



**T.C.  
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**BİTİRME TEZİ**

**MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLERDE CAD/CAM  
UYGULAMALARI**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**Gizem DİLEK**

**0801160008**

**Danışman**

**Doç. Dr. Meltem ÖZDEMİR KARATAŞ**

**Mayıs, 2021**

**İstanbul**

## ÖNSÖZ

Tezimin yazım aşaması sürecinde bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, yardımlarını esirgemeyen ve bu tez çalışmasının gerçekleşmesini sağlayan değerli hocam Doç. Dr. Meltem Özdemir Karataş'a, maddi manevi her zaman yanımda olup benim bugünlere gelmemi sağlayan anneme ve arkadaşlarıma teşekkür ederim

Gizem DİLEK

## İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ .....	i
ÖZET.....	vi
ABSTRACT.....	vii
EKLER.....	viii
1.GİRİŞ.....	1
2.MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLER .....	2
2.1.TARİHÇE.....	2
2.2.TANIM.....	3
2.3.MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLERİN SAHİP OLMASI GEREKEN ÖZELLİKLER.....	4
2.4.MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLERDE SINIFLANDIRMA .....	5
2.4.1.INTRAORAL MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLER .....	5
2.4.1.1.YUMUŞAK DAMAK PROTEZLERİ.....	5
2.4.1.1.1.FARENGEAL OBTÜRATÖR/KONUŞMA PROTEZLERİ.....	5
2.4.1.1.2.MEATUS OBTÜRATÖR.....	6
2.4.1.1.3.PALATAL LİFT PROTEZLER .....	6
2.4.1.2.SERT DAMAK PROTEZLERİ.....	6
2.4.2.1.1.CERRAHİ OBTÜRATÖRLER .....	7
2.4.2.1.1.1.SPIESSL TİP.....	9
2.4.2.1.1.2.KLASİK TİP .....	9
2.4.2.1.1.3.KOMBİNE TİP .....	9
2.4.1.1.2.TEDAVİ OBTÜRATÖRLERİ .....	10
2.4.1.2.3.NİHAİ OBTÜRATÖRLER .....	11
2.4.1.2.3.1.AÇIK BOŞLUKLU NİHAİ OBTÜRATÖRLER.....	13
2.4.1.2.3.2.KAPALI BOŞLUKLU NİHAİ OBTÜRATÖRLER.....	13
2.4.2.EKSTRAORAL MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLER.....	13
2.4.2.1.AURİKÜLER PROTEZLER (KULAK PROTEZLERİ).....	13
2.4.2.2.GÖZ PROTEZLERİ.....	15
2.4.2.3.NAZAL PROTEZLER (BURUN PROTEZLERİ).....	18
2.4.2.3.ORTA YÜZ PROTEZLERİ .....	19
2.4.3.KOMBİNE MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLER .....	19
2.5.MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLERDE KULLANILAN MATERYALLER .....	19
2.5.1.MATERYALDE BULUNMASI GEREKEN ÖZELLİKLER .....	19

2.5.2.AKRİLİK REZİNLER.....	20
2.5.3.AKRİLİK KOPOLİMERLER.....	22
2.5.4.POLİVİNİL KLORİT (PVC) VE KOPOLİMERLERİ .....	22
2.5.5.POLİÜRETANLAR .....	23
2.5.6.SİLİKONLAR .....	23
2.5.6.1.ODA ISISINDA VULKANİZE OLAN (RTV) SİLİKONLAR.....	26
2.5.6.2.YÜKSEK ISIDA VULKANİZE OLAN (HTV) SİLİKONLAR.....	28
2.5.7.YENİ MATERYALLER .....	30
2.5.7.1.Köpük Silikonlar .....	30
2.5.7.1.1.Silastic 386.....	30
2.5.7.1.2.Sifenilenler .....	31
2.5.7.2.Silikon Blok Kopolimerleri .....	31
2.5.7.3.Polifosfazenler .....	31
2.5.7.4.A-2186.....	31
2.6.MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLERDE RETANSİYON .....	31
2.6.1.ANATOMİK RETANSİYON.....	32
2.6.2.ADEZİVLER.....	32
2.6.2.1.AKRİLİK REZİN ADEZİVLER .....	33
2.6.2.2.SİLİKON ADEZİVLER.....	34
2.6.2.3.BASINCA DUYARLI BANT .....	34
2.6.3.İMLANT DESTEKLİ RETANSİYON .....	35
2.6.3.1.INTRAORAL İMLANTLAR.....	36
2.6.3.2.EKSTRAORAL İMLANTLAR.....	36
2.6.3.2.1.İMLANT UYGULAMA ALANLARI.....	36
2.6.3.2.2. SİSTEMLER.....	37
2.6.3.2.2.1.Bar Sistemler .....	37
2.6.3.2.2.2.Magnet Sistemler .....	38
2.6.3.2.2.3.Ball Ataşmanı Sistemler .....	39
2.6.3.2.3.KULAK BÖLGESİ .....	39
2.6.3.2.4.ORBİTAL VE OKÜLER BÖLGE.....	41
2.6.3.2.4.1.Oküler İmlantlar .....	41
2.6.3.2.4.2.Orbital İmlantlar .....	42
2.6.3.2.5.NAZAL PROTEZLER .....	43
2.6.3.2.6.ZİGOMATİK İMLANTLAR .....	43

3.BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIM/BİLGİSAYAR DESTEKLİ ÜRETİM (CAD/CAM).....	44
3.1.TANIM.....	44
3.1.1. HASTA BAŞI ÜRETİM.....	45
3.1.2.LABORATUVAR ÜRETİMİ.....	45
3.1.3.MERKEZİLEŞTİRİLMİŞ ÜRETİM .....	45
3.2.TARİHÇE .....	46
3.3.CAD/CAM KOMPONENTLERİ .....	46
3.3.1.TARAYICI (SCANNER) .....	47
3.3.1.1.OPTİK TARAYICILAR .....	47
3.3.1.2.MEKANİK TARAYICILAR.....	47
3.3.1.3. INTRAORAL TARAYICILAR .....	48
3.3.2.CAD (BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIM) YAZILIMI/ SOFTWARE .....	48
3.3.3.CAM (BİLGİSAYAR DESTEKLİ ÜRETİM) .....	48
3.3.3.1.ÜÇ EKSENLİ FREZE CİHAZI.....	49
3.3.3.2.DÖRT EKSENLİ FREZE CİHAZI.....	49
3.3.3.3.BEŞ EKSENLİ FREZE CİHAZI .....	49
3.4.CAD/CAM SİSTEMLERİN AVANTAJLARI .....	50
3.5.CAD/CAM SİSTEMLERİN DEZAVANTAJLARI.....	50
3.6. CAD/CAM SİSTEMLER.....	51
3.6.1.CEREC (CEramic REConstruciton).....	51
3.6.1.1.Bluecam AC.....	52
3.6.1.2.Omnicam AC .....	52
3.6.1.3.Apollo DI.....	52
3.6.2.PROCERA ALL-CERAM SİSTEM .....	52
3.6.3.CERCON SİSTEM.....	53
3.6.4.LAVA SİSTEM.....	53
3.6.5.CELAY SİSTEM.....	54
3.6.6.CICERO SİSTEM .....	54
3.6.7.E4D SİSTEM .....	55
3.6.8.INTRAORAL DIGITIZER TARAYICI.....	55
3.6.9. ITERO SİSTEM .....	56
3.6.10.EVEREST SİSTEM (KaVo Dental, Almanya).....	56
3.6.11.ZENO TEC SİSTEM (Wieland, Almanya).....	57
3.6.12.HINT-ELS SİSTEMİ .....	57

4. MAKSİLLOFASİYAL BÖLGEYİ 3 BOYUTLU GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ .....	57
4.1. 3 BOYUTLU STEREOFOTOGRAMETRİ.....	57
4.1.1.PASİF STEREOFOTOGRAMETRİ .....	58
4.1.2.AKTİF STEREOFOTOGRAMETRİ .....	59
4.1.3.AVANTAJLARI .....	61
4.1.4.LİMİTASYONLARI .....	61
4.2.KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ (CBCT).....	61
4.2.1.AVANTAJLARI .....	62
4.2.2.LİMİTASYONLARI .....	63
4.3.DİJİTAL DENTAL MODELLER .....	64
4.3.1.AVANTAJLARI .....	64
4.3.2.LİMİTASYONLARI .....	65
5. 3 BOYUTLU BASKI TEKNOLOJİLERİ.....	65
5.1.HIZLI PROTOTİPLEME.....	66
5.1.1.STEREO LİTOGRAFI (SLA).....	68
5.1.2.SEÇİCİ LAZER SİNERLEME (SLS).....	70
5.1.3.FUSED DEPOSITION MODELLEME (FDM) .....	72
5.1.4.MATERIAL JETTING/ FOTOPOLİMER JETTING.....	73
5.1.6.POWDER PRINTING .....	74
5.1.7. ÜÇ BOYUTLU BASKI SİLİKONLAR .....	74
5.1.7.1. STEREO LİTOGRAFI (SLA) İLE SİLİKON BASKI .....	75
5.1.7.2.SİLİKON TABANLI YAKLAŞIMIN GÖMÜLÜ ÜÇ BOYUTLU YAZDIRILMASI .....	76
5.1.7.3.DAMLA YAKLAŞIMI İLE DOĞRUDAN SİLİKON PÜSKÜRTME.....	76
5.1.7.4.SİLİKONUN ÜÇ BOYUTLU BASKISI İÇİN BINDER JETTING YAKLAŞIMI.....	77
6.SONUÇ .....	78
7.KAYNAKÇA .....	79
8.ÖZGEÇMİŞ .....	101

## ÖZET

Maksillofasiyal protezler, doğumsal veya kazanılmış maksillofasiyal deformitelere sahip hastaların rehabilite edilmesi için kullanılan protezlerdir. Geleneksel yöntemlere alternatif olarak son yıllarda bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim yöntemleri, daha kısa sürede daha doğru protezlerin üretilmesini olanaklı kılmıştır. Bu tez çalışmasında maksillofasiyal protezlerin sınıflandırılması, kullanılan materyaller, bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) cihazları ile dijital yöntemlerle maksillofasiyal protez üretim prosedürleri anlatılmıştır.

Anahtar kelimeler: Maksillofasiyal protezler,CAD/CAM, Üç boyutlu baskı teknolojileri, Silikonlar

## ABSTRACT

Maxillofacial prostheses are prostheses used for the rehabilitation of patients with congenital or acquired maxillofacial deformities. As an alternative to traditional methods, computer-aided design and computer-aided manufacturing methods have made it possible to produce more accurate prostheses in a shorter time. In this thesis, the classification of maxillofacial prostheses, the materials used, computer aided design (CAD) and computer aided manufacturing (CAM) devices and maxillofacial prosthesis production procedures with digital methods are explained

Key words: Maxillofacial prosthesis, CAD/CAM, Three-dimensional printing Technologies, Silicones



## EKLER

Şekil 1: Palatal obtüratör protez

Şekil 2: Cerrahi obtüratör

Şekil 3: Tedavi obtüratörü

Şekil 4: Sert damak defekti bulunan hastaya uygulanmış nihai obtüratör

Şekil 5: İmplant destekli auriküler protez (kulak protezi)

Şekil 6: Orbital protez

Şekil 7: Oküler protez

Şekil 8: Silikon materyallerinin sınıflandırılmasının diyagramı

Şekil 9: Bar- klips tutucu sistemin hasta ve protez üzerindeki görüntüsü

Şekil 10: Magnet tutuculu sistem

Şekil 11: Magnet ataşmanlı ekstraoral kulak implantı

Şekil 12: Cerec intraoral kamera ve tasarımın yapıldığı yazılım

Şekil 13: Cercon sistem

Şekil 14: Lava sistem

Şekil 15: ED4 sistem

Şekil 16: ITero sistem

Şekil 17: Everest sistem

Şekil 18: Stereofotogrametri odası

Şekil 19: Pasif stereofotogrametrinin illüstrasyonu

Şekil 20: Aktif stereofotogrametri

Şekil 21: Kameralarla görüntü yakalanmasının illüstrasyonu

Şekil 22: Dijital dental model oluşturma prosedürü

Şekil 23: Hızlı prototipleme şeması

- Şekil 24: SLA sisteminin şeması ve yazıcı parçaları
- Şekil 25: SLS sistemlerin çalışma prensibinin şeması
- Şekil 26: SLS baskı sürecinin diyagramı ve endüstriyel makinesi
- Şekil 27: FDM sistemlerinin çalışma prensiplerinin şeması
- Şekil 28: PolyJet teknolojisiyle kulak protezi üretimi
- Şekil 29: Gömülü üç boyutlu baskı yazdırılmasında oluşmuş defektler ve distorsiyon
- Şekil 30: Silikonların doğrudan püskürtme ile yazdırılması
- Şekil 31: Direkt püskürtme yaklaşımı ile yazdırılmış ve renklendirilmiş nazal protez
- Şekil 32: Silikonun yazdırılmasında binder jetting yaklaşımı prensibi



## 1.GİRİŞ

Maksillofasial deformitesi olan hastalarda farklı derecelerde fonksiyonel ve estetik sorunlar görülebilir. Bu sorunlar tek çeneyi ilgilendirebileceği gibi iki çeneyi beraber ilgilendirip daha derin kraniofasial dokulara yayılmış olabilir[1].

Maksillofasial deformiteye sahip hastalarda cerrahi müdahaleler yaparak veya çene yüz protezleri kullanarak rehabilitasyon sağlanması mümkündür. Cerrahi rekonstrüksiyonlar zor operasyonlardır. Çoğu zaman tatmin edici bir sonuç vermezler [2-3]. Ayrıca büyük rezeksiyon alanlarının olduğu, cerrahi müdahale ile rehabilite edilemeyecek, kanser nedeniyle deformite gelişmişse, nüks ihtimalinin olduğu öngörülen ve ilgili bölgenin belirli periyotlarla muayenesinin gerektiği hasta gruplarında cerrahi rekonstrüksiyon tercih edilen bir tedavi yaklaşımı değildir. Böyle durumlarda çene yüz protezlerini tercih ederiz. Yüz protezleri sadece hastanın görünümünü iyileştirmekle kalmaz aynı zamanda erken rehabilitasyona olanak verir, alanın inspeksiyonunu olası kılar, cerrahi ve hospitalizasyon süresini kısaltır, tedavi giderlerini düşürür ve hastanın psikososyal olarak hayata yeniden entegre olmasını sağlar[4].

## 2.MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLER

### 2.1.TARİHÇE

Maksillofasiyal protezlerin nerede ve ne zaman yapılmaya başlandığı çok açık değildir [5]. Conroy'a göre bilinen en eski yüz ve diş protezleri Hipokrat'ın yaptığı protezler olabilir [6]. Arkeolojik kazılarda Estürk toplumunun toplu antik site mezarlarında intraoral protez kalıntılarına rastlanmıştır [5]. Eski mısır antik mezarlarında ise mumyalarda kulak ve burun protezlerine ek olarak enamel kaplı bronz kapaklarla birlikte gümüş gözler bulunmuştur[7].

Aynı şekilde antik yunan döneminde yapılan heykellerde yapay gözler kullanılmıştır[7]. Bazı varsayımlara göre ise protez kullanımını teşvik etmek amacıyla Roma, Mısır ve Hindistan toplumlarında suçluları cezalandırmak için el, kulak ve burun amputasyonları yapılmış olabilir[5,6].

İlk olarak kayıtlara geçmiş yüz protezi, Fransız ordusunda bir cerrah olan Ambroise Pare tarafından (1510-1590) yapılmıştır.16. yüzyılda farklı materyallerden protezler imal etmiştir. Kağıt hamuru, deri, altın, gümüş, fildişi kullanmıştır[6]. Yaptığı burun protezini yapışkan malzemelerle yüze adapte etmiş veya 3 adet iple kafaya bağlamıştır. Kulak protezlerini hastanın kafatasının arkasında yer alan metal bant ile tutturmuştur. Göz protezleri için göz çukuruna yapışkan bir madde kullanarak protez tutuculuğunu sağlamış veya kulak protezinde yaptığı gibi kafanın çevresinden ipler dolamıştır[5].

Yüz protezleriyle ilgili kayıtlara geçmiş bir sonraki bilgi gökbilimci Tycho Brahe'nin kendisi için tasarladığı ve demirci ustasına yaptırdığı gümüş ve bakırdan oluşan burun protezidir [7]. Brahe, bu protezi ömrünün sonuna kadar kullandığı için yüz protezlerinin babası olarak bilinmektedir [8].

1678-1761 yılları arasında yaşayan Pierre Fouchard, yaptığı çene yüz protezleri hakkında yaptığı araştırmalarla bu konuya büyük katkı sağlamış, ağız içi defektlerde farklı protezler tasarlamıştır [9]. Pierre Fouchard, maksillofasiyal protezlerle sadece çiğneme işlevini değil aynı zamanda palatal defektleri iyileştirebileceğini ve estetiği geliştirebileceğini düşünmüş ve kanatlı bir obtüratör protez tasarlanmıştır. Aynı zamanda Pierre Fouchard estetik yapay dişler tasarlamış, fildişi yapay dişleri ince metal bir tabakayla sardıktan sonra bu metal tabakayı da enamelle sarmıştır [5].

Ağız içi ve ağız dışı defektlerin bir arada olduğu önemli vakalardan bir tanesi gümüş maskeli savaşı olarak anılan Fransız askere yapılan protezdir. Alphonse Louis adlı bu asker savaşta alt yüz bölümünü kaybetmiş ve geriye mandibulanın ramusunun yükselen kısmı kalmıştır. Dr. Forjet'in gümüşten yaptığı bu protez deri kayışlarla boynuna bağlanmıştır. Mandibular parçanın üzerine altından dişler yerleştirmiştir. Protezi yağlı boya ile boyayıp, yüze tüylerle bıyık ve favori yaparak doğal bir görünüm kazandırmaya çalışmıştır [7].

19.yüzyılda William Morton altın tabak kullanarak obtüratör protez ve gözlük yardımı ile yerinde duran porselenden yapay burun üretmiştir[6].

19.yüzyılın sonlarına doğru maksillofasiyal protezlerin yapımı için vulkanitler üretilmiş. Vulkanitler, eskiden kullanılan selüloz, metal, seramik ve protez yapımı için kullanılan diğer malzemelerin yerini almıştır[6].

## 2.2.TANIM

Çene yüz protezleri travma, konjenital bozukluklar ve kötü huylu tümöral oluşumların cerrahi rezeksiyonunu takiben oluşan defektlerin fonksiyonel ve estetik düzelmesine yardımcı olmak için yapılan protezlerdir [10].

Literatürlerde maksillofasiyal protezler olarak geçen bu protezlerin karşılığı çene yüz protezi, sadece yüzle ilgilenen bölümü olan epitez teriminin karşılığı ise yüz protezidir [7].

Burun, kulak, göz ve göz çevresi ile baş ve boyun bölgesindeki diğer eksik bölümlerin yerine konulmasında çene yüz protezlerinden faydalanılmaktadır [11].

Plastik cerrahideki yeni gelişmelere rağmen kanser ve travma hastalarında çene yüz protezlerine her zaman ihtiyaç duyulmaktadır [12].

Genel olarak protez yapımında beş ana amaç esas alınır [13].

Bunlar;

- Fonksiyonel amaç: Hastanın eksik olan dokularının tamamlanarak kısmi de olsa fonksiyon görebilmesini sağlamak,
- Kozmetik amaç: Hastanın estetiğini sağlamak,
- Fonetik amaç: Çene protezlerinde hastanın anlaşılabilir konuşmasını sağlamak,
- Psikolojik amaç: Eksik dokular nedeniyle oluşmuş estetik noksanlığın oluşturduğu kötü psikolojiyi gidermek
- Biyolojik amaç: Doku bütünlüğünü sağlamak

Maksillofasiyal defektlerin öncelikli tedavisi cerrahi olarak rekonstrüksiyondur. Çünkü bu tedavi sonucunda hastanın konforu artar, estetik sonuçlar ortaya çıkar ve hastanın sosyal hayata uyumu kolaylaşır. Ama her zaman cerrahi tedavi mümkün değildir[14].

Cerrahi tedavi, defektli sahayı örterek kontrol edilmeyi imkansız hale getirir. Protez kullanımında ise kontrol istenen her zaman sağlanabilir. Radyasyon, damarlanmada dejenerasyon ve iskemik formasyon cerrahinin başarısını azaltan faktörlerdir. Böyle durumlarda protez tercih edilir[15].

Protetik rehabilitasyonda ana hedef, restore edilen alandaki dokuların efektif tedavisini ve iyileşmesini sağlamaktır. Bu hedefleri gerçekleştirmek için kullanılan protezlerin de hasta tarafından kabul edilebilir olması için belli estetik ve fonksiyonel prensiplere sahip olması gerekir[16].

### **2.3.MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLERİN SAHİP OLMASI GEREKEN ÖZELLİKLER**

İdeal olarak maksillofasiyal protezlerin bazı özelliklere sahip olması istenmektedir, bunlar[10,15,17,18,19,20];

Abrazyona dirençli olmalı

Özgül ağırlığı düşük olmalı

Kolay temizlenebilmeli

Çekme kuvvetlerine ve yırtılmaya dirençli olmalı

Düşük yüzey gerilimine ve düşük ısı iletkenliğine sahip olmalı

Rahatsız edici tadı, kokusu olmamalı

Su absorpsiyonu olmamalı veya minimum olmalı

Şekillendirilmesi kolay olmalı ve şekillendirmeden sonra boyutsal değişim göstermemeli

Mevcut olan iç ve dış renklendirici ajanlarla kolayca renklendirilebilmeli ve bu renklendirici ajanlar materyal içinde homojen olarak dağılabilmeli

Raf ömrü uzun olmalı ve uzun çalışma imkanı sunmalı

Kaybolan fonksiyonları yerine getirebilmeli

Fiziksel ve mekanik olarak yerini aldığı dokuya benzer olmalı

Yerleştirilmesi ve uzaklaştırılması kolay olmalı, üzerinde yer aldığı dokuya bu yerleştirme ve çıkartma esnasında zarar vermemeli

Dokulara alerjik ya da toksik etkileri olmamalı

Çözücü ve adezivlere karşı inert olmalı

Yüksek ve düşük ısılarda fiziksel özelliklerini kaybetmeden koruyabilmelidir.

## **2.4.MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLERDE SINIFLANDIRMA**

Literatürde birçok maksillofasiyal protez tipi tanımlanmıştır. Ama genel olarak maksillofasiyal protezleri intraoral, ekstraoral ve kombine protezler olmak üzere 3 başlık altında incelemek mümkündür[21].

### **2.4.1.INTRAORAL MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLER**

Intraoral maksiller defektler için protezler yumuşak damağı rehabilite eden protezler ve sert damağı rehabilite eden protezler olmak üzere ikiye ayrılır[22].

#### **2.4.1.1.YUMUŞAK DAMAK PROTEZLERİ**

Yumuşak damakta meydana gelen anormallikler birçok neden yüzünden oluşabilir. Bu nedenler genellikle konjenital, kazanılmış veya gelişimseldir. Defektler, palatofarengal sfinkterin tam kapanamamasına ve konuşurken burundan hava kaçışına sebep olur[15].Yumuşak damak rehabilitasyonu için üretilen protezlerin amacı, yumuşak/sert damakla farenks arasındaki boşluğun hermetik kapanmasını sağlamaktır[23].

Yumuşak damağın rehabilitasyonu sert damağa göre daha zordur. Çünkü daha kompleks bir yapıya ve tensor veli palatini, palatoglossus, palatopharyngeus, levator veli palatini ve uvula gibi kas komponentlerine sahiptir[24]. Bu alanda gerçekleşen fizyolojik fonksiyonlara velofarengal fonksiyonlar denir ve bu fonksiyonların düzgün gerçekleşebilmesi için buradaki kasların eş zamanlı hareketine ihtiyaç vardır. Burada meydana gelen defekt, konuşma güçlüğü ve burundan konuşma gibi disfonksiyonlara neden olur[25].

Velofarengal yetmezlik, yutkunma ve konuşma sırasında yumuşak damak ile bir veya daha fazla farenks duvarı arasında meydana gelen efektif kapatma eksikliği sonucu oluşur[26].

Yumuşak damağı rehabilite etmek için kullanılan protezleri farengal obtüratör/konuşma protezleri, meatus obtüratör, palatal lift protezler olarak 3'e ayırabiliriz[26];

#### **2.4.1.1.1.FARENGEAL OBTÜRATÖR/KONUŞMA PROTEZLERİ**

Cerrahi eksizyonlar sonucu yumuşak damak kasları ve velofarengal mekanizma zarar görebilir. Böyle durumlarda sert damak ve farenksi ayırmak için farengal protezler diğer adıyla konuşmaya yardımcı protezler kullanılır. Bu protezlerin kullanım amacı, ideal fonasyonu sağlamak ve konuşurken hava kaçışını kontrol etmektir[26].

Bu protezlerin dizaynında obtüratörün bir kısmı farenksten, orofarenks ve nazofarenksi ayırır, bir kısmı ise yumuşak damağın eksik bölgesinin işlevini üstlenir ve palatofarengal sfinkterin yeterli kapanmasını sağlar[27,28].



#### **2.4.1.1.2.MEATUS OBTÜRATÖR**

İlk olarak Schalit tarafından 1946 yılında tanımlanmıştır[16]. Posterior nasal konkayı kapatmak için dizayn edilmiştir. Maksiller protezin distaline vertikal bir uzantı eklenerek oluşturulmaktadır[23].

Bu protezler, sadece statik bir tıkanma sağlar. Etrafında bulunan kasların aktivitesinden etkilenmez ve onların aktivitesini etkilemezler. Fizyolojik separasyon sağlayarak ağız boşluğuyla burun boşluğunu birbirinden ayırır. Kas aktivite sahasında yer almadığı için konuşmasının düzeltilmesi ve iyileştirilmesinde farengeal obtüratörler kadar etkili değildir[29,30].

#### **2.4.1.1.3.PALATAL LİFT PROTEZLER**

Palatofarengeal yetersizlik sonucu oluşan konuşma bozukluğunu gidermek için kullanılabilir. Amaç, yumuşak damağı yükselterek hermetik bir palatofarengeal kapanma sağlamaktır. Böylece konuşmanın kalitesi artar ve hastanın düzgün konuşmak için gösterdiği çaba azalır[31].

Yumuşak damağın lateral ve posterior farengeal duvarlara değdiği kısımlarda yer alır ve amaç, konuşurken burundan hava kaçışını ve yiyip içerken de burundan su ve gıda gelmesini engellemektir[31].

#### **2.4.1.2.SERT DAMAK PROTEZLERİ**

Tek taraflı veya çift taraflı maksiller defekti bulunan hastalarda yüzün belli bölgelerinde çökmeler, çiğneme ve yutma fonksiyonlarında zorluklar, konuşma güçlüğü ve hayat kalitesinde düşüşler görmek mümkündür. Palatal protezler, burun boşluğuyla ağız boşluğu arasındaki seperasyonu devam ettirerek hastanın kaybettiği fonksiyonlarını geri kazanması sağlayan protezlerdir[32].

Maksillektomi sonrası yapılan protezlerin tutuculuğı genellikle zayıftır. Wang'e göre protezin prognozu defektin büyüklüğüne, geriye kalan ve proteze tutuculuk sağlayacak sağlıklı dişlerin sayısına, geriye kalan sağlıklı yumuşak/sert dokuların kalitesi ve kapladığı alana, radyoterapi seanslarında alınan doz ve alım sıklığına ve hastanın protezi kabul etmesine bağlıdır[33].



Şekil 1: Palatal obtüratör protez[34]

Palatal obtüratörlerin sahip olması gereken özellikler[35];

Hastanın yemek yemesine yardım etmeli

Cerrahi alanı temiz tutmalı

Travma almış dokuların iyileşmesine izin vermeli

Palatal konturların yeniden şekillenmesine yardım etmeli

Konuşmaya olanak sağlamalı ve konuşmayı iyileştirmeli

Dil ve yanakların doğru pozisyonda konumlanmasına olanak sağlamalı

Çiğnemeyi geliştirmeli

Ağız içine akabilecek burun akıntılarını engel olmalı

Hastanın psikolojik halini iyileştirerek hastaya moral olmalıdır.

Maksiller rezeksiyon cerrahisinden sonraki protez rehabilitasyon aşamaları cerrahi, tedavi ve nihai obtüratörler olarak 3'e ayrılır[33].

#### **2.4.2.1.1.CERRAHİ OBTÜRATÖRLER**

Cerrahi obtüratörler, cerrahi operasyon öncesinde hastanın ölçüsü alınarak hazırlanan, ilgili bölgenin eksizyonu tamamlandıktan sonra defekt yüzeyindeki gazlı tamponlar üzerine

yerleştirilen, hastanın takıp çıkaramadığı, yaklaşık olarak 7-10 gün boyunca hastanın kullandığı geçici protezlerdir[36].

Cerrahi obturatrler basit bir dizayna sahip, hafif ve ucuz olmalıdır[37].



şekil 2: Cerrahi obturatör[38]

Cerrahi obturatör kullanım yararları[37,38]:

Cerrahi sahayı kılıf gibi örterek kontaminasyon riskini azaltır

Yaralanma ihtimalini düşürür

Hastanın psikolojisinin yükselmesini sağlar

Cerrahiden sonra hastanın konuşmasına ve yutkunmasına yardımcı olur

Nazogastric sondaya gereksinimi ortadan kaldırır

Hastanede kalış süresini azaltır (3-5 güne kadar azaltabilir)

Baş- boyun cerrahisinde hedef, tmrl dokunun tamamen alandan uzaklaştırılması ve temiz kenarlardan oluşan bir saha elde etmektir. Ama maksillektomi sonrası protetik rehabilitasyonda olabildiğince fazla sert doku kalması (sert damak, diş gibi) obturatrn tutuculuğu ve fonksiyonu için çok önemlidir[39].

Cerrahi müdahale esnasında insizyon hattının interproksimal alanda olması, alveolar kemik rezorbsiyonuna neden olabilir, komşu dişlerin periodontal sağlığını ve vitalitesini tehlikeye atabilir, dişin kaybedilmesine neden olabilir. Bu protezin tutuculuğunu son derece olumsuz etkiler. Mümkün olduğunca fazla dişin ağızda kalması her zaman istenendir. Ne kadar fazla diş varsa protezin prognozu da o kadar iyi olur[37,40].

Protezler, cerrahi müdahaleden önce tasarlandığı için her zaman eksizyondan sonra alana tam olarak uymaz. Bazen büyük bazen küçük gelebilir ve böyle durumlarda operasyon esnasında protezde düzenlemeler yapmak gerekir. Ama protez uzmanları her zaman operasyon odasında bulunmaz. Bu nedenle protez uzmanıyla cerrahın iletişimi, protezin dizaynı ve üretilmesinde son derece kritik bir öneme sahiptir[37,41].

Cerrahi obtüratör yapımında şeffaf akrilik rezinler veya otopolimerizan akrilikler kullanılabilir. Şeffaf akrilik kullanılması, protezin yerleştirilmesi sırasında ve iyileşme periyodu boyunca protezin altında bulunan dokuların izlenebilmesini olanaklı kılar[42].

Cerrahi obtüratörleri de kendi içerisinde spiessl, klasik ve kombine tip olacak şekilde 3 başlık altında incelemek mümkündür[42].

#### **2.4.2.1.1.1.SPIESSL TİP**

Bu cerrahi obtüratör tipinde herhangi bir alt yapı yoktur. Defekt bölgesindeki tutuculuk için kullanılmayacak andırkatlar gaz tamponla doldurulduktan sonra alan silikon elastomerle doldurulur. Bu silikona dikey yönlü kanallar açılabilir ve açılması önerilir. Bu sayede protezin altında kalan alanın drenajı sağlanır ve antiseptik solüsyonlar cerrahi görmüş sahaya ulaşabilir[43,44,45].

Bu obtüratör tipi diğerlerine göre daha kısa sürede yapılır ve yapımı daha kolaydır. Önceden plan yapmaya ve protez tasarlamaya gerek yoktur. Dikey yönlü açılan kanallar sayesinde cerrahi görmüş sahanın temiz kalması sağlanır ve eğer uygulandıysa serbest deri greftini destekler[43,44,45].

#### **2.4.2.1.1.2.KLASİK TİP**

Klasik tip cerrahi obtüratörler akrilikten yapılır. Tutuculuk periodontal veya transalveolar ligatürlerle sağlanır. Dişli hastalarda periodontal ligatürler kullanılır ve bunlar dişlerin çevresinden geçirilir. Dişsiz hastalarda ise transalveolar veya perizygomatik ligatürler kullanılır[45,46].

Protez adapte edilmeden önce ortamda bulunan gaz tamponlar ilerleyen zamanlarda post operatif bakım ve hijyen problemleri yaratabilir. Tüketilen gıdaların suları ve sekresyonlar tamponlar tarafından emilir. Bu da enfeksiyon riski ve kokuya neden olur[45,46].

#### **2.4.2.1.1.3.KOMBİNE TİP**

Klasik tip cerrahi obtüratörle spiessl tip cerrahi obtüratörün olumlu yanlarının birleştirilmesiyle oluşturulmuştur. Burada akrilik plaktan bir altyapı hazırlanır. Dişli hastalarda periodontal, dişsiz hastalarda transalveolar ligatürler kullanılarak tutuculuk sağlanır. Üst yapı silikon elastomerden oluşur ve operasyon sırasında üst yapı hazırlanır, alt yapı ile birleştirilerek hastaya uygulanır[43,44,45].

Kombine tip cerrahi obtüratörler, daha çok klasik tipe benzer. Operasyondan önce bir alt yapı hazırlığı gereklidir. Bu nedenle hasta cerrahiden önce bir protez uzmanına görünmelidir[44,45,46].

Klasik tip ve kombine tipte önceden bir protez planlaması ve hazırlığı gerekir. Bunun için klasik yöntemlerle alt ve üst model oluşturulur, çene ilişkileri kaydedilir ve artikülatöre alınır. Cerrahisi planlanan bölgedeki dişler modelden uzaklaştırılır. Protezin alt yapı sahası belirlenir. Sıcak veya otopolimerizan akrilikten altyapı hazırlanır. Bitirme ve cila işlemlerinden sonra ligatürlenene altyapı uygulanmaya hazır hale gelir[46].

Protez üretilirken orijinal palatinal konturlara uygun olmasına özen gösterilir. Rezekiyon bölgesi maksilla anterior alanı da içeriyorsa hastanın psikolojisini iyileştirmek ve rahat konuşabilmesini sağlamak için protezin ön bölgesi dişler ekleyebiliriz. Ama posterior bölgede travma riskini minimize etmek için diş koymaktan kaçınılmalıdır[39].

#### **2.4.1.1.2.TEDAVİ OBTÜRATÖRLERİ**

Tedavi edici ve yara iyileşmesini düzenleyici fonksiyona sahip olan protezlere tedavi obtüratörleri denir. Bunlar da cerrahi obtüratörler gibi geçici kullanılan protezlerdir. Cerrahi operasyondan sonraki 2. haftadan başlayarak 12. haftaya kadar kullanılabilirler[44].

Tedavi obtüratörleri de cerrahi obtüratörlerin sağladığı yararları sağlar. Dudak desteği sağlayarak hastanın estetiğini iyileştirebilir. Ön bölgeye diş konarak daha estetik bir görünüm elde edilebilir ama okluzal travmadan kaçınmak için molar bölgeye diş konulmamalıdır[47].

Önceden hazırlanmış cerrahi obtüratörün düzenlenmesiyle elde edilen tedavi obtüratörlerine immedat tip tedavi obtüratörü denir[47]. Eski protezin dokuya bakan yüzüne iyileşmeyi hızlandırıcı ve doku düzenleyici ajanlar uygulanır. Böylece hasta, yeniden ölçü alınmasına gerek kalmadan eski protezinin düzenlenmesiyle elde edilen yeni protezini kullanabilir[48].

Cerrahi obtüratörün kullanılmadığı, yeniden protezin yapıldığı tipe gecikmiş tip tedavi obtüratörleri denir[48]. Bunun için hastadan yeniden ölçü alınması gerekir. Protezin tutuculuğuna katkı sağlamayacak bölgelerin gaz tamponlarla kapatılması gerekir. Doku iyileştirmesini hızlandırmak ve protezin dokular üzerinde zarar verici baskı kuvvetleri oluşturmasını engellemek için yumuşak astar materyalleri kullanılmalıdır[49].

Tedavi obtüratörleri, içi dolu veya boş olarak hazırlanabilir. İçi dolu olan tipi, kusurun tamamen doldurulmasıyla oluşur. Ameliyat sonrası ölçüm, doku düzenleyici kullanımı ve bazı zamanlarda besleme kullanımına ihtiyaç duyulabilir. İçi boş olansa protez ağırlığını azaltmak için obtüratör kısmı boş hazırlanan protezlerdir[50].

Protezin yapılacağı bölgedeki dokuların bastırılabilir olması son derece önemlidir. Defektin çevresindeki dokular gerek ölçü almak için gerekse protezin yerleştirilip yerinde kalmasını sağlamak için bastırılabilir olmalıdır[39].

Ölçü alınırken uygulanan baskıda hastadan abartılı baş hareketleri yapması ve yutkunması istenir. Bu sayede ölçü malzemesi fonksiyonlara uygun şekillenebilir[39].

Obtüratör performansını değerlendirmenin en iyi ve kolay yolu hastayı yutkündürmek ve konuşmaktır. Eğer hasta 'b' sesini temiz ve belirgin çıkartıyorsa protezden hava kaçıışı yok demektir. Burunla oral kavite arasında meydana gelen hava kaçıışı hipernasal konuşmaya neden olur[21].

Hastanın daimi kullanacağı protez cerrahi bölge tam olarak iyileşip stabil hale gelene kadar yapılmaz. Bu zaman zarfında doku iyileşmesini hızlandırmak, yönlendirmek, defekt bölgesini korumak, hastanın beslenmesini, konuşmasını sağlamak ve sosyal hayatına yeniden adapte olmasına yardımcı olmak amacıyla tedavi obtüratörleri kullanılır[18,39].



Şekil 3: Tedavi obtüratörü [38]

#### **2.4.1.2.3.NİHAİ OBTÜRATÖRLER**

Maksiller rezeksiyondan yaklaşık 3 ay sonra, tedavi obtüratörleriyle istenilen iyileşme ve doku düzenlemesi elde edildikten sonra hastanın devamlı olarak kullandığı kalıcı protezlerine nihai obtüratörler denir[51].

Genelde 12 hafta sonra tedavi obtüratörlerinden nihai obtüratörlere geçiş yapılır. Ama bazen bu süre uzar veya kısalır. Bunu hastanın genel durumu, ağız açma miktarı, defektin iyileşme miktarı, oral hijyen durumu, yaşı, radyasyona maruz kalmışsa dozu ve maruz kalma miktarı ve rezeksiyon alanının büyüklüğü gibi parametreler etkiler[52].

Hasta tedavi obtüratöründen nihaiye geçmeden önce endodonti, periodontoloji gibi tedavilerin tamamlanmış olması gerekmektedir. Bu tedavilerden sonra ağızdaki dişlerin prognozuna daha sağlıklı karar verilebilir[37,39].

Genelde tedavi obtüratörlerinde okluzal travmadan kaçınmak için posterior bölgeye diş konulması istenmez. Ama nihai protezlerde hem yeterli çiğneme fonksiyonu için hem de estetik için ideal okluzal ilişki sağlanmalıdır[18].

Obtüratörler akrilikten veya silikondan imal edilebilir. Genelde silikon, yumuşak akrilik veya ikisinin karışımı olarak hazırlanan bir malzemedan üst yapı ve alt yapı içerir[28,46]. Hazırlanan alt yapı tam dişsiz hastalara yapılan total protezler gibi işlenir. İdeal olanı, alt yapının gelen okluzal kuvvetleri absorbe etmesi ve mümkün olan en geniş yüzeye yaymasıdır[52]. Bazı protezlerin alt yapısı akrilikten üst yapısı silikondan imal edilmiştir. Bu tip nihai obtüratörlere kombine tip obtüratör denir[36,53].

Genellikle kullanım kolaylığı açısından tek parça olarak üretilirler. Ama defektin büyüklüğüne ve karmaşıklığına göre 2 parçadan oluşan protezler de üretilir[54]. 2 parçalı olan obtüratörlere multiblock protezler denir. Bu protezlerin 2 parçasını birbirine tutturmak için pinler, slot veya manyetik düzenekler kullanılabilir[55].

Obtüratörler, içi boş veya dolu hazırlanabilir. Protez ağırlığını azaltmak ve böylece tutuculuğu arttırmak amacıyla genelde içi boş olan obtüratörler tercih edilir. Özellikle dişsiz hastalarda proteze tutuculuk sağlayacak dişler bulunmadığı için protez sınırlarının iyi tayin edilmeli ve içi boş obtüratörler hazırlamaya özen gösterilmelidir[39,56].

Yetersiz doku andırkatına sahip dişsiz hastalarda protezleri implantlar olmadan yerinde tutmak oldukça zordur. İmplantlar hastanın genel durumu müsaade ediyorsa rezektif cerrahinin yapıldığı sırada veya sonrasında başka bir operasyon ile yerleştirilebilir. Yerleştirilebileceği en uygun bölgeler ise; maksilla anterior ve tuber maksilladır[53].



Şekil 4: Sert damak defekti bulunan hastaya uygulanmış nihai obtüratör[18]

#### **2.4.1.2.3.1.AÇIK BOŞLUKLU NİHAİ OBTÜRATÖRLER**

Bu yöntemle yapılan protezlerde medial, lateral, anterior ve posterior duvar vardır ama dokuya bakan üst kısımda duvar mevcut değildir. Bu haliyle bir havuza ya da kaseye benzetilebilir. Yapımı kolaydır ama bu yöntemde duvar kalınlığı kontrol edilemez, boşluğun içinin tam olarak parlak bir yüzeye dönüştürülmesi mümkün değildir ve porozite riski vardır. Ama hastanın konuşması üzerine olumlu etkilere sahip olması nedeniyle kullanılan bir yöntemdir[36,39,52].

#### **2.4.1.2.3.2.KAPALI BOŞLUKLU NİHAİ OBTÜRATÖRLER**

Bu yöntem, açık boşlukluya göre daha kolaydır. Defekt içindeki andırkat alanları tamponlarla doldurulur ve defekttten silikonla ölçü alınır. Defekt duvarları 2mm kalınlığında mumla kaplanır ve bu mum, otopolimerizan akriliğe çevrilir. Akrilik sertleştikten sonra yerinden çıkartmadan defekt kısmına pembe mum yığılır ve üzeri sıcak akrilikle örtülür. Akrilik polimerizasyonunu tamamladıktan sonra, mumun akması için bulba delikler açılır ve sıcak su dökülerek mumun erimesi sağlanır. Bulbun içinin tamamen temizlendiğinden emin olduktan sonra tesfiyesi ve cilası yapılır, hastaya teslim edilir[36,39,52].

#### **2.4.2.EKSTRAORAL MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLER**

Ekstraoral protezleri kendi içinde, auriküler protezler, oküler protezler, nazal protezler, orta yüz defektleri için kullanılan protezler ve kombine Maksillofasiyal protezler olarak ayırmak mümkündür[21].

##### **2.4.2.1.AURİKÜLER PROTEZLER (KULAK PROTEZLERİ)**

Kulak defektlerinin en yaygın nedenleri konjenital deformiteler, tümör veya travmadır. Kulağın bir kısmının kaybedilmesi sonucu oluşan defekt, estetik beklentiyi karşılayacak şekilde cerrahi olarak tedavi edilebilir[57,58]. Ama kulağın total olarak çıkartıldığı durumlarda cerrahi müdahale daha karmaşık hale gelir ve protez böyle vakalarda daha tatminkar sonuçlar verir[59].

Kulak protezleri, greft ile kapatılamayacak büyük defektlerde, hastanın psikolojisi ve fiziksel kapasitesi rekonstrüktif cerrahiyi kaldıramayacak durumdaysa ve eğer malignite nedeniyle rezeksiyon gerçekleşmişse nüks riski olması nedeniyle protez kullanımı tercih edilir[60].

Protezi tasarlarken, sağlam kulak referans olarak alınabilir. Bilgisayar destekli cihazlarla tarama yaparak bir model elde edilebilir veya konvensiyonel tekniklerle ölçü malzemeleri kullanarak ölçü alınabilir. Tam olarak kaybedilmiş bir kulağı yeniden yapmak sanılanın aksine çok zor bir işlem değildir çünkü bize, eğer tutucu unsurlar yeterliyse, boyut ve şekil olarak çalışma özgürlüğü verir [61].



Protez retansiyonu adezivlerle veya implantlarla sağlanabilir. Kulak protezinin adezivle yerinde kalması diğer ekstraoral protezlere göre çok daha başarılıdır[60].

Tutucu unsur olarak implantlar da kullanılabilir. Temporal bölge bunun için son derece elverişlidir. Bu nedenle kulak protezinin retansiyonu için implantlar son derece sık kullanılır. İmplantlar, dış kulak yolundan 20mm uzağa sol tarafta sırasıyla saat 1-3-5 yönlerine olmak üzere 3 adet ve sağ tarafta sırasıyla saat 7-9-11 yönlerine olmak üzere 3 adet implant yerleştirilebilir. Bu implantlar protezin istenilen boyutlara kadar büyütülebilmesine ve anatomik olarak doğru yerde konumlanmasına izin verir[60].



Şekil 5: İmplant destekli auriküler protez (kulak protezi) [61]

Kulak protezinin gerçekçiliği de diğer ekstraoral protezlere kıyasla daha fazla olmaktadır. Çünkü saçlarla, şapka, gözlük ve başka aksesuarlarla ön ve arka bölgedeki marjinleri kamufle etmek mümkündür[60,61].

#### 2.4.2.2.GÖZ PROTEZLERİ

Göz kaybının sonucu sadece görme eksikliği olarak karşımıza çıkmaz, bu kayıp aynı zamanda hastanın estetiğini, özgüvenini, kendini ifade etmesini ve sosyal yaşamını da etkileyen kompleks bir durumdur[62]. Bu nedenle göz protezi yapmanın öncelikli amacı hastanın sosyal yaşamına yeniden entegre olmasını sağlamaktır çünkü gözler sosyal hayatta iletişim anında son derece önemli rol oynar[63].

Göz protezleri oküler ve orbital protezler olarak ikiye ayrılabilir. Orbital protezler göz küresiyle beraber çevre sert ve yumuşak dokuların da teklit edildiği protezlerdir. Oküler protezler ise çevre yumuşak ve sert dokularda tahribat bulunmadığı durumlarda, sadece göz çukuru içerisindeki göz küresini taklit ederler[62,64]

##### Orbital Protezler

Orbital protezlerin dokuyu taklit eden kısımları genellikle nispeten yumuşak bir protez materyali olan silikonlardan imal edilir. Göz küresini taklit eden kısım ise daha sert bir materyal olan akrilikten veya camdan elde edilebilir[64].

Defekt bölgesinin ölçüsünü almak için genellikle aljinat tercih edilir. Aljinat, diğer elastomerik ölçü maddelerine göre daha akıcı bir kıvama sahip olduğu için hastadan ölçü almadan önce hasta yarı oturur pozisyonda olmalıdır. Önce bir miktar cıvık aljinat kaşık yardımıyla defekt bölgesine yerleştirilir. Kaşlar flaster ile izole edildikten sonra bu akıcı aljinata destek olacak ve onu yerinden çıkarmamızı sağlayacak daha koyu kıvamlı bir aljinat karıştırılır. Karıştırılan aljinat tamamen defekt bölgesini kapatacak ve çevre dokuları kapsayacak şekilde yayılır. Ölçü sertleştikten sonra çıkartılır[23].

Protezin kapladığı alan ve lokalizasyonu göz önünde bulundurulduğunda en kullanışlı retansiyon sistemlerinin implant destekli retansiyon sistemleri olduğu görülmüştür. Aynı zamanda gözlük kullanımı da mekanik desteğin yanında protez ile doku birleşme sınırlarını kamufle ederek estetik görüntüye de katkı sağlamaktadır[66].



Şekil 6: Orbital protez[61]

## Oküler Protezler

Göz küresinin çıkartıldığı durumlarda hastayı rehabilite etmek için cerrahi rekonstrüksiyon yerine protez kullanımı daha yaygın kullanılan bir yöntemdir. Oküler protez kullanımını ilk olarak Ambrose Pare (1517-1590), cerrahiye alternatif olarak tanımlanmıştır[21].

Psikolojik faydalarının yanı sıra, oküler protezlerin anatomik olarak da faydaları mevcuttur. Göz kapağının sarkmasını engelleyerek kas tonusunu düzenler, göz yaşı kanalına kirpiklerin yapışmasını engeller, oküler kasları fonksiyon eksikliğine bağlı atrofiden korur, mukozayı debris ve toza karşı korur[62].



Şekil 7: Oküler protez [67]

Oküler protezlerin sahip olması gereken özellikler[21];

Defektli bölge çıkartıldıktan sonra kalan soketi tamamen kaplamalı

Göz kapağının çökmesini ve şeklinin bozulmasını engellemeli

Göz kapağını çevreleyen kasların doğru fonksiyon görmesini sağlamalı

Doğal göze benzer bir form ve boyutta olmalı

Renklendirilmesi ve iris pozisyonu doğal bir görünüm elde etmek için anatomik formlara uygun olmalıdır.

Proteze başlamadan önce sahanın değerlendirilmesi gerekir. İlgili bölgede enfeksiyon olmadığından emin olunmalıdır. Protez yapılabilmesi için doku sınırlarının sağlıklı ve stabil olmalı gerekir. Sinüs açıklığı bulunmamalı, rezeksiyon marjini solid olmalı ve proteze stabil bir destek sağlamalıdır[64].

Oküler protez üretmenin ilk adımı, defektli bölgenin ölçüsünü alıp uygun bir kalıp elde etmektir. Defektli bölgenin ölçüsünü almak için reversible/irreversible hidrokolloid, aljinati polivinil siloksan ve polisülfid gibi farklı ölçü materyalleri kullanılabilir. Bu materyallerin defektin büyüklüğüne ve doktorun tercihine göre farklı vakalarda kullanımları mevcuttur[64].

Baskı tekniği adı verilen teknikte ölçü irreversible hidrokolloid ile alınır. Hasta oturur pozisyonda veya ayaktaiken kafasını dik tutması söylenir. Ölçü malzemesi hazırlanır ve sokete uygulanır. Bunu yaparken ölçü içinde hava kabarcığı kalmadığından emin olunur. Dışarıdan ölçüyü yırtmayacak derecede bir baskı uygulanabilir[45].

Ölçü materyalini sokete uygulamak için farklı materyaller kullanılabilir. Ocüler impression tray bu malzemelerden biridir. Eğik bir düzleme benzeyen yatay bir komponent ve bu düzlemi tutan bir saptan oluşur. Bu sap aracılığıyla ölçü materyali sokete iletilir ve yatay parçası sayesinde ölçü desteklenir. Ölçünün aktığı uç, protezde irisin pozisyonlanacağı yerde tutulmalıdır[65].

Ölçü alındıktan sonra alçıdan bir model hazırlanır. Alçı sertleştikten sonra üzerinde kalan ölçü artıkları temizlenir ve alçı izole edilir. Genelde protez yapımında polimetilmetakrilat kullanılır. Materyal sertleştikten sonra oluşan küre metil selülozla izole edilir ve hastada test edilir[66].

Protez yapımında silikonlar da kullanılabilir. Ama protezin dışa bakan kısmı boyanabilen metil metakrilattan hazırlanmalıdır[68]. İris ve pupil boyutları, simetrik gözden kumpas yardımıyla ölçülerek saptanabilir ama cornea sürekli hareket halinde olduğu için saptamak zordur. Bunun yerine önceden hazırlanmış, prefabrik iris diskleri ve korneayı taklit eden aparatlar kullanılabilir. Bu iris diskleri boyamaya hazırdır. Bu diskler kullanılabileceği gibi manuel tekniklerle de proteze doğal bir görünüm kazandırmak mümkündür[65].

Göz küresinin hacmi yaklaşık olarak 6-7ml'dir. Bu hacim değişkenlik gösterebilir. İdeal tasarımda bu hacim tamamen doldurulmalıdır[66].

Protezin tutuculuğunu sağlamak için kimyasal ajanlar veya mekanik tutucular kullanılabilir[17]. Özellikle çeşitli dizayn ve materyallerde intraorbital implantlar son yıllarda çokça kullanılmaya başlanmıştır. İdeal implant; stabil olmalı, migrasyona uğramamalı ve protezi tam olarak destekleyebilmelidir[69].

İntraorbital implantlar, göz küresinin uzaklaştırılmasından sonra yara iyileşmesini takiben yaklaşık olarak 4-6 hafta sonra yerleştirilebilir. Yerleştirilen implant, protezi destekleyecek yeterli alanı kaplamalı, skar formasyonu oluşturmamalı ve dokuları kasmamalıdır[60].

Farklı materyallerden yapılmış, farklı dizaynlara sahip implantlar protez tutuculuğu için kullanılabilir. Solid implantlar genelde polimetilmetakrilattan veya silikondan yapılır. Porözlü implantlar ise kendi bünyesine fibrovasküler yapıların girip büyümesine izin verir[65].

İntraoral kullandığımız implantlardan farklı olarak küre şeklinde implant kullanımları da mevcuttur. Oküler protezlerde en yaygın kullanılan küresel implantlar implant-protez birleşimindeki basınç noktalarını azaltır ve böylece implantın daha az basınca maruz kalarak daha uzun ömürlü olmasını sağlar[65].

Intraorbital implantların yetmeyeceği daha büyük defektler için craniofasial implantlar kullanılabilir. Bu implantlar supraorbital bölgeye ya da lateral bölgeye yerleştirilmelidir. Medial bölgedeki kemik kalitesi ve kantitesi implant yerleşimi için uygun değildir[65].

#### **2.4.2.3.NAZAL PROTEZLER (BURUN PROTEZLERİ)**

Burun bölgesinde meydana gelen oluşumlar veya travmalar sonucu parsiyel veya total rezeksiyon gerekebilir. Geriye kalan alanların rehabilitasyonunda sıklıkla cerrahi bir prosedür olan flap operasyonları tercih edilir. Flapler, parsiyel rezeksiyonlar sonucu oluşmuş deformiteleri estetik olarak tedavi etmede son derece başarılıdır[70]. Yapılan bir anket çalışmasına göre de cerrahi olarak rekonstrükte edilen hastalarla protez kullanan hastalar arasında görünüş tatmini açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır[71].

Operasyon sonrasında radyasyon tedavisi görmesi gereken hastalarda yara iyileşmesi gecikir ve flap operasyonunun başarısız olma ihtimali artar. Böyle durumlarda protez rehabilitasyonu en iyi alternatiftir. Cerrahi flap operasyonlarında olduğu gibi protezlerde de uygun anatomik form ve doğal buruna çok benzeyen sonuçlar elde etmek mümkündür[72].

Burun, yüzün merkezi konumunda bulunduğu ve çok belirgin olduğu için yeniden yapımı zahmetlidir ve yapılan protezin gerçekçi olması son derece önemlidir. Operasyon öncesinde hastanın sağlıklı burnu mevcutken çekilmiş fotoğrafları varsa orijinal buruna yakın bir protez yapmak daha kolay hale gelir[73].

Hasta için en uygun yöneme karar verirken eğer proteze karar verdiğimizde, protez retansiyonunu son derece dikkatli seçmek gerekir. Adezivlerle sağlanan retansiyon başarılı değildir çünkü nazal kavitede sürekli bir hava akımı ve nemli bir ortam mevcuttur[72]. Yeterli sağlıklı doku varlığında ideal olanı implant destekli protezler yapmaktır[74]. İmplantın kalitesi ve ömrü de mevcut olan kemiğin durumuna bağlı olarak değişkenlik göstermektedir[75].

İmplantlar genelde nazal kavitenin tabanına ya da glabellaya yerleştirilir. Ama rezeksiyon sonrası uygun durumlarda zygomatic implantlar da kullanılabilir[75]. Nazal kaviteye uygulanan implantlarla karşılaştırıldığında zygomatik implantların daha iyi osseintegrasyona sahip olduğu ve radyoterapi alan hastalarda radyasyon sahasında bulunmadığı için implant ömrünün daha uzun olduğu görülmüştür[75].

Yukarıda bahsedilen anket çalışmasında, nazal protez kullanan hastalarda kemik ankraji ve implant kullanan hastaların adeziv materyallerle protez kullanan hastalara göre daha iyi bir protez stabilitesine ve daha yüksek tatmin oranına sahip olduğu görülmüştür[72].

### **2.4.2.3.ORTA YÜZ PROTEZLERİ**

Kazanılmış veya konjenital orta yüz kusurları genellikle şiddetli şekil ve fonksiyon bozukluğu ile ortaya çıkar. Bu defektler nadiren cerrahi ile düzeltilir. Genellikle cerrahiye ek olarak protez kullanımına gereksinim ortaya çıkar[77].

Orta yüz defektleri midline defektler ve lateral defektler olmak üzere 2 ana kategoride sınıflandırılabilir. Midline olanlar; burun- üst dudakın bir kısmı veya tamamıyla onunla ilişkili olan maksiller defekti, lateral olanlar; yanak ve gözün bir kısmı veya tamamıyla beraber maksiller defekti içerir[73].

Orta yüz defektleri için ekstraoral veya intraoral protezler tek başlarına yeterli olmaz. Kombine protezlerle rehabilite edilmeleri gerekir. Lateral defektler için orbito maksiller protezler, midline defektler için ise nazo maksiller protezler kullanılabilir[78].

### **2.4.3.KOMBİNE MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLER**

Bu protezler orbito-maksiller veya nazo-maksiller protezler olarak sınıflandırılabilir[21]. Burun, üst dudak ve orbitanın rezeksiyonunun gerekli olduğu durumlarda kullanılan protezlerdir. Protezin prognozu geriye kalan dişlere, sert damağa, sağlıklı doku miktarına ve kalitesine, üst dudakın pozisyonuna/kas tonusuna ve hastanın motivasyonuna bağlıdır[78].

Kombine protezleri üretirken önce intraoral parçasını üretilmelidir. Diğer protezlerde olduğu gibi intraoral kısım, yutmayı, konuşmayı çiğnemeyi ve estetiği sağlamalı aynı zamanda gelen kuvvetleri olabildiğince verimli bir şekilde dağıtmalıdır[79].

## **2.5.MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLERDE KULLANILAN MATERYALLER**

### **2.5.1.MATERYALDE BULUNMASI GEREKEN ÖZELLİKLER**

İdeal bir maksillofasiyal protez materyalinde olması gereken özellikler şunlardır[11,15,75,80,81,82,83];

Protez kenarlarının ince olmasına izin verecek derecede kenar gücüne sahip olmalı

Yüksek uzamaya ve abrazyon direncine sahip olmalı

Yüksek gerilme ve yırtılma direncine sahip olmalı

Düşük yüzey gerilimi ve termal iletkenliği olmalı

Hafif olmalı

Transludent olmalı

Materyalin hareketli dokularda rahatça kullanılabilmesi için yeterli esnekliğe sahip olmalı

Boyutsal olarak stabil olmalı

Dış ortam şartlarına, lekeler ve vücut sekresyonlarına dirençli olmalı

Adezivlerle uyumlu olmalı

Kolay temizlenebilmeli

Ayarlanabilir ve üzerinde değişiklik yapılmasına izin verecek bir materyal olmalı

Üretimden sonra kimyasal olarak inert olmalı

Kullanım ömrü uzun olmalı, hastaya uzun süre hizmet verebilmeli

Raf ömrü uzun olmalı

İşlem süresi ve işlem sıcaklığı düşük olmalıdır.

Toksik olmamalı

Alerjik olmamalı

Kanserojenik olmamalı

Mikroorganizma oluşumuna karşı dirençli olmalı

Kullanım süresinde kıvamını ve mevcut durumunu koruyabilmeli

Altındaki dokudan nem salınımı olabilmesi için kısmen geçirgen olmalıdır

Ultraviyole ışın, oksijen gibi dış etkenlere maruziyette stabilitesini koruyabilmeli

En az 6 ay boyunca fiziksel ve estetik özelliklerini ödün vermeden koruyabilmelidir.

## **2.5.2.AKRİLİK REZİNLER**

Akrilik rezinler; likit yapıdaki monomerin (metil metakrilat), toz halindeki polimerle(polimetilmetakrilat) karıştırılması sonucu oluşan, protez yapımında kullanılan dental malzemelerdir. Monomer, polimer yapının hacmini artırır ve plastik bir yapıya dönüşmesine yardımcı olur. Plastik yapı daha sonra polimerize olur. Monomer yapıdaki metilmetakrilat oda ısısında şeffaf renkli mükemmel bir organik çözücüdür [83].

Reaksiyonu başlatıcı madde olarak toza genellikle %0,5-1,5 oranında benzoil peroksit katılır. Soğuk akrilikte, diğer akrilik türlerinin aksine reaksiyonu başlatıcı madde tozun değil likitin içindedir[83].

Akrilik rezinlerin maksillofasiyal protezler materyali olarak kullanımları son derece eskidir. 2. Dünya Savaşı zamanında, Amerikan askerlerine protez göz yapma amaçlı akrilik rezinler kullanıldığı rapor edilmiştir[83].

Eski zamanlarda maksillofasiyal protez materyali olarak kullanımı son derece yaygın olan bu malzeme günümüzde eskisi kadar sık kullanılmamaktadır[84]. Çünkü çok rijit malzemeler oldukları için hareketli doku yatakları üstünde kullanılmaları pek mümkün değildir. Defekte komşu dokuların çok az hareketli olduğu vakalarda kullanılmaları uygundur[85]. Ayrıca ağır olmaları, yüz hareketlerinde esnememeleri, deri hissi vermemeleri, mufladan çıkarırken alçının kırılması nedeniyle duplike edilememeleri, güneş ışığına maruziyette bozulmalara uğraması ve yüksek termal iletkenlikleri diğer dezavantajlarıdır[84].

Fiziksel yapısı ve dezavantajlarının çok yaygın kullanımına izin vermemesine rağmen, akriliklerin dayanıklı ve renk stabilitesinin yüksek olması, proteze besleme veya tamir yapılabilmesi, iyi bir mukavemet yeteneğine sahip olması, protez kenarlarının ince üretilmesine olanak sağlaması, raf ömrünün uzun olması, su absorpsiyonu yapmaması, kolay renklendirilebilmesi, defekt bölgesine yerleştirilmesinin ve defekt bölgesinden uzaklaştırılabilmesinin kolay olması gibi bir çok avantajı vardır[83,86,87].

Protez yapımında ısıyla polimerize olan akrilikler, ışıkla polimerize olan akrilikler, soğuk akrilikler ve otopolimerizan akrilikler kullanılabilir[83]. Isıyla polimerize olan akrilik diğerlerine tercih edilmelidir çünkü artık monomer oluşturmaz, renkleri daha stabildir ve tersiyer amin aktivatörü bulundurmazlar[84]. Isıyla polimerize olan akrilikten elde edilen protezler 2 yıla kadar kullanılabilir durumda kalır ancak ara sıra dışa bakan yüzeyinin tekrar boyanması gerekebilir[88].

Isıkla polimerize olan akrilikler, farklı boylarda akrilik rezin tanelerinden oluşan organik doldurucular içerir. Bu organik doldurucular sertleştikten sonra polimer ağ yapısının bir parçası haline gelir. Bu yapıda üreten dimetakrilattan bir silika ve fotobaşlatıcı olarak kamforokinin aminler bulunur[86].

Polimetilmetakrilat, çok iyi bir berraklığa ve stabiliteye sahip olan şeffaf bir reçinedir. Alçı modele veya kalıba enjekte edilebildiği gibi basınçla da uygulanabilir. Hem iç hem de dış renklendirmelere, hastanın ten rengini elde etmek için, izin verir[86].

Polimetilmetakrilatın fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmeye yönelik birçok çalışma yapılmaktadır. Bu amaçla yapılan çalışmalardan biri polimetilmetakrilat(PMMA) ve lastik kombinasyonudur. Rezini lastikle güçlendirmedeki amaç, çarpma dayanıklılığını arttırmaktır. Ayrıca bu güçlendirme sayesinde materyalin, konvansiyonel rezinlere göre çok daha yüksek sıkışma direncine ve yorulma dayanıklılığına sahip olduğu görülmüştür[89].



### 2.5.3.AKRİLİK KOPOLİMERLER

Akrilik kopolimerler, metilmetakrilat ve akrilat rezinlerin plastizer ile kombinasyonu sonucu oluşur[90].

Maksillofasiyal protezler için kullanılan plastikleştirici metakrilat materyalleri yumuşak ve elastiktir[7].Bu materyallerin dayanıklılıkları düşüktür, yapılmaları ve renklendirilmeleri zordur, kenar uyumları ve kenar dayanıklılıkları kötüdür, güneş ışığına maruz kalmada bozulmalara uğrarlar, bitmiş protezin yüzeyi yapışkandır ki bu da çabuk tozlanmaya ve kirlenmeye neden olur ve bu kötü özellikleri nedeniyle fazla kullanılan ve kabul gören bir materyal değildir[7,85,86].

### 2.5.4.POLİVİNİL KLORİT (PVC) VE KOPOLİMERLERİ

Etilendeki bir hidrojen atomunun, Cl atomu ile yer değiştirmesiyle vinil klorür oluşur. Vinil klorürün polimerleşmesiyle polivinilklorür oluşur. PVC, cam geçiş ısısı oda sıcaklığından oldukça yüksek olan rijit bir plastiktir[85].

En eski formu olan vinil plastisol 1940'da piyasaya sürülmüştür[90]. Bu materyal, vinil rezin ve plastikleştiriciden oluşmaktaydı. İçindeki plastisol kısmı ise pigmentlerin birleştiği koyu bir likitten oluşuyordu. Plastikleştirici tarafından ısıtıldığında vinil rezin kısmen çözülüyordu ve esnek bir yapı ortaya çıkıyordu[91].

Maksillofasial protez yapımında kullanılan polivinilkloridin içine oda ısısında elastomer elde etmek amacıyla plastikleştiriciler ilave edilmiştir. Eskiden protez materyali olarak oldukça yaygın olarak kullanılan bu materyal günümüzde çok sık kullanılmamaktadır. Çünkü içindeki plastikleştiricilerin rezinlerle arasında kimyasal bağlantı oluşmaz ve plastikleştiriciler buharlaşma yoluyla veya vücutla temas süresince vücut sıvılarına geçiş yoluyla materyalden uzaklaşır [92]. Bu uzaklaşmanın bir sonucu olarak zamanla malzeme renginde değişimler meydana gelir ve fiziksel özelliklerinde değişimlere neden olur, materyal esnekliğini ve sertliğini yitirir[86].

Şeffaf, tatsız, kokusuz ve sert bir materyaldir. Ultraviyole ışıktan ve sıcaktan etkilenir, kararma yapar. Kimyasal maddelere yüksek direnç gösteren bir polimerdir. Asit/bazlardan, yağlardan ve tuz çözeltilerinden etkilenmezler[93].

Esneklik, kolay renklendirilebilme ve kabul edilebilir görünüm gibi pek çok arzu edilen özelliklere sahiptir. Ama primer dezavantajı plastikleştiricilerin materyalden uzaklaşması nedeniyle protezin sertleşmesi ve renk değişikliğine uğramasıdır[94].

Diğer dezavantajları ise; vücut sekresyonlarını absorbe etmeleri, kenar dirençlerinin düşük olması nedeniyle kenar yırtılmalarının görülmesi, ultraviyole ışıklara dayanıklı olmamaları olarak sıralanabilir. Ayrıca yüksek sıcaklıkta polimerize oldukları için üretilmeleri sırasında metal kalıplara ihtiyaç vardır ve kullanım süreleri kısa olup üç ila altı ay arasında değişiklik gösterir[88].

### 2.5.5.POLİÜRETANLAR

Poliüretan elastomerler, molekül başına iki veya daha fazla izosiyanat grubu içeren bir izosiyanatın, molekül başına iki veya daha fazla hidroksi grubu içeren bir polyol ile katalizör varlığında reaksiyonuyla meydana gelir. İzosiyanat miktarındaki değişim oluşan ürünün fiziksel özelliklerini değiştirecektir. Üretan zincirleri içerdikleri için poliüretanlar olarak adlandırılırlar [17].

İzosiyanat segmentiyle polyol segmentinin birbirlerine göre oranları değiştirilerek, elde edilmek istenen son ürünün yumuşaklığı da değiştirilebilir. Maksillofasial protezlerin yumuşak ve esnek olması, yumuşak dokulara uyumlu olması açısından istenen bir özelliktir ve materyalin içeriğindeki orantısal düzenlemelerle ideal son ürünü elde edilmeye çalışılır[94].

Materyalin içinde bulunan diizosiyanat son derece toksiktir bu nedenle reaksiyon çok dikkatli bir şekilde yürütülmelidir. Son yıllarda poliüretanların maksillofasial protezlerde kullanımı hakkında yapılan çalışmalar fazlaşmış ve bu malzeme, protez yapımı için kullanılan en yeni malzemelerden biri olmuştur[89].

Epithane-3, maksillofasial protez üretiminde kullanılan tek poliüretandır. Yumuşak bir polyol komponentten, sert ve zehirli bir izosiyanattan ve organotin bir katalizörden oluşur. Yumuşaklığı, defekt alanında bulunan dokuların hareketine göre ayarlanabilir[93] ve bu sayede mobil doku yatağına sahip defektleri restore etmek için kullanılabilir. Üretilen protez, esnekliğinden ödün vermeden dayanıklı kenar bitimine sahip olabilir ki kalitesi de bu özelliğinden kaynaklanmaktadır[96].

Poliüretanların avantajları; dayanıklılıkları etkilenmeden oldukça elastik üretilirler, içsel ve dışsal renklendirilmelere izin verirler, kabul edilebilir estetik sonuçlar elde edilebilir ve yüksek yırtılma direncine sahiptirler[97].

Dezavantajları; renk stabilitesi düşüktür, adeziv sistemlerle zayıf uyumluluk gösterir ve işlem sırasında hava kabarcıklarına neden olabilecek nem hassasiyeti vardır. Bu nem hassasiyeti nedeniyle reaksiyon, kuru bir atmosferde gerçekleştirilmelidir. Aksi takdirde gözenekli bir son ürün elde edilebilir. Ayrıca materyalin lokal iritasyona neden olduğu da Gonzalez tarafından belirtilmiştir [95,98].

### 2.5.6.SİLİKONLAR

Silikonlar, silisyum atomlarının, en az bir bağ değeri ile oksijen atomları üzerinden birbirlerine bağlanması ile oluşan polimer bileşikleridir. Geri kalan bağ değerleri ise en az bir organik grup ile doyurulmuş haldedir[17].

Silikonlar, oksijen ve sodyum zincirleri içerirler. Bu zincirler, silikon atomlarına değişik organik yan gruplar eklenerek veya moleküler zincirleri çapraz bağlanarak modifiye edilebilirler. Esasında silikon, organik ve inorganik komponentlerin bir kompozisyonudur[8].

Silikonlar, tamamen yapay bileşenlerden oluşturulmuş materyallerdir. Doğada yalnız başlarına bulunmazlar. Üretiminde ilk adım silikanın silikona indirgenmesidir. Daha sonra çeşitli reaksiyonlarla silikon, metil kloritle birleştirilir ve dimetil klorosiloksan oluşturulur.

Dimetilklorosiloksana su eklendiği zaman akıcı bir polimer olan polidimetil siloksan (PDMS) meydana gelir. Polidimetil siloksan, beyaz ve translusent bir malzemedir, polimer uzunluğu tarafından belirlenen değişken bir viskoziteye sahiptir[97]. İlk üretildiğinde akıcı ve sıvı olan bu polimer, bünyesinde çapraz bağlar oluşturarak daha koyu kıvamlı bir hale gelebilir ve günümüzde kişisel bakımdan otomotiv sektörüne kadar birçok alanda kullanımları mevcuttur[90].

Sağlık sektöründe 'silikon' sözcüğü öncelikle polidimetil siloksan ve türevleri için kullanılır. Bu materyaller genellikle oksidatif ve termal bozulmalara çok oldukça dirençli ve kararlı birleşiklerdir[100].

Polidimetilsiloksanların sahip olduğu kimyasal içerik, materyelin eşsiz özelliklere sahip olmasını sağlar. Bu kimyasal yapı, değişen oranlarda silikon ve oksijen atomlarının inorganik iskeleti oluşturması sonucu oluşur. Bu inorganik iskelet, tipik olarak metil, propil ve fenil gibi yan gruplar içerir [101].

Esas olarak siloksan bağları (Si-O-Si) ana zinciri oluşturur. Bu ana zincire eklenen yan zincirler (Si-C) sayesinde materyal son derece esnek hale gelir. Bu esneklik de silikonu, hareketli doku yataklarında kullanıma son derece uygun hale getirir[102]. Materyalin eşsizliği ise; uzun zincir oksijen ve silikon polimerleri içermelerine rağmen bu zincir uzuluğunun değiştirilerek daha akıcı kıvamlı malzemeler, rezinler ve elastomerle elde edebilmesinden kaynaklanmaktadır[101,102].

Silikon elastomerler maksillofasiyal protezlerinin yapımında ilk kez Barnhart (1960) tarafından kullanılmıştır. Bilinen en başarılı protez materyallerinden biridir ve bu malzemenin zayıflıklarını ve dezavantajlarını gidermek için yeni ilerlemeler kaydedilmektedir[103].

PDSM zincirleri ve silika doldurucularından oluşan protez materyalinin kalitesini, gücünü ve hastaya hizmet edeceği zamanı, bu iki komponent arasındaki bağlantı ilişkileri belirler. Protezin çevresel etmenlere karşı mukavemetini arttırmak ve onu güçlendirmek için çeşitli tipte dolgu maddeleri eklenebilir. Bu ilave doldurucular eklenerek dayanıklılık arttırılabilir ve renklendirilme sağlanabilir [104].

Protez malzemesi olarak yaygın kullanımlarının nedeni, mevcut avantajlarından kaynaklanır. Silikonlar; iyi fiziksel özelliklere, çok iyi yırtılma direncine ve çekme dayanımına sahiptir. Minimum derecede iritasyon ve inflamasyona neden olurlar[105]. Manipülasyonları kolaydır, yüksek derecede kimyasal inertliğe, düşük toksisiteye, yüksek miktarda termal ve oksidatif stabiliteye sahiptirler. İçsel ve dışsal renklendirilebilir bu da proteze daha doğal bir görünüm kazandırır. Organik materyal absorpsiyonuna direnç gösterirler ve temizlenmeleri kolaydır ki bu çok önemli bir avantajdır çünkü organik materyal absorpsiyonu protez içinde bakteriyel büyümeye sebep olur. Bu avantajlarının yanında modifiye edilme ve düzeltme zorluklarına sahip olması dezavantajları arasında sayılabilir[103,106].

Silikonların mekanik özellikleri temel olarak 3 ana faktöre bağlıdır. Bunlar; moleküler ağırlık, çapraz bağ derecesi ve doldurucu-pigment birleşmesidir [107].

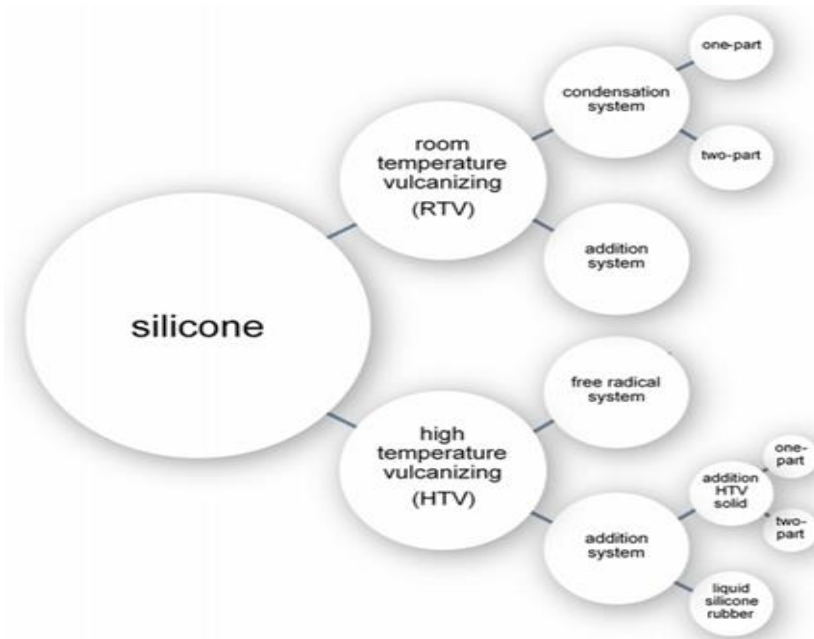
Moleküler ağırlığın dağılımı, polimerin güç ve esnekliği üzerinde direkt etki gösterir. Aynı polimerin uzun ve kısa zincirlerinin kombinasyonu ile iki modüllü molekül ağırlık dağılımı elde edilebilir [107].

Kısa polimer zincirleri (düşük molekül ağırlıklı zincirler), yüksek miktarda çapraz bağ yapmaktan sorumludur ki bu da materyale kırılğan, elastik olmayan, rijit, hareketli ve yumuşak doku yataklarında kullanılamayan bir özellik kazandırır. Diğer bir yandan düşük miktarda çapraz bağ oluşturulursa yüksek elastiklik elde edilebilir ama o zaman da zayıf bir son ürün elde edilmiş olur. Bu nedenle çapraz bağ yoğunluğunu ayarlamak, yumuşak dokularda kullanılacak bir protez elde etmekle protezin uzun ömürlü olması arasındaki dengeyi sağlayabilmek açısından son derece önem arz eder[108,109].

Silikonun mekanik özelliklerini güçlendirmek ve yırtılmaya karşı duyarlılığını azaltmak için uygulanabilecek bir başka yaklaşım da doldurucuları birleştirmektir. Bu olay genelde genleşme olarak adlandırılır ve elastomerin maliyetini düşürdüğü için direkt yoldan protezin maliyetinde de azalmaya neden olur. Doldurucular, materyalin deformasyon sürecinde moleküler zincirlerin kolayca hareket etmesine ve birbirlerini geçmesine izin vererek enerjinin dağılmasını sağlarlar[110].

Materyali güçlendirmek için kullanılan en yaygın silikon ürün doldurucusu, hidrofobik yüzey işlemlili silikadır. Bu doldurucunun materyalin hidrofobikliğini ve gücünü arttırdığı ve esnekliğini azalttığı görülmüş. Bu değişim, protezin hasta tarafından kullanılma süresini arttırır ama azalmış elastikiyet ve ıslanılabilirliğe neden olan doldurucuların dokuya istenmeyen, karakteristik bir etkisi vardır[90].

Silikonların içindeki antioksidanlar ve vulkanize edici ajanlar sayesinde, plastik formdan lastik bir forma geçiş sağlamak mümkündür. Uzun zincirli polimerler çeşitli bölgelerden birbirlerine bağlanıp çapraz bağlar yaparak sağlam bir iskelet yapı meydana getirirler. Bu şekilde polimerlerin çapraz bağlar yapması olayına vulkanizasyon denir. Silikon elastomerleri vulkanizasyon ısılarına oda ısısında vulkanize olan silikon elastomerleri ve yüksek ısıda vulkanize olan silikon elastomerleri olmak üzere ikiye ayrılır[111].



Şekil 8: Silikon materyallerin sınıflandırılmasının diyagramı [108]

### 2.5.6.1.ODA ISISINDA VULKANİZE OLAN (RTV) SİLİKONLAR

Oda ısısında vulkanize olan (RTV) silikonlar çene yüz protezleri yapımında kullanılan elastomerler ve malzemeler arasında en sık kullanılan materyallerdir. RTV tip silikonlar, vinil ve hidrit içeren siloksanlardan oluştuğu ve kloroplatinik asit katalizörüyle polimerize olduğu için ilave tipli silikon ölçü maddeleriyle büyük benzerlik gösterir [86].

RTV silikonlar, oda ısısında kondansasyonla veya ilave tip sistemle polimerize edilirler. Temel olarak stanöz okzalit katalizörlüğünde, oksijen- silikon kombinasyonundan oluşmuş bir iskelet ile ortoalkil silikat çapraz bağlayıcı ajandan oluşur. Doldurucu olarak genellikle silisli toprak ilave edilir ve bu materyalin gücünü artırır. Reaksiyon oda ısısında gerçekleştiği için, üretiminde düşük maliyetli alçı kalıplar kullanılabilir. Kondansasyon ile polimerize olan sistemler tek bölümlü veya çift bölümlü olarak ikiye ayrılabilir ve bu tip polimerizasyon sadece organotin katalizlediği ve metil triasetoksi gibi çapraz bağlayıcı ajanların bulunduğu, oda ısısında vulkanize olan sistemlerde gerçekleşir. İlave tip polimerizasyon sistemleri ise sadece çift bölümlüdür [112,113].

Tek bölümlü kondansasyon sistemine sahip RTV silikonlar, genelde yapıştırıcılarda ve sızdırmaz malzemelerin üretiminde kullanılır. Materyalin içinde çapraz bağların başlayabilmesi için havadaki nem ile temas kurması gerekir. Polimerizasyon süresi boyunca da nem gereklidir bunun bir sonucu olarak oluşan son ürünün enine kalınlığı sınırlıdır. Bu da bu materyali protez kullanımında sınırlı hale getirir[101].

Çift bölümlü sistemlerde ise bir baz ve katalizör bulunur. Bu iki komponent neme gereksinim duymadan birleştirilebilir[101]. Bu sistemin en önemli avantajı, istenmeyen yan ürünler oluşturmamasıdır. Baz komponenti genelde silika ile güçlendirilmiş dimetilsiloksan polimerinden oluşur. Katalizör ise platinumdür[114].

RTV silikonların, çapraz bağlanma farklılıklarına göre 2 alt tipi vardır:

#### 1.Yoğuşma Reaksiyonu İle Çapraz Bağlanma

Bu tip silikonlar, polisiloksan gibi hidroksil ile sonlanan reaktif gruplara sahiptir. Çapraz bağlantı yapabilmek için, tetraetil silikat gibi ajanlara ve dibutultin dilaurat gibi katalizörlere ihtiyaçları vardır[115].

Dezavantajları; hidroliz gibi uzama reaksiyonlarına sahip olmaları ve istenmeyen yan ürünler üretmeleridir. Reaksiyon süresi uzundur ve bir kalıbın içinde polimerize edilmek için pratik değildir. Nispeten düşük yırtılma dirençleri vardır ve kenar dirençlerini korumada çok başarılı değildir[115].

#### 2.İlave Reaksiyonlar İle Çapraz Bağlanma

Bu reaksiyon genelde silil hidril gruplarının vinil gruplarına eklenmesini içerir. Bu reaksiyonun gerçekleşebilmesi için platin içeren bir katalizörün varlığı gerekmektedir. Aslında bu silikonlar tam anlamıyla oda ısısında vulkanize olan silikonlar değildir. 150°C'de 1 saat süren polimerizasyon sonucu oluşurlar [98,108,116].

Bu materyaller, yırtılma direncine sahip olan geliştirilmiş ilk RTV silikon tipi olmasına rağmen belirgin dezavantajlara sahiptir. Bu dezavantajlar; çok hidrofobik olması, seçici adeziv

özelliğe sahip olması ve dışsal boyanmayı kabul etmemesi şeklinde sıralanabilir. Materyalin polimerizasyonu, eser miktarda amin, kükürt ve nitrojen oksitler tarafından engellenebilir[96,103,117].

RTV silikonların biyolojik olarak inert olmaları, renk stabilitesine sahip olmaları, üretilmelerinin nispeten kolay olması, kolay manipüle edilebilmeleri, fiziksel ve kimyasal özelliklerini geniş termal aralıklarda muhafaza edebilmeleri, içsel boyanmalarının tekrarlanabilmesi gibi avantajlara sahiptirler[15]. Ayrıca yarı şeffaf ve şeffaf protezlerin üretilmesini mümkün kılarlar ve işlenebilirlikleri HTV silikonlara göre çok daha kolaydır[15,16].

Birçok avantaja sahip olmasına rağmen belli dezavantajları vardır. Bu dezavantajları nispeten düşük yırtılma ve kenar direnci, uzun sertleşme süresi, uzamaya duyarlılık, yan ürün oluşturma ki bu nedenle gözenekli bir yapı oluşturup sıvı emilmesine zemin hazırlaması ve tamir edilmelerinin zorluğu olarak sıralamak mümkündür[93,115].

## RTV Silikon Türleri

### 1.Silastic 382,399

Kondansasyon reaksiyonu ile üretilen RTV silikon türleridir[118]. Reaksiyonun gerçekleşebilmesi için çapraz bağlatı ajanı olarak ortoalkil silikat ve katalizör olarak da stanöz oktat gereklidir[119].

Biyolojik inertliğe ve renk stabilitesine sahip, visköz polimerlerdir[90]. Doldurucular eklenerek materyalin gücü artırılabilir ama doldurucular translusentliğin azalmasına neden olur[119]. Fiziksel ve kimyasal özelliklerini yüksek ısı derecelerinde koruyabilirler. Silastic 382 opak ve beyaz iken Silastic 399 translusenttir[118].

### 2.MDX4-4210

Temel olarak polidimetil siloksanın modifiye edilmesiyle oluşturulmuştur. Polimerizasyon reaksiyonu, silikon-hidrojen gruplarının silikon-vinil gruplarına eklenmesini içerir. Bu çapraz bağlanma reaksiyonunda platinum katalizördür. Reaksiyon, aminlere duyarlıdır, sülfür ve kalay bileşikleri materyal polimerizasyonunu engelleyebilir[120].

MDX4-4210, klinisyenler arasında son derece popüler bir materyaldir. Andres'in araştırmalarına göre klinisyenlerin %41'i, protez materyali olarak bunu kullanmaktadır. Çok fazla doldurucu içermediği için translusenttir, yüksek doldurucu içerenler gibi opak değildir. Yeterli gerilme direncine sahip, toksik olmayan, biyolojik olarak uyumlu ve renk stabilitesini koruyabilen bir üründür[120].

MDX4-4210'un bir dezavantajı, uzun sertleşme süresine sahip olmasıdır. Bu uzun süre, ısı 150°C'ye çıkartılarak 5 dakikaya indirilebilir ama bu durumda metal kalıplar kullanmak zorunludur[121].

### 3.Silastic 891

Silastic 891 aynı zamanda Slastic Tıbbi Yapıştırıcı Silikon Tip A olarak da bilinir. Metiltriasetoksilan ile çapraz bağ yapan bir silikon türüdür. Bu materyalin kullanımı ilk bildirenler Udagama ve Drane'dir[122,123].

Materyal, geniş bir renklendirilme aralığına sahiptir. Translusenttir ve akmayan, koyu bir kıvama sahiptir. Oda sıcaklığında, nem ile temasta bulunmadan polimerize olabilir. Çözücü, plastikleştirici veya katalizör içermez. İşlenmesi esnasında metal kalıp kullanılması zorunlu değildir, alçı kalıplar kullanılabilir. Asetik asitle reaksiyona girip yan ürün oluşturabilir[122,123].

### 4.Cosmesil

İlk olarak Wolfaardt tarafından tanımlanan, değişebilen sertlik derecelerinde üretilebilen bir RTV silikon türüdür. Bu materyal, MDX4-4210'a kıyasla daha az yırtılma direncine sahiptir[114].

## 2.5.6.2.YÜKSEK ISIDA VULKANİZE OLAN (HTV) SİLİKONLAR

Yüksek ısıda vulkanize olan (HTV) silikonlar, adında da belirtildiği gibi vulkanize olmak için yüksek ısıya ihtiyaç duyarlar. Katalizörleri kullanılan polimerizasyon tipine bağlı olarak diklorobenzil peroksit, vulkanize edici ajanları ise platinum tuzudur. Diklorobenzol peroksit, oda sıcaklığında stabildir ve ısı arttıkça aktifleşmeye başlar. Sertlik ve dayanıklılık derecelerine göre değişik miktarlarda doldurucular içerirler(124).

HTV sistemler, serbest radikallerle veya ilave polimerizasyonla oluşan çapraz bağlar içerirler. Serbest radikallerle gerçekleştirilen polimerizasyon reaksiyonu, yüksek uyumluluk gösteren silikonların üretilebilmesi için son derece kullanışlıdır [124,125].

İlave tip polimerizasyon ile polimerize olan HTV ile, ilave tip polimerize olan RTV birbirine benzer çalışma şekilleri gösterir. Bunlarda, materyalde herhangi bir sararma olmadan yüksek transparanlık vardır, kokma durumu yoktur, kalıptan çıkartmak kolaydır, sertleştikten sonra işlem gerektirmez, yüksek yırtılma ve gerilme direncine sahiptir[93].

HTV silikonlar, yüksek ısılarda vulkanize oldukları için üretilmelerinde özel ekipmanlara ihtiyaç vardır. İşlem sıcaklığı yaklaşık 180-220 derecedir ve 30 dakika boyunca metal kalıplar içinde preslenmesi gerekir. Sonunda yüksek viskoziteli, koyu-lastik kıvamlı bir kopolimer elde edilir. Bu materyali boyamak ve işlemek zor olsa da çok iyi sonuçlar elde etmek mümkündür[93,125].

Maksillofasiyal protezlerde kullanılan HTV silikonlar genellikle macun kıvamında yüksek viskoziteye sahip, beyaz materyallerdir. Tek komponentli veya çift komponentli olabilir. Vulkanizasyon işlemi öncesi mevcut düşük viskozitelerinden dolayı uygun bir stabilizasyona ve opak görünüme sahiptirler. Opak görüntülerini vulkanizasyondan sonra da korurlar[17].

HTV silikonlar, maksillofasiyal protezlerde kullanılmak için veya alloplastik implantasyon için değişik şekillerde üretilebilirler. Elde edilmek istenen fiziksel özelliğe bağlı olarak değişik oranlarda katkı maddeleri ve doldurucular silikona katılabilir[125,126].

Avantajları; RTV silikonlara göre daha iyi fiziksel ve kimyasal özelliklere sahiptir, dayanıklılıkları ve translusens özellikleri yönünden RTV silikonlarından üstündürler[124]. Çok termal ve renk stabilitesine sahip materyallerdir. Biyolojik olarak oldukça inertlerdir. Diğer materyallere kıyasla en yüksek gerilim dayanımına sahiptirler. Biyouyumludurlar ve ultraviyole ışıktan etkilenmezler. Yeterli esnekliğe sahiptirler. Çok iyi çekme ve yırtılma dirençleri vardır, yüksek uzama yüzdesine sahiptirler[93]. Birçok avantajına ek olarak bu sistemler polimerizasyon başlamadan önce yaklaşık 30 dakikalık bir çalışma zamanına imkan sağlarlar [87,127].

Arzu edilen fiziksel ve mekanik özellikler matrix ve doldurucu partikül oranları değiştirilerek elde edilebilir. Opak doldurucuların eklenmesi fiziksel dayanımı ve gücü arttırmasına rağmen translusentlikten taviz vermeyi gerektirir[125].

Dezavantajları; opak olması ve buna bağlı olarak içsel boyanmasının zor olması, yüksek yüzey sertliği ve fonksiyon esnasında istenilen elastikliğe sahip olmamaları[87], kullanım zorluğu, polimerizasyon reaksiyonu için karmaşık aletlerin gerekliliği[126] ve teknik hassasiyet gerektirmeleri olarak sıralanabilir. Aşamaları yönünden RTV silikonlardan daha fazla işlem gerektirirler. Üretim sırasında ve sonrasında koku, intraoral kullanılan protezlerde tat oluşturma gibi sorunlar da mevcuttur[127].

## HTV Silikon Türleri

### 1.Silastic 370,372,373,4-4514,4-4515

Katalizör ajanlarının diklorobenzol peroksit olduğu, beyaz, opak ve yüksek viskoziteli materyaldir. Çok iyi termal stabilite ve biyolojik inertlik gösterirler ama hareketli doku yataklarında kullanılmak için yeterli elastikiyete sahip değildir[81].

### 2.PDM Siloksan

Veterans tarafından geliştirilmiş, Lontz ve Schweiger tarafından tanıtılmıştır. Bu HTV silikonu, klinik olarak kabul edilebilir değerleri aşan fiziksel ve mekanik özelliklere sahiptir[88].



3.Q7-4635,Q7-4650,Q7-4735,SE-4524U

Bell tarafından geliştirilen yeni jenerasyon HTV silikonudur. MDX4-4210 ve MDX4-4514 RTV silikon elastomerleriyle karşılaştırıldığında daha iyi fiziksel ve mekanik özellikler gösterirler[81].

## **2.5.7.YENİ MATERYALLER**

Günümüzde kullanılmaya başlanan yeni materyaller bulunmaktadır. Bunlar[126,128];

Köpük silikonlar

-Silastic 386

-Sifenilenes

Silikon blok kopolimerleri

Polifosfazenler

A-2186

### **2.5.7.1.Köpük Silikonlar**

Bu materyalin kullanıldığı protez çeşidinin şişme ve orijinal formundan 7 kat büyüyebilme özelliği vardır ki bu özellik protezin hafif olmasını sağlar. Bu genişleme olayı, stanöz okzalit katalizöründe başlayan reaksiyondan gaz çıkışı yaşandığı için oluşur. Düşük direnç ve güçsüzlük gibi dezavantajları vardır[126].

#### **2.5.7.1.1.Silastic 386**

Silastic 386, ilk kez Firtell tarafından 1976'da, protezlerin ağırlık problemlerine çözüm oluşturmak için üretilmiştir. Firtell, silikonun stanöz okzalit katalizörü ile karıştırıldığı zaman, vulkanizasyon işleminde gaz salındığını ve bu oluşan gazın silikonun kütlelerinin büyümesini sağlarken yoğunluğunu azalttığını ve böylece daha hafif bir materyal elde edilebildiğini göstermiştir[128].

Diğer silikonlardan farklı olarak bu, köpük formundadır. Bu formda oluşturulmasının amacı, protezin ağırlığını azaltmaktır. Ama köpüklü yapıda olması protezin gücünü azaltır, dış etmenlere duyarlı hale getirir ve zayıf materyal oluşmasına neden olur. Materyale güç ve sertlik vermesi için köpüksü yapının üstünün başka bir silikon materyali ile kaplanması ile mevcut zayıflıkların üstesinden kısmen gelinebilir[128].

### **2.5.7.1.2.Sifenilenler**

Sifenilenler, metil ve fenil grupları içeren silikon kopolimerleridir. Geliştirilmiş kenar mukavemeti, düşük elastisite modülü ve konvensiyonel polidimetil siloksanların üzerinde renk kabiliyetine sahiptirler[81].

### **2.5.7.2.Silikon Blok Kopolimerleri**

Silikon blok kopolimerleri, silikon elastomerlerinin düşük yırtılma direnci, düşük uzama ve potansiyel bakteri/mantar besiyeri olma gibi bazı zayıflıklarını geliştirmek için üretilen, hala geliştirilme aşamasında olan yeni materyallerdir[81].

Bu polimer bloklarında, vücutla moleküler düzeyde etkileşim gibi bazı problemler nedeniyle silikonların hidrofobik doğası geliştirilmeye çalışılmıştır. Çünkü bu hidrofobiklik, silikonla doku arasında yabancı cisim reaksiyonu indükleyip enfeksiyon gelişmesine neden olabilir. İşte bu silikon bloklar bu problemin üstesinden gelebilir çünkü içerisinde hidrofilik gruplar barındırmaktadır. Bu sayede de ıslanılabilirlik ve doku uyumluluğu arttırılmıştır [129].

### **2.5.7.3.Polifosfazenler**

Polifosfazen fluoroelastomerler, esnek protez kenarlarında kullanılmak için geliştirilmiştir ve günümüzde potansiyel maksillofasiyal protez materyali olarak da kullanılmaya başlanmıştır[128].

Maksillofasiyal protez materyallerinin en yaygın ve ortak dezavantajı, elastikiyet ve mukavemete aynı anda sahip olmadaki yetersizliktir. Eğer materyalin mukavemeti yüksekse elastikiyetten ödün verilir ya da elastikliği istenen düzeydeyse mukavemeti azdır. Bu eksikliğin üstesinden gelmek için, hidroksil ve izosiyanat gruplarıyla biten polimerlerden oluşan polifosfazenler üretilmiştir. İzosiyanat grup numaralarını değiştirerek materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerini de değiştirmek mümkündür[130].

### **2.5.7.4.A-2186**

Son zamanlarda geliştirilen materyallerden biri olan A-2186, MDX4-4210 ile karşılaştırıldığı zaman, daha üstün mekanik ve fiziksel özellikler göstermiştir. Ama bu materyalin yine MDX4-4210 ile kıyaslanınca, çevresel etmenlere maruz kaldıktan sonra fiziksel ve mekanik özelliklerini koruyamadığı görülmüştür [81].

## **2.6.MAKSILLOFASIYAL PROTEZLERDE RETANSİYON**

Maksillofasiyal protezlerin tutuculuğunu sağlamak için; adezyon retansiyonundan, non-rijit ataşmanlar, kuron, magnet, gözlük gibi apareylerin kullanımı ile mekanik retansiyondan,

travma veya cerrahi sonrası geride kalan sert ve yumuşak doku kısımları, konkaviteler, kulak çevresi, orbital bölgedeki çıkıntılar, zygoma desteği ve dış kulak yolu gibi bölgeleri kullanarak anatomik retansiyondan, endosseoz implantlar ve titanyum vidalı rekonstrüksiyon plaka sistemlerinden faydalanılmıştır [37,128,129].

Maksillofasial protezlerde yeterli retansiyonu sağlamak son derece zordur çünkü cerrahi prosedürlerin çoğunda, defektli bölgeyle beraber büyük retantif alanlar da rezeke edilir[125]. Retansiyon methoduna, komşu anatomik yapıların durumuna, hastanın sistemik durumuna ve genel sağlığına, defektin büyüklüğüne, şekline ve lokalizasyonuna, dokuların mobilitesine ve protezin ağırlığına bakarak karar verilir[36,126,128]. En çok kullanılan retansiyon adezivlerle ve implantlarla sağlanan retansiyondur [128].

Birçok disiplinde intraoral ve ekstraoral protez retansiyonu benzerdir ama oral çevre, ekstraoral çevreden fonksiyonel ve biyolojik olarak farklılıklar gösterdiği için dizaynları, bazı temel farklılıklar gerektirir[128].

### **2.6.1.ANATOMİK RETANSİYON**

Yeterli doku andırkatına sahip defektler, uygun koşullarda bu andırkatlara tutunan protezlerle tedavi edilebilir. Bu andırkatlar sayesinde retansiyon, herhangi bir adeziv veya mekanik komponent olmadan sağlanabilir [131].

Bu yöntemde, vakalara özel çözümler sunulmuştur. Örneğin Goves 2012'de silikon nazal protezi yerinde tutabilmek için defektin boyutunu ve anatomisini kullanarak intra-nazal stentler oluşturmuştur[132].

Palatal obtüratörler de aynı zamanda retansiyon aracı olarak kullanılabilirler. Birçok ekstraoral-intraoral kombine defektli vakada anatomik retansiyonu sağlamak adına palatal obtüratörler kullanılmıştır. Ama bazı kompleks fasiyal deformiteler doku andırkatlarıyla beraber implantların kullanımını zorunlu kılar[132]. Burada esas önemli olan noktalardan biri hastanın protez basıncını tolere edebilmesinin gerekliliğidir[131].

### **2.6.2.ADEZİVLER**

İmplant destekli olmayan veya doku andırkatlarının anatomik retansiyon için yetersiz olduğu durumlarda protezin cilde tutunmasını sağlamak için adeziv kullanımı etkili ve sık başvurulan bir yöntemdir[133].

İdeal Adezin Materyalinin Özellikleri [134,135,136]

Adeziv materyali biyoyumlu olmalı ve dokularda iritasyon yaratmamalı,

Adeziv materyali kokusuz olmalı, neme ve vücut sekresyonlarına karşı dirençli olmalı,

Proteze uygulanmış ve kurumuş adeziv vücut sekresyonlarının geçişine izin verecek ölçüde porözlü bir yapıya sahip olmalı,

Adeziv materyali, protezi en az 12 saat yerinde tutabilmeli,

Adeziv materyal, protez yerinde çıkartılırken altındaki dokuya zarar vermemeli,

Proteze kolayca uygulanmalı ve gerektiğinde kolayca temizlenebilmeli,

Adeziv materyalin bulunduğu paket kolay taşınabilir olmalıdır.

**Adeziv Kullanımının Dezavantajları [128,137]**

Adeziv materyaller protezi yerleştirirken veya uzaklaştırırken hem protez yüzeyine hem de cilt yüzeyine zarar verebilir.

Yer çekimi, çiğneme kuvvetleri ve doku hareketlerine karşı yeterli adezyon sağlanamaz.

Uzun süre kullanılan adeziv sistemler kontakt dermatite neden olabilir.

Kullanılan adezivler protezde renk değişimlerine neden olabilir.

Adeziv materyaller protezin fiziksel ve kimyasal yapısını bozabilir, protez kenarlarında aşınmalara neden olabilir.

Adeziv materyalleriyle sağlanan retansiyonda rijit bir fiksasyon sağlamak mümkün değildir.

Genel durumu bozuk ve el-göz koordinasyonu zayıf hastalar için proteze adeziv uygulamak ve yerleştirmekte güçlüklerle karşılaşılabilir.

Hastalarda alerjik reaksiyonlar görülebilir.

Protez kenarlarında kıvrılmalar yaşanabilir.

Adezivin protez yüzeyinden çıkartılması sırasında protez boyasına zarar verilebilir.

Maksillofasiyal protez retansiyonunda sıklıkla kullanılan adeziv sistemleri; akrilik resinler, silikon adezivler ve basınca duyarlı bantlardır[134].

### **2.6.2.1.AKRİLİK REZİN ADEZİVLER**

Akrilik resinler adezivler, suda kolaylıkla çözünebilirler ve su buharlaştığı zaman elastik özellik kazanırlar. Bu adezivler, poliüretanla üretilen protezler hariç diğer materyallerle üretilen

protez yüzeylerinde kolaylıkla uzaklaştırılabilir. Hydrobond (Epithane-3), akrilik resin adezivlere örnek olarak verilebilir[137].

Adeziv materyal; sentetik kauçuk, vinil asetat, vinil klorür, stiren ve metakrilat karışımından oluşur[136]. Materyalin penetrasyonu ve ıslatma özellikleri sürfaktanların eklenmesi ve partikül boyutlarının değişmesi ve dağılımıyla kontrol edilip ayarlanabilir. Viskozitenin artırılması, gözenekli yüzeylere penetrasyonu engelleyebilir[139].

### **2.6.2.2.SİLİKON ADEZİVLER**

Silikon adezivler, RTV silikonların, çözücü içerisinde çözülmüş bir formudur. Düşük molekül ağırlığına sahiptirler ve hidroksil gruplarıyla sonlanırlar. Proteze uygulandıkları zaman çözücü buharlaşır ve yüzeye bağ teması kuran yapışkan bir yüzey oluşur[140].

Adeziv güçlerinin düşük olmasına rağmen neme karşı dirençlidirler ve düşük su absorpsiyonu yaparlar. Ksilen gibi organik çözücülerde çözünme eğilimleri vardır[141]. Kimyasallardan, yağdan ve güneş ışığından etkilenmezler. Bu adeziv grubuna örnek olarak Secure Medical Adhesive (SMA), Hollister Medical Adhesive (Hollister) verilebilir[142].

### **2.6.2.3.BASINCA DUYARLI BANT**

Parmak basıncıyla uygulanan bu sistemler, uygulama ve uzaklaştırma kolaylığı nedeniyle en çok tercih edilen adeziv tipidir[143]. Bağlanma güçlerini arttırmak için likit adezivlerle beraber uygulanmaları tavsiye edilir[139].

Bu adeziv matertali esasında basınca duyarlı bantla kaplanmış kumaş, kağıt, film veya folyodan meydana gelir ve lastik(rubbery) tip elastomerin likit veya solid rezin komponentler (plastizer, doldurucu veya antioksidan) kombinasyonundan oluşur. En önemli 2 avantajı; kolay uygulama ve protezi yerinden çıkarttıktan sonra protez yüzeyinden adezivin kolay temizlenmesidir[139].

Bu 2 önemli avantajının yanında bazı dezavantajlara da sahiptir. Zamanla yapışkan özelliklerini kaybettikleri için yeniden montaj gerektirirler ve fleksibiliteleri düşük olduğu için mobil olmayan doku yatağına sahip defekt protezlerinde kullanılmaları daha uygundur. Adezivler ve solvent etkileşime girip protezin fiziksel ve optik özelliklerinde bozulma yaratabilir[144].

Uygun adezivi seçiminde mevcut dokunun durumu, mobilitesi ve protezin yapıldığı materyal dikkate alınması gereken parametrelerdir. Bazı adeziv tipleri bazı materyallerle çok iyi tutunur. Udagama en iyi materyal-adeziv kombinasyonunun polivinilklorid ile Epithane-3 olduğunu yaptığı çalışmalarla doğrulamıştır[139]. Aynı zamanda Silicon Adhesive Type B, silikon adezivler içinde en efektif olandır ve basınca duyarlı bant adezivler, polivinilklorid materyalinden yapılmış protez materyaliyle çok iyi uyum sağlar[144].

Adezivlerle sağlanan retansiyon ile kullanılan protezlerin kullanım süreleri literatürde yaklaşık 6 ay ila 1 sene olarak bildirilmiştir. Bunun nedeninin adezivlerin zaman içinde protez üzerindeki yıpratıcı etkileri olduğu düşünülmektedir[145,146]

### 2.6.3.İMLANT DESTEKLİ RETANSİYON

Maksillofasiyal bölgede meydana gelen defektler sıklıkla protetik tedavilerle rehabilite edilir. Yapılan protetik tedavinin başarısı, proteze desteklik sağlayacak dokuların stabilizasyon ve retansiyonuyla doğrudan ilişkilidir[147,148]. Retansiyon, destek ve stabilizasyon sağlanmasında anatomik faktörler yeterli olmadığı durumlarda kullanılabilir en tatmin edici ve hastanın yaşam kalitesinde yükselme sağlayacak tedavi implant desteği kullanılarak yapılan protetik tedavidir[149,150].

Maksillofasiyal bölgeye implant uygulamasında karşımıza çıkabilecek en önemli problem yetersiz kemik kalınlığıdır. Bu alana implant uygulamak için en ideal bölgeler temporal bölge ve supraorbital kenar bölgesidir. Bu alanlardaki kemik kalınlı 2.5mm ile 6mm arasında değişkenlik gösterir[151].

İntraoral bölgede kullanılan uzun implantların aksine bu bölgeler için özel, intraoral bölgede kullanılan implantlardan daha kısa, yaklaşık 3-4mm uzunluğunda ve 5mm çapında ekstraoral implantlar dizayn edilmiştir. Burun bölgesi ve orbital kemik gibi kemik kütlelerinin yeterli olduğu bölgelerde daha uzun implantlar da kullanılabilir[152]. Bu özel dizayn edilen implantlar kanat şeklinde uzantılara sahiptir ve mekanik stabilite ve retansiyonu arttırmak adına bu kanatlar delikler içerir[153]. Ama retansiyonu arttırmak için sahip olduğu kanatların, bakteri tutunması ve debris birikimi nedeniyle enfeksiyona neden olduğu da rapor edilmiştir[154].

Maksillofasiyal defektler için, defektin büyüklüğü ve lokalizasyonu, kalan kemik kitlesinin hacmi ve kalitesi, mevcut yumuşak dokular ve mobiliteleri bireyler arasında değişiklik gösterir. Bu değişkenliklere bağlı olarak implantların sayısı ve lokalizasyonu da bireyler arasında farklılıklar gösterir. Örneğin 2 adet implant, bir kulak protezi için yeterli retansiyonu sağlarken, orta ve büyük ebattaki fasiyal defektler için kullanılabilir kadar fazla implant kullanılması protez üstüne gelen basıncın dokulara homojen dağılması ve mevcut implantlarda stres oluşturmaması adına önemlidir[155,156].

Temporal kemik, supraorbital kenar, lateral orbital kenar, zigomatik kemik ve priform çıkıntı, yeterli kemik hacmine sahip olduğu için genellikle implant yerleştirmek için uygun anaomik bölgelerdir. Ama her tedavide olduğu gibi implant destekli maksillofasiyal protez tedavisi planlarken de bireysel düşünülmesi ve implantlar mevcut kemik volümünün yeterli olduğu bölgelere planlanmalıdır. Tasarlanan protezin yüzey genişliği, retansiyon sağlamak ve implanta gelen yükleri azaltmak adına mümkün olduğunca artırılmalıdır. İdeal olanı ise protez kenarlarını hareketsiz dokular üzerine kadar uzatmaktır[157,158].

Maksillofasiyal bölgeye implant uygulamasında bazı prensipler göz önünde bulundurulmalıdır. Yeterli hijyeni sağlayabilmek için, implantlar birbirlerinden 1cm uzaklıkta yerleştirilmelidir. Retansiyon için barlar kullanılacaksa doğal yüz görüntüsünü takip etmeli ve hijyenik koşulların sağlanabileceği şekilde dizayn edilmelidir. İmplantlar saçlı deriden en az 7mm uzakta konumlandırılmalı ve mümkünse greftlerde desteklenmelidir[45,128].

İmplant kontrendikasyonları[148]:

Yüksek doz radyoterapi alan hastalar

Kan hastalığı bulunan hastalar

Majör psikolojik bozukluğu bulunan hastalar

Kalp hastalığı yüksek risk grubundaki hastalar

Kontrol edilemeyen sistemik rahatsızlığı bulunan hastalar

Alkol ve ilaç bağımlıları

Adolesan dönemindeki genç hastalar

### **2.6.3.1.INTRAORAL İMPLANTLAR**

Büyük defektlere sahip hastalarda protezler, destek aldıkları mevcut doğal dişlere büyük baskı ve kuvvet uygular ki bu da dişlerde periodontal problemlere neden olur. Özellikle tek taraflı defektlerde, protezin karşıt ark stabilizasyonu vertikal kuvvetler karşısında yetersiz kalır. Bu yetersizliği önlemek ve mevcut dişleri korumak adına defekt çevresindeki uygun bölgelere implantlar yerleştirilebilir. Yerleştirilen bu implantlar dişlere gelen yıkıcı yükleri azaltır, çapraz ark stabilizasyonu sağlar ve protezi yerinden çıkarıcı kuvvetlere karşı efektif bir rezistans temin ederler[148].

### **2.6.3.2.EKSTRAORAL İMPLANTLAR**

#### **2.6.3.2.1.İMPLANT UYGULAMA ALANLARI**

Kraniofasiyal osseointegrasyon planı, çok yönlü bir süreçtir. Bilgisayarlı tomografi (BT) ve diğer radyografik değerlendirmeler, kemiğin miktarını saptamak adına çok önemlidir. Özellikle BT taramaları analiz ve implant planlamasında son derece yaygın kullanılan görüntüleme yöntemidir[159].

Asar, kemik bölgelerini miktarlarına göre sınıflamıştır[155];

A Bölgesi: Bu alanda zigomatik implantlara ek olarak 6mm ebatında dental implant kullanımına da izin verilir. Bölgedeki kemik volümü 6mm veya üzeridir. Maksillanın anterior

kısmı, zigoma ve zigomatik ark bu bölgeye örnek olarak verilebilir. Lateral periorbital kemik genelde 6-7mm kalınlığa sahiptir[155,160,161].

B Bölgesi: 4 ila 5mm kalınlığa sahip bu bölgelerde, 4mm'lik ekstraoral implantlar ve 5mm'lik dental implantlar kullanılabilir. Orbital kavitenin superioru, laterali ve inferolaterali, temporal kemiğin mastoid çıkıntısı ve zigoma, bu bölgeye örnek olarak verilebilir[155,160,161].

C Bölgesi: Bu bölgede kemik 3mm veya daha azdır. Temporal kemiğin bazı alanları, infraorbital marjin, nazal kemik, priform çıkıntı ve zigomatik ark bu bölgeye örnek olarak verilebilir. 3mm veya daha kısa ekstraoral implant kullanımı gerektiren bir alandır[155,160,161].

Birçok retansiyon sistemi, günümüzde kullanılan implantlar için uygulanabilir. Bu sistemler; bar-klips sistemi, ball ataşmanı sistemi, manyetik sistemler ve locator abutmen ataşman sistemlerdir[162].

## **2.6.3.2.2. SİSTEMLER**

### **2.6.3.2.2.1.Bar Sistemler**

Bar sistemler, bar ataşmanların implant üzerindeki metal veya plastik parçaya kilitlenerek oturduğu sistemlerdir[163]. İmplantlar birbirlerine barlarla bağlıdır ve tutucu kilit sistemi barların üzerindedir. Bu sistemde barlar altın alaşımdan hazırlanır ve yaklaşık 2mm'lik çapa sahiptirler. Kırılğandırılar bu nedenle bar ve implant arasındaki pasif uyumdan emin olunmalıdır[164].

Bu retansiyon sistemi özellikle kulak protezlerinde tercih edilir. Bar ve doku arasında temizleme kolaylığı açısından 1.5mm'lik boşluk alan bırakmak önemlidir[165].

Bar sistemler, magnet sistemlerin aksine vücut sıvılarıyla temas ettiklerinde korozyona uğramazlar ve magnet sistemlerden daha tutucudurlar. Ama protezin kaide kısmı nedeniyle barın altını temizlemek zordur. Ve bu sistemler protez üzerinde fazla yer kapladığı için, silikon yapının alttaki grimsi yansımayı saklamak ve protezin yırtılmasını ve bozulmasını engellemek adına yeterli sertlikte ve kalınlıkta olması gerekir[165,166].

Barlı tutucular aynı zamanda; birbirine bağlanarak gelen kuvvetlerin implantlar arasında paylaşımını sağlama, gelen yükleri bar ve kaide yardımıyla kemiğe yayarak iletme gibi avantajlarının yanı sıra plak birikimine neden olma, yapım yenileme ve tamir zorluğu, kısıtlı rotasyonel serbestlik ve fazla yer kaplama gibi dezavantajlara sahiptir[166]. Bu tip tutucular özellikle el kabiliyeti yüksek hastalar tarafından yüksek retansiyonun arzulandığı düşük kas gücü olan bölgeler için çok uygundur[157].





Şekil 9: Bar- klips tutucu sistemin hasta ve protez üzerindeki görüntüsü[167]

#### 2.6.3.2.2.Magnet Sistemler

Magnet sistemler, implant retansiyonunda kullanılan bir diğer methoddur. Birbirine bağlı olmayan ve herhangi bir üst yapı preparasyonuna gerek duyulmayan sistemlerdir. Özellikle kas aktivitesinin fazla olduğu yerlerde, el kabiliyeti yetersiz hastalarda, kemiğin ince olduğu ve kemiğe uygulanan kuvvetlerin azaltılması istendiği zaman kullanılırlar [168]. Korozyon riski olmasına rağmen genellikle orbital defektlerin rehabilitasyonunda tercih edilirler çünkü magnet sistemini kullanmak hastalar için son derece kolay ve kullanışlıdır[169]. Tutuculuk sağlayan uçlar birbirleri üzerinden serbest kayma yaptıkları için destekler üzerine gelen lateral kuvvetler azdır, hijyeni sağlamanın diğer sistemlere göre nispeten daha kolay olması ve paralelliği sağlama zorunluluğunun olmaması avantajları arasında sayılabilir[170]. Aynı zamanda bar sistemlerinin yerleştirilmesi için yeterli alan bulunmadığında ve horizontal kuvvetlerden kaçınılmak istendiğinde kullanılabilir en uygun sistemdir[171].



Şekil 10: Magnet tutuculu sistem[172]

### 2.6.3.2.3. Ball Ataşmanı Sistemler

Bar tutuculara göre daha az yer kaplarlar ama buna rağmen bar tutucular gibi yeterli tutuculuk ve stabiliteyi sağlayabilirler. Protez hareketlerine izin verdikleri için implantlarda aşırı stres birikimi olmaz[173].

Maksillofasiyal protezler için, bar ve magnetik sistemler en çok kullanılan sistemlerdir[157]. Son yapılan in vitro çalışmalar bar sistemlerinin en iyi retansiyonu sağladığını ve kulak ve burun protezlerinde kullanılması gereken sistem olduklarını göstermiştir[173].

### 2.6.3.2.3. KULAK BÖLGESİ

Kulak defektleri maksillofasiyal defektlerin yaklaşık %70'ini oluşturur. Cerrahi rekonstrüksiyonla tedavisi bir dizi cerrahi işlem gerektirir ve bu yıllar süren bir süreçtir. Buna karşılık elde edilen sonucun orijinal haline benzememesi ve simetri oluşturmaması çok olasıdır. Bu nedenle bu hastalar için en efektif tedavi yaklaşımı implantlarla desteklenmiş bir kulak protezi yapmaktır[158].

Protezin ideal estetiğini sağlamak adına implantların temporal bölgedeki konumları çok önemlidir. 2 adet implant retansiyon için yeterlidir ve bu implantlar birbirlerinden 15mm, dış kulak yolundan da 18mm uzaklıkta olacak şekilde konumlandırılmalıdır. Pozisyonları ise sağ kulakta saat 9 ve 11 yönlerinde, sol kulakta saat 1 ve 3 yönlerinde olmalıdır[130].



Şekil 11: Magnet ataşmanlı ekstraoral kulak implantları [61]

Planlama kısmında öncelikle anatomik forma ve yüz simetrisine uygun olacak şekilde mum model şekillendirilir. Akrilik rezin veya vinil asetattan cerrahi stentler üretilir. Ve bu stentler mum örneklerle beraber yerleştirildiğinde implant yerleşimi için en uygun bölgeyi bize gösterir[175].

Kulak protezinin retansiyonu için idealde 2 uygun retansiyon sistemi vardır. Bunlar tek başlarına veya kombine olarak birlikte kullanılabilirler. Bu sistemlerden ilki, altın alaşım temeline sahip 2mm çaplı barlı sistemlerdir. Barlar altın silindir üzerine lehimlenir ve implant abutmentleriyle tutturulur. Retansiyon klipsleri protezin iç kısmında yer alır. Bu sistem efektif bir protez retansiyonu ve kuvvet dağılımı sağlar. Çok iyi bir retansiyon sergilediği için protezi yerleştirmekte ve uzaklaştırmakta zorluk yaşanabilir. Özellikle el manipülasyonu zayıf hastalar için uygun değildir[175,176].

İkinci sistem, magnet retansiyonu tekniğidir. Bu teknikte magnetler ile barlar kombine kullanılır. Birbirlerine barlarla bağlı implant abutmentleri mıknatıslar için yuva olacak şekilde tasarlanmıştır. Magnetler yuvalara akrilik resin kullanılarak oturtulur ve diğer kısımları da silikon protez içine yerleştirilir. Magnetler bu sistemde genelde 6mm çapında ve 2mm kalınlığında kullanılır. Yüksek derecede retansiyon sağladıkları için hijyenik ve estetik problemler oluşturabilirler[177,178]. Alternatif olarak ise bar sistemler olmadan magnetler kullanılabilir. Bu teknikte direkt implant abutmentleriyle bağlantı içerisindedir. Ana avantajı implant abutmenlerinin protez sınırları içerisinde kolayca gizlenebilmesidir[179].

Kulak bölgesinde kullanılan implantların avantajları [177];

Kompleks anatomik yapılar için çok iyidir.

Optimal kamuflaj sağlar.

Donor saha hastalığı oluşmasına neden olmaz.

Tahmin edilebilir kozmetik sonuçları vardır.

Hızlı ve basit tekniktir.

Tömür rekürrensini erken saptama olanağı sunar.

Dezavantajları[177]:

Yüzün hareketli parçaları için uygun değildir.

Hastada yabancı cisim hissi uyandırır.

Uyurken çıkartılmaları gerekir.

Renk uyumunu yakalamak zordur.

2-3 yılda bir yenilenmeleri gerekir.

Sık sık temizlenme gerektirir.

#### **2.6.3.2.4.ORBİTAL VE OKÜLER BÖLGE**

Orbital defektler, maksillofasiyal defektlerin %20'sin oluşturular. Adezivlerin neden olduğu problemler diğer bölgelere kıyasla orbital bölgedeki nem miktarı nedeniyle diğer bölgelerden daha fazla görülür ve bu da hastaların yaşam kalitesinde düşüslere neden olur[180].

Orbital bölgedeki protezlerin retansiyonu için en uygun seçenek bar veya magnet sistemli implantların kullanılmasıdır. Orbitaya implant yerleştirmek için yeterli olan kemik hacmi sıklıkla orbitanın lateral duvarıdır. Bu bölgeye yerleştirilen implantlardan daha kısa olarak da 3-4mm'lik implantlar orbitanın inferior ve superior duvarına yerleştirilebilir. 3 veya 4 implant kullanmak gerekebilir ve implantların uzun akslarının orbitanın merkezi boyunca transvers olması önemlidir. İmplantlardan bazılarının yönü posteriora (kranial fossa) doğruyken diğerleri ters yönde konumlanmışsa monoblok giriş yolu olan barlı sistemler kullanışlı olmayabilirler. Eğer implantlar orbital fossanın hem üst hem de alt kenarlarında mevcutsa genellikle magnetli sistemler tercih edilir[181,182,183].

##### **2.6.3.2.4.1.Oküler İmplantlar**

Oküler implantlar, protez üretimini daha kolay hale getirebilmek için yumuşak doku soketine yerleştirilen materyallerdir. İlk olarak 1960 yılında Allen tarafından geliştirilen akrilik implant kasların geçtiği pasaja gömülmüştür. İçinden kasların ve dokuların geçmesine izin verecek şekilde delikli dizayn edilen Allen tipi bu implant Iowa ve Universal implantlara tercih edilmiştir[184].

Kaslar diseke edildikten sonra implant kanamanın kontrol edildiği bölgeye yerleştirilir ve oküler kasların implantla bağlantı yapması sağlanır. Superior rektus kası ile inferior rektus kası saat 6 ve 12 yönlerinde implanta suture edilir. Daha sonra lateral rektus ve medial rektus kasları saat 3 ve 9 yönlerinde suturlanır. Aynı zamanda implantı orbital soketin tabanına batmasını ve gömülmesini engellemek için inferior oblik kas ile superior oblik kas birbirine suturlanır. Lateral rektus kasını suture etmek aynı zamanda oluşabilecek pitozisi de azaltır[184,185,186].

Günümüzde farklı çeşitte materyallerle üretilmelerine rağmen temel olarak 3 tip oküler implant yapısı vardır[186];

1.Gömülü İmplant: Bu implantlar küre şeklindedir. Yerleştiği doku yatağını hareket ettirerek protezin de hareket etmesini sağlarlar[187]. Poröz yapısı boyunca fibröz doku formasyonuna izin verirler[188].

2.Yarı Gömülü Entegre İmplant: Bu implantlar oküler kaslar tarafından tutulan bir koni içerisine yerleştirilir. Frontal yüzeyleri implantın boşluğuna yerleşmiş bir ağ sisteminden oluşur ve bu ağ sistemi rektus kaslarının bağlantı yapmasına izin verir. Protezin hareketine izin veren bu implant enfeksiyonlara karşı duyarlı olduğu için genellikle 2-5 yıl içerisinde kaybedilir[187,189].

3.Gömülü Yarı Entegre İmplant: Bu tip implantlar kaslara dikilir ve direkt ilişki kurarlar. Oküler protezin dokulara bakan yüzeyinde ters kontur yapılıdır. Her zaman protez ile implantı ayıran bir doku mevcuttur[187,189].

#### 2.6.3.2.4.2.Orbital İmplantlar

Orbital kemiğin osseoz anatomisi nedeniyle implantlar, radyal olarak orbital sınıra yerleştirilmez. Kemik kalitesinin ve sertliğinin yüksek olduğu lateral duvar, genellikle implant yerleşimi için öncelikli kısımdır. Birçok hastada medial duvara implant yerleştirmek problemlidir çünkü bu duvar lakrimal fossa ve kemik volümündeki yetersizliklerden kaynaklanan anatomik komplekslik barındırır. Bu da implantlara istenen aksiyal yüklemenin yapılamayacağı anlamına gelir. Ve diğer kraniofasial implant bölgeleriyle karşılaştırıldığında daha düşük biyomedikal koşulların oluşmasını sağlar. Bu nedenle planlamada titizlikle düşünmek çok önemlidir[187,190].

Orbital implantlar, cerrahi tekniklerine, materyal tiplerine, şekillerine bakılarak farklı şekillerde sınıflandırılabilirler. Standart cerrahi tekniklere göre entegre ve non entegre orbital implantlar olarak 2 gruba ayrılırlar. Non entegre implantlar orbitanın içine, tendonların arkasındaki kas konisinin içine yerleştirilir. Bu implantlar küre şeklindedirler ve implantlarla kaslar arasında direkt bağlantı yoktur. Entegre implantlar ise direkt kaslarla ilişki içerisindedir[183,191].

Entegre ve non entegre implantlar da kendi içerisinde kaplanmış ve kaplanmamış olmak üzere ikiye ayrılır. Kaplanmış implantlar kaslar suture edildikten sonra fascia lata, dura mater ve tendon gibi farklı dokularla kaplanmışlardır, küre şeklinde olan ve olmayan tipleri mevcuttur[192].

Materyal yapısına göre solid ve poröz implantlar mevcuttur. Solid implantlar cam, akrilik veya silikondan üretilebilirken poröz implantlar sığırın süngerimsi kemiğinden, poröz polietilenden, sentetik hidroksiapatitten ve biyoseramikten üretilebilir[193]. Özellikle poröz implantlar son zamanlarda üzerinde çok fazla çalışılan bir implant çeşididir. Orbitaya yerleştirildikten sonra içlerini fibrovasküler yapılar doldurmaya başlar. Yaklaşık 4-6 ay sonra implantın içi tamamen dokuyla dolar ve vücudun bir parçası haline gelir[193].

Orbital implantların sahip olması gereken özellikler[184,194]:

İmplant tam olarak gömülmeli

Kolay bir şekilde uygulanmalı

Ağırlığı düşük olmalı

Gerçek küreden daha küçük olmalı ve protez için yeterli volüme sahip olmalı

Kas konisinin içine yerleştirilmeli

İnert olmalı ve herhangi bir reaksiyona neden olmamalı

Yapı migrasyona izin vermemeli

Zamanla rezorbe olmamalı

Ekstraokuler kaslar kolay bir şekilde implantla bağlantı sağlamalı

Doğru hareket aktarımı için protezle birleştirilmesi doğru yapılmalı

Orbitanın kavisli duvar yapısı, sınırlı kemik hacmi ve sınırlı ulaşılabilirlik, implant uygulamasını güçleştirir. Kullanılan bar sistemler implant çevresindeki yumuşak dokulara ulaşılmasını zorlaştırır. Magnet sistemler barlarla kombine kullanıldığında yumuşak dokulara ulaşılama problemi daha da artar. Magnet sistemlerinin tek başlarına kullanılmaları protetik süreçleri daha kolay hale getirir ve hijyeni artırır. Aynı zamanda magnetler protezin doğru pozisyonu bulmasını da sağlar[178].

#### **2.6.3.2.5.NAZAL PROTEZLER**

Nazal defektler, maksillofasial defektleri yaklaşık %6'sını oluşturur ve bu oluşan kayıpları implant destekli protezlerle rehabilite etmek yetersiz kemik kalitesi ve volümü nedeniyle teknik zorluklar içerebilir. Nazal bölgenin kompleks anatomisinin ve komşulukta olduğu dokuların uygulanacak implantın başarısı üzerine etkileri çok büyüktür[151].

Priform kenar (2,9mm kalınlık), glabella (12,8mm kalınlık) ve nasal fossanın anterior kısmı (10,2mm), anterior nazal fossa ile sınırlı olan bölgenin optimal kemik kapasitesini bize gösterir[161]. Nasal bölgenin tabanı ve maksillanın frontal yüzü implant yerleştirilmesi için idealdir. Bazı durumlarda implantların glabellaya yerleştirilmesi de düşünülebilir ama yapılan çalışmalar buraya yapılan implantların başarısının düşük olduğunu göstermiştir. İmplantlar, yeterli kemik hacminin bulunduğu yere çok kibar yerleştirilmeli ve orbital protezlerde olduğu gibi ideal protez kalınlığı sağlanmalıdır[151,195].

Nazal protezlerde stabil bir yüzey sağlamak adına, defekt bölgesi yarı kalınlıkta deri greftleriyle örtülebilir. Bu işlem sayesinde, mobilite azaltılarak destek dokulara gelen yıkıcı etkiler engellenmiş olunur. Stabilitayı arttırmak için protez kenarları defektin lateral duvarı boyunca uzatılabilir. Bunun için gerekirse septal kıkırdak cerrahi olarak kaldırılabilir. 2 adet implantın nazal eminens bölgesine yerleştirilmesi yeterli retansiyonu sağlayacaktır. Ancak abutmenler birbirine bar ile bağlanmalı ve bar abutmenlerin 15-20mm üzerinde seyretmelidir[162].

#### **2.6.3.2.6.ZİGOMATİK İMPLANTLAR**

Zigomatik implantlar, aşırı derecede rezorbe olmuş maksillaya sahip dişsiz hastaların tedavisi için tasarlanmış ve sonra maksiller defekte sahip hastalarda protez rehabilitasyonu için de kullanılmaya başlanmıştır[196].

Zigomatik implantların boyu 25mm'den 60mm'ye kadar değişiklik gösterebilir. İmplantların başarısı için en az 2 adet yerleştirilmeli ve rijit bağlantılar kullanarak çapraz ark stabilizasyonu sağlanmalıdır. Bu sayede çiğneme kuvvetleri implantların uzun aksları boyunca iletilebilir[197].

Zigomatik implantlardan birinin kaybının bile protez stabilitesini çok büyük oranda azaltması, implantların boylarının uzun olması, bölgedeki kemiğin karmaşık yapısı ve görüş kısıtlılığı zigomatik implantların dezavantajları arasında sayılabilir[198].

Radyasyona maruz kalan frontal kemik ve orbita çevresinde implantların başarı oranları düşüktür. İmplantların kaybedilme oranları kulak ve burun protezlerine kıyasla oldukça fazladır. 3 implant kullanılması genellikle yeterlidir ama implantların kaybedilme riski varsa ve hastanın ilgili bölgeye tedavi amaçlı radyasyon alma riski varsa daha fazla sayıda implant kullanılabilir. Hijyenik koşulların sağlanabilmesi için, implantların birbirinden 10-12mm uzak yerleştirilmesi gerekir[199].

Nazal bölgede kullanılan implant destekli protezlerin başarı oranı %85-90 civarındadır. Çok az yumuşak doku reaksiyonu izlenir. Eğer hasta tamamen dişsiz ise kalan kemik volümü vertikal implant yerleştirmek için yeterli olmayabilir. Eğer dişler mevcutsa priform aperturanın lateral duvarı horizontal implant yerleştirmek için seçilebilir[160].

Dental implantlarla kıyaslanınca maksillofasiyal implantların kaybedilme ihtimalleri, özellikle kompleks anatomik oluşumlar nedeniyle, çok daha yüksektir. Hastanın protezi yerleştirme ve çıkarma becerisi, implant çevresindeki dokuları temizleyebilme becerisi, implantın protez sınırları içinde bulunmasının gerekliliği kemik volümünün yetersizliği ile birleştiği zaman implant uygulamasında problem yaratabilir[200,201].

Fonksiyonel yükleme faktörleri de implantın uzun dönem başarısı için önemli bir yere sahiptir. İmplantlara gelen kuvvetler sert dokulara aktarılır ve remodeling veya modeling uyarısının oluşmasını sağlar. Eğer implantların çevresinde oluşan kuvvetler ve stresler fizyolojik limitleri aşarsa, implantla kemik arasındaki bağlantı kaçınılmaz bir şekilde kaybedilir[200,201].

### **3.BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIM/BİLGİSAYAR DESTEKLİ ÜRETİM (CAD/CAM)**

#### **3.1.TANIM**

CAD (Computer Aided Design-Bilgisayar Destekli Tasarım); bir cismin mevcut bilgisayar sistemlerini kullanarak tasarımının yapılması demektir. Üretilmek istenen 3 boyut modelin çizimi bilgisayar ortamında gerçekleştirilmektedir[202].

CAM (Computer Aided Manufacturing-Bilgisayar Destekli Üretim); sanal ortamda planlanan ve çizilen 3 boyutlu modelin veriler kullanılarak bilgisayar desteği ile üretiminin yapılması demektir[203].

CAD/CAM sistemlerin temelini; optik kameralar aracılığıyla görüntülerin alınması, alınan görüntülerin bilgisayar ortamına aktarılarak veriler oluşturulması, bu veriler doğrultusunda tasarımların gerçekleştirilmesi ve bilgisayar desteği ile bu tasarımların üretilmesi oluşturur[204].

Dental teknolojide "CAD/CAM" terimi şu an için "freze teknolojisi" ile üretilen dental porselenlerin eş anlamlısı olarak kullanılmaktadır[205] ve şu an için dental CAD/CAM

sistemlerin ana uygulama alanı, prefabrik monobloklar kullanarak dental restorasyonlar üretilmesidir[206].

CAD/CAM bileşenlerinin bulunduğu yere bağlı olarak, diş hekimliğinde hasta başı üretim, laboratuvar üretimi, merkezleştirilmiş üretim olmak üzere 3 farklı üretim kavramı mevcuttur[207].

### **3.1.1. HASTA BAŞI ÜRETİM**

Chairside sisteminde, CAD/CAM sisteminin bütün bileşenleri diş kliniğinde bulunmaktadır. Restorasyonların tasarımı ve üretimi, laboratuvar prosedürleri olmadan gerçekleştirilebilmektedir[207].

Bu sistemler; hem hasta için hem de hekim için zamandan oldukça tasarruf sağlar, teknisyen ve laboratuvar kısımları elimine edildiği için maliyeti düşürür ve tedavinin tek seansta bitirilebilmesini olanaklı kılar[207].

Bu sistemlerin dezavantajları ise; cihazların maliyetli olması, cihazı kullanmanın özel bilgi, beceri ve eğitim gerektirmesi, uygun restorasyonun elde edilebilmesi için yeterli klinik tecrübeye sahip olunması olarak sıralanabilir[207].

### **3.1.2.LABORATUVAR ÜRETİMİ**

Bu üretim çeşidinde, konvansiyonel sistemlerde olduğu gibi diş hekimiyle laboratuvar arasında iş akışı mevcuttur[207]. Diş hekimi ölçüyü alır, ölçüyü konvansiyonel veya optik tarayıcılarla alabilir. Sonra bu ölçüyü laboratuvara gönderir. CAD/CAM aşamalarının tamamı laboratuvarında gerçekleştirilir[208].

Eğer diş hekimi konvansiyonel teknikle ölçü yolladıysa, elde edilen alçı model tarayıcı yardımıyla taranarak modelden 3 boyutlu veriler elde edilir ve bu veriler tasarım yazılımlarıyla işlenir. CAD işleminden sonra veriler özel freze cihazına veya ilave(eklemeli) sistemin mevcut olduğu cihaza gönderilerek CAM kısmı tamamlanır ve tasarım üretilmiş olur[209,210].

### **3.1.3.MERKEZİLEŞTİRİLMİŞ ÜRETİM**

Bilgisayar destekli tasarımların üretilmesinin üçüncü bir seçeneği ise, bir freze merkezindeki genel üretimdir[207]. Bu sistemlerde laboratuvardaki “uydu tarayıcılar” internet üzerinden üretim merkezi ile bağlantı kurar ve laboratuvardaki veriler üretim merkezine iletilir. Üretim merkezinde ürün üretildikten sonra laboratuvara geri gönderilir, laboratuvarında bitim işlemleri tamamlanır ve sonra diş kliniğine ulaştırılır[211].



### 3.2.TARİHÇE

CAD/CAM sistemleri endüstri alanına 1950-1960 yıllarında girmeye başladığında diş hekimliğinde de yeni gelişmelerin olacağı beklenen bir süreçti ama bilgisayarların yetersiz gücü ve CAD kısmında üretimi sağlayacak makinelerin çok büyük olması diş hekimliğinde kullanılmasına izin vermemekteydi. Bu nedenle 1960'lı yıllarda uçak ve otomotiv sektöründe kullanılmaya başlanan bu sistemlerin diş hekimliğinde ilk kullanımları 1970'leri bulmuştur[212,213].

Dr. Duret 1971 yılında dental CAD/CAM'i geliştiren ilk kişi olmuştur[214]. Dr. Duret, ilk CAD/CAM restorasyonunu 1983 yılında üretmiştir ve 1985 yılında bu sistemi Fransız Diş Hekimliği Derneği'nin Uluslararası Kongresi'nde eşine bir saatten az bir sürede posterior kuron restorasyonu üretmiş ve uygulamıştır[215]. Dr. Duret daha sonra Sopha sistemini geliştirmiş ve bu sistem, bir çok CAD/CAM sisteminin gelişmesinde büyük rol oynamıştır[214].

Dr. Mörmann, ilk ticari CAD/CAM sisteminin geliştiricisidir. Dişleri taramak için optik tarayıcı kullanma fikrini elektrik mühendisi olan Dr. Marco Brandestini'ye danışmıştır. 1985 yılında bu ikili, optik tarayıcı ve freze cihazının birleştirilmesiyle ilk chair-side inleyi gerçekleştirmişlerdir ve kullandıkları cihaza, bilgisayar destekli seramiğin rekonstrüksiyonu anlamına gelen CEREC adını vermişlerdir[215].

Dr. Rekow, 1980'de Minnesota Üniversitesi'ndeki meslektaşlarıyla, bir dental CAD/CAM sistemi üzerinde çalışmalarda bulunmuştur. Bu sistem, fotoğraf grafikleri ve tarayıcı kullanarak veri elde etmek ve 5 eksenli bir makine ile bu verileri üretmek için tasarlanmıştır[216].

Dr. Anderson, 1983 yılında yüksek hassasiyet ile kuron üreten Procera'yı geliştirmiştir. Ayrıca kompozit veneer restorasyonlarının üretiminde CAD/CAM cihazını kullanan ilk kişi olarak tarihe geçmiştir[217].

Daha sonraki yıllarda CAD/CAM sistemler; inley, onley, veneer, kuron ve gelişmekte olan teknoloji sayesinde implant abutmenti ve sabit protezlerin fiksasyonu gibi daha kompleks vakalarda kullanılmaya başlanmıştır[207]. CAD/CAM sistemlerinin geliştirilmesiyle, konvansiyonel ölçü yöntemlerinin yerine, bilgisayar destekli tasarım ve üretim ile anatomik ve fonksiyonel olarak daha doğru son ürünler elde etmek, restorasyonu kısa sürede bitirmek, son ürünün mekanik direncini, marjinal/internal uyumunu arttırmak ve daha iyi bir estetik yakalamak amaçlanmıştır[218].

### 3.3.CAD/CAM KOMPONENTLERİ

Günümüzde mevcut olan tüm CAD/CAM sistemler üç bileşenden oluşur[207]:

1.Geometriyi bilgisayar tarafından işlenebilen verilere dönüştüren sayısallaştırma aracı/tarayıcı

2.Verileri işleyen yazılımlara ve uygulamaya bağlı olarak, üretilecek son ürün için bir veri seti (CAD)

### 3. Veri setini arzu edilen son ürüne dönüştüren bir imalat teknolojisi (CAM)

#### 3.3.1. TARAYICI (SCANNER)

Çene, diş ve dijital ortama aktarılması istenen yapıları üç boyutlu olarak dijitalize eden, elde edilen verileri bilgisayar ortamında toplayan ve bilgisayar ortamında bu verileri dijital bir modele dönüştüren araçlara tarayıcı denmektedir[212]. Konvansiyonel ölçü aşamaları olmadan, küçük bir kamera aracılığı ile direkt hasta üzerinden tarayıcı sayesinde ölçü alma işlemine “direkt tarama”, geleneksel ölçü alma işleminden sonra elde edilen alçı model üzerinden gerçekleştirilen tarama işlemine ise “indirekt tarama” denir[219].

Temel olarak optik tarayıcılar, mekanik tarayıcılar, intraoral tarayıcılar olacak şekilde üç farklı tarama seçeneği vardır[207].

##### 3.3.1.1. OPTİK TARAYICILAR

Bu tarayıcı türünün temelinde, “üçgenleştirme prosedürü” olarak tanımlanan 3 boyutlu yapıların toplanması yer alır. Burada, ışık kaynağı ve reseptör ünitesi birbirleriyle ilişkilerinde belirli bir açıda konumlanır. Bu açıdan bilgisayar, alıcı ünite üzerindeki görüntüden ayarlanan üç boyutlu veriyi hesaplayabilmektedir[216]. Beyaz ışık veya bir lazer ışını bir aydınlatma kaynağı olarak işlev görebilmektedir[207].

Optik tarayıcıların büyük bir kısmı harekete duyarlıdır. Bu nedenle bu tip tarayıcılar ile veri toplama işlemi yapılırken hasta tamamen hareketsiz olmalıdır çünkü en ufak bir hareket bile verilerin yanlış kaydedilmesine neden olabilir[221].

Hızlı ve yüksek çözünürlükte kaliteli verilerin elde edilmesi optik tarayıcıların avantajlarından biridir. Bir çok CAD/CAM sisteminde tarayıcı komponent, sistemin bir parçasıdır ve sadece uygun tasarım yazılımıyla çalışmaktadır[221].

Optik tarayıcı örnekleri[207];

- Lava Scan ST (3M ESPE, beyaz ışık projeksiyonları)
- Everest Scan (KaVo, beyaz ışık projeksiyonları)
- Etkon es1 scanner (etkon, lazer ışını)

##### 3.3.1.2. MEKANİK TARAYICILAR

Bu tarama çeşidinde ana ölçü, yakutlu bir top ile mekanik olarak sıralı bir şekilde okunur ve ana modelin mekanik olarak üç boyutlu ölçümü yapılır. Nobel Biocare'den Procera, diş hekimliğinde kullanılan mekanik tarayıcılar için tek örnektir[222].

Mekanik tarayıcı sistemler, yüksek tarama hassasiyetine sahiptir. Mevcut yakut bilyesinin çapı frezeleme sistemindeki en küçük öğütücüye ayarlanır ve sonuçta sistem tarafından toplanan tüm veriler freze edilir[222].

Bu tekniğin dezavantajları, optik tarayıcı sistemlerle kıyaslandığında daha uzun işlem süresine sahip olması, mevcut tek cihazın diğer sistemlere göre pahalı olması ve sistemin kompleks mekanik işlemler ile yürütülmesi olarak sıralanabilir[223].

### **3.3.1.3. INTRAORAL TARAYICILAR**

Intraoral tarayıcıda, ağız içinden prepare edilen diş ve etrafındaki yapıların görüntüleri kaydedilerek dijital bir görüntü sağlanır[209].

### **3.3.2.CAD (BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIM) YAZILIMI/ SOFTWARE**

Elde edilecek son ürününün 3 boyutlu dizaynının ve planlamasının yapıldığı bilgisayar ünitesidir. Kişiyeye özel restorasyonlar yaratmayı, tasarlamayı ve üretmeyi mümkün kılan yazılımlar günümüzde mevcuttur[209]. Kullanıcı direkt olarak mevcut şablonları kullanabileceği gibi, isterse modifikasyonlar oluşturarak kendi tasarımını da yaratabilir[221].

CAD/CAM sistemlerinin yazılımları sürekli iyileştirilmektedir ve en son gelişmelerle kullanıcıya devamlı bir şekilde sunulmaktadır. Mevcut veriler çeşitli formatlarda saklanabilir. Ama bir çok yazılım firması, belirli üreticilere özgü formatları kullanmaktadır[224]. Yazılım programları genellikle CAD/CAM sistemlerinin kendilerine özgüdür ve diğer sistemlerle uyumluluk göstermesi beklenmez[221].

Dijital sistemlerin mevcut avantajlarının yanında muhtemel kullanıcı hatalarından kaynaklanan risk, yazılım programlarındaki karmaşıklık ile artmaktadır. Bu nedenlerle üreticiler elde edilmesi istenen son ürünün tasarımına tamamen üç boyutlu bir görüntü ya da sanal mum model gibi kolaylaştırıcı özellikler ilave ederek programların daha hassas çalışma hedefleri için çalışmalarda bulunmaktadır[225].

CAD kısmında dizayn tamamlandıktan sonra, elde edilen veriler CAM ünitesine aktarılır ve üretim süreci başlar[226].

### **3.3.3.CAM (BİLGİSAYAR DESTEKLİ ÜRETİM)**

CAM ünitesi, CAD yazılımında oluşturulan üç boyutlu dijital tasarımın, frezler kullanarak, tasarlanan restorasyona dönüşmesini sağlayan ünitelerdir. Restorasyon üretimi aynı seansta klinikte gerçekleşiyorsa “hasta başı konsept”, dental laboratuvarında gerçekleşiyorsa ise “lab-side konsept” olarak adlandırılır [227].

Restorasyonu oluşturmak için, farklı marka ve içeriklere sahip bloklar bilgisayar kontrolünde frezlerle aşındırılır. Oluşan son ürün teknisyen tarafından manuel olarak son düzeltmeleri, cilalanmaları ve renklendirilmeleri yapıldıktan sonra bitirilir[228].

Üretim ve işleme cihazları, freze eksenlerinin sayısı ile birbirinden ayrılırlar[228].

### **3.3.3.1.ÜÇ EKSENLİ FREZE CİHAZI**

Bu tür cihazlar, üç uzamsal yönde hareket kabiliyetine sahiptir. Freze yolu noktaları, X,Y,Z eksenleri ile tanımlanmaktadır. İç kısım ve dış kısmın işlenmesi sırasında blok, 180 derece döndürülmektedir[220,229].

Üç eksenli freze cihazlarının avantajı, kısa frezeleme süreleri ve üç eksene sahip olması nedeniyle basitleştirilmiş kontrolleridir. Bu tür cihazlar daha fazla eksene sahip olan cihazlardan daha az maliyetlidir. 3 eksenli cihazlara örnekler[220,229]:

- inLab (Sirona)
- Lava (3M ESPE)
- Cercon brain (DeguDent)

### **3.3.3.2.DÖRT EKSENLİ FREZE CİHAZI**

Üç uzamsal eksene ilave olarak, bileşen için gerilim köprüsü de döndürülebilmektedir. Bu da, vertikal yüksekliği fazla olan köprülerin normal kalıp ve boyutlarda ayarlanmasına olanak sağlar. Böylece hem malzemedem hem de frezeleme zamanından tasarruf edilmiş olunur. Bu sisteme örnek olarak Zeno (Wieland Imes) verilebilir[207].

### **3.3.3.3.BEŞ EKSENLİ FREZE CİHAZI**

Beş eksenli freze cihazlarında, üç uzamsal boyuta ve döndürülen gerilim köprüsüne ek olarak freze mili de dönmektedir(5. Esken). Bu sistemler, abutment olarak kullanılacak mesiale eğilmiş molarların frezlenmesini olanaklı kılar[220,229].

Bu sistemlere laboratuvar alanında örnek olarak Everest Engine (KaVo), üretim merkezinde örnek olarak HSC Freze Cihazı (etkon) verilebilir[220,229].

Restorasyonların kalitesi, freze eksenlerinin sayısının artmasına bağlı olarak artmaz. Kalite, tarama, veri işleme ve üretim sürecinin toplamının bir sonucu olarak karşımıza çıkar[207].

### **3.4.CAD/CAM SİSTEMLERİN AVANTAJLARI**

Dijital ölçü alınması, restorasyonun tasarımı ve üretilmesi için harcanan zaman geleneksel yöntemlerle kıyaslandığında daha azdır[230].

İşlem tek seansta sonuçlanabilmektedir, böylece hastanın geçici restorasyona olan ihtiyacı ortadan kalkar[231].

Laboratuvar ücreti, konvansiyonel yöntemlere göre daha azdır [232].

Hata ve çapraz enfeksiyon ihtimali geleneksel yöntemlere göre minimal düzeydedir[233].

CAD/CAM sistemler yüksek kalitede materyal kullanımına olanak sağlar, bu sayede yüksek kalitede restorasyonlar üretilebilir ve bu üretimde süreklilik sağlanabilir[234].

Farklı parametreleri kontrol kolaylığı mevcuttur( tabaka kalınlığı, siman aralığı vb)[234].

CAD/CAM sistemlerde restorasyonlar CAD yazılımları ile dizayn edildiği için laboratuvar teknisyenlerine de kolaylık sağlarlar[235].

CAD/CAM sistemler ile tüm taramalar bilgisayar ortamında saklanabilir. Standart alçı modellerin uzun vadede korunması zordur, yer kaplar ve uygun şekilde saklanmadığı durumda kırılma ihtimalleri vardır[236].

### **3.5.CAD/CAM SİSTEMLERİN DEZAVANTAJLARI**

CAD/CAM sistemiyle üretilen restorasyonlar, kullanılan ekipman ve yazılımın maliyeti yüksektir[237].

CAD/CAM cihazlarını kullanmak için gereken eğitime zaman ve para harcanması gerekir[237].

Geleneksek yöntemlerde olduğu gibi restorasyon yapılacak bölgenin kaydının çok iyi alınması gerekmektedir. Özellikle kesim yapılan dişin basamakları ve bitiş çizgisi net bir şekilde ölçüye aktarılabilirdir. Bitim sınırları diş eti altına inen preparasyonların dijital kaydını almak zor olabilir[238].

Kullanılan monokromatik bloklar ideal estetiği her zaman sağlayamayabilir[234].

Prefabrike bloklarda renk seçimi şu an için kısıtlıdır[234].

### 3.6. CAD/CAM SİSTEMLER

#### 3.6.1.CEREC (CEramic REConstruciton)

BRAINS AG tarafından tasarlanan ve Siemens (günümüzde Sirona Dental Systems) firması tarafından geliştirilen CEREC sistemi, 1985 yılında tanıtılan geliştirilmiş ilk CAD/CAM sistemidir. 1994 yılında CEREC 2, 2000 yılında CEREC 3 ,2014 yılında CEREC SW piyasaya çıkmıştır[239]. CEREC sistemi kolaylıkla bir yerden bir yere taşınabilen portatif bir ünite olup, üç boyutlu video kamera (tarayıcı başlık), elektronik imaj süreci (video işlemcisi), hafıza ünitesi (kontur hafızası) ve üç boyutlu minyatür şekillendiriciye bağlı bir bilgisayardan oluşur[240].

CEREC 3D sisteminde ağız içi kamera ağızda sabitken ayak pedalı yardımıyla görüntünün yakalanması hedeflenmiştir. CEREC AC sisteminde ise bu teknik daha da geliştirilerek kamera ağızda sabit olarak tutulduğunda sistemin otomatik olarak görüntüyü yakalaması sağlanmıştır[240].

CEREC AC sistemlerde görüntü direkt olarak hasta ağızından kamerayla alınır. Öncesinde taranacak tüm dişler opak olan ve kameranın tüm dokuları kaydetmesine izin veren titanyum dioksit içerikli bir katmanla kaplanır. Ardından restore edilecek diş, karşıt dişler ve kontak dişlerin görüntüleri alınır. Bu sistemde tarayıcı otomatik odaklanma sağladığı için restore edilecek dişin üç boyutlu görüntüsü ekrana yansır. Daha sonra yazılım programı ile çevre dişlerle uyumlu bir restorasyon tasarlanır[241].

CEREC sisteminin Bluecam AC, Omnicam, Apollo DI olmak üzere üç adet ağız içi tarayıcısı ve bir adet indirekt tarayıcı olarak InLab InEos X5 masaüstü tarayıcısı bulunmaktadır[242].



Şekil 12: Cerec intraoral kamera ve tasarımın yapıldığı yazılım[243]

### **3.6.1.1.Bluecam AC**

Bluecam AC, Şu an dŕnya çapında en yaygın olarak kullanılan ağız içi tarayıcıdır. Tŕm yŕzeyin taranabilmesi ve yansıyan yŕzey oluŐmaması için taranacak yŕzeyler titanyum dioksit tozuyla kaplanmalıdır[244].

Tarayıcı, triangulasyon prensibiyle çalıŐır. Bu prensip temel olarak yayılan ve yansıyan ışık arasındaki açısal yer deđiŐtirme esasına dayanmaktadır. 3. boyut olan Z aksının pozisyon deđiŐtirme değerleriyle hesaplanabilir[245].

CEREC sistemi, çizgi tarama prensibine gŕre çalışmaktadır. Bu da tek pozlamada dişin 4 kez gŕrŕntŕsŕnŕn alınması demektir. İŞlem totalde 0,16 saniye sŕrer ve pozlama boyunca kamera sabit tutulmalıdır[245,246].

### **3.6.1.2.Omnicam AC**

Bluecam AC gibi triangulasyon prensibine uygun çalıŐır. Fakat ondan farklı olarak yŕzeylerin taranabilmesi için toz gerektirmez, renkli gŕrŕntŕleme yapma yeteneği vardır ve tek dalga boyunda değil farklı dalga boylarında ıŐıklar yayabilir[245,247].

Tarama başına pozlama sŕresi Bluecam AC'ye gŕre azalmıŐtır bu da tarayıcının titreme ihtimalini ortadan kaldırır. Sistem ağız içi kayıtları ayrı gŕrŕntŕler halinde değil video kaydına benzer bir gŕrŕntŕ akıŐında kaydeder[245,247].

### **3.6.1.3.Apollo DI**

Apollo DI, ŕzellikle dijital ŕlŕ almak amacıyla ŕretilmiŐtir. Tarama yapılmadan ŕnce hazırlayıcı sprey yŕzeye uygulanmalıdır ve yŕzeye homojen dağılmasına dikkat edilmelidir[248].

### **3.6.1.4. InLab InEos X5**

Laboratuvar kullanımı için en son ŕretilen tarayıcıdır. Lazer tarayıcı, çalışma modelinin dijital olarak gŕrŕntŕsŕnŕ alır. Sistemin inEos X5 kısmı tarayıcı kısmını, inLab ise tarayıcı ve tasarım yazılımını içermektedir[248].

## **3.6.2.PROCERA ALL-CERAM SİSTEM**

Procera, 1980'lerin sonlarında Nobel Biocare tarafından geliştirilmiş ve yeni bir dijitalleŐme ve ŕretim tekniği hakkında geliŐimsel çalışmalar yayınlandıktan sonra 1994 yılında ticari olarak piyasaya sŕrŕlmŕŐtŕr[249].

Procera sistemlerinin orijinal versiyonunda, safir top uçlu, ŕlŕ alınacak yŕzeye temas eden tarayıcı kullanılarak konvansiyonel kalıplar, 20.000 ŕlŕm noktasından dijitalize edilir ve ardından tek/çok ŕyeli restorasyonlar ŕretilir[250].

Procera AllCeram sisteminde CAD/CAM teknolojisi kullanılarak yoğun olarak sinterlenmiŐ, saf ve yŕksek dayanıklılıkta alŕminyum oksit (%99.5) alt yapılar ŕretilmektedir.

Ayrıca zirkonyumoksit alt yapılı restorasyonlar (Procera AllZirkon), titanyum alt yapılı restorasyonlar (Procera AllTitan), titanyum veya alüminyum oksit abutmentlar, implant üstü tam seramik kronlar ve implant üstü titanyum köprü alt yapılarının üretimi mümkündür[251,252].

### 3.6.3.CERCON SİSTEM

Cercon sistemler, Dentsply firmasına aittir ve 2002 yılında ilk olarak piyasaya sürüldüğünde sadece CAM sistemi olarak çalışan sisteme 2005 yılında üç boyutlu optik tarayıcı ve Cercon Art CAD tasarım yazılımı eklenmesiyle CAD/CAM sistemi tam olarak oluşturulmuştur[253].

Cercon sisteminde restorasyon yapılacak bölge, mum örnek üzerinden lazer tarayıcı ile taranarak dijitalize edilir. Her bir üye 20 saniyeden kısa sürede 10 mikron hassasiyetinde taranabilmektedir[253].



Şekil 13: Cercon sistemi[242]

### 3.6.4.LAVA SİSTEM

Lava sistemler 2002 yılında 3M ESPE tarafından piyasaya sürülmüştür. Sistemde Lava Scan ST optik tarayıcı, Lava CNC 240 veya 500 frezleme makineleri ve Lava Furnace 200 sinterleme fırını bulunmaktadır. Restorasyon üretimi, model üzerinden Lava Scanner optik tarayıcısı ile taramayla başlar. Veriler dijitalize edildikten sonra Lava CAD Windows bilgisayar yazılımı ile bilgisayar ortamında tasarım gerçekleştirilir. Tasarım sistemin CAD ünitesi ile oluşturulduğu için tekniyenin modelaj yapmasına gerek kalmaması sistemin önemli bir avantajı olarak sayılabilir[254,255].





Şekil 14: Lava sistemi[242]

### 3.6.5.CELAY SİSTEM

CELAY sistemi, copy-milling (kopyalama- frezeleme) tekniğinin kullanıldığı bir sistemdir ve teknik diğer sistemlere göre oldukça basit bir çalışma prensibine sahiptir. Kompozit materyal ile direkt diş veya ana model üzerinden bir ön model oluşturulur ve hazırlanan bu model taranarak seramik bloklar şekillendirilir. Tam anatomik form ve detaylı okluzal yüzey karakteristiği elde edilebilmektedir[256].

### 3.6.6.CICERO SİSTEM

CICERO sisteminin açılımı; Computer Integrated Ceramic Reconstruction'dır. Optik tarama, seramik sintering ve bilgisayar destekli şekillendirme (CAM) esaslarına dayanmaktadır. Bu sistemde hazırlanan dişin ölçüsünden elde edilen çalışma modeli, bilgisayarın hazırlanan preparasyonun bitim sınırlarını daha kolay belirlemesi için dişli bölümleri beyaz, çevre dokular ise siyah olarak boyanır. Tarama, modelin hızla hareket eden 20 adet lazer tarayıcıyla çizgisel olarak taranmasıyla olur. Böylece preparasyona, çevre dokulara ve karşıt dişlere ait ölçümler yapılarak 3 boyutlu görüntüler oluşturulur[257].

Önce güdük tek başına taranır ardından model tarayıcının tablasına sabitlenerek tüm diş kavsi taranır. Bu taramanın bilgisayar ekranına yansımalarıyla preparasyonun yerleşimi, komşu bölgelerle ilişkileri proksimal kontaklar ve taranan alanın sınırları belirlenmiş olur. Sonra bu görüntü üzerinde çift taraflı olarak kesici kenar ve son büyük azıya ait tüberkül tepesi işaretlenir. Bu işlem kullanıcıya okluzal planın uyumu hakkında bilgi verir. Ardından karşıt dişlere ait kapanış ölçüsü model üzerine yerleştirilerek hassas bir şekilde taranır. Bilgisayarda yapılan belirlemeler rehberliğinde alt yapı işlenir. Son sinterleme işlemi sırasında oluşacak büzülme miktarını kompanse edebilmek için bilgisayar tarafından ayarlanan ve freze ünitesine aktarılan bilgiye göre önceden belirlenen ölçümden daha büyük bir boyutta freze işlemine son verilir. Bunu takiben aynı sistemle önce dentin sonra da kesici kenar porseleni preslenip pişirilir

ve freze cihazıyla şekillendirilir. Tüm bu işlemlerden sonra hasta ağızında kontroller yapılarak; makyaj ve glazür yapılır, kuron bitirilip hasta ağızına simante edilir[257].

### **3.6.7.E4D SİSTEM**

E4D Dentist sistemi 2008 yılında E4D Teknolojileri LLC tarafından tanıtılmıştır. Bilgisayar ve monitörden oluşan tasarım ünitesi, lazer tarayıcı başlık ve ayrıca frezeleme ünitesinden meydana gelmektedir[258,259].

Dijital ölçü, intraoral digitizer adlı ağız tarayıcısı ile elde edilir ve alınan görüntülerle yazılımda 3 boyutlu modeller elde edilir. Dokunmatik ekranı sayesinde restorasyonun her açıdan uygunluğu değerlendirilebilir. Sistem bitim sınırlarını otomatik olarak kendisi belirler ve diş hekimi tarafından bu sınırlar onaylandığında tasarım programı veri tabanını göz önünde bulundurarak restorasyon dizaynını yapar[258,259].



Şekil 15: ED4 sistem[243]

### **3.6.8.INTRAORAL DIGITIZER TARAYICI**

Ağız içi tarayıcı, fiber optik kablolu lazer kaynağı, bağlayıcı ve detektör içermektedir. Bağlayıcı, ışık kaynağından gelen ışık demetini 2 yörünge halinde böler. İlk yörüngedeki ışık görüntüleme optiklerine buradan da tarayıcı aynaya yönelir. İkinci yörüngedeki ışık demeti ise optik geciktirici yol parametrelerine göre hesaplanmış, yörünge uzunluğu belli kontrollü bir ışık demetidir ve yansıtıcıya yönelir[260].

### 3.6.9. ITERO SİSTEM

iTero sistemler, 5 yıllık yoğun çalışmalar sonucunda 2007 yılında üretilmişlerdir. Cadent tarafından tanıtılmış olup çıkan ilk pudrasız tarayıcı sistemleridir ve sadece tarayıcı olarak bulunmaktadır, hasta başı CAD/CAM olarak tasarlanmamıştır[261].

Bu sistemlerde dijital ölçü için paralel konfokal görüntüleme kullanılmıştır. Paralel konfokal tarama sayesinde diş yüzeyini titanyum dioksit ile tozlamaya gerek kalmadan görüntüleme yapılabilmektedir[262]. Kameradan yayılan yaklaşık 100,000 paralel lazer demeti, taranan yüzeyden yansır ve tekrar kameraya döner. Görüntünün 3.boyutu yansıyan demetin 300 farklı derinliğe sahip optik alana çarpmasıyla hesaplanır ve bu alana çarpan en yoğun noktalara göre göreceli olarak 3.boyut tanımlanır[263].



Şekil 16: ITero sistem[216]

### 3.6.10.EVEREST SİSTEM (KaVo Dental, Almanya)

Everest sistemi 3 ünitelerden oluşan bir CAD/CAM sistemidir. Tarayıcı ve tasarım programı (Everest Scan), aşındırma ünitesi (Everest Engine) ve sinterleme fırınından (Everest Therm) oluşmaktadır. Aşındırma ünitesi çoğu sistemden farklı olarak 5 aks teknolojisi ile aşındırma yapmaktadır. Model, tarama ünitesinde taranarak alt yapının tasarımı aşamasına geçilir. Aynı tarama ünitesinde alt yapı bilgisayar ortamında tasarlanır[264].



Şekil 17: Everest sistem [216]

### **3.6.11.ZENO TEC SİSTEM (Wieland, Almanya)**

Bu sistemde tarayıcı (3 Shape D 200), bilgisayar yazılımı (ZENO CAD), frezeleme ünitesi (ZENO 4030) ve sinterleme fırını (ZENO Fire) bulunur. Ölçü sonrası elde edilen modeller lazer kesit alma tekniği ile taranır. Taranan obje 3 boyutta hareket ettirilerek ZENO CAD’de tasarımı yapılır[264].

### **3.6.12.HINT-ELS SİSTEMİ**

1999 yılında kullanıma sunulan Hint-Els CAD-CAM sisteminin, ağız içi optik kamerası ve alçı modelleri taramak için üretilen optik tarama üniteleri bulunmaktadır. Hem ağız içi taramalara, hem alçı modellerin taranmasına imkan veren bu sistem, bu çift yönlü özelliği ile Cerec sistemine benzemektedir[265].

## **4. MAKSİLLOFASİYAL BÖLGEYİ 3 BOYUTLU GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ**

### **4.1. 3 BOYUTLU STEREOFOTOGRAMETRİ**

3 boyutlu stereofotogrametri tekniği ile günümüzde, yüzün geometrik yüzeylerini ve konturlarını doğru bir şekilde görüntülemek, bu görüntünün üzerine gerçeğe uygun renk ve doku verilerini ekleyerek doğala en yakın 3 boyutlu, bilgisayar ortamında işlenmiş fotoğraflar elde edilebilmektedir[266].

Kliniklerde ve araştırma yapılan merkezlerde azalan maliyetlere ve avantajlarına bağlı olarak 3 boyutlu stereofotogrametri görüntüleme sistemleri çok daha yaygın hale gelmektedir. Bu yöntemde kullanılan 3D kameralar kullanılan tekniklere göre pasif stereofotogrametri ve aktif stereofotogrametri olmak üzere iki gruba ayrılabilir[267].



Şekil 18: Stereofotogrametri odası[268]

#### 4.1.1.PASİF STEREOFOTOGRAMETRİ

Pasif stereofotogrametri yöntemi tipik 3D kameralar içerir. Bu kameralar hastaya bakacak şekilde farklı açılarda yerleştirilirler. Bu kameraların kaydettiği görüntüler birleştirilerek, kaydedilen yüzeyin 3 boyutlu bir sunumu hazırlanabilir[269].

3 boyutlu olarak görüntüleri elde etmeden önce kameraların birbirine göre pozisyonları hakkında bilgi sahibi olmak bu noktada önem arz etmektedir. Kameraların pozisyonları hakkında bilgi sahibi olmak için de kalibrasyon tahtası adı verilen yapının fotoğrafı çekilebilir. Bu kalibrasyon tahtası boyutları bilinen siyah noktalardan ve bu noktalar arasındaki boşluklardan meydana gelmektedir. Açılanmadaki küçük değişikliklerle bu tahtanın çeşitli noktalardan fotoğrafları çekilerek kameralar kalibre edilebilir. Bu kalibrasyon, aslında artık bilgisayar sisteminin doğru 3 boyutlu fotoğrafı oluşturabilmek için buna uygun doğru 3 boyutlu uzam parametrelerini bildiği anlamına gelir[270,271].

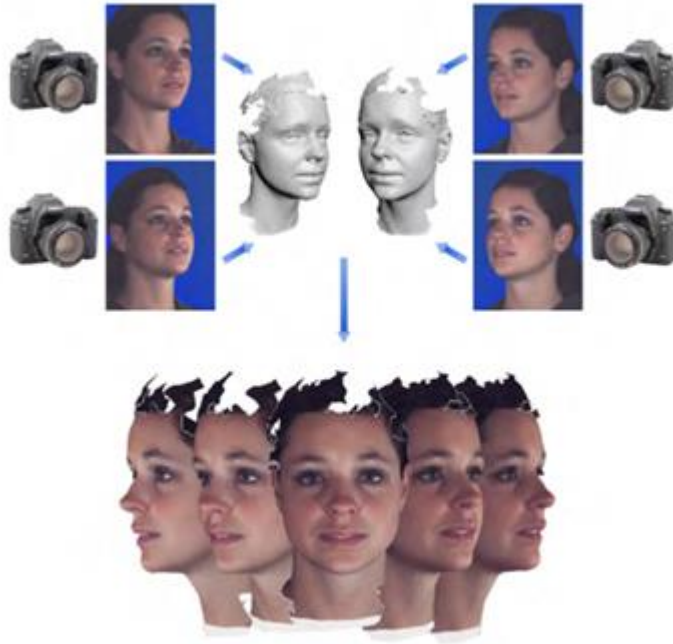
Kameralar kalibre edildikten sonra birbirlerine göre doğru pozisyonlanmalarını bozmamak adına kesinlikle oynatılmamalıdır. Bahsi geçen kalibrasyon tahtası kullanılarak elde edilen verilerin doğruluğundan emin olmak için her gün kameralar kalibre edilebilir. Kalibrasyondan sonra artık kameralar hastanın 3 boyutlu fotoğrafını oluşturmak için hazırdır[272].

Pasif stereofotogrametride 3 boyutlu bir görüntünün yeniden yapılandırılması için tüm bilgiler sistem tarafından yakalanan farklı 2 boyutlu fotoğraflardan elde edilir. Bu çalışma prensibine uygun olarak Di3D Camera System (Dimensional Imaging™, Glasgow, UK) verilebilir[260].

Bu yöntemde mevcut olan dört adet kamera tam olarak aynı zamanda 2 boyutlu fotoğrafları yakalar. Sistemdeki dört kamera arasındaki açılar çok az farklı olması nedeniyle dört fotoğraf da birbirinden biraz farklı olabilir. Fotoğraflar elde edildikten sonra bilgisayarda yeniden yapılandırma süreci başlatılır. Önce 2 adet fotoğraf 3 boyutlu veri kümesinde sol taraftan birleştirilir. Bilgisayar sistemi bunu her iki fotoğrafta karşılık gelen noktaları arayarak yapar. Noktalar bulunduktan sonra bilgisayar, gerçek noktalardan kameralara olan uzaklığı

hesaplar. Bu adım tekrar edilerek çok sayıda nokta için büyük alanlar hesaplanır. Böylece sanal ortamda kameralara belirli bir mesafeye sahip noktalardan oluşan 3 boyutlu bir fotoğrafın temel geometrik formu elde edilmiş olur. Sol taraf için yapılan bu işlemler sağ taraf için de yapılır ve sağ tarafın da 3 boyutlu görüntüsü bilgisayar ortamında elde edilmiş olunur[271,272].

En son sağ ve sol taraflardan elde edilen yüzeyler, tek bir yüzey görüntüsü elde etmek için birleştirilir. Renk bilgisi transfer edildikten sonra doğal dokuya ve görüntüye uygun sanal model elde edilmesiyile işlem tamamlanmış olur[272,273].



Şekil 19: Pasif stereofotogrametrinin illüstrasyonu [268]

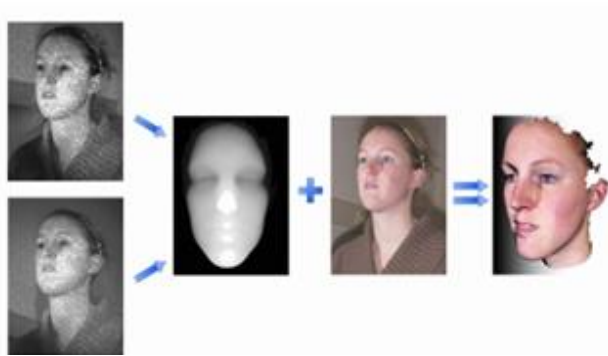
#### 4.1.2.AKTİF STEREOFOTOGRAMETRİ

Pasif stereofotogrametrinin aksine, aktif stereofotogrametri, yüzün doğru geometrik bilgisini ve konturlarını yakalamak için direkt fotoğraflanacak yüzeye yansıtılan yapılandırılmamış ışık düzeni kullanır. 3dMDfaceTMSystem (3dMD, Atlanta, USA) bu sisteme örnek olarak verilebilir[269].

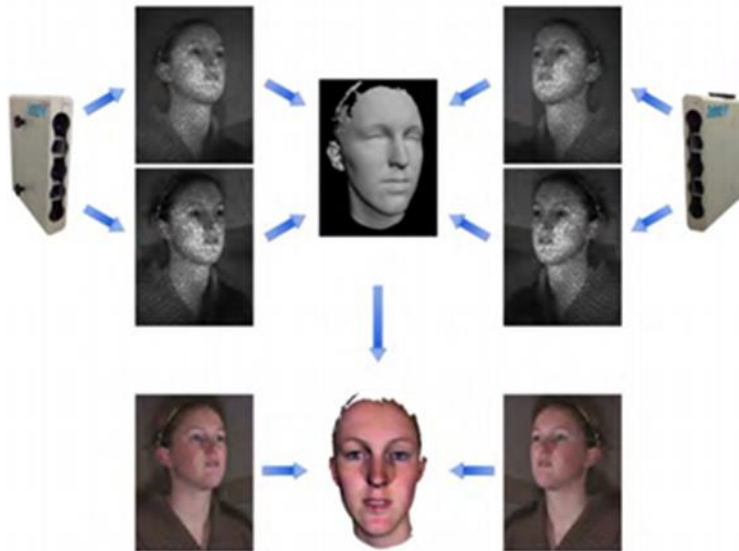
Aktif stereofotogrametride multi kameralar kullanılır. Her iki tarafta fotoğrafları gerçekçi kalitede yakalayan üç kamera (1 adet renkli kamera 2 adet gri tonlama kamerası ) kullanılır. Düzensiz bir ışık demeti ilgili bölge üzerine gönderilir ve optimum konfigürasyonda, farklı açılarda yerleştirilmiş dijital kameralar ile görüntü yakalanır. Gönderilen düzensiz ışık demeti içerisinde bulunan beyaz ışık, fotoğrafın renkli doku görüntülerini yakalamak için kullanılır. Gri tonlama resimleri de yakalandıktan sonra yüzün geometrik formu hesaplanır ve

3 boyutlu fotoğraf yeniden yapılandırılır. Bu yeniden yapılandırılmış modele pasif stereotogrametri sisteminde olduğu gibi doku ve renk bilgisi eklenebilir[273,274].

Aktif stereofotogrametri sistemi, sağ kulaktan sol kulağa tüm yüzü ve çenenin alt kısmını 15 milisaniyede fotoğraflayabilir. Bu sistemi kullanarak ikiden fazla pod içeren bir kamera kurulumu yapmak da mümkündür. Bu sistemlere örnek olarak verilen 3dMD Cranial Sistem 5 ayrı poddan oluşur. 4 pod yüzün ve başın arka kısmını görüntülemek için, kalan 1 pod ise hastanın üzerinden aşağı bakacak şekilde, kafanın en tepesini yakalayabilmek için pozisyonlandırılmıştır. Böylece yakalanan resimler birleştirilerek hastanın kafasının 360 derece görüntüsü elde edilebilir[273,274].



Şekil 20: Aktif stereofotogrametri[268]



Şekil 21: Kameralarla görüntü yakalanmasının illüstrasyonu [268]

### **4.1.3.AVANTAJLARI**

3 boyutlu stereofotogrametri sistemleri güvenilir sistemlerdir ve non invazivdirler.2 milisaniye gibi sürelerde yüksek kalitede fotoğraflar elde etmek bu sistemlerle mümkündür. Bu karakteristik özellikler stereofotogrametrik sistemleri çocuklarda hatta bebeklerde bile yüz verilerini elde etmek için ideal kılar[266,267].

Mevcut veriler işlendikten sonra elde edilen dijital modeller klinik çalışmalar için hemen kullanıma hazır durumdadır. Dahası, 2 kompakt pod ile kurulan sistemler, mobil kamera kullanımını da mümkün kılmaktadırlar. Bu sayede fotoğraflar lise, hastane ve huzurevi gibi lokasyonlarda da yüksek kalitede ve istenilen şekilde yakalanabilir. Aktif stereo- algoritma sayesinde ise koyu renkli ciltler ve siyah kıyafetler kolayca kaydedilebilir[266].

### **4.1.4.LİMİTASYONLARI**

Stereofotogrametrik sistemlerin en önemli limitasyonlarından biri kontrollü aydınlatma koşullarına ihtiyaç duymasındır. Özellikle pasif sistemlerde bu ihtiyaç daha bariz bir şekilde ortaya çıkar. Hastanın gözleri hakkındaki doğru bilgiyi de yakalamak oldukça zordur çünkü yüzün geometrik bilgisini yakalamak için kullanılan ışık lens tarafından yansıtılır. Bu yansıma etkisinin daha azını hasta gülümsediği zaman dişlerinde de gözlemlemek mümkündür[269,273].

Stereofotogramterik sistemler aynı zamanda doğru saç şeklini yakalamakta da başarılı değildirler. Yeniden yapılandırılmış modellerdeki saç eksikliği bazen karşımıza doğal olmayan görüntülerle çıkmaktadır. Ama asıl problem hastanın çok gür bıyıkları ve kaşları olduğu zaman görülür. Tarama ve fotoğraflama zamanı boyunca hastanın saçlarını yüzünden uzaklaştırması istenir ve bu başarılabilir ama kaş ve bıyık söz konusu olunca bu pek mümkün olmayabilir[269,270].

Bu sistemlerin diğer bir limitasyonu, içi boşluklu yapıların bilgisini yakalamak için kompleks bir yapıya sahip olmasıdır. Bu nedenle bazen özellikle burun deliklerinin görüntülerini kaydetmek zor olabilmektedir. Özellikle hiperplastik mandibulaya sahip hastalarda submental bölgeyi yakalamak da zor olabilmektedir[270].

## **4.2.KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ (CBCT)**

Diagnostik işlemlerde görüntüleme çok önemli bir araç olarak karşımıza çıkmaktadır. Diş hekimliği pratiğinde diagnostik işlemlerde son derece önemli bir konuma sahip olan panoramik radyografiler 1960'lı yıllarda tanıtılmış ve yıllar boyunca dental radyolojide büyük ilerlemelere neden olarak evrilmeye devam etmiştir. Ama diğer intraoral radyografiler gibi panoramik radyografiler de 2 boyutlu görüntü oluşturma, magnifikasyon, distorsiyon ve superpozisyon gibi bazı dezavantajlara sahiptir. Bu nedenle 3 boyutlu görüntü elde edebilmek için stereoscopy ve bilgisayarlı tomografi (CT) birçok girişim gerçekleştirilmiştir. Bu girişimlerden CT uzun yıllardır oral ve maksillofasial bölgede görüntüleme yöntemi olarak kullanılmasına rağmen kullanımı mevcut radyasyon dozu, erişimin kısıtlı olması ve maliyetinden dolayı bu kullanım sınırlıdır[275,276].



CBCT tanıtımı son on yılda 2 boyutlu görüntülemeden 3 boyutlu görüntülemeye doğru hızlı bir kaymaya neden olmuştur. Günümüzde sıklıkla 3 boyutlu veriler diagnostik amaçla kullanılmakta ve istenilen bilgiyi doğru bir şekilde sağlamaktadır ki bu da doğru planlama ve doğru tedavi girişimine olanak sağlamaktadır[277].

Hem CT hem de CBCT’de görüntü elde edebilmek için iyonize radyasyon kullanılmaktadır. İyonize radyasyon yani x ışınları temelde görünür ışıkla aynıdır. İkisi de elektromanyetik enerji dalgasıdır ve foton adı verilen partiküllerden oluşur. X ışınları ile görünür ışık arasındaki fark sahip oldukları fotonların enerji seviyeleridir. Bu enerji seviyeleri aynı zamanda ışınların dalga boyu olarak da ifade edilebilir[277,278].

CT ve CBCT’de ışınlar x ray tüpleri içerisinde oluşturulur. Sıcak bir katot tarafından salınan elektronları yüksek değere hızlandırmak yani yüksek bir voltaj elde etmek için bu tüpler vakumlanır. Yüksek hızlı elektronlar anot adı verilen metal targeta çarptıklarında x ışınları üretilmiş olur. Medikal x ray tüplerinde target genellikle tungstenden yapılır. Çok yüksek bir enerji çıkışı olmasına rağmen x ışını üretme işlemi oldukça verimsizdir, oluşan enerjinin yalnızca %1’i x ışını olarak ortaya çıkar. Açığa çıkan enerjiden geriye kalan %99’luk kısım ısıdır. Bu nedenle x ışını tüpleri yüksek ısılara dayanıklı materyaller kullanılarak üretilmelidir[279].

Konvansiyonel medikal CT görüntüleri yelpaze şeklinde ışın demetiyle kesitler halinde yakalar. Görüntüleri elde etme periyodu boyunca hasta portaldaki masaya yaslanacak şekilde pozisyonlandırılır. Bu tarama portalına bir x ışını kaynağı ve bir dizi detektör monte edilmiştir. X ışını kaynağı hastayı delip geçecek x ışınları üretir. Portalın detektör tarafında atenüasyona uğrayan x ışınları ölçülür. Bu işlemler esnasında x ışını kaynağı ve detektör hasta etrafında döner ve görüntülenmesi istenen bölgenin tek tek görüntü dilimleri elde edilmiş olur. Bu ayrılmış görüntüler 3 boyutlu bir sunum sağlamak adına üst üste yığılır[280].

CBCT’de görüntüleme x ışını kaynağı ve detektörün sabitlendiği, portalın döndüğü bir sistem üzerinden gerçekleştirilir. Konik şekilli x ışını kaynağı direkt olarak ilgili bölgeyi delip geçecek şekilde karşı tarafta bulunan detektör paneline yönlendirilir. Rotasyon boyunca görüş alanının (field of view) (FOV) çoklu sıralı düzlemsel projeksiyon görüntüleri elde edilir. Bu şekilde tüm görüş alanının yalnızca tek bir rotasyon ile 3 boyutlu görüntüsü oluşturulabilir[275].

3 boyutlu nesnelere konik projeksiyonlar kullanarak yeniden oluşturmak oldukça yeni bir başarı olarak sayılabilir. Konvansiyonel yelpaze şeklinde x ışını oluşturan CT’de taranan nesnenin tek tek eksensel dilimleri filtrelenmiş geri projeksiyon tekniği kullanılarak yeniden yapılandırılır ve daha sonra mevcut hacmi oluşturmak için bir araya getirilir. Ama CBCT’de rekonstrüksiyon hasta etrafında dairesel bir yörünge boyunca elde edilen tüm 2 boyutlu projeksiyon görüntülerinden hesaplanır[277].

#### **4.2.1.AVANTAJLARI**

1.Görüntüleme pozisyonu: Konik ışın oluşturan cihazlar hastayı 3 pozisyonda tarayabilir: otururken, ayakta ve supin pozisyonunda. Supin pozisyonunda tarayan üniteler diğerlerine göre daha fazla yer kaplarlar ve fiziksel olarak yetersizliği bulunan hastalar için kullanımları zor olabilir. Ayakta tarama yapan ünitelerde tekerlekli sandalye kullanan hastalar

için yeterli yükseklik sağlanamayabilir. En ideal olanı oturmaya izin veren ünitelerdir. Konforludurlar ama sabit koltukları olduğu için engelli ve tekerlekli sandalye kullanan hastalar için zorluk oluşturabilirler[275,281].

Dik tarama pozisyonu kullanmanın yer çekimi ve hastanın yüzündeki yumuşak dokular üzerinde bir etkisi olmadığı da kanıtlanmıştır ki bu özellikle ortodontik ve oral/maksillofasiyal cerrahi çalışmaları için oldukça önemli bir faktördür[275].

2.Tarama Zamanı: CBCT’de, tüm görüntüler tek bir rotasyon içinde yakalandığı için toplam tarama süresi, panoramik radyografinin tarama süresiyle karşılaştırılabilir[281].

3.Görüntü Doğruluğu: CBCT rekonstrüksiyonu, 0,4mm’den 0,076mm’ye kadar değişiklik gösterebilen izotropik çözünürlüğe sahip görüntüler üretilmesini olanaklı kılar. Bu yüksek görüntü çözünürlüğü ayırt edilebilen en küçük yapılar hakkında fikir sahibi olmamızı sağlar. Görüntünün doğruluğuna bakılırken çözünürlük voksellerle değil uzaysal çözünürlüklerle ifade edilir[278,282].

4.Azaltılmış Hasta Radyasyon Dozu: Farklı çalışmalar CBCT’de etkili dozun tam görüş alanı için değişiklik gösterdiğini göstermiştir[277]. Bu dozların değişim aralığı 29 ile 477 mSv arasındadır. CBCT ekipmanı ve seçilen FOV’a bağlı olarak bu doz değişiklik gösterir. Çeşitli çalışmalarda bu radyasyon dozları tek bir panoramik radyografi dozları ve arka plan eşdeğer radyasyon dozları ile karşılaştırılmıştır. CBCT, tek bir panoramik röntgenin neden olduğu radyasyondan 5 ile 74 kat fazla hasta radyasyon dozuna ve 3 ila 48 günlük arka plan radyasyonuna neden olmaktadır[275]. Ama geleneksel CT ile karşılaştırıldığında maksillofasiyal görüntüleme için bildirilen hasta dozuna bakıldığında %76,2 ile %98,5 arasında önemli doz azalmaları sağlamaktadır[284].

#### **4.2.2.LİMİTASYONLARI**

CBCT’nin mevcut avantajları nedeniyle klinik kullanımı son on yılda hızla artmıştır. Bununla birlikte bu teknolojinin konik ışın/ projeksiyon geometrisine ve detektör hassasiyetine bağlı bazı limitasyonları mevcuttur[285].

1.Hastaya Bağlı Artefaktlar: Hasta hareketi verilerin yanlış konumlandırılmasına ve bu da hatalı yeniden yapılandırılmış görüntüler oluşturulmasına neden olabilir. Bu istenmeyen durum hasta başını sabitleyen bir aparat kullanarak ve tarama süresini olabildiğince kısaltarak minimize edilebilir[285].

2.Metal Artefaktı: Görüntüleme alanı içerisindeki dental restorasyonlar veya implant gibi mevcut titanyum yapılar metal artefaktlarına neden olabilirler. Bu metal artefaktı BT’de CBCT’ye göre daha fazla oluşmaktadır[285].

### 4.3.DİJİTAL DENTAL MODELLER

Artan teknolojik birikim sayesinde, dijital dental modellerin gelişimi son 10 yılda büyük ilerlemeler kaydetmiştir. Dijital modellerin alçı modellerin yerini alması için birçok girişimde bulunulmuştur[286].

Dijital dental modelleri üretmek için lazer tarama teknolojileri tanıtıldığından beri bu konu hakkında çok sayıda makale yayımlanmıştır. Yayımlanan bu makalelerin çoğu dijital dental modellerin yapım prosedürleri hakkında bilgiler içermektedir. Mevcut prosedürlerin modellerin maliyeti ve işlemlerin ne kadar sürdüğü konularında farklı varyasyonları vardır[287].

Son zamanlarda çok sayıda dünya çapında şirket ticari olarak dijital dental model üretimi gerçekleştirmektedir. Bu firmaların çoğu Amerika Birleşik Devletleri'nde, bir tanesi Hollanda'da ve bir tanesi Polonya'da konumlanmaktadır. Hastaların görüntülerini bu mevcut şirketlere göndermek mümkündür. Bu dijital model tedarikçi firmaların yanı sıra bazı yazılım firmaları da bireysel klinik uygulamalar için 3 boyutlu model tarayıcılar ve özellikle ortodonti çalışmaları için ortodontik yazılımlar sağlamaktadır[286,288].

Dijital dental model üretmek için kullanılan metotta, hastanın alt ve üst dental arkının ölçüsü alınır. Alınan bu ölçü voksel boyutu 0,1mm olan yüksek çözünürlüklü konik ışınli bilgisayarlı tomografi tarayıcısı kullanarak taranır. Bu taramadan sonra taranan izlenimdeki hava yani dişlerin ve dokuların ölçüdeki negatif kısmı 3 boyutlu model olarak yeniden yapılandırılır[286].



Şekil 22: Dijital dental model oluşturma prosedürü [268]

#### 4.3.1.AVANTAJLARI

İlk zamanlar klinisyenler 3 boyutlu dijital dental modelleri günlük klinik rutinlerinde kullanmakta zorlanmışlardır. Çünkü alçı modellerden 3 boyutlu modellere geçmek zaman alan bir prosedürdür. Buna rağmen dijital dental modeller alçı modellere kıyasla hastadan ölçü alındıktan sonra ofis ortamında hemen tarama ve ardından 3 boyutlu model üretebilme, bu işlemin geleneksel model elde etme işlemine kıyasla çok daha az zamanda gerçekleşmesi, modeller dijital olduğu için her lokasyonda erişiminin mümkün olması, modelleri elektronik

hasta dosyalarında saklamanın mümkün olması ve böylece hastanın tüm bilgilerine çok kısa sürede ulaşılabilmesi, modellerin fiziksel olarak zarar görme ihtimallerinin ortadan kalkmış olması, modeller dijital olarak saklandığı için herhangi bir fiziki saklama alanına ihtiyaç duyulmaması gibi bazı avantajlara sahiptir. Ayrıca ek bir avantaj olarak dijital modeller üzerlerinde doğru ortodontik ölçümleri yapılmasına izin verirler[288,289].

#### **4.3.2.LİMİTASYONLARI**

Dijital modellerin yukarıda bahsedilen avantajlarından farklı olarak bazı dezavantajları vardır. En büyük dezavantajlarından biri cerrahın, ortodontistin veya diş hekiminin artık mevcut fiziksel bir modele sahip olmamasıdır. Çünkü birçok cerrah ve ortodontist hala tedavilerini fiziksel alçı modeller üzerinden planlamaktadır. Bu nedenle bu yeni tekniğe alışmak biraz zaman ve efor almaktadır[290].

En zorlanılan ve üstesinden gelinemeyen konulardan biri ise okluzyonu dijital dental modeller kullanarak kontrol etmektir. Yazılım programları kullanarak kontaktların renkli boyanması ve maksilla ile mandibula arasındaki dental ark mesafesinin ölçülmesi mümkündür ama dokunma duyusu ile hastadan bir geri dönüş alınmadığı için doğru okluzyonu yapılandırmak oldukça zordur ve bu hala çözülemeyen bir problem olarak karşımıza çıkmaktadır[268].

### **5. 3 BOYUTLU BASKI TEKNOLOJİLERİ**

Mekanik perspektiften incelendiğinde 3 boyutlu baskı cihazlarının oldukça basit robotik cihazlar olduklarını söylemek mümkündür. Bu aletler, nesnelerin tamamen sanal ortamda tasarlanmasına izin veren bilgisayar destekli tasarım teknolojileri olmadan kullanılamazlar. Bilgisayar destekli tasarım teknolojileri ve bununla ilişkili olarak 3 boyutlu baskı teknolojileri özellikle mühendislik ve endüstri alanında son derece yaygın olsa da son zamanlarda diş hekimliği laboratuvarlarında da yaygın kullanılmaya başlanmıştır[290].

Diş hekimliğinde CAD üretimi genellikle eksiltici imalat adı altında, sıklıkla frezeleme işlemi olarak bilinen teknikle gerçekleştirilir. Bu eksiltici prensiple çalışan üretim sisteminde, arzu edilen son ürünü oluşturmak için mevcut olan esas malzemeden kazıma-eksiltme yapılır. Özellikle kuron ve köprü protezleri ile bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim günümüz modern diş hekimliğinde aynı anlamda kullanılmaktadır[291].

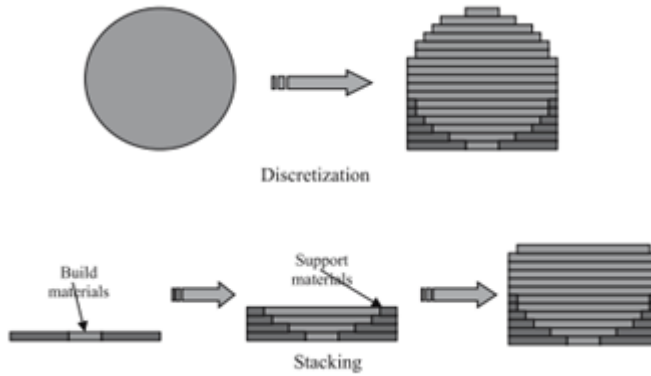
Teknolojinin bu şekilde kullanımını malzeme kullanımını da kolaylaştırmıştır. Bilgisayar destekli tasarımlar kullanılarak dijital ortamda üretim yapılması teknisyenlerin yoğun emekle materyali üretmektense manuel yeteneklerine odaklanarak üretilen materyalde daha estetik düzenlemeler ve makyajlar yapmalarına izin verir[292].

CAD/CAM ile oluşturulan restorasyon ve rekonstrüksiyon ürünleri her zaman hastaya, çeneye veya implanta spesifiktir. Üretilen restorasyon ya da rekonstrüksiyon aynı zamanda yüksek kıvrımlara sahip geometrinin yeniden üretimini gerektiren karmaşık bir hassasiyet seviyesine sahip olacaktır[293]. Çok akıllı bilgisayar destekli tasarım ve üretim cihazları buna izin vermesine rağmen bu işlemler yavaştır ve çok fazla materyalin israf olmasına neden olur

çünkü istenen son ürün bozulmamış bir tam bloktan freze edilmektedir. Aynı zamanda bu ürünün doğruluğu kompleksliği, boyutu ve materyal özellikleri ile de yakından ilişki içerisindedir[294]. Buna rağmen 3 boyutlu baskı teknolojileri cerrahi operasyonlar için karmaşık yapıların tek seferde imal edebilmeleri, çeşitli özelliklere sahip malzemelerle kullanılabilmesi ve doğru son ürünler oluşturabildikleri için diş hekimliğinde daha arzulanan hale gelmektedir[295].

## 5.1.HIZLI PROTOTİPLEME

Hızlı prototipleme, bilgisayarda hazırlanan üç boyutlu CAD çizimlerinden direkt olarak elle tutulur fiziksel modeller elde etmemizi sağlayan imalat teknolojisidir. Hızlı prototipleme cihazları vasıtasıyla bilgisayarda çizimi yapılmış her türlü ürünün birebir modelini saatler içerisinde elde etme imkânı doğmuştur. Hızlı prototipleme cihazları kendi içerisinde farklılıklar göstermekle beraber prensipleri aynıdır. Bu yöntemde fiziksel modeller tabandan başlayarak katman katman yüzeylerin üst üste eklenmesiyle oluşturulur[296].



Şekil 23: Hızlı prototipleme şeması [296]

Endüstri ve sağlık sektörlerine kullanılan hızlı prototipleme cihazları, fiziksel bir prototip yani model üretmek için 2 farklı yaklaşımla tanımlanmıştır. Bunlardan biri eksiltmeli sistemler diğeri ise eklemeli sistemlerdir[298].

Eksiltmeli sistemler konvansiyonel NC makineleri ile gerçekleştirilir ve genellikle bu işlem freze edilerek yapılır. Bu yöntem için giriş verileri esas olarak optik veya temaslı bir yüzey sayısallaştırıcısı tarafından sağlanır ki bu cihazlar sadece taranan sahanın veya objenin dış yüzey anatomisini yakalayabilir, iç doku yapısı yakalanamaz. NC makineleri tipik olarak küçük boyutta modeller üretmek için kullanılır ve bu sistemlerin diş hekimliği pratiğinde esas olarak kullanımlar metal veya seramik kuronların üretimidir[291,298].

Diğertaraftan eklemeli sistemler isteğe bağlı olarak kompleks formlara ve boşluklara sahip olan objeler üretilebilir ki insan anatomik yapısı genellikle bu formdadır. Eklemeli sistemler tabakalama üretimi ya da katı serbest form üretimi şeklinde üretimi şeklinde de adlandırılan bu yenilikçi metotun esası, objenin katı 3 boyutlu bilgisayar destekli tasarlanan modelinin kesitsel halde ayrılmış tabakalarının gösterilmesi ve bu numaralandırılmış dosyaların

bir rehber yardımıyla bilgisayar ortamında birleştirilerek kısa sürede prototip adı verilen 3 boyutlu son ürün oluşturma esasına dayanır[299].

Bu metodu kullanarak bütün üretim süreci önemli ölçüde kısaltılabilir ve konvansiyonel NC makineleri ile üretilmesi zor ve hatta imkansız kompleks modeller çok rahat üretilebilir. Bu nedenle medikal modeller yani prototipler için eklemeli metodu kullanmak son derece avantajlıdır ve frezeleme işlemine eşlik eden bir çok problem üstesinden kolaylıkla gelinebilir[300].

Bu model üretim sisteminin medikal/dental sahadaki ana avantajı andırkatlar, boşluklar ve nörovasküler kanallar ve sinüs gibi kompleks geometriler ve bir çok küçük detayı oluşturabilme yeteneğidir[296].

Bilgisayarlı tomografi ve MR teknolojilerinin anatomiyi 3 boyutlu olarak detaylı bir şekilde gösterebilme yeteneği, diagnostik ve teropötik amaçlı uygulamalarda değerli veriler toplayabilme kabiliyeti klinisyenleri bu alana teşvik etmektedir[300].

Hızlı Prototiplemenin Avantajları[230,301]:

En belirgin avantajı oldukça hızlı üretim yapılabilmesidir.

Üretilen fiziksel prototipler oldukça iyidir.

Hızlı prototipleme tasarım kusurlarını erken tespit eder ve düzeltilmesini kolaylaştırır.

Oluşturulan tasarım ve üretim bütünüyle güvenilirdir.

Tıbbın birçok dalında olduğu gibi hızlı prototipleme diş hekimliğinde de kullanılmaktadır. Özellikle oral ve maksillofasiyal protez ve cerrahilerde, dental implantolojide cerrahi rehber veya fiziksel model olarak protez üretim işlemlerinde kullanımı mevcuttur. Hızlı prototiplemenin diş hekimliği branşlarında kullanılmasının bir çok yararından biri de seri üretim yapılabilme imkanı sağlamasıdır[302,303].

Geçtiğimiz on yılda hızlı prototipleme teknikleri maksillofasiyal protez üretiminde başarılı bir şekilde kullanılmıştır. Hızlı prototipleme ile yapılan imalatlar efektif olmasına karşın hala tam olarak gerçekçi bir maksillofasiyal protezi üretebilmek için özellikle renklendirme ve estetik olarak başarılı bir protez oluşturmak için konvansiyonel tekniklere başvurmaya ihtiyaç vardır[304].

Bu yenilikçi dizayn ve üretme metotta, gerçek protezler üretmek için direkt olarak bilgisayar destekli tasarım ve hızlı prototipleme ile silikondan protez üretmek yerine, protezin negatif kalıbının üretilip bu fabrikasyon kalıbın gerçek poliüretan, tıbbi sınıf elastomeri ve silastic gibi materyaller ile doldurularak istenen son ürünün oluşturulması önerilmiştir[305]. Aynı zamanda bilgisayar ortamında tasarlanarak oluşturulan reçine kalıp birden fazla kez üzerinde döküm yapılmasına izin verip dayanıklı olduğu için korunabilmektedir. Kalıbın korunması aynı zamanda silikon esaslı protezlerin silikon elastomerinde meydana gelen

bozulma ve renk değişiklikleri gibi istenmeyen olumsuzluklar nedeniyle 2 yılda bir değiştirilme gerekliliği göz önünde bulundurulduğunda oldukça gereklidir[306].

Maksillofasiyal Protez Alanında Hızlı Prototipleme Uygulamaları[307,308]:

Kulak ve burun protezi üretimi

Obtüratörler

Mevcut maksiller / mandibular protezin kopyalanması

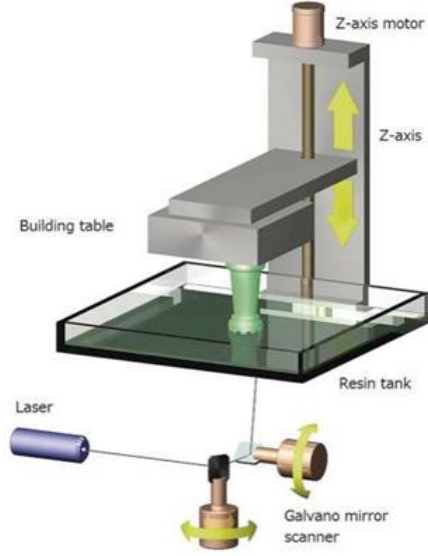
Büyük tümör eksizyonları planlanan hastalar için cerrahi stent üretimi

Radyoterapi tedavisi sırasında sağlıklı dokuyu korumak için kurşun kalkanların üretiminde uygulanmaktadır.

### **5.1.1.STEREOLİTOGRAFI (SLA)**

1980 yılında Charles Hull tarafından ve ilk üç boyutlu baskı ünitesi olarak bilinen[309] SLA tekniği, oda sıcaklığına sıvı halde bulunan fotopolimer reçine tabakasının ultraviyole lazer ışını vasıtasıyla belirli bölgelerinin kürleştirilmesi prensibine dayanır[297].İlk olarak 1988’de SLA-250 (3D Systems,Rock Hill, SC, United States) adıyla ticari olarak ulaşılabılır konuma gelmiştir[309].

SLA teknolojisinde hammadde olarak bu yönteme özgü fotopolimer reçineler, monomerler ve oligomer komponentleri kullanılır. CAM yazılımı ile hareket eden lazer ışını reçine tabakası üzerinde parça geometrisini tarayarak ilk katmanı oluşturur. İkinci reçine katmanı ilkinin üzerine sıvanır ve kürleştirme işlemi sırasıyla devam ederek tüm parçanın üretilmesi sağlanır[310].



Şekil 24: SLA sisteminin şeması ve yazıcı parçaları[311]

Malzemenin kendinden adeziv özelliğe sahip olması ve bu sayede katmanların herhangi bir dış müdahale gerektirmeden birbirine bağlanması sonucu eksiksiz bir üç boyutlu nesne oluşturulur. Karmaşık geometriye sahip ve çıkıntılara sahip olan bazı nesnelere için imalat işlemi sırasında destek yapılar kullanmak gerekebilir. Bu destek yapılar manuel olarak hazırlanabilir veya otomatik olarak nesne ile birlikte bilgisayar ortamında tasarlanıp imal edilebilir. Üretim sürecinin tamamlanmasının ardından nesne ve destek materyali arasındaki bağlantı kesilir[310,312].

Diğer üç boyutlu baskı teknolojilerinden üstünlüğü olarak SLA tekniğinin avantajı, polimerlerin yüksek derecede çapraz bağlantılar içermesi ve bu sayede polimerler arasında güçlü bağlantılar oluşmasıdır. Özellikle modeli kontrol etmek için lazer kullanımı yüksek baskı çözünürlüğüne neden olmaktadır[313].

SLA 7000, genellikle protetik modeller üretmek için kullanılır ve minimum tabaka kalınlığına (0,0254mm) sahip protezler üretilmesine izin verir. Aynı zamanda çeşitli özelliklere sahip polimerik malzemeler ile biyouyumlu ve esnek malzemelerin üretilmesine de izin verir[313].

Hızlı fabrikasyon, kompleks yapıları yüksek çözünürlük özelliği ile üretebilme yeteneği, işlem sonunda artık ürünün çok az miktarda kalması veya hiç kalmaması ve özellikle yüksek miktarda yapılan üretimlerde maliyetlerin nispeten düşük olması SLA sistemlerin avantajları arasında sayılabilir[314].

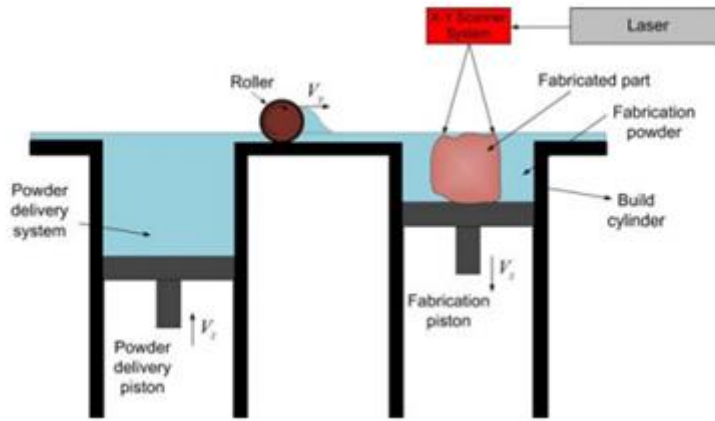
SLA sistemlerin en büyük dezavantajı ise polimerlerde meydana gelen potansiyel kıvrılma ve bükülmelerdir. Bu da yapı içerisinde internal strese ve buna bağlı deformasyona neden olur. Yine de kütleme oranını ayarlayarak bu kıvrılma ve bükülmelerin azaltılması mümkündür[314].



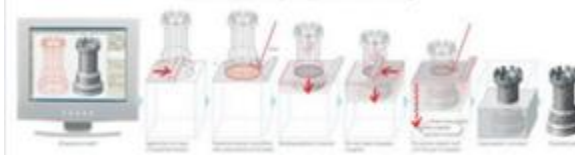
Sadece ışıkla sertleşen likit polimerler için uygun olması, üretim işlemi tamamlandıktan sonra destek malzemelerin uzaklaştırılmasının gerekliliği, materyalin içindeki rezinler dağınık olması ve özellikle rezin içeren protezleri kullanan hastalarda cilt hassasiyetlerine neden olabilmeleri, sınırlı raf ömrüne sahip olmaları, ısı yoluyla sterilize edilememeleri ve kullanılan teknolojinin maliyetinin yüksek olması SLA sistemlerinin diğer dezavantajları olarak sayılabilir[315].

### 5.1.2.SEÇİCİ LAZER SİNERLEME (SLS)

1980'li yılların ortalarında Dr. Carl Deckard tarafından geliştirilen SLS teknolojisinde, toz halinde bulunan plastik malzeme CAM yazılımı ile hareket eden lazer ışınıyla taranır. Taranan bölgelerdeki malzeme sinterlenerek birbirine kaynaşır ve parçanın ilk katmanı oluşur. İkinci toz katmanı ilkinin üzerine sıvanır ve sinterleme işlemi sırasıyla devam ederek parçanın üretilmesi sağlanır. Katmanlar tamamlandıktan sonra parça toz havuzundan çıkarılır[297].



Şekil 25: SLS sistemlerin çalışma prensibinin şeması [316]



Şekil 26: SLS baskı sürecinin diyagramı ve endüstriyel makinesi[317]

Üretim odası tozun erime noktasının hemen altındaki bir sıcaklıkta tutulur, böylece lazerden gelen sıcaklığın ürünü hafifçe sinterlemesi için sadece sıcaklığının yükseltilmesine ihtiyacı vardır. Bu büyük ölçüde hızlı bir süreçtir ve bu işlem bütün obje üretilene kadar devam eder. Objeye tamamen oluşturulduktan sonra aşırı püskürtülen toz fırça yardımıyla temizlenir ve final bitimi gerçekleştirilir. Bu metotta yüksek çözünürlükte ürün elde etmek mümkündür ve herhangi bir desteğe ihtiyaç yoktur çünkü çıkıntılar ve andırkatlar, katı toz yatağı tarafından desteklenmektedir[318].

Naylon kompozit, döküm mumu, metalik materyaller, seramik ve termoplastik kompozit gibi farklı özelliklere sahip materyallerin SLS teknolojisinde kullanılabilmesi diş hekimliği sahasında bu sistemin hekimlere büyük avantajlar sağlar[318].

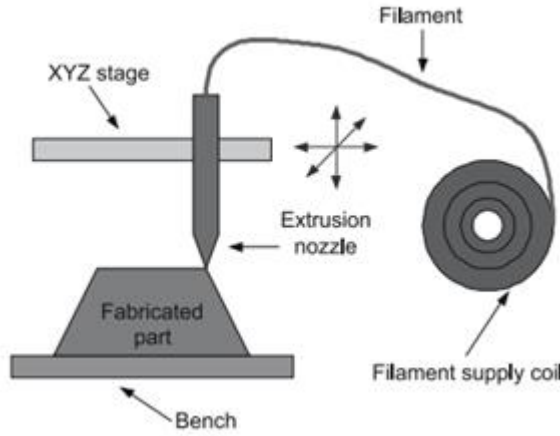
Bu işlemlerde kullanılan polimerler, otoklav sterilizasyon derecelerini geçecek düzeyde, oldukça yüksek erime noktalarına sahiptir ve çok iyi materyal özellikleri gösterirler. Bu yöntemle yapılan objeler anatomik çalışma modeli, kılavuz model veya dental model olarak kullanılmaya son derece uygundur[319].

Polimerik materyaller, naylon, elastik ve kompozit kullanılmasına izin veren ve destek yapı kullanımına gereksinim göstermeyen bu sistemlerle oluşturulan son ürünler mekanik olarak son derece güçlü ve doğru modellerdir. Yine de bu metotta kullanılabilen bazı materyalleri prepare etmek zordur, bu teknolojiyi satın almak yönetmek ve sürdürmek maliyetlidir. Aynı zamanda bu 3 boyutlu baskı teknolojisi diğer baskı teknolojilerine göre daha karmaşık özellikler göstermektedir[319,320].

### 5.1.3.FUSED DEPOSITION MODELLEME (FDM)

FDM teknolojisi 1980'li yılların sonunda S. Scott Crump geliştirilmiştir ve bu teknikte esasen robotik bir tutkal tabancasıdır. İlk ticari FDM cihazı 1991 yılında piyasaya sürülmüştür ve ilk medikal modeli 1999'da basılmıştır[316].

FDM teknolojisinde, şerit halindeki plastik hammadde sıcaklık kontrolüne sahip ekstrüzyon kafasına iletilir. Ekstrüder ya sabit bir plaka formunu geçer ya da platform sabit ekstrüderin altında hareket eder. Burada malzeme ısıtılarak akışkan forma dönüştürülür. Ekstrüzyon kafası CAM yazılımı ile hareket edebilen bir yapıdadır ve akışkan malzemeyi damlalar halinde boş bir tepsiye püskürterek parçayı oluşturacak ilk katmanı oluşturur. Her katmanda tepsi bir adım aşağıya iner ve böylece parça katmanlar halinde yığılır. Püskürtülen malzeme anında katılır ve tüm katmanların oluşturulması tamamlandığında parça tepside sönülür[299,316].



Şekil 27: FDM sistemlerinin çalışma prensiplerinin şeması [296]

Kullanılan materyallerin termoplastik olması gerekmektedir. Çoğunlukla kullanılan materyal biyolojik olarak parçalanabilir polimer polilaktik asit olsa da akrilonitril budatine sitren(ABS) de yaygın kullanılan malzemeler arasındadır[316]. Kompleks geometriye sahip yapıları oluşturmak için çoğunlukla destek yapılar gerekmektedir ki bu destek materyaller de genellikle objenin üretildiği materyalden oluşturulur ya da ikinci bir ekstrüder tarafından oluşturulan ikinci bir materyal kullanılır. Destek materyali olarak suda çözünen materyaller kullanılabilir ve bu destek materyallerini sıcak sabunlu suyla işlem sonunda objeden uzaklaştırmak oldukça kolaydır. Elde edilen son ürünün doğruluğu ekstrüderin hızına ve malzemenin akışkanlığı ile doğrudan ilişkilidir[317].

Bu ekstrüzyon metodunun limitasyonu, her tabakada minimum fiziksel kalınlıktır ve bu da merdiven efekti adı verilen istenmeyen sonuçlar oluşturabilir. Tabaka kalınlığı tipik olarak 0,3mm'den 0,05mm'e kadar değişiklik gösterebilir. Silikon dökümler için kalıplar üretildiğinde merdiven efekti etkisi yüzey kalitesini ve silikon sertliğini etkiler[322].

Bu sistemler aynı zamanda düşük maliyetli ev sistemleri olarak da geçmektedir. Çok fazla komplesliğe sahip olmayan anatomik modellerin üretilmelerine izin verirler. Örneğin

maksiller bir modele kıyasla dişsiz bir mandibulayı tüm detaylarıyla çok daha kısa sürede ve doğru üretmek mümkündür[316].

FDM süreci, tıbbi sınıf ABS ve hassas döküm mumu gibi çeşitli modelleme malzemelerine ve renklerine izin verir. FDM kemik modellerinin oluşturulması için son derece uygundur, cerrahi klavuzlar ve şablonlar da üretebilir. FDM, seçilen özellikleri farklı bir renkte vurgulayarak üstün görselleştirme sağlayabilir[313].

#### **5.1.4.MATERIAL JETTING/ FOTOPOLİMER JETTING**

Material jetting, mürekkep püskürtmeli (piezo elektrik) teknolojisini kullanarak sıvı malzemeyi seçici olarak tabaka tabaka biriktirmek üzerine kurulu bir sistemdir. Biriktirmeyi takiben ışıkla kürlenene malzemenin termoset durumunda soğumasını engellemek için bir UV lambası ile katılaştırılır. Bu sistemlere örnek olarak Polyjet teknolojisi verilebilir[322].

Bu sistemlerde, sabit bir platform kullanabilir ile dinamik baskı kafası veya sabit bir baskı kafa ile dinamik platform kullanılabilir ve arzu edilen objeyi üç boyutlu olarak oluşturmak için polimeri tabaka tabaka küçük damlacıklar halinde biriktirilir. Sonraki tabakaya geçmek için her bir tabakada birikmiş polimerler ışıkla polimerize edilir. Material jetting sistemlerin bir avantajı olarak 3 boyutlu objelerin çok yüksek çözünürlükle üretilmeleri söylenebilir[322].

Çok kafalı MJ yazıcıları kompleks multi materyaller ile objeler üretebilir ve biriktirme esnasında malzeme özelliklerini seçici olarak mikroskobik ölçekte uyarlayabilir. Rijit materyaller arzu edilen objeyi üretmek için istenen oranlarda esnek malzemelerle karıştırılabilir. Kompleks geometri ve ince detaylara sahip son ürünler oluşturmak mümkündür ama FDM sistemlerinde olduğu gibi, çıkıntılar için destek yapıya ihtiyaç vardır[318].

Bu tekniğin bir avantajı olarak protezin üretilme zamanını azalttığı ve geleneksel metotlarla karşılaştırıldığında üst düzey konfor sağladığı da söylenebilir[323].

Bu sistemlerin dezavantajları olarak, ekipmanın ve malzemeleri satın alma ve çalıştırmanın maliyetli olması ve destek malzemelerin üretim sonrası yapıdan uzaklaştırılmasının zor olması söylenebilir. Ama yine de dental veya anatomik modeller üretmek için oldukça kullanışlı sistemlerdir. İmplant drill kılavuzları, daha az hacimli oldukları için bu teknoloji ile hızlı ve ucuz üretilbilirler. Bu teknolojinin en belirgin avantajı ise, birden fazla baskı kafasının eşzamanlı farklı malzemelerle baskı yapabilmesi ve bu malzemeleri karıştırabilmesidir. Ve bu da çok esnek ve sert parçaların özelliklerini bünyesinde barındıran, çeşitli özelliklere sahip objeler üretilmesini olanaklı kılar[324].



Şekil 28: PolyJet teknolojisiyle kulak protezi üretimi [323]

### 5.1.6. POWDER PRINTING

Powder printing, diğer adıyla bilinen binder jetting, toz tabakalarını likit rezinle birleştirmek için 2 boyutlu yazıcılardaki mürekkep püskürtme teknolojisini kullanır. Katmanlar halinde bir model oluşturulur, toz yatağı kademeli olarak alçalır ve toz tabakası yüzeyin üzerinden süpürülür. Elde edilen model infiltre edilmemiş toz tarafından desteklendiği için ayrıca bir destek yapıya gerek duyulmamaktadır[315].

Oluşturulan yapı başlangıçta kırılgandır ancak mekanik mukavemet sağlamak için içerisine akrilik reçine (siyanoakrilat) veya epoksi rezinler infiltre edilebilir[325].

FDM yazıcılarla kıyaslandığı zaman nispeten pahalı teknolojiler olsalar da bu sistemlerde kullanılan multiple yazıcı kafaları sayesinde 3 boyutlu modeller tam renkli olarak üretilebilirler ve 0,1mm gibi düşük tabaka kalınlığına sahip model ve kalıpların üretilmesinde kullanılabilirler[326].

Elde edilen modeller çalışma modeli veya prototip olmak için kullanışlıdır ama doğrulukları sınırlıdır ve bazı materyaller infiltre edilse bile kırılgan özelliklerini sürdürürler. Cerrahi perspektiften bakıldığında ise başka bir dezavantaj olarak, modellerin sterilize edilememesi ve operasyon sırasında direkt manipüle edilememesi söylenebilir. Protez uygulamalarında da doğrulukları nispeten yetersiz olan bu sistemler ucuz olmasalar da düşük maliyetli olarak nitelendirilebilirler[327].

### 5.1.7. ÜÇ BOYUTLU BASKI SİLİKONLAR

Son zamanlarda, silikonu doğrudan üç boyutlu basım makineleri kullanarak basmak için bir çok girişim ve çalışma gerçekleştirilmiştir. Bu baskı makinelerinin üç boyutlu modellerden gerçekçi ve kişiselleştirilmiş silikon protez imalatına izin vermeleri, protez üretiminde bir devrim yaratma potansiyeline sahip olduklarının göstergesidir[328].

Direkt olarak silikon baskı protez çalışmalarından biri 2016 yılında Fripp tarafından gerçekleştirilmiştir. Fripp, Picsima adında yeni bir üç boyutlu silikon baskı teknolojisini patentini almıştır. Picsima adındaki bu cihaz, oda sıcaklığında vulkanize olan ve kirlenmemiş silikonun üzerine seçici olarak püskürtülen platinium katalizör sistemi kullanılarak direkt 3 boyutlu silikon obje üretiminin yapılmasına izin vermektedir[328].

Üç boyutlu direkt silikon baskı için başka bir girişim ise 2016 yılında Jindal tarafından geliştirilen ekstrüzyon tabanlı üç boyutlu silikon yazıcısıdır. Bu yazıcı 2 farklı tür RTV silikonun çapraz bağlanma yüzdelerini, dolgu maddelerini ve katalizörlerinin yanı sıra silikon zincir uzunluklarının karışımını optimum mekanik özellikler elde etmek için kullanır. Bu iki silikon komponenti yazıcının verikal ekseninin baş kısmı üzerine monte edilmiş, ayrı kontrol edilen şırınga pompalarına yüklenir. Bileşenler daha sonra karıştırılmadan önce bir karıştırma cihazında ekstrüze edilir. RTV silikonu kullanıldığı yazıcı normalde bir dakikadan kısa sürede sertleştiği için, çalışma zamanını 30 dakikaya çıkartmak adına bir moderatör her iki bileşene dahil edilmiştir. Tikotropik ajanlar da basılmış silikonun viskozitesini arttırmak ve böylelikle daha sert ve stabil bir yapı sağlamak amacıyla iki komponente de eklenmiştir[329,330].

Unkovskiy tarafından yayımlanan son klinik raporlar, burun defektini rehabilite etmek için doğrudan basılmış silikon protezler ile geleneksel protezlerin karşılaştırılmasını içermektedir. Dijital ortamda üretilen silikon, Drop-on-Demand ACEO sistemi kullanılarak üretilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre doğrudan basılan silikonun uyumu ve kabul edilebilirliği hassas dijital süreç sayesinde mümkün olmuştur. Ama marjinal adaptasyonun geleneksel yöntemlerle üretilen protezlerde olduğu kadar pürüzsüz olmadığı ve katman kalınlığının 0,4mm olması nedeniyle üretim sonrası bazı ilave işlemler gerektiği not edilmiştir[331].

#### **5.1.7.1. STEREOİTOGRAFI (SLA) İLE SİLİKON BASKI**

Ticari olarak silikon üreten kopolimeri 2017 yılında Carbon 3D ® tarafından tanıtılmıştır. Bu kopolimer ile, ince kenarlı kompleks yapılar ve çıkıntılar için destek yapılar gerektirse bile 30A sertlikte yüksek çözünürlüklü parçalar oluşturmak mümkündür[332].

SLA teknikleri arasında Dijital Işık İşleme sistemi, poliüretan-silikon kopolimerinin 3 boyutlu baskısı için kullanılmıştır. Bu sistem, mikron piksel boyutundaki ultraviyole projeksiyon alanını kontrol etmek ve ultraviyole maruziyetinin hassas kontrolüne izin vermek için tasarlanmış mikro ayna dizisi düzenine dayanmaktadır[333].

Kullanılan silikon-üretan kopolimer, polimer üzerindeki üretan fonksiyonel grubu varlığı nedeniyle kararsız materyal özelliği sergiler ve in vivo koşullarda havanın etkisiyle bozulmalar ve stabil olmayan özellikler göstermiştir[333].

Poliüretan polimerindeki ve kopolimerindeki bu bozulma, hidrojen peroksit ve mikrobiyal enzimlerden etkilenir. Bu bozulmaya düşük direnç özelliği SLA 3 boyutlu baskı silikon protezlerinin kullanımını sınırlamaktadır çünkü maksillofasial protezler sıklıkla nem ve ultraviyole ışığa maruz kalırlar. Aynı zamanda bozulma ve kontaminasyon, istenmeyen enflamasyon ve mikrobiyal atağa neden olabilecek, arzu edilmeyen bir özelliktir. Stabil olmayan renk özellikleri ve özellikle adezivlerle tutuculuk sağlanan protezler için düşük adeziv bağlantı gücü poliüretan protezlerin dezavantajları olarak rapor edilmiştir[333,334].

Ayrıca poliüretan protezlerin nemli koşullarda hatalı kullanımı diizosiyanat varlığına neden olmaktadır ve diizosiyanat protezlerde toksik özellik gösterip por gibi defektlerin oluşmasına neden olur. Bu nedenle renk ve mekanik stabilite mevcut silikon poliüretan kopolimerleri için tatmin edici değildir ve manuel renklendirme gerektirmektedirler. Bu da ek süre ve maliyet anlamına gelmektedir[334].

### 5.1.7.2.SİLİKON TABANLI YAKLAŞIMIN GÖMÜLÜ ÜÇ BOYUTLU YAZDIRILMASI

Silikonun gömülü 3 boyutlu baskısı, mürekkebi doğrudan tanımlanan matrix malzemeleri üzerine yazmak olarak tanımlanan bir ekstrüzyon işlemidir. Bu işlemde silikon reçine ve çapraz bağlayıcı şırınga iğnesinden kesme inceltme sıvısına ekstrüze edilir ki bu da hidrostatik bir ortam yaratır ve baskı için bir destek materyali gibi davranır. Bunun bir sonucu olarak, çapraz bağlı silikon reçine hatları kesme-inceltme sıvısı üzerine asılmıştır. Bu sahayı şırınga ile tarayarak yapmamız gereken şey tabaka kalınlığı ekstrüzyon hızını kontrol etmektir ve bu işlem her katman için tekrarlayarak üç boyutlu volumetrik parçalar yaratılır. Aynı zamanda silikonu destek yapı materyali olarak kullanarak ve bütün materyali beraber sertleştirerek amaçlanan işlevselliğe sahip çok malzemeli parçalar oluşturulabilir[335].

Bu teknolojinin dezavantajlarından biri, baskı hızı ve çözünürlük arasındaki ters orantıdır. Ve bu da bu sistemin laboratuvar ölçekli araştırmalarda kullanılmasını sınırlandırmaktadır. Bu üç boyutlu baskı sistemi için raporlanan ideal çözünürlük 140-400um ve ideal baskı hızı 20 mm/sn'dir[336].



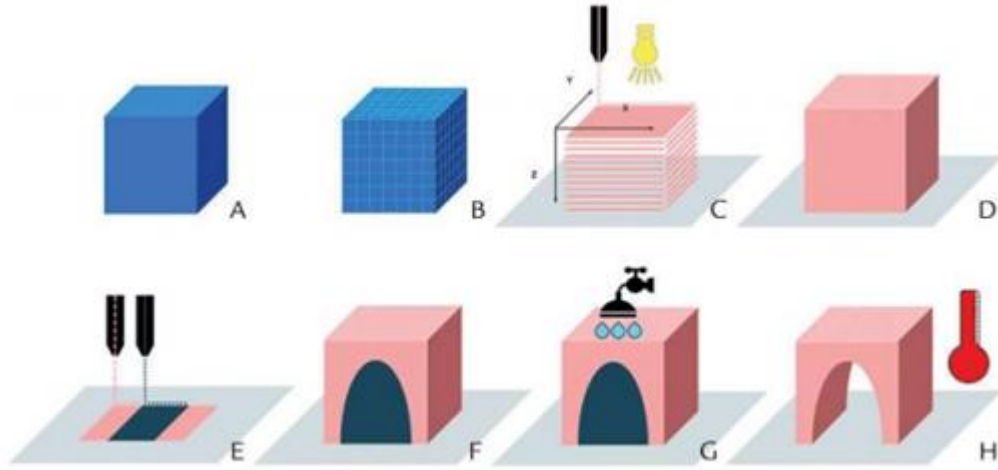
Şekil 29: Gömülü üç boyutlu baskı yazdırılmasında oluşmuş defektler ve distorsiyon[337]

### 5.1.7.3.DAMLA YAKLAŞIMI İLE DOĞRUDAN SİLİKON PÜSKÜRTME

Bu sistemler, 2015 yılında Wacker Chemie AG tarafından tanıtılmıştır. Bu yaklaşımda ultraviyole ışıkla sertleşen silikon damlacıkları ve destek materyali bir yapı platformu üzerinde biriktirilir ve ultraviyole ışık tarafından hemen sertleştirilir. Basılı destek malzemesini çıkarmak için parçalar sonradan işlenir[331].

Bu yaklaşım, çoklu malzeme kullanılabilirliğinde avantaja sahiptir ancak çözünürlük sınırlamaları mevcuttur. Bildirilen maksimum çözünürlük z ekseninde 400um'dur[324]. Aynı zamanda, baskı katmanı adım çizgilerinin cilalamadan sonra tamamen gizlenmesi mümkün değildir[338].

Bu teknolojinin ana zorluğu yüksek viskozite karakteristiği gösteren ve kararlı damlacık üretimi engelleyen tıbbi sınıf silikonu ile ilişkilendirilir. Ve doğrudan silikon biriktirmeye dayalı yaklaşım şu an yüksek çözünürlüklü ve tamamen renk kontrolü gerektiren maksillofasiyal protezler üretmek için kullanışlı değildir[338].



Şekil 30:Silikonların doğrudan püskürtme ile yazdırılması [331]



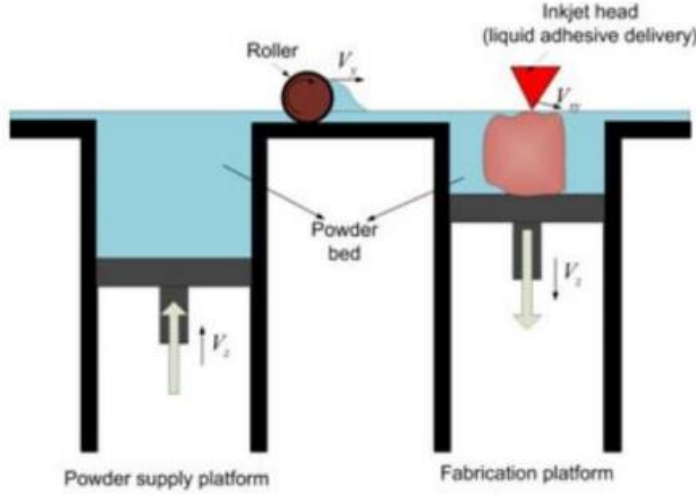
Şekil 31: Direkt püskürtme yaklaşımı ile yazdırılmış ve renklendirilmiş nazal protez[331]

#### 5.1.7.4.SİLİKONUN ÜÇ BOYUTLU BASKISI İÇİN BINDER JETTING YAKLAŞIMI

Binder Jetting, hacimsel parçalar oluşturmak için kullanılan toz tabanlı üç boyutlu bir yazdırma yaklaşımıdır. Binder jettingde toz, platforma beslenir ve silindir aracılığı ile eşit



olarak yayılır. Ardından baskı kafaları toz yatağının üst yüzeyinde damlacıklar biriktirir ve parçacıklar arasında bağlantı kurar. Bu bağlantılar, 3D modelin kesitsel bir katmanını oluşturur ve bu süreç tam hacimsel parçalar hazırlanana kadar tekrarlanır. İlk basılan parçalar doğrudan çıkar. Mekanik özellikleri iyileştirmek için tozun yapılarıdaki gözeneklere sahip olması ve gözeneklerin diğer malzemelerle doldurulması tavsiye edilir. İnfiltrasyon sürecinde, polimer veya metal gibi likit fazdaki diğer materyaller, gözenekli yapıyı ıslatır ve ilk yeşil kısımlardan tamamen yoğun kısımlara çevirir[316].



Şekil 32: Silikonun yazdırılmasında binder jetting yaklaşımı prensibi [316]

## 6.SONUÇ

Maksillofasiyal deformitelere sahip hastaları rehabilite etmek için protez kullanımı, cerrahi müdahalelerin yapılmasının mümkün olmadığı durumlarda sıkça başvurulan bir tedavi yöntemi olarak karşımıza çıkar. Çoğu zaman cerrahi olarak rehabilite edilen durumlar karşısında çok daha estetik ve hasta tarafından kabul edilebilir sonuçlar elde edildiği görülmüştür. Kullanılan bu protezler kapsadıkları bölgeye, hasta tarafından kullanıldıkları zamanlara, yapıldıkları malzemelere ve kullanılan retansiyon sistemlerine göre sınıflandırılabilir. Kullanıldıkları bölgeye göre protezler intraoral, ekstraoral ve kombine olarak ayrılabilirler. Kullanıldıkları zamana göre ise cerrahi, tedavi ve nihai olarak protezleri sınıflamak mümkündür. Silikon, akrilik, polivinilklorit gibi çeşitli malzemeler protez imalatında kullanılabilir ve anatomik retansiyondan implantlara kadar pek çok farklı retansiyon sistemini maksillofasiyal protezlerde kullanmak mümkündür. Son zamanlarda özellikle kuron ve köprü protezlerinin üretimi için kullanılan CAD/CAM sistemleri, maksillofasiyal protez üretiminde de adından söz ettirmeye başlamıştır. Genellikle kuron ve köprü üretiminde kullanılan eksiltmeli sistemlerin aksine sıklıkla eklemeli sistemler kullanılmaktadır. Geleneksel yöntemlere alternatif olan, zamandan ve emekten tasarruf edilmesini sağlayan ve sonuçta oldukça doğru ve tatmin edici protezler oluşmasını sağlayan bu sistemlerin maksillofasiyal protez üretiminde kullanımı ne yazık ki henüz yeterli ivmeyi kazanamamıştır.

## 7.KAYNAKÇA

1. Miloro, M., Ghali, G.E., Larsen, P., Waite, P., 2004, Oral And Maxillofacial Surgery, BC Decker, London, 1-55009-234-0
2. Brent, B., 1981, A Personal Approach To Total Auricular Reconstruction: Case Study, Clin PlastSurg, 8, 211-221
3. Tanzer RC, Edgerton MT, 1974, Symposium On Reconstruction Of The Auricle, CVMosbyn Co, 47
4. Brenner P, Berger A., 1992, Epitheses Of The Face, Handchir Microchir Plast Chir ,24, 88-92.
5. Bulbulian A.H., 1965, Maxillofacial Prosthetics: Evolution And Practical Applications İn Patient Rehabilitation, Journal of Prosthetic Dentistry, 15(3), 544–569.
6. Conroy B., 1993, A Brief Sortie Into The History Of Cranio-Oculofacial Prosthetics, Facial Plastic Surgery, 9(2), 89–115.
7. Öztürk ,E., 2009, Üç Farklı Çene Yüz Protezi Silikon Elastomerinin Fiziksel Özelliklerinin Karşılaştırılmalı Olarak İncelenmesi, Doktora Tezi, Ankara: Gazi Üniversitesi.
8. Uyan, D., 2006, Yüz Protezleri Yapımında Kullanılan İki Farklı Tip Silikon Elastomerin In Vivo İmplantasyon Tekniği İle Biyolojik Uyumluluk Açısından Kıyaslanması, Doktora Tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi.
9. Bulbulian, Arthur., 1973, Facial Prosthesis, 82.
10. Hubalkowa, H., Holakovsky, J., Bradza ,F., Diblik, P., Mazenek ,J., 2010, Team Approach In The Treatment of Extensive Maxillofacial Defects, Prague Medical Report ,111:148-157.
11. Craig ,R.G., Powers, J.M., 2002, Restorative Dental Materials, 68-108.
12. Kiat-Amnuay ,S., Gettleman ,L., Khan, Z., Goldsmith, L.J., 2001, Effect of Adhesive Retention of Maxillofacial Prostheses. Part 2: Time And Reapplication Effects, J Prosthet Dent, 85, 438-441.
13. Bayrak Ö. Silikon Yağı İlave Edilen Polimetilmetakrilat (PMMA) Protez Kaide Materyalinin Mekanik Ve Mikrobiyolojik Özelliklerinin Araştırılması, Doktora Tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi.
14. Chang, T., Garret, N., Roumanas, E. & Beumer, J. (2005). Treatment Satisfaction With Facial Prostheses. J Prosthet Dent, 94, 275-80.
15. Chalian, V. A., Drane, J. B., Standish, S. M., 1971, Maxillofacial Prosthetics. Multidisciplinary Practice.

16. Bell, W. T., Chalian, V. A., Moore, B. K., 1985, Polydimethyl Siloxane Materials in Maxillofacial Prosthetics: Evaluation and Comparison of Physical Properties, *J Prosthet Dent*, 54, 404-410.
17. Çevik, P., 2013, Silika Ve Titanyum Dioksit İlavesinin İki Farklı Maksillofasiyal Silikon Elastomerin Mekanik Özelliklerine Etkisi. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi.
18. Keyf, F. ,2001, Obtüratör Prosthesis for Hemimaxillectomy Patients. *J Oral Rehab*, 28, 821-829.
19. Kosor, B., 2015, Silikon Esaslı Maksillofasiyal Protez Malzemelerinin Alt Yapı Malzemelerine Bağlanma Özelliklerinin Araştırılması. Doktora Tezi, Ege Üniversitesi.
20. Yeh, Chi-Hsin., 2014, Effect of Silica Filler On The Mechanical Properties Of Silicone Maxillofacial Prosthesis, Degree of Master, Indiana University School of Dentistry
21. Gupta, A., Verma, A., Dubey, T., Thakur, S., 2017, Maxillofacial Prosthetics Part-1: A Review, 5(10), 31-40.
22. Mantri, S., Khan, Z., Prosthodontic Rehabilitation of Acquired Maxillofacial Defects, *Head and Neck Cancer*, 13, 315-333.
23. Taylor T., 2000, *Clinical Maxillofacial Prosthetics*, Quintessence, China, 0-86715-391-1
24. Eckert S, Desjardins R, Taylor T. Clinical Management of the Soft Palate Defect. In: *Clinical Maxillofacial Prosthetics*. Quintessence Publishing Co, Inc; 2000:121-131.
25. Chambers MS, Lemon JC, Martin JW. Obturation of The Partial Soft Palate Defect. *J Prosthet Dent*. 2004;91(1):75-79.
26. Desjardins R, Laney W., 1979, Typical Clinical Problem and Approaches to Treatment, *Maxillofacial Prosthetics*, 115-182
27. Schalit, A., 1946, Obtüratör of Choice for Congenital Cleft Palate, *Am J Orthod Oral Surg*, 32:688.
28. Matsuyama M., Tsukiyama, Y., Koyano, K., 2015, Objective Clinical Assessment of Change in Swallowing Ability of Maxillectomy Patients when Wearing Obtüratör Prosthesis. *Int J Prosthodont*, 18(6), 475-479.
29. Taylor T. D., Desjardins R. P., 1983, Construction of the Meatus-Type Obtüratör: Its Advantages and Disadvantages. *JPD*, January, 49(1), 80-84.
30. Laud, M., Fujimoto, S., 2015, *Contemporary Fixed Prosthodontics*, Third Ed. Mosby; 5 edition
31. Rilo, B., Fernández, F., da Silva, L., PinhoJoão, C., 2013, A Simplified Palatal Lift Prosthesis for Neurogenic Velopharyngeal Incompetence. *Journal of Prosthodontics*, 22, 506-508.

32. Irish, J., Sandhu, N., Simpson, C., 2009, Quality of Life In Patients With Maxillectomy Prostheses, *Head And Neck*, 31(6), 813–821.
33. Wang, R.R., 1997, Sectional Prosthesis For Total Maxillectomy Patients: A Clinical Report, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 78(3), 241–244.
34. Pereire, F., Santos, D., Bannwart, L., Goait, M., 2019, Classification, History, and Future Prospects of Maxillofacial Prosthesis, *International Journal of Dentistry*, 1-7.
35. Paprocki, J., 2013, Maxillofacial Prosthetics: History to Modern Applications. Part 1 – Obtüratörs. 34(8), 84-86.
36. Kurtoğlu, C., Gürbüz, C., 2013, Üst Çene Defektlerinde Obtürasyon Uygulaması: Derleme Ve Olgu Sunumu, *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(2), 308-314.
37. Beumer III J, Marunick M, Garrett N, 2011. Maxillofacial Rehabilitation: Prosthodontic and Surgical Management of Cancer Related, Acquired, and Congenital Defects of the Head and Neck, 155-210.
38. Phasuk, K., Haug, S. P., 2018, Maxillofacial Prosthetics. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics*, 30(4), 487–497.
39. Jacob, R., 2000, Clinical Management of the Edentulous Maxillectomy Patient, 85-102.
40. Arcuri M, Taylor T., 2000, Clinical management of the Dentate Maxillectomy Patient, *Clinical Maxillofacial Prosthetics*, 103-120.
41. Plank D, Weinberg B, Chalian V., 1981, Evaluation of Speech Following Prosthetic Obturation of Surgically Acquired Maxillary Defects. *J Prosthet Dent.*, 45(6), 198
42. Farias, A., Hegde, C., Krishnaprasad, D., 2013, A Simplified Technique to Make an Immediate Surgical Obtüratör for a Maxillectomy Patient. *J of Int. Dent.*, 3(2), 125-128.
43. Gay, W. D., King, G. E., 1980, Applying Basic Prosthodontic Principles in The Dentulous Maxillectomy Patient. *J of Prosthet Dent*, 4, 433-435.
44. Kurtulmus, H., Kumbuloglu, O., Saygi, T., 2008, Management of Lateral Mandibular Discontinuity by Maxillary Guidance, *Br J Oral Maxillofac Surg*, 46, 123.
45. Atay, A., 2013, Overview of Maxillofacial Prosthetics, Nova Science Publishers, Inc, New York, 978-1-62618-850-1
46. Nimi, A., Ueda, M., Kaneda, T., 1993, Maxillary Obtüratörs Supported by Osseointegrated Implants Placed in Irradiated Bone: Report of Cases, *J of Oral and Maxillofac Surg*, 51, 804-809.
47. Casey, D.M., 1985, The Role of the Maxillofacial Prosthodontist in Defection of Recurrent Head and Neck Cancer, *JFrosthet. Dent*, 54(5): 678-681

48. Keskin, H., Uygun, N., Somtürk, E., Emel, D., Karakullukçu, A., İyigün, D., 1992, Kazanılmış Defektli Maksillofasial Hastalarda Tedavi Obtüratörü, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 26(4),191-200.
49. Curtis, T.A., 1967, Treatment Planning for Intraoral Maxillofacial Prosthetics for Cancer Patients, J. Prosthet. Dent, 18,70.
50. Da Silva, L., Ferros, I., Rilo, B., 2004, New Technologies, Designs and Materials for Removable Maxillary Obtüratör Prosthesis, 46, 27-35.
51. Rieger, J., Wolfaardt, J.F., Jha, N., Seikaly, H., 2003, Maxillary Obtüratör: The Relationship Between Patient Satisfaction and Speech Outcome, 25,895-903.
52. Bırnbach, S., Barnhard, B., 1989, Direct Conversion of A Solid Obtüratör to A Hollow Obtüratör Prosthesis. J of Prosthet Dent, 62, 58-60.
53. Venugopalan, S., Kumar, K., 2013, Silicone Obtüratör: As an Aid for Retention of Interim Prosthesis in Edentulous Maxillary Defect, 4(1),39-42.
54. Platt, J.H., 1947, The History of Obtüratör Principles and Design, J Speech Hear Disord, 12(1),111-123.
55. Aramany, M. A., 1978, Basic Principles of Obtüratör Design for Partially Edentulous Patients. Part I: Classification. J of Prosthet Dent, 40, 554-557.
56. Dable, R., 2011, A Hollow Bulb Obtüratör for Maxillary Resection in a Completely Edentulous Patient, 5(1),157-162.
57. Jacob, S., Ashraf, Haifa., 2011, Prosthetic Rehabilitation of Mid Facial Defect Following Cancer Surgery Using Three Piece Prosthesis, 1(1),47-50.
58. Watson, D., Hecht, A., 2017, Repair of Auricular Defects. Facial Plast Surg Clin, 25,393-408.
59. Butler, D. F., Gion, G.G., Rapini, R.P., 2000, Silicone Auricular Prosthesis. J Am Acad Dermatol, 43,687-690.
60. Dolan, R.W., 2003, Facial Plastic, Reconstructive and Trauma Surgery, 1st ed. Marcel Dekker Inc, New York.
61. Kimczak, J., Helman, S., Kadakia, S., Sawhney, R., Abraham, M., Vest, A., Ducic, Y., 2017, Prosthetics in Facial Reconstruction, Craniomaxillofacial Trauma and Reconstruction, 11(1),6-11.
62. McBain, H.B., Ezra, D.G., Rose, G.E., Newman, S.P., 2014, Appearance Research Collaboration. The Psychosocial Impact of Living With An Ocular Prosthesis, 33(1),39-44.
63. Goiato, M.C., Dos Santos, D.M., Bannwart, L.C., 2013, Psychosocial Impact on Anophthalmic Patients Wearing Ocular Prosthesis, International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 42(1),113-119.

- 64.Ow, R. K. K., Amrith, S.,1997,Ocular Prosthetics:Use of a Tissue Conditioner Material to Modify a Stock Ocular Prosthesis,J of Prosthet Dent, 78, 218-222.
- 65.Pine ,K., Sloan, B., Jacons, R., 2015,Clinical Ocular Prosthetics, Springerr, Switzerland, 978-3-319-19056-3.
- 66.Parr, G. R., Goldman, B. M. ,Rahn, A. O., 1983, Surgical Considerations in The Prosthetic Treatment of Ocular and Orbital Defects, J of Prosthet Dent, 49,379-385.
67. Colen, T.P., Paridaens, D.A., Lemij, H.G., Mourits, M.P., Van Den Bosch, W.A., 2000 ,Comparison of Artificial Eye Amplitudes With Acrylic And Hydroxyapatite Spherical Enucleation Implants, Ophthalmology, 107 (10), 1889-1894.
- 68.Doorne, J., 1994,Extraoral Prosthetics: Past And Present, Journal Of Investigative Surgery, 7,267-274.
- 69.Hornblass, A., Biesman, B. S.,Eviatar, J. A.,1995,Current Techniques of Enucleation: A Survey of 5439 Intraorbital Implants And a Review Of The Literature.Plast Reconstr Surg, 11, 77-86.
- 70.Correa, BJ., Weathers, WM., Wolfswinkel, EM., Thornton, JF., 2013, The Forehead Flap: The Gold Standard of Nasal Soft Tissue Reconstruction,27(02),96–103.
- 71.Becker,C., Becker, A.M., Dahlem, K.K.K., Offergeld,C., Pfeiffer,J.,2017,Aesthetic and Functional Outcomes İn Patients With a Nasal Prosthesis. Int. J. Oral Maxillofac. Surg. ,1-5.
- 72.Ciocca, L., Maremonti ,P., Bianchi, B., Scotti, R.,2007, Maxillofacial Rehabilitation After Rhinectomy Using Two Different Treatment Options: Clinical Reports, J Oral Rehabil 34(04),311–315.
73. Marunick, M., Harrison, R., Beumer, J., 1985, Prosthodontic Rehabilitation of Midfacial Defects, The Journal of Prosthetic Dentistry,54(4),553-560
- 74.Seçilmiş ,A., Oztürk, AN.,2007, Nasal Prosthesis Rehabilitation After Partial Rhinectomy: A Clinical Report,Eur J Dent,1(02),115–118.
- 75.Dimitroulis, G.,2007, Nasal İmplants Following Nasectomy,Int J Oral Maxillofac Surg, 36(05),447–449.
- 76.Scott, N., Kittur, MA., Evans, PL., Dovgalski, L., Hodder, SC., 2016,The Use of Zygomatic Implants For The Retention of Nasal Prosthesis Following Rhinectomy: The Morriston Experience. Int J Oral Maxillofac Surg,45(08),1044–1048.
77. Bulbulian ,AH., 1973, Facial Prosthetics. Charls C Thomas Publisher, Springfield,
- 78.Jacob ,S., Ashraf ,H., Prosthetic Rehabilitation of Mid Facial Defect following Cancer Surgery using Three Piece Prosthesis. IJOPRD, April – June 2011;1(1):47-50.

79. Nair, A., Regish, K. M., Shah, F. K., Prithviraj, D. R., 2012, Reconstruction of a Midfacial Defect using an Intraoral-Extraoral Combination Prosthesis Employing Magnets: A Clinical Report. *J ClinExp Dent.* ,4(3),186
80. Tariq, A., Mark, W., Robert, J., 2003, Analysis of The Properties of Silicone Rubber Maxillofacial Prosthetic Materials. *J Dent* ,31,67-74.
81. Mahajan, H., Gupta, K., 2012, Maxillofacial Prosthetic Materials: A Literature Review, *Journal of Orofacial Research*, 2(2), 87-90
82. Lewis, D.H., Castelberry, D.J., 1980, An Assessment of Recent Advances in Maxillofacial Prosthetic Materials, *J Prosthet Dent*, 43,426-432.
83. Aziz, T., Waters, M., Jagger, R., 2003, Analysis of The Properties of Silicone Rubber Maxillofacial Prosthetic Materials, *J Dent*,31, 67-74.
84. Maller, U.S., Karthik, K.S., Maller, S.V., 2010, Maxillofacial Prosthetic Materials- Past and Present Trends, 1,25-30.
85. Khindria, S.K., Bansal, S., Kansal, M., 2009, Maxillofacial Prosthetic Materials- Review Article, *J Indian Prosthodont Soc*, 9(1),2-5.
86. Shifman, A., 1990, Clinical Application of Visible Light-Cured Resin in Maxillofacial Prosthetics, Part II: Tray Material, *J Prosthet Dent* ,64,695-699.
87. Shenoy, K., Sarfaraz, H., Dandekeri, S., Ragher, M., Paulose, A., Banu, R., 2015, A Simplified Approach for Customized Esthetic Acrylic Ocular Prosthesis: A Case Report. *IJSS Case Reports and Reviews*,1(9),49-51.
88. Hatamleh, M.M., Watts, D.C., 2010, Bonding of Maxillofacial Silicone Elastomers to an Acrylic Substrate. *Dent Mater*26(4),387-395
89. Waters, M.G.J., Jagger, R.G., 1999, Mechanical Properties of An Experimental Denture Soft Lining Material, *Journal of Dentistry*, 27,197-202.
90. Chalian, V. A., Phillips, R. W., 1974, Materials in Maxillofacial Prosthetics. *J O Bio Med Mat Res*,8(4),349-363
91. Goldberg, J., Craig, Robert, G., Filisko, Frank, E., 1978, Polyurethane Elastomers as Maxillofacial Prosthetic Materials. *J Dent Res*,57(4),563-569.
92. Jani, R.M., Schaaf, N.G., 1978, An Evaluation of Facial Prostheses, 39(5), 546-550.
93. Curtis, R., Garriga, Majo, D., Soo, S., DiSilvio, L., 2008, Dental Biomaterials Imaging, Testing and Modelling, 428-474.
94. Khindria, S.K., Bansal, S., Kansal, M., 2009, Maxillofacial Prosthetic Materials, *The Journal of Indian Prosthodontic Society*,9(1),2-5.

95. Aparajita, M., Sunita, C., Hemlata, G., 2014, Maxillofacial Prosthetic Materials An Inclination Towards Silicones, *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 8(12), 8-13.
96. Robert, G., Craig, J., M., 2002, *Restorative Dental Materials*. 11th ed. Philadelphia Mosby, Inc.
97. Turner, G.E., Fischer, T.E., Castleberry, D.J., Lemmons, J.E., 1984, Intrinsic Color of Isophorone Polyurethane for Maxillofacial Prosthetics, Part I: Physical Properties. *J Prosthet Dent* 51, 519-522.
98. Gonzalez, J.B., 1978, Polyurethane Elastomers for Facial Prosthesis. *J Prosthet Dent*, 39, 179-187.
99. Polyzois, G.L., 1995, Evaluation of A New Silicone Elastomer for Maxillofacial Prostheses. *J Prosthodont*, 4, 38-41.
100. Patel, M., Skinner, A.R., Maxwell, R. S., 2005, Sensitivity of Condensation Cured Polysiloxane Rubbers To Sealed And Open To Air Thermal Ageing Regimes, 24, 663-668.
101. Colas, A., Curtis, J., 2004, *Silicone Biomaterials: History And Chemistry And Medical Applications of Silicones*, 80-86.
102. Aziz, T., Waters, M., Jagger, R., 2003, Development of A New Poly (dimethylsiloxane) Maxillofacial Prosthetic Material, 65(2), 252-261.
103. Sharif, A., Mohammad, A.G., Deborah, J., Scott, R., 2010, Maxillofacial Materials Reinforced With Various Concentrations of Polyhedral Silsesquioxanes. *J Dent Biomech*, 1-9.
104. Huber, H., Stephan, P., 2002, *Materials and Techniques in Maxillofacial Prosthodontic Rehabilitation*, 14, 73-93.
105. Reddy, J.R., Kumar, B.M., Ahila, S.C., Rajendiran, S., 2015, Materials in Maxillo-Facial Prosthesis, *Journal of Indian Academy of Dental Specialist Researchers*, 2(1), 1.
106. Lontz, J.F., 1990, State of The Art Material Used for Maxillofacial Prosthetic Reconstruction, 34, 307-325.
107. Hatamleh, M., Watts, D., 2010, Mechanical Properties And Bonding of Maxillofacial Silicone Elastomers, *Dental Materials*, 26, 185-191.
108. Cruz, R., Ross, M., Powell, S., Woodruff Maris, 2020, *Advancements in Soft Tissue Prosthetics Part B: The Chemistry of Imitating Life*, 8(147), 1-23.
109. Montgomery, P. C., Kiat-Amnuay, S. 2010, Survey of Currently Used Materials for Fabrication of Extraoral Maxillofacial Prostheses in North America, Europe, Asia, and Australia. *J. Prosthodont*, 19, 482-490.
110. Zayed, S., Alshimy, A., Fahmy, A., 2014, Effect of Surface Treated Silicon Dioxide Nanoparticles On Some Mechanical Properties of Maxillofacial Silicone Elastomer, *International Journal of Biomaterials*, 2-6.



111. Bal, BT, Öztürk ,E., Karakoca, S., 2007, Maksillofasiyal Protezlerin Yapımında Kullanılan Materyallerdeki Gelişmeler. ADO Klin Bilim Derg,1,63-68.
112. Barhate ,AR., Gangadhar, SA., Bhandari ,AJ., Joshi ,AD., 2015, Materials Used in Maxillofacial Prosthesis: A Review. Pravara Medical Review,7(1),1.
113. Wolfaardt, JF., Chandler ,HD., Smith, BA., 1985, Mechanical Properties of A New Facial Prosthetic Material, J Prosthet Dent, 53,228-234.
114. Lai, J.H., Hodges, J.S., 1999, Effects of Processing Parameters On Physical Properties of Silicone Maxillofacial Prosthetic Materials, Dental Materials, 15,450-455.
115. Mirabedini ,SM., Mohseni, M., Pazokifard, SH., Esfandeh, M., 2008, Effect of TiO<sub>2</sub> On The Mechanical And Adhesion Properties of RTV Silicone Elastomer Coatings. 317,80-86.
116. Kenneth ,J .A., 2009, Phillips' Science of Dental Materials, 11th ed. St.Louis:Saunders Elsevier.
117. Keskin, H., Özdemir ,T., 1995, Çene Yüz Protezleri, İ.Ü. Basımevi, İstanbul, 147-54.
118. Haug, 1992, Effects of Environmental Factors on Maxillofacial Elastomers Part III- Physical Properties, J Prosthet Dent, 68(4),644-651.
119. Huber, H., Stephan, P., 2002, Materials and Techniques İn Maxillofacial Prosthodontic Rehabilitation, Oral Maxillofacial Surg Clin, 14,73 – 93.
120. Sanchez, 1992, Comparison of The Physical Properties of Two Types of Polydimethyl siloxane For Fabrication of Facial Prostheses. J Prosthet Dent May,67(5),679-682.
121. Moore, DJ., Glaser ,ZR., Tabacoo ,MJ., Linebaugh MG., 1977, Evaluation of Polymeric Materials for Maxillofacial Prosthetics, J Prosthet Dent,38,319-326.
122. Udagama ,A., Drane, JB., 1982, Use of Medical Grade Methyl Urethane Silane Cross Linked Silicone for Facial Prosthesis, J Prosthet Dent, 48,86-88.
123. Sweeney ,WT., Fischer ,TE., Castleberry, D J., Cowperthwaite ,GF., 1972, Evaluation of Improved Maxillofacial Prosthetic Materials, J Prosthet Dent ,27,297-305.
124. Hatamleh ,MM., MPhil, Watts DC., 2011, Effects of Bond Primers on Bending Strength and Bonding of Glass Fibers in Fiber-Embedded Maxillofacial Silicone Prostheses, J Prosthodont, 20,113-119.
125. Patricia C. M., Sudarat ,K.A., Survey of Maxillofacial Prostheses Materials Used. J Prosthodont. 2010;19:482–90.
126. Beumer, J., Curtis, T., Marunick, M., 1996, Maxillofacial Rehabilitation, Prosthodontic and Surgical Considerations, 377- 455.

- 127.Ekren ,O., 2009, Tiksotropik Ajanların Çene Yüz Protezlerinde Kullanılan Silikon Materyalinin Mekanik Özelliklerine Etkisi , Doktora Tezi, Çukurova Üniversitesi.
- 128.Mekayarajjananonth ,T., LoCascio ,SJ., Winkler ,S., Salinas ,TJ., Guerra, LR., 2002, Alternative Retention for An Implant-Retained Auricular Prosthesis, J Oral Implantol 28,117-121.
- 129.MacEntee ,M., 1979, Obtüratör-Overdentures Retained By Non-Rigid Attachments, J Prosthet Dent, 41,189 – 192.
- 130.Chalian, V.A., Bogan, R.L. and Snadlewick, J.W. ,1972, Retention of Prosthesis. In Maxillofacial Prosthetics Multidisciplinary ,The Williams and Wilkins Company, Baltimore, USA, 10:0683015125.
- 131.Federspil ,PA., 2010, Epithetische Versorgung von Gesichtsdefekten, 6,621-631.
- 132.Steffan, J. R. D.,2014, Towards Developing CAD/CAM Solutions in the Retention of Extra-Oral Facial Prosthetics, Cardiff Metropolitan University, PhD Thesis
- 133.Amato ,L., Asher ,ES., 2002, Use of Denture Adhesive to Retain An Extraoral Facial Prosthetic Wax Pattern For Trial Placement, J Prosthet Dent, 88(542),3.
- 134.Karatas, M.Ö., Özdemir ,D., Azak ,AN., Evlioğlu ,G., 2005, Adhesives in M axillofacial Prosthesis.,İÜ Diş Hek Fak Derg , 39,1-2.
- 135.Kiat-Amnuay ,S., Gettleman, L., Khan ,Z., Goldsmith ,LJ., 2001, Effect of Adhesive Retention of Maxillofacial Prostheses. Part 2: Time and Reapplication Effects. J Prosthet Dent ,85438-441.
- 136.Kiat-Amnuay, S., Gettleman, L., Khan, Z., Goldsmith, LJ., 2000, Effect of Adhesive Retention on Maxillofacial Prostheses. Part I: Skin Dressings and Solvent Removers. J Prosthet Dent,84,335-340.
- 137.Cobein ,MV., Coto, NP., Crivello Junior, O., Lemos, JB., Vieira, LM., Pimentel, ML., 2017, Retention Systems forExtraoral Maxillofacial Prosthetic Implants: A Critical Review, Br J Oral Maxillofac Surg, 55,763-769.
- 138.Chen ,M., 1981, Evaluation of Facial Prostheses for Head and Neck Cancer Patients, J Prosthet Dent, 46,538.
- 139.Udagama, A., 1975, Biocompatibility and Physical Properties of Medical Adhesives Used in Maxillofacial Prosthetics , PhD Thesis, Indiana University School of Dentistry.
- 140.Taft, RM., 1996, The Effect of Primers On Surface Characteristics On The Adhesion-In-Peel Force of Silicone Elastomers Bonded To Resin Materials, J Prosthet Dent,76,515 – 518.
- 141.Tam, V., 1992, Apparatus For The Mechanical Testing Of Maxillofacial Prosthetic Adhesives, J Prosthet Dent, 67,230 – 235.

142. Polyzois, GL., 1994, Bond Strength of Double-Sided Adhesive Tapes Used For Facial Prostheses, *Spec Care Dentist*, 14, 26 – 29.
143. Kiat-Amnuay, S., Gettleman, L., Goldsmith, LJ., 2004, Effect Of Multi-Adhesive Layering On Retention Of Extraoral Maxillofacial Silicone Prostheses In Vivo, *J Prosthet Dent*, 92, 294-298.
144. Krill, R., 1975, Bonding Systems Utilized With Facial Prostheses, PhD Thesis, University of Pittsburgh School of Dental Medicine.
145. Goiato, MC., Pesqueira, AA., Moreno, A., Santos, DM., Haddad, MF., Bannwart, LC., 2012, Effects of Pigment, Disinfection and Accelerated Aging On The Hardness And Deterioration of A Facial Silicone Elastomer, *Polymer Deg Stability*, 97, 1577- 1580.
146. Haug, SP., Moore, BK., Andres, CJ., 1999, Color Stability and Colorant Effect on Maxillofacial Elastomers. Part II: Weathering Effect on Physical Properties, *J Prosthet Dent*, 81, 423-430.
147. Pekkan, G., Tuna, SH., Oghan, F., 2011, Extraoral Prostheses Using Extraoral Implants. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 40, 378-383.
148. Taylor, TD., 2000, *Clinical Maxillofacial Prosthesis*. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc, 145-182.
149. Goiato, MC., Pesqueira, AA., Ramos da Silva, C., Gennari Filho, H., Micheline dos Santos, D., 2009, Patient Satisfaction With Maxillofacial Prosthesis. Literature Review, *J Plast Reconstr Aesthet Surg*, 62, 175-180.
150. Schoen, PJ., Reintsema, H., Raghoobar, GM., Vissink, A., Roodenburg, JL., 2004, The Use of Implant Retained Mandibular Prostheses In The Oral Rehabilitation of Head and Neck Cancer Patients. A Review and Rationale for Treatment Planning, *Oral Oncol*, 40, 862-871.
151. Flood, T. R., Russell, K., 1998, Reconstruction of Nasal Defects With Implant Retained Nasal Prostheses, *Br J Oral Maxillofac Surg*, 36, 341- 345.
152. Negahdari, R., Pournasrollah, A., Bohlouli, S., Sighari Deljavan, A., 2014, Rehabilitation of A Partial Nasal Defect With Facial Prosthesis: A Case Report, *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*, 8, 256-259.
153. Ismail, J. Y. H., Zaki, H. S., 1990, Osseointegration In Maxillofacial Prosthetics, *Dent Clin North Am*, 34, 327-341.
154. Westin, T., Tjellstrom, A., Hammerlid, E., Bergstrom, K., Rangert, B., 1999, Long-Term Study of Quality and Safety of Osseointegration For The Retention of Auricular Prostheses, *Otolaryngol Head Neck Surg*, 121, 133-143.
155. Asar, N. V., Yazıcıoğlu, H., Yaluğ, S., Yılmaz, C., 2008, Implant Supported Facial Prostheses, *J of Gazi University Faculty of Dentistry*, 25, 41-49.

156. Jacobsson, M., Tjellstrom, A., Fine, L., Anderson, H., 1992, A Retrospective Study of Osseointegrated Skin-Penetrating Titanium Fixtures Used for Retaining Facial Prostheses, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 7, 523-528.
157. Arcuri, M. R., Rubenstein, J. T., 1998, Facial Implants, *Dent Clin North Am*, 42, 161-175.
158. Parr, G. R., Goldman, B. M., Rahn, A. O., 1983, Surgical Considerations In The Prosthetic Treatment of Ocular and Orbital Defects, *J Prosthet Dent*, 49, 379-385.
159. Wolfaardt, J., Gehl, G., Farmand, M., Wilkes, G., 2003, Indications and Methods of Care for Aspects of Extraoral Osseointegration, *Int. J. Oral Maxillofac Surg*, 32, 124-131.
160. Leonardi, A., Buonaccorsi, S., Pellacchia, V., Moricca, L. M., Indrizzi, E., Fini, G., 2008, Maxillofacial Prosthetic Rehabilitation Using Extraoral Implants, *J Craniofac Surg*, 19, 398-405.
161. Jordan, D. R., 2004, Problems After Evisceration Surgery With Porous Orbital Implants. Experience With 86 Patients, *Ophthal Plast Reconstr Surg*, 20, 374-380.
162. Jensen, OT., Brown, C., Blacker, J., 1992, Nasofacial Prostheses Supported by Osseointegrated Implants, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 7, 203-211.
163. Goiato, MC., Delben, JA., Monteiro, DR., Dos Santos, DM., 2009, Retention Systems To Implant-Supported Craniofacial Prostheses, *J Craniofac Surg*, 20, 889-891.
164. Pehlivan, N., Karakoca Nemli, S., Karacaer, Ö., 2011, Maxillofacial Prosthesis and Extraoral Implants, *Gazi Üni Diş Hek Fak Der*, 28, 123-129.
165. Schrag, C., Chang, YM., Tsai, CY., Wei, FC., 2006, Complete Rehabilitation of The Mandible Following Segmental Resection, *J Surg Oncol*, 94, 538-545.
166. Davodi, A., Nishimura, R., Beumer, J., 1997, An Implant Supported Fixed-Removable Prosthesis With A Milled Tissue Bar and Hader Clip Retention As A Restorative Option For The Edentulous Maxilla, *J Prosthet Dent*, 78, 212-217.
167. Bal Turhan, B., Arıcı Kaşko, Y., Karakoca Nemli, S., Yılmaz, H., Aydın, C., 2011, İmplant Destekli Burun Protezlerinde İmplant Başarısı Ve Yumuşak Doku Sağlığının Değerlendirilmesi, *Gazi Üniv. Diş Hek Fak Derg*, 28(2), 59-67.
168. Roumanas, ED., Nishimura, RD., Davis, BK., Beumer, J., 1997, Clinical Evaluation of Implants Retaining Edentulous Maxillary Obtüratör Prostheses, *J Prosthet Dent*, 77, 84-90.
169. Nishimura, RD., Roumanas, E., Moy, PK., Sugai, T., Freymiller, EG., 1998, Osseointegrated Implants And Orbital Defects, *J Prosthet Dent*, 79, 304-309.
170. Al-Salehi, SK., Calder, ID., Lamb, DJ., 2007, Magnetic Retention For Obtüratör, *J Prosthodont*, 16, 214-218.

171. Federspil, P., Federspil, P.A., 1998, Prosthetic Management of Craniofacial Defects, 46, 569-578.
172. Pehlivan, N., Karakoca, S., Karacaer, Ö., 2011, Çene Yüz Protezleri Ve Ekstraoral İmplantlar, 28(2), 123-129.
173. Batenburg, R.H., Meijer, H.J., Raghoobar, G.M., Vissink, A., 1998, Treatment Concept For Mandibular Overdentures Supported by Endosseous Implants: A literature Review, Int J Oral Maxillofac Implants, 13, 539-545.
174. De Sousa, A.A., Mattos, B.S., 2008, Magnetic Retention and Bar-Slip Attachment For Implant-Retained Auricular Prostheses: A Comparative Analysis, Int J Prosthodont, 21, 233-236.
175. Jacobsson, M., Tjellström, A., Fine, L., Jansson, K., 1992, An Evaluation of Auricular Prostheses Using Osseointegrated Implants, Clinical Otolaryngology & Allied Sciences, 17, 482-486.
176. Tolman, D. E., Taylor, P. F., 1996, Bone-Anchored Craniofacial Prosthesis Study, Int J Oral Maxillofac Impl, 11, 159-168.
177. Atkins, A. D., Roper-Hall, M. J., 1983, Magnetic Orbital Implants, Br J Ophthalmol, 67, 315-316.
178. Federspil, P.A., 2015, The Role of Auricular Prostheses In Ear Reconstruction, Facial Plast Surg, 31, 626-632.
179. Rocke, D.J., Tucci, D.L., Marcus, J., McClennen, J., Kaylie, D., 2014, Osseointegrated Implants For Auricular Defects: Operative Techniques And Complication Management, Otol Neurotol, 35, 1609-1614.
180. McKinstry, R.E., 1995, Fundamentals of Facial Prosthetics. 1st ed. Arlington: ABI Professional Publications.
181. Yazıcıoğlu, H., Yafuğ, S., 1995, Custom Ocular Prosthetics, J of Gazi University Faculty of Dentistry, 12, 117-120.
182. Kovacs, A. F., 2000, A Follow-Up Study of Orbital Prostheses Supported By Dental Implants, Int J Oral Maxillofac Implants, 58, 19-23.
183. Parel, S. M., Branemark, P. I., Tjellström, A., 1986, Osseointegration In Maxillofacial Prosthetics Part II: Extraoral Applications, J Prosthet Dent, 55, 600-606.
184. Dutton, J. J., 1990, Coroline Hydroxyapatite As An Ocular Implant Ophthalmology, 3, 371-398.
185. Hornblass, A., Biesman, B. S., Eviatar, J. A., 1995, Current Techniques of Enucleation: A Survey of 5439 Intraorbital Implants and A Review Of The Literature, Ophthalmol Plast Reconstr Surg, 11, 77-86.

186. Perry, A. C., 1990, *Integrated Orbital Implants*, Advances in Ophthalmic Plastic and Reconstructive Surgery, New York: Permagon Press.
187. Su, G. W., Yen, M. T., 2004, Current Trends In Managing The Anophthalmic Socket After Primary Enucleation And Evisceration, *Ophthal Plast Reconstr Surg*, 20, 274-280.
188. Yeshwante, B., Choudhary, N., Baig, N., 2015, Ocular Prosthesis-A Review, *J Dent Med Sci*, 14, 63-67.
189. You, J. R., Seo, J. H., Kim, Y. H., Choi, W. C., 2003, Six Cases of Bacterial Infection in Porous Orbital Implants, *Jpn J Ophthalmol*, 47, 512-518.
190. Visser, A., Vechiato Filho, AJ., Raghoobar, GM., Brandao, TB., 2016, A Simple Technique For Placing Extraoral Implants At An Optimal Position In Orbital Defects, *J Prosthodont*, 27, 784-785.
191. Roumanas, E. D., Freymiller, E. G., Chang, T. L., Aghaloo, T., Beumer III, J., 2002, Implant-Retained Prostheses For Facial Defects: An Up To 14-Year Follow-Up Report On The Survival Rates Of Implants, *Int J Prosthodont*, 15, 322-325.
192. Kazim, M., Katowitz, J. A., Fallon, M., Piest, K. L., 1992, Evaluation of A Collagen Hydroxyapatite Implant For Orbital Reconstructive Surgery, *Ophthal Plast Reconstr Surg*, 82, 94-108.
193. Arora, V., Weeks, M., Halperin, E. C., Dutton, J. J., 1992, Influence of Coralline Hydroxyapatite Used As An Ocular Implant On The Distribution Of External Beam Photon Radiation Therapy, *Ophthalmology*, 99, 380.
194. Danz, W. Sr., 1990, Mobility Implants: A Review, *Adv. Ophthalmic Plast Reconstr Surg*, 8, 46-52.
195. Miles, BA., Sinn, DP., Gion, GG., 2006, Experience With Cranial Implant-Based Prosthetic Reconstruction, *J Craniofac Surg*, 17, 889-897.
196. Yerit, KC., Posch, M., Hainich, S., Turhani, D., Klug, C., Wanschitz, F., Wagner, A., Watzinger, F., Ewers, R., 2004, Long-Term Implant Survival In The Grafted Maxilla: Results Of A 12 Year Retrospective Study, *Clin Oral Implants Res*, 15, 693-699.
197. Landes, C. A., 2005, Zygoma Implant-Supported Midfacial Prosthetic Rehabilitation: A 4-Year f-Follow-Up Study Including Assessment of Quality of Life, *Clin Oral Impl Res*, 16, 313-325.
198. Ahlgren, F., Størksen, K., Tornes, K., 2006, A Study of 25 Zygomatic Dental Implants With 11 to 49 Months Follow Up After Loading, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 21, 421-425.
199. Gitto, C. A., Plata, W. G., Schaaf, N. G., 1994, Evaluation of The Peri Implant Epithelial Tissue of Percutaneous Implant Abutments Supporting Maxillofacial Prostheses, *Int J Oral Maxillofac Impl*, 9, 197-206.

200. Karakoca, S., Aydin, C., Yilmaz, H., Bal, B. T., 2010, Retrospective Study of Treatment Outcomes With Implant-Retained Extraoral Prostheses: Survival Rates and Prosthetic Complications, *J of Prosthet Dent*, 103, 118-126.
201. Shields, C. L., Shields, J. A., Potter, P., 1992, Hydroxyapatite Orbital Implant After Enucleation. Experience With Initial 100 Consecutive Cases, *Arch Ophthalmol*, 110, 333-338
202. Mörmann, W.H., Bindl, A., 2002, All-Ceramic, Chair-Side Computer Aided Design/Computer Aided Machining Restorations, *Dental Clinics of North America*, 46(2), 405-426.
203. Jedyrakiewicz, N., Martin, N., 2001, Cerec Science, Research And Clinical Application, *Compend Contin Educ Dent*, 22, 7-13.
204. van Dijken, J.W., 1999, All-Ceramic Restorations: Classification And Clinical Evaluations, *Compend Contin Educ Dent*, 20, 24.
205. Duret, F., Blouin, J.L., Duret, B., 1988, CAD-CAM In Dentistry, *J Am Dent Assoc*, 117(6), 715-720.
206. Mormann, W.H., 2004, The Origin of The Cerec Method: A Personal Review of The First 5 Years, *Int J Comput Dent*, 7(1), 11-24.
207. Beuer, F., Schweiger, J., Edelhoff, D., 2008, Digital Dentistry: An Overview of Recent Developments For CAD/CAM Generated Restorations, *Br Dent J*, 204(9), 505-511.
208. May, K.B., Russell, M.M., Razzoog, M.E., Lang, B.R., 1998, Precision of Fit: The Procera AllCeram Crown, *J Prosthet Dent*, 80(4), 394-404.
209. Luthy, H., Filser, F., Loeffel, O., Schumacher, M., Gauckler, L.J., Hammerle, C.H., 2005, Strength And Reliability of Four-Unit All-Ceramic Posterior Bridges, *Dent Mater*, 21(10), 930-937.
210. Raigrodski, A.J., 2005, All-Ceramic Full-Coverage Restorations: Concepts And Guidelines For Material Selection, *Pract Proced Aesthet Dent*, 17(4), 249-256.
211. Reich, S., Wichmann, M., Nkenke, E., Proeschel, P., 2005, Clinical Fit of All-Ceramic Three-Unit Fixed Partial Dentures, Generated With Three Different CAD/CAM Systems, *Eur J Oral Sci*, 113(2), 174-179.
212. Mehl, A., Hickel, R., 1999, A New Optical 3D-Scanning System For CAD/CAM Technology, *Int J Comput Dent*, 2, 129-136.
213. Tinschert, J., Natt, G., Hassenpflug, S., Spiekermann, H., 2004, Status of Current CAD/CAM Technology In Dental Medicine, *Int J Comput Dent*, 7, 25-45.
214. Duret, F., Preston, J.D., 1991, CAD/CAM Imaging In Dentistry, *Curr Opin Dent*, 1(2), 150-154.

215. Mormann, WH., 2006, The Evolution of The CEREC System, J Am Dent Assoc, 137, 7-13.
216. Rekow, D., 1987, Computer-Aided Design And Manufacturing In Dentistry: A Review of The State of The Art, J Prosthet Dent, 58,512-516.
217. Andersson, M., Carlsson, L., Persson ,M., Bergman ,B., 1996, Accuracy of Machine Milling And Spark Erosion With A CAD/CAM System, J Prosthet Dent, 76,187-193.
218. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii ,J., Kuriyama ,S., Tamaki, Y., 2009, A Review of Dental CAD/CAM: Current Status And Future Perspectives From 20 Years of Experience, Dent Mater J, 28,44-56.
219. Hickel ,R., Dasch, W., Mehl, A., Kremers, L., 1997, CAD/CAM--Fillings of The Future? ,Int Dent J, 47,247-258
220. Mehl, A., Gloger, W., Kunzelmann,KH., Hickel ,R., 1997, A New Optical 3-D Device For The Detection of Wear, J Dent Res, 76(11),807.
221. Strub, JR., Rekow ,ED., Witkowski, S., 2006, Computer-Aided Design And Fabrication of Dental Restorations: Current Systems And Future Possibilities, J Am Dent Assoc,137,96.
222. May, K. B., Russell ,M. M., Razzoog, M .E., Lang ,B. R., 1998, Precision of Fit: The Procera AllCeram Crown, J Prosthet Dent, 80,394-404.
223. Webber,B., McDonald, A., Knowles, J., 2003, An In Vitro Study of The Compressive Load At Fracture of Procera AllCeram Crowns With Varying Thickness of Veneer Porcelain. J Prosthet Dent ,89, 154-160.
224. Reiss, B., 2007, Cerec Standard 3-D Occlusal Contouring In Comparison With The New Biogeneric Occlusal Morphing: A Case Report, Int J Comput Dent, 10(1),69-75.
225. Syu ,J., Byrne ,G., 1993, Influence of Finish-Line Geometry On The Fit of Crowns, Int J Prosthodont 6,25-30.
226. Uzun ,G., 2014, An Overview of Dental CAD/CAM Systems, Biotechnology And Biotechnological Equipment,22,530-535.
227. Rekow, ED., 1991, Dental CAD-CAM Systems. What is the state of the art? ,J Am Dent Assoc,122,42-48
228. Harry, D., Alma,D., Van Der ,ZJ. , Van,M. W ., 2000, Marginal Fit And Short-Term Clinical of Porcelain-Veneered CICERO, CEREC,Aand Procera Onlays, J Prosthet Dent,84(5),506–513.
- 229.Reich ,S., Wichmann, M., Nkenke, E., Proeschel ,P., 2005, Clinical Fit of All-Ceramic Three-Unit Fixed Partial Dentures, Generated With Three Different CAD/CAM Systems, Eur J Oral Sci, 113,174-179.



230. Van Zeghbroeck ,L., 2012, CAD/CAM Treatment For The Elderly--A Case Report, Gerodontology. 29, 9.
231. Mormann, WH., Brandestini ,M., Lutz ,F., Barbakow, F. , 1989, Chairside Computer-Aided Direct Ceramic Inlays, 20(5),329-339.
232. Christensen ,GJ., 2008, In-Office CAD/CAM Milling of Restorations,J Am Dent Assoc,139,83-85.
233. Santos, GC., Jr., Santos ,MJ., Rizkalla ,AS., Madani, DA., El-Mowafy, O., 2013, Overview of CEREC CAD/CAM Chairside System, Gen Dent, 61,36-40.
234. Liu, P.R., 2005, A Panorama of Dental CAD/CAM Restorative Systems, Compendium of Continuing Education in Dentistry,26,507-527.
235. Feuerstein ,P., 2004, Can Technology Help Dentists Deliver Better Patient Care? J Am Dent Assoc,135, 6-11.
236. Birnbaum ,NS., Aaronson ,HB., 2008, Dental Impressions Using 3D Digital Scanners: Virtual Becomes Reality, Compen Contin Educ Dent, 29(8), 494.
237. Christensen ,GJ., 2001, Computerized Restorative Dentistry, State of The Art, J Am Dent Assoc,132,1301-1303.
238. Henkel, GL., 2007, A Comparison of Fixed Protheses Generated From Conventional vs Digitally Scanned Dental Impressions, Compend Contin Educ Dent, 28(8),422-424.
239. Mörmann, WH., Brandestini, M., 2006, The Fundamental Inventive Principles of CEREC CAD/CAM. In: Mörmann WH. State of the art of CAD/CAM restorations. 20 years of CEREC. Berlin; Quintessence
240. Crispin, BJ., 1992, Computerized Design And Manufacturing of Esthetic Dental Restorations. Dent Clin North Am,36,797-807.
241. Cerec online. Cerec sw 423 update [online]. <http://www.cereconline.com> [23 Mart 2021].
242. Çelik ,G., Üşümez, A., Sarı, T., 2013, Bilgisayar Destekli Diş Hekimliği ve Güncel CAD/CAM Sistemleri, Cumhuriyet Dent J ,16,74-82.
243. Kalaycı Beşir, B., Bayındır, F., 2015, Güncel Dental Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri,11,129-136.
244. Mehl,A., Ender,A.,Mormann,W.,Attin, T., 2009, Accuracy Testing of New Intraoral 3D Camera, Int J Comput Dent, 12(1),11-28.
245. Ender,A., Mehl,A., Influence of Scanning Strategies on the Accuracy of Digital Intraoral Scanning Systems, International Journal of Computerized Dentistry, 16,11-21.

246. Miyazaki,T., Hotta,Y., 2011, CAD/CAM Systems Available For The Fabrication of Crown And Bridge Restorations, Aust Dent J, 1,97-106.
247. Begum,A., Ahmed, R., Islam,M.S.,2012, Digital Impression, City Dental College Journal, 9(2),31-34.
248. Birnbaum NS., Aaronson HB,. 2008, Dental Impression Using 3D Digital Scanners: Virtual Becomes Reality, Compend Contin Educ Dent, 29(8), 494-496.
249. Bessing, C., Bergman ,M., 1992, The Castability of Unalloyed Titanium In Three Different Casting Machines, Swed Dent J ,16(3),109-113.
250. Persson, M., Andersson ,M., Bergman, B., 1995, The Accuracy of A High-Precision Digitizer For CAD/CAM of Crowns,J Prosthet Dent,74(3),223-229.
251. Conrad ,HJ., Seong, WJ., Pesun, IJ., 2007, Current Ceramic Materials And Systems With Clinical Recommendations: A Systematic Review,J Prosthet Dent,98,389-404.
252. Ural ,Ç., 2011, Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve CAD/CAM Uygulamaları,Dirim Tıp Gazetesi 86,27-38.
253. Koçak ,A., 2006, Cercon Zirconia Sistemi ile Yapılan Posterior Sabit Protezlerin Uzun Dönem Klinik Başarılarının İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi
254. Palin ,W., Burke ,FJ., 2005, Trends In Indirect Dentistry: 8. CAD/CAM Technology,Dent Update 32(10),566-572.
255. 3M ESPE AG. Lava Technical Product Profile, 3M ESPE All Ceramic System 2007, Seefeld, Germany
256. Şener, D., Türker, B., 2009, Kimyasal Yapılarına Göre Tam Seramik Restorasyonlar, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 19(1), 61-67.
257. Van Der Zel, JM., Vlaar, S., De Ruitter, WJ., Davidson, C., 2001, The CICERO System For CAD/CAM Fabrication of Full-Ceramic Crowns.,J Prosthet Dent ,85,261-267.
- 258.Kachalia, P.R., Geissberger,M.J.,2010, Dentistry A La Carte: In Office CAD/CAM Technology, Journal of the California Dental Association, 38(5), 323-330.
- 259.Plourde,J.,Harsono,M.,Fox,L.,Hill,TJ.,Finkelman,M.,Kugel,G.,2011,Marginal And Internal Fit of E4D CAD/CAM All Ceramic Crowns, Journal of Dental Research,90,638.
260. Birnbaum,NS., Aaronson,HB., Stevens,C.,Cohen,B.,2009, 3D Digital Scanners:A High Tech Approach To More Accurate Dental Impression, Inside Dentistry, 5(4),70-77.
261. Lee, S.J.,Gallucci,G.O.,2013,Digital vs Conventional Implant Impressions:Efficiency Outcomes,Clinical Oral Implants Research, 24(1),111-115.

262. Galhano ,G.A., Pellizzer, EP., Mazaro, JV., 2012, Optical Impression Systems for CAD/CAM Restorations. *J Craniofac Surg* 23,557-575.
263. Flügge, T.V., Schlager, S., Nelson, K., Nahles, S., Metzger, M.C., 2013, Precision of Intraoral Digital Dental Impression With iTero And Extraoral Digitization With The iTero And A Model Scanner, *American Journal of Orthodontics And Dentofacial Orthopedics*, 144(3), 471-478.
264. Ersöz ,AE., 2013, Farklı Tam Seramik Alt Yapı Materyallerinin Veneerlenmesinde Kullanılan Üst Yapı Seramiğinin Makaslama Kuvvet Dayanımına Karşı Direncinin Karşılaştırılması ve Liner Uygulamasının Bağlantıya Etkisi, *Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*.
265. Kılınçoğlu, G., 2014, Ağız İçi Ve Masa Üstü Tarayıcılar Kullanılarak Elde Edilen CAD/CAM Kuron Restorasyonlarında İç Uyumun In Vitro Olarak İncelenmesi, *Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*
266. Lane, C., Harrell, W., 2008, Completing The 3-Dimensional Picture, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 133, 612-620.
267. Silveira, A.C.D., Martinez, O., Silveira, D.D., Daw, J.L., Cohen, M., 2004, Three-Dimensional Technology For Documentation And Record Keeping For Patients With Facial Clefts., *Clin Plast Surg*, 31, 141-148.
268. Maal, T., 2012, 3D Stereophotogrammetry In Oral And Maxillofacial Surgery, *PhD Thesis, Radboud University Nijmegen*.
269. Honrado, C.P., Larrabee, W.F. , 2004, Update In Three-Dimensional Imaging In Facial Plastic Surgery, *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg* ,12, 327-331.
270. Maal, T., Plooi, J., Rangel, F., Mollemans, W., Schutyser, F., Berge, S., 2008, The Accuracy of Matching Three-Dimensional Photographs With Skin Surfaces Derived From Cone-Beam Computed Tomography ,*International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 37(7), 641-646.
271. Winder ,R.J., Darvann ,T.A., McKnight ,W., Magee ,J.D., Ramsay-Baggs ,P., 2008, Technical Validation of The Di3D Stereophotogrammetry Surface Imaging System, *Br J Oral Maxillofac Surg*, 46, 33-37.
272. Kau, C.H., Richmond ,S., Incrapera ,A., English ,J., Xia, J.J., 2007, Three-Dimensional Surface Acquisition Systems For The Study of Facial Morphology And Their Application To Maxillofacial Surgery, *Int J Med Robot* 3, 97-110.
273. Weinberg ,S.M., Scott, N.M., Neiswanger, K., Brandon ,C.A., Marazita ,M.L., 2004, Digital Three-Dimensional Photogrammetry: Evaluation of Anthropometric Precision And Accuracy Using 3D Camera System, *Cleft Palate Craniofac J* ,41, 507-518.
274. Ayoub, A.F., Siebert, P., Moos ,K.F., Wray ,D., Urquhart, C., Niblett ,T.B., 1998, A Visionbased Three-Dimensional Capture System For Maxillofacial Ssessment And Surgical Planning, *Br J Oral Maxillofac Surg* ,36, 353-357.

275. Scarfe, W.C., Farman,A.G., 2008,What Is Cone-Beam CT And How Does It Work?, *Dent Clin North Am*,52, 707-730.
276. Calhoun,P.S., Kuszyk,B.S., Heath,D.G., Carley,J.C. Fishman,E.K., 1999,Three-Dimensional Volume Rendering of Spiral CT Data: Theory And Method, *Radiographics*, 19(3), 745–764.
277. Feldkamp,L.A., Davis,L.C., Kress,J.W. 1984, Practical Cone-Beam Algorithm, *J. Opt. Soc. Am. A*,1, 612-619.
278. Loubele,M., 2008, Geometrical And Dosimetrical Aspects of Low-Dose CT in Dentomaxillofacial Radiology, PhD Thesis, Katholieke Universiteit Leuven.
279. Suetens,P., 2002, Fundamentals of Medical Imaging, Cambridge University Press.
280. Kohl,G., 2005, The Evolution And State of The Art Principles of Multislice Computed Tomography, *Proc Am Thorac Soc*, 2(6), 470-476.
281. Sukovic,P., 2003, Cone Beam Computed Tomography In Craniofacial Imaging, *Orthod Craniofac Res*, 6(1), 31-36.
282. Beutel,J., Kundel,H., van Metter,R.,2000, Handbook of Medical Imaging. Volume physics and psychophysics. SPIE PRESS Bellingham, Washington ,0-8194-3621-6.
283. Ludlow,J. Davies-Ludlow,L., Brooks,S., Howerton,W., 2006, Dosimetry of 3 CBCT Devices For Oral And Maxillofacial Radiology, *Dentomaxillofacial Radiology*, 35(4),219-226.
284. Schulze,D., Heiland,M., Thurmann,H., Adam,G., 2004, Radiation Exposure During Midfacial Imaging Using 4- And 16-Slice Computed Tomography, Cone Beam Computed Tomography Systems And Conventional Radiography, *Dentomaxillofac Radiol*, 33, 83-86.
285. Miracle, A.C.,Mukherji,S.K., 2009, Conebeam CT of the Head And Neck, Part 2: Clinical Applications, *AJNR Am J Neuroradiol*, 30,1285-1292.
286. van der Linden,F.P., Boersma,H., Zelders,T., Peters,K.A., Raaben,J.H. 1972 Three-Dimensional Analysis of Dental Casts By Means of The Optocom, *J Dent Res*, 51(4), 1100.
287. Alcan,T. Ceylanoğlu,C. Baysal,B., 2009, The Relationship Between Digital Model Accuracy And Timedependent Deformation of Alginate Impressions, *Angle Orthod*, 79, 30-36.
288. Harradine,N., Suominen,R., Stephens,C., Hathorn,I., Brown,I., 1990, Holograms As Substitutes For Orthodontic Study Casts: A Pilot Clinical Trial, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*,98,110-116.
289. White,A.J., Fallis,D.W., Vandewalle,K.S., 2010, Analysis of Intra-Arch And Interarch Measurements From Digital Models With 2 Impression Materials And A Modeling

Process Based On Cone-Beam Computed Tomography, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 137,456-457

290. Miyazaki ,T., Hotta, Y., 2011, CAD/CAM Systems Available For The Fabrication of Crown And Bridge Restorations, Aust Dent J ,56,97-106.

291. Azari ,A., Nikzad ,S., 2009, The Evolution of Rapid Prototyping In Dentistry: A review, Rapid Prototyping J ,15, 216-222.

292. Venkatesh, K .V., Nandini ,V ,V., 2013, Direct Metal Laser Sintering: A Digitised Metal Casting Technology, J Indian Prosthodont Soc ,13, 389-392.

293. Witkowski ,S., Komine ,F., Gerds ,T., 2006, Marginal Accuracy of Titanium Copings Fabricated By Casting And CAD/CAM Techniques, J Prosthet Dent ,96,47-52.

294. Petzold, R., Zeilhofer, H .F., Kalender, W.A., 1999, Rapid Prototyping Technology In Medicine-Basics And Applications, Comput Med Imaging Graph ,23, 277-284.

295. Sykes, L. M., Parrott ,A .M., Owen ,C. P., Snaddon, D. R., 2004, Applications of Rapid Prototyping Technology In Maxillofacial Prosthetics, Int J Prosthodont ,17, 454-459.

296. Liu, Q., Leu, M.C., Schmitt ,S.M., 2006, Rapid Prototyping In Dentistry: Technology And Application, Int J Adv Manuf Technol, 29, 317-335.

297. Chua, C. K.,2003, Rapid Prototyping Principles And Applications ,Singapur,World Scientific Publishing Co. 981-238-117-1.

298. Petzold, R., Zeilhofer, H.F., Kalender, W.A., 1999, Rapid Prototyping Technology In Medicine-Basics And Applications, Comput Medical Imaging Graph ,23, 277-284.

299. Diamantopoulos, P., Richardson, J.D., 2002, Medical Rapid Prototyping: The Solid Visualization of Anatomical Structures.

300. Chua ,C.K., 1994, Three-Dimensional Rapid Prototyping Technologies And Key Development Areas, Computing And Control Engineering Journal ,5,200-204.

301. Weiss ,L.E., Prinz ,F.B., 1977, Rapid Prototyping In Europe And Japan,5-20.

302. . Anderl ,H., Zur Nedden ,D., Muhlbauer ,W., Twerdy, K., Zanon, E., Wicke, K., Knapp ,R., 1994, CT-Guided Stereolithography As A New Tool In Craniofacial Surgery, Br J Plast Surg , 47, 60.

303. Arvier, J.F., Barker ,T.M., Yau, Y.Y., D'Urso ,P.S., Atkinson ,R.L., McDermant, G.R., 1994, Maxillofacial Bio Modelling, Br J Oral Maxillofac Surg ,32,276.

304. Runte, C., Dirksen ,D., Delere, H., 2002, Optical Data Acquisition For Computer-Assisted Design of Facial Prostheses,Int J Prosthodont,15,129-132.

305. Cheah, C.M., Chua ,C.K., Tan, K.H.,2003, Integration of Laser Surface Digitizing With CAD/CAM Techniques For Developing Facial Prostheses. Part 2: Development of Molding Techniques For Casting Prosthetic Parts, *Int J Prosthodont* ,16,543-548.
306. Ciocca, L., Mingucci, R., Gassino ,G., 2007,CAD/CAM Ear Model And Virtual Construction of The Mold. *J Prosthet Dent*,98,339-343
307. Pham ,D.T., Gault ,R.S., 1988, A Comparision of Rapid Prototyping Technologies, *Int J Mach Tools Manuf* , 38,1257-1287.
308. Xu ,F., Wong ,Y.S., Loh, T.H., 2000, Toward Generic Models For Comparative Evaluation And Process Selection In Rapid Prototyping And Manufacturing, *J Manuf Syst*,19,283-296.
309. Ventola, C. L., 2014, Medical Applications For 3D Printing: Current And Projected Uses, *Pharm Ther*, 39, 704-711.
310. Rengier, F., Mehndiratta, A., von Tengg-Kobligk, H., Zechmann, C. M.,Unterhinninghofen, R., Kauczor, H.U., 2010, 3D Printing Based On Imaging Data: Review of Medical Applications, *Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg.*, 5, 335-341
311. Alharbi, N., , Wismeijer,D., 2016, Effects of Build Direction On The Mechanical Properties of 3D-Printed Complete Coverage Interim Dental Restorations, *The Journal of Prosthetic Dentistry*,115(6),760-767
312. Hilton ,P.D., Jacobs, P.F., 2000, *Rapid Tooling: Technologies And Industrial Applications*. Dekker, New York
313. Sabol, J. V., Grant, G. T., Liacouras, P., Rouse, S. ,2011, Digital Image Capture And Rapid Prototyping of The Maxillofacial Defect, *J. Prosthodont*. 20, 310-314.
314. Hofmann, M., 2014, 3D Printing Gets A Boost And Opportunities With Polymer Materials, *ACS Macro Lett*, 3, 382-386.
315. Melchels, F., Feijen ,J., Grijpma, D .W., 2010, A Review On Stereolithography And Its Applications In Biomedical Engineering, *Biomaterials* ,31, 6121-6130.
316. Torabi, K., Farjood, E., Hamedani ,S., 2015, Rapid Prototyping Technologies And Their Applications In Prosthodontics, A Review of Literature, *J Dent Shiraz Univ Med Sci*, 16, 1-9.
317. Ono, I., Abe, K., Shiotani, S., Hirayama, Y., 2000, Producing A Full Scale Model From Computed Tomographic Data With The Rapid Prototyping Technique Using The Binder Jet Methos: A Comparison With Laser Lithography Methos Using A Dry Skull, *J Craniofac Surg*, 11, 527-537.
318. Jeng ,J.Y., Chang ,K.Y., Dong, D.R., Shih, H.S., 2000, Tooth Crown Fabrication Using Reverse Engineering Technology And Model Maker Rapid Prototyping System, *Rapid Prototyp Jr*,6, 136-145.

319. Ibrahim, D., 2008, Dimensional Accuracy of Selective Laser Sintering And Three Dimensional Printing of Models For Craniomaxillary Anatomy Reconstruction, *J Cranio Maxil Surg* 36,44.
320. Bibb, R., Eggbeer, D., Williams ,R., 2006, Rapid Manufacture of Removable Partial Denture Frameworks, *Rapid Prototyping J* ,12,95-99.
321. He, Y., Xue, G., Fu, J.,2014, Fabrication of Low Cost Soft Tissue Prostheses With The Desktop 3D Printer, *Sci. Rep*, 4,6973.
322. Stratasys PolyJet Technology for 3D Printing(online at: <https://www.objective3d.com.au/technologies/polyjet-technology/>) ( 11 Nisan 2021)
323. Mohammed, M.I., Tatineni, J., Cadd, B., Peart, P., and Gibson, I.,2016,Applications of 3D Topography Scanning And Multi-Material Additive Manufacturing For Facial Prosthesis Development And Production, 1695–1707.
324. Ibrahim ,D., Broilo, T.L., Heitz ,C., 2009, Dimensional Error of Selective Laser Sintering, Three-Dimensional Printing And PolyJet Models In The Reproduction of Mandibular Anatomy, *J Craniomaxillofac Surg*,37,167-173.
325. Ciocca, L., Scotti, R.,2004, CAD-CAM Generated Ear Cast By Means of A Laser Scanner And Rapid Prototyping Machine,*J. Prosthet. Dent.*, 92, 591-595.
326. Watson, J., Hatamleh, M.M.,2014, Complete Integration of Technology For Improved Reproduction of Auricular Prostheses, *J. Prosthet. Dent*, 111, 430–436.
327. Ciuffolo ,F., Epifania, E., Duranti, G., 2006, Rapid Prototyping: A New Method of Preparing Trays For Indirect Bonding, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* ,129, 75-77.
328. Fripp Design Finally Gains Patent for 3D Printed Silicone Picsima Process and is Now Seeking Partners,( 3dprint.com)( 11 Nisan 2021)
329. Jindal, S. K., Sherriff, M., Waters, M. G., Coward, T. J.,2016, Development of A 3D Printable Maxillofacial Silicone: Part I: Optimization of Polydimethylsiloxane Chains And Cross-Linker Concentration, *J. Prosthet. Dent*, 116, 617-622
330. Unkovskiy, A., Spintzyk, S., Brom, J., Huettig, F., Keutel, C.,2018, Direct 3D Printing of Silicone Facial Prostheses: A Preliminary Experience In Digital Workflow, *J. Prosthet. Dent*, 120, 303-308.
331. Ward, R.,2006, In Vivo Biostability of Polysiloxane Polyether Polyurethanes: Resistance To Biologic Oxidation And Stress Cracking. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society For Biomaterials*,77(3),580-589.
332. Griesser, H.J., 1991, Degradation of Polyurethanes In Biomedical Applications-A Review ,*Polymer Degradation and Stability*, 1991. 33(3),329-354.
333. Mitra, A., 2014, Maxillofacial Prosthetic Materials-An Inclination Towards Silicones.,*Journal of Clinical And Diagnostic Research*, 8(12),8.

334. Truby, R.L., Lewis, J.A., 2016, Printing Soft Matter In Three Dimensions, 540(7633),371.

335. Liravi, F., Toyserkani,E., 2018, Additive Manufacturing of Silicone Structures: A Review And Perspective, Additive Manufacturing.

336. Abdollahi, S., 2018, Expert Guided Optimization For 3D Printing of Soft And Liquid Materials, PloS One, 13(4), 19-28.

337. Grunewald, S.J., 2015, Wacker Announces New Silicone 3D Printing Technology, In 3D Printing Materials.

338. Liravi, F., Toyserkani,E., 2018, A Hybrid Additive Manufacturing Method For The Fabrication of Silicone Bio-Structures: 3D Printing Optimization And Surface Characterization Materials And Design, 138,46-61.

## **8.ÖZGEÇMİŞ**

Gizem Dilek 1998 yılında İstanbul’da doğmuştur. İlkokul ve ortaokul eğitimini Şiir Mektebi İlköğretim okulu, lise eğitimini Adile Mermerci Anadolu Lisesi’nde tamamladıktan sonra 2016 yılında İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’ne başlamıştır. Halen İstanbul Üniversitesi’nde lisans eğitimine devam etmektedir.