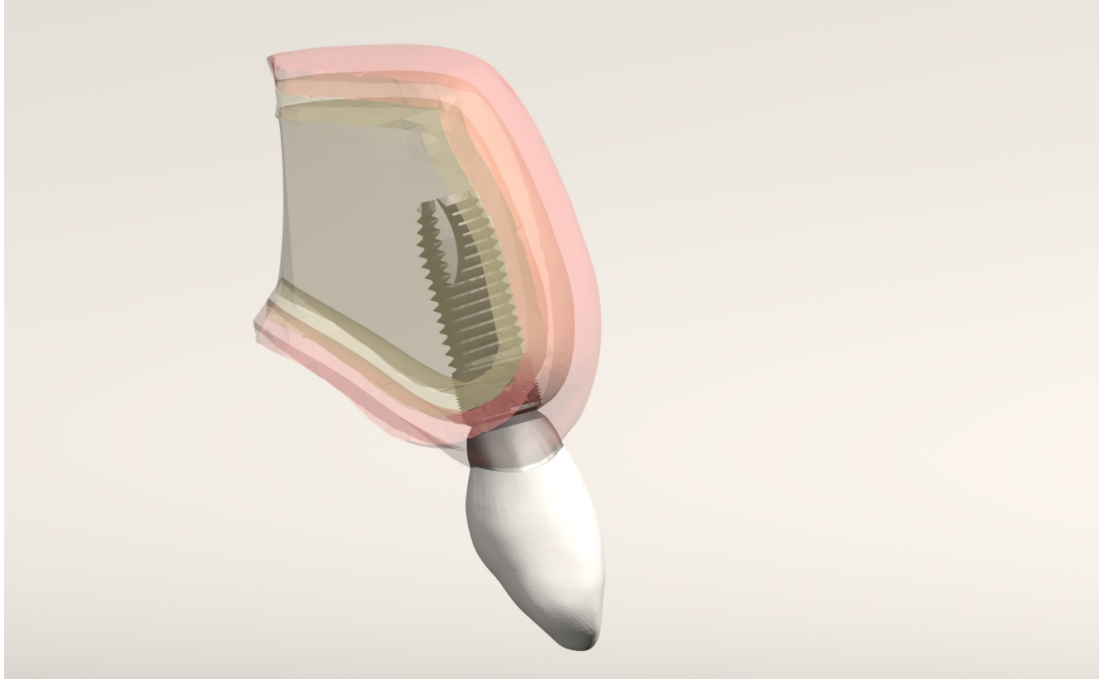


Resim 22:Uygulanan Kuvvet 2

Çalışmada üretilen örneklerin son hali resim 23, 24, 25, 26' da belirtilmiştir.



Resim 23:Modellemenin Son Hali 1



Resim 24:Modellemenin Son Hali 2



Resim 25:Modellemenin Son Hali 3



Resim 26:Modellemenin Son Hali 4

5 farklı gruba, kronun insizialinden 3 mm yukarıda 1 m²'lik alana krona 45 derecelik açı ile toplamda 290 N değerinde bir kuvvet uygulanarak; toplamda 5 model x 1 kuvvet = 5 adet sonlu eleman analizi gerçekleştirilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizleriyle oluşan değerler belirli matematiksel işlemler sonucunda ortaya çıkar. Bu nedenle istatistiksel analizleri mümkün değildir. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki streslerin ve dağılımların hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

Fempro bilgisayar programı ile yapılan sonlu elemanlar stres analizinde, 25 farklı stres değeri elde edilebilmekte ve bu değerler yorumlanabilmektedir. Önemli olan, bulunan stres değerlerinin hangi kriterler ile kıyaslanacağını bilmesidir. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler, normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi- σ) ve kesme stresleri (τ) olmak üzere iki gruba ayrılır.

Bir adet üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine bir adet normal stres ve iki adet kesme stresi etki eder. Kesme stresler, $\tau_{xy} = \tau_{yx}, \tau_{yz} = \tau_{zy}, \tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilir. Sonuç olarak, herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu, üç normal ve üç kesme stres komponenti şeklinde tanımlanır.

Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere Principle Stres denir. Principle Stres; maksimum, intermediate ve minimum principle stres olmak üzere üçe ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerler sıraya konduğunda; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

σ_1 : Maksimum principle stresi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini simgeler.

σ_3 : Minimum principle stresi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini simgeler.

Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gereken de o stres tipidir.

Kırılgan (brittle) materyaller için principle stres değeri önemlidir. Maksimum principle stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde

olduğunda ve minimum principle stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

VonMises Stres, metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve üç principle stres değerinden hesaplanır;

**Vonmises formül;

$$\sigma' = \left[\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2} \right]^{1/2}$$

Böylece arayüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Ayrıca VonMises Stres değerleri, stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında da genel bir bilgi verir.

3.8.İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Araştırma kapsamında, dayanakların kırılma dayanım ölçümlerini karşılaştırmak için tek yönlü varyans analizi (ANOVA) uygulanmıştır. Analiz sonucunda farkın kaynağını belirlemek için ise Tukey HSD post-hoc testi kullanılmıştır. Güven aralığı %95 olarak belirlenmiş ve $p < 0,05$ değerleri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. SPSS 25.0 istatistik paket programı kullanılarak veriler analiz edilmiştir.

4.BULGULAR:

4.1.DİNAMİK YÜKLEME TEST SONUÇLARI

Çiğneme simülatöründe test edilen örnekler bir yıllık klinik kullanıma denk gelecek şekilde 240000 devir lateral-vertikal yönde kuvvetlere maruz bırakıldı.

Bu süre sonunda hiçbir örnekte;

-Vida kırığı

-Vida gevşemesi

-Dayanak kırığı

-Görünür deformasyon

-Akrilik rezinde kırılma, çatlama veya deformasyon gözlenmedi.

4.2.KIRILMA DAYANIM TEST SONUÇLARI:

Değişken	Grup	N	Ort	Ss	Minimum	Maksimum	F	p
	Titanyum	10	1522,67	190,77	1217,34	1718,40		
	Zirkonya	10	1207,76	89,03	1066,26	1374,87		
Dayanakların kırılma dayanımı	Emax	10	818,81	109,96	691,24	1028,45	48,15	0,00
	BioHpp Zirkon kron	10	1126,23	142,23	975,35	1389,60		
	BioHpp kompozit kron	10	899,08	60,36	798,34	980,23		

Tablo 5:Dayanakların Kırılma Dayanımlarının Gruplara Göre Ortalaması, Standart Sapması Ve Anova Sonuçları

Tablo 5 incelendiğinde, Titanyum, Zirkonya, Emax, BioHpp Zirkon kron ve BioHpp kompozit kron gruplarına ait dayanıkların kırılma dayanımı ölçüm ortalamaları sırası ile 1522,67 (Ss=190,77), 1207,76 (Ss=89,03), 818,81 (Ss=109,96), 1126,23 (Ss=142,23) ve 899,08 (Ss=60,36) Newton olarak hesaplanmıştır. Dayanakların kırılma dayanım ölçüm ortalamaları gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermiştir ($p<0,05$). Farkın kaynağını belirlemek için Tukey HSD post-hoc çoklu karşılaştırma testi uygulanmıştır. Elde edilen sonuçlar Tablo 6’da gösterilmiştir.

Grup (I)	Grup (J)	Ortalama farkı (I-J)	SH	p	95% Güven Aralığı	
					Alt sınır	Üst sınır
Titanyum	Zirkonya	314,92	56,67	0,00	153,89	475,94
	Emax	703,86	56,67	0,00	542,84	864,89
	BioHpp Zirkon kron	396,44	56,67	0,00	235,42	557,47
	BioHpp kompozit kron	623,60	56,67	0,00	462,57	784,62
Zirkonya	Titanyum	-314,92	56,67	0,00	-475,94	-153,89
	Emax	388,95	56,67	0,00	227,93	549,97
	BioHpp Zirkon kron	81,53	56,67	0,61	-79,50	242,55
	BioHpp kompozit kron	308,68	56,67	0,00	147,66	469,70
Emax	Titanyum	-703,86	56,67	0,00	-864,89	-542,84
	Zirkonya	-388,95	56,67	0,00	-549,97	-227,93
	BioHpp Zirkon kron	-307,42	56,67	0,00	-468,44	-146,40
	BioHpp kompozit kron	-80,27	56,67	0,62	-241,29	80,76
BioHpp Zirkon kron	Titanyum	-396,44	56,67	0,00	-557,47	-235,42
	Zirkonya	-81,53	56,67	0,61	-242,55	79,50
	Emax	307,42	56,67	0,00	146,40	468,44
	BioHpp kompozit kron	227,15	56,67	0,00	66,13	388,18
BioHpp kompozit kron	Titanyum	-623,60	56,67	0,00	-784,62	-462,57
	Zirkonya	-308,68	56,67	0,00	-469,70	-147,66
	Emax	80,27	56,67	0,62	-80,76	241,29
	BioHpp Zirkon kron	-227,15	56,67	0,00	-388,18	-66,13

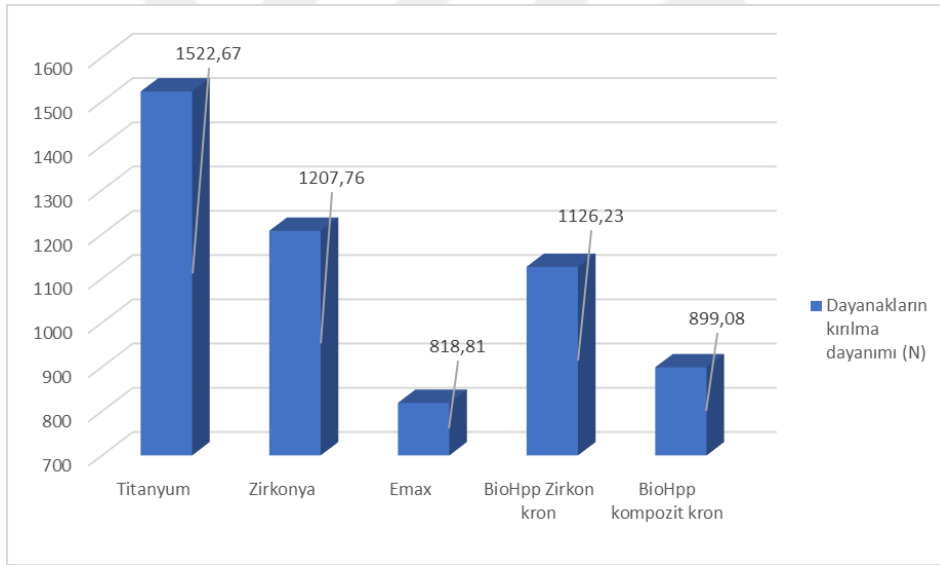
Tablo 6:Çoklu Karşılaştırma Testi Sonuçları

Tablo incelendiğinde, titanyum grubunun kırılma dayanımı ölçüm ortalamasının (Ort=1522,67), Zirkonya (Ort=1207,76), Emax (Ort=818,81), BioHpp

Zirkon kron (Ort=1126,23) ve BioHpp kompozit kron (Ort=899,08) gruplarının her birinin kırılma dayanımı ölçüm ortalamalarından anlamlı olarak daha yüksek olduğu anlaşılmaktadır ($p<0,05$).

BioHpp Zirkon kron (Ort=1126,23) ve Zirkonya (Ort=1207,76) gruplarının kırılma dayanımı ölçüm ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). Bununla birlikte, BioHpp Zirkon kron ve Zirkonya gruplarının her birinin kırılma dayanımı ölçüm ortalaması, Emax (Ort=818,81) ve BioHpp kompozit kron (Ort=899,08) gruplarının kırılma dayanımı ölçüm ortalamalarından anlamlı olarak daha yüksek olduğu gözlenmiştir ($p<0,05$).

Son olarak, Emax (Ort=818,81) ve BioHpp kompozit kron (Ort=899,08) gruplarının kırılma dayanımı ölçüm ortalamaları arasında anlamlı bir farklılığın bulunmadığı anlaşılmıştır ($p>0,05$).



Resim 27: Dayanakların Kırılma Dayanımlarını Gösteren Grafik

GRUP 1 (N) (TİTANYUM DAYANAK-ZİRKONYA KRON)	
1412,53	Vida eğildi, İmplant boynu eğildi
1380,42	Vida eğildi, abutment kırıldı- eğildi
1641,24	Vida eğildi, İmplant zarar gördü, abutment kırıldı
1672,11	Abutment eğildi, vida eğildi, İmplant boynu eğildi
1718,4	Vida kırıldı, abutment kırıldı, İmplant boynu eğildi
1621,31	Vida eğildi, implant boynu eğildi, abutment eğildi
1217,34	Vida eğildi, abutment eğildi
1712.43	Abutment eğildi
1602.43	Vida kırıldı, abutment eğildi, implant zarar gördü
1248.53	Vida eğildi, abutment eğildi

Tablo 7:Titanyum Grubuna Ait Kırılma Değerleri



Resim 28: Grup 1'e Ait Kırılma Resimleri

GRUP 2 (N) (ZİRKONYA Tİ BASE DAYANAK- ZİRKONYA KRON)	
1374,87	Tibase kırığı, Vida kırığı
1166,65	Tibase kırığı, Vida kırığı, implant boynu eğildi
1157,43	Materyal kırığı
1243,52	Materyal kırığı
1160,3	Vida kırığı, implant boynu eğildi
1066,26	Vida kırığı
1305,86	Materyal kırığı
1143,78	Vida eğildi
1207,4	Tibase kırığı, Vida kırığı
1251,51	Materyal kırığı

Tablo 8: Zirkonya Grubuna Ait Kırılma Değerleri



Resim 29:Grup 2'ye Ait Kırılma Resimleri

GRUP 3 (N) (Lİ DİSİLİKAT İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ CAM SERAMİK Tİ BASE DAYANAK-ZİRKONYA KRON)	
850,313	Materyal kırığı
691,238	Materyal kırığı
792,444	Materyal kırığı
736,574	Materyal kırığı
1028,45	Vida eğildi
710,512	Materyal kırığı
922,699	Vida eğildi
897,745	Materyal kırığı
843.23	Materyal kırığı
714.89	Materyal kırığı

Tablo 9:Li Disilikat Grubuna Ait Kırılma Değerleri



Resim 30:Grup 3'e Ait Kırılma Resimleri

GRUP 4 (N) (BİOHPP Tİ BASE DAYANAK- ZİRKONYA KRON)	
988,335	Vida kırığı
1389,60	Materyal kırığı
975,350	İmplant boynu eğildi
1312,66	Materyal kırığı
1035,77	Tibase kırığı, Vida kırığı, implant boynu eğildi
1034,79	Materyal kırığı
1020,02	Materyal kırığı
1150,42	Vida kırığı, Tibase eğildi
1142,53	Materyal kırığı
1212,83	Vida kırığı

Tablo 10: Biohpp Zirkonya Grubuna Ait Kırılma Değerleri



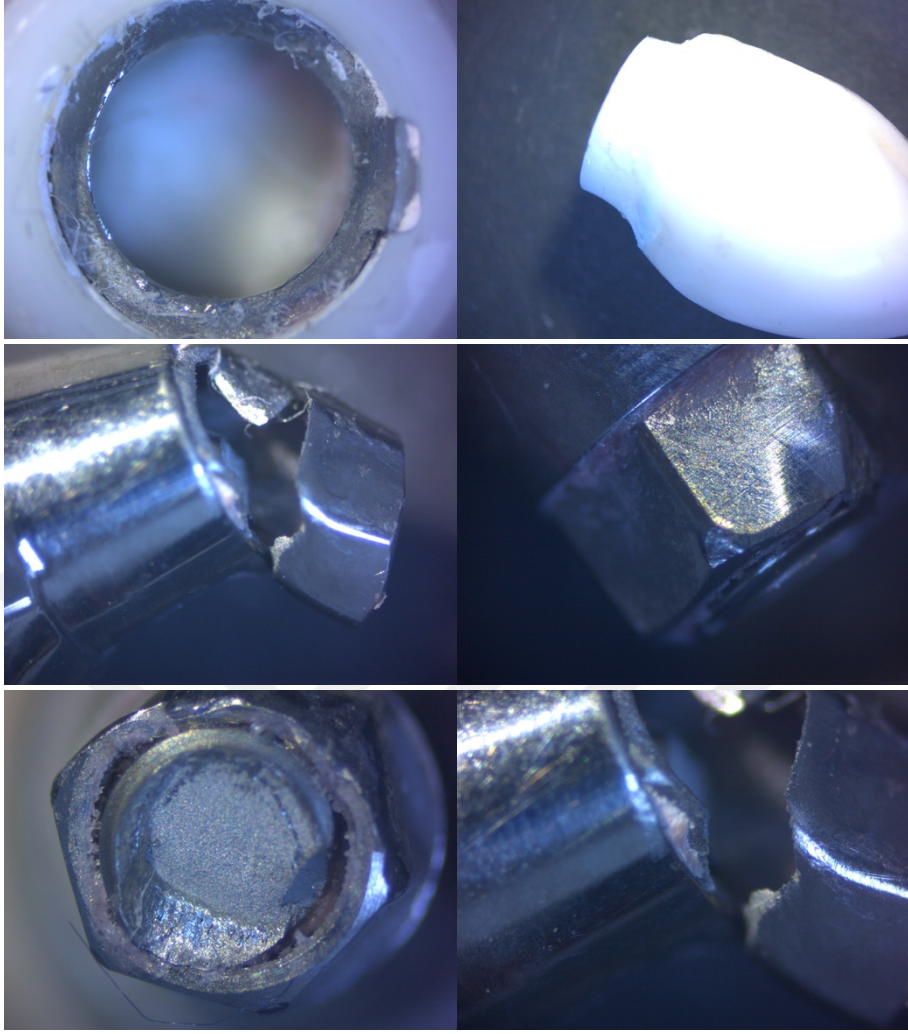
Resim 31:Grup 4'e Ait Kırılma Resimleri

GRUP 5 (N)(BİOHPP Tİ BASE DAYANAK- KOMPOZİT KRON)	
916,14	Tibase eğildi, vida zarar gördü
843,818	Materyal kırığı
833,28	Materyal kırığı
798,34	Materyal kırığı
956,750	Vida eğildi, İmplant boynu eğildi
966,411	Tibase eğildi
911,721	Materyal kırığı
903,474	Materyal kırığı
880,609	Vida zarar gördü, Tibase eğildi
980,23	Materyal kırığı

Tablo 11: Biohpp Kompozit Grubuna Ait Kırılma Değerleri



Resim 32:Grup 5'e Ait Kırılma Resimleri



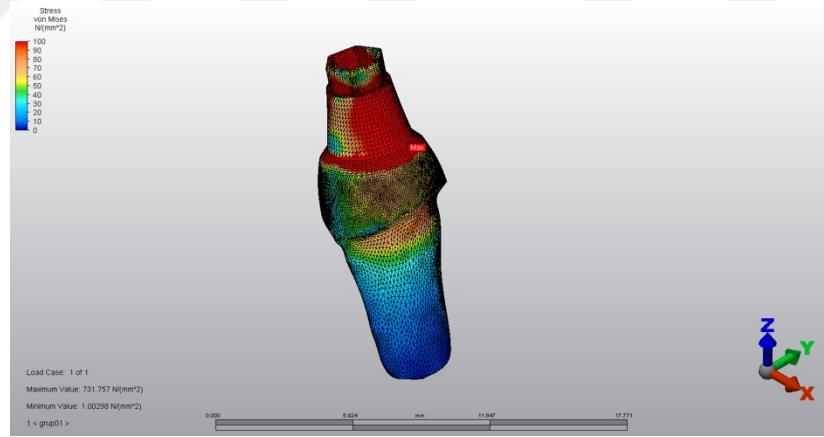
Resim 33:Stereo Mikroskop ile Kırılan Örneklerin İncelenmesi

Kırılma çeşitleri	Grup Tiz	Grup Hzz	Grup Hlz	Grup Hbz	Grup Hbk
Vida eğildi-kırıldı	9	6	2	4	3
Dayanak/Ti-base eğildi-kırıldı	8	3	-	2	2
İmplant boynu zarar gördü	6	2	-	2	1

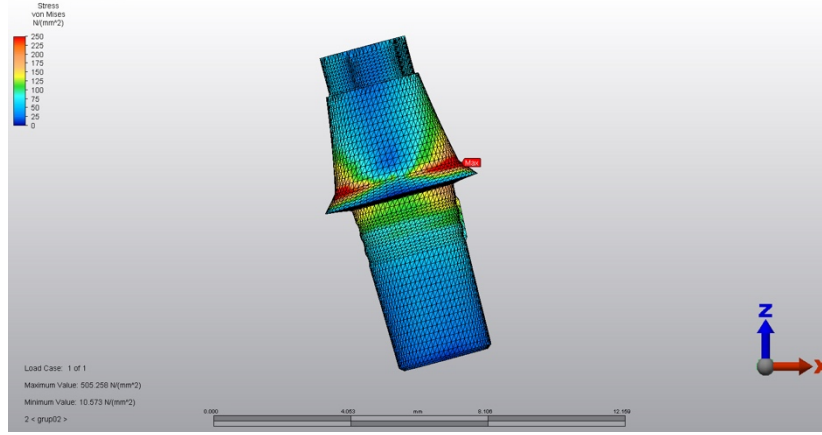
Tablo 12:Gruplarda Gerçekleşen Kırık Çeşitleri

4.3.SONLU ELEMENLAR ANALİZİ

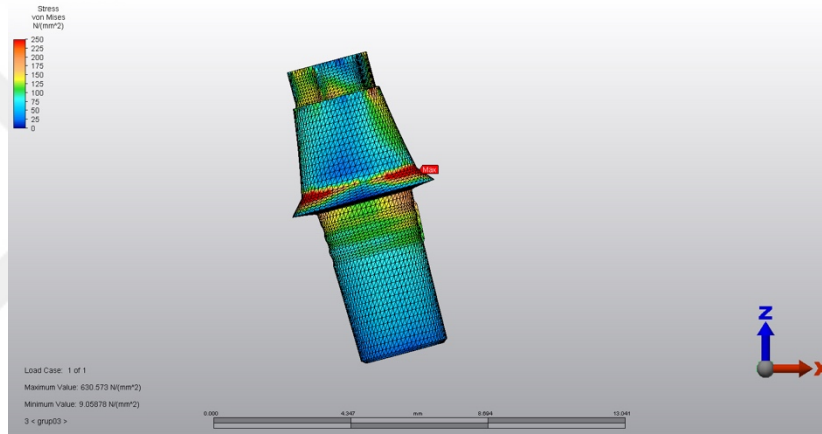
Dijital ortamda üretilen örneklere 290N kuvvet uygulanması sonucu oluşan stres incelendi. Bu incelemeler neticesinde özellikle materyal değişimine bağlı olarak Ti-base yüzeyinde, Ti-base boyun bölgesinde ve dayanak bölgesinde kuvvetin dağılımında değişimler izlendi. Tiz grubunda kuvvetin daha çok dayanak boyun bölgesinde yoğunlaştığı görüldü ve değeri 731,737N olarak ölçüldü. Hzz ve Hlz gruplarında ise kuvvetin benzer şekilde Ti-base' in boyun bölgesine yoğunlaştığı izlendi ve değerleri sırasıyla 505,258N ile 630,573N olarak ölçüldü. Hbz ve Hbk gruplarında ise kuvvet daha yaygın bir şekilde dağıldı. Hbk grubunda daha da koronal olmak üzere Ti-base' in koronal bölgesine dağılan kuvvet sırasıyla 595,486N ve 588,636N olarak ölçüldü. Tüm yapıyı ele aldığımızda da benzer dağılımlar görüldü. Tüm modellerin çevresindeki kemikte ve implant çevresinde oluşan stres değerleri benzer bulundu.



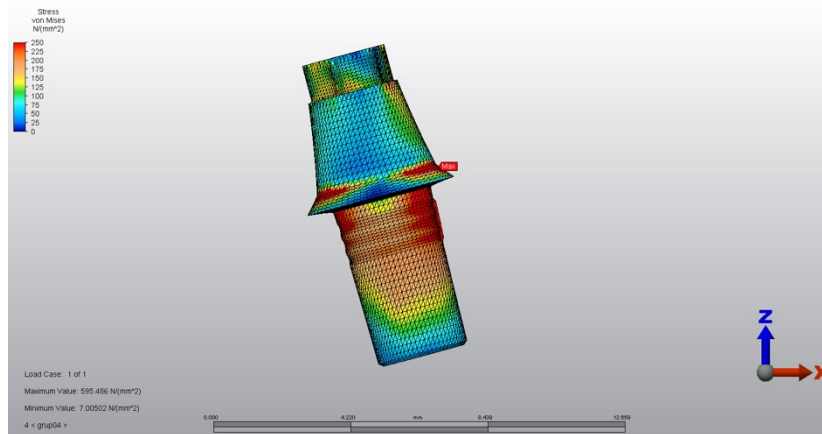
Resim 34: Grup 1 (Tiz) Grubunda Ti-base Stres Bölgeleri



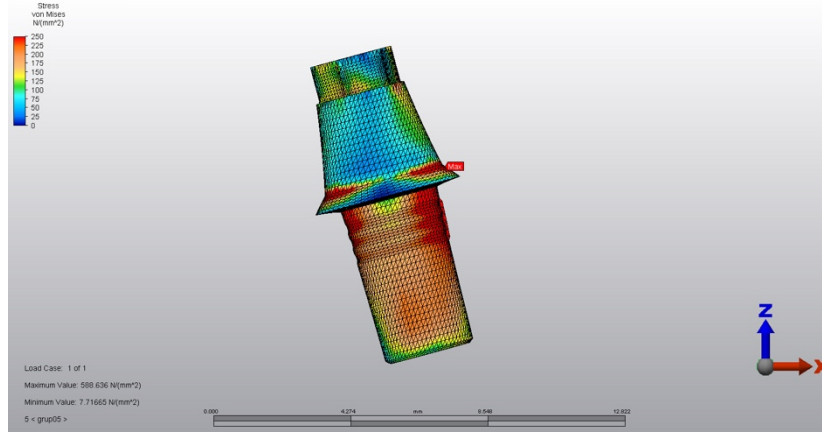
Resim 35:Grup 2 (Hz) Grubunda Ti-base Stres Bölgeleri



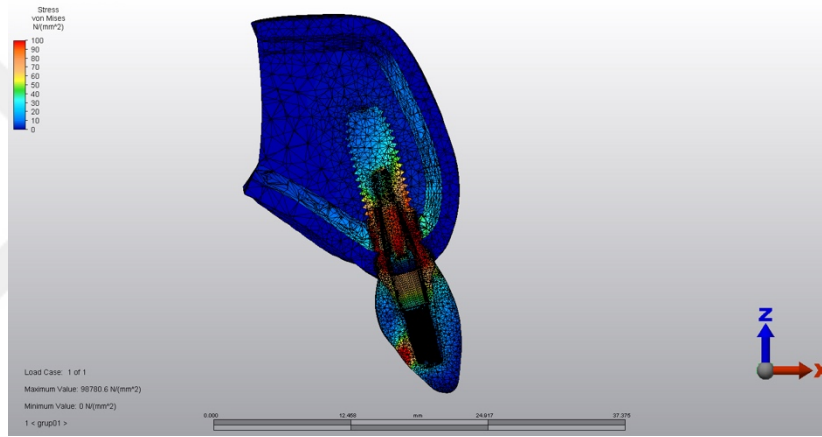
Resim 36:Grup 3 (Hz) Grubunda Ti-base Stres Bölgeleri



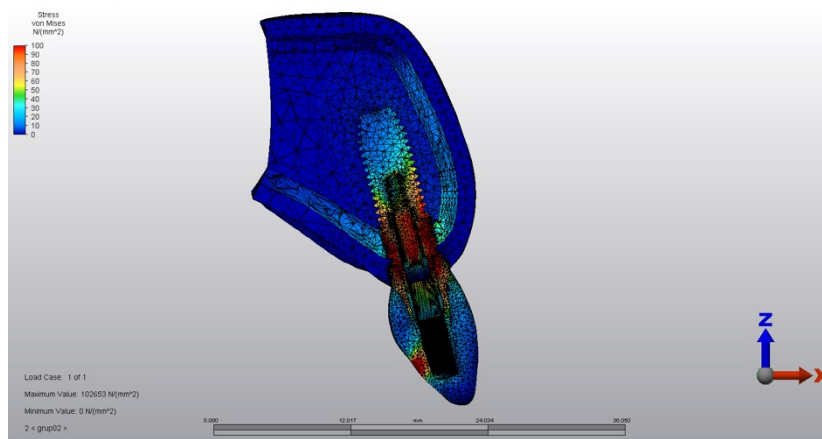
Resim 37:Grup 4 (Hz) Grubunda Ti-base Stres Bölgeleri



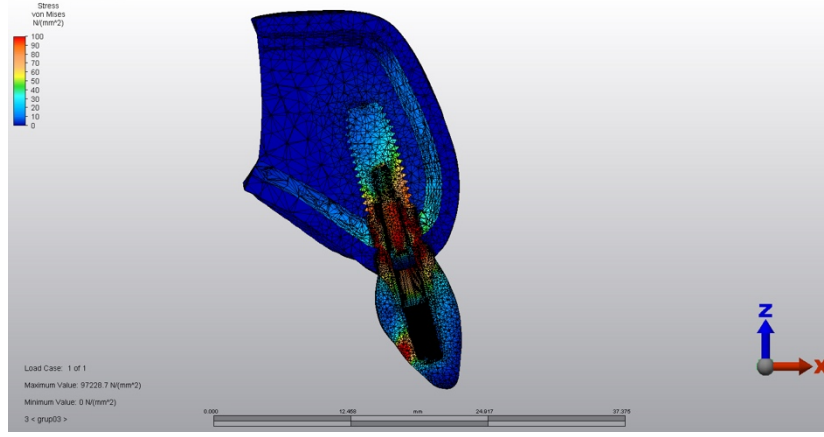
Resim 38: Grup 5 (Hbk) Grubunda Ti-base Stres Bölgeleri



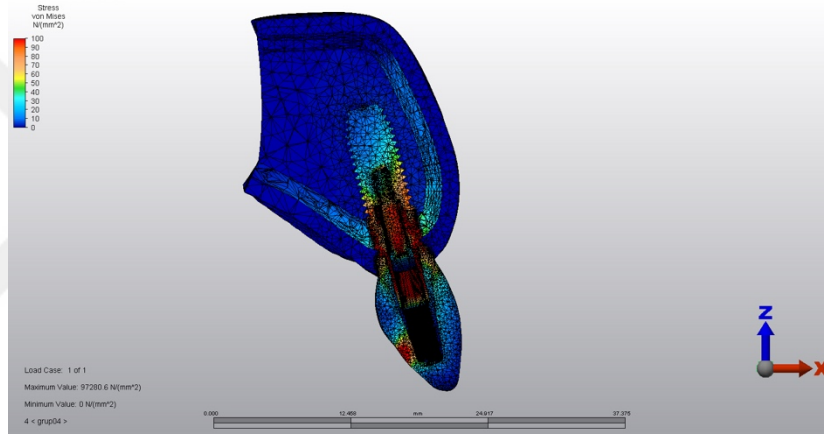
Resim 39:Grup 1 (Tiz) Grubunda Genel Stres Bölgeleri



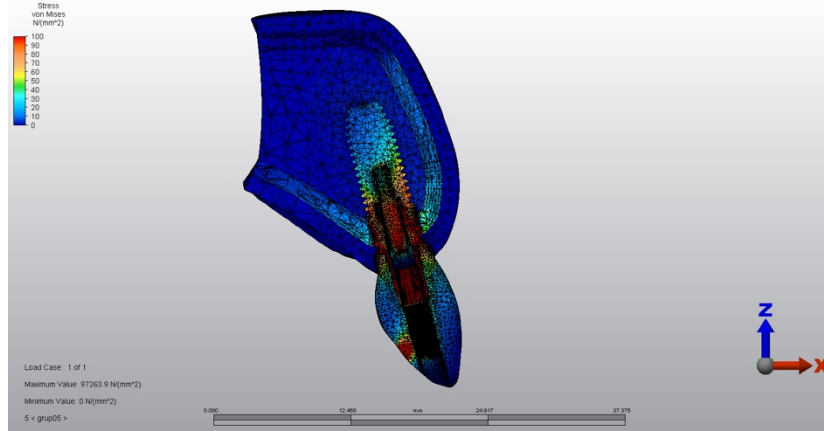
Resim 40:Grup 2 (Hzz) Grubunda Genel Stres Bölgeleri



Resim 41:Grup 3 (H1z) Grubunda Genel Stres Bölgeleri



Resim 42:Grup 4 (Hbz) Grubunda Genel Stres Bölgeleri



Resim 43:Grup (Hbk) Grubunda Genel Stres Bölgeleri

5.TARTIŞMA

İmplant diş hekimliğinin erken dönemlerinde asıl amaç başarılı bir şekilde kemiğe yerleştirilmiş implant iken son dönemde hastanın eksik olan estetik, fonksiyon ve fonasyon ihtiyacını gidermek olmuştur. Bu nedenle final restorasyonların estetik özelliklerini geliştirmek için bir çok araştırma yapılmaktadır. (2)

Hastaların estetik beklentilerini karşılamak amacıyla yapılan çalışmalar dental dayanak materyalleri ve kron materyallerine yoğunlaşmıştır. Bu amaçla dayanaklarda çeşitli materyaller kullanılmıştır. Metaller ve bu metallerin yüzeylerinin kaplanması, seramikler ve polimerlerden elde edilen son ürünler bunlar arasındadır.(221)

Çalışmamızda günümüzde sıklıkla kullanılan estetik dayanak materyali olan zirkonya, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik ve seramik ile güçlendirilmiş PEEK bileşimi olan BioHpp ve bu materyaller ile karşılaştırma yapabilmek adına titanyum kullanılmıştır. Literatür incelemeleri yapıldığı zaman estetik bölgede kullanılan, özellikle zirkonya ile ilgili bir çok yayın bulunmasına rağmen, BioHpp materyali ile ilgili çalışma sınırlı sayıdadır.

Güncel diş hekimliğinde estetik kron materyali olarak en çok kullanılan materyallerden biri zirkonyadır. Zirkonya yapısı gereği metallere göre daha iyi estetik özellik sergiler fakat opak yapısı neticesinde anterior bölgede kron olarak kullanımları sınırlıdır. Üzerine tabakalama tekniği ile yığılan porselene yeterli yer sağlamak için diş preparasyonunun fazla yapılmasına neden olmaktadır.(27, 28)

Tabakalama materyali olarak kullanılan porselenin kırılması şeklinde tanımlanan “chipping” zirkonya restorasyonlarda sıklıkla ortaya çıkmaktadır. Yapılan bir çalışmada 3 yıllık takipte zirkonya destekli sabit protetik restorasyonlarda chipping oranı %7 bulunmuştur.(175) Bu kırılmanın sebebi olarak da tabakalama materyalinin ince kalması gösterilmektedir.(29) Son yıllarda yapılan araştırmalar ise oluşan bu chippingin aslında zirkonya alt yapının kendi içerisinde oluşan koheziv kırıklar olduğunu göstermiştir. Teknolojinin gelişmesiyle zirkonyanın daha estetik bir materyal haline gelmesi için birçok çalışma yapılmıştır. Günümüzde tabakalama tekniği ile üretilen, çok katmanlı zirkonya kronların yerini tek parça halinde üretilen

transluent zirkonya kronlar almaya başlamıştır. Monolitik transluent zirkonya kronların bükülme dayanımı 1500 Mpa' a kadar çıkmaktadır(48)

Monolitik zirkonyanın translusensi özelliklerini artırmak için alümina miktarı azaltılmış, gren boyutları daha homojen ve küçük olacak şekilde düzenlenmiştir.(173)

Zhang ve ark.(48) yaptığı çalışmada seramiklerin kırılma dayanımlarını incelemiştir. Çalışmada lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler, alt yapı zirkonyası ve monolitik zirkonya kullanılmıştır. Monolitik zirkonya örneklerde kırılma değerleri diğer gruplara göre anlamlı düzeyde yüksek çıkmıştır. Yine aynı çalışmada monolitik zirkonya örneklerde chipping çok daha az yaşanmıştır.

Beuer ve ark.(30) monolitik zirkonya restorasyonların karşıt doğal dişi aşındırma değerleri ve kırılma dirençlerini incelemiştir. Çalışma sonunda sadece mekanik cila yapılan monolitik restorasyonların en az aşındığı ve karşıt doğal dişi en fazla aşındırdığı bulunmuş. Glaze işlemine tabi tutulmuş monolitik zirkonya restorasyonların tabakalı zirkonya restorasyonlara göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiklerini bulmuşlardır.

Gunge ve ark. yaptıkları çalışmada monolitik zirkonya kullanılarak üretilen restorasyonların başarı oranı 3 yıl sonunda %91.5 olarak bulunmuştur(222).

Nakamura ve ark. yaptığı çalışmada monolitik zirkonya restorasyonların dayanımları incelendiği çalışmasında düşük ısı bozunması gibi dezavantajlara rağmen posterior bölgede bile yeterli kırılma dayanımı gösterdiğini belirtmiştir(223).

Sun ve ark. yaptığı bir çalışmaya göre 1mm kalınlığındaki monolitik zirkonya kronlar ile 1.5mm kalınlığındaki metal alt yapı porselen kronlar ile benzer kırılma dayanımları göstermiştir. Yazarlar bu durumu iki şekilde açıklamıştır. İlk neden monolitik restorasyonlarda üst yapı seramiği olmaması ve buna bağlı olarak üst yapı kırıklarının görülmemesidir. İkinci neden ise monolitik restorasyonların CAD/CAM ile üretilmesi ve buna bağlı olarak daha homojen ve hatasız materyaller kullanılmasıdır(224).

Carames ve ark.'nın yaptığı çalışmaya göre implant destekli sabit protezlerde uyum, tabakalı zirkonya restorasyonlara göre daha iyidir. Ayrıca bu tür monolitik

zirkonya restorasyonların oklüzal uyumlanması daha kolaydır. Bu durumlara bağlı olarak %96 başarı oranı belirtmişlerdir(225).

Sulaiman ve ark.'nın çalışmasına göre monolitik zirkonya restorasyonların ışık geçirgenliği, siman polimerizasyonu ve yeterli dayanımı sağlayabilmesi için maksimum restorasyon kalınlığı 1.65 mm olmalıdır.(226) Çalışmamızda benzer şekilde, üretilen kronlar 1.65 mm den daha düşük zirkonya kalınlığına sahip olacak şekilde üretilmiştir.

Zhang ve ark.'nın(48) yaptığı çalışmaya göre monolitik zirkonya restorasyonların estetik özellikleri lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklere göre daha az bulunmuştur. Fakat yine aynı çalışmada bu tarz zirkonya restorasyonların estetik olarak geleceğinin parlak olduğunu belirtmiştir.

Çalışmamızda kanin dişini taklit eden kronlar üretilmesi neticesinde estetik restorasyonlara ihtiyaç duyulmuştur. Bu bölgedeki yükleri karşılayabilecek ve yeterli estetiği sağlayabilecek, tabakalı zirkonya materyaline bağlı başarısızlıkları elimine edebilecek, CAD/CAM' den monolitik olarak üretilebilecek olan monolitik zirkonya tercih edilmiştir.

Dental implantlar gövde ve dayanak olarak iki parça halinde incelenir. Gövde kısmı kemik içinde kalırken dayanak kısmı ağız içinde kalır ve diş formundaki restorasyon bu dayanak üzerine yapılır. Dayanak parça kemik içi implantın iç yuvasına oturur ve bir vida yardımıyla gövdeye bağlanır. Diş eti geçişi (transmukozal) ve restorasyona destek olan iç kısmı “dayanak parçasını” oluşturur. Dayanak üretiminde en çok kullanılan metal alaşım biyolojik uyumu, korozyona direnci, düşük moleküler ağırlığı, düşük yoğunluğu ve yüksek gerilme dayanıklılığı nedeni ile titanyumdur (160).

Att. ve ark.(227) zirkonya ve titanyum dayanakların kırılma dayanımlarını incelemiştir.Yaptıkları çalışmaya göre en yüksek kırılma dayanımı titanyum dayanaklarda gözlenmiştir.

Bidra ve Rungruanganunt(228)' in yaptığı çalışmada anterior bölgeye yerleştirilmiş implantların kırılma dayanımları incelenmiştir. Bu çalışmaya göre titanyum dayanaklarda herhangi bir kırık tespit edilmemiştir.

Thomas ve ark. tek parça ve hibrit zirkonya dayanaklar ile titanyum dayanakların kırılma dayanımlarını karşılaştırmıştır. Bu çalışmaya göre titanyum dayanakların kırılma dayanımları belirgin düzeyde yüksek çıkmıştır(229).

Yapılan başka bir çalışmada Foong ve ark.(230) titanyum ve zirkonya dayanakların kırılma dayanımlarını incelemiştir. Çalışmada dayanaklar 30 ° açı ile akrilik rezinlerin içine gömülmüştür. Örneklerin maksimum kırılma dayanımları incelendiği zaman titanyum dayanakların zirkonya dayanaklara göre anlamlı derecede yüksek kırılma dayanımı gösterdiği sonucuna varılmıştır. Yine aynı çalışmada kırılma tipleri incelendiği zaman zirkonya dayanakların olduğu grupta kırıklar daha çok dayanak üzerinde gerçekleşirken, titanyum dayanakların olduğu grupta kırıklar daha çok vida ve implant üzerinde gerçekleşmiştir.

Kırık lokalizasyonlarının daha çok implant ve vidada görülmesi ve dayanaklar arasında en yüksek kırılma değerlerine titanyum dayanakların sahip olması bizim çalışmamıza benzerlik göstermektedir. Titanyum dayanakların kırılma dayanımının en yüksek bulunmasının nedeninin monoblok olması ve titanyumun kırılma dayanımının yüksek olmasından kaynaklandığını düşünüyoruz. Bu nedenle materyal genelde en zayıf yeri olan vida bölge bölgesinden kırılmıştır veya en çok stres biriken yerlerden biri olan implant boyun bölgesine zarar vermiştir. Elde edilen veriler doğrultusunda “tüm dayanakların kırılma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık oluşmayacaktır ve oluşan kırık tipleri kullanılan materyallerden bağımsız olacaktır.” şeklinde olan sıfır hipotezimiz reddedilmiştir.

Diş etinin ince fenotip sergilediği, yüksek gülme hattına sahip hastalar ve tam seramik restorasyon yapılması gereken hastalar gibi durumlarda seramik dayanaklar tercih edilmektedir.(231) Bressan ve ark. çeşitli implant dayanaklarının peri-implanter dokudaki renk değişimleri üzerine yaptığı çalışmasında CAD/CAM üretimi olan titanyum, döküm altın ve CAD/CAM zirkonya dayanakları karşılaştırmıştır. Bu

çalışmaya göre her 3 dayanakta da mukoza bölgesinde renk değişimleri gözlenmiştir. Fakat en az renk değişiminin zirkonya dayanaklarda görüldüğü belirtilmiştir(232).

Sailer ve ark. 2009 yılında yaptıkları sistematik derlemede seramik ve metal dayanakların klinik performanslarını değerlendirmiştir. Çalışmada, metal ve seramik dayanakların hayatta kalım ve komplikasyon oranları benzer bulunmuştur. Hatta, seramik dayanakların daha az teknik komplikasyon gösterdiği ve estetik komplikasyon gösterdikleri belirtilmiştir. Zirkonya dayanakların ise metal dayanıklara alternatif olabileceği bildirilmiştir(233).

Tam zirkonya dayanak kullanılan durumlarda implant ile dayanak parçasının birleşim yerinde zirkonyanın sertliğinden dolayı aşınmalar gerçekleşmektedir. Bu aşınmayı engellemek amacıyla zirkonya dayanağın implant ile birleşim yeri titanyumdan üretilmiştir. Firmadan firmaya değişmekle birlikte genellikle bu parça “Ti-base” olarak isimlendirilmektedir.(234) Truninger ve ark.(229) yaptığı çalışmada tek parça ve hibrit zirkonya dayanakların eğilme dayanımlarını incelediklerinde, hibrit zirkonya dayanaklarda metalik desteğin sistemin stabilitesine olumlu katkı sağladığını bildirmişlerdir.

Baldassari ve ark.(235) çalışmalarında titanyum dayanaklar ve zirkonya dayanakların iç yüzey bağlantılarındaki uyumu incelemiştir. Buna göre zirkonya dayanakların implant ile olan uyumsuzluğu titanyum dayanıklara göre 3 ila 7 kat daha fazla bulunmuştur.

Beuer ve ark.'nın (236) çalışmasına göre hibrit zirkonya dayanaklar, tek parça zirkonya dayanıklara göre daha yüksek kırılma dayanımı sergilemektedir.

Chun ve ark.(237) bir çalışmalarında hibrit zirkonya dayanakların posterior bölgede kullanılabilecek kadar kırılma dayanımı gösterdiğini belirtmiştir.

Tek parça zirkonya dayanaklar ile hibrit zirkonya dayanakların karşılaştırıldığı bir çalışmada, tek parça zirkonya dayanakların implant iç yüzeyinde aşınmalara neden olduğu belirtilmiştir (238).

Elsayed ve ark. yaptığı çalışmada hibrit zirkonya dayanakların ti-base kullanımı ile kırılma dayanımlarının tek parça zirkonya dayanaklara göre daha yüksek olduğunu göstermiştir(239).

Thomas ve ark.'nın yaptığı çalışmada tek parça ve hibrit zirkonya dayanaklar ile titanyum dayanakların kırılma dayanımları karşılaştırılmıştır. Çalışma sonuçlarında hibrit zirkonya dayanakların tek parça zirkonya dayanaklardan daha yüksek değerlerde kırıldığı bulunmuştur(229).

Yapılan araştırmalarda farklı implant sistemlerine ait zirkonya dayanakların yeterli kırılma dayanımı gösterdiğini bildirmiştir.(240) Henriksson ve arkadaşlarının yaptığı araştırmada zirkonya dayanakların kırılma risklerinin düşük olduğundan bahsedilmiştir.(231)

Yapılan başka bir çalışmada anterior ve premolar bölgede kullanılan zirkonya dayanaklarda klinik olarak kırık tespit edilememiştir.(167)

Yapılan çalışmalarda hibrit zirkonya dayanakların en zayıf yeri olarak vida gösterilmiştir(241, 242). Zirkonyanın yüksek bükülme ve kırılma dayanımı da bu durumu desteklemektedir. Bu nedenle sadece dayanağın kırma testine maruz kaldığı durumlarda ilk kırılan yapı dayanak vidasıdır. Bizim çalışmamızda da vida kırıklarının fazlaca görülmesinin nedeninin bu olduğunu düşünüyoruz. Zirkonya hibrit dayanakların kırılma dayanımlarının karşılaştırıldığı başka çalışmalar ile çalışmamız zirkonya hibrit dayanakların kırılma değerleri açısından paralellik göstermektedir. Bu durumun oluşması sırasında yükleme protokolünde oluşabilecek farklılıklar, dayanakların üretim metodları ve yorma işlemi olup olmamasının etkisi olabileceği de unutulmamalıdır.

Tam seramik restorasyonların klinik başarısı, yalnızca materyalin mekanik özelliklerine bağlı değildir. Seramik yüzeyi ile kullanılan simanın adeziv özellikleri de restorasyonun klinik başarısında etkilidir. Seramik ve rezin siman arasındaki bağlantı seramiğin kırılma direncini artırır(243).

Yapılan çalışmalar, estetik bölgede yaklaşık 206N yük ve maksimum 290N çiğneme kuvveti bildirmektedir(180). Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramiklerin

ise kırılma dayanımı 400N' dur(27) .Kırılma dayanımları anterior bölgede sıkıntısız kullanımına izin vermektedir. Fakat diğer seramik dayanaklarda olduğu gibi posterior bölgede sınırlı endikasyona sahiptir.

Nouh ve ark.'nın 2019 yılında yaptıkları çalışmada, hibrit zirkonya dayanakların kırılma dayanımlarının posterior bölgede dahi kullanımına imkan verdiği bildirilmiştir. Fakat tam zirkonya dayanaklar ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik hibrit dayanakların posterior bölgede kullanımı sınırlı olabilmektedir(244).

Elsayed ve ark. çalışmalarında lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik dayanaklar ve zirkonya hibrit dayanakların yorma işlemi sonrasında kırma dayanımlarını karşılaştırmıştır. Buna göre lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik dayanaklar ve hibrit zirkonya dayanaklar dinamik yüklemeler altında yeterli dayanıklılığı göstermiştir. (239)

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin ışık geçirgenliği zirkonyaya göre çok daha iyidir. Işık geçişine doğala yakın bir şekilde izin verirler. Gelişmiş optik özellik sergilerler. Simantasyon sırasında kullanılan siman rengine bağlı olarak renk değişiklikleri yapılmasına imkan sağlarlar.Bu haliyle anterior bölgede kullanabilmek için uygundur.(245)

Lityumdisilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin simantasyon başarısı materyalin pürüzlendirilebilme başarısına da bağlıdır. Bir çok yüzey pürüzlendirme yöntemi olmasına rağmen lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin pürüzlendirilmesinde ilk tercih olarak hidroflorik asit tercih edilmektedir(246, 247). Çünkü kuşlama yöntemi kullanılarak pürüzlendirme sırasında cam seramiklerde yüzeyde kopmalar ve materyalin iç yapısında bozulmalar gerçekleşir(248). Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin hidroflorik asit nedeniyle camsı fazının çözünmesine bağlı olarak simantasyondaki başarısının arttığının gösterildiği bir çok çalışma vardır(249, 250). Bu nedenle çalışmamızda lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik dayanaklarda hidroflorik asit ile pürüzlendirme işlemi yapılmıştır.

Çalışmamızda uyguladığımız kırma testlerinde Hlz grubunda desimantasyon yaşanmaması durumu literatür ile benzerdir. Bu grupta simantasyondan önce hidroflorik asit kullanılması ve buna bağlı olarak pürüzlülüğün artmasının

desimantasyonu azaltmış olabileceğini düşünüyoruz. Ayrıca desimantasyon görülmemesinin diğer bir nedeni kırma işlemi sırasında uygulanan kuvvetlerin desimantasyona neden olacak kırma kuvvetlerine ulaşmadan dayanakların kırılmasına neden olması olabilir. Metal alaşımları eğilebilir yapıda özellik sergiler. Tam tersine seramikler ise yüksek elastisite modülüsüne sahiptir ve kırılma yapıya sahiptir. Bu nedenle gerilme ve bükülme tipi kuvvetlere metaller kadar dayanıklı değildir. Kuvvetler neticesinde oluşan çatlak ve defektleri kompanse edemezler. Gerilme kuvvet eşiği aşıldığında kırılma oluşur. Lityumdisilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin kırılma değerlerinin titanyum ve hibrit zirkonya dayanakların kırılma değerlerinden düşük olması nedeniyle kırıklar genellikle cam seramik yapıların yüzeylerinde oluşmuştur. Bu sayede üretilen restorasyonlar implantlara zarar vermeden kırılmıştır. Yapılan kırma testleri neticesinde seramik dayanaklarda oluşan kırılmalar tamiri mümkün olmayan kırılmalardır. İmplant destekli seramik dayanakların üzerine yapılan tam seramik restorasyonların adeziv siman ile yapıştırılması önerilmektedir. Simantasyon işleminin doğru bir şekilde yapılması restorasyonların sağ kalımında uzun vadede etkili bir faktördür.

BioHPP kısmen kristal polimer matriks içerisinde 0,3-0,5 mm gren boyutundaki seramik doldurucuların eşit olarak dağılması ile oluşmaktadır. Doldurucuların tanecikleri iyi polisajlanabilme özelliğini sağlamaktadır. Bu materyal sabit dental protezler ve teleskopik parçalar gibi protetik restorasyonların üretiminde kullanılabilir.(182)

Literatür incelemesi yapıldığı zaman PEEK materyalinin implant dayanak materyali olarak kullanıldığı çalışmalar sınırlıdır. Yapılan çalışmalar materyalin daha çok biyouyumluluğu ile ilgilidir. Ayrıca materyalin kırılma dayanımına bağlı olarak yapılan çalışmalar daha çok hareketli bölümlü protez ve kron gibi konvansiyonel protezler ile ilgilidir.

Tannous ve ark. Cr-Co ve PEEK alt yapılı hareketli bölümlü protezlerin kroşelerinin tutuculuklarını incelediği çalışmada PEEK alt yapılı protezlerin kroşelerinin tutuculuğunun Cr-Co alt yapılı protezlere göre daha az olduğunu bulmuştur(251).

Yapılan başka bir çalışmada hastanın üst çenesine yerleştirilen implantların üst yapısı PEEK alt yapı ile hibrit protez olacak şekilde üretilmiştir. Üretilen bu protezin 12 aylık takibinde herhangi bir komplikasyon görülmemiştir. Fakat protezin parlaklığında azalma oluşmuştur(252).

Volpe ve ark. yaptığı çalışmada PEEK ve titanyumdan üretilmiş iyileşme dayanaklarının etrafındaki plak kolonizasyonunu araştırmıştır. Çalışma sonuçlarına göre iki materyalin bakteri kolonizasyonu açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermediği anlaşılmıştır(253).

Üretici firma PEEK esaslı bir polimer olan BioHpp' nin yüzey ıslanabilirliğini artırmak için kumlanmasını önermektedir. Çalışmamızda BioHpp dayanaklar 110µ büyüklüğünde alüminyum oksit kum partikülleri ile 3 bar basınç altında, 15mm mesafeden 20 saniye boyunca kumlandı. Kalan artıklar alkol ve bir fırça yardımıyla temizlendi. Hava su spreyi ile tamamen kurutuldu.

Kaleli ve ark. yaptığı çalışmada lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik hibrit dayanak, zirkonya hibrit, PEEK hibrit dayanak ve polimer emdirilmiş seramik dayanakların stres birikim noktalarını incelemiştir. Bu çalışmaya göre implant ve dayanak kompleksinde düşük stres görülürken kron ve ti-base bölgesinde yüksek stresler ölçmüştür(254).

Yapılan başka bir çalışmada PEEK' in restorasyonlarda alt yapı malzemesi olarak kullanılması durumunda, kompozitlerin kron yapımında uygun olabileceği belirtilmiştir. Kompozit kron materyalinin yaklaşık 24 Mpa ile alt yapıya bağlandığı ve bu değerın restorasyon yapımı için uygun olduğu belirtilmiştir(255-257). Jin ve ark.(258) çalışmalarında titanyum ve BioHpp materyallerine kompozit materyallerin bağlantı kuvvetini ölçmüştür. Çalışmaya göre BioHpp ile kompozitin arasındaki bağlantı titanyum ve kompozitin arasındaki bağlantıdan daha yüksek bulunmuştur. Çalışmamızda üretilen BioHpp altyapılı kompozit kronlar literatür verileri ile paralellik gösterecek şekilde üretilmiştir.

Yapılan başka bir çalışmada lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik ve BioHpp dayanakların da içinde bulunduğu çeşitli dayanakların kırılma dayanımları incelenmiştir. Çalışma sonuçlarında, BioHpp dayanak grubunun kırılma değerleri

lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik grubundan yüksek çıkmıştır. Ayrıca yine bu çalışmada BioHpp dayanakların molar bölgede de kullanılabilmesi yönünde tavsiye verilmiştir(259).

Sağlam ve ark. yaptığı bir çalışmada aralarında BioHpp' nin de bulunduğu çeşitli hibrit dayanakların kırılma dayanımlarını incelemiştir. Bu çalışmaya göre BioHpp hibrit dayanak grubunun anterior bölgede zirkonya hibrit dayanaklara alternatif olabileceği belirtilmiştir(260).

Çalışmamızda BioHpp materyalini dayanak olarak kullanan 2 adet grup bulunmaktadır. Hbk grubunun kırılma dayanımı Hlz grubuna benzer olmakla birlikte diğer gruplara oranla anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Hbk grubunda bu düşüklüğün sebebinin dayanağın etrafını çepeçevre saran destekleme mekanizmasından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. Üretilen kompozit kronların monoblok bir materyalden üretilmemesi, tabakalama tekniği ile üretilmesi ve buna bağlı olarak üretilen kronların homojenitesinin üretici teknisyene bağlı olması Hbk grubunun kırılma dayanımının düşük olmasında etkili olabilir. Ayrıca çalışmamızda üretilen örnekler çiğneme simülatörü ile yorma işlemine maruz bırakılmıştır. Yorma işlemine maruz kalan rezin materyalin kırılma dayanımının azalması da grup 5' te en düşük değerlerin oluşmasının nedenlerindedir.

Yapılan bir çalışmada rezin kompozit malzemelerin seramik materyallere göre uzun dönemde mikro sızıntıya daha fazla maruz kaldıkları gösterilmiştir.(261) Thordrup ve ark., yaptığı çalışmada dört farklı seramik sistemi ve kompozit rezin restorasyonların marjinal uyum ve mikro sızıntılarını değerlendirmiş ve seramik restorasyonların daha az mikro sızıntı gösterdiğini belirtmiştir(262).

Skupien ve ark. yaptığı bir çalışmada seramik kron ve kompozit restorasyonların kırılma dayanımlarını karşılaştırmış ve indirekt olarak üretilen tüm restorasyonların kırılma dayanımlarının daha yüksek olduğunu belirtmiştir. Fakat yine aynı çalışmaya göre yapılan tüm restorasyonların kırılma dayanımları ağız içi kuvvetlere uygundur(263).

Grup 5' de üretilen kompozit örneklerin vida deliklerinin üst yapının dayanıklılığını azaltabileceğini düşünmekteyiz. Bu konu ile ilgili bir çalışmada vida

deliği bulunmayan implant üstü kronların vida deliği bulunan kronlara oranla kırılma dayanımları belirgin ölçüde yüksek bulunmuştur(264). Başka bir çalışmada da mandibular posterior bölgedeki zirkonya kronların vida delikleri varlığında kırılma dayanımları incelenmiş ve vida deliği varlığında kronların kırılma dayanımlarının azalttığı sonucuna varılmıştır. Ayrıca vida deliği çevresindeki zirkonyanın miktarının artması kırılma dayanımına etki etmektedir(265).

Sonlu elemanlar analizi ile üretilen örnekler dijital ortamda incelendiğinde, Tiz grubunda kuvvetin çoğunlukla en yüksek değerleri gösterdiği anlaşıldı. Kuvvet dağılımı incelendiğinde kuvvetin implant boynu, dayanak birleşim bölgesi ve vidada yoğunlaştığı görüldü. Ölçülen bu değerler, yaptığımız kırma testlerinde oluşan vida ve dayanak kırıklarının neden daha çok bu grupta görüldüğünü açıklar niteliktedir. Grupların ti-base bölgesi ayrı ayrı incelendiği zaman Hzz grubunun kuvvet birikim noktası ti-base in boyun bölgesinde birikmiştir. Fakat Hbz ve Hbk gruplarında oluşan kuvvetler ti-base üzerine dağılmış haldedir. Bu durum testlerimizde Hzz grubunun kırık tipleri hakkında fikir vermektedir. Biriken kuvvetler neticesinde Hzz grubunda ti-base implant birleşim yerinde ve vidada sıklıkla kırık görüldü. Hlz grubunun stres yoğunlaşma bölgeleri incelendiğinde Hzz grubuna benzer veriler elde edildi. Kırılma değerlerinde oluşan bu farklılıklar materyalin kırılma dayanımlarına bağlı olarak açıklanabilmektedir.

Çalışmamızda estetik bölgede kullanılan dayanak materyallerinin mekanik dayanımları ve kırık tipleri incelenmiştir. İncelenen bu durumlar materyalin mekanik özellikleri ile ilgilidir. Rosentritt ve ark. çeşitli zirkonya ve titanyum implant ve implant komplekslerinin kırılma dayanımlarını ve kırılma tiplerini incelediği çalışmasında örnekler kırma testine tabi tutulmuştur (266). Kim ve ark. yaptığı çeşitli zirkonya dayanakların kırılma dayanımlarının karşılaştırıldığı başka bir çalışmada dayanakların kırılma dayanımları karşılaştırılabilmek için kırma testi kullanılmıştır(234). Bu nedenle çalışmamızda dayanakların kırılma dayanımlarını ölçmek için test yöntemi olarak kırma testi tercih edilmiştir.

Üretilen farklı restoratif materyallerin geliştirilmesi amacıyla geliştirilen testlerden biri de yorma işlemidir. Bu işlemler sayesinde materyallerin yaşlanmalara ne gibi tepkiler vereceği ölçülebilmektedir(267).

Yutkunma sırasında dişlerin birbirine değmesi sırasında ortalama 2 ila 50N kuvvet oluşur(268, 269). Bu yüzden çiğneme işlemini taklit eden çalışmalarda genelde 50N' luk kuvvetler tercih edilmektedir(270). Bu veriler ışığında çalışmamızda çiğneme simülatöründe uygulamak için 50N' luk kuvvet tercih edilmiştir.

Petra C. ve ark(271), S. Kheradmandan ve ark.(272) ve M. Kern ve ark.(273) yaptığı çalışmalarda materyaller yorma işlemine tabi tutulmuştur. Yapılan bu çalışmalarda 240000 döngü ağız içinde bir yıla denk gelecek şekilde hesaplanmıştır. Spies ve ark. yaptığı çalışmada alümina ile güçlendirilmiş implantların ağız içi ortamlarda yaşlandırılmasını takiben kırılma dayanımlarını incelemiştir. Yapılan bu çalışmada 5 yıla denk gelen 1200000 döngü uygulanmıştır(274). Yapılan başka bir çalışmada CAD/CAM ile üretilmiş zirkonya bazlı dental restorasyonların yorma işlemi sonrası kenar uyumları değerlendirilmiştir. Bu çalışmada yapılan yorma işlemi 5 yıla denk gelen 1200000 döngü olarak seçilmiştir(275). Çalışmamızda örnekleri yormak için 240000 döngü yapmamız literatür verileri ile paralellik göstermektedir.

CAD/CAM sistemleri ile üretilen restorasyonların kırılma dayanımının geleneksel sistemlerle üretilen restorasyonlara göre daha yüksek olduğuna dair bir çok çalışma bulunmaktadır(276).Yapılan bir çalışmaya göre Ips e.max sistemi ile üretilen restorasyonlarda CAD bloklar ile üretilen restorasyonların kırılma dayanımı IPS e.max Press ile üretilen restorasyonlardan yüksek bulunmuştur. Çalışmada kullanılan materyallerin kimyasal yapıları aynı olmasına rağmen CAD bloklar press materyalinden farklı olarak kolay ve hızlı bir şekilde frezlenebilmesi için parsiyel olarak kristalize edilirler.Frezlenme işleminden sonra restorasyonlar 850°C ısıtma işlemine tabi tutulur. Lityum metasilikat kristalleri lityum disilikat kristallerine dönüşür. Böylece restorasyonların mekanik direnci artar.(277) Gozdowski ve Reich' in yaptığı çalışma klasik yöntemlerle üretilen restorasyonların CAD/CAM ile üretilen restorasyonlara göre çok daha fazla vakit aldığını göstermiştir.(278) Romao ve ark. yaptıkları çalışmada CAD/CAM ve press sistemleri ile üretilen restorasyonların kenar uyumlarını incelemiş ve iki sistem arasında anlamlı fark bulamamıştır(279) Costa ve ark.'nın yaptığı çalışmaya göre üretilen restorasyonların kenar uyumları açısından yüksek ısıda presleme ve CAD/CAM sistemleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.(280) Çalışmamızda üretilen restorasyonlar hata payını en aza

indirmek ve standardizasyonu sağlamak amacıyla CAD/CAM sistemleri ile üretilmiştir.

Yapılan araştırmalar göstermiştir ki üst çene ön bölgede hastaların estetik beklentisi fonksiyonel beklentisinin önüne geçmiştir.(281) Çalışmamızda ön bölgedeki maksimum kuvveti alan, dental arka rehberlik sağlayan, oklüzyonu düzenleyen ve estetik bir gülüşte kilit rol oynayan kanin dişi tercih edilmiştir. (119, 282, 283) Bu amaçla Universal kırma cihazı kullanılarak yapılan kırma testlerinde kuvvet üretilen örneklere 45° açıyla uygulandığı çalışmalar örnek alınmıştır.(260, 284, 285)



6.SONUÇ VE ÖNERİLER

Yapılan çalışmanın sonuçları literatür verileri ile değerlendirilmiştir. Buna göre elde ettiğimiz sonuçları şu şekilde sıralayabiliriz:

- 1) Tiz ve Hzz gruplarında kırılma dayanımı en yüksek değerleri gösterdi. Ölçülen bu değerler, ağız içi çiğneme kuvvetlerinden yüksektir. Kırma sırasında iki grupta da çokça vida kırığı, dayanak kırığı ve implant boyun bölgesinde eğilme gözlemlendi. Kırma değerleri göz önüne alındığında, iki grubun da ağız içinde posterior bölge gibi kuvvetin fazla olduğu bölgelerde dahi kullanılabilceği söylenebilir. Fakat parafonksiyonel kuvvetlerin oluştuğu hastalarda ağız içi kontroller implant sağ kalımının kontrolü için sıkça yapılmalıdır.
- 2) Hlz ve Hbk grupları, en düşük kırılma dayanımına sahiptir. Ölçülen bu değerler, ağız içi anterior bölgede kullanılacak düzeydedir. Kırıklar çoğunlukla seramik yapılarda meydana gelmiştir. Böylece oluşan kırıklar implant, dayanak ve vidaya zarar vermeden oluşmuştur. Bu nedenle bu materyaller ağız içinde estetik beklentinin yoğunlaştığı anterior bölgede kullanılabilir.
- 3) Sonlu elemanlar analiz yöntemiyle dijital ortamda oluşturulan modellerde stres birikim bölgeleri incelendiğinde; Tiz, Hzz, Hlz gruplarında stres, dayanak ve ti-base boyun bölgesinde birikirken, Hbz ve Hbk gruplarında koronal bölgeye yayılmıştır. Bu sonucun BioHpp' nin esnekliği ve kuvveti dağıtması nedeniyle oluştuğunu düşünmekteyiz. Sonlu elemanlar analiz yöntemi tek seferde uygulanan bir kuvveti incelemektedir. Fakat ağız içindeki kuvvetler dinamik ve sürekli olarak değişmektedir. BioHpp' nin esnek yapısı nedeniyle ağız içinde sürekli oluşan kuvvetler uzun dönemde vida gevşemesi ve/veya buna bağlı olarak vida kırılmasına

neden olabilir. Dolayısıyla, daimi dayanak materyali olarak BioHpp kullanıldığı durumlarda hastanın klinik kontrolleri daha sık yapılmalıdır.

- 4) Hbz Ve Hbk gruplarında kırılma dayanımlarında oluşan farklılık üst yapı materyalinden kaynaklanmaktadır. Polimer esaslı olan BioHpp dayanağın üst yapı olarak zirkonya gibi rijit bir materyalle desteklenmesi kırılma dayanımını artırmıştır. Bu nedenle BioHpp' nin daimi dayanak materyali olarak kullanıldığı durumlarda zirkonya gibi rijit bir üst yapı tercih edilmesini önermekteyiz.
- 5) Çalışmada yapılan kırma testlerinde oluşan kırıklar incelendiğinde; Ti-base' in boyun bölgesinde ve yapı ile birleşen yüzeyde kırıkların meydana geldiği gözlenmiştir. Bu sonucun Ti-base' in titanyum dayanımının bahsedilen bölgelerde yeterli olmaması nedeniyle olduğu düşünülmektedir. Bu nedenle ti-base materyalinin dayanımını arttıracak materyal ya da üretim yöntemi değişiklikleri yapılması önerilebilir.

BioHpp materyalinin kullanım alanlarını belirlemek ve genişletmek amacıyla örneklem büyüklüğü daha fazla olan invivo ve invitro çalışmalar yapılması gerektiğini düşünmekteyiz.

KAYNAKLAR

1. Branemark P-I. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16.
2. Al-Sabbagh M. Implants in the esthetic zone. *Dental clinics of North America.* 2006;50(3):391-407, vi.
3. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2004;91(2):136-43.
4. Ernsmere J. Porcelain dental work. *Br J Dent Sci.* 1900;43:547.
5. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2001;85(1):61-6.
6. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Esthetic considerations. Shillingburg HT Jr, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, 3rd ed Carol Stream: Quintessence Publishing Co. 1997:419-32.
7. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2001;85(4):363-76.
8. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice K. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *Journal of dentistry.* 2000;28(7):529-35.
9. Efeoğlu A. *Diş hekimliği tarihi.* İstanbul: Alemdar Ofset Yayınları. 1992.
10. Dong J, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *International Journal of Prosthodontics.* 1992;5(1).
11. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of prosthodontic research.* 2014;58(4):208-16.
12. VanBlarcom CW. *The glossary of prosthodontic terms:* Mosby; 1999.
13. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection;* Quintessence Pub. Co: Chicago, IL, USA. 2002;23.
14. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *European Journal of Esthetic Dentistry.* 2009;4(2).
15. Filser F, Kocher P, Gauckler L. Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. *Assembly automation.* 2003;23(4):382-90.
16. Jeong S-M, Ludwig K, Kern M. Investigation of the fracture resistance of three types of zirconia posts in all-ceramic post-and-core restorations. *The International journal of prosthodontics.* 2002;15(2):154-8.
17. Gallino F, Di Valentin C, Pacchioni G. Band gap engineering of bulk ZrO₂ by Ti doping. *Physical Chemistry Chemical Physics.* 2011;13(39):17667-75.
18. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials.* 2009;88(2):519-29.

19. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental materials*. 2004;20(5):449-56.
20. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of dentistry*. 2007;35(11):819-26.
21. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*. 2008;24(3):299-307.
22. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1-25.
23. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*. 2004;25(24):5539-45.
24. Nawa M, Nakamoto S, Sekino T, Niihara K. Tough and strong Ce-TZP/alumina nanocomposites doped with titania. *Ceramics International*. 1998;24(7):497-506.
25. Kobayashi K, Kuwajima H, Masaki T. Phase change and mechanical properties of ZrO₂-Y₂O₃ solid electrolyte after ageing. *Solid State Ionics*. 1981;3:489-93.
26. Guo X. Property degradation of tetragonal zirconia induced by low-temperature defect reaction with water molecules. *Chemistry of materials*. 2004;16(21):3988-94.
27. Lameira DP, De Souza GM. Fracture strength of aged monolithic and bilayer zirconia-based crowns. *BioMed research international*. 2015;2015.
28. Dhima M, Assad DA, Volz JE, An KN, Berglund LJ, Carr AB, et al. Evaluation of fracture resistance in aqueous environment of four restorative systems for posterior applications. Part 1. *Journal of Prosthodontics*. 2013;22(4):256-60.
29. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler J, Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;96(4):237-44.
30. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth J-F, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental materials*. 2012;28(4):449-56.
31. Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dental materials*. 2006;22(8):778-84.
32. Fischer J, Stawarczyk B, Hämmerle C. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *Journal of dentistry*. 2008;36(5):316-21.
33. Lenz J, Thies M, Wollwage P, Schweizerhof K. A note on the temperature dependence of the flexural strength of a porcelain. *Dent Mater*. 2002;18(7):558-60.
34. Soliman MSM, Mohsen CA, El-Mahallawi O, Abu-Eittah MRH. Effect of Different CAD/CAM Fabrication Techniques on the Vertical Marginal Gap. *Journal of American Science*. 2015;11(6).
35. Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA. Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2009;18(8):645-8.
36. Ishibe M, Raigrodski AJ, Flinn BD, Chung K-H, Spiekerman C, Winter RR. Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high-noble alloy and zirconia cores. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2011;106(1):29-37.
37. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings—a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dental Materials*. 2009;25(1):121-8.
38. Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. *Journal of oral science*. 2010;52(4):531-9.
39. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *Journal of prosthodontic research*. 2013;57(4):236-61.

40. Makarouna M, Ullmann K, Lazarek K, Boening KW. Six-year clinical performance of lithium disilicate fixed partial dentures. *International Journal of Prosthodontics*. 2011;24(3).
41. Rinke S, Fischer C. Range of indications for translucent zirconia modifications: Clinical and technical aspects. *Quintessence International*. 2013;44(8).
42. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental materials*. 2014;30(10):1195-203.
43. SILVA LHd, MIRANDA RBdP, FAVERO SS, LOHBAUER U, CESAR PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian oral research*. 2017;31.
44. Zhang H, Li Z, Kim B-N, Morita K, Yoshida H, Hiraga K, et al. Effect of alumina dopant on transparency of tetragonal zirconia. *Journal of Nanomaterials*. 2012;2012:1.
45. Cheng J, Agrawal D, Zhang Y, Roy R. Microwave sintering of transparent alumina. *Materials Letters*. 2002;56(4):587-92.
46. Klimke J, Trunec M, Krell A. Transparent tetragonal yttria-stabilized zirconia ceramics: influence of scattering caused by birefringence. *Journal of the American Ceramic Society*. 2011;94(6):1850-8.
47. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;98(5):389-404.
48. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental materials*. 2013;29(12):1201-8.
49. Hamza TA, Sherif RM. In vitro evaluation of marginal discrepancy of monolithic zirconia restorations fabricated with different CAD-CAM systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017;117(6):762-6.
50. Land CH. *Porcelain dental art* 1904.
51. Höland W, Apel E, van't Hoen C, Rheinberger V. Studies of crystal phase formations in high-strength lithium disilicate glass-ceramics. *Journal of Non-Crystalline Solids*. 2006;352(38-39):4041-50.
52. Goharian P, Nemati A, Shabani M, Afshar A. Properties, crystallization mechanism and microstructure of lithium disilicate glass-ceramic. *Journal of Non-Crystalline Solids*. 2010;356(4-5):208-14.
53. Höland W, Beall G. Composition systems for glass-ceramics. *Glass-Ceramic Technology*. 2012:75-199.
54. Apel E, van't Hoen C, Rheinberger V, Höland W. Influence of ZrO₂ on the crystallization and properties of lithium disilicate glass-ceramics derived from a multi-component system. *Journal of the European Ceramic Society*. 2007;27(2-3):1571-7.
55. Denry I, Lejus A, Thery J, Masse M. Preparation and characterization of a new lithium-containing glass-ceramic. *Materials Research Bulletin*. 1999;34(10-11):1615-27.
56. Mansour YF, Al-Omiri MK, Khader Y, Al-Wahadni A. Clinical performance of IPS-Empress 2 ceramic crowns inserted by general dental practitioners. *J Contemp Dent Pract*. 2008;9(4):9-16.
57. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(6):557-62.
58. Anusavice K. Degradability of dental ceramics. *Advances in dental research*. 1992;6(1):82-9.
59. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2000;53(4):297-303.

60. Ivoclar Vivadent A. The Compatible All-Ceramic System. Dental Technician and Instructor, Schaan, Liechtenstein. 2005.
61. Font AF, Ruiz F, Ruíz MG, Rueda CL, González AM. Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006;11:E297-302.
62. Kern M, Sasse M, Wolfart S. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *The Journal of the American Dental Association*. 2012;143(3):234-40.
63. Wolfart S, Bohlsen F, Wegner SM, Kern M. A preliminary prospective evaluation of all-ceramic crown-retained and inlay-retained fixed partial dentures. *International Journal of Prosthodontics*. 2005;18(6).
64. Toman M, Toksavul S. Clinical evaluation of 121 lithium disilicate all-ceramic crowns up to 9 years. *Quintessence International*. 2015;46(3).
65. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental Clinics*. 2011;55(2):333-52.
66. Bühler-Zemp P, Völkel T. IPS e. max CAD Scientific documentation. Ivoclar Vivadent. 2005:1-16.
67. Höland W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert review of medical devices*. 2008;5(6):729-45.
68. El-Meliegy E, van Noort R. Formulation of Medical Glasses. *Glasses and Glass Ceramics for Medical Applications*: Springer; 2012. p. 57-78.
69. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental materials*. 2016;32(7):908-14.
70. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*. 2009;28(1):44-56.
71. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;88(1):10-5.
72. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics*. 2011;55(3):559-70.
73. Moörmann WH. The evolution of the CEREC system. *The Journal of the American Dental Association*. 2006;137:7S-13S.
74. Della Bona A, Mecholsky Jr JJ, Barrett AA, Griggs JA. Characterization of glass-infiltrated alumina-based ceramics. *dental materials*. 2008;24(11):1568-74.
75. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental clinics of North America*. 2002;46(2):405-26, viii.
76. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian dental journal*. 2011;56:97-106.
77. Ting-shu S, Jian S. Intraoral digital impression technique: a review. *Journal of Prosthodontics*. 2015;24(4):313-21.
78. Galhano GÁP, Pellizzer EP, Mazaro JVQ. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2012;23(6):e575-e9.
79. Güth J-F, Edelhoff D, Schweiger J, Keul C. A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clinical oral investigations*. 2016;20(7):1487-94.
80. Bosch G, Ender A, Mehl A. A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(6):1425-31.
81. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonça G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(4):770-7.
82. The Glossary of Prosthodontic Terms. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017;117(5):e1-e105.

83. GÜZEL KG, MEŞE A, DÜNDAR DB. Tür, Form ve Materyal Açısından Günümüz Dental İmplantlarının Tarihçesi. *Türkiye Klinikleri Journal of Medical Ethics-Law and History*. 2006;14(1):41-6.
84. Atilla G. A rare find in Anatolia--a tooth implant (mid-sixth century BC). *The Journal of oral implantology*. 1993;19(1):54.
85. Derome J. A bit of history and dental implantology today. *La Promotion dentaire*. 1973(20):12-8 passim.
86. Gomez M, Avila R, Landa S. Historical development of dental implantology. *Revista espanola de estomatologia*. 1988;36(4):303-10.
87. Granat J. Was there implantology 7000 years ago? *L'Information dentaire*. 1990;72(22):1959-61.
88. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clinical Oral Implants Research*. 2009;20:32-47.
89. Misch CE. *Contemporary implant dentistry*. St-Louis: Mosby Elsevier; 2008.
90. Majewski S, Loster B, Macura A, Wisniewska G, Sliwowski Z, Mazurkiewicz-Janik M, et al. Application of a diagnostic-therapeutic procedure using implant-supported dental prosthesis as a preventive therapy for candidiasis of upper gastrointestinal tract in complete denture users. *J Physiol Pharmacol*. 2008;59(Suppl 5):39-46.
91. Misch CE. *Dental implant prosthetics*. St. Louis, MO [etc.]: Elsevier Health Sciences; 2015.
92. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors– a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clinical Oral Implants Research*. 2002;13(5):542-9.
93. Branemark P-I. Osseointegration and its experimental background. *J prosthet Dent*. 1983;50:399-410.
94. Albrektsson T, Zarb GA. *The Brånemark osseointegrated implant: Quintessence Chicago*; 1989.
95. Binon PP. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. *Implant dentistry*. 1996;5(4):235-48.
96. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2000;15(1):76-94.
97. Aras E, Çöttert S, Öztürk B, Uran Y. Subperiostal ve kemik içi implant uygulamalar 1. *Oral İmplantoloji Dergisi*. 1992;8(94):4-10.
98. Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading. *Clinical Oral Implants Research*. 2009;20(3):254-61.
99. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery*. 1981;10(6):387-416.
100. Sutter F, Schroeder A, Buser DA. The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants: Part 1. Engineering and design. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1988;3(3):161-72.
101. Uysal T. *MPLANTLAR VE ORTODONT*.
102. Wennerberg A. Quality of dental implants. *Int Dent J*. 2003;53.
103. Tunali B. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantolojiye giriş. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları*. 1996:67-133.
104. Albrektsson T, Sennerby L, Wennerberg A. State of the art of oral implants. *Periodontology 2000*. 2008;47(1):15-26.
105. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Örtengren U. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics*. 2010;23(4).
106. Lee TJ, Ueno T, Nomura N, Wakabayashi N, Hanawa T. Titanium-Zirconium Binary Alloy as Dental Implant Material: Analysis of the Influence of Compositional

- Change on Mechanical Properties and In Vitro Biologic Response. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2016;31(3).
107. Kobayashi E, Matsumoto S, Doi H, Yoneyama T, Hamanaka H. Mechanical properties of the binary titanium-zirconium alloys and their potential for biomedical materials. *Journal of biomedical materials research*. 1995;29(8):943-50.
 108. Zinelis S, Silikas N, Thomas A, Syres K, Eliades G. Surface Characterization of SLActive® Dental Implants. *European Journal of Esthetic Dentistry*. 2012;7(1).
 109. Schlegel K, Pechtl C, Möst T, Seidl C, Lutz R, Von Wilmowsky C. Osseointegration of SLActive implants in diabetic pigs. *Clinical oral implants research*. 2013;24(2):128-34.
 110. Matarasso S, Rasperini G, Iorio Siciliano V, Salvi GE, Lang NP, Aglietta M. A 10-year retrospective analysis of radiographic bone-level changes of implants supporting single-unit crowns in periodontally compromised vs. periodontally healthy patients. *Clinical oral implants research*. 2010;21(9):898-903.
 111. Leonhardt Å, Gröndahl K, Bergström C, Lekholm U. Long-term follow-up of osseointegrated titanium implants using clinical, radiographic and microbiological parameters. *Clinical Oral Implants Research*. 2002;13(2):127-32.
 112. Weingart D, Steinemann S, Schilli W, Strub J, Hellerich U, Assenmacher J, et al. Titanium deposition in regional lymph nodes after insertion of titanium screw implants in maxillofacial region. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 1994;23(6):450-2.
 113. Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirconia dental implants: a literature review. *Journal of oral implantology*. 2011;37(3):367-76.
 114. Oliva J, Oliva X, Oliva JD. One-year follow-up of first consecutive 100 zirconia dental implants in humans: a comparison of 2 different rough surfaces. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2007;22(3).
 115. Silva NR, Coelho PG, Fernandes CA, Navarro JM, Dias RA, Thompson VP. Reliability of one-piece ceramic implant. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2009;88(2):419-26.
 116. Andreiotelli M, Kohal RJ. Fracture strength of zirconia implants after artificial aging. *Clinical implant dentistry and related research*. 2009;11(2):158-66.
 117. Kohal RJ, Att W, Bächle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology 2000*. 2008;47(1):224-43.
 118. Cales B, Stefani Y, Lilley E. Long-term in vivo and in vivo aging of a zirconia ceramic used in orthopaedy. *Journal of biomedical materials research*. 1994;28(5):619-24.
 119. Zembic A, Bösch A, Jung RE, Hämmerle CH, Sailer I. Five-year results of a randomized controlled clinical trial comparing zirconia and titanium abutments supporting single-implant crowns in canine and posterior regions. *Clinical oral implants research*. 2013;24(4):384-90.
 120. Vigolo P, Mutinelli S. Evaluation of zirconium-oxide-based ceramic single-unit posterior fixed dental prostheses (FDPs) generated with two CAD/CAM systems compared to porcelain-fused-to-metal single-unit posterior FDPs: a 5-year clinical prospective study. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2012;21(4):265-9.
 121. Çelik M, Bural C, Bayrakdar G. DİŞ HEKİMLİĞİNDE ZİRKONYA UYGULAMALARI. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2014;24.
 122. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *Journal of oral rehabilitation*. 2010;37(8):641-52.
 123. Stawarczyk B, Özcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hämmerle CH. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clinical oral investigations*. 2013;17(1):269-74.

124. Güncü MB, Cakan U, Muhtarogullari M, Canay S. Zirconia-based crowns up to 5 years in function: a retrospective clinical study and evaluation of prosthetic restorations and failures. *International Journal of Prosthodontics*. 2015;28(2).
125. Peláez J, Cogolludo PG, Serrano B, Lozano JF, Suárez MJ. A prospective evaluation of zirconia posterior fixed dental prostheses: three-year clinical results. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2012;107(6):373-9.
126. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CHF. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *International Journal of Prosthodontics*. 2007;20(4):383.
127. Rinke S, Gersdorff N, Lange K, Roediger M. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: 7-year clinical results. *International journal of prosthodontics*. 2013;26(2).
128. Zembic A, Philipp AOH, Hämmerle CHF, Wohlwend A, Sailer I. Eleven-year follow-up of a prospective study of zirconia implant abutments supporting single all-ceramic crowns in anterior and premolar regions. *Clinical implant dentistry and related research*. 2015;17:e417-e26.
129. Spies BC, Kohal RJ, Balmer M, Vach K, Jung RE. Evaluation of zirconia-based posterior single crowns supported by zirconia implants: preliminary results of a prospective multicenter study. *Clinical oral implants research*. 2017;28(5):613-9.
130. Naenni N, Bindl A, Sax C, Hämmerle C, Sailer I. A randomized controlled clinical trial of 3-unit posterior zirconia-ceramic fixed dental prostheses (FDP) with layered or pressed veneering ceramics: 3-year results. *Journal of dentistry*. 2015;43(11):1365-70.
131. Mahmood DJH, Linderoth EH, Wennerberg A, Von Steyern PV. Influence of core design, production technique, and material selection on fracture behavior of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal fixed dental prostheses produced using different multilayer techniques: split-file, over-pressing, and manually built-up veneers. *Clinical, cosmetic and investigational dentistry*. 2016;8:15.
132. Ferrari M, Giovannetti A, Carrabba M, Bonadeo G, Rengo C, Monticelli F, et al. Fracture resistance of three porcelain-layered CAD/CAM zirconia frame designs. *Dental Materials*. 2014;30(7):e163-e8.
133. Partiyana A, Osman E, Rayyan MM, Aboushelib M, Ibrahim A, Jimbo R. Fracture resistance of three-unit zirconia fixed partial denture with modified framework. *Odontology*. 2017;105(1):62-7.
134. Ulusoy M, AK A. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. *Cilt I Ankara Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları: Yayın*. 2003(23):487-509.
135. ÜÇTAŞLI S. Dental İmplant Tarihçe ve Tanım: Dental İmplantların Sınıflaması. *Türkiye Klinikleri Journal of Oral and Maxillofacial Radiology-Special Topics*. 2017;3(2):81-6.
136. Acar A, İnan Ö. İmplant destekli protezlerde okluzyon. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*. 2001;4(1):52-6.
137. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson A. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1986;1(1):11-25.
138. Urdaneta RA, Marincola M, Weed M, Chuang SK. A screwless and cementless technique for the restoration of single-tooth implants: a retrospective cohort study. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2008;17(7):562-71.
139. Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2005;20(5).
140. Coelho PG, Suzuki M, Guimaraes MV, Marin C, Granato R, Gil JN, et al. Early bone healing around different implant bulk designs and surgical techniques: a study in dogs. *Clinical implant dentistry and related research*. 2010;12(3):202-8.

141. Goené R, Bianchesi C, Hüerzeler M, Del Lupo R, Testori T, Davarpanah M, et al. Performance of short implants in partial restorations: 3-year follow-up of Osseotite® Implants. *Implant dentistry*. 2005;14(3):274-80.
142. Theofilos Koutouzis, Joseph Richardson, Tord Lundgren. Comparative Soft and Hard Tissue Responses to Titanium and Polymer Healing Abutments. *Journal of Oral Implantology*. 2011;37(sp1):174-82.
143. Özkurt Z, Çapa N, Kazazoğlu E, Başal N. Üst çene ön bölgedeki tek diş eksikliklerinde uygulanan implant destekli sabit restorasyonlar. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2007;10(2):128-34.
144. Jo S-H, Kim K-I, Seo J-M, Song K-Y, Park J-M, Ahn S-G. Effect of impression coping and implant angulation on the accuracy of implant impressions: an in vitro study. *The journal of advanced prosthodontics*. 2010;2(4):128-33.
145. Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Compagnoni MA. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2008;23(2).
146. Carr AB. A Comparison of Impression Techniques for a Five-Implant Mandibular Model. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1991;6(4).
147. Assuncao WG, Gennari Filho H, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant dentistry*. 2004;13(4):358-66.
148. Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1990;5(4).
149. Jorge E, Funkenbusch PD, Ercoli C, Moss ME, Graser GN, Tallents RH. Verification jig for implant-supported prostheses: A comparison of standard impressions with verification jigs made of different materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;88(3):329-36.
150. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LCF, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2004;19(2).
151. Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 1992;12(2).
152. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(5):470-6.
153. Sadan A, Blatz MB, Salinas TJ, Block MS. Single-implant restorations: a contemporary approach for achieving a predictable outcome. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2004;62:73-81.
154. Poggio CE, Salvato A. Bonded provisional restorations for esthetic soft tissue support in single-implant treatment. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;87(6):688-91.
155. Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T. The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clinical oral implants research*. 2008;19(7):635-41.
156. Fuster-Torres MA, Albalat-Estela S, Alcañiz-Raya M, Peñarrocha-Diago M. CAD/CAM dental systems in implant dentistry: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2009;14(3):E141-5.
157. Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2005;63(9):22-32.
158. AYKENT F, ÖZDOĞAN MS, SOĞANCI G. İmplant üstü protezlerde oklüzyon. *Türkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics*. 2017;3(1):13-21.
159. Lee A, Okayasu K, Wang H-L. Screw-versus cement-retained implant restorations: current concepts. *Implant dentistry*. 2010;19(1):8-15.
160. Linkevicius T, Apse P. Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: a systematic review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2008;23(3).

161. Ekfeldt A, Fürst B, Carlsson GE. Zirconia abutments for single-tooth implant restorations: a retrospective and clinical follow-up study. *Clinical oral implants research*. 2011;22(11):1308-14.
162. Heydecke G, Sierraalta M, Razzoog ME. Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(5).
163. Andersson B, Glauser R, Maglione M, Taylor Å. Ceramic implant abutments for short-span FPDs: a prospective 5-year multicenter study. *International Journal of Prosthodontics*. 2003;16(6).
164. Andersson B, Schärer P, Simion M, Bergström C. Ceramic implant abutments used for short-span fixed partial dentures: a prospective 2-year multicenter study. *International Journal of Prosthodontics*. 1999;12(4).
165. Wohlwend A. The zirconium oxide abutment: an all-ceramic abutment for the esthetic improvement of implant superstructures. *Quintessence Dent Technol (1997 Yearbook)*. 1997:63-74.
166. Sadoun M, Perelmuter S. Alumina-zirconia machinable abutments for implant-supported single-tooth anterior crowns. *Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD*. 1997;9(9):1047-53; quiz 54.
167. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *International Journal of Prosthodontics*. 2004;17(3).
168. Firidinoğlu K, Toksavul S, Toman M. İmplant destekli sabit protezlerde seramik abutmant kullanımı. *EÜ Diş Hek Fak Derg*. 2007;28:145-50.
169. Guess PC, Att W, Strub JR. Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clinical implant dentistry and related research*. 2012;14(5):633-45.
170. Blue DS, Griggs JA, Woody RD, Miller BH. Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;90(3):247-54.
171. Ingber A, Prestipino V. High-strength ceramic abutment provides esthetic, functional alternative. *Dent Implantol Update*. 1991;2(8):70-2.
172. Fonzar RF, Carrabba M, Sedda M, Ferrari M, Goracci C, Vichi A. Flexural resistance of heat-pressed and CAD-CAM lithium disilicate with different translucencies. *Dental Materials*. 2017;33(1):63-70.
173. Hallmann L, Mehl A, Ulmer P, Reusser E, Stadler J, Zenobi R, et al. The influence of grain size on low-temperature degradation of dental zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2012;100(2):447-56.
174. Hamouda IM, Beyari MM. Addition of glass fibers and titanium dioxide nanoparticles to the acrylic resin denture base material: comparative study with the conventional and high impact types. *Oral Health Dent Manag*. 2014;13(01):107-12.
175. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia-and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics*. 2010;23(6).
176. KESMEZACAR BA, GAUCHER H. Are the Methods of Fabricating Partial Dentures Changing from Stone Age to the Digital Age? *Turkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics*. 2015;1(1):53-9.
177. Brodbeck U. The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2003;15(1):10-24.
178. Kurbad A, Kurbad S. CAD/CAM-based implant abutments. *International journal of computerized dentistry*. 2013;16(2):125-41.
179. Beuer F, Groesser J, Schweiger J, Hey J, Güth JF, Stimmelmayer M. The Digital One-Abutment/One-Time Concept. A Clinical Report. *Journal of Prosthodontics*. 2015;24(7):580-5.

180. Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(1).
181. Neumann EAF, Villar CC, França FMG. Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone. *Brazilian oral research*. 2014;28(1):1-5.
182. Oh G-J, Yun K-D, Lee K-M, Lim H-P, Park S-W. Sintering behavior and mechanical properties of zirconia compacts fabricated by uniaxial press forming. *The journal of advanced prosthodontics*. 2010;2(3):81-7.
183. Paolantoni G, Marenzi G, Blasi A, Mignogna J, Sammartino G. Findings of a four-year randomized controlled clinical trial comparing two-piece and one-piece zirconia abutments supporting single prosthetic restorations in maxillary anterior region. *BioMed Research International*. 2016;2016.
184. Papia E, Larsson C, du Toit M, von Steyern PV. Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: a systematic review. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2014;102(2):395-413.
185. PRESTIPINO V, INGBER A. Esthetic high-strength implant abutments. Part II. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 1993;5(2):63-8.
186. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The use of a modified poly-ether-ether-ketone (PEEK) as an alternative framework material for removable dental prostheses. A clinical report. *Journal of Prosthodontics*. 2016;25(7):580-4.
187. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1986;56(4):416-21.
188. Blatz MB, Vonderheide M, Conejo J. The effect of resin bonding on long-term success of high-strength ceramics. *Journal of dental research*. 2018;97(2):132-9.
189. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, Dorigo EDS. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *dental materials*. 2008;24(1):90-101.
190. Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A, Apolonio F, Diolosa M, Cadenaro M, et al. Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *Journal of dentistry*. 2014;42(5):603-12.
191. Della AB. Ceramic surface preparations for resin bonding. *American journal of dentistry*. 1998;11(6):276-80.
192. Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dental Materials*. 2006;22(3):283-90.
193. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A Clinical Report and Overview of Scientific Studies and Clinical Procedures Conducted on the 3M ESPE Lava™ All-Ceramic System. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2005;14(1):39-45.
194. Dérand P, Dérand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *International Journal of Prosthodontics*. 2000;13(2).
195. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dental Materials*. 2005;21(12):1158-62.
196. Kumbuloglu O, Lassila L, USER A, Toksavul S, Vallittu P. Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. *Journal of oral rehabilitation*. 2005;32(2):128-33.
197. Zhang Y, Sailer I, Lawn BR. Fatigue of dental ceramics. *Journal of dentistry*. 2013;41(12):1135-47.
198. Ülker E, Tunçdemir T, Erkan A, Malkoç MA, Çobanoğlu N. İKİ SELF-ETCH BONDING SİSTEMİN BİYOUYUMLULUKLARININ VE BAĞLANMA

DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.24(1).

199. AYZ DF, TAĞTEKİN D, YANIKOĞLU F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2011;2011(4):49-56.
200. Craig R, Powers J. Restorative dental materials 11th ed. St Louis: Mosby. 2002:238-92.
201. Heydecke G, Zhang F, Razzoog ME. In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. The Journal of prosthetic dentistry. 2001;85(6):551-7.
202. Steiner M, Mitsias ME, Ludwig K, Kern M. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. Dental materials. 2009;25(4):494-9.
203. Heintze S, Zellweger G, Cavalleri A, Ferracane J. Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. Dental Materials. 2006;22(2):166-75.
204. Anusavice K, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? Clinical Oral Implants Research. 2007;18:218-31.
205. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. Dental materials. 2010;26(2):e100-e21.
206. Scherrer SS, Denry IL, Wiskott HA. Comparison of three fracture toughness testing techniques using a dental glass and a dental ceramic. Dental Materials. 1998;14(4):246-55.
207. Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. International Journal of Prosthodontics. 1996;9(5).
208. Craig RG. Restorative dental materials. 1989.
209. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. The Journal of prosthetic dentistry. 2001;85(6):585-98.
210. Sonugelen M, Artunç C. Ağız Protezleri Ve Biomekanik: Ege Üniversitesi; 2002.
211. ADIGÜZEL Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. Dicle Dişhekimliği Dergisi. 2010;11:18-23.
212. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. Journal of dental research. 1976;55(5):772-7.
213. Ebrahimi F. Finite Element Analysis: New Trends and Developments: BoD–Books on Demand; 2012.
214. Shetty P, Hegde A, Rai K. Finite element method—an effective research tool for dentistry. Journal of Clinical Pediatric Dentistry. 2010;34(3):281-5.
215. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. Dental materials. 2007;23(5):539-48.
216. Arola D, Galles L, Sarubin M. A comparison of the mechanical behavior of posterior teeth with amalgam and composite MOD restorations. Journal of Dentistry. 2001;29(1):63-73.
217. Konda P, Tarannum S. Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics. J Pharm Biomed Sci. 2012;16(11):1-4.
218. Gokhale NS. Practical finite element analysis: Finite to infinite; 2008.
219. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan M, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. The Journal of prosthetic dentistry. 2005;93(3):227-34.
220. Tuzlalı M, Öztürk C, Zortuk M. Vidalı ve simante implant üstü sabit restorasyonlarda stres dağılımının karşılaştırılması: sonlu elemanlar analizi çalışması. 2018.
221. Kaweewongprasert P, Phasuk K, Levon JA, Eckert GJ, Feitosa S, Valandro LF, et al. Fatigue Failure Load of Lithium Disilicate Restorations Cemented on a Chairside Titanium-Base. Journal of Prosthodontics. 2019;28(9):973-81.

222. Gunge H, Ogino Y, Kihara M, Tsukiyama Y, Koyano K. Retrospective clinical evaluation of posterior monolithic zirconia restorations after 1 to 3.5 years of clinical service. *Journal of oral science*. 2018;60(1):154-8.
223. Nakamura K, Harada A, Kanno T, Inagaki R, Niwano Y, Milleding P, et al. The influence of low-temperature degradation and cyclic loading on the fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2015;47:49-56.
224. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2014;35:93-101.
225. Carames J, Tovar Suinaga L, Yu YCP, Pérez A, Kang M. Clinical advantages and limitations of monolithic zirconia restorations full arch implant supported reconstruction: case series. *International journal of dentistry*. 2015;2015.
226. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter AV, Vallittu PK, Närhi TO, et al. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dental Materials*. 2015;31(10):1180-7.
227. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub J. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *Journal of oral rehabilitation*. 2006;33(5):380-6.
228. Bidra AS, Rungruanganunt P. Clinical outcomes of implant abutments in the anterior region: a systematic review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2013;25(3):159-76.
229. Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hämmerle CH, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clinical oral implants research*. 2012;23(1):12-8.
230. Foong JK, Judge RB, Palamara JE, Swain MV. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013;109(5):304-12.
231. Henriksson K, Jemt T. Evaluation of custom-made procera ceramic abutments for single-implant tooth replacement: a prospective 1-year follow-up study. *International Journal of Prosthodontics*. 2003;16(6).
232. Bressan E, Paniz G, Lops D, Corazza B, Romeo E, Favero G. Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: a prospective multicenter study. *Clinical oral implants research*. 2011;22(6):631-7.
233. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clinical oral implants research*. 2009;20:4-31.
234. Kim JS, Raigrodski AJ, Flinn BD, Rubenstein JE, Chung K-H, Mancl LA. In vitro assessment of three types of zirconia implant abutments under static load. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013;109(4):255-63.
235. Baldassarri M, Hjerpe J, Romeo D, Fickl S, Thompson VP, Stappert CF. Marginal accuracy of three implant-ceramic abutment configurations. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2012;27(3).
236. Gehrke P, Johansson D, Fischer C, Stawarczyk B, Beuer F. In Vitro Fatigue and Fracture Resistance of One-and Two-Piece CAD/CAM Zirconia Implant Abutments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2015;30(3).
237. Chun H-J, Yeo I-S, Lee J-H, Kim S-K, Heo S-J, Koak J-Y, et al. Fracture strength study of internally connected zirconia abutments reinforced with titanium inserts. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2015;30(2).

238. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Güth J-F, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium–titanium and the titanium–zirconia implant–abutment interface: a comparative in vitro study. *Dental Materials*. 2012;28(12):1215-20.
239. Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clinical oral implants research*. 2018;29(1):20-7.
240. Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub J. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *Journal of oral rehabilitation*. 2005;32(11):838-43.
241. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;95(2):111-6.
242. Stimmelmayer M, Sagerer S, Erdelt K, Beuer F. In vitro fatigue and fracture strength testing of one-piece zirconia implant abutments and zirconia implant abutments connected to titanium cores. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2013;28(2).
243. Toman M, Toksavul S, Firidinoglu K. Tüm seramik restorasyonlar ve klinik uygulaması: olgu sunumu. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2011;11(1):49-52.
244. Nouh I, Kern M, Sabet AE, Aboelfadl AK, Hamdy AM, Chaar MS. Mechanical behavior of posterior all-ceramic hybrid-abutment-crowns versus hybrid-abutments with separate crowns—A laboratory study. *Clinical Oral Implants Research*. 2019;30(1):90-8.
245. Doğu Ömür D. Tek Diş İmplant Üstü Protezlerde Estetik Seçenekler. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*. 2016;2(3):52-60.
246. Chaharom MEE, Azar FP, Mohammadi N, Nasiri R. Effect of surface preparation with Nd: YAG and Er, Cr: YSGG lasers on the repair bond strength of lithium disilicate glass ceramic to a silorane-based composite resin. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*. 2018;12(1):12.
247. Alqerban A. Lithium di silicate ceramic surface treated with Er, Cr: YSGG and other conditioning regimes bonded to orthodontic bracket. *The Saudi Dental Journal*. 2019.
248. Colares RCR, Neri JR, Souza AMBd, Pontes KMdF, Mendonca JS, Santiago SL. Effect of surface pretreatments on the microtensile bond strength of lithium-disilicate ceramic repaired with composite resin. *Brazilian dental journal*. 2013;24(4):349-52.
249. Zogheib LV, Bona AD, Kimpara ET, McCabe JF. Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Brazilian dental journal*. 2011;22(1):45-50.
250. Menees TS, Lawson NC, Beck PR, Burgess JO. Influence of particle abrasion or hydrofluoric acid etching on lithium disilicate flexural strength. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(5):1164-70.
251. Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dental materials*. 2012;28(3):273-8.
252. Siewert B, Parra M. A new group of materials in dentistry PEEK als Gerüstmaterial bei 12-gliedrigen implantatgetragenen Brücken (A new group of materials in dentistry. PEEK as a framework material for 12-piece implant-supported bridges). *Z Zahnärztl Implantol*. 2013;29:148.
253. Volpe S, Verrocchi D, Andersson P, Gottlow J, Sennerby L. Comparison of early bacterial colonization of PEEK and titanium healing abutments using real-time PCR. *Applied Osseointegration Research*. 2008;6(2):54-6.
254. Kaleli N, Sarac D, Külünk S, Öztürk Ö. Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;119(3):437-45.
255. Fuhrmann G, Steiner M, Freitag-Wolf S, Kern M. Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)—durability and influence of surface conditioning. *Dental Materials*. 2014;30(3):357-63.

256. Rzanny A, Gobel F, Facht M. BioHPP summary of results for material tests. *Quintessenz Zahntech MAG*. 2013;39:2-10.
257. Kern M, Lehmann F. Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dental Materials*. 2012;28(12):1280-3.
258. Jin H-y, Teng M-h, Wang Z-j, Li X, Liang J-y, Wang W-x, et al. Comparative evaluation of BioHPP and titanium as a framework veneered with composite resin for implant-supported fixed dental prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019;122(4):383-8.
259. Yazigi C, Kern M, Char MS, Libeck W, Elsayed A. The influence of the restorative material on the mechanical behavior of screw-retained hybrid-abutment-crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2020:103988.
260. Atsü SS, Aksan E, Bulut AC. Fracture Resistance of Titanium, Zirconia, and Ceramic-Reinforced Polyetheretherketone Implant Abutments Supporting CAD/CAM Monolithic Lithium Disilicate Ceramic Crowns After Aging. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2019;34(3).
261. El-Damanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Operative dentistry*. 2015;40(2):201-10.
262. Thordrup M, Isidor F, Hörsted-Bindslev P. Comparison of marginal fit and microleakage of ceramic and composite inlays: an in vitro study. *Journal of dentistry*. 1994;22(3):147-53.
263. Skupien JA, Cenci MS, Opdam NJ, Kreulen C, Huysmans M-C, Pereira-Cenci T. Crown vs. composite for post-retained restorations: a randomized clinical trial. *Journal of Dentistry*. 2016;48:34-9.
264. Shadid RM, Abu-Naba'a L, Al-Omari WM, Asfar KR, El Masoud BM. Effect of an occlusal screw-access hole on the fracture resistance of permanently cemented implant crowns: a laboratory study. *International Journal of Prosthodontics*. 2011;24(3).
265. Saboury A, Mahshid M, Tabatabaian F, Moghadam L. Effect of screw access hole design on the fracture resistance of implant-supported zirconia-based restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2018;30(6):545-50.
266. Rosentritt M, Hagemann A, Hahnel S, Behr M, Preis V. In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application. *Journal of dentistry*. 2014;42(8):1019-26.
267. Heintze S, Eser A, Monreal D, Rousson V. Using a chewing simulator for fatigue testing of metal ceramic crowns. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2017;65:770-80.
268. Bates J, Stafford G, Harrison A. Masticatory function—a review of the literature: III. Masticatory performance and efficiency. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1976;3(1):57-67.
269. HARALDSON T, ZARB G. A 10-year follow-up study of the masticatory system after treatment with osseointegrated implant bridges. *European Journal of Oral Sciences*. 1988;96(3):243-52.
270. Strub JR, Gerds T. Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. *International Journal of Prosthodontics*. 2003;16(2).
271. Guess PC, Schultheis S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013;110(4):264-73.
272. Kheradmandan S, Koutayas S, Bernhard M, Strub J. Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. *Journal of oral rehabilitation*. 2001;28(4):361-9.
273. Kern M, Strub J, Lü XY. Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *Journal of oral rehabilitation*. 1999;26(5):372-8.

274. Spies BC, Sauter C, Wolkewitz M, Kohal R-J. Alumina reinforced zirconia implants: Effects of cyclic loading and abutment modification on fracture resistance. *Dental Materials*. 2015;31(3):262-72.
275. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009;101(4):239-47.
276. TÜRKOĞLU P, BULTAN Ö, ÖNGÜL D. TAM SERAMİK RESTORASYONLARDA DAYANIKLILIĞI ETKİLEYEN FAKTÖRLER. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*. 2010;44(1):45-53.
277. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *The Journal of the American Dental Association*. 2010;141:10S-4S.
278. Gozdowski S, Reich S. A comparison of the fabrication times of all-ceramic partial crowns: Cerec 3D vs IPS Empress. *International journal of computerized dentistry*. 2009;12(3):279.
279. Romão JW, Miranda JW, Cesar P, Braga R. Correlation between microleakage and cement thickness in three Class II inlay ceramic systems. *Operative dentistry*. 2004;29(2):212-8.
280. Da Costa J, Pelogia F, Hagedorn B, Ferracane J. Evaluation of different methods of optical impression making on the marginal gap of onlays created with CEREC 3D. *Operative dentistry*. 2010;35(3):324-9.
281. Belser U, Buser D, Higginbottom F. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding esthetics in implant dentistry. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2004;19(Suppl):73-4.
282. SAĞSEN B, ERTAŞ H, GÜLERYÜZ GÜRBULAK A, ER Ö, TESAR YAĞCI F, AKDOĞAN G. Bağlama özelliği olan bir kanal dolgu materyali ile veya farklı fiber post tipleri ile restore edilen endodontik tedavili köklerin kırılma dirençlerinin in vitro incelenmesi. 2008.
283. EROĞLU Z, GÜRBULAK AG. GALVANO SERAMİK VE METAL SERAMİK ÜÇ ÜYELİ KÖPRÜ PROTEZLERİNİN KIRILMA DİRENÇLERİNİN İNCELENMESİ. *Sağlık Bilimleri Dergisi*. 20(2):92-8.
284. Joo H-S, Yang H-S, Park S-W, Kim H-S, Yun K-D, Ji M-K, et al. Influence of preparation depths on the fracture load of customized zirconia abutments with titanium insert. *The journal of advanced prosthodontics*. 2015;7(3):183-90.
285. Quek CE, Tan KB, Nicholls JI. Load Fatigue Performance of a Single-Tooth Implant Abutment System: Effect of Diameter. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2006;21(6):929-36.

ÖZGEÇMİŞ

Adı-Soyadı: Emre VELİOĞLU

Doğum Tarihi: 24.03.1990

Doğum Yeri: Diyarbakır

Eğitim: 2005-2008 Trabzon Yomra Fen Lisesi
2008-2013 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
2014-2020 İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Doktora Programı

Yazışma Adres: İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Aydınlıkevler Mah Cemil
Meriç Cad No:40 Çiğli/İzmir

Telefon: 0 232 325 40 40

e-posta: eevelioglu@gmail.com