

T.C.
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI



**FARKLI HEKİMLER TARAFINDAN YAPILAN TAM SERAMİK
KRON PREPARASYONLARININ DİJİTAL MODEL ÜZERİNDE
RETROSPEKTİF DEĞERLENDİRİLMESİ**

Arş. Gör. İsmail ASLAN
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Süleyman Hakan TUNA

ISPARTA-2019

KABUL ve ONAY SAYFASI

Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına;

Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanlığı Çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 03/01/2019

Tez Danışmanı : Prof. Dr. S. Hakan TUNA
Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi AD.

Üye : Prof. Dr. Gürel PEKKAN
Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Diş Hekimliği
Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD.

Üye : Dr. Öğr. Üyesi H. Cenker KÜÇÜKEŞMEN
Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi AD.

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

Prof. Dr. Timuçin BAYKUL
Dekan

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

BEYAN

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

“Farklı Hekimler Tarafından Yapılan Tam Seramik Kron Preparasyonlarının Dijital Model Üzerinde Retrospektif Değerlendirilmesi” adlı Uzmanlık Tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi'ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Tezi Hazırlayan

Arş. Gör. İsmail ASLAN

İmza

Danışman

Prof. Dr. S. Hakan TUNA

İmza

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca ilminden faydalandığım, insani ve ahlaki değerleri ile de örnek edindiğim, yanında çalışmaktan onur duyduğum ve ayrıca tecrübelerinden yararlanırken göstermiş olduğu hoşgörü ve sabırdan dolayı değerli hocam, sayın Prof. Dr. S. Hakan TUNA' ya,

Bilgi ve tecrübeleri ile bana destek olan başta Dr. Öğr. Üyesi Işın KÜRKCÜOĞLU, Dr. Öğr. Üyesi Cenker KÜÇÜKEŞMEN, Prof. Dr. S. Süha TÜRKAŞLAN, Doç. Dr. Erdal EROĞLU ve Dr. Öğr. Üyesi Zeynep DEMİREKİN'e

Çalışmalarım boyunca yardımını hiç esirgemeyen değerli arkadaşlarım Dt Abdullah ALSİNİ, Dt Ahmet BALABAN, Dt Merve ÖNAL, Dt Yasemin YAY, Dt Tuğçe Gül ELMAS ve protetik diş tedavisi bölümündeki asistan arkadaşlarım'a

Bu günlere gelmemde büyük pay sahibi olan, maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen ve her zaman yanımda olan ailem'e

İyi günümde ve kötü günümde yanımda olan, varlığından güç aldığım değerli eşim Dr. Sevdâ ASLAN'a teşekkürlerimi sunarım.

Isparta, 2019

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY	iii
BEYAN	iii
ÖNSÖZ	iv
İÇİNDEKİLER	v
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	vii
TABLolar DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
RESİMLER DİZİNİ	x
GRAFİKLER DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ	i
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Seramiğin Tarihçesi.....	3
2.2. Dental Porselenlerin Yapısı.....	4
2.2.1. Dental Porselenlerin Yapısındaki Maddeler.....	5
2.2.1.1. Feldspar	5
2.2.1.2. Kuartz.....	5
2.2.1.3. Kaolin	6
2.2.1.4. Ara Oksitler.....	6
2.2.1.5. Akışkanlar Veya Cam Modifiye Ediciler.....	6
2.2.1.6. Renk Pigmentleri.....	7
2.2.1.7. Opaklaştırıcı Ajanlar	7
2.2.1.8. Lüminesans Özelliği Veren Maddeler	8
2.3. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması	8
2.3.1. Yapım Tekniklerine Göre Tam Seramik Sistemleri.....	8
2.3.1.1. Dökülebilir Cam Seramik Sistemleri.....	9
2.3.1.2. Refraktör Daylar Üzerinde Fırınlanan Seramik Sistemleri.....	9
2.3.1.3. Isı ve Basınç Altında Şekillendirilen (Preslenebilir) Seramik Sistemleri	11
2.3.1.4. CAD-CAM Sistemleri.....	13
2.3.1.4.1. CAD-CAM Bileşenleri.....	14
2.3.1.4.2. Güncel CAD-CAM Sistemleri	16
2.3.2. Zirkonyum Esaslı Seramikler.....	20

2.3.2.1. Zirkonyum Mikro Yapısı.....	20
2.3.2.2. Diş Hekimliği Alanında Kullanılan Farklı Tip Zirkonyum Seramikler.....	21
2.4. Diş Preparasyon Esasları.....	22
2.4.1. Diş Yapısının Korunması.....	23
2.4.2. Tutuculuk ve Direnç.....	23
2.4.3. Yapısal Dayanıklılık.....	26
2.4.4. Marjinal Bütünlük.....	27
2.4.5. Periodonsiyumun Korunması.....	28
2.4.6. Tam Seramik Restorasyonlar İçin Kron Preparasyonu.....	29
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	31
3.1. Preparasyon Parametrelerinin İncelenmesi ve Dijital Verilerin Hazırlanması	31
3.1.1. Total Oklüzal Yaklaşım (TOC) Açık Ölçümü.....	33
3.1.2. Abutment Uzunluk Ölçümü.....	34
3.1.3. Basamak Genişliklerinin Ölçümü.....	36
3.1.4. Anatomik Formun Korunması Parametresinin Analizi.....	36
3.2. İstatistiksel Analiz.....	39
4. BULGULAR.....	40
5. TARTIŞMA.....	57
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	70
7. ÖZET ve ABSTRACT.....	71
8.KAYNAKLAR.....	73
EKLER.....	85

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

CAD-CAM	: Computer Aided Design – Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Yardımı İle Tasarım – Bilgisayar Yardımı İle Üretim)
M.Ö.	: <i>Milattan Önce</i>
%	: Yüzde
Si₄₊	: Silisyum Atomu
SiO₄	: Silisyum Tetrahedral
K₂OAl₂O₂SiO₂	: Feldspar
SiO₂	: Kuartz
2H₂OAl₂O₃2SiO₂	: Kaolin
°	: Derece
MPa	: Megapaskal
Al₂O₃	: Alüminyum Oksit
MgO	: Magnezyum Oksit
KalSi₂O₆	: Lössit
Li₂Si₂O₅	: Lityum Disilikat
Li₃PO₄	: Lityum Ortofosfat
µm	: Mikrometre
Zr	: Zirkonyum
Al₂O₃	: Alümina
T-M	: Tetragonal - Monoklinik
Y-TZP	: Yitriyum İle Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristali
Mg-PSZ	: Magnezyum İle Stabilize Edilen Zirkonyum
TOC	: Total Occlusal Convergence (Toplam Oklüzal Yaklaşım)
mm	: Milimetre
3D	: 3 Dimension (Üç Boyutlu)
STL	: Standard Tessellation Language

TABLolar DİZİNİ

Tablo 1. Dental Seramiklerde Renk Oluşturan Pigmentler ve Oluşturdukları Renkler.....	7
Tablo 2. Diş Preparasyonunda Koniklik Açılırları İçin Optimum Değerler.....	24
Tablo 3. Tüm Diş Hekimlerinin Yaptıkları Preparasyon Sayılarının Dağılımı	40
Tablo 4. Pratisyen ve Protez Uzmanı Diş Hekimlerinin Yaptıkları Preparasyon Sayılarına Ait Tanımlayıcı İstatistik.....	40
Tablo 5. Pratisyen Diş Hekimlerinin Yaptıkları Preparasyon Sayılarının Dağılımı..	41
Tablo 6. Protez Uzmanı Diş Hekimlerinin Yaptıkları Preparasyon Sayılarının Dağılımı.....	42
Tablo 7. Diş Hekimlerinin TOC Değeri ve Abutment Uzunluğu Ölçümlerinin Dağılımı.....	43
Tablo 8. Tüm Diş Hekimlerinin Anterior Bölge Preparasyonlarına Ait Ölçüm Sonuçları.....	44
Tablo 9. Tüm Diş Hekimlerinin Posterior Bölge Preparasyonlarına Ait Ölçüm Sonuçları.....	44
Tablo 10. Tüm Diş Hekimlerinin Üst Çene Preparasyonlarına Ait Ölçüm Sonuçları.....	44
Tablo 11. Tüm Diş Hekimlerinin Alt Çene Preparasyonlarına Ait Ölçüm Sonuçları..	45
Tablo 12. Tüm Diş Hekimlerinin Sağ Segment Preparasyonlarına Ait Ölçüm Sonuçları.....	45
Tablo 13. Tüm Diş Hekimlerinin Sol Segment Preparasyonlarına Ait Ölçüm Sonuçları.....	45
Tablo 14. Pratisyen ve Protez Uzmanı Diş Hekimlerinin Preparasyonlarına Ait Ölçümlerin Karşılaştırılması.....	46
Tablo 15. Dişlerin Bulunduğu Konuma Göre Mesial Basamak Oluşturma Sıklığı...48	
Tablo 16. Dişlerin Bulunduğu Konuma Göre Distal Basamak Oluşturma Sıklığı...49	
Tablo 17. Dişlerin Bulunduğu Konuma Göre Bukkal Basamak Oluşturma Sıklığı..49	
Tablo 18. Dişlerin Bulunduğu Konuma Göre Palatinal Basamak Oluşturma Sıklığı.....	50
Tablo 19. Pratisyen ve Protez Uzmanı Diş Hekimlerinin Basamak Oluşturma Sıklıklarının Karşılaştırılması.....	51
Tablo 20. Tüm Diş Hekimlerinin Basamak Genişliği Ölçümlerinin Dağılımı.....	53
Tablo 21. Pratisyen ve Protez Uzmanı Diş Hekimlerinin Basamak Genişliği Ölçümlerinin Karşılaştırılması.....	53
Tablo 22. Pratisyen ve Protez Uzmanı Diş Hekimlerinin Preparasyon Yaparken Anatomik Formu Koruma Sıklıklarının Karşılaştırılması.....	55

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Molar Dişlerin Bir Dizi TOC Açılılarıyla Kesitsel Görüntüsü.....	24
Şekil 2. Farklı Tip Marjin Tasarımları.....	28



RESİMLER DİZİNİ

Resim 1. Dijital Daylı Modelin Mesial,Distal, Bukkal ve Palatinal Orta Noktalarının Oklüzalden Görüntüsü.....	32
Resim 2. Dijital Daylı Modelin Bukkopalatinal Kesit Görüntüsü.....	32
Resim 3. Dijital Daylı Modelin Mesiodistal Kesit Görüntüsü.....	33
Resim 4. Bukkopalatinal Kesit TOC Açı Ölçümü.....	34
Resim 5. Mesiodistal Kesit TOC Açı Ölçümü.....	34
Resim 6. Dijital Daylı Modelin Mesial Görüntüsünün Abutment Uzunluk Ölçümü.	35
Resim 7. Dijital Daylı Modelin Bukkal Görüntüsünün Abutment Uzunluk Ölçümü.	35
Resim 8. Dijital Daylı Modelin Bukkal ve Palatinal Basamak Genişlik Ölçümü.....	36
Resim 9. Dijital Daylı Modelin Mesial ve Distal Basamak Genişlik Ölçümü.....	36
Resim 10. Dijital Daylı Modelin Bukkal Görüntüsü.....	37
Resim 11. Dijital Daylı Modelin Palatinal Görüntüsü.....	37
Resim 12. Dijital Daylı Modelin Mesial Görüntüsü.....	38
Resim 13. Dijital Daylı Modelin Distal Görüntüsü.....	38
Resim 14. Dijital Daylı Modelin Oklüzal Görüntüsü.....	39

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 1. Pratisyen ve Protez Uzmanı Diş Hekimlerinin Yaptıkları Preparasyon Sayılarına Ait Kutu Çizgi Grafiği.....	41
Grafik 2. Pratisyen Diş Hekimlerinin Yaptıkları Preparasyon Sayılarının Dağılımına Ait Çubuk Grafiği.....	42
Grafik 3. Protez Uzmanı Diş Hekimlerinin Yaptıkları Preparasyon Sayılarının Dağılımına Ait Çubuk Grafiği.....	43
Grafik 4. Pratisyen ve Protez Uzmanı Diş Hekimlerinin Ortalama TOC Değerlerinin Dağılımına Ait Kutu Çizgi Grafiği.....	47
Grafik 5. Pratisyen ve Protez Uzmanı Diş Hekimlerinin Abutment Uzunluklarının Dağılımına Ait Kutu Çizgi Grafiği.....	47
Grafik 6. Pratisyen ve Protez Uzmanı Diş Hekimlerinin Basamak Oluşturma Sıklığına Ait Sütun Grafiği.....	52
Grafik 7. Pratisyen ve Protez Uzmanı Diş Hekimlerinin Basamak Genişliği Ölçümlerinin Dağılımına Ait Kutu Çizgi Grafiği.....	54
Grafik 8. Pratisyen ve Protez Uzmanı Diş Hekimlerinin Preparasyon Yaparken Anatomik Formu Koruma Sıklıklarına Ait Sütun Grafiği.....	56

1. GİRİŞ

Protetik diş hekimliği, kaybedilen diş ve çevre doku bütünlüğünün biyoyumlu bir materyal ile tamamlanmasını, fonksiyon ve fonasyonun sağlıklı bir şekilde sağlanmasını ve estetik görünümün iyileştirilmesini amaçlamaktadır. Porselen, kayıp diş dokusunun yerini alabilen en uygun materyallerden birisidir. Renk stabilitesinin iyi olması, inert olması, aşınma direncinin yüksek olması, ısı iletkenliğinin düşük olması, estetik özelliği ve biyoyumluluğundan dolayı diş hekimliği pratiğinde sıkça kullanılmaktadır (1-3).

Metal-seramik restorasyonlar dirençleri ve uzun dönem klinik başarılarından dolayı uzun yıllardan beri kullanılmaktadır. Ancak günümüzde estetik beklentilerin artması ve bazı alışımlara karşı zamanla gelişen alerjik reaksiyonlar nedeniyle üstün estetik özelliklere ve biyoyumluluğa sahip tam seramik restorasyonlar, hasta ve hekimler tarafından sıklıkla tercih edilmektedir (4). Bu nedenle daha estetik ve doğal görümlü, metal alt yapı içermeyen restorasyonların yapılmasına olanak sağlayan, farklı yöntemlerle dayanıklılığı artırılmış birçok tam seramik sistemi geliştirilmiştir.

Son zamanlarda CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) teknolojisi üzerindeki gelişmeler belirgin derecede artmıştır. Yeni tam seramik formüllerinin geliştirilmesi, yeni nesil bağlayıcı ajanların ve prosedürlerin kullanımı, rezin esaslı yapıştırıcıların bulunması birçok problemin üstesinden gelinmesini sağlamış ve tam seramik sistemlerin kullanımını artırmıştır. Bu konuda yapılan araştırmalar ve daha gelişmiş tam seramik sistemlerin arayışı halen devam etmektedir (5).

Tam seramik restorasyonların klinik başarısı; iyi bir marjinal ve biyolojik uyumun sağlanması, renk stabilitesinin olması, düşük plak birikimi, yeterli direnç ve ideal estetiğin sağlanması ile gerçekleştirilir (6-9).

Dişin preparasyonu ve kullanılan tam seramik sisteminin üretim hassasiyeti, restorasyonların prepare edilen dişe uyumlarını önemli derecede etkiler. Klinisyenler sabit protetik restorasyonların üretiminde, diş preparasyon prensipleri üzerine yoğunlaşarak, tutuculuk ve direnç gibi restorasyonların klinik ömürlerini etkileyen faktörleri en üst seviyeye çıkarmaya çalışmaktadırlar. Tam metal, tam seramik ve

metal destekli seramik restorasyonlar için belirli kriterlere dayanan spesifik diş preparasyon prensipleri mevcuttur (10).

Restorasyonların kullanım ömrüne diş preparasyon tasarımının etkisini değerlendirebilecek klinik çalışmalar henüz yeteri kadar yapılmamıştır. Diş preparasyon geometrisi ile ilgili nesnel nicelik değerleri bildiren klinik çalışmalar yeteri kadar yapılmadığından, yapılan preparasyonların durumu ve kalitesi tam olarak değerlendirilememektedir. Bu nedenle birçok klinisyen değişkenlik gösteren diş geometrisinden dolayı anatomik formu koruyarak ne kadar preparasyon yapacağını kesin olarak tahmin edememektedir. Dişlerin preparasyonu için rehber alınan değer ve verilerin daha önceden bildirilenlerin aksine çok önemli olmadığı, tutuculuk ve direnci en üst düzeye çıkarmayı hedefleyen öneri ve teorilerin reddedilebileceği düşüncesini ortaya çıkarmaktadır (10).

Bu çalışmada, bir diş laboratuvarından elde edilen, farklı hekimler tarafından tam seramik restorasyon üretimi için yapılan diş preparasyonlarının dijital verilerinin incelenmesi, ölçülmesi ve değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Ayrıca bu çalışmada, pratisyen ve protez uzmanı diş hekimleri tarafından yapılan preparasyonlar nitelik ve nicelik olarak karşılaştırılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Seramiğin Tarihçesi

Seramikler, insanoğlu tarafından yapay olarak üretilmiş ilk materyallerden birisidir (11). İsmi Yunancadan alan, orjin olarak da topraktan yapılma anlamına gelen ‘Keramikos’ sözcüğünden türemiştir (12). İlk kullanımı M.Ö. 6000 yıllarına kadar dayanan seramik, tarih boyunca farklı formlarda ve çeşitli alanlarında kendine yer bulmuştur (13). Asurlular döneminde yapı malzemesi olarak kullanılan seramik daha sonra M.Ö. 50. yıllarında Çinliler tarafından geliştirilerek fayans, tuğla, kiremit yapımında kullanılmıştır. Aynı zamanda Çin porseleni olarak sanat eserlerinde de kullanım alanı bulmuştur. 18. Yüzyılda portekizli denizciler vasıtasıyla avrupaya getirilmiştir (12,13).

Porselen terimi, daha geniş kapsamda kullanılan seramik kelimesinin alt grubunu ifade etmek için kullanılmaktadır (14). İtalyanca ismi ‘porcella’ olan bir midye cinsine benzediğinden dolayı bu adı alan porselenin, terim olarak ilk defa Marco Polo tarafından Çinden getirilen bu tür materyaller için kullanıldığı düşünülmektedir (15). Porselenin restoratif bir materyal olarak kullanım alanı bulması, estetik diş hekimliğinde yeni bir dönem başlatmıştır. Porselenin estetik diş hekimliğinde kullanılabileceğinin farkına varılmasından sonra, dental restorasyonlar için uygulanabilir duruma getirmek amacıyla porselende bir takım modifikasyon ve geliştirmeler yapılmıştır (16).

Yapı olarak porselen içeriğine sahip ilk protez Fransız bir eczacı olan Duchateau tarafından 1774 yılında diş hekimliğine tanıtılmıştır (3). Fransız diş hekimi Chament ve Fransız eczacı Duchateau yaptıkları işbirliği ile 1789 yılında ilk porselen diş materyalinin patentini almışlardır. Platin pinler veya çerçeve yardımıyla proteze sabitlenen ilk şahsi porselen dişler, İtalyan bir diş hekimi olan Giusseppangelo Fonzi tarafından 1808 yılında yapılmıştır (17-19). Vines ve arkadaşları 1958’de tam seramik kronların ışık geçirgenliği arttıran, vakumlu fırınlama veya düşük ısıda fırınlama için uygun porselen tozları geliştirmiştir. Weinstein ve arkadaşları 1960’lı yılların başında vakumlu fırınlama yoluyla porselenin altın alaşımlara bağlanabildiğini bulmuştur (20).

Hughes ve McLean, 1965 yılında çatlak ilerlemesini önlemek amacıyla, % 40 ile % 50 arasında alümina kristal yapısı barındıran alüminoz porselen iç çekirdeğine sahip porselen jaket kron geliştirdi. Böylelikle preparasyonu saran iç yüzeyin üzeri ilave porselenle kaplanarak tahminen 2 katı kadar güçlenmesi sağlanmıştır (21). Alümina kristallerinin oranının porselenin içeriğinde artış göstermesi aşırı opak bir görünüme neden olduğundan, üst yapı materyali olarak feldspatik porselen kullanılma ihtiyacı doğmuştur (4).

Hastaların daha fazla estetik talepleri karşısında, yapılan çalışmalar 1980'lerde ve 1990'ların başlarında porselen sistemlerinin daha da gelişmesine neden olmuştur (22). Tam seramik sistemlerdeki bu gelişmeler 1984 yılında ilk dökülebilir cam seramik olan Dicor'un ve aynı senelerde % 70 alümina içeren yeni bir refraktör day metodu olan Hi-Ceram'ın geliştirilmesiyle daha da hızlanmıştır (23).

1988 yılında Fransa'da 'slip casting' metodu ile hazırlanan, güçlendirilmesi cam infiltrasyonu ile yapılan, % 90'ın üzerinde alümina içeren yeni bir alt yapı sistemi geliştirilmiş ve In-Ceram adıyla Vita tarafından üretilmeye başlanmıştır (16). 1990 yılında IPS Empress sistemi geliştirilmiş, 1998 yılında kırılma direnci yüksek olan IPS Empress 2 piyasaya sürülmüştür (13). Daha sonraki yıllarda ise alümina kristal içeriği çok yüksek olan yoğun şekilde sinterize edilmiş alt yapı seramiği olan Procera AllCeram üretilmiştir (24-26).

2.2. Dental Porselenlerin Yapısı

Seramikler inorganik yapıdaki materyaller olarak tanımlanmaktayken, porselenler ise kristal yapı içeriğindeki camsı materyaller olarak bilinmektedir (27). Diş hekimliğinde kullanılan porselen, silisyum (Si_4^+) atomunun merkezde yer aldığı ve dört tane oksijen atomu ile kimyasal bağ yaparak oluşturduğu silisyum tetrahedral (SiO_4) yapısında bir moleküldür. Feldspar ($K_2O-Al_2O_6SiO_2$), kuartz (Silika, SiO_2) ve kaolin ($Al_2O_3-2SiO_2-2H_2O$) gibi 3 temel maddeden oluşmaktadır (4,27). Bu üç temel maddeden farklı olarak akışkanlık vericiler ile cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı ve parlaklık (lümnesans) özelliğini geliştiren değişik maddelerde üretim aşamasında porselen içeriğine eklenmiştir (28).

Seramik yapısındaki atomik bağlar, hem iyonik hem de kovalent özelliğindedir. Bu güçlü bağlar seramiklerin stabilite, sertlik, sıcağa ve kimyasal maddelere direnç özelliklerinin iyi olmasına neden olmaktadır. Aynı yapı seramikte kırılma eğilimi artışına neden olduğundan sakıncalı bir durumun da ortaya çıkmasına neden olmaktadır (29).

2.2.1. Dental Porselenlerin Yapısındaki Maddeler

Dental porselenler genel olarak 8 farklı yapı taşı içermektedir.

2.2.1.1. Feldspar ($K_2OAl_2O_2SiO_2$)

Sodyum silikat, potasyum silikat veya kalsiyum silikat yapısında olan, 1100 °C ile 1300 °C arasında erime sıcaklığına sahip, porselene doğal bir translüenslik veren ana yapıyı oluşturan bir maddedir. Seramik içerisinde camsı bir yapı oluşturarak kuartzın tutunması için matriks görevi görür. Minimum % 60 oranında bulunur. Eridikten sonra camsı ve yüksek viskoziteli, parlak bir madde haline gelir (29). Soda ve potas formunda bulunan feldsparın soda formu erime sıcaklığını düşürürken, potas formu erimiş materyalin (camsı yapının) viskozitesini artırarak fırınlama esnasında oluşan topaklanma ve piroplastik akmayı azaltır. Bu özellikten dolayı, diş formunun ve yüzey özelliklerinin kaybolmasına engel olunur (30).

2.2.1.2. Kuartz (SiO_2)

Silika yapısında bulunan kuartz dental porselenlerde tutuculuk sağlamasının yanında, stabilite sağlayarak dayanıklılığı artırır. Desteklik ve doldurucu görevi yaparak büzülme dengeler. Diğer maddelerden daha yüksek erime ısısı (yaklaşık olarak 1700 °C) olan kuartz, yapıda % 10-30 oranında bulunur. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir (31,32).

2.2.1.3. Kaolin ($2\text{H}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\cdot 2\text{SiO}_2$)

Alüminyum hidrat silikat yapısında olan, seramikte % 1-5 oranında bulunan ve çin kili olarak da adlandırılan kaolin opak yapısından dolayı çok az miktarda kullanılır. Isıya dayanıklılığı iyidir. 1800 °C erime sıcaklığı vardır. Porselen hamuruna elastikiyet vererek işlenebilirliğini kolaylaştırmaktadır. Su ile karıştırıldığında yapışkan bir hale geldiğinden adeziv özelliğinden yararlanır. Kuartz ve feldsparın bağlanmalarında etkisi olduğu gibi opaklaştırıcı olarak da kullanılır (31).

2.2.1.4. Ara Oksitler

Porselenlerin düşük fırınlama ısısında ve yüksek viskozitede üretilmesi, oksitlerin akışkanlığına karşı direnç sağlar. Alüminyum oksit gibi ara oksit maddelerin kullanımı camın sertliği ve viskozitesini arttırmaktadır. Kuvvetli bir akışkan olmasına rağmen borik oksit cam yapıcı olarak da rol oynamaktadır. Borik oksitin ilavesi düşük genleşme ve kimyasal direnç sağlamaktadır (21,31,33). Lityum oksit, akışkan ajan yapıya eklendiğinde devitrifikasyon riskini arttırmaktadır. Magnezyum oksit, yapıda çok az miktarlarda bulunur ve kalsiyum oksitin yerini alabilmektedir. Cam yapıcı oksit olarak görev yapan fosfor pentoksit az da olsa opalesans özellik oluşturabilmektedir (33,34).

2.2.1.5. Akışkanlar veya Cam Modifiye Ediciler

Sodyum, kalsiyum oksit, potasyum, cam modifiye ediciler, silisyum tetrahedra (SiO_4) ağ yapısının bütünlüğünü bozan akışkan rolleri bulunduğundan kontrollü kullanılmalıdır. Camın yumuşama ısısını düşürmek için akışkanlar ve cam modifiye edici ajanlar yapıya ilave edilmiştir. Oksijen silika oranı oldukça önem arz etmektedir, çünkü camın viskozitesini ve ısıl genleşmesini etkileyebilmektedir (35,36).

2.2.1.6. Renk Pigmentleri

Dental porselenlerin yapısında bulunan feldspar nispeten saf ve renksiz olduğundan dolayı doğal diş tonunu yansıtabilecek renk ve yapıda restorasyonlar üretebilmek için porselen yapısının içine renk pigmentleri eklenmektedir. Kullanılan pigmentler porselenin erime ısısında bozulmadan kalabilen metal oksitlerdir (37). Metal oksitlerin öğütülmesi ile elde edilen pigmentlerin porselen hamuruna eklenmesi ile renklendirme sağlanır. Renk oluşumunu sağlayan pigmentler; nikel, demir, uranyum, kobalt, krom, titanyum, kalay, çinko gibi metal oksitlerdir (Tablo 1), (21,33).

Tablo 1. Dental seramiklerde renk oluşturan pigmentler ve oluşturdukları renkler

Metal ve Oksitler	Renk
Titanyum Oksit	Sarı
Uranyum Oksit	Sarı Portakal
Krom Aluminat	Gül Rengi
Metalik Altın	Kahverengi-Kırmızı
Demir Oksit ya da Nikel Oksit	Kahverengi
Kobalt Aluminat	Mavi
Krom ya da Bakır Oksit	Mavi-Yeşil
Manganez	Gri-Lavanta Yeşili
Demir Fosfat ya da Platin	Gri

2.2.1.7. Opaklaştırıcı Ajanlar

Diş rengini taklit edebilmek için seramik içerisine yoğun renk fritlerinin eklenmesi, seramiğin fazla şeffaf olmasına neden olduğundan dolayı yetersiz kalmaktadır. Özellikle dentin renkleri opasitenin yüksek olmasına ihtiyaç duymaktadır. Opaklaştırıcı ajanlar genellikle çok ince partikül boyutlarında öğütülmüş metal oksitler içermektedir. Seryum oksit, zirkonyum oksit ve titanyum oksit bu amaçla sıklıkla kullanılan oksitlerdir (33).

2.2.1.8. Lüminesans Özelliği Veren Maddeler

Fosforasans ve flouresans optik etkilerinin birleşmesinden oluşan lüminesans; parlatma, ışıldama anlamına gelmektedir. Fosforesans, üzerine gelen primer ışık ortadan kalktıktan sonra da daha önce absorbe ettiği ışıklardan daha uzun dalga boylu ışık yaymaya devam eden cisimlerin özelliğine denir. Flouresans ise belli dalga boyuna sahip ışıkların cisim tarafından absorbe edilerek daha uzun boylu bir radyasyon şeklinde geri yansması durumudur. Bu tür cisimlere ise flouresan denilmektedir. Doğal dişler güneş ışığında bir miktar flouresans özellik göstermektedir. Seramik üreticileri flouresans özelliğinin elde edilmesinde büyük ilerlemeler sağlamıştır. Bu amaçla günümüzde europinyum, samaryum, uterbiyum gibi lantanitler yani nadir dünya elementleri kullanılmaya başlanmıştır (33,38,39).

2.3. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Tam seramik sistemler farklı araştırmacılarca değişik şekillerde sınıflandırılmıştır. Araştırmacıların yaptıkları sınıflandırmalardaki maddeler birbirleri ile benzerlik göstermekle birlikte, diş hekimliğinde kullanılan seramikler; kullanım alanlarına, pişirme ısılarına, alt yapı materyaline, fırınlanma yöntemine, işlenme metodlarına ve içeriklerine göre değişik biçimde sınıflandırılmaktadır (40,41).

Yapım tekniklerine göre olan sınıflandırma en yaygın olarak kullanılanıdır.

2.3.1. Yapım Tekniklerine Göre Tam Seramik sistemleri

Dökülebilir cam seramik sistemleri, refraktör daylar üzerinde fırınlanan seramik sistemleri, ısı ve basınç altında şekillendirilen (preslenebilir) seramik sistemleri ve CAD-CAM ile üretilen seramik sistemleri olmak üzere 4 ana kategoriye ayrılmaktadır.

2.3.1.1. Dökülebilir Cam Seramik Sistemleri

A- Dicor Sistemi

Grossman'ın 1983 yılında ve Adair'in 1984 yılında yaptığı çalışmalar neticesinde diş hekimliğine kazandırılmış bir dökülebilir seramik sistemidir (1,42). Dicor, mum eliminasyon tekniği ile kullanılan camsı yapıdaki çekirdekler şeklinde piyasaya sunulmuştur (1,43). 650 °C ile 1075 °C arasında uygulanan ısıl işlem esnasında cam matriks içerisinde tetrasilisik flor mika kristalleri büyüme göstererek, dayanıklılığı artırmada rol oynamaktadır (1,44). Normal seramiğin iki katı esneme dayanıklılığına sahiptir. Yüksek baskı kuvvetlerine dayanıklılığı, sertliği, aşınmaya karşı direnci, ısıl genleşme katsayısı ve yarı şeffaflık katsayısı doğal dişinkine benzemektedir (1,45). Kullanım alanları ön grup tek üye restorasyonlarla sınırlıdır.

B- Cera Pearl Sistemi

Hobo ve Iowata tarafından, 1985 yılında sentetik hidroksiapatitin doğal diş yapısını taklit etmek için en ideal madde olacağı düşüncesi ile geliştirilen, indirekt bir tekniktir. Bu sistemde kontrollü ısı uygulamasıyla kalsiyum fosfat içerikli cam, kısmi olarak kristalin faza dönüştürülmektedir (46,47). Doğal diş minesinde var olan hidroksiapatit kristalleri barındırmaktadır. Baskı kuvvetlerine karşı dayanıklılığı 590 MPa'dır. Ve 390 MPa olan mine direncine göre çok daha üstündür. Bükülme kuvvetlerine karşı dayanıklılığı, Dicor'a benzemektedir (1,45).

2.3.1.2. Refraktör Daylar Üzerinde Fırınlanan Seramik Sistemleri

A- Folyo Tekniği

% 50 alüminyum oksit (Al_2O_3) içeren vitadur alpha ve magnezyum oksit (MgO) içeren magnezyum core bu tekniğe örnek verilebilir. Refraktör day model üzerine platin folyo uyumlanarak Al_2O_3 veya MgO ile güçlendirilmiş porselen fırınlanması yapılır (47,48). Bu tip porselenlerin kırılma dirençleri geleneksel jaket kronlara göre daha düşük olduğu için kullanım alanları sınırlıdır.

B- Cerestore

Kor materyali olarak kullanılan, % 65-70 Al_2O_3 ve % 8-10 MgO ($MgAl_2O_3$) içermektedir. Geleneksel porselen jaket kronlarda platin yapı kullanımı ve porselenin fırınlama büzülmesinden kaynaklı sorunların giderilmesi amacıyla 1983 yılında geliştirilmiştir. Epoksi day üzerindeki büzülmesiz kor, uzun süreli ısı işlemine tutularak magnezyumalüminat spinel kristalleri oluşup büzülme önleyen hacim artışı sağlanır (47,49).

C- Optec HSP

Lösit kristalleri içeren ve kor kullanılmadan tam seramik kron yapımı gerçekleştirilen bir sistemdir. Isıya dayanıklı day üzerinde sulu kıvamda hazırlandıktan sonra 1035 °C'de fırınlanarak son haline getirilir (49). Kor altyapılı seramik sistemlere göre dayanıklılık anlamında dezavantajlara sahip olduğundan ve estetik sıkıntılardan dolayı kullanım alanı sınırlı olmuştur.

D- Hi Ceram

1972'de Southan ve Jorgensen tarafından, fosfat bağlı revetman üzerinde platin folyo kullanılmadan, alümina seramiğinin fırınlanması ile elde edilmiştir. Kimyasal yapısı, geleneksel alümina kor yapısına benzer, ancak alümina içeriği daha fazladır. Teknik, kor seramiğinin ısıya dayanıklı day üzerinde direkt pişirilmesine dayanmaktadır. Fırınlama sonrası day materyali kumlama ile uzaklaştırılarak kor materyali üzerine yüzey porseleni uygulanmaktadır. Geleneksel seramiğe göre daha sert yapıdadır. Bükülme kuvvetlerine karşı dayanıklılığı 155 MPa olarak belirlenmiştir (45,50,51).

E- In Ceram (Slip Cast)

1985 yılında Dr. Mickael Sadoun tarafından Fransa'da geliştirilen tam seramik sistemidir. Alt yapı materyali slip-cast yöntemiyle ya da freze yöntemi ile yarı sinterize hazır bloklardan elde edilir (1,25,52). Slip cast tekniği, poröz yapıdaki bir kalıbın, üzerinde katı bir tabaka oluşturmak maksadıyla kapiller kuvvetten destek alarak sıvı bir maddeyi kendisine doğru çekmesi işlemidir. Bu sistemde refraktör dayın üzerine alümina tozundan sulu ince hamur yardımıyla bir çekirdek hazırlanarak 1120 °C'de 10 saat boyunca sinterleme işlemine tabi tutulur.

Elde edilen ilk yapı aşırı pöröz olduğundan lantum camı ilavesi yapılarak 1100 °C’ de 4–6 saat daha pişirilir. Eriyen cam kapiller aktiviteyle pöröziteyi doldurarak homojen yapıda oldukça yoğun ve yüksek (446 MPa bükülme direnci) dirençli bir seramik elde edilir (43,53,54). In-ceram kor kalınlığı 0,5 mm’den az olmamalıdır. Kullanım alanı oldukça geniş olan in-ceram, üreticiler tarafından tüm tek üye kronlarda ve üç üyeli ön grup ve arka grup köprülerin yapımında tavsiye edilmekle beraber arka bölgedeki restorasyonlara yönelik uzun süreli klinik çalışmaların yetersizliğinden dolayı hasta seçiminde dikkat edilmesi de önerilmektedir (47,55).

Alümina yerine "spinel" ($MgAl_2O_4$) ve zirkonya materyalleri kullanılarak in-ceram alüminaya alternatif girişimlerde bulunulmuştur. In-ceram spinell, in-ceram alümina'nın opak yapısına çözüm olunması için 1994 yılında piyasaya sürüldü. Kor yapı, matriksin yarı saydamlığını iyileştirmek için magnezya ve alümina ($MgAl_2O_4$) karışımı içermektedir. Üretimin aşamaları in-ceram alümina ile aynıdır. In-ceram alümina'ya göre daha düşük (250 MPa) bükülme direncine sahiptir. Düşük bükülme direncinden dolayı ön grup restorasyonlar için uygundur (56,57).

In-ceram zirkonya, seramik yapının direncini arttırmak için % 35 oranında kısmen stabilize zirkonyum oksit ilavesiyle in-ceram alümina sistemine alternatif olarak ortaya çıkmıştır. In-ceram alümina ve in-ceram spinell gibi geleneksel slip cast yöntemi ile üretilmektedir. Bükülme direnci, in-ceram alümina ve in-ceram spinell'den çok daha fazladır (700 MPa). Aşırı opak ve zayıf translüsens yapısından dolayı arka grup tek üye kron ve köprülerde kullanım alan bulmaktadır (58).

2.3.1.3. Isı Ve Basınç Altında Şekillendirilen (Preslenebilir) Seramik Sistemleri

İlk olarak 1983 yılında W. Höland ve arkadaşları tarafından cam matriks üzerinde kontrollü kristalizasyon yöntemi kullanılarak bu yapıdaki cam seramikler geliştirilmiştir (43,59).

A- IPS Empress

Isı ve basınç altında şekillendirilen, yüksek lösit (KaSi_2O_6) içerikli feldspatik porselen içeren bu sistemde kayıp mum tekniği esas alınarak refraktör day içinde kısmi olarak ön işlemler yapılmış ve renklendirilmiş cam-lösit çekirdek ısıtılıp preslenmektedir (60,61).

Hazırlanışı iki farklı teknikle olabilmektedir; ilk teknikte renksiz porselen kullanımı ile hazırlanan restorasyon, yüzey yapısı renklendirilerek işlem gerçekleştirilirken, ikinci teknikte renklendirilen dentin çekirdekleri kullanılarak işlem gerçekleştirilir. Restorasyonun son formu, veneer porselen materyali ile tabakalama tekniği kullanılarak verilir (49).

Yapı içerisinde bulunan lösit kristalleri çatlak oluşumuna karşı bir bariyer görevi görmektedir. Basınçlı pişirme sonrasında yapılan tabakalama veya boya işlemi gibi fırınlama işlemlerinin, lösit kristallerinin yoğunlaşmasıyla beraber cam faz içinde daha homojen bir yapının oluştuğu ve bunun da dayanıklılığa önemli ölçüde katkı verdiği bildirilmektedir (47). 112 ± 10 MPa'lık bükülme direncine sahip olan empess sistemi ile ön grup tek üye kron ve veneer restorasyonlar yapılabilmektedir (13,62).

B- IPS Empress 2

Lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) ile güçlendirilmiş cam porselendir. Isı ve basınç altında şekillendirilen kor yapı, temel kristal faz olarak hacminin en az % 60'ı kadar $0,5-4$ μm büyüklüğünde lityum disilikat kristalleri; ikinci kristal faz olarak ise $0,1-0,3$ μm büyüklüğünde lityumortofosfat (Li_3PO_4) kristalleri içermektedir (63,64). Lityum disilikat mikro yapısal olarak; kilit şeklinde ve rastgele dağılıma sahip, küçük plaka tarzında kristallerden oluşmaktadır. Bu yapıdaki kristaller tarafından çatlakların tutulması, çatlakların sapması, dallanması ya da küntleşmesi sağlanarak bükülme direncinin artışı sağlanır (65).

Empress 2 yöntemiyle elde edilmiş olan altyapıların üzerine uygulanan floroapatit esaslı seramik ile translüsens özellik artışı, parlaklık artışı ve gelen ışığın yansımada artış sağlanarak daha estetik restorasyonların yapılması mümkün olabilmektedir (64,66).

IPS Empress ile IPS Empress 2 arasında kor yapısındaki farklılıktan dolayı, IPS Empress 2'nin kırılmaya karşı olan direnci IPS Empress'e göre üç kat fazladır. Ayrıca IPS Empress 2'de cam yapının daha az olmasından dolayı kırılmaya karşı direnci fazla, mikro çatlak oluşum riski ise daha azdır. IPS Empress 2 sistemi anterior ve posterior tek kronlarda, anterior ve posterior üç üyeli köprü yapımında kullanılabilir. Ancak posterior üç üyeli köprülerde kullanılabilmesi için ikinci premolar en son distal destek olmalı ve gövde bir premolar genişliğinde olmalıdır (64,67). IPS Empress 2 400±40 MPa'lık bükülme direncine sahiptir (13,62).

C- IPS eMax Press

2005 yılında piyasaya sürülen, Empress 2 tam seramik sisteminin daha gelişmiş versiyonu olan pressleme ile şekillenen lityum disilikat cam seramiktir. Temel kristal faz olan lityum disilikat, 3-6 µm uzunluğundaki iğne benzeri kristallerden oluşur. Bu lityum disilikat kristaller cam matris içine gömülmüş şekildedir. Bu teknikte, renk pigmentleri erime ısısına ulaştığında eriyeceği için materyale ilave edilmezler. Bunun yerine cam içinde çözünen polivalent iyonlar arzu edilen rengi sağlamak için kullanılır. İyon esaslı renklendirme mekanizmasının kullanılmasının avantajı, renk salan iyonların materyal içinde homojen olarak dağılabilmesidir. Bunun aksine renk pigmentleri mikroyapıda kusurlara neden olmaktadır (64,68).

Farklı renklerde ingotlar şeklinde bulunur ve iki farklı opasitesi mevcuttur. Kırılma dayanımı 400 MPa'dır. Bilinen Empress presleme teknikleri ile üretilirler. Ön grup ve arka grup bölgelerde tek diş restorasyonları, laminate veneerler ve köprüler için kor yapı olarak kullanılırlar. Bu korlar üzerine IPS eMax Ceram veneer uygulanır (64,68). IPS Empress 2'ye göre daha iyi fiziksel özelliklere ve gelişmiş estetiğe sahiptir (69).

2.3.1.4. CAD-CAM Sistemleri

CAD-CAM gibi teknolojilerin gelişmesi ve üretim verimliliği anlamında elde edilen başarılı sonuçlar, diş hekimliği alanındaki işlemlerin de bilgisayar yardımı alınarak yapılması fikrinin öne çıkmasına neden olmuştur. CAD-CAM sistemleri

kullanılarak hem çalışma yöntemlerinin basitleştirilmesi sağlanmış, hem de estetik ve güvenilirlik ile ilgili beklentilerin artmış olmasından dolayı; dental restorasyonların yapımı için yeni, yüksek dayanıklılığa sahip seramik materyaller geliştirilmiştir (70).

CAD (Computer Aided Design); bir cismin bilgisayar sistemleri yardımı ile geliştirilmesi ve tasarımının yapılması anlamına gelmektedir. Böylelikle üç boyutlu model çizimi sanal ortamda gerçekleştirilmiş olur. CAM (Computer Aided Manufacturing) ise ölçülüp planlanmış olan verilerin bilgisayar yardımı ile üretiminin yapılması anlamına gelir (71).

CAD-CAM sistemlerin geliştirilmesindeki amaç; geleneksel ölçü yöntemlerini elimine etmek, yapılacak restorasyonun doğal anatomisine, fonksiyonlarına ve preparasyonuna göre bilgisayar kullanarak tasarımını yapmak, masa başında restorasyonu üretebilmek, restorasyon kalitesini arttırmak (mekanik direnç, kenar uyumu, yüzey kalitesi) ve daha iyi bir estetik sağlamaktır (41,72).

CAD-CAM sistemleri ile ilgili yapılan bir sınıflama bilgisayar destekli üretimin, klinikte ya da laboratuvarında gerçekleştirilmesine göre yapılmaktadır. Eğer restorasyon klinikte direkt olarak diş hazırlığı ile aynı seansta üretilirse, bu “chair-side concept” olarak isimlendirilir. Direkt yöntemin avantajı tüm işlemin tek seansta tamamlanması dolayısıyla zamandan tasarruf sağlamasıdır. Eğer diş laboratuvarı işlemi gerçekleştirirse in direkt yöntem “lab-side concept” olarak ifade edilir. Laboratuvarda kullanılan sistemin avantajı bu cihazların farklı işlemlerde kullanılabilmesidir (70,73).

2.3.1.4.1. CAD-CAM Bileşenleri

Genel olarak tüm CAD-CAM sistemleri 3 fonksiyonel bileşen içermektedir.

1- Tarayıcı

Sistemin bilgi toplama parçasıdır. Diş hekiminin yapmış olduğu diş preparasyonunu, komşu dişler ve destek yapılar ile beraber karşıt çenedeki dişlerin şeklinin intraoral ya da ekstraoral olarak görüntülenmesini gerçekleştirir (74,75). Temel olarak 2 ayrı tarayıcı tipi mevcuttur.

A- Optik Tarayıcı

Bu tarayıcının çalışma felsefesi triangulasyon prosedürü diye bilinir. Bu tarayıcı tipinde yapıların üç boyutlu görüntüsünün elde edilmesi işlemi beyaz ışık, renkli ışık ya da lazer projeksiyonu kullanılarak güdük üzerinden optik tarama ile gerçekleştirilir. Hızlı ve yüksek çözünürlükte verilerin elde edilmesi optik tarayıcıların avantajlarıdır. Birçok CAD-CAM sisteminde tarayıcı, sistemin bir parçasıdır ve yalnızca uygun CAD yazılımı ile çalışmaktadır (75).

B- Mekanik Tarayıcı

Mekanik tarayıcıda küre, iğne ucu ya da pin kullanılır ve güdük üzerinden mekanik tarama işlemi gerçekleştirilir. Ana modelin mekanik şekilde üç boyutlu ölçümü yapılır.

2- Dizayn (Tasarım) Yazılımı

Yapılan restorasyonun üç boyutlu dizayn ve planlamasının yapılabilmesi için bir bilgisayara bağlı şekilde çalışılmaktadır. Kişiyeye özgü uyumlanmış restorasyonun dizaynına ve üretilmesine imkan veren bir çok yazılım programı geliştirilmiştir. Kullanıcı CAD yazılımında bulunan örneklerden faydalanabileceği gibi, modifikasyonlar oluşturarak kendi kişisel tasarımını da yapabilmektedir. Her CAD-CAM sistemine özgü yazılım programları mevcuttur ve bu programlar diğer sistemlerle uyumluluk göstermemektedir. Restorasyonun tasarımı bitirildiğinde, CAD yazılımı ile sanal model farklı bir formata dönüştürülerek CAM ünitesinin üretime geçmesi sağlanmaktadır (75).

3- Frezeleme ünitesi

Bilgisayar kontrolündeki frezeleme ve aşındırma makinelerini ifade eder. Restorasyonlar, uygun materyallerden hazırlanmış bloklardan frezeleme yöntemi ile elde edilir. CAD-CAM sistemlerinin ilk yıllarında restorasyonlar yalnızca prefabrik bloklardan frez veya elmas diskler kullanılarak freze edilip üretilmiştir. Eksiltme yöntemi olarak adlandırılan bu teknikte istenilen şekle ulaşmak için blok materyalden eksiltme yapılmaktadır. Bu yöntem etkin olsa da, tipik bir dental restorasyon elde edebilmek için prefabrik blokların % 90'ı uzaklaştırılmakta ve dolayısıyla boşa gitmektedir.

Eksiltme yöntemine alternatif olarak günümüzde ekleme yoluyla üretim sistemleri de bulunmaktadır. Seçici lazer sinterizasyonu, seramik veya metal restorasyonların üretimi için kullanılan ekleme yöntemlerinden birisidir. Bu yöntemde, restorasyonun bilgisayar tasarımında, mevcut CAD-CAM sistemlerindeki kesme işlemine benzer bir işlem dizisi kullanılmaktadır. Ancak kesme işlemi yerine işlem dizisi sırasında, seramik veya metal toz havuzundaki materyal sürekli ilavelerle sinterize edilerek restorasyon tamamlanmaktadır. Böylece boşa harcanan, artık materyal kalmamaktadır (76,77).

2.3.1.4.2. Güncel CAD-CAM Sistemleri

1- Klinikte Kullanılan CAD-CAM Sistemleri

Intraoral olarak diş preparasyonu taranır ve restorasyon klinikte hazırlanır.

A- Cerec

Sirona (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany), hem klinikte hem de laboratuvarında kullanılan sistemlere sahip tek üreticidir. CEREC ilk olarak 1985 yılında kullanılmaya başlanmış olup, geliştirilen ilk CAD-CAM sistemidir. 1994 yılında CEREC 2, 2000 yılında CEREC 3 (78), 2014 yılında CEREC SW 4.2.4. piyasaya sürülmüştür (79).

Ağız içinde prepare edilmiş dişlerin optik olarak taranması aşamasında iki ayrı yöntem geliştirilmiştir. CEREC 3D, ağız içi kameranın ağızda sabit tutulup ayak pedalı yardımıyla görüntünün yakalanmasını sağlarken, CEREC AC ile bu işlem daha da geliştirilerek kamera ağızda sabit olarak tutulduğunda sistemin otomatik olarak görüntüyü yakalaması sağlanmıştır. CEREC sisteminin biogeneric özelliği sayesinde hastanın mevcut dişlerine benzer morfolojide restorasyonlar üretilebilmektedir. Bu şekilde her bireye özel, kendi dişlerine benzer restorasyon yapılabilir. CEREC sisteminde hekim bilgisayar tasarımı üzerinde istediği değişiklikleri yapar; karşıt dişle olan kontakt noktalarını kontrol edebilir, sanal olarak aşındırma, ekleme, kontür değişikliği yapabilir, komşu dişlerle kontakt noktalarının sıklığını artırıp azaltabilir (76).

Son çıkan ve kullanımı daha kolay olan 4.0 yazılımıyla, bir hastada yapılacak tüm restorasyonlar aynı anda tasarlanabilmektedir. Tasarım bittikten sonra, uygun renk ve boyutta seçilen blok MC XL freze cihazıyla freze edilerek, tek seansta restorasyon bitirilir. CEREC sistemiyle kullanılabilen bloklar feldspatik ve lösitle güçlendirilmiş cam seramikler olduğu gibi, lityum disilikat gibi yüksek dirence sahip seramikler, nano seramikler ve geçici amaçla kullanılan blokları da içermektedir (76).

B- E4D Dentist

2005 yılında piyasaya sürülen E4D Dentist sistemi yansıtıcı toz olmadan intraoral lazer tarayıcı (IntraOral Digitizer) ile diş preparasyonu tarayabilmektedir. Hekim birçok açıdan görüntü alarak veri noktalarını artırır, böylece yazılım doğru morfolojiyi bilgisayarda oluşturabilir. Sahip olduğu IC Everything View parçası ile 3 boyutlu görüntülerde, yumuşak ve sert dokunun ayırt edilmesi, kronların çevresi ve ağız içi ortamının netliği görülmektedir. Aynı anda 16 üyeye kadar restorasyon tasarımı yapılabilen DentaLogic yazılımına sahip olan cihazın “autogenesis” özelliğiyle anatomik yapılara uyumlu kişisel tasarım yapılabilmektedir. Lösitle güçlendirilmiş seramik bloklar, titanyum içerikli metal bloklar, lityum disilikat bloklar, nanoseramik ve geçici amaçla kullanılan akrilik bloklar E4D Dentist sistemi ile uyumludur (76,80).

2- Laboratuvarda Kullanılan CAD-CAM Sistemleri

A- Cerec Inlab

Cerec inlab sistemi 2004 yılında laboratuvar kullanımı için üretilmiştir. Bu sistemde lazer tarayıcı (inEos Blue) ile çalışma modelinin dijital görüntüsü alınır. Sistemin inEos Blue kısmı; tarayıcı, inLab 3D tarayıcı-tasarım yazılımı ve bilgisayar parçalarını içermektedir. InEos Blue kısmının dışında frezeleme ve sinterleme cihazı da sistemde bulunmaktadır. Tasarım yazılımında bulunan patentli “biogeneric” özelliği ile hastanın mevcut dişlerine benzer morfolojide restorasyonlar yapılabilmektedir. Bu cihaz ± 25 mikron hassasiyetle çalışmakta ve 10 üyeye kadar köprü frezeleyebilmektedir. Günde 40-60 üye restorasyon yapılabilir. CEREC inLab sisteminin diğer bir özelliği de zirkonya köprü altyapılarıyla beraber üzerine

kullanılacak porseleni de freze ederek, daha sonra bu iki parçanın birbiriyle birleştirilmesine olanak sağlamasıdır. Bu şekilde elle yapılan porselen yığıcı yerine, altyapıyla tam uyumlu ve oklüzal morfolojisi cihazın CAD kısmıyla önceden belirlenmiş olan üst yapı hazırlanır (76,81).

B- Cercon

Cercon CAD-CAM sistemi olmayıp sadece CAM ünitesine sahiptir. Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya) sisteminde bilgisayar destekli dizayn yapılamamaktadır. Alt yapı konvansiyonel mum modelaj tekniği ile hazırlandıktan sonra, mum modelaj gümüş tozlarıyla kaplanır ve Cercon Brain ünitesindeki lazer tarayıcı ile taranır (13). Kron kenarları otomatik olarak belirlenmekte ve Cercon brain expert ile frezeleme, Cercon heat plus ile sinterleme yapılmaktadır. Sistem tek üyeden 9 üyeye kadar yarı sinterlenmiş zirkonya blokları freze edebilmekte ve 16 üyeye kadar köprü sinterlemesi yapabilmektedir.

C- DCS Preci-Fit

DCS Preci-fit sistem, 1990 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Cam seramik, güçlendirilmiş seramik ve metalleri freze etmesinin yanı sıra, restorasyon altyapılarını tam sinterlenmiş bloklardan (DC-Zirkon) ve titanyumdan da (DCTitan) hazırlayabilen CAD-CAM sisteminden bir tanesidir (82). Preciscan lazer tarayıcı ile Precimill frezeleme makinesini içeren bu sistem kendisine ait özel yazılımıyla gövde şekillerini ve konnektör boyutlarını otomatik olarak ortaya çıkarmaktadır.

D- Everest

Kavo firması (Kavo, Biberach, Almanya) tarafından üretilen Everest, ön ve arka bölgelerde uygulanan kron ve köprü protezlerinin alt yapılarının hazırlanmasında kullanılan bir CAD-CAM sistemdir. Model tarama ünitesinde taranır ve alt yapı aynı tarama ünitesinde sanal ortamda tasarlanır. Zirkonyum dışında, lösitle güçlendirilmiş cam seramik bloklar (Kavo Everest G-Blank) ve titanyum bloklar (Kavo Everest TBlank) bu sistemde işlenebilmektedir. Aşındırma ünitesinin 5 eksenle frezeleme özelliği bulunmaktadır. Everest sistemiyle inley, onley, ön grup ve arka grup kron, köprü yapılabilir (83).

E- Zeno Tec

Zeno Tec (Wieland, Pforzheim, Almanya) sistemi; tarayıcı (3 Shape D 200), bilgisayar yazılımı (ZENO CAD), CAM ünitesi (ZENO 4030) ve sinterleme fırınından (ZENO Fire) oluşmaktadır. Ölçü alındıktan sonra hazırlanan modeller, lazer kesit alma tekniği ile taranmaktadır. Piyasada, zirkonyum bloklar dışında alümina diskler, titanyum diskler, polimetil metakrilat diskler ve immedat restorasyonların hazırlanması için akrilik polimer diskler bulunmaktadır (84).

C- Üretim Merkezli CAD-CAM Sistemleri

A- Procera

Nobel Biocare tarafından 1994 yılında piyasaya sürülmüş, üretici firmaya göre bugüne kadar 11 milyon restorasyon üretilmiştir. Alümina ile yüksek hassasiyette kron altyapıları, veneer ve abutmentlar yapılabildiği gibi, zirkonyadan abutment, kron-köprü altyapısı da yapılabilmektedir. Öncelikle modelin 20.000 ölçüm noktası veren taraması yapılır. Laboratuvara kurulan kompakt bir tarama cihazıyla alçı modelin taraması bittikten sonra elde edilen veriler internet yardımıyla New Jersey/ABD veya İsveç'te bulunan üretim merkezine gönderilir (76,85). Üretim merkezinde seramiğin büzülmesini kompanze etmek için genişletilmiş daylar hazırlanarak porselen uygulaması ve bitim işlemi için tekrardan teknisyene geri gönderilir. Procera AllCeram sisteminde zirkonyumoksit altyapılı restorasyonlar (Procera AllZirkon), titanyum altyapılı restorasyonlar (Procera AllTitan), titanyum veya alüminyum oksit abutmentlar, implant üstü tam seramik kronlar ve implant üstü titanyum köprü altyapılarının üretimi mümkündür (5).

B- Lava

2002 yılında 3M ESPE tarafından piyasaya sürülmüştür. Sistemde Lava Scan ST optik tarayıcı, Lava CNC 240 veya 500 frezeleme makineleri ve Lava Furnace 200 sinterleme fırını bulunmaktadır. Kron-köprü altyapıları üretim merkezlerinde hazırlanabilir. Bilgilerin dijital hale getirilmesi için optik tarama sistemi kullanılmaktadır. Lava sistemi otomatik olarak kron kenarlarını ve gövdenin oturacağı yeri belirler. Yapılacak altyapı sinterleme büzülmesini kompanze edebilmek için % 20-25 büyük tasarlanır. "Pre-sintered" yani yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar kullanılır. Her blokta barkod numarası bulunur ve uygun bloğun

barkodu okunduktan sonra frezelemeye başlanır. Tek üye altyapı 15 dakika, 3 üye köprünün frezelenmesi yaklaşık 45-50 dakika sürmektedir. Sinterleme öncesi 7 farklı seçenekte renklendirme yapılabilir. Böylece alt yapının üst yapı porseleni ile daha iyi uyum göstermesi ve estetiğin artması sağlanır. Sinterlenen altyapılar, zirkonyanın ısıl genişleme katsayısı ile uyumlu olan Lava ceram materyali ile bitirilir (76,86). Optik özelliklerinden dolayı ön grup ve arka grup restorasyonlarda kullanım alanı bulmaktadır.

2.3.2. Zirkonyum Esaslı Seramikler

Zirkonyum, periyodik cetvelde sembolü Zr, atom numarası 40 ve atomik ağırlığı 91.22 olan, metaller grubunda yer alan kimyasal bir elementtir. Zirkonyum oksit, 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth'un, oksit üretmek için zirkon taşlarını alkali ile reaksiyona soktuğu çalışmadan sonra keşfedilmiş ve Arapça'da altın renkli anlamına gelen 'Zargun' olarak isimlendirilmiştir. Doğada saf bir yapıda bulunmayan zirkonyum değişik minerallerle birlikte bulunmaktadır. Diş hekimliğinde kullanıma uygun olmayan bu minerallerin uzun ve karmaşık işlemler sonucunda ayrıştırılması ile saf zirkonyum elde edilmektedir. Zirkonyum, bu saflaştırma işleminden sonra biyomateryal olarak kullanılabilir (87,88).

Uzun yıllar diğer metal oksitlerle birlikte seramikte renklendirici olarak kullanılan zirkonyum oksit, sahip olduğu kimyasal özellikler, boyutsal stabilite, mekanik direnç, sertlik ve paslanmaz çelik alaşımlarına benzer elastik modül gibi özellikleri nedeni ile 1960'lı yılların sonlarında biyomateryal olarak kullanılmaya başlanmıştır. Restoratif materyal olarak 1990'ların başında önem kazanan zirkonyum; başlangıçta endodontik postlarda, implantların üst yapılarında ve ortodontik brakette kullanılırken, son yıllarda tam seramik restorasyonlarda tercih edilen bir alt yapı materyali haline gelmiştir (25,88,89).

2.3.2.1. Zirkonyum Mikro Yapısı

Polimorfik bir yapıya sahip zirkonyum; kübik, tetragonal, monoklinik olmak üzere 3 kristal faza sahiptir. Sinterleme işlemi sonrası soğuyan zirkonyum oksitte,

100 °C ile 1170 °C arasında tetragonal-monoklinik (T-M) transformasyon meydana gelmektedir. Kontrolsüz gerçekleşen bu faz değişimi ile birlikte yüksek internal streslere neden olabilecek % 1-5'lik hacimsel bir artış oluşmaktadır. Bu durum, materyalin soğuması sırasında küçük parçalara ayrılmasına neden olduğundan istenmeyen bir durumdur. Zirkonyumun oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilebilmesi için, saf zirkonyuma kalsiyum, magnezyum, alüminyum, itriyum ve seryum gibi metal oksitler ilave edilmiştir. Bunun yanında kalsiyum, magnezyum, alüminyum ilave edilerek karma fazlar elde edilirken, itriyum ile stabilize edilen zirkonyumun oda sıcaklığında sadece tetragonal fazda kalması sağlanmıştır. Zirkonyumun, bükülme dayanımı 900-1200 MPa, kırılma dayanımı 7-10 MPa, elastik modülü yaklaşık 200 MPa ve Vickers sertliği ise dental alaşımların 4-5 katıdır (87,88).

2.3.2.2. Diş Hekimliği Alanında Kullanılan Farklı Tip Zirkonyum Seramikler

A-İtriyum İle Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristali (Y-TZP)

Saf zirkonyuma, ağırlığının % 3-5 oranında ilave edilen itriyum oksitin oluşturduğu itriya tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP) saf zirkonyumun oda sıcaklığında stabil hale getirilmesi ve multifazlı yarı stabilize zirkonyumun elde edilmesini sağlamaktadır. İtriyum oksitler, tetragonal faz seramiğin dönüşüm-güçlendirme sürecinden sorumludur. İtriyum ile stabilize zirkonya seramik cam matriksiz yoğun tetragonal polikristalin materyaldir (90).

Tetragonal tanecikler metastabil yapıdadır. İtriyum-stabilize tetragonal zirkonyum polikristalinin tanecik büyüklüğü içeriğindeki itriyum konsantrasyonuna bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Tanecik yapısının belirli bir büyüklüğün üzerinde olması, t→m faz dönüşümüne neden olmaktadır. Oda sıcaklığında metastabil bir yapı elde etmek için tanecik büyüklüğünün 0.8 mikrometre'den küçük olması gerekmektedir. Ancak tanecikler çok ince yapıda olduğunda t→m faz dönüşümü inhibe edilebilmektedir (87,88). 3Y-TZP restorasyonlar, önceden

sinterlenmiş blokların hafif bir şekilde şekillendirilmesini (soft machining) takiben yüksek ısıda sinterlenmesi ile veya tamamen sinterlenmiş blokların sert bir şekilde işlenmesi (hard machining) ile üretilmektedir (88,91).

B- Alümina İle Güçlendirilmiş Cam İnfiltre Zirkonyum

Alümina matriks ilavesi ile hazırlanmaktadır. Sinterlenmiş yapısı tamamlanmış itriyum-stabilize tetragonal zirkonyum polikristalinden daha pöröz bir yapı göstermektedir ve daha düşük mekanik özelliklere sahiptir (88,92).

C- Magnezyum İle Stabilize Edilen Zirkonyum (Mg-PSZ)

Magnezyum ile stabilize edilen zirkonyum (Mg-PSZ) seramikler partikül yapılarının büyük olması nedeniyle pöröz bir yapı göstermektedir. Bu durum mekanik özelliklerinin yetersiz olmasına neden olmaktadır. Bu seramiklerin tam sinterlenmiş blokları CAM ünitesinde kullanılmaktadır. Bu tip seramiklere Denzir-M örnek gösterilebilmektedir (88,92).

2.4. Diş Preparasyon Esasları

Charles Henry Land, 1800'lü yılların sonlarında porselen jaket kron yapımı için diş yapısını koruyan bazı preparasyon ilkelerini tanımlayarak bunların yapılmasını önermiştir. Bu tanımlanan ilkeler, mekanik, estetik ve biyolojik avantajların korunmasında temel olmaya devam etmektedir (93). Diş preparasyonu, dişlerdeki mevcut sıkıntılardan dolayı veya kaybedilen orjinal diş formunun yerine konması için diş sert dokusunun aşındırılması olarak tanımlanabilmektedir. Genel yaklaşım olarak, invaziv olmayan ve dentine en az hasar veren diş preparasyonu önerilmektedir. Diş hekimliği, makro diş preparasyonundan umut ve heyecan verici moleküler kimya'ya (estetik bonding) doğru bir dönüşüm yaşamaktadır. Bu gelişmelere rağmen geleneksel kronlar halen hastaların birçoğunda kullanılmaktadır. Klasik diş preparasyon ilkeleri göz önünde bulundurularak gerektiğinde bu ilkelere değişiklikler yapılabilmektedir. Tanıya dayalı ve dikkatli bir şekilde gerçekleştirilen diş preparasyonu, sabit protezlerin başarısında son derece önemlidir (94).

Diş preparasyon prensipleri genel olarak 5'e ayrılmaktadır.

2.4.1. Diş Yapısının Korunması

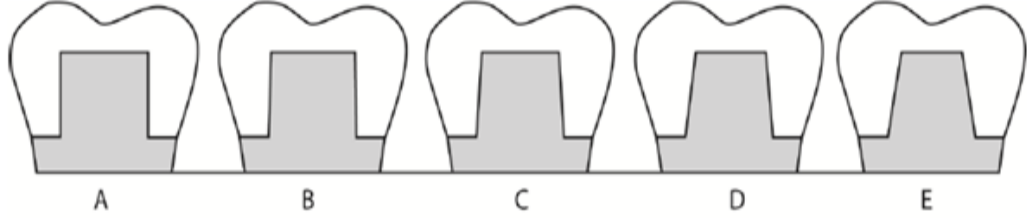
Kayıp diş dokusunu yerine koyan bir restorasyon, aynı şekilde kalan diş dokusunu da korumak zorundadır. Bir restorasyonun dayanıklılığını ve tutuculuğunu sağlamak şartıyla, diş preparasyonu yapılırken diş yapısının sağlıklı kısımları korunmalıdır. Sağlam diş yapısının gereksiz yere feda edilmemesi, aksine retansiyon ve pulpal canlılık için korunması önerilir. Diş yapısından kaldırılacak madde miktarı, restorasyonun türüne ve materyaline bağlı olarak diş preparasyon prensiplerine göre belirlenmektedir (95). Bazı vakalarda diş yapısının korunması ve büyük miktarda diş doku kaybının engellenmesi için küçük miktarda sağlıklı diş yapısını aşındırmak gerekebilmektedir.

2.4.2. Tutuculuk ve Direnç

Yapılan restorasyonların fonksiyonel olarak işlevini yerine getirebilmesi için dişi sıkı sıkıya kavramaları gerekmektedir. Diş ve biyolojik çevre dokusuyla uyumlu olan yapıştırıcı hiçbir siman restorasyonların yerinde kalmasında tek başına yeterli olamamaktadır. Bu yüzden yeterli direnç ve tutuculuğu sağlamak için diş preparasyon tasarımının optimum şekilde planlanması gerekmektedir (94). Tutuculuk, giriş yolu boyunca yerinden çıkarıcı kuvvetlerin önlenmesi olarak tanımlanırken; direnç, giriş yolundan başka herhangi bir yol boyunca yerinden çıkarıcı kuvvetlerin önlenmesi olarak tanımlanır. Aynı şekilde tutuculuk ve direnç bir bütünlük oluşturarak birbirlerini etkilemektedirler. Tutuculuk ve direnç çoğunlukla diş preparasyonunun geometrisinden, aksiyel kenar uzunluğundan, toplam oklüzal yaklaşım (TOC) değerinden ve anatomik formun değişiminden etkilenirler (95).

Genel olarak, preparasyonu yapılmış olan dişlerin karşılıklı duvarların paralellikleri ne kadar fazlaysa tutuculuk o kadar fazla olmaktadır. Buna rağmen preparasyon yapılan duvarları daha net görebilmek, andırkat alanlarının oluşumunu engellemek ve restorasyonların dişler üzerine rahat oturabilmesi için preparasyon duvarları konikleştirilmektedir.

TOC, kron preparasyonlarında klinikte kontrol edilen en önemli geometrik parametrelerden biridir. Karşılıklı uzanan ve okluzale doğru birbirine yaklaşan iki duvar arasındaki toplam açı olarak tanımlanabilmektedir. Restoratif materyale bağlı olmayıp, 2°-20° arasında bir değer olarak önerilmiştir (Şekil 1) (96).



Şekil 1. Molar Dişlerin Bir Dizi TOC Açılıyla Kesitsel Görüntüsü; A- Paralel, B- 2°'lik TOC Açısı, C- 5°'lik TOC Açısı, D- 10°'lik TOC Açısı, E- 20°'lik TOC Açısı.

Diş preparasyonu sırasında koniklik oluşturulması, tutuculuk üzerindeki olumsuz etkisi nedeniyle en az düzeyde olmalıdır. Diş preparasyonlarının mümkün olan en düşük koniklikle ve en fazla tutuculukla gerçekleştirilebilmesi için, konikliğin fazla oluşturulmasına yönelik eğilimden ısrarla kaçınmak gerekmektedir. Koniklik oluşturmaya çalışılırken kolaylıkla konikliği fazla dolayısıyla tutuculuğu az olan bir preparasyon yapılabilmektedir. Bazı çalışmalara göre konikliğin 16° olduğu bir preparasyon, klinik olarak uygulanabilir ve tutuculuğu da yeterli olabilmektedir (94,97). Koniklik ön grup dişler için yapılan preparasyonlarda 10°'ye kadar düşerken, arka grup dişlerde yapılan preparasyonlarda 22°'ye kadar çıkabilmektedir. Bazı dişler için önerilen koniklik değerleri Tablo 2'de gösterilmiştir (94).

Tablo 2. Diş Preparasyonunda Koniklik Açılı İçin Optimum değerler.

	Mesiodistal	Fasiolingual	Toplam
Maksilla			
Anterior Dişler	10°	10°	10°
Premolar Dişler	14°	14°	14°
Molar Dişler	17°	21°	19°

Mandibula

Anterior Dişler	10°	10°	10°
Premolar Dişler	16°	12°	14°
Molar Dişler	24°	20°	22°

Tutuculuk, geometrik olarak bir restorasyonun prepare edilmiş diş üzerinden çıkarılabileceği yolların azaltılması ile arttırılır. Maksimum tutuculuk yalnızca bir giriş yolunun olduğu durumda sağlanır. Bir tam kron için yapılan preparasyonda uzun, paralel aksiyel duvarların ve olukların yer alması böyle bir tutuculuğu gerçekleştirir. Aksine, kısa ve konikliği fazla bir preparasyonda restorasyon çok sayıda yol üzerinden çıkarılabileceği için tutuculuk azalır (94).

Tutuculuk ve direnç için önemli bir diğer parametre kron boyu miktarıdır. Daha uzun kronların yüzey alanları ve dolayısıyla tutuculukları daha fazla olmaktadır. Kronun aksiyel duvar uzunluğu ve eğimi devrilme kuvvetlerine karşı önemli direnç noktalarıdır. Restorasyonun başarılı olabilmesi için uzunluğun, restorasyonun diğer tarafındaki kenar noktasında bulunan dökümün dönme eğimi ile çatışacak kadar fazla olması gerekmektedir (94,98).

Kronların aksiyel duvarları kısaldıkça, konikliğin eğimi önem kazanmaktadır. Kısa preparasyonların duvarlarındaki koniklik açısı, direnci arttırabilmek için mümkün olduğu kadar küçük olmalıdır. Eğer duvar çok kısaysa bu bile yeterli olmayabilmektedir. Eğer dişin çapı küçükse, kısa duvarları olan bir diş başarılı bir şekilde restore etmek mümkündür. Daha küçük bir dişte yapılan preparasyonda yer değiştirme kavsinin rotasyon yarıçapı da kısa olacağından aksiyel duvarın kesici bölümü yer değiştirmeye karşı direnç gösterecektir. Daha büyük bir dişteki daha uzun rotasyon yarıçapı, yerdeğiştirme kavsinin de büyümesine yol açacak ve bu yüzden yan duvar restorasyonun çıkmasına dayanamayacaktır (94).

Diş preparasyonunun andırkatlı ya da fazla konik olmasını engellemenin en güvenilir yolu, preparasyonun görsel olarak izlenebileceği doğru tekniğin kullanılmasıdır. Eğer bir preparasyonun oklüzal yüzeyinin merkezine yaklaşık 30

cm'lik bir mesafeden tek gözle bakılacak olursa, preparasyonun minimal konikliğe sahip aksiyel duvarlarını gözlemek mümkün olabilmektedir. Fakat her iki gözün de açık olduğu durumlarda preparasyonun aksiyel duvarlarındaki konikliği, 8°'lik bir tersine koniklik olarak görmek mümkündür. Bunun nedeni binoküler görüntüden de sorumlu olan, gözler arasındaki mesafedir. Bu nedenle, preparasyonun gözlerden birinin kapatılarak incelenmesi önem teşkil etmektedir. Preparasyonun, doğrudan görüşün pek mümkün olmadığı ağız içinde kontrol edilebilmesi için ayna kullanılır. Ayna, prepare edilmiş dişin yaklaşık 1.5 cm uzağında açılı olarak tutulur ve görüntüye tek gözle bakılır (94).

2.4.3. Yapısal Dayanıklılık

Kronun işlevini yerine getirmesi için, yapısal olarak dayanıklı olması ve ağızda çiğneme kuvvetlerine dayanması gerekir. Yapılacak oklüzal ve aksiyel redüksiyon miktarı, kullanılacak materyalin minimum hacim kalınlığına bağlı olarak belirlenir. Bu şekilde restorasyonun oklüzyonu uyumlu, aksiyel konturları normal olabilmekte ve periodontal harabiyet engellenebilmektedir. Restorasyon için yeterli dayanıklılık elde edebilmek için, altın alaşımlar için fonksiyonel tüberküllerde 1.5 mm açıklık gerekirken fonksiyonel olmayan tüberküllerde ise 1.0 mm mesafe gerekli olmaktadır. Metal destekli seramik kronlarda fonksiyonel tüberküllerde 1.5-2 mm, fonksiyonel olmayan tüberküllerde ise 1-1.5 mm mesafe gerekmektedir. Tam seramik kronlar için 2 mm'lik mesafe gerekmektedir. Oklüzal yüzeyde eğimli düzlem oluşturma nedeni karşıt ark ile olan yeterli açıklığın sağlanmasıdır (94). Düz bir oklüzal yüzey, preparasyonun fazla kısaltılmasına ve yeterli tutuculuğun sağlanamamasına neden olacaktır. Aksiyel preparasyon da restoratif malzemenin yeterli kalınlığa ulaşabileceği bir mesafe yaratmak için önem arz etmektedir. Restorasyonlar, yetersiz aksiyel preparasyonlar üzerinde normal konturlarıyla yapılırsa, kolay bir şekilde distorsiyona uğrayacak ince duvarlara sahip olurlardı. Bu durumu önlemek için teknisyen aşırı konturlu aksiyel yüzeyler oluşturmak zorunda kalırdı (94).

2.4.4. Marjinal Bütünlük

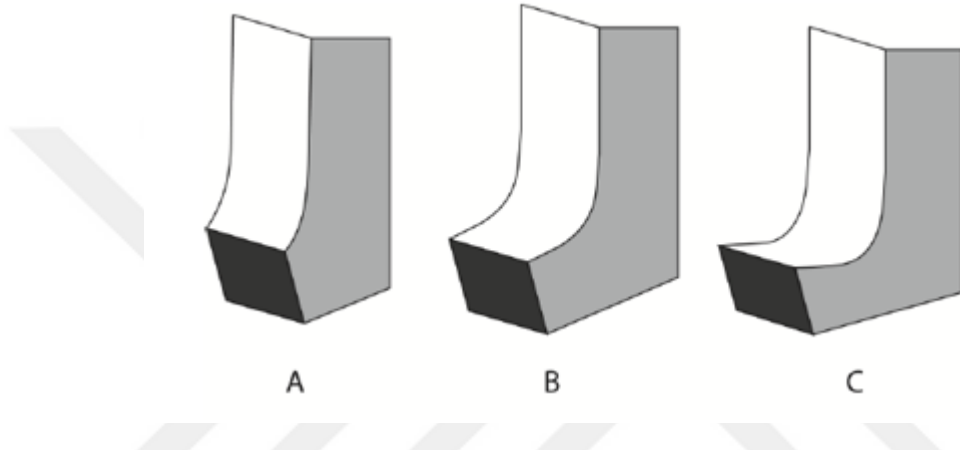
Restorasyonun marjini, kronun diş yapısına oturduğu yüzeyle diş yapısı arasındaki yüzey bölümüdür. Bu bölge gingival hatta bulunur. Bu nedenle biyolojik sıkıntıları önlemek ve marjinal kayıpların oluşmasını önlemek için mümkün olan en iyi uyumlamaya ihtiyaç duyulur. Literatürde mevcut farklı marjinal tasarım örnekleri bulunmakla beraber marjin konfigürasyonu, lokasyon ve materyal seçimine göre belirlenmektedir (99).

Metallerin mekanik özelliklerinden kaynaklı, marjinal bölgede ince bir kalınlığa izin vermesi eskiden önerilen “feather edge” ve bizotaj şekillerini ortaya çıkarmıştır (10). Bu marjin tasarımlarının teknik olarak üretilmesi zor ve yetersiz olduğundan biyolojik sıkıntılara yol açmıştır. Bu yüzden distorsiyon ve kırılma ihtimalini düşürmek için günümüzde, tam metal restorasyonlar için “chamfer” marjin şekli önerilmektedir (99). Metal destekli seramik kron restorasyonlar için önerilen marjinal bitim çizgisi chamferdir. Metal destekli seramik kron restorasyonlar, seramiğin estetiğinden yararlanmak ve sağlam bir yapının sağlanması için daha büyük hacim gerektirir. Deneysel olarak chamfer bitim çizgisinin bu tür restorasyonlar için en az gerilim yarattığı gösterilmiş ve altındaki siman tabakasının başarısızlığa uğrama ihtimalinin düştüğü bildirilmiştir (99,100).

Seramikler doğada kırılğan olduğundan ve dövülebilir metal malzemelerden daha az esnek olduklarından, tam seramik kronların marjinal bölge yapısı daha fazla dikkat gerektirir. Keskin çizgi açıları stres yoğunlaşma alanları yarattığından kenarlar pürüzsüz olmalıdır (99). Shoulder bitim çizgisi, uzun zamandır tam seramik kronlar için uygulanmaktadır. Geniş basamak, oklüzal kuvvetlere karşı direnç sağlayarak porselenin kırılmasına neden olabilecek gerilimleri azaltmaktadır. Aynı zamanda restorasyon konturlarının sağlıklı olabilmesi ve üst düzeyde estetiğin sağlanması için yer kazandırmaktadır. Diğer bitim çizgileriyle kıyaslandığında diş yapısının daha fazla kesilmesi gerekmektedir. İç açısı yuvarlatılmış shoulder bitim şeklinde gerilim yoğunlaşması klasik basamağa göre daha az olmakta ve seramik restorasyon için hazırlanan duvarların desteği daha iyi olmaktadır (94).

Metalin dar açı oluşturmasına neden olan ve kullanımı bazı sıkıntılara yol açabilen bir diğer kenar bitim şekli “knife-edge” denilen bıçak sırtı veya basamaksız

bitim şeklidir. Dikkat edilmediği durumlarda aksiyel aşındırma net bir bitim çizgisi oluşturamaz ve silikleşmektedir. Restorasyon kenarları bu ince bitim çizgisine göre hassas olarak oluşturulamaz. Ayrıca oklüzal kuvvetler altında ince kenarlar deforme olabilmektedir. Bu bitim çizgisi kullanıldığında dış aksiyel duvarlar yeterli kalınlığın elde edilmesi için aşırı konturlu olabilmektedir. Bu dezavantajlara rağmen alt çene arka grup dişlerin lingual yüzeyinde, aşırı dışbükey yüzeyleri olan dişlerde ve dişlerin devrildiği taraftaki yüzeylerde uygulanabilmektedir (94).



Şekil 2. Farklı Tip Marjin Tasarımları; A- Feather-Edge, B- Chamfer, C- Shoulder (99,100).

2.4.5. Periodonsiyumun Korunması

Periodonsiyumun korunması büyük oranda bitiş çizgisi yerleşimi ile belirlenir. Enflamatuvar tepki olma ihtimalinin yüksek olduğu yerlerde bitiş çizgilerinin yerleşimi subgingival olarak önerilmez. Bitiş çizgisi düzgün olmalı ve yeterince temizlenebilir yapıda olmalıdır. Ayrıca, bitim çizgileri ölçü tarafından kaydedilebilecek, üzerinden çıkarıldığında ölçü deformasyonu ve ölçüde yırtılmayı engelleyecek konumda olmalıdır (95).

Bitim çizgileri mümkün olduğu kadar mine üzerinde konumlanmalıdır. Eskiden diş eti oluğu sıvısının çürük engelleyici özelliğinin olduğuna inanılmaktaydı. Bundan dolayı restorasyonların marjinal bitim kenarları genellikle subgingival olarak konumlanmaktaydı (101). Günümüzde ise restorasyon kenarlarının subgingival olarak yerleştirilmelerinin, periodontal hastalık sıklığında artışa neden olduğuna

işaret etmektedir. Aynı şekilde subgingival yerleşim miktarıyla doğru orantılı olarak iltihabi yanıt artışının olduğu vurgulanmaktadır.

Yeterli tutuculuk ve direncin sağlanması için restorasyon bitim çizgilerinin subgingival olarak konumlandığı, bazı istisnai durumlar da mevcuttur. Bitim çizgisinin diş eti cebi içerisine doğru 2 mm ve daha fazla miktarda uzaması gereken durumlarda dikkatli olmakta fayda vardır. Çünkü bağ dokusu ve epitel doku atışmanlarının birleşimi olan bu mesafenin aşılması diş eti iltihabı, alveol kemik kaybı ve patolojik ceplerin oluşmasına neden olur.

2.4.6. Tam Seramik Restorasyonlar İçin Kron Preparasyonu

Tam seramik restorasyonlar için yapılacak preparasyonlar, porselen materyaline maksimum desteğin verilmesi için olabildiğince uzun bırakılmalıdır. Fazla kısaltılmış bir kesim, kromda gerilim odaklarının oluşmasına ve buna bağlı yarım ay kırıklarının oluşmasına neden olabilmektedir. Tam seramik kron yapılacak dişin arktaki konumu, oklüzyona bağlı faktörler ve dişin morfolojik yapısı detaylıca incelenmelidir. Başa baş kapanışın varlığında restorasyonların kesici bölgesinde gerilim yoğunluğu artacağı için dikkat edilmelidir.

Preparasyon işlemine, vestibül ve kesici yüzeylerde düz uçlu konik elmas frezle derinlik işaretleyici rehber olukların oluşturulması ile başlanmaktadır. Rehber oluklar sayesinde aşındırma miktarının kontrolü sağlanmaktadır. Oluklar, vestibülde 1.2-1.4 mm, kesici kenarda ise 2.0 mm derinliğinde hazırlanır. Tam seramik restorasyonlar için yapılan preparasyonun vestibül ve palatinal yüzeyi, pulpaya zarar vermemek ve daha iyi bir estetik için iki düzlemlilik olarak hazırlanmaktadır. Kesici bölgedeki aşındırma, aletlerin kesimin bitim çizgisine ulaşabilmesi için düz uçlu konik elmas frezle gerçekleştirilir. 1.5-2.0 mm arasında diş dokusu kaldırılır. Vestibül yüzeydeki kesici bölümde bulunan derinlik işaretli oluklar arasındaki diş dokusu aşındırılır. Vestibül yüzeyin servikal bölgesine yakın kısmı düz uçlu konik elmas frezle 1.2-1.4 mm arasında derinlik oluşturacak şekilde aşındırılır. Düz uçlu konik elmas frezin uç kısmı basamaklı bitim hattını oluştururken, frezin yan kenarları da aksiyel aşındırma yapacaktır. Basamak en az 1.0 mm genişliğinde olmalıdır. Lingual kesim, singulumla lingual duvar arasındaki birleşimi fazla aşındırmamaya

dikkat ederek küçük, tekerlek şekilli elmas frezle 1.0-1.2 mm arasında kesim yapılarak gerçekleştirilir. İç açısı yuvarlatılmış “shoulder” basamak, iç açısı yuvarlatılmış “chamfer” basamağa göre daha dirençlidir. Tüm aksiyel kenarlar ve basamak düz fissür frezle bitirilmelidir. Aynı zamanda tüm keskin köşe ve kenarlarda yuvarlatılmalıdır. Basamak köşesindeki mine düzensizliklerini kaldırarak basamağı pürüzsüz duruma getirmek için modifiye edilmiş çift açılı keski kullanılır. Aksiyel kenarların basamakla birleştiği kısımlarda andırkat oluşturulmamasına dikkat edilmelidir (94).



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma için; Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı'ndan 14/02/2018 tarih ve 14 sayılı karar ile etik kurul izni alınmıştır.

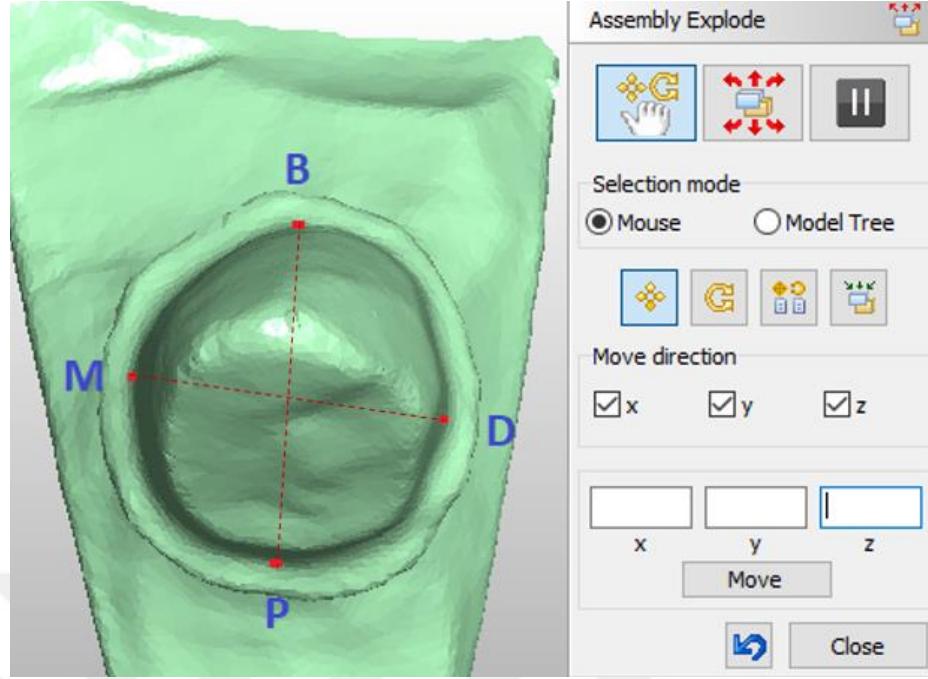
Yurt içindeki farklı diş hekimleri (30 pratisyen, 34 protez uzmanı) tarafından tam seramik (tüm cam seramik çeşitleri ve zirkonyum altyapılar) tek üye kron yapımı için özel bir diş laboratuvarına gönderilmiş olan toplam 444 adet diş preparasyonunu içeren STL (Standard Tessellation Language) formatındaki modeller, bu diş laboratuvarının dijital kütüphanesinden alındı. Preparasyonların 239 tanesi pratisyen, 205 tanesi protez uzmanı diş hekimleri tarafından yapılmıştı. Diş preparasyonlarını yapan hekimlerin isimleri laboratuvardan alınırken kodlanarak gizli tutuldu.

3.1. Preparasyon Parametrelerinin İncelenmesi Ve Dijital Verilerin Hazırlanması

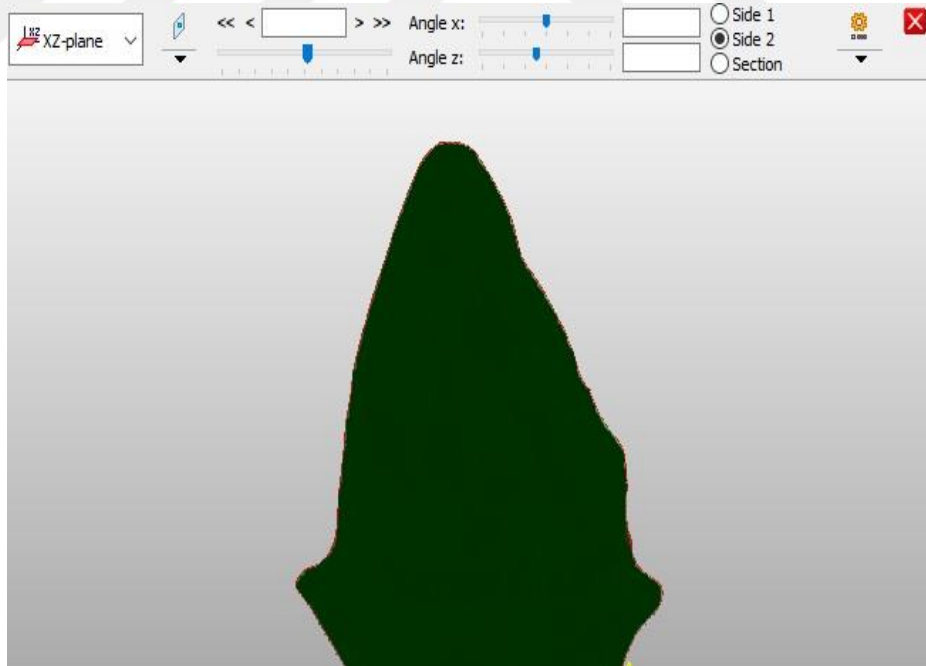
Çalışmamıza dahil edilen her bir dijital daylı modelin; total oklüzal yaklaşım (TOC) açısı, abutment uzunluğu, marjinal bitim şeklinin basamaklı (shoulder ya da chamfer) olup olmadığı; eğer daylı modelde basamak bulunuyorsa basamak genişliği ve prepare edilen dişin anatomik formunun korunup korunmadığı incelenmiştir.

Her bir preparasyon parametresinin incelenmesi için STL formatındaki dijital daylı model 3D-Tool V12 (3D-Tool GmbH, Weinheim, Germany) dijital yazılım programına aktarıldı. Standardizasyon için dijital daylı modele oklüzalden bakılarak bütün basamaklar görülecek şekilde konumlandırıldı ve daylı modelin bukkal, palatinal, mesial ve distal kenarlarının ortası belirlenerek işaretlendi (Resim 1). Buna göre her bir dijital daylı modelden bukkopalatinal ve mesiodistal kesit alındı (Resim 2,3).

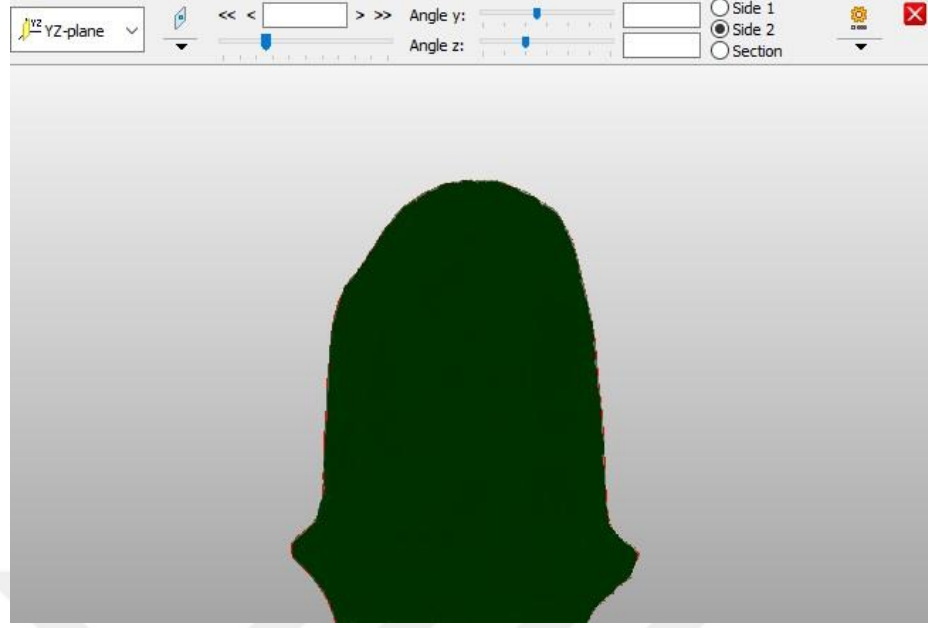
Bütün ölçüm ve değerlendirmeler 2 farklı gözlemci tarafından ayrı ayrı yapıldı. Tartışmalı olan ölçüm ve değerlendirmeler fikir birliği oluşuncaya kadar birlikte tekrarlandı.



Resim 1. Dijital Daylı Modelin Mesial, Distal, Bukkal ve Palatinal Orta Noktalarının Oklüzaldan Görüntüsü



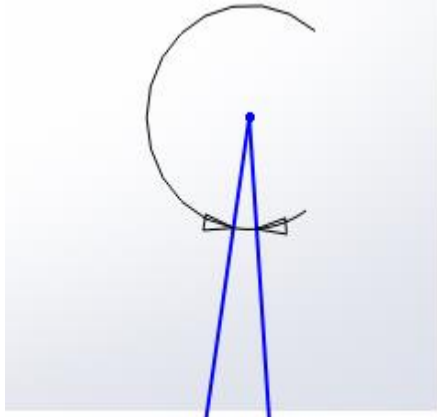
Resim 2. Dijital Daylı Modelin Bukkopalatinal Kesit Görüntüsü



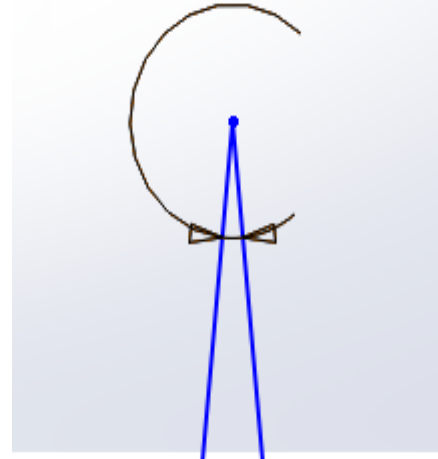
Resim 3. Dijital Daylı Modelin Mesiodistal Kesit Görüntüsü

3.1.1. Total Oklüzal Yaklaşım (TOC) Açı Ölçümü

Elde edilen bukkopalatinal ve mesiodistal kesit görüntüleri TOC açısı ölçümü için, SolidWorks 2016 (Waltham, Massachusetts, USA) dijital yazılım programına aktarıldı. Resim 4 ve resim 5’te gösterildiği gibi, her bir dijital daylı modelin aksiyel yüzlerinin servikal kenarlarından karşılıklı çizilen çizgiler arasında kalan açı otomatik olarak ölçüldü. Toplamda 444 adet bukkopalatinal ve mesiodistal kesit TOC açısı kaydedildi. Bu iki TOC değerinin toplamının ikiye bölünmesi ile ortalama TOC değeri bulundu.



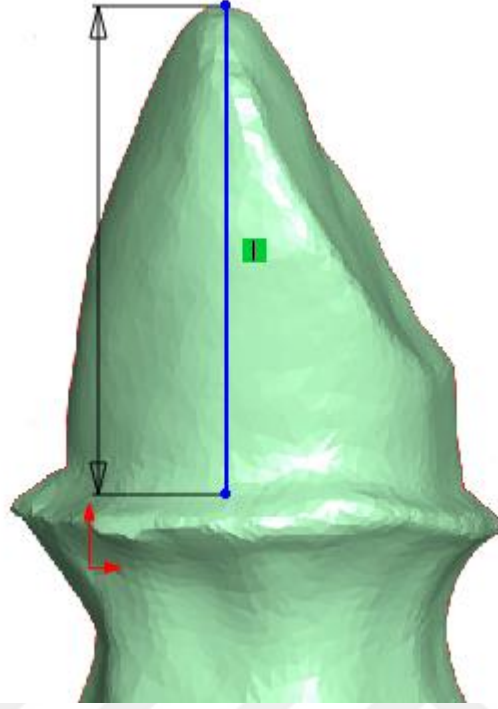
Resim 4. Bukkopalatinal Kesit TOC Açı Ölçümü



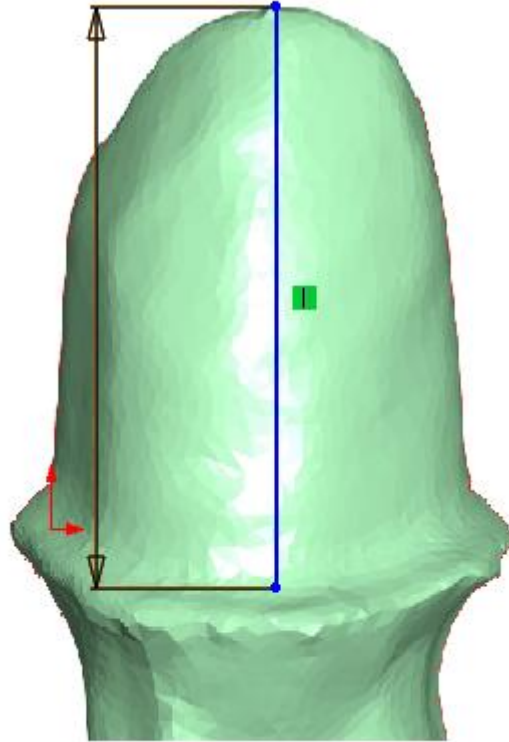
Resim 5. Mesiodistal Kesit TOC Açı Ölçümü

3.1.2. Abutment Uzunluk Ölçümü

Elde edilen dijital daylı modelin mesial ve bukkal görüntüleri, abutment uzunluk ölçümü için, SolidWorks 2016 (Waltham, Massachusetts, USA) dijital yazılım programına aktarıldı. Hem mesialde hem de bukkalde marjinal kenarın en derin noktasından insizal (oklüzal) kenarın en tepe noktasına uzanan dik çizginin uzunluğu ölçüldü (Resim 6,7). Ölçülen iki değerin ortalaması alınarak her bir daylı model için abutment uzunluğu kaydedildi.



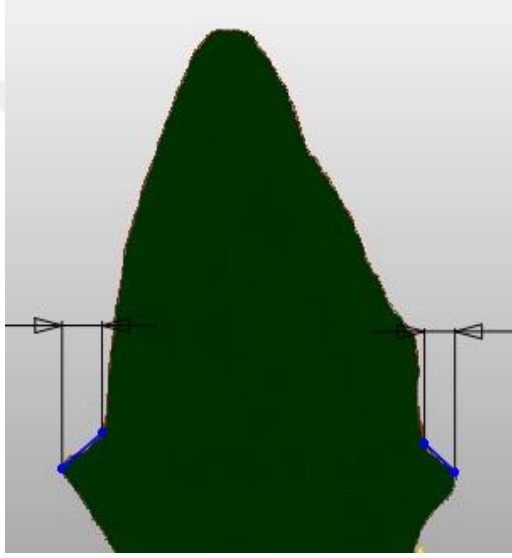
Resim 6. Dijital Daylı Modelin Mesial Görüntüsünün Abutment Uzunluk Ölçümü



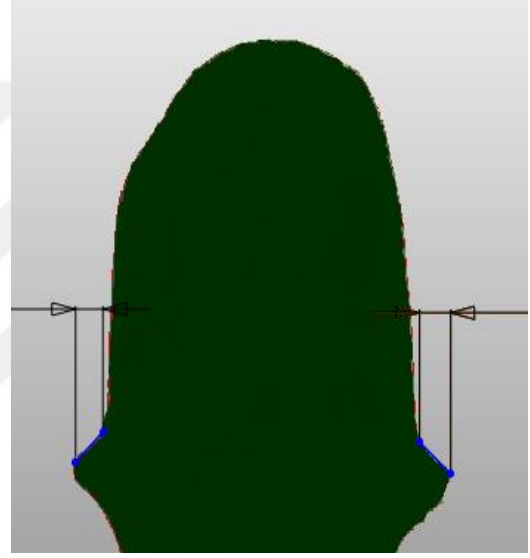
Resim 7. Dijital Daylı Modelin Bukkal Görüntüsünün Abutment Uzunluk Ölçümü

3.1.3. Basamak Genişliklerinin Ölçümü

Elde edilen bukkopalatinal ve mesiodistal kesit görüntüleri basamak genişlik ölçümü için, SolidWorks 2016 (Waltham, Massachusetts, USA) dijital yazılım programına aktarıldı. Resim 8 ve resim 9’da gösterildiği gibi marjinal hattaki basamağın abutmentin uzun aksına en yakın noktasından basamağın dış kenarına kadar uzanan çizginin horizontal düzlemdeki dikey izdüşüm uzunluğu ölçüldü ve her bir dijital daylı modelin bukkal, palatinal, mesial ve distal basamak genişlikleri kaydedildi.



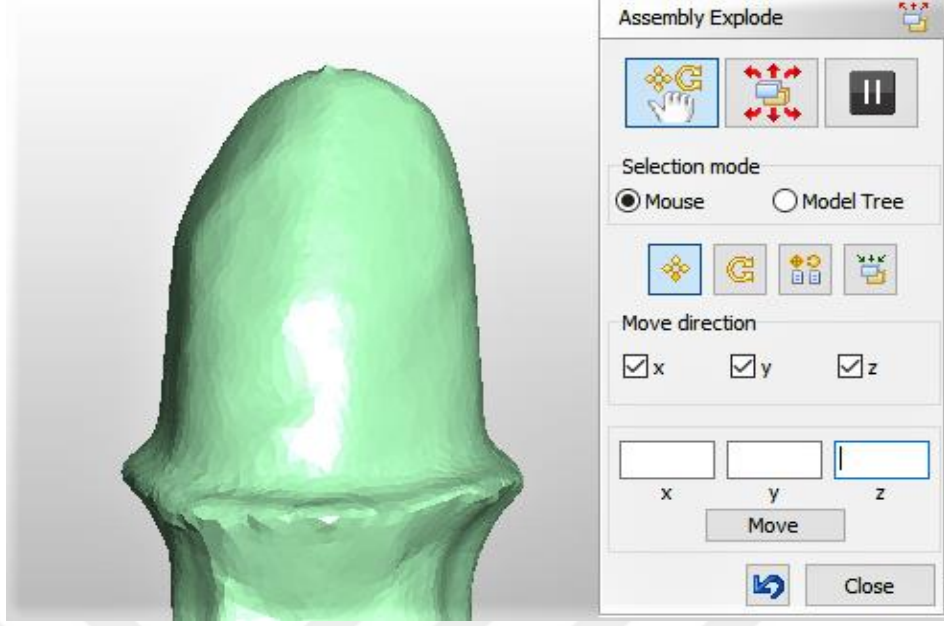
Resim 8. Dijital Daylı Modelin Bukkal ve Palatinal Basamak Genişlik Ölçümü



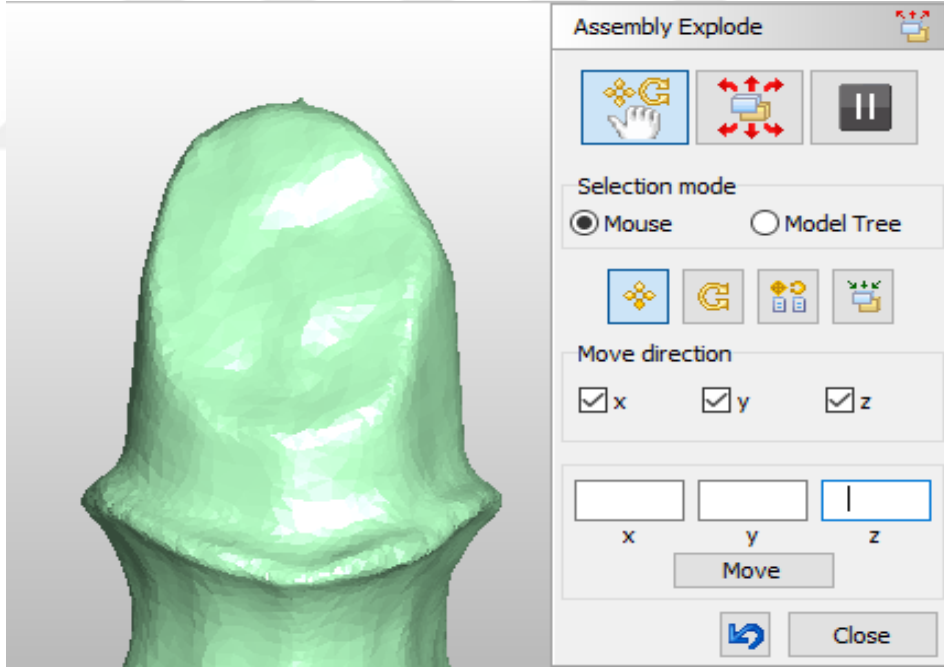
Resim 9. Dijital Daylı Modelin Mesial ve Distal Basamak Genişlik Ölçümü

3.1.4. Anatomik Formun Korunması Parametresinin Analizi

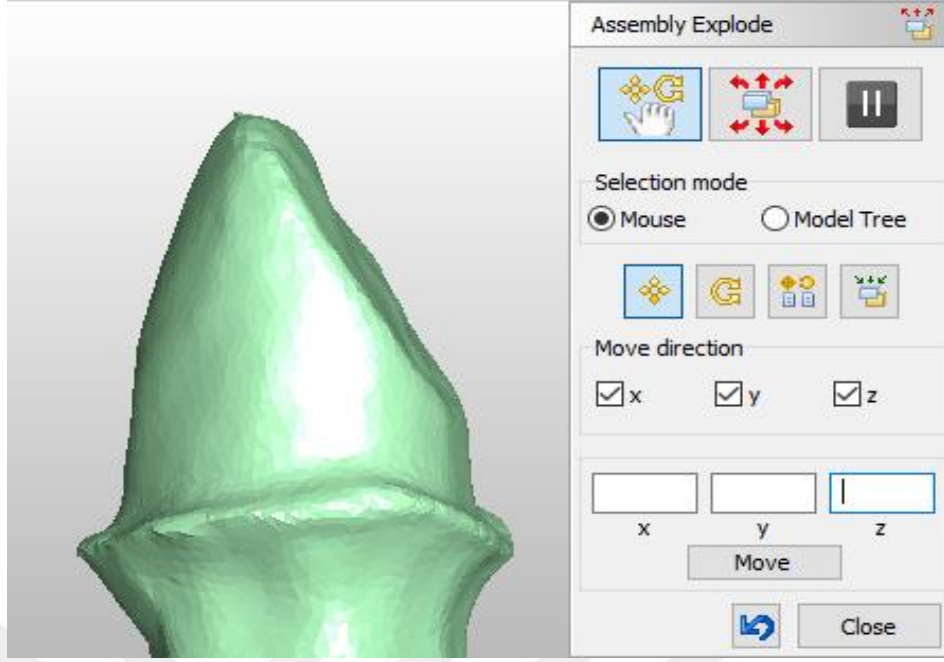
Çalışmaya dahil edilen STL formatındaki her bir dijital daylı model 3D-Tool V12 (3D-Tool GmbH, Weinheim, Germany) dijital yazılım programına aktarıldı. Resim 10, 11, 12, 13, ve 14’te gösterildiği gibi, dişin bukkal, palatinal, mesial, distal ve oklüzal görüntülerine bakılarak anatomik formun korunup korunmadığı (andırkatlı alanların olup olmadığı, sivri köşe veya kenarların olup olmadığı, aşırı kabarık alan ve iç bükey alanların olup olmadığı vb.) görsel olarak değerlendirildi. Anatomik formun korunduğu duruma evet, korunmadığı duruma ise hayır denilerek kayıt altına alındı.



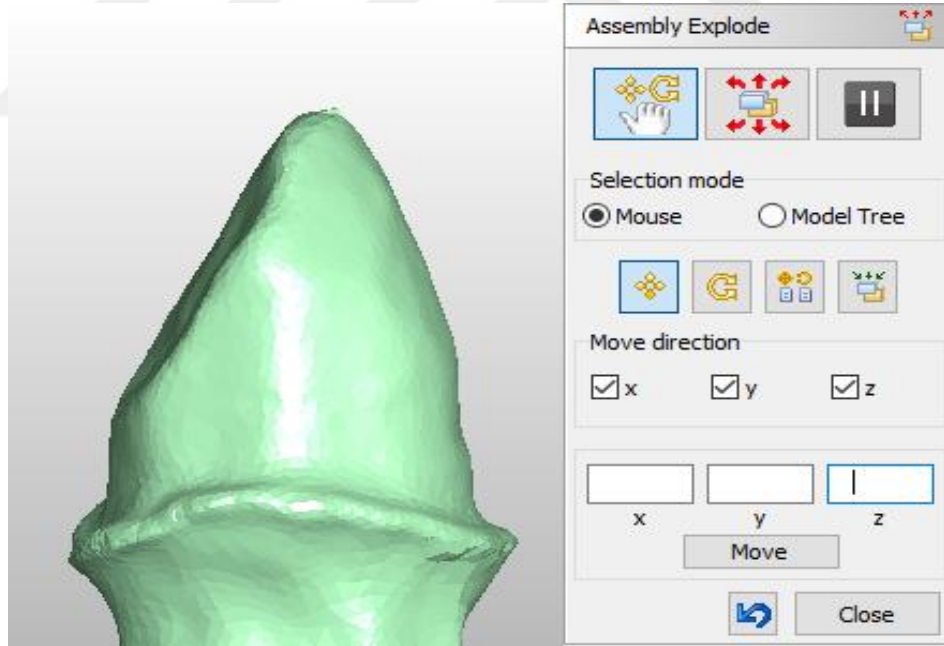
Resim 10. Dijital Daylı Modelin Bukkal Görüntüsü



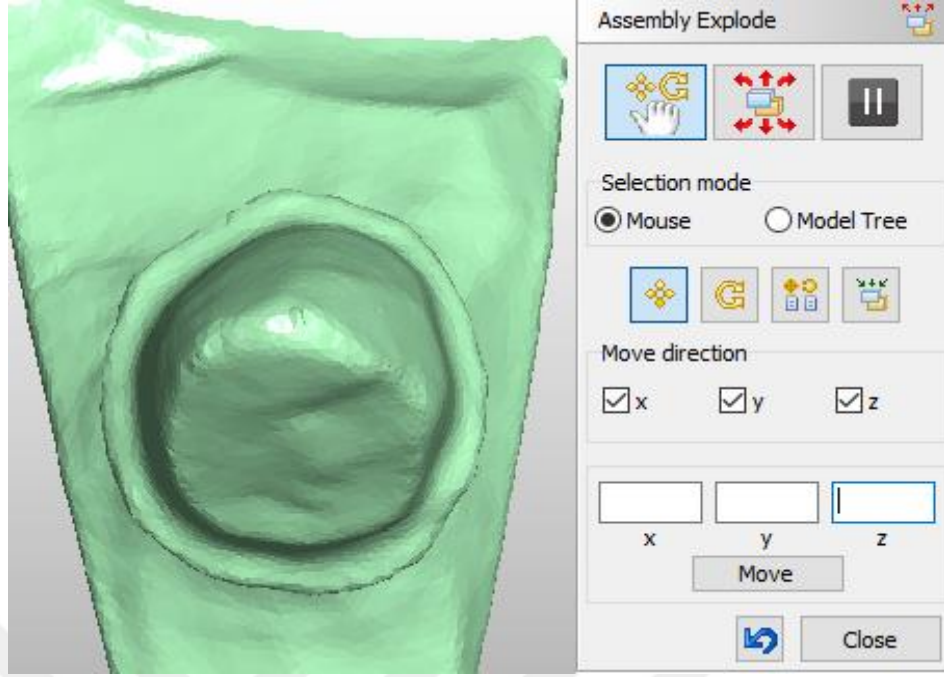
Resim 11. Dijital Daylı Modelin Palatinal Görüntüsü



Resim 12. Dijital Daylı Modelin Mesial Görüntüsü



Resim 13. Dijital Daylı Modelin Distal Görüntüsü



Resim 14. Dijital Daylı Modelin Oklüzal Görüntüsü

3.2. İstatistiksel Analiz

Araştırma verisi SPSS (Statistical Package for Social Sciences) for Windows 21.0 (SPSS Inc, Chicago, IL) aracılığıyla bilgisayar ortamına yüklenmiş ve değerlendirilmiştir. Tanımlayıcı istatistikler ortalama, \pm standart sapma, ortanca (en küçük-en büyük), frekans dağılımı ve yüzde olarak sunulmuştur. Kategorik değişkenlerin değerlendirmesinde Pearson Ki-Kare ve Fisher'in Kesinlik Testi uygulanmıştır. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu görsel (histogram ve olasılık grafikleri) ve analitik yöntemler (Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro-Wilk Testleri) kullanılarak incelenmiştir. Normal dağılıma uyan değişkenler Student T Testi ile uymayan değişkenler ise Mann-Whitney U Testi ile karşılaştırılmıştır. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $P < 0,05$ olarak kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

Araştırma kapsamında 64 farklı diş hekimine (30 tane pratisyen diş hekimi ve 34 tane protez uzmanı diş hekimi) ait 444 diş preparasyonu incelenmiştir. Tablo 3'te tüm diş hekimlerinin yaptıkları preparasyon sayılarının dağılımı verilmiştir.

Tablo 3. Tüm Diş Hekimlerinin Yaptıkları Preparasyon Sayılarının Yüzde Dağılımı

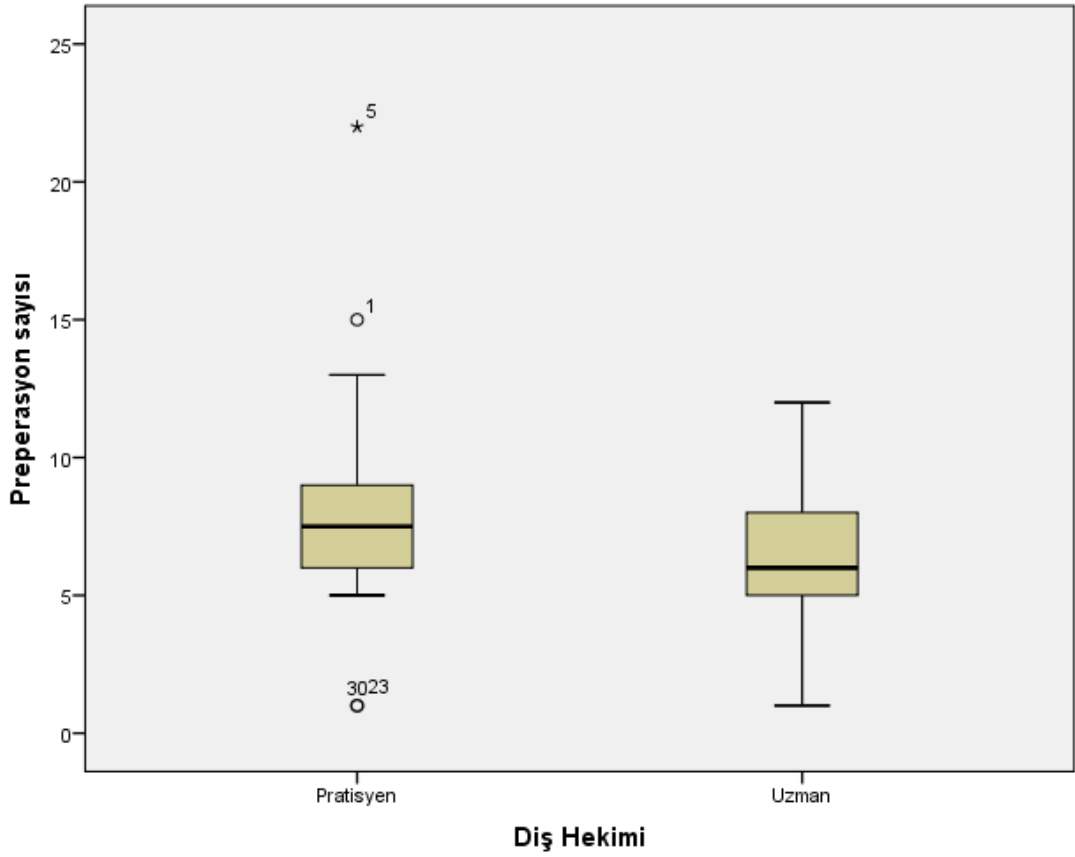
Preparasyon Sayısı	1	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	15	22	Toplam
Hekim Sayısı	6	4	13	12	5	8	4	3	2	4	1	1	1	64
% (Yüzde)	9.4	6.3	20.3	18.8	7.8	12.5	6.3	4.7	3.1	6.3	1.6	1.6	1.6	100

Pratisyen diş hekimleri ortalama 7.97 ± 4.06 preparasyon yaparken, protez uzmanı diş hekimleri ortalama 6.03 ± 2.94 preparasyon yapmıştır (Tablo 4, Grafik 1).

Tablo 4. Pratisyen ve Protez Uzmanı Diş Hekimlerinin Yaptıkları Preparasyon Sayılarına Ait Tanımlayıcı İstatistik

	Pratisyen (n=30)	Uzman (n=34)
Ortalama \pm SS	7.97 \pm 4.06	6.03 \pm 2.94
Ortanca	7.50	6.00
Minimum- Maksimum	1-22	1-12
Range (açıklık)	21	11
Interquartile Range (Çeyrekler açıklığı)	4	3

n= hekim sayısı, SS=standart sapma

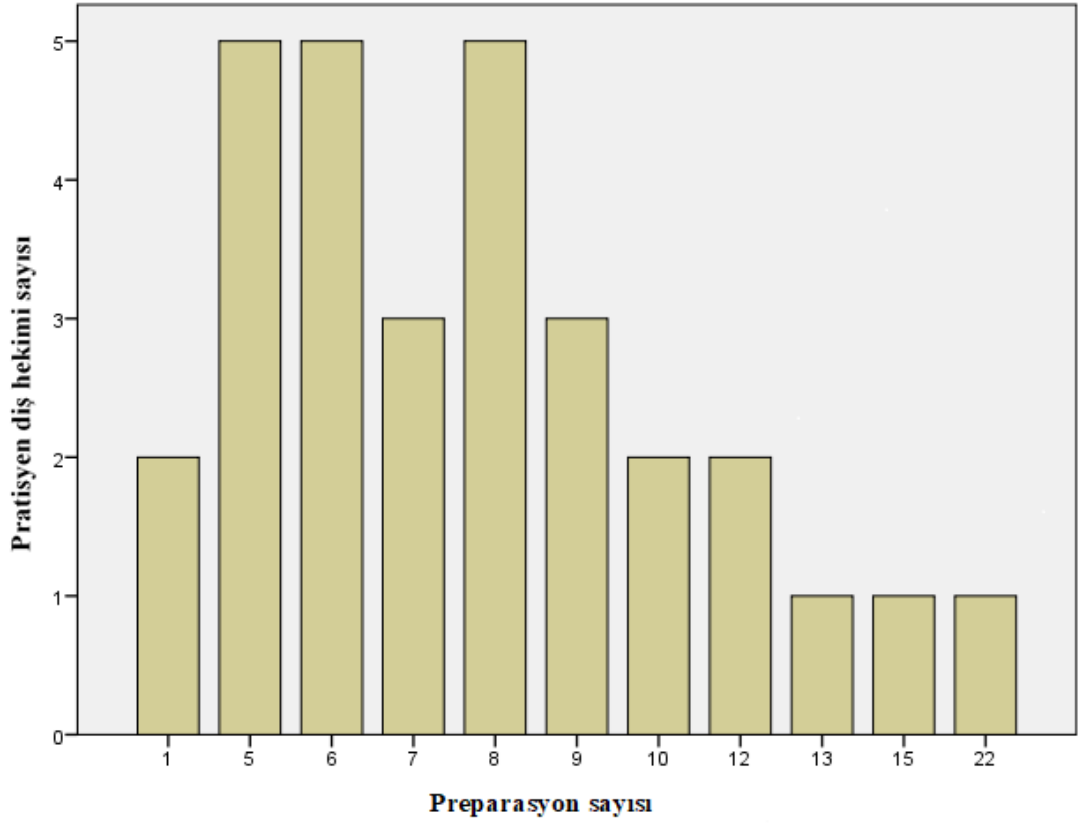


Grafik 1. Pratisyen ve Protez Uzmanı Diş Hekimlerinin Yaptıkları Preparasyon Sayılarına Ait Kutu Çizgi Grafiği

Tablo 5’te pratisyen diş hekimlerinin yaptıkları preparasyon sayılarının dağılımı verilmiştir. Grafik 2’de pratisyen diş hekimlerinin yaptıkları preparasyon sayılarının dağılımına ait çubuk grafiği verilmiştir.

Tablo 5. Pratisyen Diş Hekimlerinin Yaptıkları Preparasyon Sayılarının Yüzde Dağılımı

Preparasyon Sayısı	1	5	6	7	8	9	10	12	13	15	22	Toplam
Hekim Sayısı	2	5	5	3	5	3	2	2	1	1	1	30
% (Yüzde)	6.7	16.7	16.7	10.0	16.7	10.0	6.7	6.7	3.3	3.3	3.3	100.0

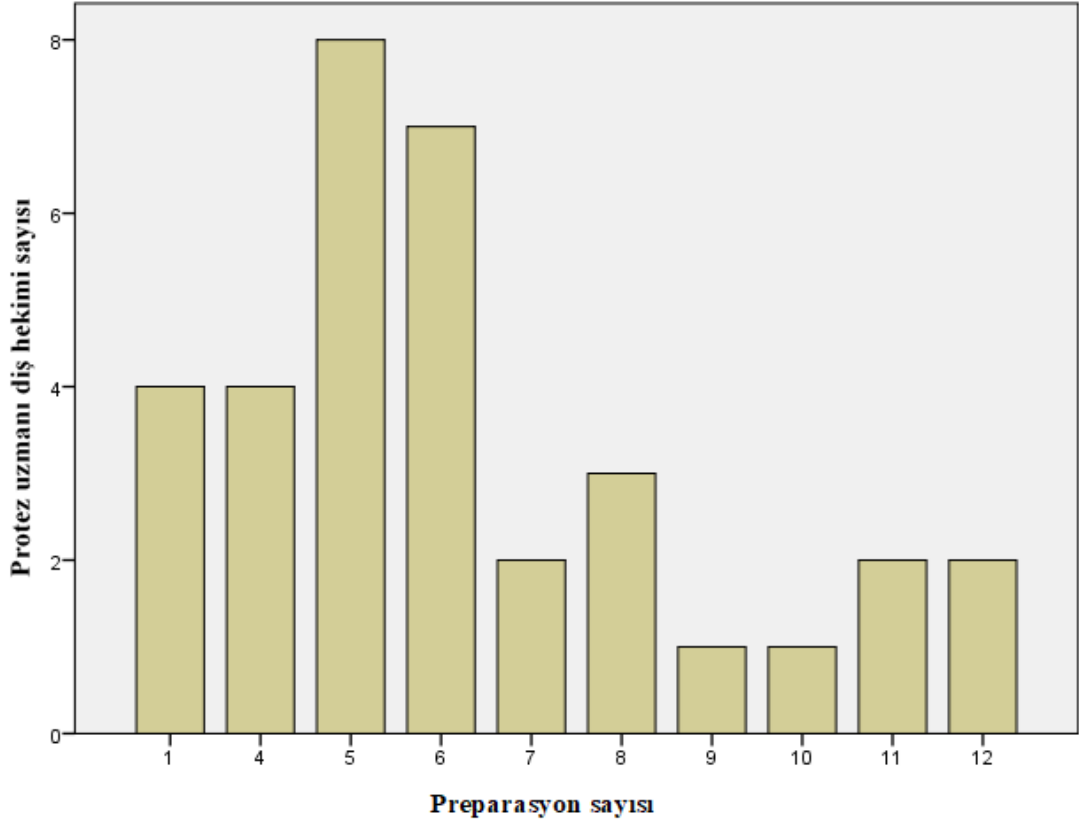


Grafik 2. Pratisyen Diş Hekimlerinin Yaptıkları Preparasyon Sayılarının Dağılımına Ait Çubuk Grafiği

Tablo 6’da protez uzmanı diş hekimlerinin yaptıkları preparasyon sayılarının dağılımı verilmiştir. Grafik 3’te protez uzmanı diş hekimlerinin yaptıkları preparasyon sayılarının dağılımına ait çubuk grafiği verilmiştir.

Tablo 6. Protez Uzmanı Diş Hekimlerinin Yaptıkları Preparasyon Sayılarının Yüzde Dağılımı

Preparasyon Sayısı	1	4	5	6	7	8	9	10	11	12	Toplam
Hekim Sayısı	4	4	8	7	2	3	1	1	2	2	34
% (Yüzde)	11.8	11.8	23.5	20.6	5.9	8.8	2.9	2.9	5.9	5.9	100.0



Grafik 3. Protez Uzmanı Diş Hekimlerinin Yaptıkları Preparasyon Sayılarının Dağılımına Ait Çubuk Grafiği

Araştırmada 64 farklı diş hekimine (30 pratisyen diş hekimi ve 34 protez uzmanı diş hekimi) ait 444 adet dijital daylı model incelenmiştir. Bu incelemelerde ortalama; mesiodistal kesit TOC değeri $17.45 \pm 10.92^\circ$, bukkopalatinal kesit TOC değeri $28.21 \pm 11.62^\circ$, ortalama TOC değeri $22.83 \pm 9.03^\circ$ ve abutment uzunluğu 6.85 ± 1.21 mm olarak bulundu (Tablo 7).

Tablo 7. Diş Hekimlerinin TOC Değeri ve Abutment Uzunluğu Ölçümlerinin Dağılımı

	Ortalama \pm SS	Ortanca	Min.-Maks.
Mesiodistal Kesit TOC Değeri ($^\circ$)	17.45 ± 10.92	15.09	1.80-70.12
Bukkopalatinal Kesit TOC Değeri ($^\circ$)	28.21 ± 11.62	28.45	1.35-59.73
Ortalama TOC Değeri ($^\circ$)	22.83 ± 9.03	22.20	2.58-61.23
Abutment Uzunluğu (mm)	6.85 ± 1.21	7.03	2.97-9.79

Ort.=ortalama, SS=standart sapma

Tablo 8’de tüm diş hekimlerinin anterior bölge preparasyonlarına ait ölçüm sonuçları verilmiştir. Anterior bölge ortalama; mesiodistal kesit TOC değeri

15.34±8.91°, bukkopalatinal kesit TOC değeri 28.93±11.38°, ortalama TOC değeri 22.13±8.03° ve abutment uzunluğu 7.15±0.94 mm bulundu.

Tablo 8. Tüm Diş Hekimlerinin Anterior Bölge Preparasyonlarına Ait Ölçüm Sonuçları (n=335)

	Ort.±SS	Ortanca	Min.-Maks.
Mesiodistal Kesit TOC Değeri (°)	15.34±8.91	13.77	1.80-56.57
Bukkopalatinal Kesit TOC Değeri (°)	28.93±11.38	29.23	3.23-58.27
Ortalama TOC Değeri (°)	22.13±8.03	21.33	4.99-46.56
Abutment Uzunluğu (mm)	7.15±0.94	7.18	4.13-9.79

Ort.=ortalama, SS=standart sapma

Tablo 9’da tüm diş hekimlerinin posterior bölge preparasyonlarına ait ölçüm sonuçları verilmiştir. Posterior bölge ortalama; mesiodistal kesit TOC değeri 23.92±13.69°, bukkopalatinal kesit TOC değeri 26.01±12.09°, ortalama TOC değeri 24.97±11.35° ve abutment uzunluğu 5.93±1.46 mm bulundu.

Tablo 9. Tüm Diş Hekimlerinin Posterior Bölge Preparasyonlarına Ait Ölçüm Sonuçları (n=109)

	Ort.±SS	Ortanca	Min.-Maks.
Mesiodistal Kesit TOC Değeri (°)	23.92±13.69	21.61	1.89-70.12
Bukkopalatinal Kesit TOC Değeri (°)	26.01±12.09	25.57	1.35-59.73
Ortalama TOC Değeri (°)	24.97±11.35	25.32	2.58-61.23
Abutment Uzunluğu (mm)	5.93±1.46	6.09	2.97-9.03

Ort.=ortalama, SS=standart sapma

Tablo 10’da tüm diş hekimlerinin üst çene preparasyonlarına ait ölçüm sonuçları verilmiştir. Üst çene ortalama değerler sırasıyla; mesiodistal kesit TOC değeri 17.28±10.47°, bukkopalatinal kesit TOC değeri 28.74±11.71°, ortalama TOC değeri 23.01±8.88° ve abutment uzunluğu 6.91±1.14 mm bulundu.

Tablo 10. Tüm Diş Hekimlerinin Üst Çene Preparasyonlarına Ait Ölçüm Sonuçları (n=367)

	Ort.±SS	Ortanca	Min.-Maks.
Mesiodistal Kesit TOC Değeri (°)	17.28±10.47	15.09	1.80-70.12
Bukkopalatinal Kesit TOC Değeri (°)	28.74±11.71	29.10	1.35-59.73
Ortalama TOC Değeri (°)	23.01±8.88	22.29	2.58-61.23
Abutment Uzunluğu (mm)	6.91±1.14	7.07	3.10-9.79

Ort.=ortalama, SS=standart sapma

Tablo 11’de tüm diş hekimlerinin alt çene preparasyonlarına ait ölçüm sonuçları verilmiştir. Alt çene ortalama değerler sırasıyla; mesiodistal kesit TOC değeri $18.24 \pm 12.89^\circ$, bukkopalatinal kesit TOC değeri $25.69 \pm 10.89^\circ$, ortalama TOC değeri $21.97 \pm 9.70^\circ$ ve abutment uzunluğu 6.58 ± 1.47 mm bulundu.

Tablo 11. Tüm Diş Hekimlerinin Alt Çene Preparasyonlarına Ait Ölçüm Sonuçları (n=77)

	Ort.±SS	Ortanca	Min.-Maks.
Mesiodistal Kesit TOC Değeri (°)	18.24±12.89	14.49	2.68-53.48
Bukkopalatinal Kesit TOC Değeri (°)	25.69±10.89	25.57	4.31-50.12
Ortalama TOC Değeri (°)	21.97±9.70	20.77	7.27-47.49
Abutment Uzunluğu (mm)	6.58±1.47	6.78	2.97-9.03

Ort.=ortalama, SS=standart sapma

Tablo 12’de tüm diş hekimlerinin sağ segment preparasyonlarına ait ölçüm sonuçları verilmiştir. Sağ segment ortalama değerler sırasıyla; mesiodistal kesit TOC değeri $16.83 \pm 10.04^\circ$, bukkopalatinal kesit TOC değeri $28.10 \pm 12.19^\circ$, ortalama TOC değeri $22.47 \pm 8.82^\circ$ ve abutment uzunluğu 6.92 ± 1.12 mm bulundu.

Tablo 12. Tüm Diş Hekimlerinin Sağ Segment Preparasyonlarına Ait Ölçüm Sonuçları (n=221)

	Ort.±SS	Ortanca	Min.-Maks.
Mesiodistal Kesit TOC Değeri (°)	16.83±10.04	14.70	1.80-53.48
Bukkopalatinal Kesit TOC Değeri (°)	28.10±12.19	28.18	3.28-59.73
Ortalama TOC Değeri (°)	22.47±8.82	22.11	5.40-49.21
Abutment Uzunluğu (mm)	6.92±1.12	7.04	3.25-9.32

Ort.=ortalama, SS=standart sapma

Tablo 13’te tüm diş hekimlerinin sol segment preparasyonlarına ait ölçüm sonuçları verilmiştir. Sol segment ortalama değerler sırasıyla; mesiodistal kesit TOC değeri $18.06 \pm 11.72^\circ$, bukkopalatinal kesit TOC değeri $28.31 \pm 11.05^\circ$, ortalama TOC değeri $23.19 \pm 9.23^\circ$ ve abutment uzunluğu 6.79 ± 1.29 mm bulundu.

Tablo 13. Tüm Diş Hekimlerinin Sol Segment Preparasyonlarına Ait Ölçüm Sonuçları (n=223)

	Ort.±SS	Ortanca	Min.-Maks.
Mesiodistal Kesit TOC Değeri (°)	18.06±11.72	15.28	2.34-70.12
Bukkopalatinal Kesit TOC Değeri (°)	28.31±11.05	28.63	1.35-56.36
Ortalama TOC Değeri (°)	23.19±9.23	22.21	2.58-61.23
Abutment Uzunluğu (mm)	6.79±1.29	7.03	2.97-9.79

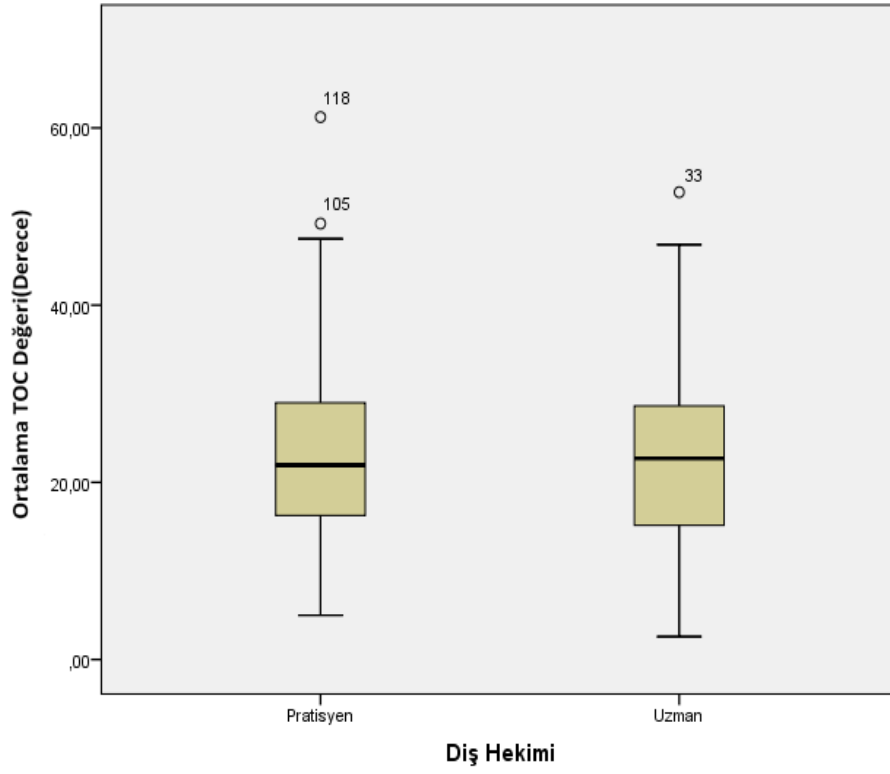
Ort.=ortalama, SS=standart sapma

Tablo 14’te pratisyen ve protez uzmanı diş hekimlerinin preparasyonlarına ait ölçümlerin karşılaştırılması verilmiştir. Ortalama mesiodistal kesit TOC değeri protez uzmanı diş hekimlerinde, pratisyen diş hekimlerine daha yüksek çıkarken (sırasıyla $18.32\pm 10.49^\circ$ ve $16.69\pm 11.24^\circ$, $p=0.018$); ortalama bukkopalatinal kesit TOC değeri ($29.24\pm 11.02^\circ$ ve $27.00\pm 12.20^\circ$, $p=0.043$) ve abutment uzunluğu (6.96 ± 1.27 ve 6.72 ± 1.12 , $p=0.005$) pratisyen diş hekimlerinde daha yüksek tespit edilmiştir. Ortalama TOC değeri açısından gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunmamaktadır. Grafik 4’te pratisyen ve protez uzmanı diş hekimlerinin ortalama TOC değerlerinin dağılımı, grafik 5’te ise pratisyen ve protez uzmanı diş hekimlerinin abutment uzunluklarının dağılımı sunulmuştur.

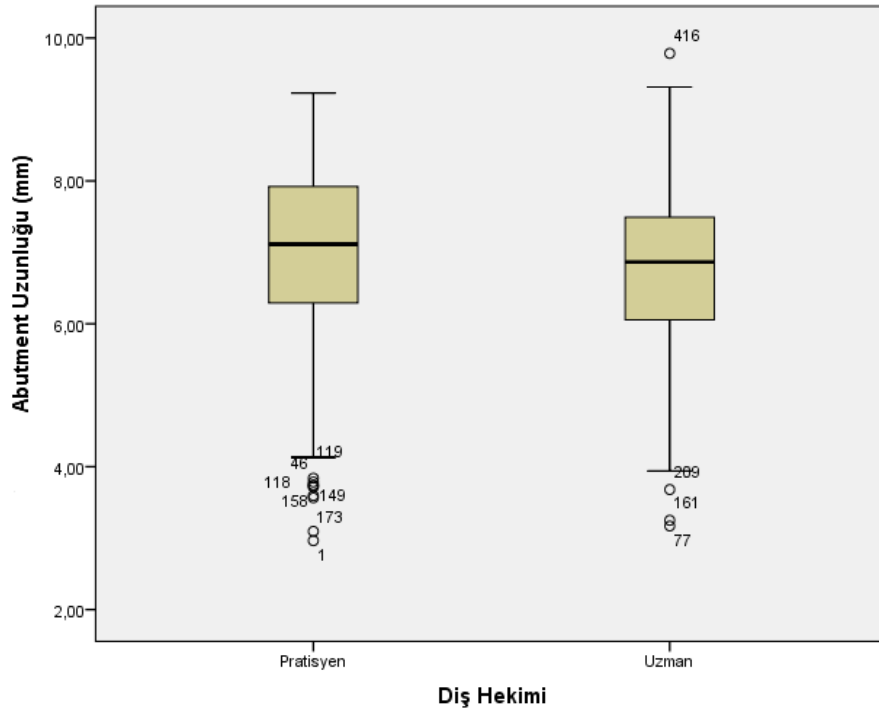
Tablo 14. Pratisyen ve Protez Uzmanı Diş Hekimlerinin Preparasyonlarına Ait Ölçümlerin Karşılaştırılması

	Pratisyen (n=239)			Uzman (n=205)			P
	Ort.±SS	Ortanca	Min.-Maks.	Ort.±SS	Ortanca	Min.-Maks.	
Mesiodistal Kesit TOC Değeri (°)	16.69±11.24	14.31	1.80-70.12	18.32±10.49	15.45	2.68-56.57	0.018*
Bukkopalatinal Kesit TOC Değeri (°)	29.24±11.02	29.10	3.23-59.73	27.00±12.20	26.71	1.35-58.27	0.043**
Ortalama TOC Değeri (°)	22.97±8.76	21.95	4.99-61.23	22.66±9.35	22.70	2.58-52.75	0.775*
Abutment Uzunluğu (mm)	6.96±1.27	7.12	2.97-9.23	6.72±1.12	6.87	3.17-9.79	0.005*

n=preparasyon sayısı, Ort.=ortalama, SS=standart sapma, p=anlamlılık düzeyi, *Mann Whitney U testi, **Student T testi



Grafik 4. Pratisyen ve Protez Uzmanı Diş Hekimlerinin Ortalama TOC Değerlerinin Dağılımına Ait Kutu Çizgi Grafiği



Grafik 5. Pratisyen ve Protez Uzmanı Diş Hekimlerinin Abutment Uzunluklarının Dağılımına Ait Kutu Çizgi Grafiği

Tablo 15’te dişlerin bulunduğu konuma göre hekimlerin mesial basamak oluşturma sıklıkları verilmiştir. Anterior bölgede % 23.0 sıklıkta, posterior bölgede % 21.1 sıklıkta mesial basamak oluşturulmuştur. Anterior ve posterior bölgelerde mesial basamak oluşturma sıklığı açısından fark istatistiksel olarak önemli değildir (p=0.683). Üst çene preparasyonlarda % 22.3 sıklıkta, alt çene preparasyonlarda ise % 23.4 sıklıkta mesial basamak oluşturulmuştur. Üst ve alt çeneler arasında mesial basamak oluşturma sıklığı açısından fark istatistiksel olarak önemli değildir (p=0.844). Sağ taraf dişlerde % 21.7 sıklıkta, sol tarafta % 23.3 sıklıkta mesial basamak oluşturulmuştur. Sağ ve sol bölgeler arasında mesial basamak oluşturma sıklığı açısından fark istatistiksel olarak önemli değildir (p=0.687).

Tablo 15. Dişlerin Bulunduğu Konuma Göre Mesial Basamak Oluşturma Sıklığı

	Mesial Basamak				X ²	p*
	Var		Yok			
	n	%	n	%		
Ön-Arka						
Anterior dişler	77	23.0	258	77.0	0.167	0.683
Posterior dişler	23	21.1	86	78.9		
Üst-Alt						
Üst çene dişler	82	22.3	285	77.7	0.039	0.844
Alt çene dişler	18	23.4	59	76.6		
Sağ-Sol						
Sağ taraf dişler	48	21.7	173	78.3	0.163	0.687
Sol taraf dişler	52	23.3	171	76.7		

n=preparasyon sayısı, %=sattır yüzdesi, X²=ki-kare değeri, *Pearson Ki-kare Testi

Tablo 16’da dişlerin bulunduğu konuma göre hekimlerin distal basamak oluşturma sıklıkları verilmiştir. Anterior bölgede % 22.4 sıklıkta, posterior bölgede % 22.0 sıklıkta distal basamak oluşturulmuştur. Anterior ve posterior bölgeler arasında distal basamak oluşturma sıklığı açısından fark istatistiksel olarak önemli değildir (p=0.936). Üst çene preparasyonlarda % 21.8 sıklıkta, alt çene preparasyonlarda ise % 24.7 sıklıkta distal basamak oluşturulmuştur. Üst ve alt çeneler arasında distal basamak oluşturma sıklığı açısından fark istatistiksel olarak önemli değildir (p=0.581). Sağ taraf dişlerde % 21.3 sıklıkta, sol tarafta ise % 23.3

sıklıkta distal basamak oluşturulmuştur. Sağ ve sol bölgeler arasında distal basamak oluşturma sıklığı açısından fark istatistiksel olarak önemli değildir ($p=0.604$).

Tablo 16. Dişlerin Bulunduğu Konuma Göre Distal Basamak Oluşturma Sıklığı

	Distal Basamak				X ²	p*
	Var		Yok			
	n	%	n	%		
Ön-Arka						
Anterior dişler	75	22.4	260	77.6	0.006	0.936
Posterior dişler	24	22.0	85	78.0		
Üst-Alt						
Üst çene dişler	80	21.8	287	78.2	0.304	0.581
Alt çene dişler	19	24.7	58	75.3		
Sağ-Sol						
Sağ taraf dişler	47	21.3	174	78.7	0.270	0.604
Sol taraf dişler	52	23.3	171	76.7		

n=preparasyon sayısı, %=sattır yüzdesi, X²=ki-kare değeri, *Pearson Ki-kare Testi

Tablo 17’de dişlerin bulunduğu konuma göre hekimlerin bukkal basamak oluşturma sıklıkları verilmiştir. Anterior bölgede % 21.5 sıklıkta, posterior bölgede % 21.1 sıklıkta bukkal basamak oluşturulmuştur. Anterior ve posterior bölgeler arasında bukkal basamak oluşturma sıklığı açısından fark istatistiksel olarak önemli değildir ($p=0.931$). Üst çene preparasyonlarda % 21.8 sıklıkta, alt çene preparasyonlarda ise % 19.5 sıklıkta bukkal basamak oluşturulmuştur. Üst ve alt çeneler arasında bukkal basamak oluşturma sıklığı açısından fark istatistiksel olarak önemli değildir ($p=0.652$). Sağ taraf dişlerde % 21.7 sıklıkta, sol tarafta % 21.1 sıklıkta bukkal basamak oluşturulmuştur. Sağ ve sol bölgeler arasında bukkal basamak oluşturma sıklığı açısından fark istatistiksel olarak önemli değildir ($p=0.869$).

Tablo 17. Dişlerin Bulunduğu Konuma Göre Bukkal Basamak Oluşturma Sıklığı

	Bukkal Basamak				X ²	p*
	Var		Yok			
	n	%	n	%		

Ön-Arka						
Anterior dişler	72	21.5	263	78.5	0.007	0.931
Posterior dişler	23	21.1	86	78.9		
Üst-Alt						
Üst çene dişler	80	21.8	287	78.2	0.203	0.652
Alt çene dişler	15	19.5	62	80.5		
Sağ-Sol						
Sağ taraf dişler	48	21.7	173	78.3	0.027	0.869
Sol taraf dişler	47	21.1	176	78.9		

n=preparasyon sayısı, %=sattır yüzdesi, X²=ki-kare değeri, *Pearson Ki-kare Testi

Tablo 18’de dişlerin bulunduğu konuma göre hekimlerin palatinal basamak oluşturma sıklıkları verilmiştir. Anterior bölgede % 21.5 sıklıkta, posterior bölgede % 20.2 sıklıkta palatinal basamak oluşturulmuştur. Anterior ve posterior bölgeler arasında palatinal basamak oluşturma sıklığı açısından fark istatistiksel olarak önemli değildir (p=0.771). Üst çene preparasyonlarda % 21.5 sıklıkta, alt çene preparasyonlarda ise % 19.5 sıklıkta palatinal basamak oluşturulmuştur. Üst-alt çeneler arasında palatinal basamak oluşturma sıklığı açısından fark istatistiksel olarak önemli değildir (p=0.690). Sağ taraf dişlerde % 20.8 sıklıkta, sol tarafta % 21.5 sıklıkta palatinal basamak oluşturulmuştur. Sağ ve sol bölgeler arasında palatinal basamak oluşturma sıklığı açısından fark istatistiksel olarak önemli değildir (p=0.855).

Tablo 18. Dişlerin Bulunduğu Konuma Göre Palatinal Basamak Oluşturma Sıklığı

	Palatinal Basamak				X²	p*
	Var		Yok			
	n	%	n	%		
Ön-Arka						
Anterior dişler	72	21.5	263	78.5	0.084	0.771
Posterior dişler	22	20.2	87	79.8		
Üst-Alt						
Üst çene dişler	79	21.5	288	78.5	0.160	0.690
Alt çene dişler	15	19.5	62	80.5		
Sağ-Sol						
Sağ taraf dişler	46	20.8	175	79.2	0.034	0.855
Sol taraf dişler	48	21.5	175	78.5		

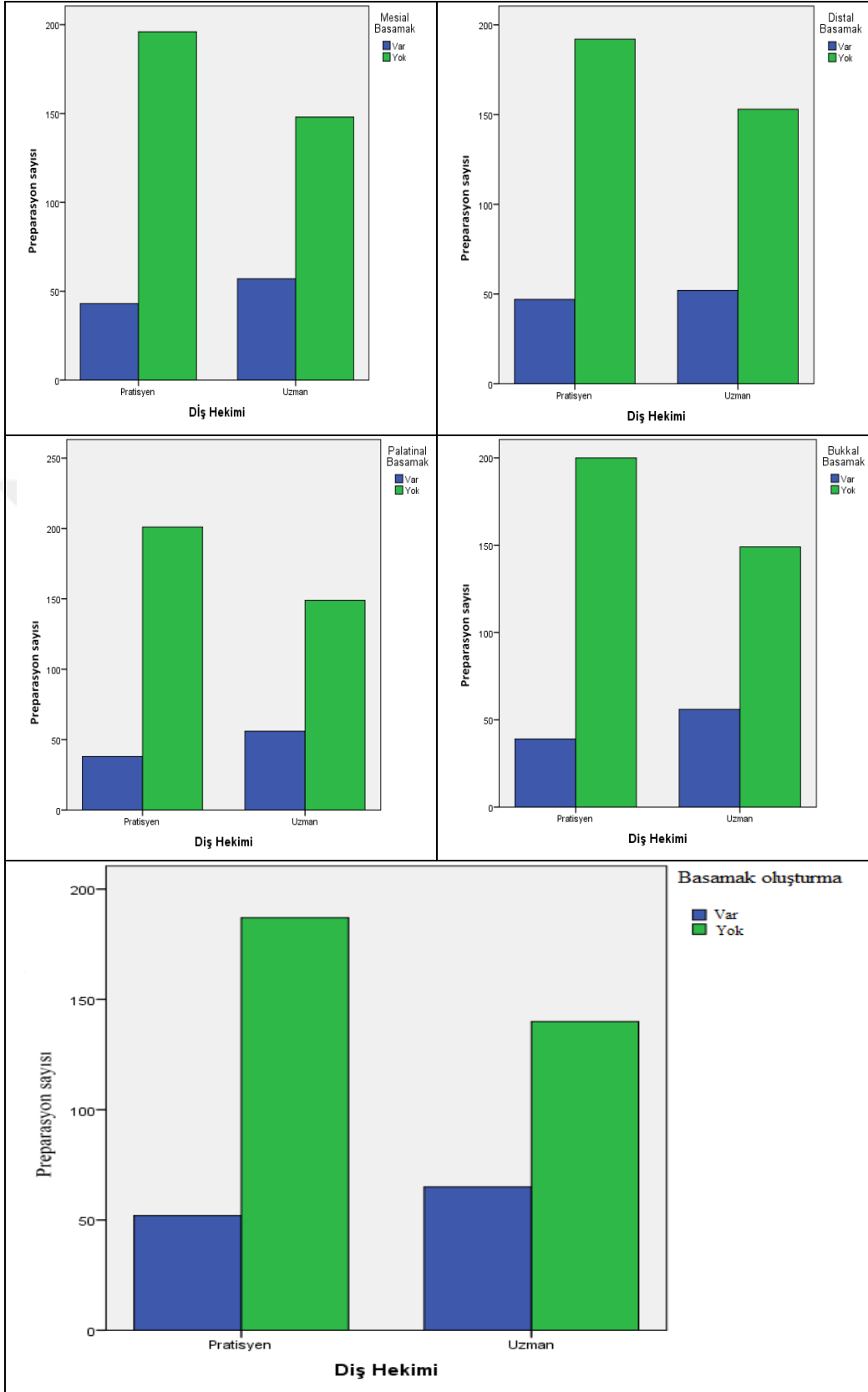
n=preparasyon sayısı, %=sattır yüzdesi, X²=ki-kare değeri, *Pearson Ki-kare Testi

Pratisyen diş hekimleri toplamda % 18.0 mesial basamak, % 19.7 distal basamak, % 16.3 bukkal basamak ve % 15.9 palatinal basamak oluşturmuşken; Protez uzmanı diş hekimleri % 27.8 mesial basamak, % 25.4 distal basamak, % 27.3 bukkal basamak ve % 27.3 palatinal basamak oluşturmuştur. Protez uzmanı diş hekimleri pratisyen diş hekimlerine göre daha sık mesial (p=0.014), bukkal (p=0.005) ve palatinal (p=0.003) basamak oluşturmuştur. Protez uzmanı diş hekimleri toplamda % 31.7 sıklıkta basamak oluştururken, pratisyen diş hekimleri % 21.8'de kalmıştır. Toplam basamak oluşturma sıklığı açısından pratisyen ve uzman hekimler arasında fark istatistiksel olarak önemli bulundu (p=0.018) (Tablo 19). Grafik 6'da pratisyen ve protez uzmanı diş hekimlerinin oluşturdukları basamak dağılımları verilmiştir.

Tablo 19. Pratisyen ve Protez Uzmanı Diş Hekimlerinin Basamak Oluşturma Sıklıklarının Karşılaştırılması

	Mesial basamak oluşturma	Distal basamak oluşturma	Bukkal basamak oluşturma	Palatinal basamak oluşturma	Toplam
	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)
Pratisyen	43 (18.0)	47 (19.7)	39 (16.3)	38 (15.9)	52 (21.8)
Uzman	57 (27.8)	52 (25.4)	56 (27.3)	56 (27.3)	65 (31.7)
X²	6.090	2.070	7.938	8.619	5.629
p*	0.014	0.150	0.005	0.003	0.018
Toplam	100 (22.5)	99 (22.3)	95 (21.4)	94 (21.2)	117 (26.4)

n=preparasyon sayısı, %=sattır yüzdesi, X²=ki-kare değeri, *Pearson Ki-kare Testi



Grafik 6. Pratisyen ve Protez Uzmanı Diş Hekimlerinin Basamak Oluşturma Sıklığına Ait Sütun Grafiği

Tablo 20’de tüm diş hekimlerine ait basamak genişliklerine ait ölçüm sonuçları verilmiştir. Buna göre; mesial basamak genişliği 0.71 ± 0.33 mm, distal basamak genişliği 0.75 ± 0.40 mm, bukkal basamak genişliği 0.82 ± 0.36 mm ve palatinal basamak genişliği 0.80 ± 0.41 mm’dir.

Tablo 20. Tüm Diş Hekimlerinin Basamak Genişliği Ölçümlerinin Dağılımı

	n	Ort.±SS	Ortanca	Min.-Maks.
Mesial Basamak Genişliği	100	0.71 ± 0.33	0.62	0.27-1.85
Distal Basamak Genişliği	99	0.75 ± 0.40	0.66	0.23-2.37
Bukkal Basamak Genişliği	95	0.82 ± 0.36	0.77	0.15-2.99
Palatinal Basamak Genişliği	94	0.80 ± 0.41	0.66	0.20-2.26

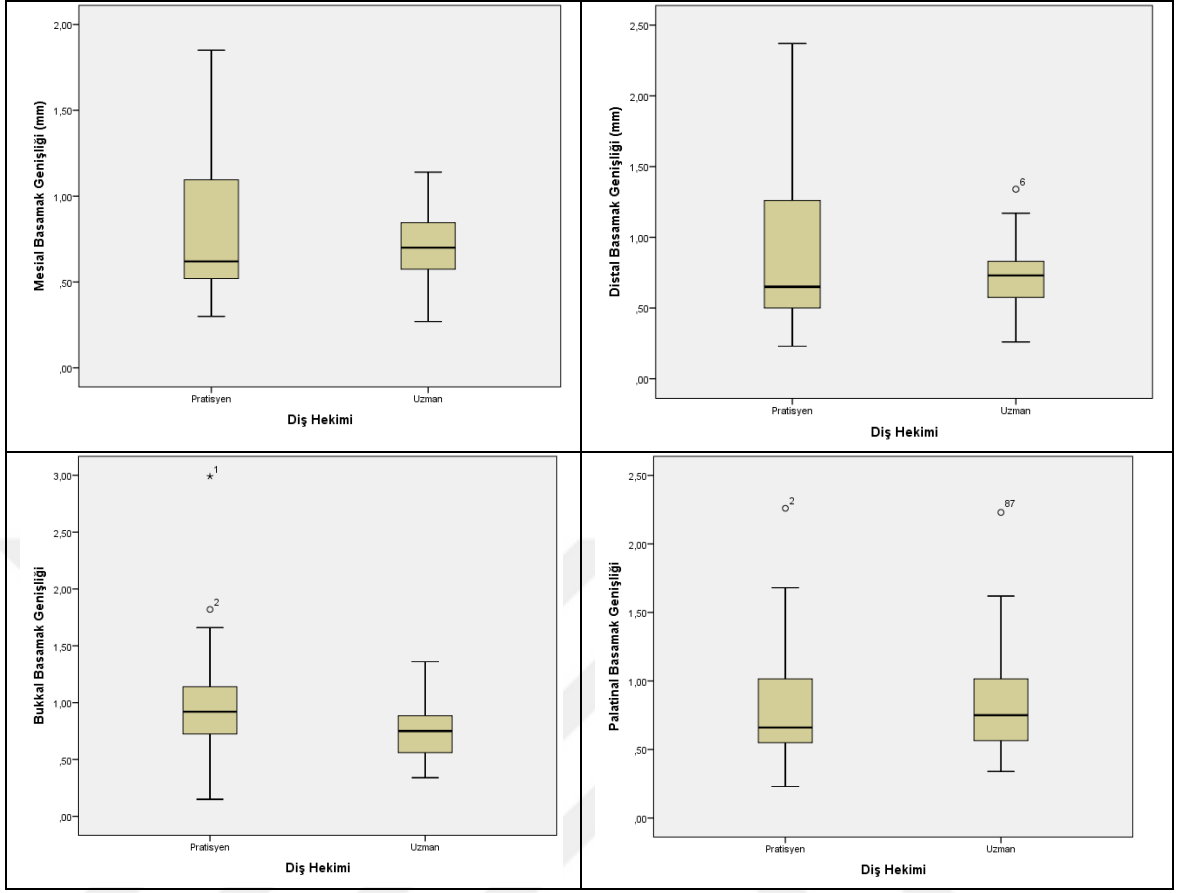
n:=preparasyon sayısı, Ort.=ortalama, SS=standart sapma

Tablo 21’de pratisyen ve protez uzmanı diş hekimlerinin basamak genişliği ölçümleri karşılaştırılmıştır. Mesial basamak genişliği pratisyen diş hekimlerinde ortalama 0.76 ± 0.43 mm, protez uzmanı diş hekimlerinde 0.68 ± 0.23 mm’dir ($p=0.759$). Distal basamak genişliği pratisyen diş hekimlerinde ortalama 0.81 ± 0.54 mm, protez uzmanı diş hekimlerinde 0.71 ± 0.22 mm’dir ($p=0.418$). Bukkal basamak genişliği pratisyen diş hekimlerinde ortalama 0.93 ± 0.49 mm, protez uzmanı diş hekimlerinde 0.74 ± 0.21 mm’dir ($p=0.022$). Palatinal basamak genişliği pratisyen diş hekimlerinde 0.74 ± 0.42 mm, protez uzmanı diş hekimlerinde 0.83 ± 0.41 mm’dir ($p=0.201$). Sadece bukkal basamak genişliği farkı istatistiksel olarak önemli bulunmaktadır. Pratisyen diş hekimlerinin bukkal basamak genişliği, protez uzmanı diş hekimlerine göre daha fazladır. Grafik 7’de pratisyen ve protez uzmanı diş hekimlerinin basamak genişliği ölçümlerinin dağılımı verilmiştir.

Tablo 21. Pratisyen ve Protez Uzmanı Diş Hekimlerinin Basamak Genişliği Ölçümlerinin Karşılaştırılması

Hekim_türü	Pratisyen			Uzman			p*
	Ort.±SS	Ortanca	Min.-Maks.	Ort.±SS	Ortanca	Min.-Maks.	
Mesial Basamak Genişliği	0.76 ± 0.43	0.60	0.30-1.85	0.68 ± 0.23	0.65	0.27-1.20	0.759
Distal Basamak Genişliği	0.81 ± 0.54	0.63	0.23-2.37	0.71 ± 0.22	0.69	0.26-1.34	0.418
Bukkal Basamak Genişliği	0.93 ± 0.49	0.80	0.15-2.99	0.74 ± 0.21	0.72	0.34-1.36	0.022
Palatinal Basamak Genişliği	0.74 ± 0.42	0.64	0.23-2.26	0.83 ± 0.41	0.75	0.20-2.23	0.201

Ort.=ortalama, SS=standart sapma, *Mann Whitney U Testi



Grafik 7. Pratisyen ve Protez Uzmanı Diş Hekimlerinin Basamak Genişliği Ölçümlerinin Dağılımına Ait Kutu Çizgi Grafığı

Tablo 22’de pratisyen ve protez uzmanı diş hekimlerinin preparasyon hazırlarken anatomik formu koruma sıklıkları karşılaştırılmıştır. Toplamda pratisyen diş hekimlerinin % 64.9 sıklıkta, protez uzman diş hekimlerinin ise % 77.1 sıklıkta anatomik formu korudukları görülmüştür. Protez uzmanı ve pratisyen diş hekimleri arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunmaktadır ($p=0.005$). Anterior bölge dişler için bakıldığında anatomik formu koruma sıklıkları pratisyen diş hekimlerinde % 64.9, protez uzmanı diş hekimlerinde % 77.8’dir. Anterior bölgedeki fark istatistiksel olarak önemli bulunmaktadır ($p=0.009$). Posterior bölge dişler için bakıldığında anatomik formu koruma sıklıkları pratisyen diş hekimlerinde % 64.8, % protez uzmanı diş hekimlerinde 73.7’dir. Posterior bölgedeki fark istatistiksel olarak önemli değildir ($p=0.898$). Üst çene dişlerde anatomik formu koruma sıklıkları pratisyen diş hekimlerinde % 63.5, protez uzmanı diş hekimlerinde % 78.4’tür. Üst çenedeki fark istatistiksel olarak önemli bulunmaktadır ($p=0.002$). Alt çene dişlerde

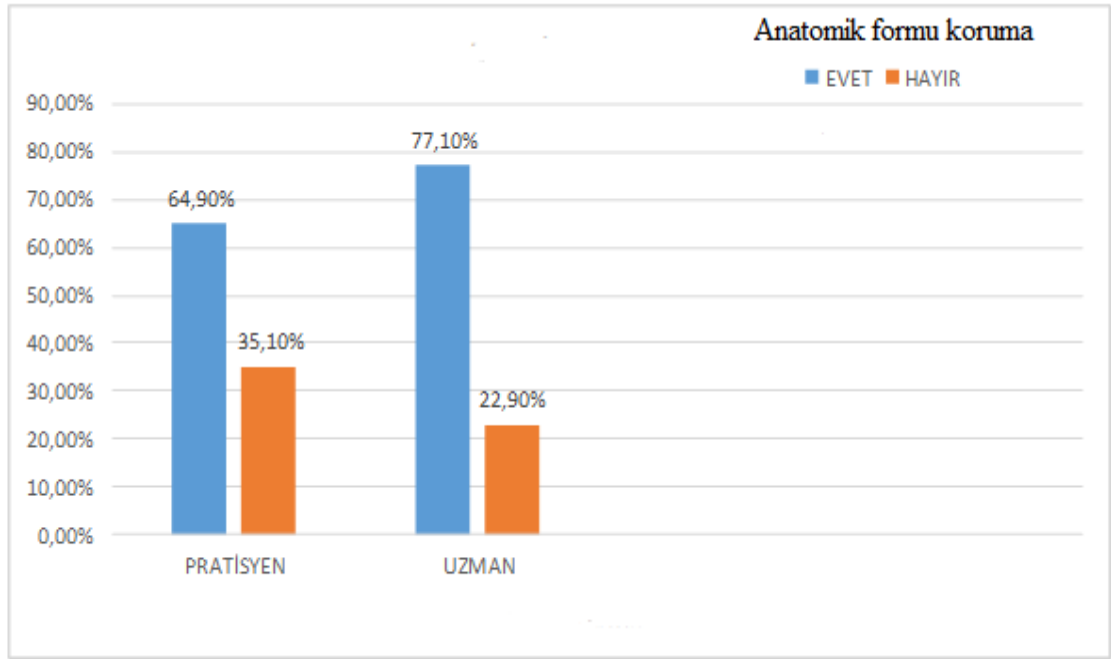
anatomik formu koruma sıklıkları pratisyen diş hekimlerinde % 71.8, protez uzmanı diş hekimlerinde % 71.1'dir. Alt çenede her iki grup arasında anatomik formu koruma sıklığı açısından fark istatistiksel olarak önemli değildir (p=0.943). Sağ taraf dişler için bakıldığında anatomik formu koruma sıklıkları pratisyen diş hekimlerinde % 55.9, protez uzmanı diş hekimlerinde % 78.6'dır. Sağ tarafta her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunmaktadır (p<0.001). Sol taraf dişler için bakıldığında anatomik formu koruma sıklıkları pratisyen diş hekimlerinde % 73.6, protez uzmanı diş hekimlerinde % 75.5'dir. Sol tarafta, her iki grup arasında anatomik formu koruma sıklığı açısından fark istatistiksel olarak önemli değildir (p=0.741). Grafik 8'de pratisyen ve protez uzmanı diş hekimlerinin preparasyon yaparken anatomik formu koruma sıklıkları gösterilmiştir.

Tablo 22. Pratisyen ve Protez Uzmanı Diş Hekimlerinin Preparasyon Yaparken Anatomik Formu Koruma Sıklıklarının Karşılaştırılması

	Anatomik Formun Korunması				X ²	p*
	Evet		Hayır			
	n	%	n	%		
Toplamda						
Pratisyen	155	64.9	84	35.1	7.922	0.005
Uzman	158	77.1	47	22.9		
Toplam	313	70.5	131	29.5		
Anterior dişlerde						
Pratisyen	109	64.9	59	35.1	6.884	0.009
Uzman	130	77.8	37	22.2		
Toplam	239	71.3	96	28.7		
Posterior dişlerde						
Pratisyen	46	64.8	25	35.2	0.343	0.898
Uzman	28	73.7	10	26.3		
Toplam	74	67.9	35	32.1		
Üst çene dişlerde						
Pratisyen	127	63.5	73	36.5	9.733	0.002
Uzman	131	78.4	36	21.6		
Toplam	258	70.3	109	29.7		
Alt çene dişlerde						
Pratisyen	28	71.8	11	28.2	0.005	0.943
Uzman	27	71.1	11	28.9		
Toplam	55	71.4	22	28.6		

Sağ taraf dişlerde	66	55.9	52	44.1	12.733	<0.001
Pratisyen	81	78.6	22	21.4		
Uzman	147	66.5	74	33.5		
Toplam						
Sol taraf dişlerde						
Pratisyen	89	73.6	32	26.4	0.109	0.741
Uzman	77	75.5	25	24.5		
Toplam	166	74.4	57	25.6		

n= preparasyon sayısı, %=sattır yüzdesi, X²=ki-kare değeri, p=anlamlılık düzeyi



Grafik 8. Pratisyen ve Potez Uzmanı Diş Hekimlerinin Preparasyon Yapariken Anatomik Formu Koruma Sıklıklarına Ait Sütun Grafiği

5. TARTIŞMA

Tam seramik restorasyonlar estetik özelliklerinden dolayı, protetik materyal olarak anterior ve posterior bölgede gün geçtikçe daha fazla tercih edilmektedir. Bu restorasyonların uzun dönem klinik başarısında, marjinal bitim şekli, simantasyon materyali, marjinal uyum gibi faktörler etkili olabilmektedir. Diş preparasyon prensiplerine uymak, sabit protezler için en önemli hedeflerden biridir. Rutin klinik uygulamalarda, klinisyenler bu prensipler doğrultusunda, tutuculuk ve direnci en üst düzeye çıkarmak ve kronların klinik ömrünü artırmak için çaba sarfetmelidir.

Diş yapısında, ark içi, arklar arası ve kişiler arası görülen farklılıklar, birçok diş preparasyon konfigürasyonunun ortaya çıkmasını sağlamıştır. Tam seramik restorasyonlar, tam metal ve metal-seramik restorasyonlar için spesifik preparasyon prensipleri tanımlanmıştır.

Bu çalışmada, bir diş laboratuvarından elde edilen, farklı hekimler tarafından tam seramik restorasyon üretimi için yapılan diş preparasyonlarının dijital verilerinin incelenmesi, ölçülmesi ve değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Bir preparasyonda tutuculuk ve dirence etki eden geometrik parametreler, toplam oklüzal yaklaşım (TOC) açısı, marjin tasarımı ve abutment uzunluğudur. TOC açısı ile ilgili araştırmalar diğer preparasyon parametrelerine göre daha fazla sayıda olmuştur. TOC' un prepare edilen diş yapısı veya diğer preparasyon parametreleri üzerine etkisi hakkında literatürde az bilgi mevcuttur. Son 40 yılda teknoloji ve eğitim alanındaki gelişmelere rağmen, TOC değerlerinin analizinde ve sunuluşunda çok az değişiklik görülmüştür.

Diş preparasyon geometrileri, sabit protetik restorasyonların tutuculuk ve direncine etki eden önemli özelliklerdendir. Klinik olarak diş preparasyon geometrileri ile ilgili değerler ve bunları ölçmek için kullanılan yöntemler net değildir. Yapılan bazı çalışmalarda TOC açısı mikroskop, silüet görüntüleme, ışık projeksiyonu, fotoğraf fotokopileri, model izdüşümleri ve dijital kesit görüntü oluşturma dahil üzere çeşitli yöntemlerle ölçülmüştür (102-107). Daha önceki çalışma yöntemlerinde, diş preparasyonu yapılan dişin geometrisinin asimetrik ve karmaşık olması karşımıza bir kısıtlama olarak çıkmaktaydı. Bu durum, model

silüetlerinin aksiyel duvarlarının kayıtlarında, abutment uzunluğu ve marjin genişliği ölçümlerinde hatalara neden olmaktadır. Çalışmamızda, standardizasyonu daha güvenli yapılan ve bu tür kısıtlamaların olmadığı dijital kesit ölçüm yöntemi kullanılmıştır.

TOC açısı, prepare edilmiş dişte karşılıklı iki aksiyel duvar arasındaki toplam açıdır ve materyale özgü değildir (96). Bu geometrik özellik ile ilgili, geçmişte laboratuvar çalışmaları da dahil olmak üzere literatürde uzun ve kapsamlı çalışmalar yapılmıştır. Prothero 2-5°'lik TOC aralığını önermiştir (108). Jorgensen deneysel olarak 5°'de maksimum çekme dayanımı bulmuştur (109). Aynı zamanda Kaufman ve arkadaşları (110), Tylman (111) ile El Ebrashi ve arkadaşları (100) da benzer TOC değerlerini önermişlerdir. Buna karşın Shillingburg ve arkadaşları ise TOC değerinin 10° ile 22° arasında olmasını önermişlerdir (21).

Teorik olarak, paralel aksiyel duvarlar maksimum tutuculuk ve direnç sağlarken, birbirlerine çok yakınlaşan duvarlarda tutuculuk ve direnç daha azdır. Jorgensen, TOC arttıkça, hiperbolik olarak retansiyonun (g / mm^2) azaldığını ve TOC değerinin 5°'yi aştığında, retansiyonda yarı yarıya belirgin bir azalmanın olduğunu öne sürmüştür (109).

Bowley ve arkadaşları, TOC açısı arttıkça çiğneme kuvvetleri altında kronun yer değiştirme ihtimalinde artış olduğunu, bu yer değiştirmenin marjin ve siman materyalinde gerilme stresine neden olduğunu ve bunun da bağlantıyı olumsuz etkilediğini savunmuşlardır (112).

Geçmişte bazı yazarlar paralel aksiyel duvarlara sahip preparasyonları savunmuştur (113). Bu durum restorasyonların giriş yollarının oluşturulmasında sıkıntılara neden olmaktadır. Bu yüzden sıkıntıları ortadan kaldırmak için hafif bir açıya ihtiyaç duyulmuştur. Yapılan bazı klinik çalışmalarda bu minimal TOC açısının elde edilmesinin zor olduğu öne sürülmüştür (114-116). Eames ve arkadaşları, diş laboratuvarlarından rastgele seçilen day'lar üzerinde yaptıkları çalışmada mikroskobik olarak ortalama 20° TOC değeri bulmuşlardır (114).

Ohm ve Silness, son sınıf diş hekimliği öğrencilerinin klinikte yaptıkları preparasyonları incelemişler ve canlı dişlerin TOC değerinin 19° ile 27° aralığında bulunduğunu rapor etmişlerdir (103). Aynı araştırmacıların yaptıkları başka bir

çalışmada endodontik olarak tedavi edilen dişlerin preparasyonlarından elde edilen modeller üzerinde mikroskopik olarak ölçülen TOC değerleri 12° ila 37° arasında değişmiştir.

Öğrencileri ve klinisyenleri test eden başka çalışmaların çoğunda, pratikte gerçekleştirilen ve önerilen değerler arasında tutarsızlıklar gösteren yüksek TOC değerleri bildirilmiştir (102,106,117,118,119). Annerstedt ve arkadaşları tarafından öğrencilerin ve pratisyen diş hekimlerinin yaptıkları preparasyonların karşılaştırıldığı bir çalışmada öğrencilerin ortalama TOC değeri (19.4°), pratisyen diş hekimlerinin TOC değerinden (22.1°) daha az bulunmuştur (106). Benzer başka çalışmalarda, diş hekimleri için eğitim düzeyleri veya deneyimlerinin belirgin bir korelasyon göstermediği ortalama TOC açıları (14.3° ile 20.1° aralığı) rapor edilmiştir (115,118). Nordlander ve arkadaşları 10 diş hekimi tarafından yapılan 208 preparasyonu incelemiş, silüet görüntüler üzerinde manuel olarak yaptıkları ölçümlerde ortalama TOC değerini 19.9° olarak rapor etmişlerdir (118).

Bazı ders kitaplarında, klinik olarak önerilen TOC değeri 6° ile 24° arasında değişmektedir (95,120,121,122). Wilson ve Chan, 6° ve 12° arasındaki TOC değerinde maksimum gerilim tutuculuğunun meydana geldiğini bildirmişlerdir (121).

Genel olarak, prelinik eğitimde ve sınavlar sırasında daha düşük TOC değerleri elde edilmiştir. TOC açılarında en düşük aralık, Sato ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada, prostodontistlerin gözetiminde intraoral çalışan öğrencilere 2°-5° hedef belirlenmiş, ancak 7.10°-12.60° aralığında sonuç elde edilmiştir (123). Böyle küçük açı hedefi koymak kabul edilebilir değerlere ulaşmak için bir rehber olabilir. Bununla birlikte, benzer bir deneysel tasarıma sahip Okuyama ve arkadaşlarının yaptığı başka bir çalışmada, öğrenciler 2° ile 5° arası TOC hedefi koymalarına rağmen, sonuçta elde edilen TOC değerleri 34°'ye kadar değişen farklılığa sahipti (124). Sato ve arkadaşları, 2-5°'lik ideal standart hedefin değiştirilmemesi gerektiğini ancak 10°'lik bir TOC değerinin klinik açıdan daha erişilebilir olduğunu öne sürmektedir (123). Smith ve arkadaşları ise, 6°'lik TOC hedefinin gerçekçi olmadığını düşünmektedirler (125).

Al-Omari ve Al-Wahadni'nin yaptığı bir çalışmada ortalama TOC değerleri 37.2° kadar yüksek bir değerde rapor edilmiştir (104). Annerstedt ve arkadaşları

tarafından yapılan bir çalışmada, pratisyen diş hekimleri ve öğrencilerin yaptığı preparasyonlarda 21°'lik ortalama TOC değeri bulunmuştur (106).

Tam seramik kronlar için üretici önerilerinde, yaklaşık 12°'lik TOC açısının olması gerektiği bildirilmiştir (126).

Cho ve Nagy, klinik olarak aşırı konik diş preparasyonlarının yapılmasının önlenmesi için ağız aynasına, hedeflenen TOC açısını yansıtan etiket yerleştirmenin bir çözüm olabileceğini düşünmüştür. Böylelikle farklı klinik durumlar için kontrol sağlamak mümkün olabilecektir (127).

Çalışmalar kronolojik olarak değerlendirildiğinde, 1970'ler ve 1980'lerde yayınlananlar, 2000'li ve 2010'lu yıllarda yayınlanan daha yakın tarihli çalışmalara benzer değere sahiptirler. Ve ortalama değer olarak yaklaşık 18° ile 25° arasında TOC değeri rapor edilmiştir.

Bizim çalışmamızda, tüm hekimlere ait mesiodistal TOC değeri 17.45°, bukkopalatinal TOC değeri 28.21° ve ortalama TOC değeri de 22.83° bulundu. Bu çalışmanın sonuçları, tüm hekimlerin yaptığı preparasyonların ortalama TOC değerlerinin, temel kitaplarda belirtilen ve bazı otörler tarafından da önerilen değerlerden daha büyük olduğunu göstermektedir. Ancak bu sonuçlar birçok araştırmacının bulguları ile de uyumludur (102,103,104,106,115,117,118,119,124).

Bu çalışmada, mesiodistal TOC değerinin bukkopalatinal TOC değerinden daha az bulunmasının nedeni mesiodistal aksiyel duvarlara daha iyi ulaşılması ve izlenebilmesi olabilir. Bazı dişlerin palatinal eğimli olması da palatinal bölgede preparasyonu zorlaştırır. Ayrıca kısa palatal aksiyel yüzeyli dişlerin preparasyonunun iki düzlemde yapılmaması nedeniyle tek bir palatal yüzey oluşur, bu da bukkopalatinal TOC değerinin daha fazla olmasına neden olabilir.

Aynı şekilde, Annerstedt ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada bukkopalatinal TOC değeri, mesiodistal TOC değerinden daha fazla bulunmuştur (106). Kent ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada ise mesiodistal TOC değerinin, bukkopalatinal TOC değerinden daha fazla olduğu bildirilmiştir (128). Birkaç çalışmada ise bu değerler benzer bulunmuştur (118,125).

Çalışmamızda, tüm hekimlere ait anterior bölge (santral, lateral ve kanin diş) ortalama TOC değeri 22.13° ve posterior bölge (premolar ve molar diş) ortalama TOC değeri 24.97° olarak bulunmuştur. Bu sonuçlar daha önceden yapılmış bazı çalışmalarda bildirilen anterior bölgedeki dişlere ait TOC değerinin, posterior bölgedeki dişlere ait TOC değerinden düşük olduğu sonucunu desteklemektedir (104,106,118). Bu durum, anterior dişlerin nispeten daha iyi erişilebilirliği ve görünürlüğü nedeniyle olabilir.

Bu çalışmada bildirilen anterior bölge ortalama TOC değeri, posterior bölge ortalama TOC değerinden daha düşük olmasına rağmen önerilen ideal aralıktan daha büyüktür. Bu durum TOC için görsel değerlendirmenin klinik olarak sınırlamalara sahip olduğunu düşündürmektedir. Oklüzal görünüm tipik olarak TOC değerini değerlendirmek için klinik olarak kullanılır, fakat oluşan gerçek yaklaşım açısını belirlemek için sınırlı bir değere sahiptir. Bu nedenle, klinik diş preparasyonu sırasında bir ayna kullanılması tavsiye edilir, böylece prepare edilen dişlerin bukkal veya palatinal görünüşleri detaylıca incelenebilir. Aynı şekilde posterior bölgedeki anatomik varyasyonlara bağlı dişlerin eğim oranının fazla olması durumlarında klinisyenler tarafından undercutların yok edilmesi için aşırı kesimin yapılabileceği de düşünülmektedir.

Çalışmamızda tüm hekimlere ait, üst çene ortalama TOC değeri (23.01°) ve alt çene ortalama TOC değeri (21.97°) arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunmadı. Bu sonuçlar, literatürdeki bazı çalışmalarda bildirilen alt çenedeki dişlere ait TOC değerinin, üst çenedeki dişlere ait TOC değerinden fazla olduğu bulgular ile uyuşmamaktadır (118,125,128). Çalışmamızdaki sonuçlarda üst çene değerinin alt çeneden biraz fazla olmasının nedeni, üst çenedeki dişlerin preparasyonları yapılırken çalışma pozisyonlarından kaynaklı indirekt çalışmanın sınırları ve zorlukları olabilir.

Çalışmamızda tüm hekimlere ait, her iki çene sağ taraf ortalama TOC değeri (22.47°) ve sol taraf ortalama (23.19°) TOC değeri arasındaki fark istatistiksel olarak önemli değildir. Literatürde bu segmentleri karşılaştıran herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Hekimlerin preparasyon yaparken aktif olarak kullandıkları

ellerinin ve rutinde alışmış oldukları çalışma pozisyonlarının farklı olması durumunda sağ ve sol segmentler arasında TOC değerlerinde farklılık oluşabilir.

Hekimleri pratisyen ve uzman olarak karşılaştığımızda, pratisyen diş hekimlerine ait mesiodistal TOC değeri $16,69^{\circ}$, bukkopalatinal TOC değeri $29,24^{\circ}$ ve ortalama TOC değeri $22,97^{\circ}$ olarak bulundu. Protez uzmanı diş hekimlerine ait mesiodistal TOC değeri $18,32^{\circ}$, bukkopalatinal TOC değeri $27,00^{\circ}$ ve ortalama TOC değeri $22,66^{\circ}$ olarak bulundu. Bu sonuçlara göre ortalama TOC değeri açısından her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak önemli değildir. Her iki grup için elde edilen sonuçlar literatürde önerilen değerlerin üzerinde bulunmuştur. Bu yüzden klinik deneyim veya eğitim seviyesinde farklılık olsa bile teorik olarak önerilen değerlere klinik pratikte ulaşmakta zorluk yaşandığı söylenebilir.

Farklı in vitro çalışmalar sabit protetik restorasyonlar için; uyum, tutuculuk ve direnç gibi faktörlerin uzun ömürlülük üzerinde önemli etkileri olduğunu göstermiştir (129,130). TOC açısı, abutment çapı, abutment uzunluğu ve kronların dirençleri arasında yakın bir ilişki vardır (99,131,132). Evrensel olarak geçerli hiçbir bilimsel konsensus bulunmadığından literatürde, üretici tavsiyeleri ve kişisel deneyim temelinde bazı klinik öneriler tanımlanmıştır.

Parker ve arkadaşları, bir kronun teorik olarak yer değiştirmeye karşı yeterli direnç gösteremeyeceği abutment uzunluğu ve kritik TOC değerlerini hesaplamışlardır (133,134). Parker ve arkadaşlarının kritik TOC değeri ile ilgili hesaplamaları, 10 mm çapındaki molar diş preparasyonlarının 3 mm abutment uzunluğu ve $17,4^{\circ}$ veya daha az TOC'a sahip olması durumunda yerinden çıkmaya karşı direncin yeterli olduğunu göstermiştir. 10 mm çapında bir diş preparasyonu için 1 ve 2 mm'lik abutment uzunlukları sırasıyla $5,8^{\circ}$ ve $11,6^{\circ}$ TOC değeri gerektirdi (134). Klinik preparasyonlardan ölçülen tipik TOC açıları verildiğinde, $17,4^{\circ}$ TOC ulaşılabilir bir açı gibi görünmekte; bu nedenle, Parker'ın hesaplarına göre 3 mm uygun bir minimum abutment uzunluğu olarak belirlenmiştir.

Güth ve arkadaşları, pratisyen diş hekimleri tarafından anterior tek üye zirkonya restorasyonlar için yapılmış preparasyonları inceledikleri çalışmalarında, TOC açısıyla ters korelasyon gösteren ortalama abutment uzunluğunu 4.1 mm bulmuşlardır (135).

Maxwell ve arkadaşları, minimal (6°) TOC değerine sahip ve abutment uzunluğu 1, 2, 3 ve 5 mm olan yapay kronların direncini test etmişler. 3 mm'nin, minimal TOC ile hazırlanan maksiller kesici dişler ve mandibular premolar dişler için yeterli direnci sağlamak için gereken minimum abutment uzunluğu olduğu sonucuna varmışlardır (136).

Woolsey ve Matich, simante edilmemiş kronların daylar üzerinde yerinden çıkma dirençlerini ölçmüşler. 3 mm abutment uzunluğunun 10° TOC değerinde yeterli direnç sağladığını tespit etmişler. Bununla birlikte, 3 mm abutment uzunluğunun, çoğu molar dişlerde sıklıkla oluşturulan 20° TOC değerinde yetersiz direnç sağladığını bildirmişlerdir (137).

Özellikle simantasyon işlemi tercihinde, abutment uzunluğu ve TOC değeri önemli bir rol oynamaktadır (138). Goodacre'nin önerilerine göre molar dişlerde 4 mm'lik bir abutment uzunluğu, geleneksel simantasyona izin verir. Bununla birlikte, 26.74°'lik ortalama TOC değerinde, adeziv simantasyonun daha güvenilir bir alternatif olduğu görülmektedir (99). Nitekim, daha yüksek TOC değerine sahip preparasyonlarla yapılmış kronlar için uygulanan adeziv simantasyon işleminin, geleneksel simanlarla yapıştırılmış daha küçük TOC değerine sahip preparasyonlarla yapılmış kronlara göre daha iyi tutuculuk gösterdiği rapor edilmiştir (139,140). Sarafianou ve Kafandaris 10°'den küçük TOC değerleri için bu iki simantasyon yöntemi arasında bir fark bulamamışlardır (141). Abutment uzunlukları çalışmalar arasında büyük farklılıklar göstermiştir. Bu, klinisyenin üzerinde en az kontrole sahip olabileceği parametredir. Çünkü koronal diş yapısı daha önceden hasar görmüş olabilir ya da bu dişlere önceden çeşitli restorasyonlar yapılmış olabilir bu nedenle kontrol sağlamak zor olur (142).

Molar dişler anterior dişlerden genellikle daha büyük TOC değerine sahip ve diğer dişlere göre çapları daha büyüktür. Bu yüzden üzerlerine gelen oklüzal kuvvetler daha fazladır. Prepare edilen molar dişler için minimal abutment uzunluğu 4 mm olarak önerilmiştir (99). Çok küçük dişlerin yeterli direnç kazanması için kutular ve/veya oluklar gibi yardımcı şekillerle modifiye edilmesi gerekmektedir.

Çalışmamızda tüm hekimlere ait abutment uzunluğu 6.85 mm olarak bulundu. Tüm hekimlere ait anterior bölge abutment uzunluğu 7.15 mm ve posterior bölge abutment uzunluğu 5.93 mm bulundu. Tüm hekimlere ait üst çene abutment uzunluğu 6.91 mm ve alt çene abutment uzunluğu 6.58 mm bulundu. Tüm hekimlere ait her iki çene sağ taraf abutment uzunluğu 6.92 mm ve her iki çene sol taraf abutment uzunluğu 6.79 mm bulundu. Bu bulguların literatürde bildirilen, bir preparasyonda yeterli tutuculuk ve direnç için olması gereken minimum abutment uzunluğunu karşıladığı görülmektedir (133,134,136,137). Genel olarak üst çene ve alt çene, sağ segment ve sol segment arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunmadı. Anterior ve posterior bölge arasındaki küçük farklılık, anterior dişlerin çaplarının daha küçük olmasından ve klinik olarak daha rahat erişilebilirlikten dolayı klinisyenlerin daha iyi bir kontrol sağlamasından kaynaklanmış olabilir.

Hekimleri pratisyen ve uzman olarak karşılaştırdığımızda, pratisyen diş hekimlerine ait abutment uzunluğu 6.96 mm, protez uzmanı diş hekimlerine ait abutment uzunluğu ise 6.72 mm olarak bulundu. Her iki gruba ait abutment uzunlukları literatürde önerilen minimum abutment uzunluklarından daha fazla bulundu. Retrospektif çalışmadan kaynaklı sınırlamalar olsa bile bu çalışmadaki bütün hekimlerin preparasyon için abutment uzunluklarını kabul edilebilir şekilde sağladıkları belirlenmiştir.

Marjin tasarımı, kullanılan materyalin türüne bağlı olarak değişen; materyalin şeklini ve kalınlığını doğrudan etkileyen bir preparasyon parametresidir. Geçmişte önerilen marjin tasarımları, tam metal veya metal-seramik kron yapımı için gerekli olan restoratif malzemeleri esas alırdı. Soy metal alaşımların yumuşak ve diş adaptasyonlarının daha iyi olması marjin tasarım seçeneklerini artırır. Feather edge veya bevel edge marjin tasarımlarında bitim hattında materyale burnishing yapılarak mükemmel bir uyum sağlanabilmekteydi (143). Her ne kadar feather edge marjin tasarımları daha güçlü ve sert zirkonya kronlarda kullanılmış olsa da (144), Tam seramik restorasyonlar daha kalın kenar hattına ihtiyaç duyduğundan özel chamfer ve shoulder tasarımlarının endike olduğu belirtilmektedir (120). Gavelis ve arkadaşları, tam seramik kronlarda 90°'lik shoulder tasarımının en iyi uyuma sahip olduğunu rapor etmişlerdir (145). Teorik olarak tam seramik restorasyonlar için shoulder ve chamfer marjin tasarımlarından konik yapıdaki marjin tasarımlara sapmalar, yapısal

bütünlükten ödün verilmesine ve aksiyal olarak eşit olmayan bir kuvvet dağılıma neden olur; bu da zayıf bir yapıya ve sonuçta marjinden kaynaklanan başarısızlığa neden olabilir.

Tam metal kronlar için chamfer bitim şekli sıklıkla kullanılmıştır. Çünkü konik, yuvarlak uçlu bir elmas frez ile kolayca şekillendirilebilirler. Aynı zamanda belirgin yapıda oldukları için, prepare edilen diş, ölçü ve daylar kolayca görülebilir. Chamfer, ayrıca restoratif stabilite için yeterli hacme sahiptir ve derinlikleri normal aksiyel kontürlerin şekillenmesi için yeterlidir. Bu nedenle, chamfer bitim şekli tam metal kronlar için çok uygundur. Önerilen chamfer genişliği, fizyolojik bir çıkış profili oluşturmak ve yeterli dayanıklılık için minimum metal kalınlığı ile belirlenir. Genel olarak yapılan çalışmalarda tam metal kronlar için 0.3 ile 0.5 mm'lik chamfer genişlikleri önerilmiştir (122,146).

Metal seramik restorasyonlar için tarihsel olarak; chamfer, bevel chamfer, shoulder ve bevel shoulder marjinal bitim şekilleri kullanılmıştır. Yapılan iki araştırma makalesinde; chamfer marjinal bitim şeklinin kullanıldığı ve porselen, metal altyapılar üzerine pişirildiğinde önemli ölçüde daha fazla marjinal metal distorsiyonu olduğu gösterilmiştir (147,148). Bu çalışmalarda distorsiyon farklılıkları istatistiksel olarak önemli olmasına rağmen, distorsiyonun büyüklüğü 50 µm'den az olduğu için klinik anlamlılık sorgulanabilir.

Hamaguchi ve arkadaşları, shoulder, bevel-shoulder, chamfer ve bevel-chamfer marjinal bitim şekillerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, porselenin füzyonundan kaynaklanan marjinal metal distorsiyonundaki farkın önemli olmadığını rapor etmişlerdir (149). Benzer şekilde Richter-Snapp ve arkadaşları, marjinal bitim şekillerinin porselen füzyonundan sonra metal-seramik kronların uyumunu önemli ölçüde etkilemediğini belirtmişlerdir (150).

Önerilen metal-seramik marjinal bitim şekli genişlikleri, dayanıklılık ve estetik için gerekli olan minimum materyal kalınlığına ve ayrıca fizyolojik bir çıkışın oluşması için gerekli minimum alana dayanmaktadır. Yapılan bazı çalışmalara göre bir metal-seramik kron için porselen tabakalama için marjinal alanda genellikle 1.0 ile 1.5 mm arasında genişlik tavsiye edilmiştir (21,146,151). Her ne kadar 1.0 mm

veya daha fazla metal seramik bitim şekli genişlikleri tavsiye edilmekle birlikte, rutin olarak elde edilebilen optimal klinik genişlikleri belirlenmemiştir.

Friedlander ve arkadaşları ile Doyle ve arkadaşları; Chamfer, keskin aksiyogingival açılı shoulder ve yuvarlak aksiyogingival açılı shoulder bitim şekilleri ile prepare edilmiş olan maksiller premolarlar için yapılan tam seramik kronların dayanıklılıklarını ölçmüşlerdir (152,153). Laboratuvarında metal daylara simante edilmiş kronlarla yapılan çalışmanın sonuçları, Sjögren ve Bergman'ın da laboratuvarında yaptığı benzer çalışmanın bulgularını destekleyerek (154), chamfer bitim hatlarına sahip kronların daha zayıf olduğunu rapor etmişlerdir. Euan ve arkadaşları; shoulder ve chamfer bitim şekilleri ile prepare edilmiş molar dişler için yapılan zirkonyum oksit alt yapılı kronların kenar uyumlarını inceledikleri çalışmalarında her iki marjinal bitim şekli arasında fark olmadığını, marjinal kenar uyumlarının klinik olarak kabul edilebilir olduğunu bildirmişlerdir (155). Re ve arkadaşlarının yaptığı benzer başka bir çalışmada da zirkonyum oksit alt yapılı kronlar için chamfer veya shoulder marjinal bitim şekillerinin ideal olduğu bildirilmiştir (156).

Laboratuvarında ve retrospektif olarak klinikte yapılan çalışmaların sonuçlarında; tam seramik kronlar, asitleme işlemi sonrası adeziv bir siman ile doğal dişler üzerine yapıştırıldığında, önemli bir mukavemet azalmasının olmadığı sonucuna varılmıştır. Bu nedenle, prepare edilmiş dişlere yapıştırılmış tam seramik kronlar için ya chamfer ya da shoulder bitim şekilleri kullanılabilir. Farklı araştırmalarda tam seramik kronlar için önerilen marjinal bitim şekli genişlikleri 0.5 ile 1.0 mm arasında değişmiştir (21,146,151). Tam seramik kronlar için üretici önerilerinde, yeterli seramik kalınlığını korumak için minimum 1-1.5 mm basamak genişliğinin olması gerektiği bildirilmiştir (126).

Seramik kalınlıklarının siyah alanları maskelemeleri için, yarı saydam tam seramik sistemlerin kalınlığı 1 mm'den fazla arttırıldığı zaman sınırlı bir düzelmenin olduğu belirlenmiştir. Bununla birlikte, in-ceram alümina gibi daha opak bir sistemle 1 mm'yi aşan seramik kalınlığındaki artış, siyah alanları maskeleme potansiyelini arttırmıştır (159). Yarı saydam tam seramik malzemenin kullanımı, tam seramik kron marjinal bitim hattı genişliğinin 1 mm' den fazla artırılmasında avantajlı değildir.

Çalışmamızda, tüm hekimlere ait marjinal bölgede shoulder veya chamfer basamaklı bir bitim şekli oluşturma oranı % 26.4 olarak bulundu. mesial basamak oluşturma oranı % 22.5, distal basamak oluşturma oranı % 22.3, bukkal basamak oluşturma oranı % 21.4, palatinal basamak oluşturma oranı % 21.2 olarak bulundu. Tüm hekimlere ait mesial basamak genişliği 0.71 mm, distal basamak genişliği 0.75 mm, bukkal basamak genişliği 0.82 mm ve palatinal basamak genişliği 0.80 mm olarak bulundu. % 73.6 oranında marjinal bölgede shoulder veya chamfer basamaklı bir bitim şekli oluşturulmamış olması ve ortalama basamak genişliklerinin 1 mm'den küçük olması literatür önerilerinin yeterince karşılanamadığını göstermektedir. Klinisyenlerin yapmış oldukları preparasyonlara ait dişler üzerinde önceden eski restorasyonların olması, mevcut dişlerin klinik olarak fazla madde kaybına uğramış olma ihtimalleri, dişlerin konumları, klinisyenlerin çalışma koşulları ve klinisyenlerin marjinal bölge preparasyonlarında genel olarak konservatif olma eğilimleri bu durumu etkilemiş olabilir.

Hekimler pratisyen ve uzman olarak karşılaştırıldığında; Pratisyen diş hekimlerinin shoulder veya chamfer basamaklı bitim şekli oluşturma oranları % 21.8, protez uzmanı diş hekimlerinin shoulder veya chamfer basamaklı bitim şekli oluşturma oranları % 31.7 olarak bulundu. Bu farklılık klinik deneyim, tecrübe ve bir alanda uzmanlaşmanın getirdiği katkı ile açıklanabilir. Bununla beraber her iki grupta da yüksek oranda shoulder veya chamfer basamaklı bitim şeklinin oluşturulmamış olması ve çalışmamızın retrospektif yapısından kaynaklı sınırlamalar net yorum yapılmasını güçleştirmektedir.

Tam seramik restorasyonlar için yapılan preparasyonların, mevcut dişin anatomik formunu koruması önem arz etmektedir. Prepare diş yüzeyleri birbiriyle birleştiğinde çizgi açıları oluşur. Keskin çizgi açıları daha fazla stres oluşturduğundan, direnci arttırmak için diş preparasyonu sırasında çizgi açılarının yuvarlatılması önerilmiştir. Bununla birlikte, yuvarlatılmış çizgi açılarının direnç üzerindeki etkisinin tam seramik restorasyonların yapısal bütünlüğünü etkilemesi muhtemeldir (160,161). Yuvarlak çizgi açıları, restorasyonların uyumunun optimal hale getirilmesi, alçı modellerin hava kabarcıkları olmadan ölçüden çıkarılması ve mum örneklerin hava kabarcıksız dökülerek üretilmesini kolaylaştırır.

Yapılan çalışmalarda, preparasyonu yapılan dişin yüzey alanlarının pürüzsüz olması ve andırkat alanları barındırmaması durumunda, restorasyonların marjinal uyumlarını olumlu yönde etkilediği, tutuculuğun ve direncin arttığı rapor edilmiştir (162,163).

Çalışmamızda tüm hekimlere ait anatomik formu koruma oranı % 70.5 olarak bulundu. Anatomik formu koruma oranları anterior dişlerde % 71.3, posterior dişlerde % 67.9, üst çene dişlerde % 70.3, alt çene dişlerde % 71.4, sağ taraf dişlerde % 66.5 ve sol taraf dişlerde % 74.4 olarak bulundu. Bu durum dişlerin konumları, şekilleri, anatomik kısıtlamalar, klinisyenlerin alışkın oldukları çalışma pozisyonlarından kaynaklanmış olabilir. Hekimler pratisyen ve uzman olarak karşılaştırıldığında, pratisyen diş hekimlerin anatomik formu koruma oranları % 64.9, protez uzmanı diş hekimlerinin anatomik formu koruma oranları % 77.1 olarak bulundu. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulundu. Bu farklılık klinik deneyim, tecrübe ve çalışma koşullarından kaynaklanmış olabilir. Bununla birlikte, yapılan çalışmanın retrospektif yapısından kaynaklı sınırlamalardan dolayı iki grup arasındaki farklılık sorgulanabilir.

Sonuçlar ve farklı yöntemlerle yapılan önceki çalışmalarla karşılaştırılma yapıldığında, STL verilerine dayanan dijital değerlendirme yöntemi, diş preparasyonlarının değerlendirilmesi için yararlı bir araç gibi görünmektedir. STL verileri çoğu CAD/CAM sisteminin temelini oluşturduğundan preparasyonların değerlendirilmesi için dijital yöntemler gelecekte daha da etkin duruma gelebilirler. Yöntemin daha fazla otomatik hale getirilmesi, klinisyenlerin yapmış oldukları preparasyonların kalitesi ve olası hatalar hakkında doğrudan geri bildirim verebilir. Bu doğrudan geri bildirim preparasyon kalitesini artırabilir. Bunun yanı sıra, yöntem dişhekimliği eğitimi için değerli bir araç olabilir, hataları görselleştirmek ve preparasyonların objektif bir şekilde değerlendirilmesini sağlayabilir.

Bu çalışmanın sonuçları, klinisyenlerin tam seramik kron preparasyonları için tanımlanan spesifik klinik tavsiyelerin tüm yönlerini yerine getirmede, zorluk yaşadıklarına dair bir ipucu vermektedir. Elde edilen TOC değerleri ve marjin bitim şekli literatürde önerilen değerlerin ötesindedir. Sonlu değerlere sahip diş preparasyon ilkelerinin herkese açık bir yaklaşımla tüm durumlara uygulanabileceği

fikri, literatür veya üreticiler tarafından ortaya konan öneriler ile genel pratik gerçek arasında bir farklılık yaratır.

Klinik ortamda kompleks diş geometrik şekilleri üzerinde TOC ve marjin geometrisi gibi değerleri ölçmek için kullanılan metodolojiler, çeşitli sınırlamalar ve problemler barındırmaktadır. Halen, diş preparasyonlarındaki bu temel geometrik özelliklerin ölçümü için evrensel olarak kabul görmüş herhangi bir standart yöntem mevcut değildir. Sonuç olarak, literatürde büyük bir belirsizlik vardır. Dahası, bu preparasyon ilkelerini belirleyen çalışmaların büyük bir çoğunluğu, in vitro çalışmalara dayanmaktadır ve sağlam klinik araştırmalara dayanmamaktadır. Belki odaklanılması gereken hedef, klinisyenlerin gerçekçi olmayan standartlardan uzak tutulması olabilir. Öneriler ve klinik değerler arasında zaten bir farklılık varsa, gözle görülür bir başarısızlık meydana gelmeden önce literatürde önerilen preparasyon geometrisi değerlerinin her dişe özgü olması ve kabul edilebilir aralıkta olması gerekmektedir.

Bu çalışmadaki bulgular ve diğer çalışmalarda elde edilen sonuçlar, tek üye tam seramik kron preparasyonu için önerilen değerlerin gözden geçirilmesi gerektiğini doğrulamaktadır. TOC değerinin daha büyük olduğunda veya diğer preparasyon parametrelerinin önerilen değerlerle uyumlu olmadığı durumlarda restorasyonun durumu bilinmemektedir. Bu yüzden tüm bu parametreleri birlikte test etmek, birbirlerini nasıl etkilediklerini ve sonuçta restorasyonun sağ kalımı oranını araştırmak önemlidir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı hekimler tarafından tam seramik kron restorasyonları için yapılan preparasyonların, dijital model üzerinde retrospektif olarak değerlendirilmesi amaçlanan çalışmamızın sonuçlarına göre;

1. Tüm diş hekimlerinin ortalama TOC değeri ($22,83^\circ$) klasik kitaplarda önerilen değerlerden daha fazla bulundu. Bununla birlikte literatürde yapılan çalışmaların sonuçlarıyla uyumluluk gösterdi. Pratisyen ve protez uzmanı diş hekimlerinin TOC değeri benzer bulundu.
2. Tüm diş hekimlerinin abutment uzunluğu 6.85 mm bulundu. Pratisyen ve protez uzmanı diş hekimlerinin abutment uzunlukları birbirlerine yakın bulundu. Abutment uzunlukları önerilen minimum değerden daha fazla olduğu için, hekimlerin bu preparasyon parametresini sağlamada başarılı olduklarını düşünmekteyiz.
3. Tüm diş hekimlerinin marjinal bölgede shoulder veya chamfer basamaklı bir bitim şekli oluşturma oranı % 26.4 olarak bulundu. Ortalama mesial (0.71 mm), distal (0.75 mm), bukkal (0.82 mm) ve palatinal (0.80 mm) basamak genişliği literatürde önerilen minimum basamak genişliği değerinden daha düşük bulundu. Protez uzmanı (% 31.7) diş hekimlerinin shoulder veya chamfer basamaklı bitim şekli oluşturma oranı, Pratisyen (% 21.8) diş hekimlerinden daha iyi bulundu.
4. Tüm diş hekimlerinin anatomik formu koruma oranı % 70.5 olarak bulundu. Protez uzmanı diş hekimlerinin (% 77.1) anatomik formu koruma oranı, pratisyen diş hekimlerine göre (% 64.9) daha iyi bulundu.
5. Bu çalışmada, hekimlerin preparasyon kurallarına yeterince dikkat etmedikleri görülmektedir. Bu yüzden hekimlerin preparasyon yaparken daha özenli olmaları gerektiğini düşünmekteyiz.
6. Temel kitapların diş preparasyon parametreleri için önerdiği değerler ile çalışmamızla uyumluluk gösteren diğer klinik ve laboratuvar çalışmaları arasında farklılık bulunmaktadır. Bu yüzden önerilen bu değerlerin gözden geçirilmesi, klinik olarak daha gerçekçi ve ulaşılabilir rehberler oluşturulması gerektiğini düşünmekteyiz.

7. ÖZET

Farklı Hekimler Tarafından Yapılan Tam Seramik Kron Preparasyonlarının Dijital Model Üzerinde Retrospektif Değerlendirilmesi

Bu çalışmada, bir diş laboratuvarından elde edilen farklı hekimler tarafından tam seramik restorasyon üretimi için yapılan diş preparasyonlarının dijital verilerinin incelenmesi, ölçülmesi ve değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızda 64 farklı diş hekimine (30 pratisyen, 34 protez uzmanı) ait 444 adet dijital daylı modelin; total oklüzal yaklaşım (TOC) açısı, abutment uzunluğu, marjinal bitim şeklinin basamaklı (shoulder ya da chamfer) olup olmadığı; eğer daylı modelde basamak bulunuyorsa basamak genişliği ve prepare edilen dişin anatomik formunun korunup korunmadığı incelenmiştir.

Elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde, tüm hekimlere ait ortalama TOC değeri 22.83°, abutment uzunluğu 6.85 mm, marjinal bölgede shoulder veya chamfer basamaklı bir bitim şekli oluşturma oranı % 26.4, anatomik formu koruma oranı % 70.5 olarak bulundu. Protez uzmanı diş hekimleri ile pratisyen diş hekimleri arasındaki ortalama TOC değeri farkı istatistiksel olarak önemli bulunmamaktadır. Protez uzmanı diş hekimleri ile pratisyen diş hekimleri arasındaki abutment uzunluğu farkı istatistiksel olarak önemli bulunmamaktadır. Protez uzmanı diş hekimleri (% 31.7) ile pratisyen diş hekimlerinin (% 21.8) basamak oluşturma oranları arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunmamaktadır. Protez uzmanı diş hekimleri (% 77.1) ile pratisyen diş hekimlerinin (% 64.9) anatomik formu koruma oranları arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre, hekimlerin preparasyon kurallarına yeterince dikkat etmedikleri görülmektedir. Bu yüzden hekimlerin preparasyon yaparken daha özenli olmaları gerektiğini düşünmekteyiz. Temel kitapların diş preparasyon parametreleri için önerdiği değerler ve çalışmamızla uyumluluk gösteren diğer klinik ve laboratuvar çalışmaları değerleri arasında farklılık bulunmaktadır. Bu yüzden önerilen bu değerlerin gözden geçirilmesi ve klinik olarak daha ulaşılabilir, gerçekçi rehberlere güncellenmesi gerektiğini düşünmekteyiz.

Anahtar Kelimeler: Tam seramik, dijital, TOC, abutment uzunluğu, marjin tasarımı.

ABSTRACT

Retrospective Evaluation Of Full Ceramic Crown Preparations By Different Dentists On Digital Model

The aim of this study was to investigate, measure and evaluate the digital data of dental preparations which were taken from a dental laboratory for the production of full ceramic restoration made by different clinicians.

In our study, 444 digital die models belonged to 64 different dentists (30 general dentists, 34 prosthodontists) evaluated. Total occlusal convergence (TOC) angle, abutment height, whether the configuration of marginal finish line was prepared as shoulder or chamfer, the width of marginal finish line and whether the anatomical form of prepared teeth was preserved or not were examined.

When the obtained results were evaluated; the mean TOC value was 22.83 °, the abutment height was 6.85 mm, preparation ratio of marginal finish line as shoulder or chamfer configuration was 26.4 % and preservation ratio of the anatomical form was 70.5 % for clinicians. In terms of TOC value and abutment height, the difference between the prosthodontists and general dentists were not statistically significant. Regarding the preparation ratio of marginal finish line as shoulder or chamfer configuration between the prosthodontists (31.7 %) and general dentists (21.8 %) difference was found statistically significant. Regarding the preservation ratio of the anatomical form between the prosthodontists (77.1 %) and general dentists (64.9) difference was found statistically significant.

According to the results of this study, it was observed that clinicians did not pay enough attention to the rules of preparation. Therefore, we think that clinicians should be more attentive while doing the tooth preparation. There are differences between the values suggested by the basic books for tooth preparation parameters and the values of other clinical and laboratory studies similar to our study. Therefore, we suggest that these proposed values should be revised and updated to more accessible and realistic guidelines.

Key words: Full ceramic, digital, TOC, abutment height, margin design.

8.KAYNAKLAR

1. Bayındır F, Uzun İH. Tam seramik kron sistemleri. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 2007; 33-42.
2. Lawn BR, Deng Y, Lloyd IK, Janal MN, Rekow ED, Thompson VP. Materials design of ceramic based layer structures for crowns. J Dent Res. 2002; 81(6): 433-438.
3. Vult P, Von Steyern, Carlson P, Nilner K. All ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. Journal of Oral Rehabilitation. 2005; 32: 180-187.
4. Craig RG. Restorative Dental Materials. 13th Ed., New York: Mosby Publication, 2002; p. 551-592.
5. Ural Ç. Diş hekimliği pratiğinde tamamı seramik ve cad-cam uygulamaları. Dirim Tıp Gazetesi. 2011; 86: 27-38.
6. Rinke S, Huls A, Jahn L. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. Int J Prosthodont 1995; 8: 303-310.
7. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Warniak WT. A comparison of the marginal fit of In-ceram, IPS Empress, and Procera crowns. Int J Prosthodont 1997; 10: 478-84.
8. Strub JR, Beschnidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. Int J Prosthodont 1998; 11: 602-609.
9. Sorensen SE, Larsen BI, Jørgensen KD. Gingival and alveolar bone reaction to marginal fit of subgingival crown margins. Scand J Dent Res 1986; 94: 109-114.
10. Tiu J. Tooth Preparation – measuring, understanding, and reporting tooth preparation and its influence on fracture of all-ceramic crowns. University of Otago. Doctoral thesis. Dunedin, New Zealand, 2015.
11. Akın E. Diş Hekimliğinde Porselen. 2th Ed. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi, 1983; s. 1-26.
12. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. Dental Clinics of North America, 1985; 29: 621-644.
13. Anusavice K. In: Phillips' Science of Dental Materials. 11th Ed., Missouri: Saunders Publication 2003; p. 655-719.
14. Van Dijken JW. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. The Compendium of Continuing Education in Dentistry, 1999; 20: 1115-1124, 1126.

15. Wikipedia. <http://tr.wikipedia.org/wiki/Porselen> 2007.
16. McLean JW. Evaluation of dental ceramics in the twentieth century, *J Prosthet Dent.* 2001; 85: 61-66.
17. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *J. Am. Dent. Assoc.* 1993; 124: 72-84.
18. Alkumru H, Hullah WR, Marquis PM, Wilson HJ. Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *British Den J.* 1988; 164: 39-43.
19. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1996; 75: 18-32.
20. Gürel G. Porselen laminat venerler bilim ve sanatı. Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti, İstanbul, 2004.
21. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3rd Ed., Chicago, Illinois: Quintessence Publishing Co Inc. 1997;2:11-6; 24: p. 433-454.
22. Crispin BJ, Hewlett ER, Jo YH, Hobo S, Hornbrook DS. *Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals*. Tokyo, Quintessence Pub Co Inc, 1994; 241-291.
23. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 1994; 7: 329-338.
24. Cattell MJ, Chadwick TC, Knowles JC, Clarke RL, Lynch E. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dental Materials*, 2001; 17:21-33.
25. Raigrodski A. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004; 557-562.
26. Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, 1996; 7: 134-143.
27. Yavuzylmaz H. *Metal Destekli Estetik Kronlar*. 1. Baskı, Ankara: Gazi Üniversitesi Yayınları, 1996; s. 49-52.
28. Yılmaz B. Beş farklı yöntemle hazırlanan zirkonyum altyapılı kuronların marjinal uyum ve kırılma dirençlerinin in vitro olarak değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakülte Dergisi*, 2008; 9: 24-29.
29. Akın E. *Dişhekimliğinde Porselen*. İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. İstanbul, 1999.

30. Chu F, Frankel N, Smales, RJ. Surface roughness and flexural strength of self glazed, polished and reglazed in-Ceram/vitadur alpha porcelain laminate. International Journal of Prosthodontics, 2000; 13: 66-71.
31. Zaimođlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. 1. Baskı, Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi, 1993: s. 24-36.
32. Scherrer SS, De Rijk WG, Belser UC. Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. International Journal of Prosthodontics, 1996; 9: 580-585.
33. O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection, 3rd Ed., Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc., 2002.
34. Zan T, Çeşitli yüzey şartlandırma işlemlerinin konvansiyonel dental porselenlerin eğilme dayanıklılığı üzerine etkisi, G.Ü. Doktora Tezi, Ankara, 1999.
35. Coşkun A. Farklı metal desteksiz porselen sistemlerin kenar uyumu ve mikrosızıntıya etkisi ile eğilme dayanıklılarının incelenmesi. Cumhuriyet üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Sivas, 2002.
36. McLean J. The Science and Art of Dental Ceramics. Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics, 1th Ed., Chicago: Quintessence Publishing, 1981: P. 45-59.
37. McCabe JF. Applied Dental Materials, 7th Ed., Egypt: Mass Publishing Co, 1994.
38. Leinfelder K. Porcelain Esthetics for The 21st Century, JADA, 2000; 131: 47-51.
39. Yavuzyılmaz H, Bavbek B, Turhan B, Kurt E. Tam porselen sistemleri I, GÜ Diş Hek Derg. 2005; 22(1): 41-48.
40. Usanmaz G. Copy-milling sistemiyle hazırlanmış üç üniteli iki farklı materyaldeki tam seramik köprülerin marjinal uyumlarının fırınlama aşamalarında karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protez Programı, Doktora Tezi, Ankara, 2005
41. Akkuş G. Farklı CAD/CAM sistemleriyle hazırlanan kron protezlerinde kenar uyumunun incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, İstanbul, 2008.
42. Grossman DG, Lohson JLM. Glass-ceramic compositions for dental constructs. US Patent 1987; 4.652.312.
43. Qualtrough AJE, Piddock V. Ceramic update. Journal of Dentistry 1997; 25(2): 91-95.

44. Isabelle L. Denry. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996; 7(2): 134–143.
45. Yüksel G, Çekiç C, Özkan P. Metal desteksiz seramik sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2000; 10(2): 79–88.
46. Hobo S, Iwata T. Castable Apatite Ceramics. As A New Biocompatible Restorative Material. *Quintessence Int*, 1985; (2): 135–141.
47. Yaluğ S, Coşkun A. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg* 2002; 5(2) : 97-102.
48. Öden A, Anderson M, Ondracek IK, Magnusson D. Five year clinical evaluation of procera all- ceram crowns. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 450-456.
49. Wall JG, Cipra DL. Alternatives crown systems. *Dent Clin North Am*. 1992; 36: 765-781.
50. Alkumru HN, Kedici S. Porselen jaket kron yapımında yeni bir materyal ve teknik; *Hi-Ceram, Oral Dergisi*, 1998; 5: 20-24.
51. McLean JW, Jeanson EE, Chiche G, Pinault A. All-Ceramic Crowns and Foil Crowns. In *Esthetics of Anterior Fixed Prosthodontics*. Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago, 1994; 97–113.
52. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all- ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2000; 83(4): 396-401.
53. Xiao-ping L, Jie-mo T, Yun-long Z, Ling W. Strength and fracture toughness of MgO modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dent Mater* 2002; 18(3): 216 - 220.
54. Suarez MJ, Lozano JFL, Salido MP, Martinez F. Three year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior fpds. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 35–38.
55. Gökçe SH. In-Ceram core (kor) destekli porselen kronlarda core tasarımının dayanıklılığa etkisi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara, 1999.
56. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88(1): 4-9.
57. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont* 1997; 10(5): 459-466.

58. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide partially stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil* 2004; 31(7): 682-688.
59. Wolfram H. Biocompatible and bioactive glass ceramics – state of the art and new directions. *Journal of Non-Crystalline Solids*. 1997; 219: 192-197.
60. Pröbster L, Gerstorfer JG, Kirchner E, Kanjantra P. In-vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *Int J of Prosth*. 1997; 24: 636-645.
61. Holand W. Materials science Fundamentals of the IPS Empress 2 glass-ceramic. Ivoclar-Vivadent-Report, No: 12. 1998.
62. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int* 2002; 33(7): 503-510.
63. IPS Empress System. Scientific documentations. Schaan, Liechtenstein, Ivoclar-Vivadent, 2003.
64. Akın C. Farklı marjinal bitim tiplerinin seramik kronların kenar sızıntısına etkisi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Konya, 2014.
65. Denry IL, Lejus AM, Théry J, Masse M. Preparation and characterization of a new lithium-containing glass-ceramic. *Pergamon Materials Research Bulletin*, 1999; 34: 1615-1627.
66. Toksavul S, Toman M, Fırınoğlu K. Tüm seramik restorasyonlar ve klinik uygulaması: olgu sunumu. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2008; 11: 1.
67. Heintze SD. Bridges made of all ceramic material (IPS Empress 2), indication, clinical aspects, prognosis. Ivoclar-Vivadent-Report, No: 12. 1998.
68. Ivoclar Vivadent. IPS Empress System-the original. Scientific Documentation. 2005.
69. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc* 2006; 137(4): 514-522.
70. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, 1999; 2: 9-35.
71. Jedyrakiewicz NM, Martin N. Cerec science, research and clinical application. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 2001; 22: 7-13.

72. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. Journal of The American Dental Association, 2001; 132: 1301-1303.
73. Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM-fillings of the future? International Dental Journal, 1997; 47: 247-258.
74. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. Int J Comput Dent. 2004; 7: 25-45.
75. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. J Am Dent Assoc. 2006; 137: 1289-1296.
76. Tokgöz M, Meşe A. Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemleri ve materyaller. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 2016; 26(3): 524-533.
77. Baysal B, Diş hekimliğinde bilgisayar destekli tasarım ve üretim, Dentalife. 2007 Haziran; 18-22.
78. Mörmann WH, Brandestini M. The fundamental inventive principles of CEREC CAD/CAM. In: Mörmann WH. State of the art of CAD/CAM restorations. 20 years of CEREC. Berlin, Quintessence, 2006.
79. Cerec online. Cerec sw 423 update [online]. <http://www.cereconline.com> [Accessed 14 April 2014].
80. Çelik G. Computer aided dentistry and current CAD/CAM systems, Cumhuriyet Dent J. 2013; 16: 74-82.
81. Rekow ED, Silva NRFA, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. J Dent Res 2011; 90(8): 937-952.
82. Liu PR, Essig ME, A panorama of dental CAD/CAM restorative systems, Compend Contin Educ Dent. 2008; 29: 482-493.
83. Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. Dentiss, 2007; 3: 34-38.
84. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakülte Dergisi, 2008; 2: 58-72.
85. 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. Dent Mater J 2009; 28(1): 44-56.

86. 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. *J Prosthodont* 2005; 14(1): 39-45.
87. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 1999; 20: 1-25.
88. Alkurt M. Kenar bitim ve alt yapı şekillerinin değişik yöntemlerle hazırlanan zirkonyum alt yapılar üzerindeki veneer porselenlerinin kırılma direncine etkisinin incelenmesi. Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, Erzurum, 2014.
89. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental Materials*, 1998; 14: 64-71.
90. Catledge SA, Cook M, Vohra YK, Santos EM, McClenny MD, David Moore K. Surface crystalline phases and nanoindentation hardness of explanted zirconia femoral heads. *Journal of Materials Science Materials in Medicine*, 2003; 14: 863-867.
91. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 2008; 24: 299-307.
92. Sundh A, Sjogren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dental Materials*, 2006; 22: 778-784.
93. Land CH. Porcelain dental art [microform] : the new process of restoring decayed and defective teeth to their original appearance in shape, size and color. Detroit: O.S. Gulley, Bornman, 1988.
94. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Diş preparasyon esasları. Sabit protezin temelleri. Ünsal MK, Üşümez A, Editörler. 3. Baskı, İstanbul: Quintessence Yayıncılık, 2010; s. 117-135.
95. Shillingburg HT, Sather DA & Stone SE. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 4th edition. Quintessence Publishing. Chicago, USA, 2012.
96. The Glossary Of Prosthodontic Terms. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 10-92.
97. Dodge WW, Weed RM, Baez RJ, Buchanan RN: The effect of convergence angle on retention and resistance form. *Quintessence Int* 1985; 16: 191
98. Smyd ES: Advanced thought in indirect inlay and fixed bridge fabrication. *J Am Dent Assoc* 1994; 31: 759-768

99. Goodacre CJ, Campagni WV & Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles. *Journal Of Prosthetic Dentistry* 2001; 85: 363-376.
100. El-Ebrashi MK, Craig RG, Peyton FA. Experimental stress analysis of dental restorations. Part III. The concept of the geometry of proximal margins. *J Prosthet Dent* 1969; 22: 333-345.
101. Black GV: The Management Of Enamel Margins. *Dent Cosmos* 1891; 33: 85-100.
102. Ayad MF, Maghrabi AA, Rosenstiel SF. Assessment of convergence angles of tooth preparations for complete crowns among dental students. *J Dent* 2005; 33: 633-638.
103. Ohm E & Silness J. The convergence angle in teeth prepared for artificial crowns. *Journal of Oral Rehabilitation* 1978; 5: 371-375.
104. Al-Omari WM, Al-Wahadni AM. Convergence angle, occlusal reduction, and finish line depth of full-crown preparations made by dental students. *Quintessence Int* 2004; 35: 287-93.
105. Esser C, Kerschbaum T, Winkelmann V, Krage T, Faber FJ. A comparison of the visual and technical assessment of preparations made by dental students. *Eur J Dent Educ* 2006; 10: 157-61.
106. Annerstedt A, Engstrom U, Hansson A, Jansson T, Karlsson S, Liljhagen H, Lindquist E, Rydhammar E, Tyreman-Bandhede M, Svensson P & Wandel U. Axial wall convergence of full veneer crown. *Acta Odontol Scand* 1996; 54(2): 109-112.
107. Patel PB, Wildgoose DG, Winstanley RB. Comparison of convergence angles achieved in posterior teeth prepared for full veneer crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2005; 13: 100-4.
108. Prothero JH. *Prosthetic Dentistry*. Chicago: Medico-Dental Publishing Co; 1923; p. 742.
109. Jorgensen KD. The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. *Acta Odontol Scand* 1955; 13: 35-40.
110. Kaufman, E, Coelho D & Colin L. Factors influencing the retention of cemented gold castings. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1961; 11(3): 487-502.
111. Tylman SD. *Theory and Practice of Crown and Bridge Prosthodontics*, C.V. Mosby. Missouri, USA, 1965.
112. Bowley JF, Ichim IP, Kieser JA & Swain MV. FEA evaluation of the resistance form of a premolar crown. *Journal of Prosthodontics* 2013; 22: 304-312.

113. Conzett JV. The Gold Inlay. The Dental Cosmos 52: Philadelphia : S.S. White Dental Manufacturing Co. 1910.
114. Eames WB, O'Neal SJ, Monteiro J, Miller C, Roan Jr JD & Cohen KS. Techniques to improve the seating of castings. Journal of the American Dental Association 1978; 96: 432-437.
115. Mack PJ. A theoretical and clinical investigation into the taper achieved on crown and inlay preparations. Journal of Oral Rehabilitation 1980; 15: 255-265.
116. Owen CP. Retention and resistance in preparations for extracoronal restorations. Part II: Practical and clinical studies. Journal of Prosthetic Dentistry 1986; 56: 148-153.
117. Leempoel PJ, Lemmens PL, Snoek PA & van 't Hof MA. The convergence angle of tooth preparations for complete crowns. Journal of Prosthetic Dentistry 1987; 58: 414-416.
118. Nordlander J, Weir D, Stoffer W & Ochi S. The taper of clinical preparations for fixed prosthodontics. Journal of Prosthetic Dentistry 1988; 60: 148-151.
119. Noonan JE Jr & Goldfogel MH. Convergence of the axial walls of full veneer crown preparations in a dental school environment. Journal of Prosthetic Dentistry 1991; 66: 706-708.
120. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. 4th Ed. St Louis, Elsevier, 2006; p. 209-257.
121. Wilson AH Jr, Chan DC. The relationship between preparation convergence and retention of extracoronal retainers. J Prosthodont 1994; 3: 74-78.
122. Dykema RW, Goodacre CJ, Phillips RW. Johnston's modern practice in fixed prosthodontics. 4th Ed. Philadelphia: W. B. Saunders; 1986; p. 36-39.
123. Sato T, Al Mutawa N, Okada D, Hasegawa S. A clinical study on abutment taper and height of full cast crown preparations. J Med Dent Sci 1998; 45: 205-210.
124. Okuyama Y, Kasahara S, Kimura K. Quantitative evaluation of axial wall taper in prepared artificial teeth. J Oral Sci 2005; 47: 129-133.
125. Smith CT, Gary JJ, Conkin JE, Franks HL. Effective taper criterion for the full veneer crown preparation in preclinical prosthodontics. J Prosthodont 1999; 8: 196-200.
126. Ivoclar Vivadent; VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG.
127. Cho SH, William WW. Custom total occlusal convergence angle sticker fabrication. J Prosthet Dent 2015; 114: 335-338.

128. Kent WA, Shillingburg HT Jr, Duncanson MG Jr. Taper of clinical preparations for cast restorations. *Quintessence Int* 1988; 19: 339-345.
129. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Naumann M. Effect of preparation angles on the precision of zirconia crown copings fabricated by CAD/CAM system. *Dent Mater J* 2008; 27: 814–820.
130. Wiskott HWA, Nicholls JI, Belser U. The relationship between abutment taper and resistance of cemented crowns to dynamic loading. *Int J Prosthodont* 1996; 9: 117–139.
131. Hegdahl T, Silness J. Preparation areas resisting displacement of artificial crowns. *J Oral Rehabil* 1997; 4: 201–207.
132. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. The effect of tooth preparation height and diameter on the resistance of complete crowns to fatigue loading. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 207-15.
133. Parker MH, Gunderson RB, Gardner FM, Calverley MJ. Quantitative determination of taper adequate to provide resistance form: concept of limiting taper. *J Prosthet Dent* 1988; 59: 281-288.
134. Parker MH, Calverley MJ, Gardner FM, Gunderson RB. New guidelines for preparation taper. *J Prosthodont* 1993; 2: 61-66.
135. Guth JF, Wallbach J, Stimmelmayer M, Gernet W, Beuer F, Edelhoff D. Computer-aided evaluation of preparations for CAD/CAM-fabricated allceramic crowns. *Clin Oral Investig* 2013; 17: 1389-1395
136. Maxwell AW, Blank LW, Pelleu GB Jr. Effect of crown preparation height on the retention and resistance of gold castings. *Gen Dent* 1990; 38:200-202.
137. Woolsey GD, Matich JA. The effect of axial grooves on the resistance form of cast restorations. *J Am Dent Assoc* 1978; 97: 978-80.
138. Edelhoff D, Özcan M. To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? *Clin Oral Impl Res* 2007; 18: 193–204.
139. Mowafy OM, Fenton AH, Forrester N, Milenkovic M. Retention of metal ceramic crowns cemented with resin cements: effects of preparation taper and height. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 524–529.
140. Zidan O, Ferguson GC. The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 565–571.

141. Sarafianou A, Kafandaris NM. Effect of convergence angle on retention of resin bonded retainers cemented with resinous cements. *J Prosthet Dent* 1997; 77: 475–481.
142. Etemadi S, Smales RJ, Drummond PW & Goodhart JR. Assessment of tooth preparation designs for posterior resin-bonded porcelain restorations. *Journal of Oral Rehabilitation* 1999; 26: 691-697.
143. McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics. 1, The Nature of Dental Ceramics and Their Clinical Use.* Quintessence Pub. Co. Chicago, 1979.
144. Schmitt J, Wichmann M, Holst S & Reich S. Restoring severely compromised anterior teeth with zirconia crowns and feather-edged margin preparations: a 3-year follow-up of a prospective clinical trial. *The International Journal of Prosthodontics* 2010; 23: 107-109.
145. Gavelis JR, Morency JD, Riley ED & Sozio RB. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1981; 45: 138-145.
146. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics.* 2nd Ed. St. Louis, MO: Mosby–Year Book; 1995; p. 137-8, 170-3, 184- 5, 229.
147. Shillingburg HT Jr, Hobo S, Fisher DW. Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent* 1973; 29: 276-284.
148. Faucher RR, Nicholls JI. Distortion related to margin design in porcelain fused to metal restorations. *J Prosthet Dent* 1980; 43: 149-155.
149. Hamaguchi H, Cacciatore A, Tueller VM. Marginal distortion of the porcelain-bonded-to-metal complete crown: an SEM study. *J Prosthet Dent* 1982; 47: 146-153.
150. Richter-Snapp K, Aquilino SA, Svare CW, Turner KA. Change in marginal fit as related to margin design, alloy type, and porcelain proximity in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent* 1988; 60: 435-439.
151. Chiche GJ, Pinault A. *Esthetics of Anterior Fixed Prosthodontics.* Chicago, IL: Quintessence Publishing Co; 1994; p. 86, 91, 102-103
152. Friedlander LD, Munoz CA, Goodacre CJ, Doyle MG, Moore BK. The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: part 1. *Int J Prosthodont* 1990; 3: 159-168.
153. Doyle MG, Munoz CA, Goodacre CJ, Friedlander LD, Moore BK. The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: part 2. *Int J Prosthodont* 1990; 3: 241-248.

154. Sjogren G, Bergman M. Relationship between compressive strength and cervical shaping of the all-ceramic Cerestore crown. *Swed Dent J* 1987; 11: 147-152.
155. Euan R, Figueras- Alvarez O, Cabratosa-Termes J, Brufau-de Barbera M, Gomez-Azevedo S. Comparison of the marginal adaptation of zirconium dioxide crowns in preparations with two different finish lines. *J Prosthodont* 2012; 21(4): 291-295.
156. Re D, Cerutti F, Augusti G, Cerutti A, Augusti A. Comparison of marginal fit of Lava CAD/CAM crown-copings with two finish lines. *Int J Esthet Dent* 2014; 9(3): 426-435.
157. Bernal G, Jones RM, Brown DT, Munoz CA, Goodacre CJ. The effect of finish line form and luting agent on the breaking strength of Dicor crowns. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 286-290.
158. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years. Part I. Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 23-32.
159. Douglas RD, Przybylska M. Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *J Prosthet Dent* 1999; 82: 143-149.
160. Craig RG, El-Ebrashi MK, Peyton FA. Experimental stress analysis of dental restorations. Part II. Two-dimensional photoelastic stress analysis of crowns. *J Prosthet Dent* 1967; 17: 292-302.
161. Nicholls JI. Crown retention. I. Stress analysis of symmetric restorations. *J Prosthet Dent* 1974; 31: 179-184.
162. Charbeneau GT, Peyton FA. Some effects of cavity instrumentation on the adaptation of gold castings and amalgam. *J Prosthet Dent* 1958; 8: 514-525.
163. Tjan AHL, Sarkissian R. Effect of preparation finish on retention and fit of complete crowns. *J Prosthet Dent* 1986; 56: 283-288.

EKLER:**ÖZGEÇMİŞ****KİŞİSEL BİLGİLER**

ADI	İSMAİL	SOYADI	ASLAN	
DOĞUM YERİ	NUSAYBİN	DOĞUM TARİHİ	28.12.1986	
UYRUĞU	T.C.	TEL	05434698695	
E MAIL	İsoaslan86@hotmail.com			

EĞİTİM DÜZEYİ

	MEZUN OLDUĞU KURUM	MEZUNİYET YILI
LİSE	NUSAYBİN SÜPER LİSESİ	2005
LİSANS	ANKARA ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ	2010
YÜKSEK LİSANS	ANKARA ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ	2010
UZMANLIK	SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ	2019

İŞ DENEYİMİ

GÖREVİ	KURUM	SÜRE (YIL-YIL)
DİŞ HEKİMİ	MARDİN AĞIZ VE DİŞ SAĞLIĞI MERKEZİ	2010-2016
ARAŞTIRMA GÖREVLİSİ	SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI	2016-2019

YABANCI DİLLER	SEVİYE (ÇOK İYİ, İYİ, ORTA, ZAYIF)
İNGİLİZCE	İYİ

ETİK KURULU ONAY FORMU

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

Araştırmanın Açık Adı Araştırmanın Protokol Kodu	Farklı hekimler tarafından yapılan tam seramik kron preparasyonlarının, dijital model üzerinde retrospektif değerlendirilmesi. (14.02.2018 tarih ve 14 sayılı karar)				
ETİK KURULU BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı - (2012-KAEK-38)			
	AÇIK ADRESİ	S.D.Ü. Doğu Kampüsü Tıp Fakültesi Dekanlığı Binası - ISPARTA			
	TELEFON	246.2113704			
	FAKS	246.2371165			
	E-POSTA	tipetik@sdu.edu.tr			
BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Süleyman Hakan TUNA			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Protetik Diş Tedavisi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı			
	VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI				
	DESTEKLEYİCİ				
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ				
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1 : <input type="checkbox"/>	FAZ 2 : <input type="checkbox"/>	FAZ 3 : <input type="checkbox"/>	FAZ 4 : <input type="checkbox"/>
		Gözlemsel ilaç çalışması		<input type="checkbox"/>	
		Tıbbi cihaz klinik araştırması		<input type="checkbox"/>	
In vitro tıbbi tam cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları		<input type="checkbox"/>			
İlaç dışı klinik araştırma		<input type="checkbox"/>			
Diğer ise belirtiniz : Retrospektif					
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>	
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili	
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>	
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	11.01.2018	01.001	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>	
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>	
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>	
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı		Açıklama		
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>			
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input type="checkbox"/>			
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>			
	İLAN	<input type="checkbox"/>			
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>			
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>			
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	<input type="checkbox"/>			
DİĞER	<input checked="" type="checkbox"/>	Anabilim Dalı Akademik Kurul Kararı			

Prof. Dr. Mekin SEZİK
Etik Kurul Başkanı

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

Araştırmanın Açık Adı		Farklı hekimler tarafından yapılan tam seramik kron preparasyonlarının, dijital model üzerinde retrospektif değerlendirilmesi.							
Araştırmanın Protokol Kodu		Karar No: 14				Tarih: 14.02.2018			
KARAR BİLGİLERİ	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.								
	SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU								
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI		İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu							
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:		Prof. Dr. Mekin SEZİK							
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişkisi		Katılım *		İmza
Prof. Dr. Mekin SEZİK	Kadın Hast. ve Doğum	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Mustafa TÜZ	Kulak Burun Boğaz Hast.	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Buket ARIDOĞAN	Tıbbi Mikrobiyoloji	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Ahmet Nesimi KİŞİOĞLU	Halk Sağlığı	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Mehmet Fahrettin ÖNDER	Hukuk	SDÜ Hukuk Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Derya YILDIRIM	Ağız Diş ve Çene Radyoloji	SDÜ Diş Hek. Fak.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	İZİNLİ
Yrd. Doç. Dr. Halil AŞCI	Farmakoloji	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Derya CEYHAN	Pedodonti	SDÜ Diş Hek. Fak.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Abdullah Meriç ÜNAL	Ortopedi ve Travmatoloji	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Mehtap SAVRAN	Farmakoloji	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Giray KOLCU	Aile Hekimliği	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Uzman Dr. Seçkin AYDIN SAVAŞ	Plastik ve Estetik Cerrahi	Isparta Şehir Hastanesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	İZİNLİ
Uzman Dr. Tuğba GÜRSOY KOCA	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	Isparta Şehir Hastanesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Öğr. Gör. Mehmet Erhan ŞAHİN	Biyomedikal ve Cihaz Teknoloji	SDÜ Teknik Bil. M.Y.O.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Osman PARÇAOĞLU	Sivil Üye	Esnaf	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

* : Toplantıda Bulunma