

T.C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**EKLEME YÖNTEMİ İLE ELDE EDİLEN REZİN İÇERİKLİ
SERAMİK MATERYALİNİN MEKANİK ÖZELLİK AÇISINDAN
CAD/CAM SERAMİKLERİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ
Erencan TUNCER

Danışman

Prof. Dr. Mustafa ZORTUK

HATAY – 2022

T.C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**EKLEME YÖNTEMİ İLE ELDE EDİLEN REZİN İÇERİKLİ
SERAMİK MATERYALİNİN MEKANİK ÖZELLİK AÇISINDAN
CAD/CAM SERAMİKLERİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ
Erencan TUNCER

Danışman

Prof. Dr. Mustafa ZORTUK

Bu tez Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından 21.DHU.007 numaralı proje olarak desteklenmiştir.

HATAY – 2022

Kabul ve Onay

T.C
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

EKLEME YÖNTEMİ İLE ELDE EDİLEN REZİN İÇERİKLİ SERAMİK MATERYALİNİN MEKANİK ÖZELLİK AÇISINDAN CAD/CAM SERAMİKLERİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI

UZMANLIK TEZİ
Erencan TUNCER

Bu tez aşağıda isimleri yazılı tez jürisi tarafından 04/08/2022 günü sözlü olarak yapılan tez savunma sınavında oy çokluğu/oy birliği ile kabul edilmiştir.

TEZ JÜRİSİ:

Jüri başkanı: Prof. Dr. Mustafa ZORTUK

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Göknil ALKAN DEMETOĞLU

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Pınar YILDIZ

Bu tez, Dekanlığımız Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında hazırlanmıştır.

04/08/2022

Prof. Dr. Nizami DURAN
Diş Hekimliği Fakültesi Dekan V.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitim sürecim boyunca hiçbir konuda benden desteğini esirgemeyen, saygıdeğer hocam ve danışmanım Prof. Dr. Mustafa ZORTUK'a,

Her zaman bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, değerli hocam Doç. Dr. Caner ÖZTÜRK'e,

Eğitimim boyunca birlikte vakit geçirmekten ve çalışmaktan çok keyif aldığım çalışma arkadaşlarıma,

Bugünlere gelmemde benden hiçbir zaman sevgilerini ve desteklerini esirgemeyen her zaman yanımda olan annem Nevin TUNCER, babam Burhan TUNCER ve abim İzzet Burak TUNCER'e,

Hayatıma ışık tutan, bana hayat enerjisi veren sevgili eşim Begüm ÖZTÜRK TUNCER'e,

İçtenlikle teşekkür ederim

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	II
TEŞEKKÜR	III
İÇİNDEKİLER	IV
ŞEKİLLER DİZİNİ	VI
ÇİZELGELER DİZİNİ	VII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	VIII
ÖZET	IX
ABSTRACT	X
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Seramikler	3
2.2. Dental Seramikler	3
2.2.1. Dental Seramiklerin Yapısı	5
2.3. Dental seramiklerin sınıflandırılması	6
2.3.1. Cam Matriks Seramikler	6
2.3.2. Polikristalin Seramikler	6
2.3.3. Rezin Matriks Seramikler	7
2.3.3.1. Rezin Nano Seramikler	8
2.3.3.2. Rezin Matriks Cam Seramikler	9
2.3.3.3. Rezin Matriks Zirkonya-Silika Seramikler	10
2.4. Eklemeli Üretim İle Elde Edilen Dâimi Kuron Materyali	11
2.5. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM)	11
2.5.1. Tarihçe	12
2.5.2. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları	14
2.5.3. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları	14
2.5.4. Tarama (CSD)	15
2.5.5. Tasarım (CAD)	16
2.5.6. Üretim (CAM)	16
2.6. Üretim Teknolojileri	18

2.6.1. Eksiltmeli Üretim	18
2.6.2. Eklemeli Üretim (3 Boyutlu Yazıcılar)	19
2.6.3. Üç Boyutlu Yazıcı ile Üretimin Avantajları	20
2.6.4. Üç Boyutlu Yazıcı ile Üretimin Limitasyonları	21
2.7. Eklemeli Üretim Teknolojileri	22
2.7.1. VAT Fotopolimerizasyonu	22
2.7.1.1. Stereolitografi (SLA)	22
2.7.1.2. Dijital Işık İşleme (DLP)	23
2.7.1.3. Likit Kristal Ekran (LCD)	24
2.7.2. Sprey Baskı (Polyjet/Multijet)	25
2.7.3. Eriyik Yığılma Modelleme (FDM/Fused Deposition Modelling)	26
2.7.4. Toz Yatağı Füzyonu (Powder Bed Fusion)	26
2.7.5. Yapıştırıcı ile Katmanlı İmalat (Binder jetting, powder binder)	28
2.7.6. Direkt Enerji Depolama (DED/Direkt Energy Deposition)	28
2.7.7. Lamine Nesne Üretimi (LOM-Laminate Object Manufacturing)	29
2.8. Materyallerin Test Yöntemleri	29
3. GEREÇ VE YÖNTEM	34
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	34
3.2. Grupların Oluşturulması	37
3.3. Çalışma Örneklerinin Hazırlığı	37
3.4. Kırılma Dayanımı Testi	43
3.5. İstatistiksel Yöntem	45
4. BULGULAR	46
5. TARTIŞMA	50
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	60
7. KAYNAKLAR	61
EKLER	69
EK-1	69
ÖZGEÇMİŞ	70

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Silisyum tetrahedra	5
Şekil 2.1. Seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması	7
Şekil 2.3. 3B yazıcı ile üretimin aşamaları	20
Şekil 2.4. Eklemeli Üretim Teknolojileri	22
Şekil 2.5. SLA teknolojisi. (A) Katman katman üretim işlemleri (B) Destekler uzaklaştırılmadan ve parlatma işlemi yapılmadan önce SLA ile üretilmiş kuron...	23
Şekil 2.6. DLP teknolojisi	24
Şekil 2.7. Sprey Baskı teknolojisi	26
Şekil 2.8. Eriyik Yığılma Modelleme teknolojisi (A) FDM yazıcı (B) Kuronun CAD dosyası (C) Üretilmiş kuron formu.....	27
Şekil 2.9. Toz Yatağı Füzyonu Teknolojisi	28
Şekil 2.10. Yapıştırıcı ile Katmanlı Üretim Teknolojisi	29
Şekil 2.11. Üç nokta yüklemenin şematik görüntüsü	33
Şekil 2.12. Dört nokta yüklemenin şematik görüntüsü	33
Şekil 3.1. Cerasmart (GC, Japonya)	35
Şekil 3.2. Enamic (Vita, Almanya)	36
Şekil 3.3. VarseoSmile Crown Plus (BEGO, Almanya)	37
Şekil 3.4. CAD/CAM bloklarından örneklerin hazırlandığı hassas kesme cihazı	38
Şekil 3.5. CAD/CAM bloklarından elde edilen örneklerin polisajının yapıldığı parlatma cihazı	38
Şekil 3.6. Örneklerin hazırlandığı 3B yazıcı	39
Şekil 3.7. 3B yazıcıdan platforma dik şekilde üretilen örnekler	40
Şekil 3.8. 3B yazıcı ile üretilen örneklerin temizlendiği ultrasonik temizleme cihazı	40
Şekil 3.9. 3B yazıcı ile üretilen örneklerin kütleme işleminin yapıldığı cihaz	41
Şekil 3.10. 3 ayrı materyalden hazırlanan örnekler	42
Şekil 3.11. Örnek boyutlarının ölçümleri yapılan mikrometre	42
Şekil 3.12. Kırılma dayanımı testinde kullanılan universal test cihazı	44

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	34
Çizelge 3.2. Grupların Oluşturulması	37
Çizelge 4.1. Materyallerin mekanik özellik değerleri	47
Çizelge 4.2. Materyallerin Bükülme Dayanım Grafiği. Test edilen materyallerin ortalama bükülme dayanımı (MPa) bar grafiği ile gösterilmiştir.	47
Çizelge 4.3. Materyallerin Bükülme Modül Değer Grafiği. Test edilen materyallerin ortalama bükülme modülü (GPa) bar grafiği ile gösterilmiştir.	48
Çizelge 4.4. Materyallerin Elastik Modül Değeri Grafiği. Test edilen materyallerin ortalama elastik modülü (MPa) bar grafiği ile gösterilmiştir.	49

SİMGELER VE KISALTMALAR

ADA	Amerikan Diş Hekimleri Birliği
ark.	Arkadaşları
CAD	Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli İmalat)
CES	Cerasmart
DLP	Dijital Işık İşleme
ENA	Enamic
GPa	Gigapaskal
gr	Gram
ISO	International Organization for Standardization
LCD	Sıvı Kristal Ekran
MPa	Megapaskal
mm	Milimetre
N	Newton
p	Anlamlılık
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
SS	Standart sapma
VSC	VarseoSmile Crown Plus
µm	Mikrometre
°C	Santigrad derece
%	Yüzde

ÖZET

EKLEME YÖNTEMİ İLE ELDE EDİLEN REZİN İÇERİKLİ SERAMİK
MATERYALİNİN MEKANİK ÖZELLİK AÇISINDAN CAD/CAM
SERAMİKLERİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI

Giriş ve Amaç: Günümüzde hastaların estetik beklentilerini karşılayan, mekanik açıdan güvenilir tam seramik materyaller gelişimini devam ettirmektedir. Bu çalışmanın amacı diş hekimliğinde sıkça kullanılmakta olan eksiltmeli üretim metoduyla üretilen iki farklı rezin matriks seramiği ve son zamanlarda popüler olan eklemeli üretim metoduyla elde edilen rezin içerikli seramik materyalinin mekanik özelliklerini in-vitro şartlarda karşılaştırmaktır.

Gereç ve Yöntem: Bu çalışmada rezin içerikli, iki farklı CAD/CAM bloğu (Enamic, Vita, Almanya; Cerasmart, GC, Japonya) ve 3B yazıcı ile elde edilen seramik (VarseoSmile Crown Plus, BEGO, Almanya) materyali çalışmaya dahil edildi. Her materyalden 25'er adet toplamda 75 adet örnek kullanıldı. Örnek boyutları 1 mm kalınlığında, 13,5 mm uzunluğunda, 4 mm genişliğinde hazırlandı. Hazırlanan örnekler üniversal test cihazında teste tabi tutuldu. Veriler, tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Tamhane çoklu karşılaştırma testi kullanılarak istatistiksel olarak analiz edildi. İstatistiksel analizler için SPSS Windows version 24.0 paket programı kullanıldı.

Bulgular: Yapılan istatistiksel analiz sonucunda Cerasmart materyalinin bükülme dayanımı ($142,86 \pm 20,99$ MPa) en yüksek değeri göstermesine rağmen; Enamic materyalinin bükülme dayanımı ($123,59 \pm 51,78$ MPa) ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. En düşük bükülme dayanım ($52,38 \pm 11,73$ MPa) değerini VarseoSmile Crown materyali göstermiştir. En yüksek bükülme modülü ($14,10 \pm 8,11$ GPa) değerini Enamic materyali göstermiştir. En düşük bükülme modülü değeri ($2,60 \pm 0,24$ GPa) ise VarseoSmile Crown materyaline aittir. Cerasmart materyali, en yüksek elastik modül değerine ($2,22 \pm 0,89$ MPa) sahiptir. VarseoSmile Crown materyali en düşük elastik modül değerine ($0,55 \pm 0,22$ MPa) sahip olmasına rağmen; Vita Enamic materyalinin elastik modül değeri ($0,57 \pm 0,19$ MPa) ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır.

Sonuç: Bu in vitro çalışmanın limitasyonları dahilinde VarseoSmile Crown materyalinin bükülme dayanımı diğer materyallere göre anlamlı ölçüde düşük bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: Seramik, Eksiltmeli üretim, Eklemeli üretim, Bükülme dayanımı.

ABSTRACT

**COMPARISON OF CERAMIC MATERIAL WITH RESIN CONTAINING
OBTAINED BY THE ADDITIONAL METHOD WITH CAD/CAM CERAMICS IN
TERMS OF MECHANICAL PROPERTIES**

Introduction and Aim: Nowadays, mechanically reliable all-ceramic materials that meet the aesthetic expectations of patients continue their development. The aim of this study is to compare the mechanical properties of two different resin matrix ceramics produced by the subtractive production method, which is frequently used in dentistry, and the resin-containing ceramic material obtained by the recently popular additive production method, in-vitro conditions.

Material and Methods: In this study; a total of 75 samples including two different resin-containing CAD/CAM blocks (Enamic, Vita, Almany; Cerasmart, GC, Japonya) and 3D-printed ceramic (VarseoSmile Crown Plus, BEGO, Almany) materials (n:25) were used. All samples fabricated with the dimension of 1 mm in thickness, 13.5 mm in length, 4 mm in width. The prepared samples were tested in a universal testing machine. The data were statistically analyzed using 1-way analysis of variance (ANOVA) and Tamhane multiple comparison test. SPSS Windows version 24.0 package program was used for statistical analysis.

Results: As a result of the statistical analysis, although the flexural strength of the Cerasmart material (142.86 ± 20.99 MPa) showed the highest mean value; there is no statistically significant difference between the flexural strength of Enamic material (123.59 ± 51.78 MPa). VarseoSmile Crown material showed the lowest flexural strength (52.38 ± 11.73 MPa). Enamic material showed the highest flexural modulus (14.10 ± 8.11 GPa). The lowest flexural modulus (2.60 ± 0.24 GPa) was observed in VarseoSmile Crown material. Cerasmart material has the highest elastic modulus (2.22 ± 0.89 MPa). Although VarseoSmile Crown material has the lowest elastic modulus (0.55 ± 0.22 MPa); there is no statistically significant difference between the elastic modulus of Vita Enamic material (0.57 ± 0.19 MPa).

Conclusions: Within the limitations of this in vitro study, the flexural strength of VarseoSmile Crown material was found to be significantly lower than other materials.

Keywords: Ceramic, Subtractive manufacturing, Additive manufacturing, Flexural strength.

1. GİRİŞ

Gelişen ve değişen dünyada insanların hızlı, işlevsel ve estetik çözüm beklentileri gün geçtikçe artmaktadır. Metal destekli porselen tercihi, ağız içi kuvvetlere dayanım konusunda beklentileri karşılamakta ancak estetik anlamda hastaları çoğu zaman memnun edememektedir. Bu amaçla uygulanan tam seramik restorasyonlar hastaların beklentilerini karşılamaktadır. Diş hekimliği alanında, teknisyen hatalarını elimine eden, birçok aşamadan oluşan laboratuvar işlemlerini ortadan kaldırarak üretim sürecini hızlandıran ve doğruluğu yüksek restorasyonların elde edilmesini sağlayan CAD/CAM (Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim) teknolojisi büyük önem taşımaktadır. CAD/CAM teknolojisi, eksiltmeli ve eklemeli üretim yöntemlerinden oluşmaktadır. Eklemeli üretim teknolojisi, eksiltmeli üretimdeki materyal israfını, aşındırıcı malzeme sorunlarını ve üretim sırasında restorasyonda oluşabilecek mikro çatlak problemlerini ortadan kaldırmaktadır. Eksiltmeli yöntemle CAD/CAM bloklarından üretilen restorasyonlar başarılarını kanıtlamış ve literatürde yer alan çalışmalarla bu başarıları tescillenmiştir. Eklemeli üretim alanında ise 3B yazıcılar ile tam seramik kuron üretebilme imkânı veren rezin içerikli sıvı reçineler piyasaya sürülmeye başlanmıştır. Bu yeni materyallerle ilgili literatürde yeterince çalışma yer almamaktadır.

Eklemeli (Katmanlı) üretim teknolojileri arasında, hazne (vat) fotopolimerizasyonu, bir haznedeki sıvı reçine haldeki fotopolimeri polimerize etmek için ultraviyole lazer, yüksek güçlü ışık projeksiyonu veya LCD panel kullanmaktadır. Üretilen materyalin polimerizasyonu katman katman şeklinde elde edilmektedir. Sıvı Kristal Ekran (LCD) ve Dijital ışık işleme (DLP), yüksek çözünürlüğü, hızlı işleme kapasitesi ve düşük maliyeti nedeniyle dental uygulamalar için en umut vadeden 3B Baskı teknolojilerindendir. Bir 3B Yazıcıdaki LCD panelden veya DLP projektörden gelen ışık, ışığa duyarlı reçineleri katman katman polimerize etmek için gerekli enerjiyi sağlamaktadır.¹

Rezin matriks seramikler, rezin esaslı kompozitlerin ve seramik materyallerinin dezavantajlarının üstesinden gelebilmek amacıyla alternatif bir çözüm olarak geliştirilmiştir. Rezin matriks seramik blokları yüksek sıcaklık ve basınçta üretilmeleri nedeni ile homojen

ve yoğun mikro yapılara sahip olmanın yanı sıra yüksek işlenebilirlik, tamir edilebilme, başarılı kenar uyumu sağlama gibi avantajlara sahiptirler.²

Materyallerden beklenen en temel özellik çiğneme kuvvetlerine karşı koyabilecek mekanik özelliklere sahip olmalarıdır. Dental seramikler baskı kuvvetlerine karşı dayanıklı olmalarına karşın gerilimler veya kritik seviyeyi aşan baskı kuvvetleri nedeniyle kırılabilmektedirler.³ Materyallerin mekanik özellikleri laboratuvar ortamında gerçekleştirilen üç nokta yükleme (three point bending) gibi materyal test yöntemleri ile ölçülmektedir. Uluslararası Standartlar Organizasyonu (ISO 6872) ve Amerikan Diş hekimleri Birliği (ADA) tarafından üç nokta yükleme testinin dental seramiklerin bükülme dayanımlarının değerlendirilmesinde uygun ve güvenilir bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir.⁴

Bu çalışmanın amacı, eklemeli üretim metoduyla elde edilen rezin içerikli seramik materyalinin ve eksiltmeli üretim metoduyla elde edilen iki farklı rezin matriks seramiğin mekanik özelliklerini değerlendirmektir. İki farklı üretim tekniği ile elde edilen üç farklı materyalin bükülme dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığına dair yokluk (sıfır) hipotezi kurulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Seramikler

Seramik Yunan dilinde “topraktan yapılma” anlamına gelen “keramos” kelimesinden gelmektedir.⁵ Terim olarak seramik inorganik ametallere verilmiş olan bir isimdir. Birbiri içinde çözünmeyen kaolin, kuartz, feldspar materyallerinin eritilmesi sonrası karıştırılarak şekillendirildiği seramik materyalleri porselen olarak adlandırılır. Porselen kullanım alanındaki gelişmeler ilk olarak Çin’de görülmeye başlanmıştır.⁶

2.2. Dental Seramikler

Dental seramikler, bir ya da daha fazla metalik ve yarı metalik elementin (alümina, kalsiyum, lityum, fosfor, magnezyum, sodyum, potasyum, titanyum ve zirkonyum) oksijen ile birleşmesi sonucu oluşan inorganik yapılar olarak tanımlanmaktadır.⁷

Diş hekimliğinde porselenin kullanılması 18. yy’da Pierre Fauchart’ın porselenin mine ve dentin renklerini taklit edebileceği bilgisini öne sürmesi ve diş hekimliği alanında porselenin kullanılabileceğini söylemesi ile başlamıştır.⁸ Seramik, diş hekimliğinde ilk defa 1774 yılında Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından kullanılmaya başlanmıştır.⁹

Tarihte bilinen ilk kişisel seramik restorasyonlar Murphy tarafından 1837 yılında total protezlerde kullanılmıştır.¹⁰

Seramiğin kron köprü restorasyonlarında kullanımı 1873 yılında Beers'in seramik tam kron fikrini ortaya atmasıyla başlamıştır. Dr. Charles Land, 1903 yılında platin yaprak üzerine yüksek ısıda porselen pişirerek, ağız içi kuvvetlere karşı oldukça dayanıksız olan ilk tam porselen jaket kron yapımını gerçekleştirmiştir.⁸ Porselen jaket kron, uzun yıllar boyunca diş hekimliğinde kullanılabilecek en estetik tam kuron restorasyonu olma özelliğini korumuştur. Bu restorasyonların kırılma dayanımının yetersiz olması nedeniyle kullanım alanı genellikle ön bölge tek üye dişler, öncelikli olarak da kesici dişler ile sınırlı kalmıştır. Daha sonrasında Spaulding tarafından bu alandaki çalışmalar geliştirilmiş ve 1920’li yıllarda çok yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır.¹¹

1950'lerden sonra yeni teknik ve materyallerin gelişimi, gelişen kavite preparasyonu ve ölçü teknikleri gibi faktörler porselen restorasyonlarının klinik yaklaşımını değişikliğe uğratmıştır. Bu dönemin en önemli gelişmelerinden biri de Buonocore'un adeziv dişhekimliği alanında çığır açan 'asid-etch' tekniğinin başarılı sonuçlar vermesi olmuştur.¹²

Dental porselenlerin en önemli dezavantajları kırılabilirlik ve düşük gerilme dayanıklılığına sahip olmasıdır. Bu kırılabilirliğin başlıca nedeni seramiklerin içerdiği 3-6 µm uzunluğunda 'Griffith's flaws' (Griffith çatlakları) olarak isimlendirilen mikroçatlak yapıların varlığıdır. Porselenin dayanıklılığını arttırmak ve kırılabilirliğini azaltmak amacı ile metal alt yapı kullanılması genellikle tercih edilen bir yöntemdir. Ancak metal alt yapının estetiği olumsuz yönde etkilemesi metal desteksiz tam seramik restorasyonların gelişim sürecini hızlandıran bir etken olmuştur.¹³

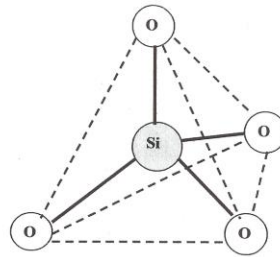
McLean ve Hughes 1965 yılında, çatlakların ilerleyişini engellemek amacıyla %40-%50 oranında alüminyum oksit kristalleri içeren ve alüminöz porselen çekirdeğe sahip bir jaket kron geliştirmiştir. Restorasyonun, diş preparasyonunu saran, güçlendirici özellikteki çekirdek bölümünün üzeri geleneksel porselen ile tabakalanmış, bu sayede eski porselen jaket kurondan yaklaşık iki kat daha güçlü bir restorasyon elde edilmiştir. Bu gelişme sonrası porselen jaket kuronların kullanımı yeniden canlanmış, ancak yine de dayanıklılıkları ön bölge tek üye kuronlar dışındaki uygulamalar için yetersiz kalmıştır.¹⁴ 1976 yılında McLean ve Sced çift folyo tekniği kullanarak porselen jaket kronun güçlenmesini gerçekleştirmişler ve günümüzde kullanılan tam seramik sistemlerinin gelişmesine öncülük etmişlerdir.¹⁵

Metal desteğin seramiğe kazandırdığı yüksek dayanım, metal destekli seramik restorasyonları protetik tedavinin temel uygulama seçeneği haline getirmiştir. Ancak metalin sahip olduğu avantajların yanında dezavantajları da bulunmaktadır. Son yıllarda bu dezavantajlar doğrultusunda metal destekli porselen restorasyonlara alternatif olarak çok daha estetik ve biyolojik olarak daha uyumlu, dayanımı arttırılmış tam seramik restorasyonlar geliştirilmiştir.¹³

2.2.1. Dental Seramiklerin Yapısı

Restoratif materyallerin diş yapısını koruması, dayanıklı, estetik, biyouyumlu olması, doğal dişlerle benzer aşınma ve aşındırma göstermesi, ısısal genleşme katsayısının doğal dişler ile uyumlu olması, düşük ısı iletkenliği sergilemesi gibi özellikler beklenmektedir. Bu özelliklerin materyale kazandırılması amacıyla tarih boyunca farklı maddeler dental seramiklere eklenerek çeşitli çalışmalar yapılmıştır.¹⁶

Dental porselen, merkezde bulunan silisyum (Si^{+4}) atomunun dört oksijen (O^-) atomu ile kimyasal bağ kurmasıyla oluşan silisyum tetraoksitten (SiO_4) meydana gelir. Bu yapı silisyum tetrahedra olarak isimlendirilir (Şekil 1). Dental seramiklerin yapısını esas olarak feldspar, kaolin ve kuartz meydana getirmektedir. Yapılarına ayrıca lüminesans özelliği veren ajanlar, opaklaştırıcı, ara oksitler, cam modifiye ediciler, renk pigment ve akışkanları da ilave edilmiştir.^{15,17}



Şekil 1.1. Silisyum tetrahedra

Tam seramik materyallerde zaman içinde yaşanan gelişmeler ile hekimlerin farklı endikasyonlar için tercih yapabileceği çok sayıda ürün piyasaya sürülmüştür.

Diş hekimliğinde kullanılan seramik materyallerinin sınıflandırma sistemi, iletişim ve eğitim açısından büyük önem taşımaktadır. Sınıflandırma sistemi ideal olarak, materyalin kullanılacağı alan (ön ve arka bölge), kullanılacak restorasyon çeşidi (kısmi veya tam, kısa veya uzun aralık) ve nasıl yapıştırılacağı (adheziv veya geleneksel olarak) hakkında bilgi sağlamalıdır.⁸ Bunların yanı sıra yeni geliştirilen materyaller sınıflandırmaya dahil edilebilmelidir.¹⁸

Tam seramik materyallerin endikasyonları, dayanıklılıkları, içerikleri, fırınlama ısıları, erime ısıları, translüsensileri, mikro yapıları gibi özelliklerine göre sınıflandırmaları mevcuttur. Ancak yeteri kadar net olmayan bu sınıflamalar hekimler ve teknisyenler için seçim ve uygulama zorluklarına neden olmaktadır. Ayrıca bu sınıflamalarda güncel çıkan materyaller yer almamaktadır. Örneğin; mevcut sınıflamalarda yüksek oranda seramikle doldurulmuş rezin matriks materyaller yer almamaktadır. Bu materyaller seramik benzeri özelliklere sahip olduğu için Amerikan Dişhekimleri Birliği (ADA) tarafından "*seramik*" olarak kodlanmıştır ve sınıflamalarda bu şekilde yer almıştır.^{8,19}

Bu noktalar dikkate alınarak, Gracis ve arkadaşlarının 2015 yılında seramik ve seramik benzeri materyallerin yapısal içeriklerine dayanarak hazırladıkları sınıflama literatürde bulunun en güncel sınıflama özelliğini taşımaktadır.¹⁸

2.3. Dental seramiklerin sınıflandırılması

Yapılarındaki belirli içeriklerin varlığına göre seramik restoratif materyaller üç ana gruba ayrılmaktadır. Seramiklerin sınıflandırılması Şekil 2.1.'de gösterilmiştir.

2.3.1. Cam matriks seramikler

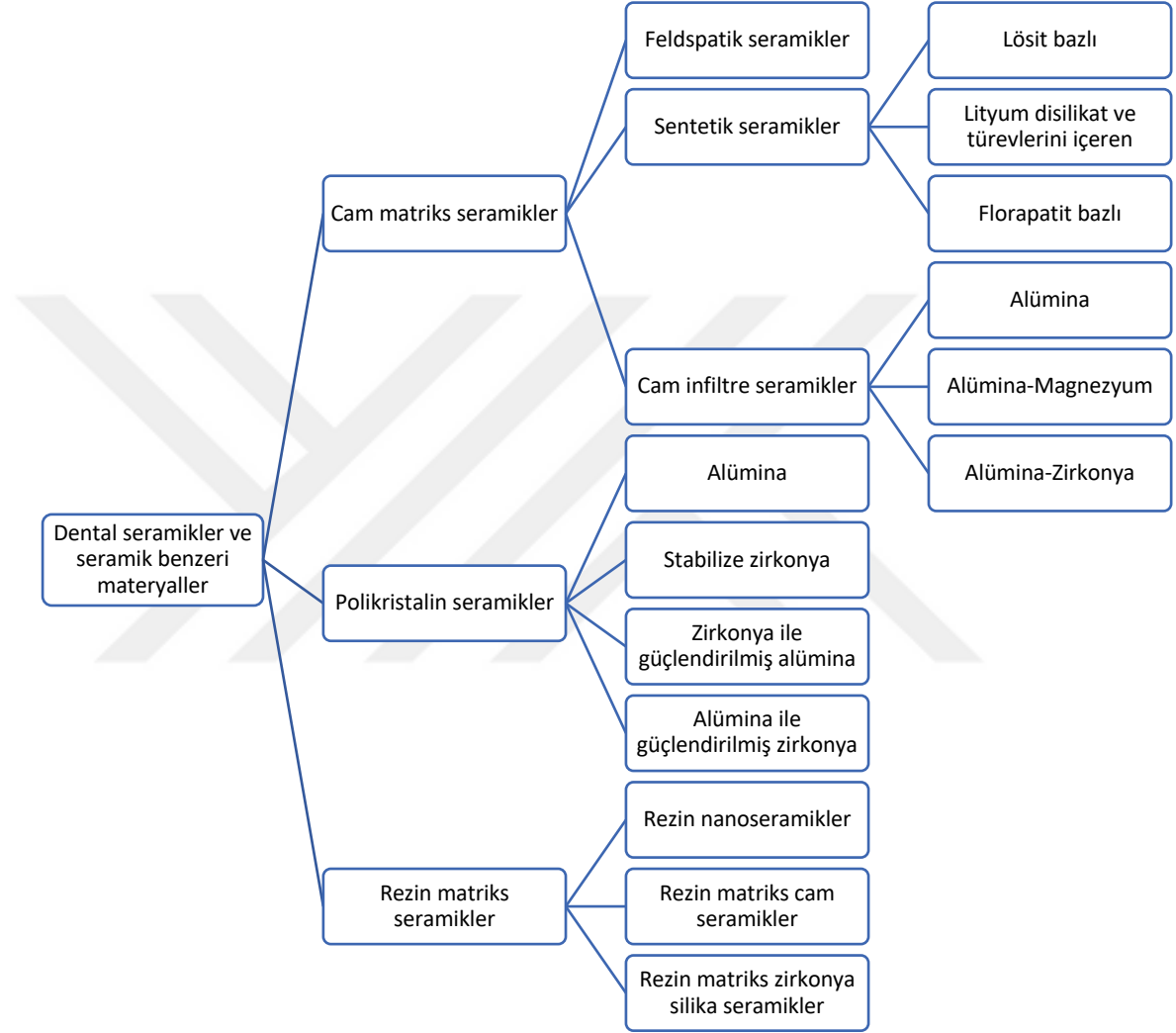
Yapısında cam faz içeren metalik olmayan inorganik seramik materyaller olarak tanımlanmaktadır. Cam matriks seramikler kapsamında Feldspatik seramikler, Sentetik seramikler ve Cam infiltre seramikler yer almaktadır.^{8,20} Sentetik seramikler kapsamında Lösit bazlı, Lityum disilikat ve türevlerini içeren ve Florapatit bazlı seramikler yer almaktadır.^{18,21-23} Cam infiltre seramikler kapsamında ise Alümina, Alümina-Magnezyum ve Alümina-Zirkonya seramikleri yer almaktadır.^{18,24}

2.3.2. Polikristalin seramikler

Yapısında herhangi bir cam faz içermeyen metalik olmayan inorganik seramik materyaller olarak tanımlanmaktadır. Polikristalin seramikler kapsamında, Alümina, Stabilize Zirkonya, Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya yer almaktadır.^{18,25-29}

2.3.3. Rezin matriks seramikler

Yapısında ağırlıklı olarak porselenler, camlar, seramikler ve cam seramikler gibi dayanıklı inorganik içeriği olan polimer matriksli materyaller olarak tanımlanmaktadır.



Şekil 2.1. Seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması

2.3.3. Rezin Matriks Seramikler

Bu kategori, yüksek oranda seramik parçacıkları ile doldurulmuş organik bir matrise sahip malzemeleri içermektedir. Reçineli matriks seramik materyaller, istenilen özellikleri elde etmek amacıyla yüksek sıcaklıklarda pişirilerek işlenen metal olmayan inorganik malzemelerdir. ADA Diş Prosedürleri ve İsimlendirme Kodunun 2013 yılı güncel tanımlanmasında porselen / seramik terimini "*porselenler, camlar, seramikler ve cam*

seramikler dahil olmak üzere ağırlıklı olarak inorganik ısıya dayanıklı bileşenler içeren preslenmiş, fırınlanmış, parlatılmış veya frezelenmiş materyaller" olarak değiştirmiştir. Bu sayede ağırlıklı olarak % 50'den fazla ısıya dayanıklı inorganik bileşik içeren seramik benzeri rezin matriks seramikler sınıflamaya dahil edilebilmiştir.¹⁸

Reçine matriks seramik bileşim içerik oranları büyük ölçüde değişir, ancak bunlar CAD / CAM için özel olarak formüle edilmiştir. Reçine matrisli seramik malzemeler, inorganik bileşimlerine göre üç alt gruba ayrılmaktadır.

1-Rezin Nanoseramikler

2-Rezin Matriks Cam Seramikler

3-Rezin Matriks Zirkonya Silika Seramikler

2.3.3.1. Rezin Nano Seramikler

Mevcut çalışmalar, materyali oluşturan atomların boyutları küçüldükçe materyalin yeni özellikler kazandığını, yapı elemanları nano boyutlara kadar indirildiğinde ise materyalin fiziksel ve kimyasal özelliklerinin değişebildiğini bildirmiştir.³⁰

3M ESPE firmasının Lava Ultimate blokları, yüksek oranda çapraz bağlı bir polimerik matris yapısında nanoseramik parçacıklar (nanomer ve nanoküme parçacıkları) içerdiğinden “rezin nano seramik” (Resin Nano Ceramic-RNC) olarak tanıtılmıştır. Lava Ultimate, 20 nm çapında silika nanomerler ve 4 ila 11 nm çapında zirkonya nanomerler içermektedir. Organik kısmını bisphenol-A diglycidylether methacrylate (Bis-GMA), urethane dimethacrylate (UDMA), bisphenol ethoxylated bisphenol-A dimethacrylate (Bis-EMA), triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA) monomerlerini içeren rezin matriks oluşturmaktadır. Rezin matrise yüksek oranda seramik partiküllerinin (ağırlıkça yaklaşık %80) eklenebilmesi partiküllerin nano boyutlarda olması kaynaklıdır. Materyal, özel bir ısıtılma işlem sürecinden geçtikten sonra kürlenmesi tamamlanmış olur böylece frezelenmekten sonra nihai restorasyonun ek fırınlanma ihtiyacı ortadan kalkar. Kompozit malzemelere kıyasla daha yüksek değerlerde bükülme direncine (200 MPa) sahiptirler. Bir matris olarak

polimerik rezin, kompozitlerin sahip olduğu kırılma direncini arttırma özellikleri ile materyale katkıda bulunur. Yüksek seramik içeriğine sahip olmasına rağmen, bu malzemenin kullanım alanı olarak sadece inleyler, onleyler ve veneerler uygun gösterilmektedir.³¹

GC firması tarafından 2014 yılında piyasaya sürülen Cerasmart (CES), bir diğ er rezin nano seramiktir. Ağırlık olarak %71'ini 20 nanometre ç apında silika, 300 nanometre ç apında baryum cam nano doldurucuları iç eren inorganik yapı oluşturmaktadır. Organik yapıda Bismethacryloxypolyethoxyphenyl propane (Bis-MEPP), UDMA ve dimethacrylate (DMA) bulunmaktadır. Üretilen restorasyonların kenar uyumları oldukça başarılıdır ve diğ er rezin matriks seramik materyallere göre yüksek bükülme direncine sahiptir. CES (GC, Japonya) endikasyonları; inley, onley, veneer, kron ve implant destekli tek kron restorasyonlardır.³²

Rezin nano seramiklerin elastisite modülü dentinin değ erlerine yakındır, bükülme dirençleri ve cam seramiklere göre kırılma dayanımları ise daha yüksektir. Bu özellikleri sayesinde minimal redüksiyonlar yeterli olmaktadır. Ayrıca bu seramik grubunun cam seramiklere göre karşı dişte daha az aşındırma özelliğı ve fırınlanmaya ihtiyaç duymama gibi avantajları da vardır.³³

2.3.3.2. Rezin Matriks Cam Seramikler

Seramik materyallerin optik ve mekanik özellikleri oldukça iyi olmasına rağmen restorasyon teslimi sonrası tamir işlemleri oldukça zordur. Kompozit materyallerin ise tamir ve modifikasyonları kolay olmasına rağmen mekanik özellikleri seramiklere göre daha düşüktür. Kompozitlerin elastik modülü değ erleri dentine, seramiklerin elastik modülü değ erleri ise mineye yakındır. Bu özellikler araştırmacıları her iki grubunun avantajlarının birleştirildiğı yeni bir materyal grubunu üretmeye yöneltmiştir.³⁴

Üretici firma tarafından Polimer İnfiltr Rezin Seramik (PICN) olarak tanıtılan Enamic (Vita, Almanya) materyali, rezin esaslı kompozitlerin dentine benzer elastik modül özelliğı ile seramiklerin estetiğini birleştirmektedir. Yapılan mikroyapısal analizler PICN'lerin, birbirine bağı ağırlardan (seramik ve polimer) oluşan hibrit bir materyal olduğunu bildirmektedir. Seramik ağı yapısı, feldspatik orijinli bir lösit esas fazdan ayrıca güçlendirme bileşeni olarak işlev görebilen küçük bir kristal hâlinde zirkonyadan

oluşmaktadır.³⁴ Bu materyalin üretim aşamasında ilk olarak önceden sinterlenmiş poröz feldspar seramik üretilmektedir. Daha sonra ise bu poröz seramik ağa kapiller hareket ile rezin infiltre edilmektedir. Rezin infiltre edilmeden önce seramik ağ yapısı bir bağlayıcı ajan ile şartlandırılmaktadır. Böylece polimer ağı interpenetre şekilde ağ sistemi oluşturmak için seramik ağ ile kimyasal olarak çapraz bağ oluşturmaktadır. Kimyasal olarak şartlandırılmış poröz inorganik ağı yapı, kapiller hareket ile çapraz bağlı polimerlerle (UDMA, TEGDMA) infiltre edilmektedir. Isı ile polimerizasyon uygulanarak, polimer infiltre seramik ağ oluşumunu sağlayan polimer ağı meydana getirmektedir. Feldspatik seramik ağ; ağırlığının yaklaşık %86'sını, hacminin %75'ini, polimer ağ ise ağırlığının %14'ünü, hacminin %25'ini oluşturmaktadır. Bu çift ağ yapısına sahip olması sayesinde çatlak ilerlemesi durdurmaktadır. Seramik ağ yapısının içeriği; SiO₂ (%58-63), Al₂O₃ (%20-23), Na₂O (%6-11), K₂O (%4-6), B₂O₃ (%0,5-2), CaO (<%1), Zr₂O (<%1) oluşmaktadır. Polimer ağ yapısı ise UDMA ve TEGDMA içeriğinden oluşmaktadır.³⁵

Enamic (ENA) materyalinin avantajları; düşük kırılma özelliği göstermesi, çatlak/kırık olmadan ince bölgelerde şekillendirebilme (millenebilme) imkânı vermesi, geleneksel seramiklere kıyasla daha yüksek elastikiyet modülüne sahip olması, restorasyonların elmas frezlerle millenebilmesi ve daha az millenme süresine sahip olmasıdır. İnley, onley, laminate veneer, ön ve arka bölgede kuron materyali olarak kullanım endikasyonları vardır. Nano seramikler ve rezin matriks zirkonya- silika seramiklerden farkları cam matriks içeriklerinden dolayı asitlenebilirler.¹⁸

2.3.3.3. Rezin Matriks Zirkonya-Silika Seramikler

Shofu Block HC, Shofu ve MZ100 Block, Paradigm MZ-100 Blocks, 3M ESPE bu seramik grubuna ait bloklardır.

Shofu Block HC ağırlık olarak %60 oranından fazla inorganik komponent (silika tozu, zirkonyum silikat) ve organik matriks (UDMA, TEGDMA) içeriğine sahiptir. Bükülme direnci 191 MPa, elastik modülü ise 9,5 GPa değerinde olduğu bildirilmiştir. Bu CAD/CAM materyali, estetik bir anterior restorasyondan, dayanıklı posterior restorasyona

kadar, minimal invaziv inleyler, onleyler, ön ve arka dişler için kuronlar ve implant destekli restorasyonlar da dahil olmak üzere geniş kullanım alanına sahiptir.³⁶

Paradigm MZ-100 Blocks (3M ESPE, Seefeld, Almanya) bu materyal grubunda bulunan diğer bir örnektir. %85 ultra ince zirkonya-silika seramik partiküllerinin (0,6 µm'lik küresel şekilde) bisfenol A glisidil metakrilat (bisGMA), TEGDMA polimer matriksi ve patentli bir başlatıcı sistemi içine gömülü olan kompozit materyallerdir.¹⁸

2.4. Eklemeli Üretim İle Elde Edilen Dâimi Kron Materyali

VarseoSmile Crown Plus (BEGO, Almanya)

Ağız ortamında dâimi kron olarak kullanılan materyal özellikleri yüksek gereksinimlere sahiptir. Dâimi restorasyonlar, hem yüksek mekanik strese hem de ağız boşluğunda bulunan çeşitli kimyasal işlemlere dayanabilen materyallerin kullanımını gerektirir. Aşınma süresi boyunca hiçbir zararlı madde açığa çıkmamalı ve bakteri birikimini (plak) önlemek için materyal pürüzsüz bir yüzeye sahip olmalıdır. Bunlara ek olarak hassasiyeti yüksek, pratik ve ekonomik bir üretim metoduna sahip olmalıdır.³⁷

Şubat 2020'de piyasaya sürülen VarseoSmile Crown Plus (BEGO, Almanya) materyali tek üye dâimi kron, inlay ve onlay restorasyonlarında kullanılan üç boyutlu yazıcılar için üretilen reçinedir. VarseoSmile Crown Plus (VSC) restorasyonlar self-adhesive rezin simanlarla (örn., RelyX Unicem; 3M, Almanya) veya ayrı bir primera sahip siman sistemleriyle (örn. Variolink Esthetic DC ve Monobond Plus; Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) simante edilir. VSC hibrit malzemenin 7 rengi mevcuttur (A1, A2, A3, B1, B3, C2, D3).³⁸

2.5. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM)

Diş hekimliğinde CAD/CAM sistemi; Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD) ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAM) olmak üzere iki ayrı bileşenden oluşmaktadır. Bilgisayar

yazılımları ve bilgisayar kontrollü donanım yardımı ile ürünlerin tasarımı ve üretimi yapılmaktadır. Her iki unsur da esastır ve etkili bir üretim sistemi için elektronik veri alışverişi aracılığı ile birbirine bağlanmaktadır. Bir mühendislik çizimi CAD, tasarımın oluşturulması, analizi, modifikasyonu ve optimizasyonu için bilgisayar sistemlerinin kullanımı olarak tanımlanır.³⁹ Bu tasarım süreci, özel CAD yazılımı tarafından yapılmaktadır. Tasarım, materyal seçimi ve ürünün imalatı için gerekli olan boyutsal düzenlenmelerle ilgili özel bilgileri taşımaktadır. Daha sonra bu bilgiler üretim sürecinden önce baskı taslağı olarak ve analitik amaçlar için kullanılabilir. Final tasarım ise düzenlemeler sonucunda CAM'a aktarılabilir. Üretim teknolojisi CAM, üretim süreci sırasında otomasyonu programlamak için bilgisayar yazılımının kullanımı olarak açıklanmaktadır.³⁹ Kapalı sistemlerde; tarayıcı, yazılım ve donanım üniteleri bir arada yer almaktadır ve üretim işlemleri sırasında seçim yapılma imkânı yoktur. Açık sistemlerde ise durum bunun tam tersidir. Açık sistemler, farklı donanımlar içinden ve farklı üretim merkezleri arasından seçim yapma imkânı sunmaktadır. Açık sistem yapısının kullanımına geçiş, diş hekimliği pratiğinde önemli bir adım olmuştur. Çünkü açık sistemlerin kullanılmasıyla intraoral tarayıcı, model sayısallaştırıcı (tarayıcı), manyetik rezonans görüntüleme (MRG), ultrasonografi (USG) ve bilgisayarlı tomografi (BT) gibi kaynakları kullanılarak veri toplama açısından büyük bir esneklik sağlanmıştır.⁴⁰

2.5.1. Tarihçe

18. yüzyılda sanayi devrimi ile birlikte üretim yapısında ve ülkelerin ekonomilerinde büyük ve köklü değişiklikler yaşanmıştır. Bu döneme kadar bütün üretim sistemleri el ile kontrol edilmekteydi. Bu dönemde el ve beden gücü ile gerçekleşen üretim, yerini buharlı makinelerle bırakmıştır. 19. Yüzyılda II. Sanayi devriminin yaşandığı dönemde ise, üretim sistemlerinde elektrik kullanımı başlamış sonrasında da yaygınlaşmıştır. Ayrıca bu yıllarda Henry Ford'un önderlik ettiği bant üretim sistemi hayata geçmiştir.⁴¹ 1948 yılında Frank L. Sluten ve John L. Pearson üretim teknolojisinde çok önemli yeri olan sayısal kontrollü Numerical Control (NC) tezgahlarını icat etmişlerdir. Bugün Computer Numerical Control (CNC) olarak bilinen makinenin atası bu icat olmuştur. Üretim teknolojilerinden CNC sistemi, makineler üzerine monteli bir bilgisayar aracılığı ile programlanarak işlem yapılan tezgahlardır.⁴²

İlk olarak CAD 1960'ların başında Dr Ivan E. Sutherland tarafından şematik çizimlerde ve taslak oluşturma prosedürlerinde mühendislik alanında yardımcı metod olarak tanıtılmıştır.⁴³ Dijital üretim parçası olan CAD yazılımının önceki jenerasyonları yalnızca 2 boyutlu (2B) taslak oluşturma prosedürlerine uygundu. Renault'dan Casteljau ve Beizier tarafından 1960'ların sonuna doğru geliştirilme sürecinden sonra 3 boyutlu (3B) CAD yazılıma uygun hale getirilmiştir. Onların 3D eğrileri ve yüzey geometrisi ile ilgili yaptıkları çalışmalar, günümüzde 3D CAD yazılımının temelini oluşturmaya devam etmektedir. CAD sisteminin geliştirilmesi ile bağlantılı olarak, CAM yazılımı 1970'lerde Dr. Patrick J. Hanratty tarafından piyasaya sürülmüştür. Ancak teknolojiye son gelişmeler, tasarımdan imalata kadar olan süreçlerde detaylı üç boyutlu (3B) tasarımın ve CAM'ın tüm mühendislik sürecinde CAD ile birleştirilmesi gerekliliğini ortaya çıkarmıştır.⁴³

Diş hekimliği alanındaki CAD/CAM teknolojisinin ilk uygulaması 1970'lerin başında dental CAD/CAM teknolojisinin öncülerinden olan Duret ve Preston tarafından başlatılmıştır.⁴⁴ Ticari olarak ilk dental CAD/CAM sistemi intraoral olarak alınan optik ölçü ile fonksiyonel şekilli tek üye restorasyonların üretimi Duret tarafından gerçekleştirilmiştir. Daha sonra bu sistem geliştirilerek Sopha (Sopha, bioconcept, Fransa) sistemi adı altında literatürde yer almıştır.^{44,45} Bu sistem karmaşık olması ve maliyeti nedeni ile yaygınlaşamamıştır.⁴⁶ Duret sistemine dayanan yeni bir dental CAD/CAM sistemini geliştirebilme çabaları yetmişli ve seksenli yıllarda devam etmiştir.⁴⁷ Sonraki yıllarda ise Moermann, elektrik mühendisi arkadaşı Brandestini ile birlikte CAD/CAM sistemini geliştirmek için çeşitli çalışmalar yapmıştır. Klinikte hazırlanan inley kavitenin dijital olarak ölçüsü, ağız içi kameraları kullanılarak alınmış ve bir restorasyon tasarımı yapılmıştır. Seramik blok frezelemesi ile kaviteye uygun inley restorasyon üretilmiştir. Bu sayede tek seansta istenen restorasyonları hazırlamak mümkün hale gelmiştir.⁴⁸ Bu sistem bilgisayar destekli Ceramic Reconstruction olarak isimlendirilmiş ve günümüzde bilinen adı ile CEREC (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics) sistemi oluşturulmuştur.⁴⁹

Bir diğer CAD/CAM sistemi ise Anderson tarafından geliştirilmiş olan Procera sistemidir.⁵⁰ 1980'li yıllarda titanyumun zor olan hassas dökümü sebebiyle spark erozyon ile titanyum kopinglerin üretilmesi ve CAD/CAM sistemi sayesinde restorasyonların hazırlanmasında faydalanılmıştır.⁵¹

Günümüzde CAD/CAM sistemleri ile inley, onley, laminate veneer, bölümlü kuron, tam kuron ve köprü sistemleri, hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları, implant cerrahisi sırasında kullanılan stentlerin tasarlanıp üretimi gerçekleştirilmektedir. Bu sistemler ayrıca çene yüz protezlerinin hazırlanmasında, kron-köprü ve hibrit protezlerin alt yapı tasarımı ve implant destekli protezlerde dayanak olarak da kullanılmaktadır.^{52,53}

2.5.2. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

Üretim teknolojilerinden CAD/CAM sistemleri kullanılarak çalışma yöntemlerinin kolaylaştırılmasının yanı sıra daha yeni ve daha iyi materyallerin kullanılması olası hale gelmiştir.^{54,55} Geleneksel ölçü yöntemleri elimine edilerek, doğal diş formunda ve en önemlisi daha uyumlu restorasyonların üretilmesine olanak tanımıştır. Hekim ve hasta açısından zaman tasarrufu sağlanmıştır. Bu sayede daha iyi kenar uyumu ve mekanik direnç sağlayan, yüzey kalitesi daha iyi olan restorasyonların yüksek estetik özellikler ile daha kısa sürede üretilmesine olanak tanımıştır.⁵⁶ Üretim teknolojilerinden CAD/CAM dental laboratuvar aşaması açısından bakıldığında da büyük avantajları vardır. Bu teknoloji ile daha kısa sürede, hataları minimuma indirerek daha yüksek kalitede otomatik fabrikasyon üretimi sağlamaktadır. Ayrıca, indirekt restorasyon üretimindeki, çapraz kontaminasyon nedeniyle meydana gelebilecek enfeksiyon tehlikesini azaltmaktadır.⁵⁷ Tek seansta üretimin yapılabilmesi, zaman kazandırmanın yanında geçici restorasyon ihtiyacını da ortadan kaldırarak iş gücü tasarrufu ile maliyet etkinliği de sağlamaktadır.⁵⁸ Kuron ve köprü protezlerinin üretimi için CAD/CAM teknolojisinin avantajları; yeni materyallerin uygulanması, iş gücünün azalması, maliyet etkinliği ve kalite kontrol kolaylığı olarak özetlenebilir.⁴⁵

2.5.3. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

Üretim teknolojilerinden CAD/CAM sistemleri bir çok yeni sistem geliştirilmesine rağmen hala ekonomik açıdan yüksek bir uygulama olması sistemin dezavantajıdır. Monokromatik bloklardaki renk çeşitliliğinin az olması nedeniyle beklenen estetik görünümün sağlanamaması sorunu renk çeşitliliğindeki artış ile elimine edilmiştir. Diğer bir sorun ise subgingival basamakların optik kameralar ile görüntülerinin kaydedilmesindeki zorluklardır. Bu durum ise iyi bir retraksiyon ile basamakların açığa çıkarılma zorunluluğunu getirmektedir.⁵⁶

Üretim teknolojisi CAD/ CAM sistemi üç temel basamaktan oluşmaktadır:⁵³

1. Bilgisayarlı yüzey taraması (CSD) ile verilerin aktarılması ve kaydedilmesi
2. Restorasyonların bilgisayar aracılığıyla üç boyutlu tasarlanması (CAD)
3. Restorasyon üretimi (CAM)

2.5.4. Tarama (CSD)

Ağız içi ve ağız dışı (laboratuvar ortamında) tarayıcılar aracılığıyla elde edilen veriler bilgisayara aktarılarak programlar üzerinden sanal bir model oluşturulur.⁵⁹

Ağız içi kameralar optik tarayıcılardır, fotoğraf çekimi ve video kaydı ile verileri elde edebilenler olarak ikiye ayrılmaktadır. Dentisyonun bireysel görüntüsünü kaydederek çalışan tek görüntü kameralarına; CEREC, Itero (Align Technology), PlanScan (Planmeca), CS 3500 (Carestream Dental LLC) ve Trios (3 Shape) örnek olarak verilebilir. Video kaydı yöntemi ile görüntü alan ikinci gruba True Definition (Lava), Apollo DI (Sirona) ve OmniCam (Sirona) örnek olarak verilebilir. Bu sistemlerin arasında kullanım prensibi, ışık kaynağı, kayıt, titanyum dioksit pudra gerekliliği açısından farklılıklar bulunmaktadır.⁶⁰ Geçmiş yıllarda bu cihazları kullanarak ölçü almak, sistemin hassasiyeti açısından sorgulansa da, günümüzde bu tekniğin güvenilirliği yapılan çalışmalar ile kanıtlanmıştır.⁶¹ Hızlı ve yüksek çözünürlükte veri sağlayan optik tarayıcıların çoğu harekete duyarlıdır ve bu nedenle hastanın ufak bir hareketi ile hatalı verilerin oluşumuna neden olabilmektedir.⁵³

Laboratuvar tarayıcıları mekanik veya optik tarayıcılardan oluşmaktadır. Mekanik tarayıcıların uç kısımlarındaki pin, iğne ya da küre aparatı ile tarayıcının dişe göre pozisyonu korunur ve hastadan alınan ölçü ya da ölçüden elde edilen model taramasında kullanılır.⁶² Triangulasyon prosedürü ile üç boyutlu olarak yapıların görüntüsü elde edilmektedir.^{53,63} Optik tarayıcılar harekete oldukça duyarlı mekanizmalardır. Hasta ya da hekimin herhangi bir hareketi hatalı şekilde görüntü elde edilmesine neden olabilmektedir.⁶⁴

2.5.5. Tasarım (CAD)

Bilgisayar ekranında üç boyutlu şekilde sanal dental restorasyonlar tasarlamak için çeşitli yazılım programları mevcuttur. Kullanıcılar sistemde bulunan otomatik olarak tasarlanan restorasyonları seçebileceği gibi bir çok özelliği modifiye ederek yeni tasarımlar da üretebilmektedirler. Veri toplama sistemlerindeki gibi yazılım programları da genellikle CAD/CAM sistemlerine özeldir ve çoğunlukla sistemler arasında değiştirilemez. Restorasyon tasarımı sonrası, CAD yazılımı sanal olarak oluşturulan modeli belirli bir komut setine dönüştürür ve tasarlanan restorasyonun üretimini yapan CAM ünitesini çalıştırır.⁵³

2.5.6. Üretim (CAM)

Tasarımı yapılan restorasyonun seçilen materyalden üretilmesi işlemidir. Bloklardan frezler ve diskler aracılığı ile eksiltme yapılarak restorasyonların elde edilmesine “*subtraktif yöntem*” adı verilir. Başarılı bir yöntem olmasına rağmen fazla miktarda materyal kaybı meydana gelmektedir. Bu malzeme kaybı sorununa çözüm getirmesi amacıyla “*ekleme yöntemi*” sistemleri geliştirilmiştir. Seçici lazer sinterizasyonu ekleme yöntemi olarak sıkça tercih edilen üretim metodudur. Prefabrike bloklardan kazıma yapmak yerine metal veya seramik toz havuzundan homojen tabakalar halinde katmanlı şekilde eklenerek sinterize edilmesi ile restorasyonlar üretilmektedir. Her iki yöntemin de kullanılabildiği CAD/CAM sistemleri mevcuttur.⁵³

Milleme eksenine göre üç ayrı kategoride freze cihaz çeşitleri mevcuttur.⁶³

- 3 eksenli frezeleme cihazı üç uzaysal düzlem (X-, Y- ve Z- değerleri) üzerinde hareket derecelerine sahiptir. Materyal alt bölümlerinin frezelemesi, eksenle yaklaşma ve uzaklaşmalar mümkün değildir. Dental bölgede bu özelliğe sahip cihazlar iç ve dış işleme esnasında bileşeni 180 derece döndürebilir. Kısa frezeleme süresi ve üç eksenli olması nedeniyle basitleştirilmiş kontrol avantajlarına sahiptirler. Örnek: Inlab (Sirona, Almanya), Lava (3M ESPE, Almanya), Cercon brain (DeguDent, ABD)
- 4 eksenli frezeleme cihazında üç uzaysal eksen ve bir rotasyonel gerilim köprüsü bulunmaktadır. Bu cihaz ile, geniş bir dikey yükseklik mesafesi olan köprüler normal

kalıp boyutlarına ayarlanabilir ve bu sayede malzeme ve frezeleme süresinden tasarruf sağlanmış olur. Örnek: Zeno (Wieland-Imes, Almanya)

- 5 eksenli frezeleme cihazı üç uzaysal eksen, rotasyonel gerilim köprüsü ve frezeleme milinin rotasyonel hareketlerine sahiptir. Bu cihaz sayesinde karmaşık yapıların alt bölümlerinin frezelenmesi ve yakınlaşmalar mümkündür. Örnek: Everest Engine (KaVo, Almanya).

Milling işleminin iki çeşidi vardır:

- Kuru işlem: Düşük ön sinterleme derecesine sahip zirkonyum oksit blokları için kullanılmaktadır.
- Islak işlem: Milleme frezleri özellikle tüm metalleri ve cam seramik materyalleri yüksek ısının hasarına karşı korumak için soğuk sıvı spreyi ile kullanılmaktadır.⁶³

CAD/CAM malzemesi farklı yoğunluk aşamalarında işlenebilir:

- Yeşil durum işlemi: Blok ısıtılma maruz bırakılmış ve ön sinterleme işleminin gerçekleşmediği durumda meydana gelir. Materyal yumuşaktır ve karbit frezler ile işlenmesi kolaydır ayrıca soğutma gerektirmez. Yeşil durum işlemindeki problem, materyalin düşük kararlılığa sahip olması ve fırınlama sonrası %5 lineer büzülme nedeniyle oluşan açık gözenekli yapısıdır. Zirkonyum oksit için yeşil durum işlemi uygulanmamaktadır.
- Beyaz durum işlemi: Blok ısıtılma maruz bırakıldığında ve önceden sinterlenmiş olduğunda gerçekleşir. Bu nedenle daha fazla kararlı bir yapı sergilemektedir ve büzülmenin %5'i önceden sinterleme işlemi nedeniyle gerçekleşmiştir. CAD/CAM materyalleri karbit frezlerle soğutma olmaksızın ve elmas frezlerle ise soğutmalı şekilde frezelenir.⁶³

Üretim teknolojilerinden CAD/CAM sistemleri; hasta başı (chair-side) sistemleri, laboratuvar (in-lab) sistemleri ve merkezi üretim yöntemine sahip sistemler olmak üzere üretim alanlarına göre üç gruba ayrılmaktadır:^{63,65}

1. Hasta başı (chair-side) sistemleri: CAD/CAM sisteminin tüm basamakları hasta başında yapılarak, restorasyon üretimi ve hastaya teslimi tek seansta gerçekleştirilir. CEREC (Sirona Dental Systems GmbH, Almanya) ve E4D (Planmeca, Teksas) sistemleri bu gruba örnek olarak gösterilebilir.⁶³
2. Laboratuvar (in-lab) sistemleri: Hastadan alınan ölçünün ya da ölçüden elde edilen alçı modelin taranması sonucunda restorasyonun üretiminin yapıldığı sistemlerdir. CEREC inLab (Sirona, Almanya), DCS Preci-fit (DCS Dental AG, İsviçre), Zeno Tec System (Wieland, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), Cercon (Dentsply, İngiltere) sistemleri bu gruba örnek olarak gösterilebilir.^{63,66}
3. Merkezi üretime sahip sistemler: Modellerin taranması ile elde edilen veriler, internet yoluyla üretimin yapılacağı merkeze gönderilir. Hazırlanan alt yapılar tabakalama işleminin uygulanabilmesi adına laboratuvara tekrar gönderilir. Alt yapıların aynı merkezde üretilmesi ile standardizasyon ve optimal kalite kontrolü sağlanır. Procera (Nobel Biocare, İsviçre) ve LAVA (3M ESPE, Almanya) sistemleri bu gruba örnek olarak gösterilebilir.^{63,67}

2.6. Üretim Teknolojileri

2.6.1. Eksiltmeli Üretim

Eksiltmeli üretim; istenilen geometriyi elde etmek için torna, matkap, frez gibi kesici takımların kullanıldığı üretim yöntemidir. Üretim teknolojilerinden CAD/CAM’de tasarım ve üretim bilgisayar kontrolü ile meydana gelir. Üretim malzeme bloğuyla başlar ve makine istenmeyen parçaları aşındırarak üretimi gerçekleştirir.⁴⁰

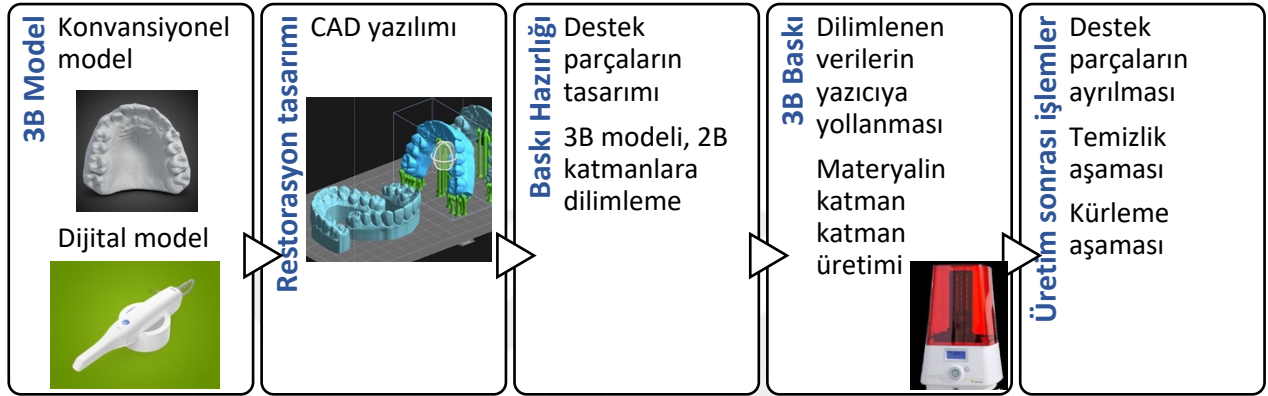
Bilgisayar destekli nümerik kontrol cihazında (CNC) bu blokların kazıma işlemi restorasyonun tasarım dosyasındaki veriler kullanılarak gerçekleşmektedir. Diş hekimliği alanında kullanılan CNC cihazları genellikle en az 3 en fazla 5 eksenlidir. Bu yöntemin en önemli dezavantajı artık materyal miktarıdır.⁵⁴

2.6.2. Eklemeli Üretim (3 Boyutlu Yazıcılar)

Eklemeli üretim, Amerikan Test ve Malzeme Kurumu (American Society for Testing and Materials) tarafından şöyle tanımlanmıştır: “3 boyutlu model verilerinden cisimler oluşturmak için kullanılan, katman üstüne katman şeklinde eksiltmeli üretim metodolojilerinin aksine malzemelerin birleştirilmesi işlemidir”.⁶⁸ Eklemeli üretim teknolojisi ile hayatımıza giren 3 boyutlu yazıcıların gelişimi, Dr. Kodama ile başlamıştır. Dr. Kodama, bulduğu teknik ile 1980 yılında patent başvurusunda bulunmuştur. Fakat çeşitli nedenlerle patent başvurusu kabul edilmemiştir.^{69,70} Charles Hull ise; 1986 yılında, 3 boyutlu nesnelerin üretilmesi için kullanılan, stereolitografi tekniğinin patentini almıştır (Hull, Charles W. “Apparatus for production of three- dimensional objects by stereolithography.” United States Patent, Appl., No. 638905, Filed 1984). Hull, aynı yıl 3D sistemler şirketini kurmuştur ve Standart Mozaikleme Dili (Standard Tessellation Language, STL) denilen verileri içeren dosya formatını geliştirmiştir.⁷¹

Dijital STL, CAD yazılımı ile 3 Boyutlu yazıcılar arasındaki veri aktarımını sağlayan dosya formatıdır. Dosya formatı, katı modellerin yüzeyini üçgenler ile ifade etmektedir. “Stereoli- tography Apparatus” olarak adlandırılan ilk yazıcıdan sonra; 1988 yılında 3D sistemler şirketi, SLA-250 adını verdikleri ticari açıdan ulaşılabilir ilk 3 boyutlu yazıcıyı tanıttılar.⁷¹ 1989 yılında Scott Crump eriyik yığma modelleme metodu ile üç boyutlu nesneler oluşturabilen bir cihazın patentini aldı ⁷¹(Crump SS. U.S. Patent No. 5,121,329. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office 1992.) 1991 yılında stereolitografi tekniğiyle ilk medikal uygulama Viyana’da, maksillofasiyal cerrahi kliniğinde gerçekleştirildi.⁷² Massachusetts Institute of Technology (MIT) 1993 yılında, 2 boyutlu yazıcılardaki inkjet teknolojisini kullanarak yeni bir teknoloji geliştirdi ve buna 3 boyutlu yazıcı adını verdi⁷¹(Sachs EM, Haggerty JS, Cima MJ, Williams PA. Three- dimensional printing techniques. U.S. Patent 5,204,055, April 20, 1993). Adrian Bowyer ise, 2005 yılında kendi kendini kopyalayan Replicating Rapid (REPRAP) adındaki cihazı icat etti.^{73,74} REPRAP; kendi bileşenlerini aynı şekilde oluşturabilen, genel amaçlı üretime olanak sağlayan ilk 3 boyutlu yazıcıdır.⁷⁴

Kabaca tanımlanacak olursa; 3 boyutlu baskı, sanal ortamda tasarlanmış 3 boyutlu bir nesnenin katı formda basılması işlemidir. Baskı işlemini gerçekleştiren cihazlara ise 3 boyutlu yazıcılar denir. 3 boyutlu baskıda, birleştirme işlemi genellikle katman üzerine katman eklenerek gerçekleştirilmektedir. Eksiltmeli üretim teknolojilerinden temel farkı budur.⁶⁸



Şekil 2.3. 3B yazıcı ile üretimin aşamaları

2.6.3. Üç Boyutlu Yazıcı ile Üretimin Avantajları

1. Karmaşık ayrıntılara sahip (düzensiz oluklar, çukurlar), kişiye özel şekilde net biçimli ürünlerin üç boyutlu üretimine izin vermektedir. Ürün karmaşıklığı, tasarım aşamasının ötesinde ürüne ekstra maliyet katmaz.
2. İşlemler sırasında insan hatası minimuma inmektedir. Daha az üretim adımı nedeni ile daha az insan müdahalesi gerekmektedir.
3. Ürünlerin üretim zamanının dolayısıyla teslim süresinin kısılmasına imkân tanımaktadır.
4. Malzeme israfını ve enerji tüketimini en aza indirir. Geleneksel üretim araçlarının (driller) kullanımını ortadan kaldırmaktadır.
5. Pasif üretim yapılıır, frezeleme için kuvvet gereksinimi yoktur.
6. Eksiltmeli üretime kıyasla büyük nesneleri üretme kolaylığı sağlar.
7. Sayısallaştırılmış verilere dayalı ayrıntılı üretim (CT, MRI) ve tekrarlanabilirlik ile karakterize bir sistemdir.

2.6.4. Üç Boyutlu Yazıcı ile Üretimin Limitasyonları

Merdiven etkisi: Katman kalınlığı mümkün olan en küçük çözünürlüğe ayarlanmadıkça, eklemeli üretimin katman katman olan doğası, bitmiş ürün üzerinde bir merdiven etkisi bırakmaktadır. Katman kalınlığı minimum olarak ayarlandığında bu olumsuz durumun önüne geçilebilir ancak bu durum üretim sürecini önemli ölçüde artırmaktadır.⁷⁵

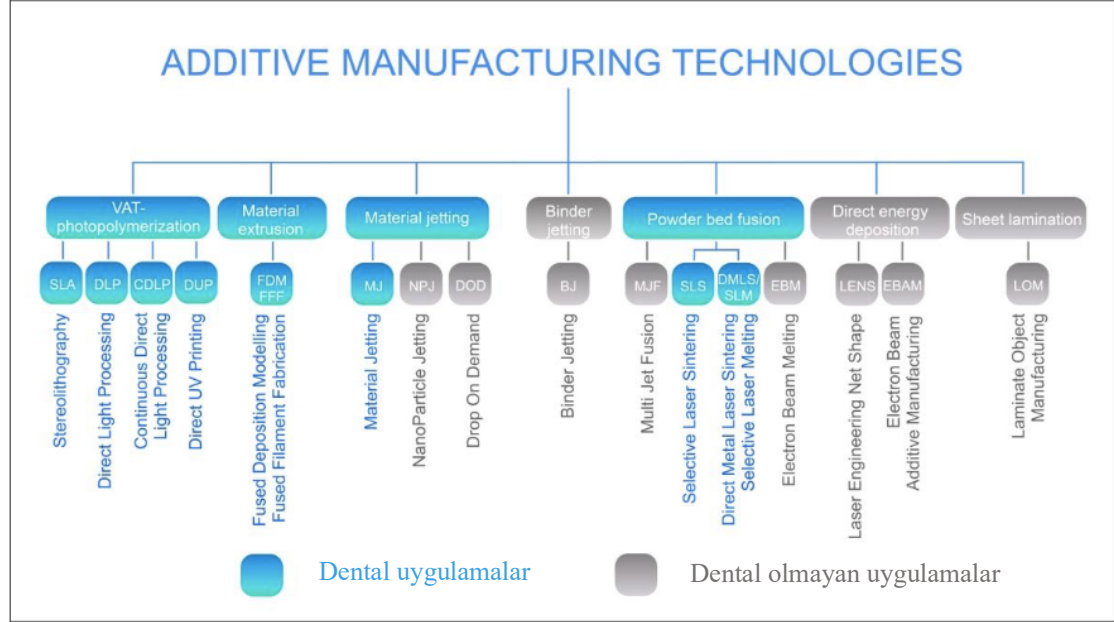
Seramik yapıların üretimi: Seramik yapıların (zirkonya ve alümina) üretimi için bazı ilerlemeler gerçekleşmiştir, ancak eklemeli üretim tekniği ile üretilen gözenekli yapılar, büzölmeye neden olacak kapsamlı bir son işlem gerektirmektedir. Bu nedenle, eksiltmeli üretimdeki homojen yapı henüz sağlanamamıştır.²⁶

Tekrarlanabilirlik: Üretim hızı ve doğruluğu artarken, birçok eklemeli üretim yapan makine hala belirli dental uygulamalar için gereken doğruluk veya tekrarlanabilir şekilde baskı yapamamaktadır.⁷⁶

Destek yapılara ihtiyaç: Üretim aşamasında gerekli destek yapılarının tasarımı eklenmesi ilave adımlar gerektirmektedir ve üretim yapıldıktan sonra bu yapılar uzaklaştırılmalıdır. Bu destek yapılar, üretim sürecinde tüm sarkan yapıları desteklemektedir.⁷⁷

Dental kullanım için özgünlük: 3B baskı teknolojisi diş hekimliği alanında hala gelişmeye devam ettiği için, şu anda piyasada mevcut olan birçok yazıcı, eksiltmeli üretimde olduğu kadar diş hekimliği uygulamaları için yeterli değildir.⁴⁵

2.7. Eklemeli Üretim Teknolojileri



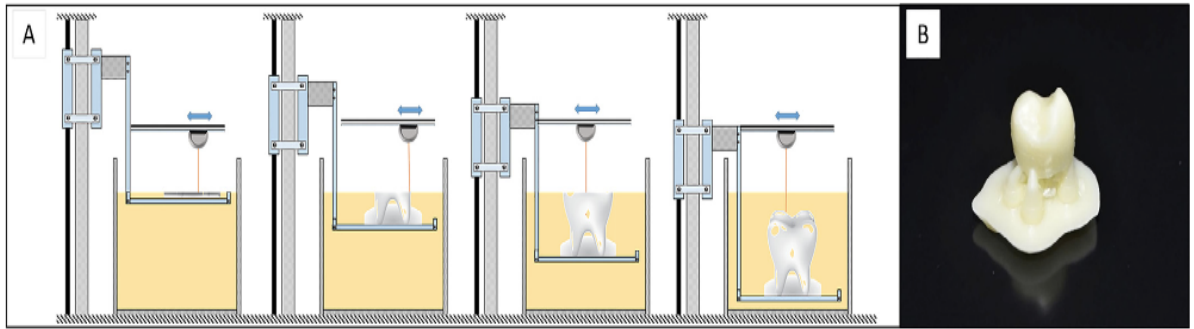
Şekil 2.4. Eklemeli Üretim Teknolojileri³⁷

2.7.1. VAT Fotopolimerizasyonu

2.7.1.1. Stereolitografi (SLA)

Stereolitografi (SLA) ilk defa 1986 yılında Charles W. Hull tarafından şu şekilde tanımlanmıştır: “Ultraviyole (UV) ışını ile sertleşen bir materyalin birbiri üzerine ince tabakalar halinde yığılmasıyla katı objelerin oluşturulması metodudur”. SLA ile üretim UV lazerin fotoreaktif reçineyi ince tabakalar halinde dondurmasıyla gerçekleşir.⁴⁰ SLA tekniğinde reçine ile dolu olan kazan içerisinde hareket edebilen bir tabla mevcuttur. Tabla polimerize edilecek olan reçinenin hemen altında yer almaktadır. Bilgisayarla kontrol edilen lazer ile sıvı reçine polimerize olduktan sonra yeni katmanların oluşturulması için tabla katman kalınlığı kadar aşağı inmektedir.⁷⁸ Her katmanın kalınlığını ifade eden z eksen çözünürlüğü yüksek çözünürlük gerektiren üretimlerde 50 µm veya daha az olacak şekilde ayarlanmaktadır. Standart veya daha düşük çözünürlük gerektiren ürünler için 200 µm veya daha yüksek değerlerde ayarlanmaktadır.⁷⁹ İlk katman polimerize olduktan sonra, platform

z eksen çözünürlük miktarı (yaklaşık 30- 200 mikron) kadar alçalarak sonraki katmanın kurlenmesi sağlanmaktadır. Üretilen materyal üzerindeki artık polimerize olmamış reçine parçaları bir çözücü (genellikle izopropil alkol ya da ethanol) ile temizlenir ve reçine tam polimerize olması için ultraviyole fırına yerleştirilmektedir.⁸⁰ UV lazer her katmanı ortalama 1-2 dakika sürede taramaktadır. Bir çalışma ortalama 6-12 saat sürmekte, büyük nesnelerin üretimi ise birkaç gün sürebilmektedir.⁴⁰ Yüksek kaliteli parçaları 10 µm kadar düşük bir hassasiyetle üretebilmektedir.⁸¹ Parça üretimi tamamlandığında fazla reçine boşaltılır ve tekrardan kullanılabilir. SLA teknolojisinde, z eksen çözünürlüğünü belirleyen sertleşme derinliği, foto-başlatıcı, ışına maruz kalma koşulları (dalga boyu, güç ve maruz kalma süresi/hızı), boyalar, pigmentler ve eklenen UV emiciler tarafından kontrol edilmektedir. Bu işlemler için ise tipik olarak UV lazerler veya UV LED'ler biçimindeki UV kaynakları kullanılmaktadır.⁷⁹

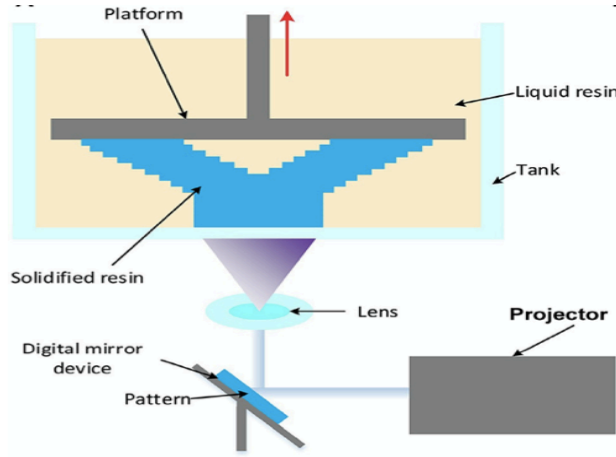


Şekil 2.5. SLA teknolojisi. (A) Katman katman üretim işlemleri (B) Destekler uzaklaştırılmadan ve parlatma işlemi yapılmadan önce SLA ile üretilmiş kuran

2.7.1.2. Dijital Işık İşleme (DLP)

Eklemeli üretim tekniklerinden biri olan dijital ışık işleme (DLP) teknolojisi, doğru 3B nesneler üretmek için sürekli olarak ince fotopolimerize reçine katmanları oluşturabilen bir dijital mikro ayna cihazı ve ultraviyole ışık kullanmaktadır.⁷⁹ DLP 3B baskı, minimum 50 µm boyutunda baskı yapabilen yüksek baskı çözünürlüğüne sahip bir üretim teknolojisidir. DLP 3B baskı, nesneleri küçük boyutlu ve yüksek hassasiyetle üretebilme avantajına sahiptir.⁸² Normalde, DLP sisteminde 3B baskı için serbest radikal ışığa duyarlı reçine kullanılmaktadır. Yüksek hassasiyetli parça üretimi, DLP 3B baskının en büyük avantajıdır. Ancak, yüksek hassasiyeti garanti edebilmek için projeksiyonun boyutları

sınırlıdır. Bu nedenle, DLP 3B teknolojisi ile yalnızca küçük boyutlu nesneleri yazdırabilir. DLP 3B yazıcı pahalı bir cihazdır. DLP 3B baskı teknolojisi yüksek hassasiyete sahip küçük boyutlu modeller yazdırabilmesi nedeniyle ağırlıklı şekilde kuyumculuk ve diş hekimliği alanlarında kullanılmaktadır.⁸³



Şekil 2.6. DLP teknolojisi

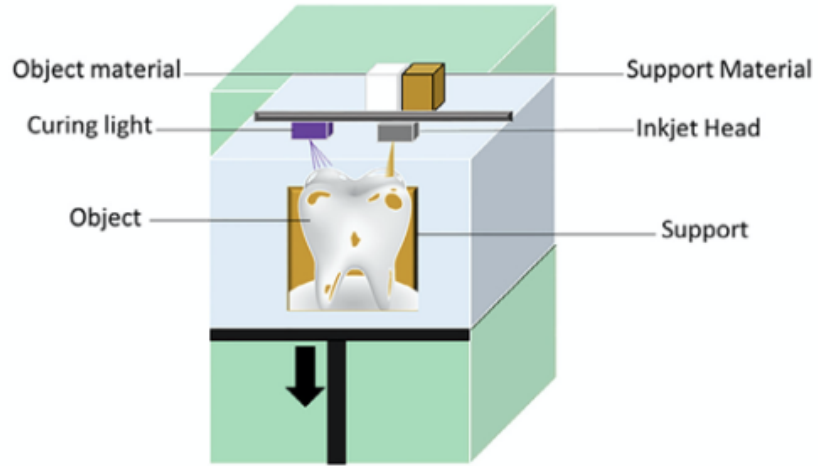
2.7.1.3. Likit Kristal Ekran (LCD)

SLA, DLP ve LCD baskı teknolojilerine sahip foto-kürleme 3B baskı teknolojilerinde, temel fark ışık kaynağı ve görüntüleme sistemleridir. DLP ve LCD 3B baskı teknolojisi arasındaki en temel fark görüntüleme sistemidir. LCD 3B baskı teknolojisinde, görüntüleme sistemi olarak likit kristal ekran kullanılmaktadır. Likit kristal ekrandaki çalışma prensibi, bir sıvı kristale bir elektrik alanı uygulandığında, moleküler düzeni değişime uğramakta ve ışığın geçmesini engellemektedir. DLP ve LCD 3B baskı teknolojisi arasındaki bir diğer temel fark ışık yoğunluğudur. Işık yoğunluğu, baskı hızını ve sertleşme derecesini belirleyen foto-polimerizasyon için önemli bir faktördür. Bu nedenle, yalnızca başlatıcı miktarı artırılırsa veya ışığa maruz kalma süresi uzatılırsa, DLP 3B baskı için kullanılan ışığa duyarlı reçine, LCD 3B baskıda da kullanılabilir.⁸⁴ LCD yazıcılar ucuzdur ve iyi çözünürlük seviyelerine sahiptir. Bununla birlikte, LCD'nin kullanım ömrü kısadır ve düzenli aralıklarla değiştirilmesi gerekmektedir. LCD 3B yazıcıların ışık yoğunluğu çok zayıftır, çünkü ışığın

%90'ı LCD ekran tarafından emilir ve yalnızca %10'u LCD ekrandan geçebilmektedir. Artık LCD 3B yazıcılar dış hekimliğinde rutin olarak kullanılmaktadır.⁸³

2.7.2. Sprey Baskı (Polyjet/Multijet)

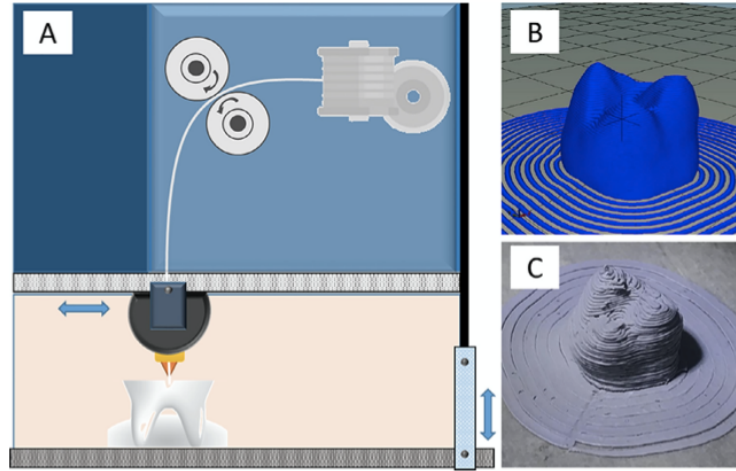
“PolyJet” ve “Multijet” olarak da isimlendirilen sprej baskı teknolojisinin patenti 2000 yılında bir Objekt şirketi tarafından alınmıştır. Sprej 3B baskı, birçok püskürtme ucu dizisi birlikte çalışarak modelleri yüksek kalite ve çözünürlükte yazdırabilmektedir. Yüzlerce, binlerce püskürtme ucu çalışırken platforma katman katman ışığa duyarlı sıvı reçine tabakası püskürtür, baskı düzeneği ise XY düzlemi boyunca hareket etmektedir. Işığa duyarlı reçine çalışma tablasına püskürtüldüğü sırada bir silindir püskürtülen reçinenin yüzeyini düz hale getirmekte ve UV lamba ışığa duyarlı reçineyi polimerize etmektedir. Reçinenin enjekte edilebilir olmasını sağlamak için püskürtmenin düşük viskoziteye ihtiyaç duyması nedeniyle reçinenin viskozitesi Sprej 3B baskı için önemlidir. Bu nedenle, düşük viskoziteli ve ısıtmalı püskürtme ucunun olması ön koşuldur. Sprej 3B baskı teknolojisinde, çok sayıda püskürtme ucu olduğu için farklı malzemeler püskürtülebilmektedir. Böylece, farklı malzemelerin, farklı renkli ve farklı sertlik gibi ihtiyaçlarını karşılayabilen çeşitli malzemeler aynı anda basılabilir. Şu ana kadar baskı teknolojileri içinde Sprej 3B baskı, çok renkli modelleri basabilen tek teknolojidir. Sprej 3B baskı, 16 µm'ye kadar düşük katman kalınlığı yazdırabilen çok yüksek doğruluğa sahip baskı teknolojisidir. Destek malzemelerinin eriyebilir veya çözülebilir olması nedeniyle, destek yapıların çıkarılması işlemi zarar görmeden ve kolayca yapılabilir. Bu nedenle, baskı modellerinin yüzeyleri oldukça pürüzsüzdür. Ancak Sprej 3B yazıcılar çok maliyetlidir. Malzemeler de oldukça pahalıdır ve düşük viskozite gereksinimi vardır. Sprej 3B baskı, yüksek işlem hassasiyeti gerektiren alanlarda kullanılmaktadır.⁸³



Şekil 2.7. Sprey Baskı teknolojisi

2.7.3. Eriyik Yığılma Modelleme (FDM/Fused Deposition Modelling)

EYM yazıcılarda; granül, plastik ya da tel filament gibi termoplastik materyaller kullanılmaktadır. Bu yazıcıların çalışma prensibi şu şekildedir: Solid nesneyi oluşturacak plastik ya da metal, materyal akışı için açıp kapanabilen yapıya sahip bir ekstrüzyon başlığına yönlendirilir. Bu başlık termoplastik materyali erime noktasının üzerindeki sıcaklıkta tutar. Başlık ısıtılır ve yazılım tarafından kontrol edilen mekanizma ile hem yatay hem dikey yönlerde hareket ettirilir. Küçük damlaların başlıktan çıkar çıkmaz donması ile tabaka oluşumu meydana gelir. İlk katmanın tamamlanmasından sonra platform aşağı hareket eder ve ekstrüzyon başlığı diğer katmanı oluşturmaya devam eder. Bu yöntemde model üretilirken destek malzemesi kullanılır ve destek malzemesi kullanabilmek amacıyla sisteme ikinci bir ekstrüzyon başlığı ilave edilmiştir.⁷⁸



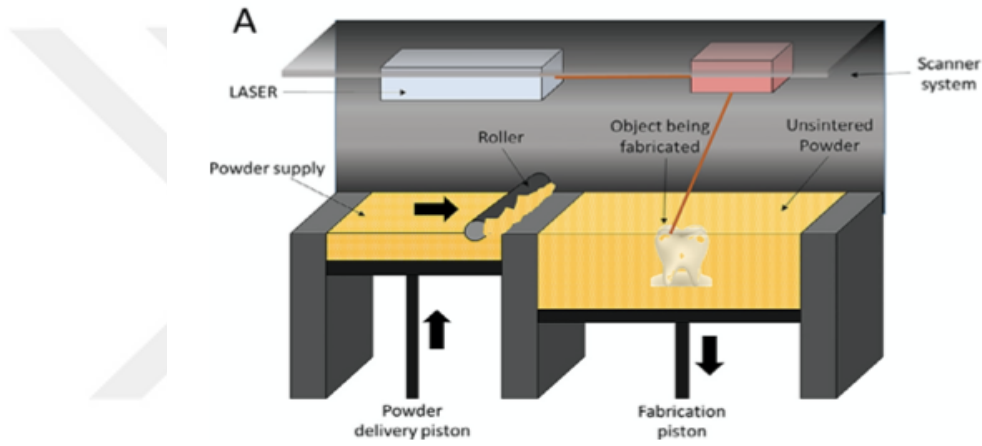
Şekil 2.8. Eriyik Yığılma Modelleme teknolojisi (A) FDM yazıcı (B) Kuronun CAD dosyası (C) Üretilmiş kuron formu

2.7.4. Toz Yatağı Füzyonu (Powder Bed Fusion)

Toz yatağı füzyonu üretim teknikleri seçici lazer sinterleme (SLS), doğrudan metal lazer sinterleme (DMLS), seçici lazer eritme (SLM) ve elektron ışını eritme (EBM) olarak dörde ayrılır.⁸⁵ Seçici lazer eritme (SLE) ve seçici lazer sinterleme (SLS) gibi lazer bazlı üretim teknolojilerinde katı obje oluşturmak amacıyla substrat olarak kullanılan toz halindeki materyale lazerin aynalar aracılığıyla yönlendirilmesi esastır.⁴⁰ Lazer ışınının yüzeye çarpması esnasında oluşan ısı, tozu istenilen şekilde bir araya getirir ve CAD verilerine göre 3 boyutlu parçalar oluşturur. Sistemde bulunan toz tabakanın hemen altında hareketli bir platform bulunmaktadır. Tarayıcı sistem aracılığı ile belirlenen bölge tarandıktan sonra, ilk katman oluşturulduktan sonra yeni katmanların oluşması için platform, katman kalınlığı kadar aşağı iner. Üretim tamamlanıp solid nesne oluşana kadar bu işlemler tekrarlanır. Üretilen parça, fırçalar ve vakumlu süpürgeler aracılığıyla tozlardan arındırılır. Bu yazıcılarda üretim sırasında sinterlenen tozun dışında kalan toz destek görevi gördüğü için ek bir destek materyaline ihtiyaç yoktur.⁷⁸ Lazer sinterleme ile detaylı ve hassas yapılar oluşturulabilmektedir. Ürünlerin detay derecesi lazerin hassasiyetine ve tozun inceliğine bağlıdır. Lazer tozu şekillendirme tekniği ile metal, plastik ve seramik objeler üretilabilmektedir.⁸⁶ Üretimde polimer veya seramik kullanılacaksa genellikle SLS tekniği tercih edilirken metal kullanılacaksa SLE veya direkt metal lazer sinterleme (DMLS)

teknikleri kullanılmaktadır.⁴⁰ Üretilen nesnelerin ekstra bir kürleme (sertleştirilme) aşamasına ihtiyacı yoktur.⁷⁸

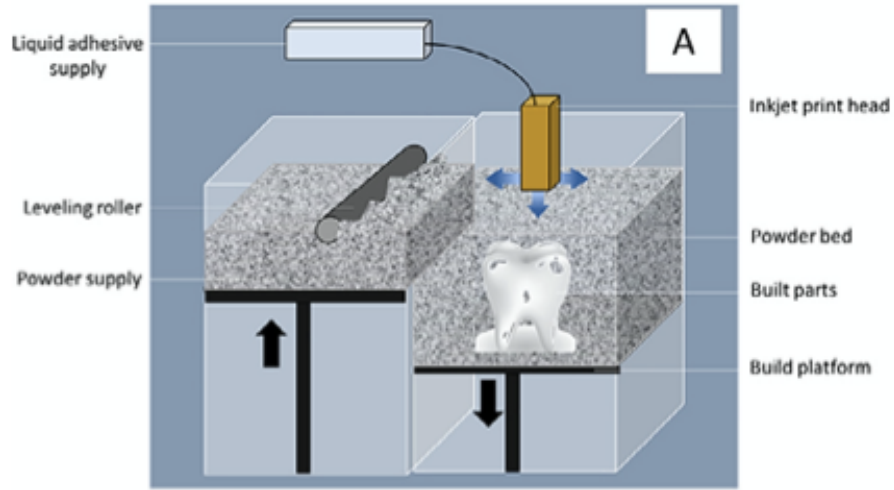
EBM teknolojisinde elektron demeti; yüksek vakum altında metal tozunu katman katman eritir ve yoğun bir bileşen meydana getirir. Elektronların akımı, volfram filamentinin ısıtılması yoluyla oluşturulur ve sonrasında elektron demeti manyetik alan kullanılarak yönlendirilir. Eritilecek her katman CAD tasarımıyla tanımlanan geometriyle eritilir. Diğer metal sinterleme tekniklerinin aksine parçalar tam yoğun şekilde boşluksuz ve son derece güçlüdürler.⁴⁰



Şekil 2.9. Toz Yatağı Füzyonu Teknolojisi

2.7.5. Yapıştırıcı ile Katmanlı Üretim (Binder jetting, powder binder)

Bu üretim teknolojisinde toz materyal ve tozu birleştirmek için yapıştırıcı kullanılır.⁸⁷ Silindir ile serilen toz materyal üzerine mürekkepli yazıcı benzeri hareketli bir başlık aracılığıyla yapıştırıcı uygulanır. Platform katman oluşukça katman kalınlığı kadar aşağı iner ve obje oluşana kadar bu döngü devam eder.⁸⁸ Destek yapılara ihtiyaç yoktur ayrıca bağlayıcıya çeşitli renkler de eklenebilir.⁸⁷



Şekil 2.10. Yapıştırıcı ile Katmanlı Üretim Teknolojisi

2.7.6. Direkt Enerji Depolama (DED/Direkt Energy Deposition)

Doğrudan enerji biriktirme (DED), mevcut bileşenlere malzeme eklemek için yaygın olarak kullanılmakta olan karmaşık bir eklemeli üretim yöntemidir. Doğrudan hammaddenin küçük bir bölgesine odaklanır ve eritmek için bir enerji kaynağı (lazer veya elektron ışını) kullanmaktadır. Erimiş malzeme öncelikle çökeltilir ve alt tabakaya kaynaşması sağlanır. Bu adımlar, tüm katmanlar çökene kadar tekrarlanır.^{89,90}

Genel olarak DED teknolojisi, yüksek hızlarda büyük çalışma modelleri ile karakterizedir. Bununla birlikte, daha düşük hassasiyete ve daha düşük yüzey kalitesine sahiptir. Toz yataklı füzyon teknolojisine kıyasla daha az karmaşık parçalar üretilebilir.⁹⁰

2.7.7. Lamine Nesne Üretimi (LOM-Laminate Object Manufacturing)

Lamine nesne üretimi, tabaka rulolarının laminasyonu temeline dayanan eklemeli üretim teknolojilerinden biridir. Ardışık katmanlar, mekanik bir kesici veya lazer kullanılarak kesilmekte ve birbirine bağlanmaktadır.⁹¹

LOM teknolojisi; polimerler, kompozitler, seramikler, kağıt ve metal içerikli bantlar gibi çeşitli malzemeler için kullanılabilir. Maliyet ve üretim sürelerinden kazanç sağlayan büyük yapılar için kullanılabilecek en iyi eklemeli üretim yöntemlerinden biridir. Bununla

birlikte, daha düşük yüzey kalite özelliğine sahiptir ve boyutsal hassasiyeti düşüktür. Ayrıca, karmaşık şekiller için önerilmeyen bir teknolojidir.⁹²

2.8. Materyallerin Test Yöntemleri

Dış hekimliği alanında değişik restoratif materyaller kullanılmakta ve üretici firmalar tarafından bu materyallerin özellikleri geliştirilmektedir. Materyallerin bu gelişim ve değişimleri, materyallerin mekanik özelliklerine yönelik olmaktadır. Dental restorasyonların klinik başarısında, kullanılan materyalin özellikleri çok önemli bir rol oynamaktadır. Materyallerin özellikleri, stabilitesinin ve ömrünün öngörülebilmesi için değerlendirilmektedir.⁹³ Çalışmalarda kullanılan mekanik testler ile dental materyallerin yapısal özellikleri incelenebilmektedir.⁹⁴

Gerilim(Stress): Bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığı zaman o cismin içinde meydana gelen eşit şiddette ve zıt yöndeki kuvvet olarak tanımlanır.^{94,95} Cisme gelen kuvvetin yönüne göre 3 farklı şekilde gerilim meydana gelir:

1. Çekme Gerilimi (Tensile Stress): Cisimde, gelen yük yönünde uzamaya neden olacak deformasyona karşı koyan iç kuvvet olarak tanımlanır.
2. Basma Gerilimi (Compressive Stress): Cismi sıkıştıran veya kısaltan yükün neden olduğu deformasyona karşı koyan kuvvet olarak tanımlanır.
3. Makaslama Gerilimi (Shear Stress): Cismin parçasını diğer parçasının üzerinde kaydıracak yöndeki kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı koyan kuvvet olarak tanımlanır.^{94,95}

Gerinim (Strain): Bir cisme dışarıdan uygulanan kuvvet ile zaman içerisinde cisimde meydana gelen boyutsal değişimdir. Meydana gelen boyutsal değişimin birim boyuta oranı ile ölçülür. Uygulanan kuvvet ile cisimde meydana gelen boyutsal değişim plastik veya elastik karakterde olabilmektedir. Uygulanan kuvvet kaldırıldıktan sonra boyutsal değişim ilk haline dönüyorsa oluşan deformasyon elastiktir, ilk haline dönmüyorsa ve kalıcı değişiklik meydana geliyorsa plastik özelliktedir.⁹⁴

Kırılma Dayanımı (Fracture strength): Kuvvet uygulanan bir materyalin kırıldığı andaki gerilim miktarıdır. Gerilim çeşidine bağlı olarak, çekme dayanımı, makaslama dayanımı, basma dayanımı olarak isimlendirilir.¹¹⁷

Elastik Modül (Elastic Modulus, Young's Modulus): Maddenin elastikliğinin bir ölçüsüdür. Young's Modulus olarak da isimlendirilmektedir. Bir materyale gerilim ya da baskı kuvveti uygulandığında materyalin elastiklik sınırları dahilindeki sertliği olarak açıklanmaktadır. Elastiklikten çok rijitliği belirleyen bir özellik olarak tanımlanabilir.^{94,95}

Bükülme Modülü (Flexural Modulus): Bükülgenlik deformasyonunda stresin (gerilim) straine (gerinim) oranı olarak hesaplanan intesiv bir özelliktir. Bükülme modülü bir malzemenin yük uygulandığında ne kadar bükülebileceğini gösteren ve malzemenin stiffnessını (sertlik, katılık) tanımlayan bir değerdir.

Bükülme Dayanımı (Flexural Strength): Bir kirişin iki ucu desteklenerek ortasından kuvvet uygulandığı zaman, o kirişin gösterdiği dayanım değeridir.¹¹ Basma, makaslama ve çekme gerilimlerinin aynı anda olduğu bükülme testleri ile materyallerin dayanımı ile ilgili tekrarlanabilir, güvenilir sonuçlar elde edilebilmekte ve bu sonuçlara göre farklı materyallerin dayanıklılıkları karşılaştırılabilmektedir.⁹⁴ Bükülme dayanımı, kırılma ile ilişkili mekanik bir özelliktir, çekme kuvvetlerine karşı restorasyonun dayanımının bir ölçüsü olarak tanımlanır. Yüksek bükülme dayanımına sahip materyaller, restorasyonun kırılmaya karşı daha az hassasiyette olmasını sağlamaktadır.⁹⁶ Materyalin üretimindeki ısısal ve mekanik aşamalar sırasında oluşan mikro çatlaklar veya defektler materyalin dayanıklılığını önemli ölçüde etkileyebilmektedir.⁹⁷ Bu nedenle materyallerin bükülme dayanımları farklı mekanik testlerle ölçülebilmektedir. Bu testler:

1. Tek eksenli (Uniaksiyal) bükülme testleri

A. Üç nokta yükleme testi (three point bending)

B. Dört nokta yükleme testi (four point bending)

2. İki eksenli (Biaksiyal) bükülme testleri

A. Halka üzerinde halka (ring on ring)

B. Halka üzerinde top (ball on ring)

C. Üç top üzerinde piston (piston on three ball)

1. Tek Eksenli (Uniaksiyal) Bükülme Testleri

A. Üç nokta yükleme testi (three point bending)

Dental seramiklerin dayanıklılık ölçümü için kullanılan test yöntemlerinden biridir. Bu test yönteminde dikdörtgenler prizması şeklindeki örnekler ISO 6872 (Uluslararası Standartlar Organizasyonu) standartlarına uygun boyutlarda hazırlanmaktadır.^{98,99} Test düzeneğinde örnekler bir platform üzerine yerleştirilir ve örneğin tam ortasından dik bir şekilde kuvvet uygulanır. Kırılmaya sebep olan toplam kuvvet miktarı Newton olarak saptanmakta ve ISO standartlarına göre aşağıdaki formül kullanılarak MPa birimine çevrilmiştir:⁹⁸⁻¹⁰⁰

$$BD = 3PL/2bh^2$$

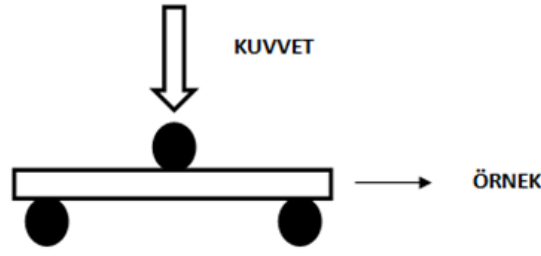
BD: Bükülme Dayanımı

P: Kırılma anındaki kuvvet (N)

L: Ara mesafe (mm)

b: Örneğin genişliği (mm)

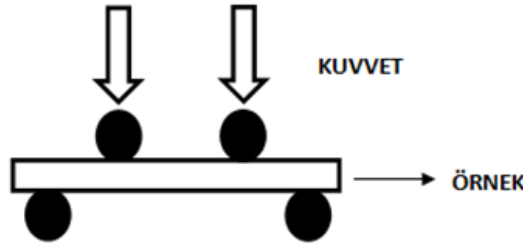
h: Örneğin kalınlığı (mm)



Şekil 2.11. Üç nokta yüklemenin şematik görüntüsü

B. Dört Nokta Yükleme Testi (four point bending)

Tek parça kırılğan materyallerin ve çift tabakalı (kompozit) yapıların (alt yapı seramiği üzerine veneer uygulaması ve metal-seramik yapılar gibi) dayanıklılığının ölçülmesinde kullanılmaktadır.¹⁰¹ Dört nokta yükleme testinde materyal, üç nokta yükleme testinde olduğu gibi iki destek üzerine yerleştirilmektedir. Yük uygulanan iki nokta, her bir destekten aradaki mesafenin dörtte biri boyutu kadar uzakta konumlandırılmaktadır.⁹⁴



Şekil 2.12. Dört nokta yüklemenin şematik görüntüsü

2. İki Eksenli (Biaksiyal) Bükülme Testleri

Kırılğan dental materyallerin dayanım özelliklerinin değerlendirilmesinde tek eksenli bükülme testlerine göre daha güvenilir bir test yöntemi olarak kabul edilir. Disk şekline sahip materyallere uygulanan kuvvet ile geniş bir yüzey alanının test edilebilme olanağı vardır. İki taraflı dengeli stres dağılımı sağlanmaktadır.^{102,103} Bu test yöntemlerinde disk şeklindeki örnek materyal bir halka veya daire oluşturacak şekilde duran topraklar ile alttan desteklenmektedir. Alt platformdaki halka veya topraklara merkezi olarak konumlandırılmış bir piston ile yukarıdan yükleme yapılmaktadır. (International Organization for Standardization. ISO 6872:1995, Dental ceramic)

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü (BAP) tarafından desteklenmiştir. Bu çalışmanın Etik kurul onayı; Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Etik Kurulu'ndan 18.02.2021 tarihli 21 karar numarası ile alındı (Ek:1).

Araştırma, Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde yapıldı.

Bu çalışmada rezin içerikli, iki ayrı CAD/CAM bloğu (Enamic, Vita, Almanya; Cerasmart, GC, Japonya) ve 3B yazıcı ile elde edilen dâimi kuron (VarseoSmile Crown Plus, BEGO, Almanya) materyallerinin bükülme dayanım değerleri karşılaştırıldı. Çalışmada Kullanılan Materyaller Çizelge 3.1.'de gösterilmiştir.

3.1.Çalışmada Kullanılan Materyaller

Çizelge 3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Materyal	Sembol	Firma	İçerik	Lot No.	Renk
Cerasmart	CES	GC, Japonya	Bis-MEPP, UDMA, DMA, Silica (20 nm), barium glass (300 nm)	2012141	A2-HT
Enamic	ENA	Vita, Almanya	UDMA, TEGDMA, Alimüminyum oksitle zenginleştirilmiş Feldspar seramik	94630	2M2-HT
VarseoSmile Crown Plus	VSC	BEGO, Almanya	4'-isopropylidiphenol, ethoxylated,2methylprop-2enoic acid. Silanize cam, methyl benzoylformate, diphenyl (2,4,6-trimethylbenzoyl) phosphine oxide,	600272	A2 Dentin

Bis-MEPP: 2,2-Bis(4-methacryloxypolyethoxyphenyl)propane; UDMA: urethane dimethacrylate; DMA: dimethacrylate, TEGDMA: triethylene glycol dimethacrylate, HT:high translucent

3.1.1. Cerasmart (GC, Japonya)

Kullanılan CES blok materyali (Şekil 3.1.) genişlik*en*boy olarak 12*14*14 boyutlarına sahiptir. Çalışmamızda A2-HT rengine ve 2012141 Lot numarasına sahip CES blok kullanılmıştır.



Şekil 3.1. Cerasmart (GC, Japonya)

3.1.2. Enamic (Vita, Almanya)

Kullanılan ENA blok materyali (Şekil 3.2.) genişlik*en*boy olarak 12*14*18 boyutlarına sahiptir. Çalışmamızda 2M2-HT rengine ve 94630 Lot numarasına sahip ENA blok kullanılmıştır.



Şekil 3.2. Enamic (Vita, Almanya)

3.1.3. VarseoSmile Crown Plus (BEGO, Almanya)

VSC reçinesi (Şekil 3.3.) 250 ve 500 gr şişe olarak bulunmaktadır. A1, A2, A3, B1, B3, D2, D3 dentin renk çeşitlerine sahiptir. 3B yazıcı ile üretim sırasındaki katman kalınlığı 50 µm boyutundadır. 3B yazıcının dalga boyu 405 nm değerindedir. Çalışmamızda A2 dentin rengine ve 600272 Lot numarasına sahip reçine kullanılmıştır.

VSC reçinesi orijinal kapalı şişesinde veya kartuşta oda sıcaklığında (yaklaşık olarak 22 °C) karanlık ve kuru bir ortamda saklandı. Sıcaklığın 4 °C'nin altına düşmemesi ve 28 °C'yi geçmemesi sağlandı. VSC'nin ideal çalışma sıcaklığı 18 °C ile 28 °C arasındaki sıcaklık aralığındadır. VSC kartuşu reçine tankına ilk doldurulmasından önce malzeme iyice çalkalandı. Sıvı reçinenin tanka boşaltımı sırasında, baskı reçinesinin mümkün olduğunca kısa süre gün ışığına maruz kaldığından emin olundu.³⁸



Şekil 3.3. VarseoSmile Crown Plus (BEGO, Almanya)

3.2. Grupların Oluşturulması

Çalışma CES, ENA ve VSC olmak üzere üç gruptan oluşmaktadır. Her gruba ait 25'er adet örnek yer almakta ve 1 mm kalınlık, 13,5 mm uzunluk ve 4 mm genişlik boyutlarındadır. Gruplar Çizelge 3.1.'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.2. Grupların şematik ifadesi

CES	n=25
ENA	n=25
VSC	n=25

3.3. Çalışma Örneklerinin Hazırlığı

Çalışmaya, benzer endikasyonlara sahip rezin içerikli 3 farklı materyalden istenilen boyutlarda 25'er adet örnek dahil edildi. Bükülme dayanımı değerlendirilmesi için 3-nokta bükülme testine tabi tutulacak örnekler; 1 mm kalınlığında, 13,5 mm uzunluğunda, 4 mm genişliğinde hazırlandı. CAD/CAM bloklarının uzunluk boyutları 12 ila 14 mm aralığında olması iki eksenli bükülme testi yapılmasını engelledi. Örnekler 6872 numaralı ISO standartlarına uygun, tek eksenli bükülme testine tabi tutulacak şekilde hazırlandı. Hazır CAD/CAM bloklardan (VITA Enamic, GC Cerasmart) elmas bıçak kullanılarak (IsoMet Blade 15 LC, ABD) hassas kesme cihazı ile (Struers, Minitom, Danimarka), (Şekil 3.4.) 25'er adet örnek istenilen boyutlarda hazırlandı.



Şekil 3.4. CAD/CAM bloklarından örneklerin hazırlandığı hassas kesme cihazı

Örneklerin yüzeyleri su soğutması altında silikon karbid zımparalar kullanılarak zımparalama makinesinde (Tegrapol-11, Struers, Danimarka), (Şekil 3.5.) cilalandı.



Şekil 3.5. CAD/CAM bloklarından elde edilen örneklerin polisajının yapıldığı parlatma cihazı

3B yazıcıdan üretilcek örneklerin tasarımı Exocad (Exocad GmbH, Almanya) yazılımı ile gerçekleştirildi. Tasarım 3B yazıcıyla bağlantılı olan Bego Cam Creator (BEGO, Almanya) yazılımına aktarıldı ve tabladaki örnek dizaynı tamamlanarak üretime geçildi. 3B

yazıcıdan (Varseo XS, BEGO, Almanya), (Şekil 3.6.) VSC reçinesi ile 25 adet, platforma dik şekilde istenilen boyutlarda seramik materyali üretildi. Baskı sürecinin tamamlanması sonrası yapışmaz folyo üzerinden materyaller bir kazıyıcı ile ayrıldı. Üretilen örnekler (Şekil 3.7.) %96'lık ethanol içeren ultrasonik banyoda (Sultan Pro-Sonic 600, Türkiye) iki adımda temizlenmiştir. Öncelikle yeniden kullanılabilir %96'lık ethanol içeren ultrasonik banyo (Şekil 3.8.) solüsyonunda 3 dakika temizlendi. Önceden temizlenmiş örnekler, ultrasonik banyo yardımıyla taze bir %96'lık ethanol solüsyonu kullanılarak 2 dakika boyunca tekrar temizlendi. Son olarak ise reçine kalıntıları %96'lık ethanol içeren sprey ile tamamen temizlendi. Örnekler temizlendikten sonra basınçlı hava ile kurutuldu. Destek yapılar disk frezler ile ayrıldıktan sonra örnekler 110 µm boyutuna sahip %96'lık alüminyum oksit (Korox, BEGO, Almanya) ile kumlandı. Elmas frezlerle şekillendirme işlemi tamamlandı ve kütleme aşamasına geçildi. Son olarak cila pastası ile mekanik cila işlemi gerçekleştirildi.



Şekil 3.6. Örneklerin hazırlandığı 3B yazıcı



Şekil 3.7. 3B yazıcıdan platforma dik şekilde üretilen örnekler



Şekil 3.8. 3B yazıcı ile üretilen örneklerin temizlendiği ultrasonik temizleme cihazı

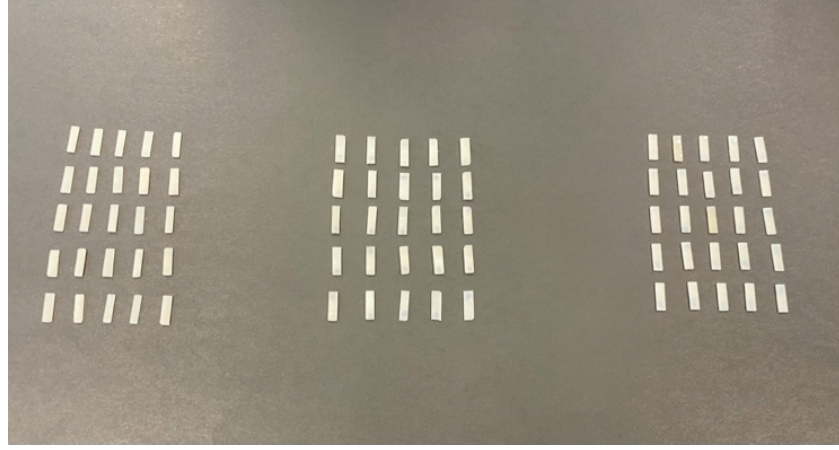
Kürleme işlemi, stroboskopik iki xenon lambaya sahip flaş frekansı 10 Hz, ışık spektrumu 300–700 nm özelliğinde olan kürleme cihazında (Otoflash, BEGO, Almanya) gerçekleştirildi. BEGO Otoflash'ı (Şekil 3.9.) koruyucu gaz işlevini sağlayan mod ile kullanarak materyalin içeriğindeki monomer içerik azaltıldı. Bunu sağlayabilmek için, koruyucu gaz işlev anahtar konumu 1'e ayarlandı. Kürlenme işlemi sonrası örneklerin yüzeyi pomza taşı ve cila macunu ile parlatıldı ve nihai yapısına ulaştırıldı.

Tamamen kürlenmiş nihai materyaller oda sıcaklığında saklandı ve parlak ışık kaynaklarından korundu.



Şekil 3.9. 3B yazıcı ile üretilen örneklerin kürleme işleminin yapıldığı cihaz

Elde edilen tüm örnekler (Şekil 3.10.) testten önce oda sıcaklığında 24 saat boyunca kurumaya bırakıldı.



Şekil 3.10. 3 ayrı materyalden hazırlanan örnekler

Örneklerin boyut ölçümleri dijital mikrometre (Mituyoto Micrometer, Japonya), (Şekil 3.11.) ile ölçüldü. İstenilen aralık dışı boyutlara (± 50 um) sahip tüm örnekler çalışmadan çıkarıldı.



Şekil 3.11. Örnek boyutlarının ölçümleri yapılan mikrometre

3.4. Bükülme Dayanımı Testi

Deney işlemleri için hazırlıklar tamamlandıktan sonra test örneklerine 0,5 mm/dk başlık hızı ile 5 kN yük hücre (load cell) donanımlı Instron Universal test makinesinde (3345, Instron®, ABD), (Şekil 3.12.) bükülme kuvveti uygulandı. Teste tabi tutulacak örneklerin yerleştirilmesi amacıyla destekler arası uzaklığı 10 mm olan alt yapı, Instron Universal test makinesinin alt çenesine sabitlendi. Cihazın aşağı doğru hareket edebilen üst çenesine ise kırma işlemini gerçekleştirecek 2 mm çapında olan parça bağlandı. Instron Universal test makinesine bağlı Bluehill yazılımının 3-nokta bükülme test yöntemi seçildi. Örneklerde kırılma oluncaya kadar dikey bükülme kuvveti uygulandı. Kırılma olduğu andaki kuvvet Newton cinsinden kaydedildi ve ardından aşağıdaki formül kullanılarak megapascal (MPa)'a dönüştürüldü:

$$BD = 3PL/2bh^2$$

BD: Bükülme dayanımı

P: Kırılma anındaki kuvvet (N)

L: Ara mesafe (mm)

b: Örneğin genişliği (mm)

h: Örneğin kalınlığı (mm)

Bükülme modülü için aşağıdaki formül kullanıldı.

$$BM = L^3m/4bh^3$$

BM: Bükülme modülü

L: Ara mesafe (mm)

m: Kuvvet sapma eğrisinin çizgisel kısmının eğimi (N/mm)

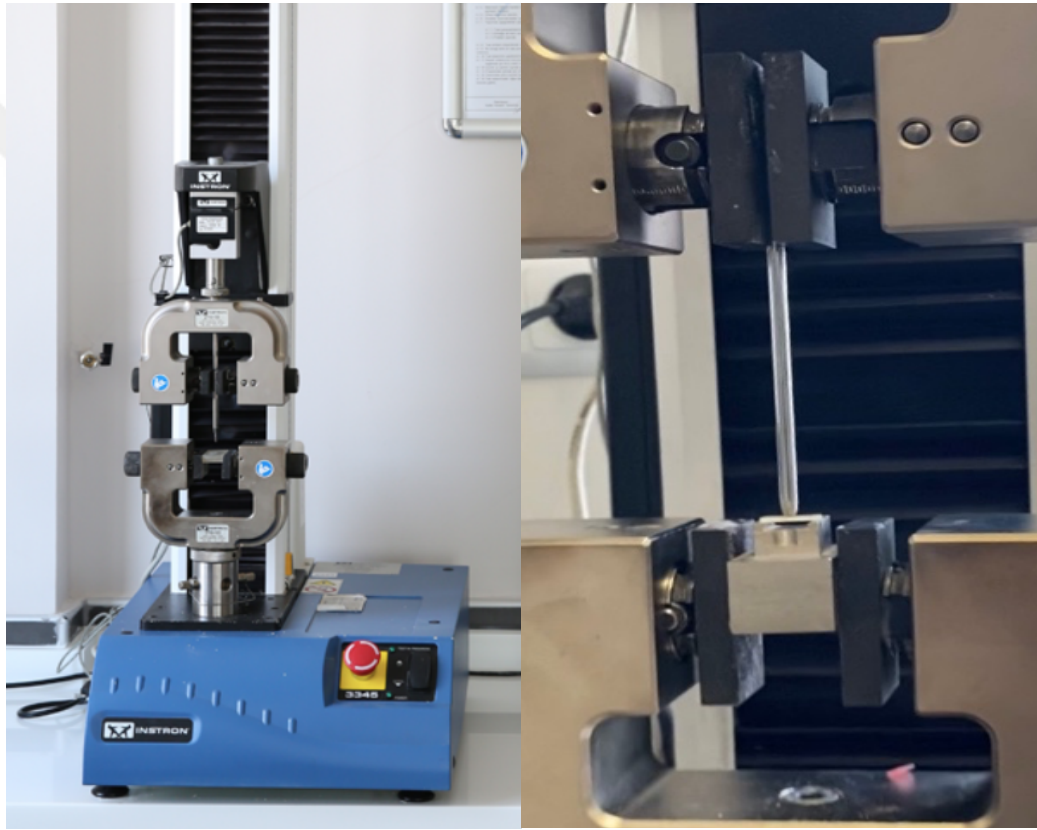
b: Örneğin genişliği (mm)

h: Örneğin kalınlığı (mm)

Esneklik modülü için ise aşağıdaki formül kullanıldı.

$$EM=BD^2/2BM$$

EM: Esneklik modülü



Şekil 3.12. Kırılma dayanımı testinde kullanılan üniversal test cihazı

3.5. İstatistiksel Yöntem

Nicel verilerin normal dağılıma uygunluğu Shaphiro Wilk testi ile incelenmiştir. CES, ENA ve VSC varyans homojenliği Levene testi ile incelenmiştir. CES, ENA ve VSC gruplarında normal dağılım gösteren parametrelerin karşılaştırılması tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve varyans homojenliği sağlanmadığından Tamhane çoklu karşılaştırma testleri ile yapıldı. Tanımlayıcı istatistik olarak sayısal değişkenler için ortalama±standart sapma değerleri verilmiştir. İstatistiksel analizler için SPSS Windows version 24.0¹⁰⁴ paket programı kullanılmış ve $P<0,05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Bu çalışmada farklı yöntemlerle üretilen rezin içerikli seramik materyallerin bükülme dayanımının karşılaştırılabilmesi için gerekli örneklem sayısı Awada ve ark. yapmış olduğu çalışmanın etki büyüklüğünden faydalananarak %5 hata payı ve %80 güç ile 75 (n:25) olarak bir bilgisayar yazılımı yardımıyla (G*Power¹⁰⁵, Version 3.1.9.2, Almanya) hesaplanmıştır.

4. BULGULAR

Çalışmamızda, materyallerin bükülme direnç verileri, bükülme modül değerleri ve elastik modül değerleri istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. Çalışmada, üç farklı rezin içerikli seramik materyaline üç nokta yükleme testi uygulanmıştır. Materyallerin kırıldığı andaki değerler bilgisayar yazılımı tarafından Newton (N) olarak kaydedilerek Megapascal (MPa) birimine dönüştürülmüştür. Teste tabi tutulan bütün örnekler sorunsuz bir şekilde kırıldı ve istatistiksel analize dahil edildi.

Üniversal yükleme cihazıyla (3345, Instron, ABD) yapılan testler sonucunda, CES grubuna ait örneklerin kırılma anında ölçülen en yüksek değeri 112,15 N, en düşük değeri 34,25 N ve ortalama değeri 56,80 N olarak ölçülmüştür. Gruplardan ENA'ya ait örneklerin kırılma anında ölçülen en yüksek değeri 83,87 N, en düşük değeri 23,76 N ve ortalama değeri 55,55 N olarak ölçülmüştür. VSC grubuna ait örneklerin kırılma anında ölçülen en yüksek değeri 29,35 N, en düşük değeri ise 15,24 N ve ortalama değeri 21,63 N olarak ölçülmüştür. Elde edilen ortalama Newton değerleri kullanılarak materyallerin bükülme dayanımları MPa cinsinden hesaplanmıştır.

Tüm gruplara ait bükülme dayanımı, bükülme modülü ve elastik modülü sonuçlarının ortalamaları ve standart sapmaları Çizelge 4.1.'de verilmiştir. Bükülme dayanımı, bükülme modülü ve elastik modülü değerlerinin ortalamalarının gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı olduğu gözlenmiştir ($p=0,001$).

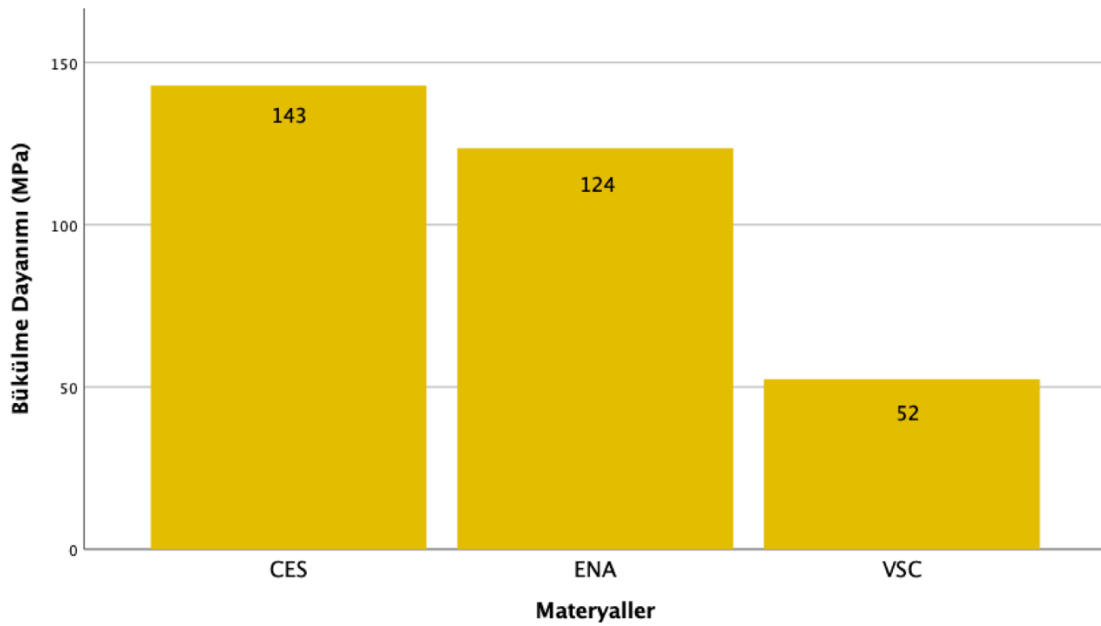
Çizelge 4.1. Test edilen materyallerin mekanik özellik değerleri.

	CES (n=25)	ENA (n=25)	VSC (n=25)			
	ort±ss	ort±ss	ort±ss	F	p	İkili karşılaştırma
Bükülme Dayanımı, MPa	142,86±20,99	123,59±51,78	52,38±11,73	52,27	0,001	VSC<ENA=CES
Bükülme Modülü, GPa	4,94±1,03	14,10±8,11	2,60±0,24	41,39	0,001	VSC<CES<ENA
Elastik Modülü, MPa	2,22±0,89	0,57±0,19	0,55±0,22	77,97	0,001	ENA=VSC<CES

SS: Standart Sapma Ort: Ortalama

Grupların bükülme dayanım grafiği Çizelge 4.2.'de verilmiştir. Gruplardan CES materyaline ait örneklerin en yüksek bükülme dayanım değeri 170,22 MPa, en düşük değeri 93,23 MPa olarak ölçülmüştür. Gruplardan ENA materyaline ait örneklerin en yüksek bükülme dayanım değeri 306,63 MPa, en düşük değeri 63,26 MPa olarak ölçülmüştür. Gruplardan VSC materyaline ait örneklerin en yüksek bükülme dayanım değeri 74,23 MPa, en düşük değeri ise 1,32 MPa olarak ölçülmüştür.

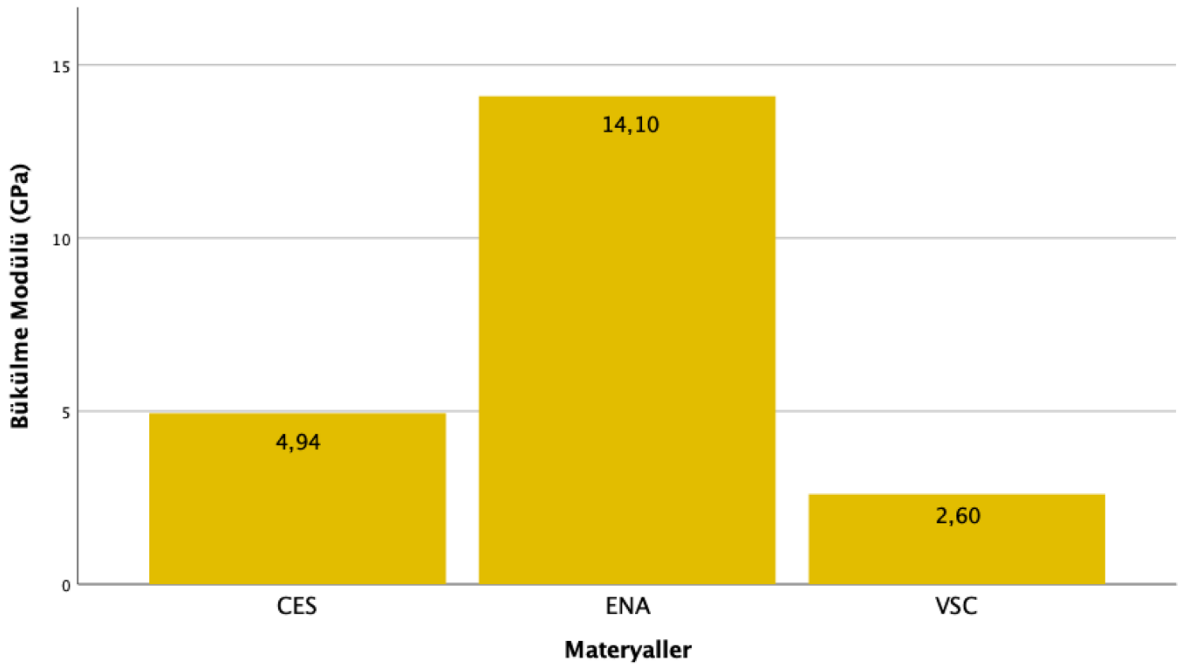
Çizelge 4.2. Materyallerin Bükülme Dayanım Grafiği. Test edilen materyallerin ortalama bükülme dayanımı (MPa) bar grafiği ile gösterilmiştir.



Gruplardan CES materyalinin bükülme dayanımı ($142,86 \pm 20,99$ MPa) en yüksek değeri göstermesine rağmen; ENA grubunun bükülme dayanımı ($123,59 \pm 51,78$ MPa) ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. En düşük bükülme dayanımı ($52,38 \pm 11,73$ MPa) değerlerini VSC grubu göstermiştir.

Grupların bükülme modül değeri grafiği Çizelge 4.3.'de verilmiştir. Gruplardan CES materyalinin en yüksek bükülme modül değeri 6,53 GPa, en düşük değeri 2,45 GPa olarak ölçülmüştür. Gruplardan ENA materyalinin en yüksek bükülme modül değeri 45,23 GPa, en düşük değeri 3,33 GPa olarak ölçülmüştür. Gruplardan VSC materyalinin en yüksek bükülme modül değeri 3,20 GPa, en düşük değeri ise 2,14 GPa olarak ölçülmüştür.

Çizelge 4.3. Materyallerin Bükülme Modül Değer Grafiği. Test edilen materyallerin ortalama bükülme modülü (GPa) bar grafiği ile gösterilmiştir.

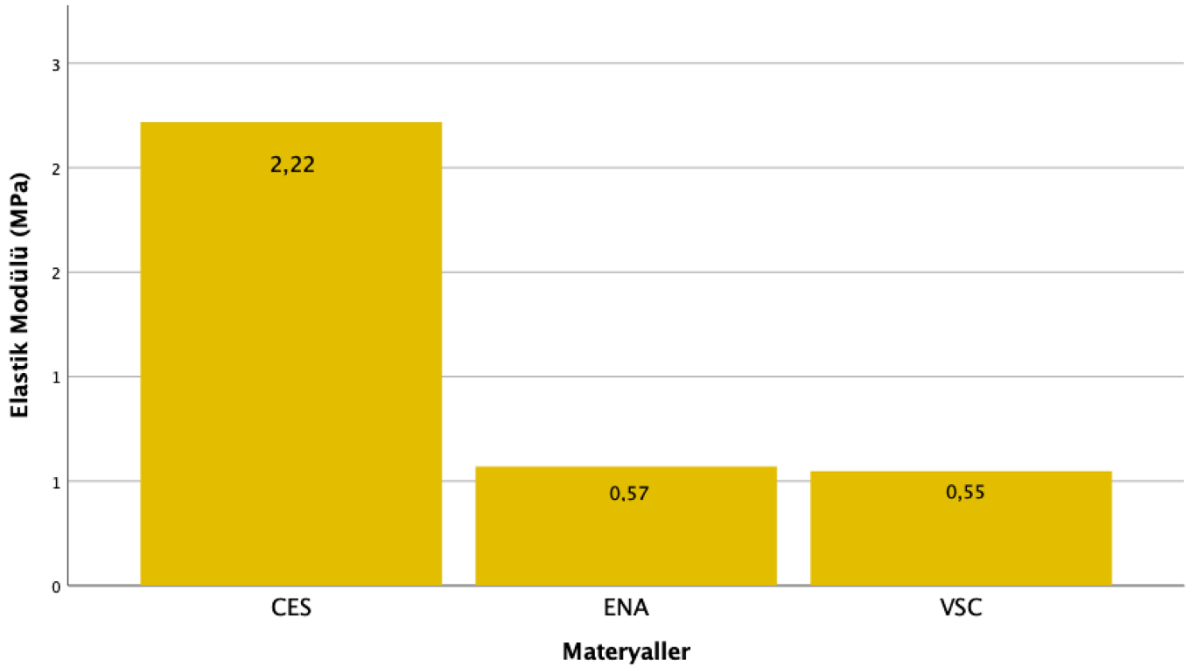


En yüksek bükülme modülü ($14,10 \pm 8,11$ GPa) değerini ENA materyali göstermiştir. Gruplardan CES materyalinin bükülme modülü ($4,94 \pm 1,03$ GPa) değerinde iken, en düşük bükülme modülü değeri ($2,60 \pm 0,24$ GPa) VSC materyaline aittir.

Grupların elastik modül değeri grafiği Çizelge 4.4.'de verilmiştir. CES grubuna ait örneklerin en yüksek elastik modül değeri 5,38 MPa, en düşük değeri 0,87 MPa olarak

ölçülmüştür. Graplardan ENA materyaline ait örneklerin en yüksek elastik modül değeri 1,04 MPa, en düşük değeri 0,12 MPa olarak ölçülmüştür. Graplardan VSC materyaline ait örneklerin en yüksek elastik modül değeri 1,02 MPa, en düşük değeri 0,23 MPa olarak ölçülmüştür.

Çizelge 4.4. Materyallerin Elastik Modül Değeri Grafiği. Test edilen materyallerin ortalama elastik modülü (MPa) bar grafiği ile gösterilmiştir.



Graplardan CES materyali, en yüksek elastik modül değerine ($2,22 \pm 0,89$ MPa) sahiptir. Graplardan VSC materyali en düşük elastik modül değerine ($0,55 \pm 0,22$ MPa) sahip olmasına rağmen; ENA materyalinin elastik modül değeri ($0,57 \pm 0,19$ MPa) ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır.

5. TARTIŞMA

İki farklı üretim tekniği ile elde edilen üç farklı materyalin bükülme dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığına dair yokluk (sıfır) hipotezi, yapılan tek yönlü varyans analizi (ANOVA) sonucunda reddedilmiştir. Eklemeli üretim metodu ile elde edilen materyalin bükülme dayanım değeri, eksiltmeli üretim metoduyla elde edilen iki farklı materyalin bükülme dayanım değerlerinden daha düşük bulunmuştur ($p=0.001$).

Bu çalışmada, CAD/CAM teknolojilerinden eklemeli üretim ve eksiltmeli üretim metoduyla üretilen 3 farklı materyal test edilmiştir. Eklemeli üretimin eksiltmeli üretim yöntemine göre materyal israfı ve mikro çatlak oluşum riski gibi dezavantajları bünyesinde barındırmıyor olması çok önemlidir.¹⁰⁶ Ayrıca 3B yazıcıların sıvı reçine tanklarıyla çok sayıda restorasyon üretim imkânı sunması maliyetleri oldukça azalmaktadır. Bu gibi avantajlar göz önüne alındığında eklemeli üretime olan ilgi gün geçtikçe artmaktadır. Klinik alanda kullanımı yaygınlaşmakta olan bu yöntemin dâimi seramik üretimindeki başarısı yapılacak çalışmalarla test edilmektedir.

Çalışmamızda kullanılan 3B yazıcılar için üretilen rezin içerikli VSC reçinesi güncel materyallerdir ve literatürde bu materyaller ile ilgili yeterli çalışma yer almamaktadır. Çalışmamıza rezin matriks seramik bloklarından CES ve ENA materyalleri de dahil edilmiştir. Bu iki rezin matriks seramiğin yüksek mekanik özelliklere sahip olduğu literatürde yer alan çalışmalarda kanıtlanmıştır.¹⁰⁷ Ayrıca üretim sürecinde fırınlama gerektirmemesi ve ağız içi tamir edilebilme özellikleri gibi avantajlara sahip olması nedeniyle klinik kullanımı oldukça yaygındır. Gruplardan VSC materyalinin klinik ortamda başarılı olup olmayacağı, başarısını kanıtlamış CES ve ENA materyalleriyle birlikte in-vitro ortamda yapılan testle araştırılmıştır.

Çalışmamızda, rezin matriks bloklarının boyut kısıtlamasından dolayı iki eksenli bükülme testi uygulanamamıştır. Benzer çalışmalarda olduğu gibi tek eksenli bükülme testlerinden olan üç nokta yükleme (three point bending) uygulanarak materyallerin bükülme dayanımları test edilmiştir. Bu çalışmada yer alan örnekler, 6872 no'lu ISO standartları dikkate alınarak belirli boyutlarda çubuk şeklinde hazırlanmıştır.

Örneklerin bükülme dayanımları üniversal test cihazında ölçülmüştür. Yükün materyal üzerine uygulanma hızı benzer çalışmalarda olduğu gibi 0,5 mm/dk olarak belirlenmiştir.

Yapılan çalışma sonucunda, materyallerin bükülme dayanımı, bükülme modülü ve elastik modül değerleri karşılaştırılmıştır. En yüksek bükülme dayanım değerini CES materyali ($142,86 \pm 20,99$ MPa), ardından ENA materyali ($123,59 \pm 51,78$ MPa) en düşük değeri ise VSC materyali ($52,38 \pm 11,73$ MPa) göstermiştir ($P=0,001$). CES ve ENA materyallerinin bükülme dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P<0,05$).

En yüksek bükülme modül değerini ENA materyali ($14,10 \pm 8,11$ GPa), ardından CES materyali ($4,94 \pm 1,03$ GPa), en düşük değeri ise VSC materyali ($2,60 \pm 0,24$ GPa) göstermiştir. Gruplardaki CES, ENA ve VSC materyallerinin bükülme modül değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($P=0,001$).

En yüksek elastik modül değerini ($2,22 \pm 0,89$ MPa) CES materyali, ardından ENA materyali ($0,57 \pm 0,19$ MPa) en düşük değeri ise VSC materyali ($0,55 \pm 0,22$ MPa) göstermiştir ($P=0,001$). ENA ve VSC materyallerinin elastik modül değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Literatürde yer alan çalışmalarda polimer infiltre rezin seramik olan CES materyalinin diğer rezin matris seramiklere oranla bükülme dayanımında yüksek değerler görülmüştür.^{107,108} Gruplardan CES materyalinin yüksek rezin içeriği bükülme dayanımını arttırmasının yanı sıra elastikliğini de yükselten bir özelliktir. Ayrıca CES materyalinin uniform yapıda nanopartikül doldurucuya sahip polimer bazlı bir materyal olması da yüksek bükülme dayanım değerlerine sahip olmasını sağladığı düşünülmektedir.

Gruplardan ENA materyali %86 oranında feldspatik seramik içermesine rağmen beklenenin aksine rezin nano seramiklerden daha düşük bükülme dayanım değerleri göstermiştir. Gruplardan ENA materyalinin diğer hibrid bloklarla karşılaştırıldığında daha düşük bükülme dayanım değeri göstermesi, daha önce yapılmış çalışmalarla paralellik göstermektedir.^{107,109} Bu bulgu, ENA materyalinin seramik ağ yapısının diğer hibrid materyallerden farklı olarak poröz feldspatik porselen içermesiyle açıklanabilir.

Gruplardan VSC reçinesi, akışkan kompozitlere benzer şekilde stabil olarak sıvı kıvamının korunabilmesi için blok ve disklerde bulunan kompozit içeriklerden daha az inorganik doldurucu içermesi gerektiğini düşündürmektedir. Daha düşük dolgu içeriğı, malzemenin sertliğini etkileyerek bükölme dayanım ve elastik modöl değerinin önemli ölçüde daha düşük olmasına neden olabilir.

Çalışmamızda yer alan üç ayrı grup içerisinde bükölme dayanımı en yüksek değere sahip olan CES materyalidir. Gruplardan CES materyal örneklerine üniversal yükleme cihazı ile uygulanan test sonucunda elde edilen en yüksek değer 112,15 N, en düşük değer 34,25 N iken ortalama değer ise 56,80 N olarak tespit edilmiştir. Elde edilen ortalama Newton değeri kullanılarak CES materyalinin bükölme dayanım değeri 142,86 MPa olarak bulunmuştur. Çalışmadaki bir diğer grup olan ENA materyal örneklerine üniversal yükleme cihazı ile uygulanan test sonucunda elde edilen en yüksek değer 83,87 N, en düşük değer 23,76 N iken ortalama değer ise 55,55 N olarak tespit edilmiştir. Elde edilen ortalama Newton değeri kullanılarak ENA materyalinin bükölme dayanım değeri 123,59 MPa olarak bulunmuştur. Gruplardan CES materyalinin bükölme dayanımı en yüksek değere sahip olmasına rağmen ENA materyali ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Gruplardan CES materyalinin yüksek bükölme dayanım değerlerine sahip olması, uniform yapıda nanopartiköl doldurucuya sahip polimer bazlı materyal olmasının yanı sıra yüksek rezin içeriğıne sahip olmasından da kaynaklandığı düşünülmektedir. Çalışmada yer alan bir diğer grup ise 3B yazıcılarda üretimi gerçekleştirilen rezin içerikli seramik reines VSC materyalidir. VSC materyal örneklerine üniversal yükleme cihazı ile uygulanan test sonucunda elde edilen en yüksek değer 29,35 N, en düşük değer 15,24 N iken ortalama değer ise 21,63 N olarak tespit edilmiştir. Elde edilen ortalama Newton değeri kullanılarak VSC materyalinin bükölme dayanım değeri 52,38 MPa olarak bulunmuştur. VSC materyalinin bükölme dayanım değeri istatistiksel olarak anlamlı derecede diğer iki materyalden düşük bulunmuştur. Gruplardan VSC reçinesinin sıvı kıvamının muhafaza edilebilmesi adına blok ve disk yapıdaki materyallerin kompozit içeriğinden daha az inorganik içeriğe sahip olması gerekliliğı düşünülmektedir. Daha düşük miktarda doldurucu içeriğe sahip olması bükölme dayanım değerinin düşük olmasına neden olduğu düşünülmektedir. Güncel bir materyal olan VSC reçinesinin mekanik özellikleri daha fazla in vitro ve in vivo çalışma ile test edilmelidir.

Literatürde yer alan CES ve ENA materyallerinin bükülme dayanımına dair çalışmalar incelenmiştir. Dayan ve ark. yaptıkları çalışmada CES materyalinin bükülme dayanımının ENA materyalinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğunu bildirmişlerdir.¹¹⁰ Çalışmamızın sonuçlarına göre CES materyalinin bükülme dayanımı ENA materyalinden yüksek olmasına rağmen aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Sonuçlar arasındaki bu farklılık, çalışmalarda kullanılan örnek boyutlarının benzer olmamasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Awada ve ark.nın yaptıkları çalışmada da CES ve ENA materyallerinin bükülme dayanımları karşılaştırılmıştır. Yapılan testler sonucunda CES materyalinin bükülme dayanımının ENA materyalinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.¹⁰⁷ Bizim çalışmamızın sonuçlarına göre CES materyalinin bükülme dayanımı ENA materyalinden yüksek olmasına rağmen aralarında istatistiksel bir fark bulunamamıştır. Goujat ve ark.nın yaptıkları çalışmada ise CES materyalinin bükülme dayanım değeri ENA materyalinden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.¹⁰⁶ Bizim çalışmamızda ise CES materyalinin bükülme dayanımı ENA materyalinden yüksek olmasına rağmen aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Çalışmaların sonuçları arasındaki bu farklılık, her iki çalışmada kullanılan örnek boyutlarının benzer olmamasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Grzebieluch ve ark.nın yapmış olduğu çalışmada ENA ve VSC materyallerinin bükülme dayanımları karşılaştırılmıştır. Gruplardan VSC materyallerinin bükülme dayanım değeri yüksek olmasına rağmen ENA materyali ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır.¹¹¹ Bizim çalışmamızda ise VSC materyalinin bükülme dayanım değeri ENA materyalinden anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Sonuçların benzerlik göstermemesi, çalışmalarda kullanılan örnek boyutlarının ve VSC materyalinin üretiminin yapıldığı cihazların farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Elde edilen bükülme dayanım değerlerinin 6872 no'lu ISO standartları kapsamında değerlendirilmesi ile; CES ve ENA materyalinin anterior ve posterior bölgede tek üyeli restorasyonlarda kullanılabilecek dayanıma sahip olduğu tespit edilmiştir. Gruplardan VSC materyali ise sadece anterior bölgedeki tek üyeli restorasyonlarda kullanılabilecek bükülme dayanım değeri göstermiştir.

Çalışmamızda yer alan üç ayrı grup içerisinde bükülme modülü en yüksek değere sahip olan ENA materyali olmuştur. Gruplardan ENA materyalinin ortalama bükülme modül değeri 14,10 GPa olarak tespit edilmiştir. Gruplardan CES materyalinin bükülme modül değeri ise 4,94 GPa olarak tespit edilmiştir. En düşük bükülme modülüne sahip olan materyal ise 2,60 GPa değeri ile VSC materyali olmuştur. Materyalin sertliğini veya katılığını tanımlayan bükülme modülünün ENA materyalinde en yüksek değeri gösterme nedeni, materyalin yapısındaki %86 oranında feldspatik seramik içeriğinden kaynakladığı düşünülmektedir.

Awada ve ark.nın yapmış olduğu çalışmada bizim çalışmamızla benzer şekilde ENA materyalinin bükülme modül değeri CES materyalinden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.¹⁰⁷ Goujat ve ark.nın yaptıkları çalışmada CES materyalinin bükülme modülü ENA materyalinden yüksek olmasına rağmen aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.¹⁰⁶ Çalışmamızın sonuçlarına göre ise ENA materyalinin bükülme modül değerleri CES materyalinden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Çalışmaların sonuçları arasındaki farklılığın materyal boyutlarından kaynakladığı düşünülmektedir.

Grzebieluch ve ark.nın yapmış olduğu çalışmada ise ENA materyalinin bükülme modül değeri VSC materyalinden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.¹⁰⁹ Bizim çalışmamızda da karşılaştırılan üç materyalden ENA materyalinin bükülme modül değeri CES ve VSC materyalinden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. En düşük değer ise VSC materyaline aittir.

Çalışmamızda yer alan üç ayrı grup içerisinde elastik modülü en yüksek değere sahip olan CES materyalidir. Gruplardan CES materyalinin elastik modül değeri 2,22 MPa olarak tespit edilmiştir. Gruplardan ENA materyalinin elastik modülü 0,57 MPa, VSC materyalinin elastik modülü ise 0,55 MPa değerini göstermesine rağmen bu iki materyalin arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Gruplardan CES materyalinin en yüksek elastik modül değerini göstermesi, yüksek rezin içeriğine sahip bir materyal olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Dayan ve ark.nın yaptıkları çalışmada ENA materyalinin elastik modül değeri CES materyalinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.¹¹⁰ Çalışmamızın sonuçlarına göre ise CES materyalinin elastik modül değeri ENA materyalinden anlamlı

derecede yüksek bulunmuştur. Çalışmaların farklı sonuçlar vermesi teste tabi tutulan örneklerin farklı boyutlarda olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Awada ve ark.nın yapmış olduğu çalışmada ise bizim çalışmamızla benzer şekilde CES materyalinin elastik modül değeri ENA materyalinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.¹⁰⁷ Çalışmamızda CES materyalinin elastik modül değeri ENA ve VSC materyalinden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Dayan ve ark.nın yapmış olduğu çalışmanın bizim çalışmamızla farklı bulgulara sahip olma nedeni örnek boyutlarının farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Diş hekimliği alanında CAD/CAM sistemleri, temelde eksiltmeli (frezeleme) ve eklemeli üretim sistemleri olmak üzere 2'ye ayrılmaktadır. Frezeleme sistemi, materyali istenilen şekil ve boyutta kesen bir eksiltici imalat çeşididir. Geleneksel yöntemlere göre daha fazla miktarda üretim yapar, kullanımı kolaydır ve zamandan tasarruf sağlamaktadır. Bu avantajlarından dolayı eksiltmeli CAD/CAM sistemleri çok yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Ancak fazla hammadde tüketimi ve frez israfı, sistemin maliyetini fazlasıyla yükseltmektedir. Ayrıca günümüz piyasa şartlarında hala çok geniş kitlenin erişimine imkân sağlayacak ekonomik düzeyde değildir. Buna karşın eklemeli üretim teknolojisi ekonomik olarak daha çok ümit vademektedir.¹¹² Eklemeli üretimin gerçekleştirildiği 3B yazıcılar güncel sistemlerdir ve üzerinde yapılacak daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır. Ayrıca dental kliniklerde kullanılması önerilen sistemler hala maliyetlidir.

Üretim sistemlerinden CNC (Computer Numerical Control), aşındırıcı bir teknik olan 'bilgisayar sayımlı yönetim' diş hekimliği alanında sıkça kullanılmaktadır. Materyalden küçük partiküller uzaklaştırarak istenilen nihai formdaki materyalin elde edilmesini sağlamaktadır. Bilgisayar destekli üretimde (CAM) kullanılan cihazların keskin uçlara sahip olmaları materyal yüzeyinde gerinim alanları oluşturmaktadır. Bu durum, materyalin yapısında mikro çatlak oluşumunu ve yayılmasını başlatmaktadır. Üretim esnasında uzaklaştırılan küçük partiküller yeni oluşan yüzeyin yapısında çatlaklar oluşturmaktadır. Yüzey hasarı ve yüzey altı hasarı olarak ifade edilen bu durum, üretilen nihai restorasyonların çığneme kuvvetlerine karşı mekanik davranışını değiştirebilmektedir. Restorasyon üretiminde kullanılan blokların şekillendirilmesi sırasında elmas frezler gibi

aşındırıcı materyaller kullanılmaktadır. Bu eksiltme işlemi, sert partiküllerle gerçekleştirildiği için seramik yüzeyinde düzensizlikler oluşabilmektedir.¹¹³

Üretim teknolojilerinden CAD/CAM sistemlerinde meydana gelmesi beklenen kazıma hasarı ve ağız içi koşullarda uygulanan bitirme işlemleri, restorasyonların dayanıklılığının azalmasına neden olmaktadır. Restorasyonun uzun ömürlü olması beklenirken üretim işlemi ve yorulmaya bağlı oluşan hasarlar bu sürenin kısalmasına neden olan faktörler arasında görülmektedir.¹⁰⁶ Bilgisayar destekli üretim cihazlarında kullanılan dairesel kesite sahip frezler, belirlenen düzlemlerde ve noktalarda yüzeye temas etmektedir. Frezlerin temas ettiği yüzeylerde kazıma işlemine dair izler gözlenmektedir. Bu makroskobik yüzey pürüzlülükleri direkt olarak stres birikim alanları oluşturmuyorken mikroskobik olarak görülen keskin çatlak ve çiziklerden oluşan alanlar, başarısızlığın meydana gelmesinde etkin rol oynamaktadır.¹¹⁴

Eklemeli üretim ise kırk yılı aşkın süredir hızlı gelişen ve diş hekimliği alanında da önemli yere sahip olan bir teknolojidir. Katman katman üretim metoduna sahip bu teknolojiye polimerler, kompozitler, seramikler ve metal alaşımlar gibi çeşitli malzemeler kullanılmaktadır. Eklemeli üretim teknolojisinin çağdaş dişhekimliğinin farklı alanlarına entegrasyonu oldukça önemlidir.

Dental uygulamalar için, eklemeli üretim teknolojileri arasında en popüler olanı stereolitografi'dir. Yüksek çözünürlük ve doğruluk ile hassas yapıların detaylarını ve pürüzsüz yüzey bitimini sağlar.¹¹⁵ Stereolitografi tekniğinde bir obje, kolaylıkla polimerize olan ardışık ışığa duyarlı bir malzemenin katman katman birleştirilmesiyle üretilir. Tabaka kalınlığı, basım yönü, polimerizasyon derinliği, derecesi, kütleme sonrası yapılan herhangi bir işlem üretilen objenin kalitesini ve çeşitli özelliklerini etkileyen faktörlerdendir. Stereolitografi tabanlı 3B baskı (SLA, DLP) bugüne kadar basılabilir malzemeler arasında en iyi uzamsal çözünürlüğü ve en izotropik mekanik özellikleri ürettiği yaygın olarak kabul edilmektedir.¹¹⁶ Bu çalışmadaki sıvı reçine materyalinden dâimi seramik üretimi, DLP teknolojisine sahip bir 3B yazıcıdan üretilmiştir.

Protetik restorasyonlarda öncelik fonksiyon kaybının giderilmesidir ancak restorasyonun estetik özelliklerinin de tatmin edici seviyede olması beklenmektedir. Birçok hasta estetik beklentilerinin karşılanamadığı protetik restorasyonu kabul etmeyebilir.

Protetik diş tedavisinde metal altyapılı seramik restorasyonların günümüzde uygulamaları devam etmektedir. Ancak estetik beklentilerin karşılanması kısıtlamaları mevcuttur, çünkü metal altyapı restorasyonun translüsentliğini ve kırılma direncini etkileyen çok önemli bir faktördür.¹¹⁷ Tam seramik restorasyonlara gösterilen ilgi gün geçtikçe daha çok artmaktadır. Materyallerin gelişmiş estetik özellikleri ve biyouyumlulukları, hem geleneksel yöntemlerle hem de CAD/CAM sistemi ile üretilebilmeleri bu ilginin oluşmasında etkili olmaktadır.¹¹⁸ Çift tabakalı veya monolitik olarak planlanabilen tam seramik restorasyonlar kendi arasında karşılaştırıldığında monolitik tam anatomik restorasyonlar, iki tabaka arasındaki uyumsuzlukları barındırmaması sebebiyle avantaj sağlamaktadır.¹¹⁹ Bu çalışmada çok çeşitli avantajlarıyla Protetik restorasyon üretiminde sıkça kullanılan iki farklı rezin matriks seramik blok yer almaktadır.

Diş hekimliğı CAD/CAM sistemlerinde kullanılan seramik gruplarından olan rezin matriks seramikler yapılarındaki rezin sebebiyle daha düşük yüzey sertliğine sahiptir. Bu sayede daha kolay frezelenebilir yapıdadırlar ve elastik modülleri diğer tam seramiklerden daha düşüktür. Karşıt dişte daha az aşınmaya sebep olurlar ve gerektiğinde ağız içi tamir edilebilirler. Seramik içerik ise materyalin mekanik dayanımını arttırmakta ve estetik özelliklerini güçlendirmektedir. Fırınlanma ihtiyacı olmayan bu seramik grubu tek aşamada üretilerek hastaya ve hekime zaman kazandırma açısından oldukça avantajlıdır.¹²⁰ Bu çalışmada rezin nanoseramik olan CES materyali, rezin matriks cam seramik olan ENA materyali ve 3B yazıcıdan üretilen rezin içerikli dâimi kuron materyali yer almaktadır. Son derece güncel olan VSC materyalinin, ağız içi tamir edilebilirliğine dair herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Yapılacak in vitro ve in vivo çalışmalarla VSC materyalinin özelliklerinin daha net şekilde belirlenebileceğı ve bu sayede geliştirilebileceğı düşünülmektedir.

Intraoral koşullarda kullanılan restoratif materyaller bu ortamın koşullarına uygun ve uygulanacak kuvvetler karşısında dayanıklı olmalıdır. Ağız içinde kullanılan bu materyaller çiğneme kuvvetlerinin yol açtığı gerilme, sıkışma, eğilme ve makaslama kuvvetlerine karşı koyabilecek yapıda olmaları gerekmektedir. Bu etkenler özellikle bazı parafonksiyonel alışkanlıkları olan bireylerde daha da zorlayıcı bir hale gelebilir. Bu şartlar altında uzun süreler fonksiyon görmesi gereken restoratif materyallerin dayanımının tespiti standart çubuk, plaka gibi örneklerin test edilmesiyle veya ağız ortamında kullanılacak form ve tasarımda hazırlanmış gerçek örneklerin test edilmesiyle mümkün olmaktadır.¹²¹

Diş hekimliğinde CAD/CAM teknolojisinin yaygınlaşması ile beraber materyallerdeki estetik ve mekanik özelliklerin gelişmesi, protetik tedavilerin daha kısa sürede daha başarılı şekilde tamamlanabilmesini mümkün kılmaktadır. Böylelikle metal seramik restorasyonlarda opak olan metal altyapının oluşturduğu dezavantajlı durum tam seramik sistemlerle beraber ortadan kalkmıştır. Uygulanacak tedaviye göre uygun materyal seçiminde çok önemli olan yeni malzemelerin estetik ve mekanik özellikleri oldukça önemlidir.¹²² Bir restoratif materyalin kullanılabilirliğini belirleyen ilk kriter mekanik özelliklerinin çiğneme kuvvetlerini karşı koyabilecek ve kalan diş dokusunu koruyabilecek yapıda olmasıdır. Klinik alanda görülen başarısızlıkların yaygın nedenlerinden biri restorasyon kırığı oluşmasıdır.¹²³ Restorasyonlarının kırılma dayanımlarını değerlendirmeye yönelik olarak uygulanan geleneksel laboratuvar testlerinde, materyaller universal test cihazına yerleştirilmekte ve örnekler kırılana kadar yük uygulanmaktadır. Bükülme dayanımı testi, restorasyonların uzun vadedeki kullanım performansı açısından öngörde bulunmak için yeterli olmamakla birlikte, materyalin dayanıklılığı, olası başarısızlık riski veya farklı materyallerin dayanımlarının karşılaştırılması açısından bilgi sağlamaktadır.¹²⁴

Tam seramik restorasyonların kırılma dayanımını etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Bunlar; materyalin mikroyapısı ve yorgunluğu, preparasyon dizaynı, fabrikasyon tekniği, simantasyon tekniği, uygulanan yükün tipi, yönü, uygulanma hızı, termal ve mekanik yorulma işlemi olarak sayılabilmektedir.¹²⁵

Yeni materyaller geliştirilirken, bu materyallerin klinik uygulama aşamalarındaki olası başarısızlıkların tespiti ve klinik başarı oranının değerlendirilmesi amacıyla in vivo ve in vitro testler yapılmaktadır. Klinik testler daha güvenilir olmalarına rağmen, hasta takibinde yaşanan problemler, klinik çalışmaların uzun sürede gerçekleşmesi, etik nedenler ve standardizasyon zorlukları olmasından dolayı çok fazla tercih edilmemektedir. Laboratuvar testleri ise daha kısa sürede materyallerin özellikleri ilgili bilgi verebilmektedir.¹²⁶ Bu nedenle, çalışmamız in vitro şartlarda gerçekleştirilmiştir. Bu sayede, çalışmada kullandığımız materyaller için laboratuvar ortamı oluşturularak, materyallerin dayanım özelliklerinin kısa sürede incelenmesi sağlanmıştır.

Yükün materyal üzerine uygulanma hızı ise çeşitli çalışmalarda 0,5 mm/dk ve 1mm/dk olarak karşımıza çıkmaktadır. Skouridou ve ark. 2013 yılında yaptıkları çalışmada

1mm/dk, Yang ve ark. 2014 yılında yaptıkları çalışmada ise 0,5 mm/dk hızla kuvvet uygulamışlardır.^{127,128}

Çalışmamızda kullanılan materyallere herhangi bir yaşlandırma işlemi uygulanmaması çalışmanın limitasyonlarından biri olarak kabul edilebilir. Bu materyallerin dinamik yükleme ve ısı döngü uygulanarak yaşlandırılması sonrası yapılacak mekanik testlerin sonraki çalışmalarda değerlendirilmesinin faydalı olacağını düşünmekteyiz. Çalışmamızın diğer bir kısıtlaması ise in-vitro bir çalışma olmasıdır. İn-vitro çalışmalar klinik uygulama sonuçlarını tam anlamıyla yansıtmasa da materyallerin klinik kullanımları hakkında önceden bilgi sahibi olmamızı sağlamaktadırlar. Bazı malzemelerin özellikleri geometrilerine ve uygulamalarına bağlı olarak değişebilmektedir. Ayrıca 3B yazıcıdan üretilen VSC materyalinin düşük mekanik özellik göstermesi 3B yazıcının çözünürlüğüne, katman kalınlığına, destek parçalarının konumuna, üretim hızına, materyal boyutuna ve üretim sonrası uygulanan işlemlerin sonucundan kaynaklandığı düşünülebilir. Bu bilgiler ışığında yeni malzemelerin daha fazla test edilmesi, özellikle in vivo gözlem yoluyla, özelliklerinin tam anlamıyla belirlenebileceği düşünülmektedir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmanın limitasyonları dahilinde şu sonuçlara varılabilir;

1. CES, ENA ve VSC materyallerinin bükülme dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. En düşük bükülme dayanım değerine sahip materyal VSC, en yüksek değere sahip materyal CES olmasına karşın ENA ile CES materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.
2. Elde edilen bükülme dayanım değerleri sonucunda; CES ve ENA materyalleri anterior ve posterior bölgedeki tek üyeli restorasyonlarda kullanılabilecek değerleri göstermiştir. VSC materyali ise sadece anterior bölgedeki tek üyeli restorasyonlarda kullanılabilecek bükülme dayanım değeri göstermiştir.
3. CES, ENA ve VSC materyallerinin bükülme modül değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. En yüksek bükülme modül değerine sahip materyal ENA iken en düşük değere sahip materyal VSC materyali olmuştur.
4. CES, ENA ve VSC materyallerinin elastik modül değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. En yüksek elastik modül değerine sahip materyal CES, en düşük değere sahip materyal VSC olmasına karşın ENA ile VSC materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Bir tam seramik restorasyonun klinik anlamda başarısı; hastaya bağlı faktörler, dinamik yükler, restorasyonun geometrisi, materyalin özellikleri gibi birçok faktöre bağlıdır. Bu nedenle yapılan in vitro testler sonucunda elde edilen verilerin klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir. Eklemeli üretim metoduyla elde edilen VSC materyalinin mekanik özelliklerine yönelik daha fazla çalışmanın yapılması önerilmektedir. Planlanacak araştırmalarda, farklı 3B yazıcıların kullanımı, destek yapıların konumu, materyal geometrisi, katman kalınlığı, üretim hızı ve üretim sonrası uygulanan işlemler gibi faktörlerin materyalin mekanik özelliklerine etkisi daha fazla in vitro ve uzun süreli klinik çalışmalarla desteklenmelidir.

7. KAYNAKLAR

1. **Revilla-Leon M, Ozcan M.** Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *J Prosthodont.* **2019**;28(2):146-58.
2. **Lucsanszky IJR, Ruse ND.** Fracture Toughness, Flexural Strength, and Flexural Modulus of New CAD/CAM Resin Composite Blocks. *J Prosthodont.* **2020**;29(1):34-41.
3. **Liu Y, Shen JZ.** *Advanced Ceramics for Dentistry: Chapter 5. Clinical Failures of Ceramic Dental Prostheses.* Elsevier Science, **2013**.
4. **Seghi RR, Sorensen JA.** Relative flexural strength of six new ceramic materials. *International Journal of Prosthodontics.* **1995**;8:239-39.
5. **Ferro KJ, Morgano SM, Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, et al.** The glossary of prosthodontic terms. **2017**.
6. **Jones DW.** Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am.* **1985**;29(4):621-44.
7. **McLaren EA, Cao PT.** Ceramics in dentistry—part I: classes of materials. *Inside dentistry.* **2009**;5(9):94-103.
8. **Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR.** *Phillips' science of dental materials.* Elsevier Health Sciences, **2012**.
9. **Van Noort R, Barbour M.** *Introduction to Dental Materials-E-Book.* Elsevier Health Sciences, **2014**.
10. **Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB.** Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent.* **2004**;91(2):136-43.
11. **Anusavice KJ.** *Phillips' Science of Dental Materials - eBook.* Elsevier Health Sciences, **2003**.
12. **Qualtrough AJ, Wilson NH, Smith GA.** Porcelain inlay: a historical view. *Oper Dent.* **1990**;15(2):61-70.
13. **O'brien WJ.** Dental materials and their selection, 2002. *Quintessence.* **2002**.
14. **Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett S.** *Fundamentals of fixed prosthodontics.* 194, Quintessence Publishing Company Chicago, IL, **1997**.
15. **McLean JW.** *The Science and Art of Dental Ceramics-Volume I: The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use.* 1, Quintessenz Verlag, **2019**.
16. **Wall JG, Cipra D.** Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dental Clinics of North America.* **1992**;36(3):765-82.
17. **Spencer P, Misra A.** *Material-tissue Interfacial Phenomena: Contributions from Dental and Craniofacial Reconstructions.* Woodhead Publishing, **2016**.
18. **Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA.** A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics.* **2015**;28(3):227-35.

19. **Programs CoDC.** Code on dental procedures and nomenclature. *The Journal of the American Dental Association.* **1982**;104(3):351-56.
20. **Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, et al.** Cerec CAD/CAM chairside system. *ORAL & implantology.* **2014**;7(3):57-70.
21. **Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV.** Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental materials.* **2004**;20(5):441-48.
22. **Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, et al.** Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *International Journal of Prosthodontics.* **2010**(5):434-42.
23. **Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V.** A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials.* **2000**;53(4):297-303.
24. **Sakaguchi RL, Powers JM.** *Craig's restorative dental materials-e-book.* Elsevier Health Sciences, **2012**.
25. **Chevalier J, Grandjean S, Kuntz M, Pezzotti G.** On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials.* **2009**;30(29):5279-82.
26. **Denry I, Kelly J.** Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of dental research.* **2014**;93(12):1235-42.
27. **Green DJ, Hannink RH, Swain MV.** *Transformation toughening of ceramics.* CRC press, **2018**.
28. **Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, et al.** All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental clinics.* **2011**;55(2):333-52.
29. **Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J.** Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dental materials journal.* **2014**;33(1):79-85.
30. **Mohamed Hamouda I.** Current perspectives of nanoparticles in medical and dental biomaterials. *J Biomed Res.* **2012**;26(3):143-51.
31. **Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, et al.** Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Open access Macedonian journal of medical sciences.* **2018**;6(9):1742-55.
32. **Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, et al.** Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental materials journal.* **2014**;33(5):705-10.
33. **Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ.** The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental materials.* **2014**;30(9):954-62.
34. **Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y.** Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater.* **2014**;30(5):564-9.
35. **Coldea A, Swain MV, Thiel N.** Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater.* **2013**;29(4):419-26.

36. **Pfeilschifter M, Preis V, Behr M, Rosentritt M.** Edge strength of CAD/CAM materials. *Journal of dentistry*. **2018**;74:95-100.
37. **Schweiger J, Edelhoff D, Guth JF.** 3D Printing in Digital Prosthetic Dentistry: An Overview of Recent Developments in Additive Manufacturing. *J Clin Med*. **2021**;10(9):2010.
38. BEGO. VarseoSmile Crown plus. <https://www.bego.com.tr/kategori/3d-dental-printer/varseosmile-crown-plus>. Accessed.
39. **Groover M, Zimmers E.** *CAD/CAM: computer-aided design and manufacturing*. Pearson Education, **1983**.
40. **Van Noort R.** The future of dental devices is digital. *Dental materials*. **2012**;28(1):3-12.
41. **Özsoylu AF.** Endüstri 4.0. *Çukurova Üniversitesi İktisadi ve İdari Bilimler Fakültesi Dergisi*. **2017**;21(1):41-64.
42. Raicu L, Marin D. Design aspects in machine tools evolution. Paper presented at: Journal of Proceedings of The International Conference on Manufacturing Systems2008.
43. **Higgins A.** The CAD/CAM Hall of Fame. *Machine Design*. **1999**;71(20):52-55.
44. **Duret F, Preston J.** CAD/CAM imaging in dentistry. *Current opinion in dentistry*. **1991**;1(2):150-54.
45. **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.
46. **Mantri SS, Bhasin AS.** CAD/CAM in dental restorations: an overview. *Annals and Essences of Dentistry*. **2010**;2(3):123-8.
47. **Rekow ED.** Dental CAD/CAM systems: a 20-year success story. *The Journal of the American Dental Association*. **2006**;137:5S-6S.
48. **Miyazaki T, Hotta Y.** CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian dental journal*. **2011**;56:97-106.
49. **Otto T, De Nisco S.** Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *International Journal of Prosthodontics*. **2002**;15(2):122-8.
50. **Andersson M, Oden A.** A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand*. **1993**;51(1):59-64.
51. **Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B.** Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent*. **1996**;76(2):187-93.
52. **Giordano R.** Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc*. **2006**;137 Suppl:14S-21S.
53. **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(9):1289-96.
54. **Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L.** CAD/CAM--fillings of the future? *Int Dent J*. **1997**;47(5):247-58.

55. **Mehl A, Hickel R.** Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent.* **1999**;2(1):9-35.
56. **Christensen GJ.** Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc.* **2001**;132(9):1301-3.
57. **Liu PR.** A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent.* **2005**;26(7):507-13.
58. **Feuerstein P.** Can technology help dentists deliver better patient care? *J Am Dent Assoc.* **2004**;135 Suppl:11S-16S.
59. **Alhazzawi TF.** Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of prosthodontic research.* **2016**;60(2):72-84.
60. **Zimmermann M, Mehl A, Mormann WH, Reich S.** Intraoral scanning systems - a current overview. *Int J Comput Dent.* **2015**;18(2):101-29.
61. **Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, et al.** Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent.* **2010**;38(7):553-9.
62. **Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG.** Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent.* **2007**;35(12):903-8.
63. **Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D.** Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal.* **2008**;204(9):505-11.
64. **Prudente MS, Davi LR, Nabbout KO, Prado CJ, Pereira LM, et al.** Influence of scanner, powder application, and adjustments on CAD-CAM crown misfit. *J Prosthet Dent.* **2018**;119(3):377-83.
65. **Baroudi K, Ibraheem SN.** Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature. *J Int Oral Health.* **2015**;7(4):96-104.
66. **Davidowitz G, Kotick PG.** The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am.* **2011**;55(3):559-70.
67. **Çelik G, Tuğrul S, Üşümez A.** Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal.* **2013**;16(1):74-82.
68. **Standardization IOF.** *Additive Manufacturing: General: Principles: Terminology.* ISO, **2015**.
69. **Bhusnure O, Gholve S, Sugave B, Dongre R, Gore S, et al.** 3D printing & pharmaceutical manufacturing: opportunities and challenges. *International Journal of Bioassays.* **2016**;5(1):4723-38.
70. **Kodama H.** Automatic method for fabricating a three-dimensional plastic model with photo-hardening polymer. *Review of scientific instruments.* **1981**;52(11):1770-73.
71. **Gross BC, Erkal JL, Lockwood SY, Chen C, Spence DM.** Evaluation of 3D printing and its potential impact on biotechnology and the chemical sciences. *Anal Chem.* **2014**;86(7):3240-53.
72. **Lindner A, Rasse M, Wolf HP, Millesi W, Eglmeier R, et al.** [Indications and use of stereolithographic skull reconstructions in oromaxillofacial surgery]. *Radiologe.* **1995**;35(9):578-82.
73. **Artuğ S, Altun MC.** 3 Boyutlu baskı teknolojisinin bina üretiminde kullanım olanaklarının güncel örnekler üzerinden incelenmesi. 4th International Congress on 3D Printing Technologies and Digital Industry. Antalya, Turkey, 11-14 April 2019.

74. **Jones R, Haufe P, Sells E, Iravani P, Olliver V, et al.** RepRap–the replicating rapid prototyper. *Robotica*. **2011**;29(1):177-91.
75. **Masood S, Rattanawong W, Iovenitti P.** A generic algorithm for a best part orientation system for complex parts in rapid prototyping. *Journal of materials processing technology*. **2003**;139(1-3):110-16.
76. **Abduo J, Lyons K, Bennamoun M.** Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *International journal of dentistry*. **2014**;2014:1-15.
77. **Liu Q, Leu MC, Schmitt SM.** Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *The international journal of advanced manufacturing technology*. **2006**;29(3):317-35.
78. **Çelik İ, Karakoç F, Çakır MC, Duysak A.** Hizli prototipleme teknolojileri ve uygulama alanlari. *Journal of Science and Technology of Dumlupınar University*. **2013**(031):53-70.
79. **Stansbury JW, Idacavage MJ.** 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental materials*. **2016**;32(1):54-64.
80. **Abduo J, Lyons K, Bennamoun M.** Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *Int J Dent*. **2014**;2014:783948.
81. **Wang X, Jiang M, Zhou Z, Gou J, Hui D.** 3D printing of polymer matrix composites: A review and prospective. *Composites Part B: Engineering*. **2017**;110:442-58.
82. **Rahman MM.** Statistical analysis of the digital micromirror devices hinge sag phenomenon. Master of science, Texas Tech University, USA, 2002.
83. **Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, et al.** Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioact Mater*. **2020**;5(1):110-15.
84. **Wu L, Zhao L, Jian M, Mao Y, Yu M, et al.** EHMP-DLP: multi-projector DLP with energy homogenization for large-size 3D printing. *Rapid Prototyping Journal*. **2018**;24:1500-10.
85. **Shirazi SFS, Gharekhani S, Mehrali M, Yarmand H, Metselaar HSC, et al.** A review on powder-based additive manufacturing for tissue engineering: selective laser sintering and inkjet 3D printing. *Science and technology of advanced materials*. **2015**;16(3):033502.
86. **Hoy MB.** 3D printing: making things at the library. *Medical reference services quarterly*. **2013**;32(1):93-9.
87. **George E, Liacouras P, Rybicki FJ, Mitsouras D.** Measuring and establishing the accuracy and reproducibility of 3D printed medical models. *Radiographics*. **2017**;37(5):1424-50.
88. **Yalçın B, Ergene B.** Endüstride yeni eğilim olan 3-d eklemeli imalat yöntemi ve metalurjisi. *Uluslararası Teknolojik Bilimler Dergisi*. **2017**;9(3):65-88.
89. **Edgar J, Tint S.** Additive manufacturing technologies: 3D printing, rapid prototyping, and direct digital manufacturing. *Johnson Matthey Technology Review*. **2015**;59(3):193-98.
90. **Gibson I, Rosen DW, Stucker B, Khorasani M, Rosen D, et al.** *Additive manufacturing technologies*. 17, Springer, 2021.
91. **Geschke R.** Ceramic gap-fills for ceramic restoration. *The conservator*. **2004**;28(1):74-83.

92. **Ngo TD, Kashani A, Imbalzano G, Nguyen KT, Hui D.** Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Composites Part B: Engineering*. **2018**;143:172-96.
93. **Pittayachawan P.** Comparative study of physical properties of zirconia based dental ceramics. UCL (University College London), London, 2009.
94. **Craig RG.** *Restorative dental materials*. Mosby, **1989**.
95. **Çahkkocaoglu S.** Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi (Metal Olmayan Maddeler). *Baskı, Mor Ajans, İstanbul, Türkiye*. **2000**;114.
96. **Sunnegårdh-Grönberg K, Peutzfeldt A, van Dijken JW.** Flexural strength and modulus of a novel ceramic restorative cement intended for posterior restorations as determined by a three-point bending test. *Acta Odontologica Scandinavica*. **2003**;61(2):87-92.
97. **Bayındır F, Yılmaz CB.** Comparison of diametral tensile, flexural, and compressive strengths of five core build-up materials. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. **2007**;2007(1):18-23.
98. **Ersu B, Yenigül M, Tulunoğlu İ.** Three point bending strength of in-ceram core material sinterized with colloidal alumina. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg(Clinical Dentistry and Research)*. **2007**;31(2):71-78.
99. **Magne P, Belser U.** Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *International Journal of Prosthodontics*. **1997**;10(5):459-66.
100. **Seghi RR, Sorensen JA.** Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont*. **1995**;8(3):239-46.
101. **Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ, Jr.** Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater*. **2003**;19(8):693-9.
102. **Morrell R, McCormick N, Bevan J, Lodeiro M, Margetson J.** Biaxial disc flexure–modulus and strength testing. *British Ceramic Transactions*. **1999**;98(5):234-40.
103. **Seal A, Dalui A, Banerjee M, Mukhopadhyay A, Phani K.** Mechanical properties of very thin cover slip glass disk. *Bulletin of Materials Science*. **2001**;24(2):151-55.
104. **IBM SPSS Statistics for Windows** [computer program]. Version 24.0. Armonk, NY: IBM Corp.2016.
105. **Faul F, Erdfelder E, Buchner A, Lang AG.** Statistical power analyses using G*Power 3.1: tests for correlation and regression analyses. *Behav Res Methods*. **2009**;41(4):1149-60.
106. **Yin L, Song X-F, Song Y-L, Huang T, Li J.** An overview of in vitro abrasive finishing & CAD/CAM of bioceramics in restorative dentistry. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*. **2006**;46(9):1013-26.
107. **Awada A, Nathanson D.** Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*. **2015**;114(4):587-93.
108. **Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, et al.** Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. **2018**;119(3):384-89.
109. **Lawson NC, Bansal R, Burgess JO.** Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dental materials*. **2016**;32(11):e275-e83.

110. **Dayan SÇ, Çelik Güven M.** Farklı CAD/CAM Blokların Bükülme Dayanımı ve Elastisite Modüllerinin Değerlendirilmesi. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*. **2020**;26(1):36-42.
111. **Grzebieluch W, Kowalewski P, Grygier D, Rutkowska-Gorczyca M, Kozakiewicz M, et al.** Printable and Machinable Dental Restorative Composites for CAD/CAM Application—Comparison of Mechanical Properties, Fractographic, Texture and Fractal Dimension Analysis. *Materials*. **2021**;14(17):4919.
112. **Park J-Y, Kim H-Y, Kim J-H, Kim J-H, Kim W-C.** Comparison of prosthetic models produced by traditional and additive manufacturing methods. *The journal of advanced prosthodontics*. **2015**;7(4):294-302.
113. **Schaefer O, Kuepper H, Thompson GA, Cachovan G, Hefti AF, et al.** Effect of CNC-milling on the marginal and internal fit of dental ceramics: a pilot study. *Dent Mater*. **2013**;29(8):851-8.
114. **Albakry M, Guazzato M, Swain MV.** Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *Journal of dentistry*. **2004**;32(2):91-9.
115. **Melchels FP, Feijen J, Grijpma DW.** A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. *Biomaterials*. **2010**;31(24):6121-30.
116. **Della Bona A, Cantelli V, Britto VT, Collares KF, Stansbury JW.** 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: a systematic review. *Dent Mater*. **2021**;37(2):336-50.
117. **Borges GA, Caldas D, Taskanak B, Yan J, Sobrinho LC, et al.** Fracture loads of all-ceramic crowns under wet and dry fatigue conditions. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. **2009**;18(8):649-55.
118. **Lawn BR, Deng Y, Thompson VP.** Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *The Journal of prosthetic dentistry*. **2001**;86(5):495-510.
119. **Zhang Y, Kim J-W.** Graded structures for damage resistant and aesthetic all-ceramic restorations. *Dental materials*. **2009**;25(6):781-90.
120. **Nguyen J, Ruse D, Phan A, Sadoun M.** High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *Journal of dental research*. **2014**;93(1):62-7.
121. **Çalikkocaoğlu S.** *Bölümlü Protezler*. Kudret Matbaası, İstanbul, **1981**, 35.
122. **Yin R, Kim YK, Jang YS, Lee JJ, Lee MH, et al.** Comparative evaluation of the mechanical properties of CAD/CAM dental blocks. *Odontology*. **2019**;107(3):360-67.
123. **Nakamura T, Imanishi A, Kashima H, Ohyama T, Ishigaki S.** Stress analysis of metal-free polymer crowns using the three-dimensional finite element method. *International Journal of Prosthodontics*. **2001**;14(5):401-5.
124. **Kelly JR.** Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. **1999**;81(6):652-61.
125. **Clausen JO, Abou Tara M, Kern M.** Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. *Dent Mater*. **2010**;26(6):533-8.

126. **Lopes GM, Prado TP, Camilotti V, Bernardon P, Mendonça MJ, et al.** In vitro and In vivo evaluation of resin composites fluorescence. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. **2021**;114:104223.
127. **Skouridou N, Pollington S, Rosentritt M, Tsitrou E.** Fracture strength of minimally prepared all-ceramic CEREC crowns after simulating 5 years of service. *Dental materials*. **2013**;29(6):e70-e77.
128. **Yang R, Arola D, Han Z, Zhang X.** A comparison of the fracture resistance of three machinable ceramics after thermal and mechanical fatigue. *The Journal of prosthetic dentistry*. **2014**;112(4):878-85.



EKLER

EK-1

HMKÜ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL
KARAR FORMU

KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 21 KARAR 21- Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof.Dr. Mustafa ZORTUK (Arş.Gör.Dr.Erencan TUNCER'in uzmanlık tezi) "Ekleme yöntemi ile elde edilen rezin içerikli seramik materyalinin mekanik özellik açısından CAD/CAM seramikleri ile karşılaştırılması" isimli çalışması görüşmüş olup; çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve etik kurallara uygun bulunmuş olup; çalışmanın finans kaynağı olarak gösterilen, Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'nden (BAP) gerekli belgelerin Kurulumuza ulaştıktan sonra çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üyelerinin oy birliği ile karar verilmiştir.	Tarih: 18/02/2021
ETİK KURUL ÜYELERİ		
Çalışma Esası:	İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu	
Etik Kurul Başkanı	Prof.Dr.İbrahim Halil ÇERÇİ	

ETİK KURUL ÜYELERİ						
Ünvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyeti	İlişki	Katılım	İmza
Prof.Dr.İbrahim Halil ÇERÇİ Başkan	Veteriner	HMKÜ Veteriner Fakültesi	E	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Prof.Dr.Hülya YALÇIN Başkan Yrd.	Nükleer Tıp	HMKÜ Tıp Fakültesi	K	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Prof.Dr. A.Güler OKYAY Başkan Yrd.	Kadın Hast. Ve Doğum	HMKÜ Tıp Fakültesi	E	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Prof.Dr.Alper ASLAN Üye	Beden Eğitimi	HMKÜ BESYO	E	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Prof.Dr.Tümay ÖZGÜR Üye	Patoloji	HMKÜ Tıp Fakültesi	K	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Doç.Dr.Cengiz ARLI Üye	Kulak Burun Boğaz	HMKÜ Tıp Fakültesi	E	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Dr.Öğr.Üyesi Fatma ÖZ Üye	Anatomi	HMKÜ Tıp Fakültesi	K	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Dr.Öğr.Üyesi F. B. ZORTUK Üye	Diş Hekimi	HMKÜ Diş Hekimliği Fakültesi	K	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Doç.Dr. Oğuzhan ÖZCAN Üye	Tıbbi Biyokimya	HMKÜ Tıp Fakültesi	E	E ☐ H ☒	E ☐ H ☒	
Doç.Dr. Oğuz AKKUŞ Üye	Kardiyoloji	HMKÜ Tıp Fakültesi	E	E ☐ H ☒	E ☐ H ☒	
Doç.Dr.Sibel SEVİNÇ Üye	Hemşirelik	HMKÜ Sağlık Hiz. YO.		E ☐ H ☒	E ☐ H ☒	

ASLI GİBİDİR
Enver Sedat BORAZAN
 Etik Kurul Sekreteri

