



T.C

Ege Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Elektro Kimyasal Yöntemle Anodize Edilen Bireysel  
Abutmentların Siman Bağlantılarının ve Mikrobiyolojik  
Tutulumlarının İncelenmesi

Uzmanlık Tezi

Dt. Büşra DOĞAN

İzmir

2019



T.C

Ege Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Elektro Kimyasal Yöntemle Anodize Edilen Bireysel  
Abutmentların Siman Bağlantılarının ve Mikrobiyolojik  
Tutulumlarının İncelenmesi

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Dt. Büşra DOĞAN

Danışman

Prof. Dr. Övül Kümbüloğlu

İzmir

2019

## ÖNSÖZ

Tezimi hazırlamamda, uzmanlığım süresince her konuda yardımcı olan, bilgi ve tecrübesini esirgemeyen değerli hocam ve Sayın Prof. Dr. Övül KÜMBÜLOĞLU'na şükranlarımı sunarım. Yardımlarından dolayı üzerimde emeği geçen diğer tüm hocalarıma, yıllardır emeğini ve özverisini esirgemeyen aileme teşekkür ederim.

İZMİR – 2019

Dt. Büşra DOĞAN

## ÖZET

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı; 4 farklı yüzey özelliğine sahip titanyum blokların 3 değişik siman kullanılarak yapıştırılması ve gerilme dayanımlarının ölçülmesi; bu farklı yüzeylere tutunan 5 farklı *Candida* türünün adezyonlarının değişik ölçüm yöntemleriyle karşılaştırılmasıdır.

**Yöntem:** 5 mm boyunda 10 mm genişliğinde 64 adet titanyum blok üretildi. Mekanik testte Grup 1 elektrokimyasal metod ile anodize olup parlak yüzey edildi, grup 2 anodize edilmiş mat yüzey, grup 3 anodizasyon uygulanmaksızın mat yüzeylerden oluşturuldu, grup 4 ise kontrol grubu olarak belirlenip herhangi bir yüzey işlemi yapılmadı. Bu gruplar rezin siman, polikarboksilat siman ve cam iyonomer simanlarla çiftler halinde yapıştırıldı. Tensile test cihazı yardımıyla 0.5 mm/ dk hız ile çekilip sonuçlar Newton cinsinden kaydedildi. Elde edilen değerler SPSS IBM v.25 programı ve Kruskal- Wallis yöntemi ile istatistiksel olarak incelendi.

Mikrobiyolojik test için ise materyaller dört gruba (G1, G2, G3 ve G4) ayrıldı. G1; yüzeye yapışmış hücrelerin qPCR ile ölçülmesi için, G2; agar plakalarındaki canlı hücrelerin sayımı için, G3; canlı / ölü hücre analizi için ve G4 grubu; taramalı elektron mikroskopu (SEM) analizi için gruplandı. Gruplar otoklav ile sterilize edildi. Adezyon incelemesi için iki hücre bileşimi hazırlandı. Bir bileşim (C1), sadece *C. albicans* içerirken, diğer bileşim (C2), *C. albicans*, *C. glabrata*, *C. krusei*, *C. tropicalis* ve *C. parapsilosis* içerikli hazırlandı. CHROMA agar besiyerinde petri plak sayımı yapıldı, q PCR 'da ise kopya DNA sayımı yapıldı. Adeze olan mayalar üzerinde sonikasyon işlemi yapılarak canlı/ ölü mikroorganizma sayımı yapıldı.

**Bulgular:** Mekanik testte Grup 2'ye ait örnekler en yüksek gerilme dayanımını ( $56.33N \pm 8.33$ ) gösterirken, grup 4 ise en düşük gerilme dayanımını ( $7.75 N \pm 2.22$ ) gösterdi ( $p \leq 0.05$ ). Bu iki grubun değerleri arasındaki fark anlamlı bulundu.

Mikrobiyolojik testlerde ise; bloklar üzerine en fazla adeze olan maya *C. glabrata* olarak; (parlak saf titanyum blokta 547 adet  $\pm 1,83$ ) en az adeze olan maya ise *C. tropicalis* olarak (her bir blokta 0 adet  $\pm 0$ ) belirlendi ( $p \leq 0.05$ ). Elde edilen veriler SPSS IBM v.25 programı ve tek yönlü ANOVA ile istatistiksel olarak incelendi.

**Sonuç:** Mekanik test sonuçları çalışmanın hipotezini de doğrulayacak şekilde; titanyum bloklara uygulanan elektrokimyasal anodizasyon işleminin çekme dayanımını artırdığı yönünde belirlendi.

Mikrobiyolojik test sonuçlarında ise anodizasyonun ve parlak yüzeyin maya adezyonunu artırdığı, *C. tropicalis*' in hiçbir titanyum bloğa adeze olamadığı ve ortamda diğer 4 çeşit mayaların varlığının *C. albicans* tutulumunu artırdığı belirlendi.



## ABSTRACT

Investigation of bond strengths of different cements anodized individual abutments by electrochemical method and comparison of the adhesions of 5 different *Candida* species attached to these different surface properties.

**Purpose:** The purpose of this study was evaluation of tensile strengths of 3 different provisional luting methods on titanium blocks and the calculation of the adhesions of 5 different *Candida* species attached to these different surface properties.

**Material and method:** 64 titanium blocks of 5 mm height and 10 mm width were produced. Group 1 were electro chemically anodized, group 2 electro chemically anodized and roughened, group 3 were just roughened, and group 4 were not processed (control group). Total sample number was 64 (n=16 x4) and 32 pairs of the blocks luted with Resin Cement, Polycarboxylate Cement, Glass Ionomer Cement and tested their tensile strengths. Tensile strengths were measured in a universal testing machine at a crosshead speed of 0.5 mm/ min and recorded the fracture load (Newton). Strength values were calculated and statistically analyzed by IBM SPSS v25 programme and Kruskal- Wallis method.

For microbiological testing materials were divided into four groups (G1, G2, G3 and G4). G1; for measuring the adhered cells with qPCR, G2; for the counting of living cells in agar plates, G3; for live / dead cell analysis and G4 group; were grouped for scanning electron microscopy (SEM) analysis. Groups were sterilized by autoclave. Two cell compositions were prepared for adhesion examination. One compound (C1) contained only *C. albicans*, while the other compound (C2), *C. albicans*, *C. glabrata*, *C. krusei*, *C. tropicalis* and *C. parapsilosis* were prepared. Petron plaque was counted in CHROMAgar medium, and copy DNA count was performed in q PCR. A sonication was performed for showing a live / dead microorganism count.

**Results:** Group 2 which exhibited the highest tensile strength ( 56.33 N  $\pm$ 8.33) and while the group 4 showed the lowest tensile strength (7.75 N  $\pm$ 2.22) compared to other groups ( $p \leq 0.05$ ). These two groups compared with each other and was a statistically significant between these groups 2 and 4.

In microbiological tests *C. glabrata* as the most adeze on the blocks; (547  $\pm$  1.83 in bright pure titanium block) and least adherence were determined as *C. tropicalis* (0 in each block). ( $p \leq 0.05$ ). The data were analyzed statistically with SPSS IBM v.25 program and one-way ANOVA.

**Conclusions:** The results confirmed the study hypothesis, showing a positive relation between the tensile strength values and the material properties anodized.

In microbiological test results, it was determined that anodization and smooth surface increased yeast adhesion and *C. tropicalis* could not be adhered to any titanium block and the presence of other 4 types of yeast in the environment increased *C. albicans* involvement.

## İçindekiler

1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. İmplant Tanımı ve Tarihçesi.....	2
2.2. İmplant Destekli Protezler ve İmplant üstü Protez Sınıflaması.....	4
2.3. İmplant Üstü Protez Materyalleri.....	5
2.4. Tek Diş Eksikliği Vakaları.....	6
2.4.1. Siman Tutuculu Protezler.....	6
2.4.2. Vida Tutuculu Protezler.....	7
2.4.5. Simante ve Vida Tutuculu Sabit İmplant Protezlerin Karşılaştırılması.....	8
2.5. İmplant Üstü Protezlerin Avantajları.....	8
2.6. İmplant Üstü Protezlerde Abutmentlerin Sınıflandırılması.....	9
2.6.1. Geçici Abutmentler.....	9
2.6.1.1 Ölçü Abutmentleri.....	10
2.6.1.2 İyileşme Abutmentleri.....	10
2.6.1.3 Metal veya Plastik Geçici Abutmentler.....	10
2.6.2. Daimi Abutmentler.....	10
2.6.2.1. Bilgisayar Üretimi Abutmentler.....	11
2.6.2.2. Dökülebilir Kişiyeye Özel Abutmentler.....	11
2.6.2.3. Bireysel Abutment Üretiminde CAD/CAM Yöntemi.....	12
2.7. İmplant Destekli Protezlerde Renk ve Estetik.....	14
2.7.1. Görünür Bölgede Estetik.....	16
2.7.2. Dişeti Biyotipi ve Estetik.....	18
2.7.2.3. Metal Abutment ve Estetik.....	21
2.8. Elektrokimyasal Anodizasyon .....	22
2.8.1. Anodik Oksit Filminin Mekanik Özellikleri.....	23
2.8.1.1. Porözite.....	23
2.8.1.2. Sertlik ve Eğilebilirlik.....	24
2.8.1.3. Korozyon Dayanımı.....	24
2.8.2. Anodizasyon Uygulamaları.....	24
2.8.3. Elektrolitik Renklendirmenin Mekanizması ve Renk Oluşumu.....	26
2.8.4. Titanyum Yüze Anodizasyon İşlemi.....	26
2.8.4.1. Titanyum Alaşımlarının Biomedikal Uygulamalarda Kullanımı.....	27

## Tablolar Listesi

Tablo.1 : Mikrobiyolojik Çalışmada Kullanılan Materyallere Ait Bilgiler.....	70
Tablo.2 : Fusuyama- Meyer Yapay Tükürük Solüsyonunun İçeriği.....	73
Tablo.3 : Muller Hinton Besiyeri Bileşimi.....	74
Tablo.4 : PBS Solüsyonu İçeriği.....	75
Tablo.5: Grupların Çekme Bağ Dayanım Değerleri (N).....	81
Tablo.6: Yüzeğe Yapışan Mikroorganizmaların Sayısal Değerleri.....	83
Tablo.7: C. albicans ve C. glabrata' nın Titanyum Bloklar Üzerindeki Adet DNA Sayıları...84	
Tablo.8: C. krusei ve C. parapsilosis' in Titanyum Bloklar Üzerindeki Adet DNA Sayıları...85	
Tablo.9: Petri Plak Sayımları.....	88
Tablo.10: Toplam q PCR Sayımları.....	88
Tablo.11: PMA' lı q PCR Sayımları.....	88
Tablo.12: C. albicans İçin Tüm Titanyum Bloklar Üzerindeki İstatistiksel Veriler.....	90
Tablo.13: C. glabrata İçin Tüm Titanyum Bloklar Üzerindeki İstatistiksel Veriler.....	91
Tablo.14: C. krusei İçin Tüm Titanyum Bloklar Üzerindeki İstatistiksel Veriler.....	92
Tablo.15: C. parapsilosis İçin Tüm Titanyum Bloklar Üzerindeki İstatistiksel Veriler.....	93
Tablo.16: C. albicans' ın Farklı Titanyum Blok Yüzeylerine Adezyonlarının İstatistiksel Verileri.....	94
Tablo.17: C. glabrata'nın Farklı Titanyum Blok Yüzeylerine Adezyonlarının İstatistiksel Verileri.....	94
Tablo.18: C. krusei'nin Farklı Titanyum Blok Yüzeylerine Adezyonlarının İstatistiksel Verileri.....	95
Tablo.19: C. parapsilosis'nin Farklı Titanyum Blok Yüzeylerine Adezyonlarının İstatistiksel Verileri.....	96
Tablo.20: Mat Yüzeyle Anodize Edilmiş Bloklar Üzerine Yapışan Maya Çeşitleri.....	97
Tablo.21: Mat Yüzeyle Anodize Edilmiş Bloklar Üzerine Yapışan Maya Çeşitleri.....	97
Tablo.22: Parlak Yüzeyle Anodize Edilmiş Bloklar Üzerine Yapışan Maya Çeşitleri.....	98
Tablo.23: Parlak Yüzeyle Saf Titanyum Bloklar Üzerine Yapışan Maya Çeşitleri.....	98
Tablo.24: Sadece C. albicans İçeren Solüsyondaki Bloklara C. albicans Tutunma Miktarları.....	100

## Şekiller Listesi

Şekil.1: İmplant Yapısı.....	2
Şekil.2: Kişiyeye Özel Abutmentlar.....	13
Şekil.3: Munsell Renk Sistemi.....	15
Şekil.4: Gülüş Tasarımı.....	16
Şekil.5: İnce Dişeti Prototipinde Görülen Abutment Yansıması.....	18
Şekil.6. Estetik Zirkon Abutment.....	20
Şekil.7: Titanyum Anodizasyonu.....	22
Şekil.8: Saf Ti Yüzeyinde Oluşan Oksit Filmin Şematik Gösterimi.....	28
Şekil.9: Anodizasyon Ünitesi.....	29
Şekil.10: CHEL Kimya Ürünleri Makine Elektrik Elektronik Sanayi Ticaret Ltd. Şti. Banyoları.....	33
Şekil.11: CHEL Kimya Titanyum Anodizasyon Sistemleri.....	34
Şekil.12: Titanyum Anodizasyon Cihazı.....	35
Şekil.13: Askı Tipleri.....	36
Şekil.14: Çekme Testi Cihazı.....	40
Şekil.15: Titanyum Bloğun Özellikleri.....	51
Şekil.16: Çalışmada Kullanılan Titanyum Blok ve Milling Cihazı.....	52
Şekil.17: Milling Yöntemiyle Elde Edilen Anodize Olan ve Olmayan Bloklar.....	53
Şekil. 18: Çalışma Basamakları.....	54
Şekil.19: Anodizasyon Basamakları.....	55
Şekil.20: Çalışmanın Yapıldığı Anodizasyon Cihazı.....	56
Şekil.21: Kimyasal Solüsyonların Bulunduğu Banyo.....	57
Şekil.22: Ultrasonik Yıkama Banyosu.....	58
Şekil.23: Dağlama Kimyasalı Kullanılan ve Kullanılmayan Renklendirmeler Arasındaki Fark.....	58
Şekil.23: Güneş Spektrum Anodizasyonu ile Renklendirme.....	59
Şekil.24: Kullanılan Kimyasal Banyolar.....	60
Şekil.25: Simantasyon Aparatı Dizaynı.....	61
Şekil.26: Poly-F Plus Polikarboksilat Siman.....	62
Şekil.27: Amalgamatör.....	63

Şekil.28: GC Fuji 1 Cam İyonomer Siman.....	63
Şekil.29: Maxcem Elite Chroma Rezin Siman.....	64
Şekil.30: Aparatın Vidalanması.....	65
Şekil.31: Blokların Simantasyonu.....	65
Şekil.32: Simante Edilmiş Bloklar.....	66
Şekil.33: Cihaza Tutturulmuş Bloklar.....	67
Şekil.34: Çekme Kuvveti Altında Desimante Olan Bloklar.....	68
Şekil.35: Bilgisayarda Herbir 32 Çift Bloğun Maksimum Bağ Dayanımı Kuvvetinin Kaydedilmesi.....	68
Şekil.36: Örneklerin Desimante Şekilleri.....	69
Şekil. 37: CHROMAğar Besiyeri.....	72
Şekil. 38: İnkübatör .....	74
Şekil.39: Sanrifüj Cihazı.....	74
Şekil.40: Real- Time PCR Cihazı.....	76
Şekil.41: AMA: (a) MA materyaline tutunan <i>C. albicans</i> hücreleri.....	102
Şekil.42: (a) MT materyaline tutunan <i>C. albicans</i> hücreleri.....	102
Şekil.43: APA: (a) PA materyaline tutunan <i>C. albicans</i> hücreleri.....	103
Şekil.44: APT: (a) PT materyaline tutunan <i>C. albicans</i> hücreleri.....	103
Şekil.45: KMA: (a) MA materyaline tutunan karışık ( <i>C. albicans</i> , <i>C. glabrata</i> , <i>C. krusei</i> , <i>C. parapsilosis</i> , <i>C. tropicalis</i> ) hücreleri.....	104
Şekil.46: KMT: (a) MT materyaline tutunan karışık ( <i>C. albicans</i> , <i>C. glabrata</i> , <i>C. krusei</i> , <i>C. parapsilosis</i> , <i>C. tropicalis</i> ) hücreleri.....	104
Şekil.47: KPA: (a) PA materyaline tutunan karışık ( <i>C. albicans</i> , <i>C. glabrata</i> , <i>C. krusei</i> , <i>C. parapsilosis</i> , <i>C. tropicalis</i> ) hücreleri.....	105
Şekil.48: (a) PT materyaline tutunan karışık ( <i>C. albicans</i> , <i>C. glabrata</i> , <i>C. krusei</i> , <i>C. parapsilosis</i> , <i>C. tropicalis</i> ) hücreleri.....	105

## Grafikler Listesi

Grafik.1: Gruplara Göre Çekme Bağ Dayanımları.....	79
Grafik.2: CHROMAgar Besiyerinde Mayaların Sayılan Koloni Sayısı.....	86
Grafik.3: Bloklar Üzerindeki Mikroorganizma DNA' larının q PCR ile Ölçülen Toplam Sayıları ve Canlı Mikroorganizma Sayıları.....	86
Grafik.4: Bloklar Üzerindeki Mikroorganizma DNA' larının q PCR ile Ölçülen Canlı Kalabilen Mikroorganizma Sayıları.....	87
Grafik.5: CHROMAgar ve Copy DNA Yöntemiyle Ölçülen Toplam Hücre Sayılar.....	87
Grafik.6: Titanyum Bloklar Üzerinde Bulunan Toplam Mayalar.....	99
Grafik.7: C. albicans' ın 4 Farklı Titanyum Yüzeylere Tutunma Grafiği.....	101

## 1.GİRİŞ

Dental implantlar parsiyel veya total diş kaybı vakalarında, fonksiyonun doğal dişlenme dönemindeki gibi sağlanması amacıyla uzun yıllardır uygulanmaktadır (1). Dental implantların, konvansiyonel protezlerle karşılaştırıldığında estetik, rahatlık ve stabilite açısından daha üstün oldukları tespit edilmiştir (2), (3).

Titanyum maddesi mükemmel mekanik özellikleri, kimyasal stabilitesi, biyouyumluluğu ve oldukça iyi osseointegrasyon özellikleri sayesinde kendine dental implantolojide ve ortopedide yaygın kullanım alanı bulmuştur. Titanyumun biyomekanik özellikleri büyük ölçüde yüzey karakterine, kimyasal kompozisyonuna ve yüzey enerjisine bağlıdır (4).

Günümüzde implantolojinin en çok zorlandığı vakalar estetik gereksinimin maksimum düzeyde olduğu dişeti prototipinin ince olduğu, dolayısıyla diş etinin kolede yansıma sorunu oluşturduğu anterior diş eksikliklerinin tedavisinde ortaya çıkmaktadır. Bu soruna açılanma ve çıkış profilindeki aksaklıklar eklenince kişiye özel bireysel abutmentlerin tercih edilmesi kaçınılmazdır. Bireysel abutmentler titanyum materyalinden döküm veya milling yöntemi ile üretilmektedir. Abutment renginin diş etinden metal renk yansımalarını gidermek için diş eti renginde olması düşünülmüş ve bu amaçla titanyum yüzeyi elektrokimyasal yöntem ile anodize edilmiştir. Anodizasyon işleminden önce yapılan kimyasal banyoya göre abutment yüzeyi mat veya parlak olabilmektedir.

Bu çalışmada anodize edilmiş mat ve parlak abutment yüzeyleri ile anodize edilmemiş mat ve parlak abutment yüzeylerinden oluşan 4 gruba, implantüstü sabit protetik restorasyon işlemlerinin simantasyonunda kullanılan polikarboksilat siman, cam iyonomer siman ve rezin siman uygulanıp implant yüzeyi ve siman arasındaki gerilme bağ dayanımı karşılaştırmalı olarak incelenecektir.

Ayrıca anodizasyon ve mat-parlak olma durumuna göre gruplar arasındaki mikrobiyal tutulum (*C. albicans*, *C. glabrata*, *C. parapsilosis*, *C. tropicalis*, *C. krusei*) mikrobiyolojik olarak karşılaştırmalı değerlendirilecektir.

H0 hipotezi; mekanik için anodizasyonun siman bağlantısını artıracak ve mat yüzeyin maya tutulumunu artıracak yönündeydi.

H1 hipotezi; mekanik için anodizasyonun siman bağlantısını azaltacak ve mat yüzeyin maya tutulumunu azaltacak yönündeydi.

## 2.GENEL BİLGİLER

### 2.1.İmplant Tanımı ve Tarihçesi

Bilimsel olarak implant, insan vücudundaki eksik bir bölümü restore etmek amacıyla doku içine yerleştirilen suni aygıtlara verilen isimdir. Cansız dokuların ya da alloplastik materyallerin organizmanın çeşitli fonksiyonlarına yardımcı olmak amacıyla canlı dokuya yerleştirilmesine implantasyon denir (1).



Şekil.1: İmplant Yapısı ( Graceful Implant Dentistry)

İmplant sözcüğü Latince ‘in= içerisine, ve planto= ekme, dikme, yerleştirme’ anlamına gelen sözcüklerin birleşmesiyle oluşur. Anlam olarak ise ‘bir fonksiyon elde etmek amacıyla, uygun bir yere yerleştirilen organik veya inorganik cisim’ e verilen addır ve Fransızca’ dan diğer dillere geçmiştir. Tıpta, implantasyon bir materyalin vücut içerisine yerleştirilmesi anlamına gelir. Diş eksikliğini gidermeye ve ağız bölgesinde kayba uğrayan kısımları tamamlamaya yönelik implant protezleri ise, çene kemiğinin içine veya üzerine yerleştirilen ve implant adı verilen bir alt yapıdan dayanak ve tutuculuğunu sağlayan protezlerdir.

Oral implantolojinin tarihine baktığımızda, geçen yüzyılın sonlarına ve bu yüzyılın başlarına kadar gelişmelerin daha çok transplantasyon ve reimplantasyon denemeleri şeklinde olduğu dikkat çekmektedir. Diş implantlarına yönelik en eski bilgi Çin imparatorluklarının M.Ö.3000 yıllarında altın ve gümüş iğnelerle, diş implantasyonları ve reimplantasyonları çalışmalarındadır.

Maya uygarlığı döneminde inorganik materyallerin de insanlarda eksik dişlerin yerine implante edildiği vurgulanmıştır.



1931' de Poponoe Hundura' ta M.S 600 yıllarına ait bir mandibulada, kesici dişlerin üçünün yerinde şekillendirilerek yerleştirilmiş deniz hayvanı kabuğu görülmüştür. Ossifikasyonun gerçekleşmiş olması bu ilk implantların hasta hayattayken yerleştirildiğinin en büyük kanıtıdır.

Günümüz modern implatlarına en yakın ve temel oluşturacak girişimler ise 1880' de California' da Harris ve 1886' da New York' ta Edmonds tarafından demir materyalleri denenerek yapılmıştır.

19.yy' ın sonunda 20.yy' ın başında diş hekimleri tarafından değişik materyaller denenmeye başlanmıştır. 1913' te Greenfield, Philadelphia' da Stomatoloji Akademisinde yayınladığı bir makalede Platin-İridium metalinden yapılmış kafes şeklindeki implantı açıklamıştır. 1938' de Strock ilk defa içi dolu vida şeklinde bir implant geliştirmiştir. Daha sonra 1940' da ilk defa endodontik implantı geliştirmiştir. 1938' de Dahl ilk subperiostal implantı geliştirmiştir (3). 1953' te Sollier ve Chercheve, implantın tutuculuğunun artması için boyunun artması gerektiğini, bu nedenle kemikten olabildiğince yararlanılması gerektiğini söyleyerek tam ossesoz implantı geliştirmişlerdir. Yerinde stabil olarak kalabilen implantların kırımlarında kemik oluşumundan bahsetmiş ve implantın kemik entegrasyonundan ilk defa bahsedilmiştir. 1968' de Linkow Blade implantları tasarlamıştır.

Branemark ve çalışma arkadaşları 1960' larda titanyumdan yapılmış silindir tipteki implantları insanlara uygulamaya başlamıştır (5). Bu çalışmalar sırasında, iki aşamalı implant uygulamalarında osteointegrasyon tarifini ortaya atmışlar ve daha önce Linkow tarafından ileri sürülen implant yüzeyi ile kemik arasında periodontal ligamente benzeyen fibröz doku oluşmasının istenen ve beklenen bir sonuç olması fikrine karşı olarak, titanyum ile kemik arasında sıkı bir temasın oluşumunu bir başarı kriteri olarak değerlendirmişlerdir. Branemark grubunun çalışmaları oral implantolojide yıllardan beri eksik olan ciddi, uzun süreli bilimsel, klinik araştırmaları gidermek bakımından çok önemli olmuştur.

21.yy' da yüzden fazla implant tipi piyasada satılmakta ve çoğunluğu titanyumdan yapılmış bu implantlar diş hekimleri tarafından başarıyla hastalara uygulanmaktadır. Oral implantolojinin şimdiki amacı dişi çeker çekmez implant uygulamak suretiyle çekim sonucu meydana gelen kemik erimesini önlemek ve implant yüzeyini örten maddenin kemikle çok sıkı, kuvvetli bir bağlantıyı kısa sürede yapmasını sağlayarak, protez yüklemesi için geçen zamanı en aza indirmektedir (5).

## 2.2. İmplant Destekli Protezler ve İmplant üstü Protez Sınıflaması

Mish implantüstü protezler için 5 farklı protetik tedavi seçeneği sunmuştur (6). Bunlar;

SP1: Sadece kronu restore eden doğal diş gibi görünen sabit protezler,

SP2: Kronu ve kökün bir kısmını restore eden, kronun konturlarının oklüzal yarıda normal olduğu ancak gingival yarıda uzatılmış ya da aşırı konturlanmış olan sabit protezler,

SP3: Eksik kronu, diş eti rengini ve dişsiz bölgenin bir kısmını restore eden sabit protezler (hibrit protezler),

HP4: Sadece implant destekli implant üstü hareketli protezler,

HP5: İmplant ve yumuşak doku destekli hareketli protezler olarak belirtilmiştir (6).

- SP1 grubundaki protezler, sert ve yumuşak doku kaybının çok az olduğu, restorasyonun son halinin büyüklük ve de şekil olarak dişin doğal konturunu yerine koyan geleneksel sabit protezlere oldukça benzemektedirler. Kalan kemiğin hacmi ve pozisyonu implantın yerleşiminin doğal diş kökleriyle aynı konumda olmasına ortam sağlanmalıdır. Estetik kaygılardan dolayı üst çene ön bölgede en çok arzu edilen restorasyon şeklidir. Alt yapı soy metal, üst yapı porselendir. Soy metaller implant ile temaslarının ardından değersiz metallere daha az korozyona uğrarlar. SP-1 protezlerde tek diş eksikliğinde kron yapımı için alüminyum oksit alt yapı ve porselen kron veya seramik abutment ve porselen kron kullanılabilir. Yine de çarpışma kuvvetlerinin gücü implantlarda doğal dişlerden daha fazla olduğu için ikinci senaryo çatlama ve kırılma riskini artırabilir (6).

- SP2 protezler; dişin kronuyla beraber kökün de bir kısmını restore eden protezlerdir. Bu restorasyonların, dişin mine-sement sınırıyla karşılaştırıldığında kemik seviyesi daha apikaldir bir bakıma periodontal kemik kaybı ve diş eti çekilmesinin birlikte görüldüğü dişlerle benzerlik göstermektedirler. SP2 protezlerde, implantlar oral hijyen kontrolünü sağlamak ve dişin maruz kaldığı kuvvetlerin yönünü tehlikeye atmamak açısından en doğru pozisyonda yerleştirilmelidir.

SP2 protezi için seçilen materyal soy metal destekli porselendir ve metal altyapının miktarı ve konturu SP1 restorasyonu için olandan daha farklıdır. SP2 protezlerde metal daha dikkatli hazırlanmalıdır, çünkü metal desteği yeterli konturda

oluşturulmadığında, oluşturulan porselen dişin fazla hacimde olması final protezde desteklenmeyen porselenin kırılma riskini arttıracaktır.

- SP3 protezler ; kron ile birlikte bir miktar yumuşak dokuyu da restore eden protezlerdir. SP3 protezler metal alt yapı, yapay dişler ve akrilikten oluşan restorasyonlar ve de porselen-metal restorasyonlardır ve bu restorasyon tipini etkileyen birincil faktör arklar arası mesafedir. Kemik ve okluzal düzlem arasındaki mesafe 15 mm' den daha az ise metal-porselen bir restorasyon tavsiye edilir, mesafe 15 mm' den daha fazlaysa hibrit bir restorasyon hazırlanır (6).

Son iki restorasyon tipi ise (HP-4 ve 5) protezin görünümüne değil implantın desteğine göre yapılan sınıflamadır. HP-4, tamamen implant veya tamamen diş destekli hareketli protezlerdir. Restorasyon rijittir ve protezdeki ataşmanlar hareketli proezi düşük profilli bir doku barına veya implant abutmentlerini birbirlerine splintleyen bir üst yapıya bağlarlar. HP-5 ise implant ve yumuşak doku desteğini birleştiren ve en sık kullanılan implant destekli protezlerdir ve düşük maliyetli olmaları avantajlarıdır.

### 2.3. İmplant Üstü Protez Materyalleri

Sabit restorasyonlarda özellikle estetik açıdan önem arz eden anterior bölgenin restorasyonlarında implant üstü tam seramik protezler tercih edilir (7).

İmplant üstü tam seramik restorasyonlardaki en önemli gelişmeler, McLean tarafından seramik yapısını güçlendirme amacıyla seramik içerisine alüminyum oksit katılmasıyla başlamıştır (7). Daha sonra Dicor adlı bir teknik geliştirilmiştir ki bu da camın kontrollü kristalizasyonunu sağlamıştır. Aynı yıllarda Hi-Ceram adı verilen bir teknik daha üretilmiştir, bu sistem de yine ısıya dayanıklılığı artıran %70 alüminüme içeren bir sistemdir. 1989' da Slip Casting yöntemi ile üretilen alüminüme alt yapının cam infiltrasyonu ile güçlendirildiği In-Ceram adlı teknik geliştirilmiştir. 1990' ların başında da IPS Empress adı verilen basınç ile şekillendirilen cam seramikler geliştirilmiştir. 1990' ların sonunda ise IPS Empress 2 adı verilen bir sistem geliştirilmiştir. Bu sistem ise basınç ile şekillendirilebilen ve yüksek kırılma dayanıklılığına sahip cam seramiğe sahip bir sistemdir.

Sonrasında ise çok yüksek oranlarda alüminüme kristalleri içeren yoğun sinterize alt yapı seramiği üretilmiştir bu sistem de Procera All-Ceram olarak bilinir. Günümüzde ise yüksek mekanik özelliklere sahip olduğu belirtilen IPS e.max Press sistemi yaygın olarak tercih edilmektedir (7).

İmplant destekli protezlerin geleneksel protezlerle karşılaştırıldığında avantajları çoktur. İmplant, üstüne gelen kuvvetler neticesinde alveol kemiğini stimüle eder ve rezorpsiyonu engeller başarı oranı olarak da yine implant destekli protezler geleneksel yöntemlerle karşılaştırıldığında çok daha yüksek başarı göstermiştir. İmplant üstü protezler konvansiyonel protezlere göre hem fonksiyonu artırmıştır hem de hastanın psikolojik toleransını oldukça yükseltmiştir. Ayrıca implant üstü protezlerde dayanak olarak doğal dişlerin kullanılmaması bu dişlerde oluşabilecek çürük veya periodontal rahatsızlıkların önüne geçmiştir. İmplant üstü protezlerin çiğneme etkinlikleri de konvansiyonel protezlere göre yüksektir. Araştırmalara göre; geleneksel protezlerde maksimum okluzal kuvvetler 5-50 psi aralığında iken implant destekli sabit protezlerde bu oran % 300' lere kadar çıkmıştır. İmplant üstü protezlerin stabilite ve retansiyonu diğer doku destekli protezlere göre daha iyidir bunun sonucu olarak da hastanın fonetiği daha kolay olmakta, çiğneme fonksiyonları da oldukça gelişmektedir (8).

#### 2.4. Tek Diş Eksikliği Vakaları

Tek diş eksikliği; kongenital, travma veya dental problem kaynaklı çekim sonucu oluşabilir (9). Tek diş eksikliğindeki tedavi seçenekleri sabit köprü protezleri, adeziv köprü protezleri ve implant üstü restorasyonlardır. Sabit köprü protezlerinde dişsiz bölgeye komşu dayanak dişlerin prepare edilmesi gerekmektedir. Bu dezavantajı ortadan kaldırmak için adeziv köprü sistemleri denenmiştir fakat bu sistemlerde de proksimal yüzeylerin temizliğinin oldukça zor olması, desimantasyon sıklığı ve az da olsa komşu dişlerden aşındırma yapma gerekliliği sıkıntı yaratmıştır (9, 10, 11). Sonuç olarak araştırmacılar tek diş eksikliğinde en ideal tedavinin implant üstü protez olduğu konusunda hem fikir olmuşlardır (10). İmplant üstü protetik yapı da vidalı veya simante olarak yapılabilmektedir (9).

##### 2.4.1. Siman Tutuculu Protezler

Simante edilen implant üstü sabit protezlerde metal seramik kron veya köprü, abutment üstüne yapıştırılır. Abutment tasarımı ve yapıştırma işlemi, doğal dişler üzerine yapıştırılan sabit restorasyonlarla benzerlik gösterir.

Simante edilebilen implant üstü protezlerin avantajları;

- Klinik aşamalar ve laboratuvar aşamaları oldukça kolaydır.
- Ekonomiktir.

- Üst yapı pasif şekilde oturur.
- İçsel gerilim vida destekli implant üstü protezlere göre daha azdır.
- Okluzal uyum daha kolaydır.
- İletilen stres daha az olduğu için vida gevşemesi ve kırılması olasılığı daha düşüktür.

Simante edilebilen implant üstü sabit protezlerin dezavantajlarına bakacak olursak;

- İmplantta herhangi bir problem çıktığında üst yapının sökümü için kesilmesi gerekebilir ve böyle bir durumda protezin tekrar yapılması gerekebilir.
- Yapıştırma esnasında oluşan hidrostatik basınç sebebiyle komponentlerin tam oturması zordur.
- İmplant-abutment birleşimi diş etinin altına iniyorsa diş eti cebinde artık siman kalabilir bu da diş eti inflamasyonuna sebep verebilir (12).

#### 2.4.2. Vida Tutuculu Protezler

Bu sistemlerde bağlantı metal-metal olduğu için fabrikasyon hatası en az olacak şekildedir. Klinisyenin kontrolünde olmayan bir çok faktör vardır. Ölçü maddelerinin deformasyonu, alçı genleşmeleri analog uyuşmazlıkları, mumun distorsiyonu gibi.

Vida tutuculu implant üstü protezlerin avantajları;

- İnterokluzal mesafenin yeterli olmadığı vakalarda endikedir.
- İmplantta bir sorun çıktığında hekim üst yapıya bir zarar vermeden söküm işlemini yapabilir.
- Sulkusta siman kalma riski yoktur.

Vida tutuculu implant üstü protezlerin dezavantajları;

- Okluzalde hazırlanan vida yuvası estetik görünümü olumsuz yönde etkiler.
- Maliyeti simante edilebilen implant üstü protezlere göre daha yüksektir.
- Klinik ve laboratuvar aşamaları daha zordur.
- Abutment-protez arasındaki boşluklara bakteri invazyonu görülebilir.
- İletilen stres simante edilebilenlere göre daha fazla olduğu için vida gevşemesi veya kırılması riski daha yüksektir.
- Hasta başında geçirilen klinik safha uzundur.
- Küçük okluzal tablalı protezlerde porselen kırıkları oluşabilir (Misch, 2005).

#### 2.4.5. Simante ve Vida Tutuculu Sabit İmplant Protezlerin Karşılaştırılması

Bazı implant üreticileri ve diş hekimleri kurtarılablirlik açısından bakıldığında vida tutuculu sabit protezleri önermektedir. Eğer abutment-analog kısmı ayrılır ise vida gevşer ve implant daha fazla yüke maruz kalmadan korunmuş olur. Literatüre göre doğal dişlerden destek alan sabit bir parsiyel protezin ortalama ömrü 10-15 yıl olarak belirlenmiştir (13, 14), implant destekli sabit protezlerin ise ağızda kalma oranlarının %90' dan fazla olduğu görülmüştür (15, 16). Doğal dişlerde protez yenilenmesini gerektiren en büyük sorun çürük oluşumudur (17). İmplant abutmentlerinde ise çürük oluşmaz ve doğal dişlerin üzerine yapılmış restorasyonların implant restorasyonlarından daha kısa ömürlü olmalarının sebebi budur. Vida tutuculu bir protez daha az seans gerektirerek ve daha az maliyetle yapılabilir. Fakat klinik tecrübe, seri vaka çalışmaları ve implant kayıtları vida tutuculu sabit protezlerde daha yüksek komplikasyon oranları olduğunu belirtmektedir (18, 19). Konunun uzmanları hala simante tutuculu implant üstü restorasyonları geliştirmeye çalışmaktadır. Buna ek olarak simante restorasyonlara karşı olan ilgi artmaktadır (20).

#### 2.5. İmplant Üstü Protezlerin Avantajları

Hebel ve ark.' larının yaptığı bir çalışmaya göre tek diş eksikliğinde implant üstü protez ile sabit köprü protezini karşılaştırmışlar ve sonuç olarak sabit köprü protezinde dayanak dişlere yapılan preparasyon sonucunda bu dişlerde önemli ölçüde zamanla endodontik tedavi ve kök çürüklerinin görülme sıklığının arttığını belirlemişlerdir. Ayrıca sabit köprü protezlerinin ortalama ömrünün 8.3-10.3 yıl arasında olduğunu ve bu sabit köprü restorasyonu hastaya genç yaşta yapılırsa hastanın ömrü boyunca bu protetik restorasyonu yenilemesi gerekeceğini belirtmişlerdir (21).

Tek diş eksikliğinin implant ile restore edilmesi hakkında bir çok çalışma bulunmaktadır. Ekfeldt ve ark.' larının implant ile restore edilmiş vakalarda 7 yıllık klinik takiplerinde başarı oranı %98'i bulmuştur (22). Haas ve ark.' nın 6 yıllık takiplerinde başarı oranı %97,4 (23), Laney ve ark.' nın 3 yıllık takiplerinde %97,2 (24), Gomez- Roman ve ark.' nın 5 yıllık takiplerinde %96 (25), Misch ve ark.' nın 5 yıllık takiplerinde %100 başarı oranları görülmüştür (26).

Literatürde sabit köprü protezlerin takip sonuçlarına göre tahmini ömürleri 10 yıl olarak hesaplanmıştır. Bu protezlerin en çok kayıp sebepleri komşu dayanak dişlerde görülen çürümelerdir. Sabit bölümlü protezlerdeki dayanak dişlerin %15' i endodontik tedavi gerektirmektedir, destek dişlerin kaybı 10 yıl içerisinde %8-12 dir; 15 yılda ise %30 oranını bulmaktadır (27).

### Sabit İmplant Üstü Protezlerin Komponentleri

Sabit implant üstü protezler implant, abutment ve bu abutmentin üstüne gelecek kron veya köprüden oluşur. Çoğu abutment implant formuna bir vida ile tutunur kron ise bunun üstünde konumlanır buna 3' lü kademe sistemi denir. Abutment ve kron tek parça halinde implanta bağlanabilir bu da 2' li kademe sistemi olarak adlandırılır. Bunun yanında abutmentin implant içine sürtünmesel olarak oturmasına izin veren yeni sistemler de kullanılmaktadır (27).

#### 2.6. İmplant Üstü Protezlerde Abutmentlerin Sınıflandırılması

Abutment; implant ve restorasyon arasında bulunan, implantın analoguna bir vida veya daralarak kitlenme şeklinde bağlanan bir komponenttir. Abutmentler genelde implanttan ayrı parçalardır fakat bazı vakalarda implant ile blok şeklinde tek bir parçadırlar. Tüm implant restorasyonlarda ayrı olarak bir abutment ihtiyacı yoktur. Bu tür vakalarda kron, fabrikasyon olarak direkt implanta bağlanmaktadır. Abutmentler implant üstü protezlere; tutuculuk, destek, stabilizasyon ve final restorasyon için optimum pozisyon sağlamaktadır (28).

Abutmentler genel olarak 2 gruba ayrılır;

1. Geçici abutmentler
2. Daimi abutmentler

##### 2.6.1. Geçici Abutmentler

Geçici abutmentler genelde fabrikasyon olarak firma tarafından tedarik edilir. Geçici abutmentler da kendi aralarında ölçü abutmentleri, iyileşme abutmentleri ve metal ya da plastik geçici abutmentler olarak 3' e ayrılırlar. Bu abutmentlerin bir çoğu estetik bölgede doku konturunu oluşturabilmek amacıyla modifiye edilmiştir ve düzgün profili, estetiği, fonetik sınırları ve arzulanan final restorasyonun pozisyonu ve tonunu belirlemek için bize yardım eder (28).

### 2.6.1.1 Ölçü Abutmentları

Bunlar da kendi arasında açık kaşık ve kapalı kaşık için kullanılmak üzere 2' ye ayrılırlar. Açık ölçü abutmentları pick-up veya direk koping olarak adlandırılırlar. Kapalı ölçü abutmentlarına ise transfer ya da indirekt koping adı verilir (28).

### 2.6.1.2 İyileşme Abutmentları

İyileşme abutmentları, implant cerrahisi sonrasında implant platformunun üstünü kapatmak, implant içerisine doku veya kemik büyümesini engellemek ve dişetin epitelizasyonunu sağlamak amacıyla kullanılırlar. Tek aşamalı veya çift aşamalı uygulanlar. Tek aşamada implantın yerleştirildiği seansta yerleştirilirler ve iyileşme sürecinde ağızda görülürler. Çift aşamalıda ise implant formu kapatma vidasıyla kapatılır ve yumuşak doku altında bekletilir. İmplantla ulaşmak için ikinci bir cerrahi gerekir (28).

### 2.6.1.3 Metal veya Plastik Geçici Abutmentlar

Bu abutmentlar, implant formu açıldıktan sonra final restorasyondan önceki aşamada kullanılırlar. Daimi restorasyon hakkında az da olsa form, renk, yumuşak doku profili gibi konularda fikir verir. Metal titanyum, seramik zirkonyum veya akrilik PEEK (Poli Eter Eter Keton)' den üretilebilirler. Hem teknisyen tarafından laboratuarda indirekt olarak, hem de hekim tarafından ağız içinde direkt olarak modifiye edilebilirler (28).

### 2.6.2.Daimi Abutmentlar

Final restorasyonu için hazırlanırlar ve kesin olarak yerlerinde kalırlar. 3 çeşittir. Seçim; klinik vaka, klinisyenin tecrübesi ve hastanın tercihinine göre yapılır.

### Standart Stok Abutmentlar

Diş hekimi veya teknisyen tarafından modifiye edilebilirler. Son zamanlarda implant üreticileri, kronun doğal konturlarına uygun abutmentlar üretmekte ve bunlara estetik abutmentlar denilmektedir. Ek olarak pozisyon problemlerini çözmek için açılı da üretilebilirler. Sabit ve hareketli protez üretimde kullanılacak çeşitleri de vardır. Sabit restorasyon abutmentları; vidalı abutment, çoklu birim abutmentları, estetik abutmentlar, altın alaşımlı abutmentlar ve tek diş standart abutmentlardır.



Hareketli restorasyon abutmentleri ise; locator, GPS abutmentler, ERA, mini ERA ve top başlı abutmentlerdir (28).

#### 2.6.2.1. Bilgisayar Üretimi Abutmentler

Computer Added Design/ Computer Added Manufacturing (CAD/ CAM) teknolojisi implant, 1980' lerde diş hekimliğine dahil olmuştur. Bu teknoloji, final ölçüsünün dijital yöntemlerle alınıp, tarama işlemi yapıldıktan sonra metal alaşımları işleyerek geleneksel yöntemlerden daha güvenilir restorasyon elde edilmesine olanak sağlar. Şu anda piyasada birçok CAD/CAM sistemi mevcut olsa da hepsi aynı protokolü izlemektedir (28):

- a. Taranabilir Abutmentler
- b. Taranmış Prepare Edilebilir Abutmentler
- c. Sanal Asiste Tasarımı
- d. Robotik Analog Tasarımı

#### 2.6.2.2. Dökülebilir Kişiyeye Özel Abutmentler

Dental implantları restore ederken teknisyenler ve hekimler optimal restorasyon için doğal dişin konturunu ve çıkış profilini simüle etmeye çalışırlar. Bunun sonucu olarak da diş hekimliğine bireysel implant abutment kavramı girmiştir. Bireysel abutmentler genelde olağan dışı açılanma problemleri ve bu vakaları doğru kron tasarımına uygun alt yapılarla restore etmek amacıyla kullanılırlar. Bu abutmentler, pasif oturmayı ve düzgün konturları elde etmek için modelaja ihtiyaç duyarlar. Hassas ve masraflı laboratuvar aşamalarına gerek duyarlar (28).

Bireysel abutmentler, zirkonya veya titanyumdan elde edilebilir. Zirkonyaya karşı titanyumun avantajları konusunda önemli ve devam eden tartışmalar olmasına rağmen; zirkonya abutmentler ince doku biyotiplidirler ve anterior olgularda estetik avantajlar sunmaktadırlar. Zirkonya abutmentleri, gri renkli metalin gingival kenarlarda veya yumuşak doku kenarlarında görünmediği restorasyonlara izin verir bu da; estetik bölgede bulunan olgular için önemli bir husustur. Ayrıca diş renginde bir temel kullanıldığında, kronlar ve köprüler daha saydamlıkla üretilir (28).

İyileşme aşaması sırasında kullanılan bir bireysel abutment; hastaya özgü konturları takip ederek peri-implant dokusunu şekillendirir ve bu da final restorasyona pürüzsüz ve atravmatik bir geçiş oluşturur(28).

Bireysel abutmentlar tarafından sunulan hassasiyet, öngörülebilirlik, yumuşak doku yönetimi ve restoratif güdümlü yaklaşım; optimal fonksiyonel ve estetik sonuçlar üretirken, bireye özgü abutmentların sağladığı klinik verim onları konvansiyonel döküm abutmentları ile rekabet haline sokmuştur. Döküm abutmentların düşük fiyatı bunların en uygun maliyette seçenek olduklarını düşündürse de bunların sağladığı tasarrufların çoğu final restorasyonda kabul edilebilir bir uyum sağlamak için gerekli değişiklikler düşünüldüğünde kaybolmaktadır. Dahası döküm abutmentlar ile yumuşak doku genel silindirik bir şeklin etrafında iyileşmeye bırakılır ve bu da ideal çıkış profilinin yakalanabilmesini zorlaştırır. Bireysel abutmentlar, ideal konturları oluşturmak için gingivayı şekillendiren ve vakaları final restorasyona hazırlayan hastaya özel bir tasarım sunar. CAD/ CAM teknolojisi ile tasarlanan ve üretilen bileşenler, döküm abutmentların bir yumuşak doku modelinde modifiye edilmesi durumunda mümkün olmayan derecedeki bir hassasiyetle hastaların doğal diş eti konturlarını barındırır (28).

Abutmentlar, bireysel abutmentlarda olduğu gibi herhangi bir ayarlama yapılmadan yerleştirilmeye hazır şekilde kliniğe ulaştıklarında restorasyon yapılma sürecini daha pratik ve verimli hale getirir.

Her ne kadar konvansiyonel döküm abutmentlar yıllar içerisinde implant diş hekimliğinin yükselmesinde önemli bir rol oynasa da bireysel abutmentlar kaçınılmaz olarak klinik faydaları daha yaygın olarak bilinirken tercih edilen restoratif bileşenler haline geleceklerdir.

Tipik bireysel abutment üretimi 3 farklı şekilde yapılabilir; blok abutment, döküm abutment, bilgisayarda dijitalize edilerek yapılan abutment (CAD/CAM) sistemleri (28).

### 2.6.2.3. Bireysel Abutment Üretiminde CAD/CAM Yöntemi

Üretim aşamasında harcanılan emek ve zaman fazlalığı CAD/CAM dışındaki üretim şekillerinde çok fazladır. Ayrıca bu sistemlerde kullanılan geleneksel wax-up ve dökümler sonucu doğal olarak ortaya çıkan yanlışlıklar da göz önünde bulundurulduğunda CAD/CAM sistemi restorasyonlardaki hassasiyeti ve üretim hızını oldukça artırmıştır (29, 30, 31).

Geçtiğimiz 20 yıl içerisinde dijital yöntemlerle bireysel abutment üretimi hakkında bir çok metod tanımlanmıştır. Bu metodlardan en eskisi CAD/CAM' den Atlantis bireysel abutment teknolojisi kullanılarak üretilen bireysel abutmentlardır. Bu

abutmentlar 2000 yılında Kerstein tarafından tanımlanmıştır (32). Bu yöntemde ağız içi bir tarayıcı ile görüntü bilgisayara aktarılır. Bu dizayna uyan hastaya özel bireysel abutment şablonu 3 boyutlu sanal olarak oluşturulur ve bu sanal abutment dosyaları milling makinesine gönderilir (33).

Daha sonra bireysel abutmentlar, Procera sistemiyle üretilmeye başlandı. Planlanan anatomik konturları veren bir muhlama işlemi ile döküm abutment Procera tarayıcısı ile tarandı. Elde edilen bu ağ dizaynı uygun materyallerle milling edileceği cihaza yollandı (34, 35).

Intra oral tarayıcılar yüksek güvenilirlikleri, yeterlilikleri ve hastanın anatomisine benzer sonuçları çıkarabildiği için hem hekimler hem de hastalar tarafından tercih edilmektedirler (36). Bunlara ek olarak ortaya çıkardıkları dijital yansımaların kesinlikleri ve doğrulukları; implantın açısından, derinliğinden ya da hekimin tecrübesizliğinden etkilenmemektedir (37, 38). Burada tanımlanan bu yöntem, implant yapımının kompleks aşamalarını elimine edebilmiştir. CAD sisteminin milling makinesi veya 3 boyutlu yazıcılarla kullanılması sayesinde klinisyenler bireysel abutment üretimini tamamen dijital ortamda gerçekleştirebilirler (39).



Şekil.2: Kişiyeye Özel Abutmentlar ( ATLANTIS, DENTSPLY)

Kişiyeye Özel Abutment Kullanımını Gerektiren Durumlar:

- Yetersiz interokluzal mesafe
- 25 derecenin üstündeki açılanma problemleri
- İmplant üreticisinin en fazla boyun yüksekliğine sahip abutmentından en az 1 mm daha yüksek boyun yüksekliğine sahip abutment gerektiren vakalar

- İdeal bir profil yakalamak için, dişlerin ve yumuşak dokunun orijinal kesitsel profillerinin taklit edilmesini gerektiren durumlar
- 3 ya da daha fazla implantın splint edilmesini gerektiren vakalar
- İnterproksimal alanın oral hijyen kontrolü için yeterli olmadığı durumlar (6).

### Malpoze Vakalarda Bireysel Abutment Kullanımı

Osseointegre implantların çıkmasıyla restoratif ve protetik diş hekimliğinde yeni ufuklar açılmıştır (6). Bu vakalarda komplikasyon çıkma olasılığı oldukça yüksektir ve bu durum çoğu zaman kötü planlamadan kaynaklanır. Bunun dışında zayıf vaka seçimi, laboratuvar personeli ve hekim arasındaki zayıf iletişim, hatalı operasyon tekniği de sebep gösterilebilir (6).

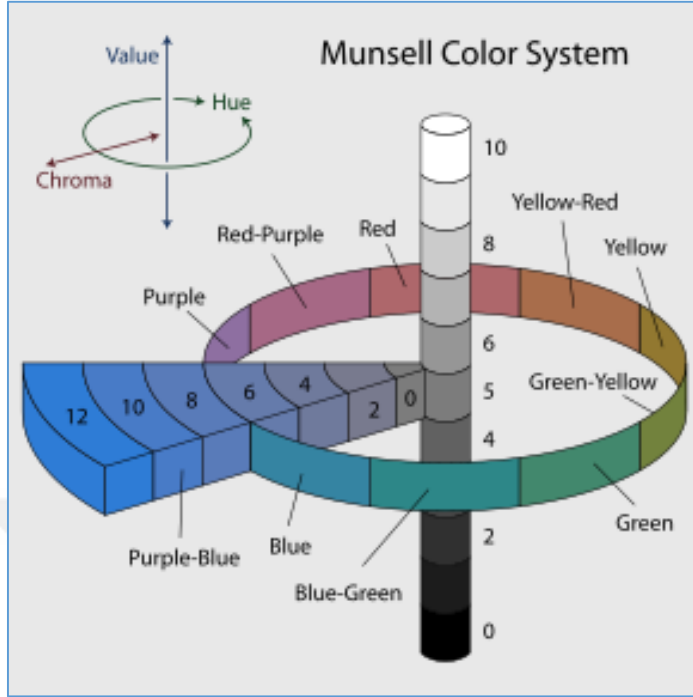
İmplant malpozisyonu wax-up ile düzgün yapılan diagnostik muayene, cerrahi stent kullanımı, iyi planlama ve teknik kullanımı, cerrah- restoratif hekim- laboratuvar personeli arasındaki iyi iletişim ile önlenebilir bir problemdir (6). Malpozisyon hafif veya orta dereceli olduğunda açılı bireysel abutmentler kullanılarak restore edilebilir. Bu durum en çok üst çene anterior dişsizlik vakalarında görülür. Böyle vakalarda UCLA tipi abutment da tedavi seçeneklerinden birisidir.

### 2.7. İmplant Destekli Protezlerde Renk ve Estetik

Hastaya en uygun estetik rengi seçmek için rengin bilimsel gerçekleri ve sanatsal yönleri göz önüne alınmalıdır. Gözlemci, cisim ve ışık kaynağı rengin ilgili olduğu etmenlerdir ve bu faktörlerden herhangi birinin bile değişmesi rengin farklı algılanmasına neden olur (40).

Renkleri daha düzgün dağıtan renk düzeltmeli bazı özel ışık kaynakları vardır, ilk renk seçimi bu ışık kaynakları ile yapılmalıdır. Metamerizm, cismin farklı renk kaynakları altında farklı algılanmasıdır bu sorunu ortadan kaldırmak için de renk seçimi farklı ışık kaynakları altında karşılaştırılmalıdır (40).

## Rengin Bileşenleri



Şekil.3: Munsell Renk Sistemi (wikipedia)

Ton (Hue): Ana bir renkten veya onun bileşenlerinden meydana gelir.

Doygunluk (Chroma): Tonun yoğunluğu veya gücünü belirtir. Örnek olarak kırmızı ve pembenin tonu aynıdır fakat kırmızının chroması pembeden daha yüksektir.

Parlaklık (Value): Bir ton içindeki açıklık ve koyuluk miktarıdır. Parlaklık, renk seçiminde en önemli kriterdir (41).

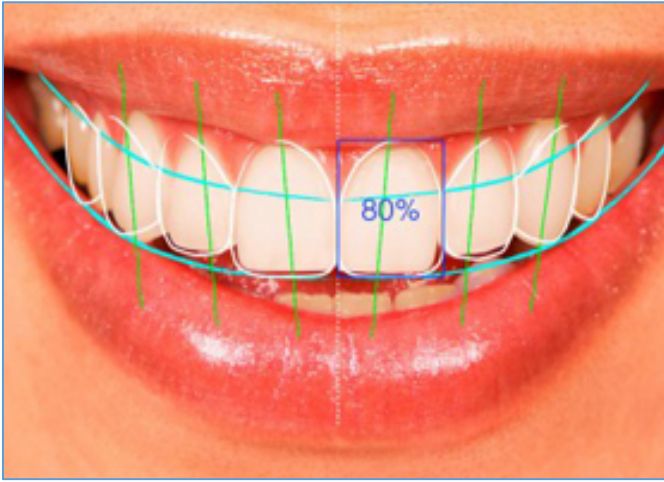
Estetik olarak uygun bir restorasyon elde etmek sadece renk tonu seçimine bağlı değildir bu sadece ilk adımdır; yarı şeffaflık, konturlar, yüzey yapısı ve cila da önemli faktörlerdendir (42). Piyasadaki renk skalaları tüm renkleri yeterince yansıtamamaktadır çünkü bu skalalar metal içermeyen porselenden üretilmişlerdir ve bu porselen restorasyonların yapıldığı porselenden farklıdır (43). Bu nedenle bazı görüşlere göre renk seçilirken hastanın çekilmiş dişinin veya bireysel renk skalalarının kullanılması gerektiğini savunurlar (43).

Restorasyonların düzenlenmesinde doğal dişlenmenin analizi ve dental estetik kavramından faydalanılır. Günümüz diş hekimliğinde, hastaların diş eksikliklerinin implant destekli protezler ile tedavisi giderek artmaktadır. Aynı zamanda dişhekimliğinde çok önemli bir yer kazanan estetik kavramıyla birlikte hastalar; diş

eksiklerini doğal görünümlü ve yüz yapılarına uyumlu implant destekli estetik sabit restorasyonlar ile restore edilmesini istemektedirler (44).

Protez estetiğinin oluşturulmasında, anatomik yapıların ve protez mekaniğinin elverdiği ölçüde, hastanın istekleri dikkate alınmalıdır. Üst protez, özellikle de üst ön dişlerin konumu, dudaklar ve yüz kaslarını desteklemesi nedeniyle, yüz görünümünü ve estetiğini önemli ölçüde etkiler. Buna göre ön dişler doğru konumlarında dizilmeli ve okluzal dikey boyut uygun olarak ayarlanmalıdır. Doğru olarak saptanmış bir sentrik ilişki ve kesici rehberliği de protez estetiğinde oldukça önemlidir. Çekici bir yüz görünümü ve hoş bir gülümseme, optimal diş-dudak desteği ilişkisine, tüm yüz görünümü ile uyum içerisinde restore edilmesine bağlıdır. Bu anlamda, dişlerin şekilleri, renk ve boyutları kadar birbirlerine göre konumları ve dizilimleri de önemlidir. Günümüzde, belli kurallara saplanıp kalmak yerine hastanın istekleri doğrultusunda diş formlarının ve renklerinin seçilmesi ve diş diziminin gerçekleştirilmesi fikri ağırlık kazanmıştır (44).

#### 2.7.1. Görünür Bölgede Estetik



Şekil.4: Gülüş Tasarımı (<https://www.apekdis.com.tr/gulus-tasarimi> Erişim Tarihi: Ekim 2018).

1984 yılında 20 ile 30 yaş aralığındaki 454 erkek ve bayan hastalarda yapılan bir çalışmaya (45) göre birey gülümsediğinde üst çene ön bölge ve premolarlar

bölgesinin görüldüğü saptanmıştır. Bu durum ağız genişliği, dişlerin ve dudakların uzunluğuna ve en önemli olarak da hastanın kendine güvenine dayanır.

Gülme hattı, diğer adıyla kesici kenar kavsi ön bölge dişlerinin insizalinden geçer ve alt dudağın eğimine paralel seyreder ve bu hat papiller üzerinden geçen hatta paralel, orta hatta da diktir (45, 46, 47).

Tijan ve ark. larının yaptığı bir çalışmaya göre genç bireyler güldükleri anda üst anterior dişlerinin yüzde 80' inin görüldüğünü belirtilmiştir (45). Bayanlarda gülümsendiğinde erkek bireylere göre üst anterior dişlerin görünürlüğü 2 kata yakın veya daha fazladır (48).

30 yaş altı bireylerde ise alt çene santral kesici dişlerin çok az kısmı görünür, görünme miktarı erkeklerde kadınlardan 2 kat daha fazladır hatta 60 yaşında üst çene santralin görünme miktarı 0 mm iken alt çene santrallerin 3 mm' lik kısmı görünmeye başlar (48).

Üst ön dişlerin uzun akslarına baktığımızda kesici kenara yakın kısımları, diş etine yakın kısımlarına göre daha mezialde olacak şekilde açılanmıştır (49).

Frontal açıdan bakıldığında, dişlerin görünür kısımlarının genişlikleri orta hattan distale gidildiğinde azalır. Buna göre her bir ön grup dişin görünür genişliği, mezialindeki dişin %40' ı kadardır (50). Bu oran dental düzenlemelerde bir standart olarak kullanılan değeri 0.618 olan altın oran kuralına uyar.

Diş boşluklarının, hekim tarafından implant destekli sabit protezlerle giderilmesinin fonksiyonel ve estetik bazı zorlukları vardır. Protezin başarısı sadece osteointegrasyona ve implantın yüklenmesine bağlı değildir, aynı zamanda implant destekli protezin dental ark içinde uyumlu konumlanmasına ve özellikle yüksek gülme çizgisine sahip hastalarda estetik gereksinimin karşılanması gerekmektedir (50). İmplantın dizaynı haricinde, uygun renk ve kontur optimum estetik için gereklidir. İmplantasyonun uzun dönem başarısında, bağlantı dokularının ve epitelyal ataşmanlarının bakımı çok önemlidir çünkü implantın doğru subgingival yerleşimi biyolojik ve estetik uyum için gereklidir.

Abutmentların yapıldığı malzeme biyouyumlu olmalıdır ve plak retansiyonuna neden olmamalıdır. Sabit restorasyonlarda üstün bir estetik görümünün elde edilebilmesi için dişlerin restorasyonunda tam seramiklerin kullanılması gerekmektedir. Tam seramik üst yapı dental implant sistemleri, metal üst yapı dental implant sistemlerinden daha üstün estetik özelliklere sahiptir. Optik özellikleri

açısından da incelendiğinde titanyum abutmentlar ve seramik abutmentlar karşılaştırıldığında seramik abutmentlar belirgin avantajlara sahiptir (50).

Gülme hattı ve dudak uzunluğu implant üstü protezlerin planlamasında önemli parametrelerdir. Gülme hattının yüksek olması implant üstü protezlerde estetiği sağlama açısından zorluk yaratabilir. Üst dudağı kısa olan hastalarda gülümseme ve konuşma sırasında kesici dişlerin büyük bir kısmı görünürken, üst dudağı uzun olan hastalarda kesici dişlerin büyük bir kısmı dudak tarafından örtülür. Alt dudağı kısa olan kişilere yapılacak olan protezlerde de alt ön dişlerin fazla görünmemesine dikkat etmek gerekir. Aksi takdirde hasta bu durumdan şikayetçi olabilir. Gülme hattının ve dudak uzunluğunun doğru belirlenmesi için tedaviden önce hastanın yüzünün fotoğraflarının çekilmesi ve değerlendirilmesi gerekir (50).

### 2.7.2. Dişeti Biyotipi ve Estetik



Şekil.5: İnce Dişeti Prototipinde Görülen Abutment Yansıması

( <http://centralparkperio.com/naturalpinkdentalimplants.php> Erişim Tarihi Ekim 2018).

Periodontal biyotip terimi, periodonsiyumun morfolojik özelliklerini tanımlamak için ilk defa Seibert ve Lindhe tarafından tanımlanmıştır (51).

Estetik restorasyonların uzun vadeli başarısında diş eti biyotipi, morfolojisi ve ön dişlerin şekilleri oldukça önemli ve etkili faktörlerdendir. Diş eti morfolojisi son estetik görünümde çok önemlidir, bu yüzden implant planlaması sırasında yumuşak



doku kalınlıklarının iyice tanımlanması gerekir. Değişik diş eti biyotiplerinin inflamasyona, travmaya ve parafonksiyonel alışkanlıklara karşı cevapları da farklıdır (52, 53).

Dişi çevreleyen dişetin pozisyonu; bulunduğu yerdeki kemik seviyesi ve üzerindeki bağ dokusu ataçmanı tarafından belirlenmektedir (54, 55). İnterdental papilin morfolojisi ve kemik yapısı açısından incelendiğinde 2 tip dişeti biyotipi belirlenmiştir: ince dantela (scalloped) şeklinde diş eti biyotipi ve kalın düz diş eti biyotipi (54). Ölçümlere göre 2 mm' lik diş eti kalınlığı 'kalın diş eti' olarak; 1.5 mm' den az kalınlıktaki diş eti ise 'ince diş eti biyotipi' olarak tanımlanır (51). Doku kalınlığını ölçmek için invaziv veya non-invaziv yöntemler vardır. Bunlar; direkt ölçüm (56), prob şeffaflık yöntemi (57), ultrasonik cihaz (58) ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi taramasıdır (59).

Gingival sulkusa sond yerleştirilerek yapılan ölçüm de diş eti kalınlığını ölçmeye yarayan basit bir yöntemdir. Bir çalışmada elde edilen veriler, popülasyonun % 85' inde, kalın periodontal biyotipin, ince taraklı formdan (% 15) daha yaygın olduğunu ortaya koymaktadır (60).

İnce dantela şeklinde diş eti biyotipine sahip hastalarda kemik ve diş eti incedir ve dehisens, fenestrasyon gibi durumlar bu diş eti biyotipine sahip hastalarda sıklıkla görülmektedir. Vakaların % 15' inden azında görülen ince diş eti biyotipinde, diş etleri oldukça hassas ve translusens görüntülüdür (61), keratinize diş eti kalitesi oldukça azalmış ve interdental papilla dişler arasındaki boşluğu tam olarak dolduramamaktadır. Kemik rezorpsiyonuna ve diş eti çekilmesine yatkınlık kalın diş eti biyotipine göre daha fazladır bu nedenle de estetiğin sağlanması ince fenotipe sahip bireylerde çok daha güç bir hale gelmektedir. İnce scalloped biyotiplere sahip hastalar, cerrahi ve / veya restoratif tedaviyi takiben tehlikeye giren yumuşak doku yanıtı ile ilişkili olduğundan risk altındadırlar (60). İnce biyotipli hastalarda diş eti veya periodontal hastalıkların ortaya çıkması daha olasıdır. Remodeling işlemi, diş çekildikten sonra apikal ve lingual doğrultuda daha dramatik alveolar rezorpsiyona neden olur. İmplant tedavisi düşünülüyorsa, dişin atravmatik ekstraksiyonu ve alveolar kemiğin korunması önemlidir.

Kalın ve düz diş eti biyotipi daha sert bir doku ve daha düz bir alveolar kemik ile karakterizedir ve keratinize diş eti daha fazladır; akut travmaya karşı daha dirençlidir (62). İnce diş eti biyotipinde diş eti çekilmesine yatkınlık söz konusuysen, kalın diş

eti biyotipinde de cep oluşma riski daha yüksektir (62, 63). Kalın diş eti biyotipinin, ince diş eti biyotipine göre cerrahi manipulasyonu daha kolay, kanlaması daha iyi ve implantın bölgedeki stabilitesi daha uzun ömürlüdür. Estetik açıdan bakıldığında kalın bir diş eti söz konusu olduğunda, implantın ve restorasyonun subgingival metalik komponentin rengini maskelemek daha kolaydır (63). Gingival kalınlık, altta yatan kemiğe giden kan miktarı ve rezorpsiyona olan yatkınlık arasındaki farktan dolayı tedavi sonucunu olumlu etkiler (63).

Diş şekli ile yumuşak doku kalitesi yakından ilişkilidir (62). Buna göre üçgen şeklindeki dişlerde ince diş eti daha sık görülür ve kontak noktası dişin koronal 1/3' nde yer alır. Bu durum ince ve uzun bir papil ile sonuçlanır (63).

Kare şeklindeki dişlerde ise kalın ve düz diş eti biyotipi ile ilişkilidir; kontak alanı orta üçlüde olup dişleri kısa ve geniş bir papil destekler. Sonuç olarak kare forma sahip komşu dişler söz konusu olduğunda estetiği sağlamak, üçgen forma sahip dişlere göre daha kolay olmaktadır (62).

#### Estetik İmplant Abutmentlar



şekil.6. Estetik Zirkon Abutment (<http://www.abdullahgun.com/protez.aspx> Erişim Tarihi: Ekim 2018).

Günümüzde tam seramikler özellikle n bölge restorasyonlarında estetiğin sağlanmasında tercih edilmektedir. Ancak metal dayanaklar üzerinde işlenen porselenlerle, özellikle de translusent bir porselen hazırlanıyorsa estetik açıdan istenilen sonuç alınamayabilir (63,64). İmplant dayanaklarının estetik uyumu için pek çok alaşım dayanak seçenekleri üreticiler tarafından sunulmuş olsa da alaşımın

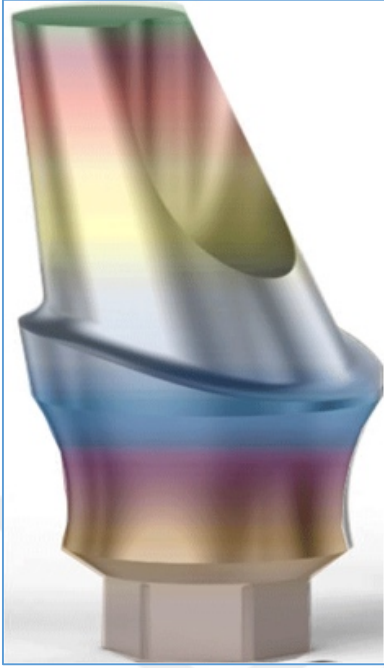
diş eti altından yansması her zaman engellenemez. Gri renkli alayım yansmaları implant dayanağının çevresindeki diş etinin inceliğinden kaynaklanabilir ve böyle olgularda en iyi mukogingival görünümün sağlanması günümüzde ancak seramik dayanaklarla elde edilmektedir ki seramik implant dayanakları öncelikle bu problemlerin ortadan kaldırılması için üretilmiştir (65).

İn vitro ve in vivo çalışmalar seramik abutment kullanımını sadece tek diş implant üstü tam seramik restorasyonlarla sınırlamaktadır. Abutmentlerin, dayanıklılıklarının artırılması posterior bölgede kullanılabilmelerini sağlayacaktır. Zirkonya ve seramik abutmentler ile ilgili yoğun çalışmalar yapılmaktadır ve bu abutmentlerin popülerlikleri de artmaktadır. Sinterleme işleminde, zirkonyaya renklendirici oksitler ilave edilerek beyaz rengini değiştirip estetik kalitesi arttırılmaya çalışılmaktadır (65).

#### 2.7.2.3. Metal Abutment ve Estetik

Çoğu olguda metal abutmentlerin kullanımında estetik gereksimler karşılanamamaktadır. Metal abutment kole dizaynlarına bakıldığında genel olarak düz şekilde üretildikleri için kron kenarı, diş etinin skallop tarzındaki yapısına uyum sağlayamaz. Uygun bir estetiğin sağlanabilmesi için, restorasyon kenarının subgingival olarak hazırlanması gerekmektedir yani implant daha derine yerleştirilmelidir. Fakat bu durumda da derin diş eti cepleri oluşturulacaktır bu da kron kenarının adaptasyonunun kontrolü, kronun simantasyonu ve siman artıklarının temizlenmesini zorlaştıracaktır. İmplant estetiğindeki en önemli etkenlerden biri implantın intrasulkuler dizaynidir (66). Titanyum abutmentlerin kullanılmasında karşılaşılabilecek bir diğer sorun ise; diş eti altından görünen metalik mavi renkteki yansma olacaktır ve bu durum özellikle dişeti yapısı ince olan veya yüksek gülme çizgisine sahip hastalarda metalik renk yansmasına sebep olup estetiği olumsuz yönde etkileyecektir (67, 68). İmplantın daha yüzeye doğru yerleştirildiği durumlarda, abutmentin marjinal sonlanması supragingival olur bu durum da özellikle ön bölgede estetik olmayan sonuçlara yol açar. Hasta gülümsediğinde koleden metal yansmasından çok abutmentin koleli metal bant şeklinde görülecektir.

## 2.8. Elektro kimyasal Anodizasyon



Şekil.7: Titanyum Anodizasyonu

(<http://www.artiglio-italia.it/website/product.aspx?id=787> Erişim Tarihi: Ekim 2018).

Günümüzde artan ihtiyaçlar doğrultusunda ve gelişen teknolojiyle birlikte özellikle biyomedikal alanda biyomalzeme ve implantların yüzey özelliklerinin iyileştirilmesi oldukça önem kazanmıştır ve bu tekniklerden biri olan anodizasyon, medikal sanayinde kullanılan önemli bir yöntemdir (69).

İmplantların biyoyumlu ve stabil olması, yani kemik çevresi ile kaynaşabilmesi istenmektedir. Vücuda yerleştirilen bir malzeme, vücut sıvıları ile çeşitli etkileşimlere maruz kalmaktadır dolayısıyla implantın vücuda yerleştirilmesi sonrasında implant ile vücut dokuları arasında etkileşim olmaktadır. Titanyum gibi biyomedikal sistemlerin üretiminde kullanılan malzemelerin yüzey özelliklerinin değiştirilmesi ve geliştirilmesi gereksinimi de bu nedenle ortaya çıkmıştır. Bu gereksinim implant malzemesi olarak en çok kullanılan materyal olan Titanyum ve alaşımları için de söz konusudur. Biyomalzemeler, insan vücudundaki canlı dokuların işlevlerini yerine getirmek amacıyla kullanılan doğal ya da sentetik malzemeler olup sürekli vücut akışkanlarıyla temas ederler. İmplant yüzeylerinin kimyasal ve fiziksel özellikleri, implantın kararlılığının ve kemiğe tutunabilmesinin

önemli belirleyicilerindendir dolayısıyla implant yüzeylerinin biyoaktif moleküllerle kaplanması, nanoteknolojik çalışmaların öncelikli araştırma konularından biri olmuştur (70).

Güçlü, parlak, korozyona karşı dirençli, grimsi bir renge sahip olan alüminyum, vanadyum, molibden gibi elementlerle alaşımı yapılabilen titanyum anodize edilerek tıpta ortopedik implantların, dental endodontik malzemelerin, dental ortodontik implantların veya dental cerrahi implantların imalatında kullanılmaktadır (71). Anodizasyon, maddenin yüzey mikroyapısı ve yüzey kimyasında değişikliklere sebep olan bir yüzey modifikasyonudur. Belirli ve kontrol edilen bir akım yoğunluğu (genellikle doğru akım (DA)), kaplanacak metal ile uygun bir katot arasında, belirli bir süre için geçirilir. Oluşacak film tabakasının özelliği ve kalınlığı bu süreye göre değişkenlik gösterir (72). Anodizasyon yöntemiyle titanyum üzerinde oluşturulan oksit tabakasının yüzeye yüksek adezyonla bağlanarak titanyumun korozyon direncini iyileştirme sürecinde anot potansiyeli, elektrolitin yapısı ve akım şiddeti gibi parametrelerle kaplama kalınlığının artırılması, yüzeyin kimyasal özelliklerinin değiştirilmesi, yüzeyin renklendirilmesi ve pürüzlü bir yüzey elde edilmesi mümkündür (73).

Titanyum esaslı malzemeler bir elektro kimyasal işlem esnasında elektrolitler içerisinde bağlandıklarında, metal ve oksijen iyonlarının difüzyonu ile yüzeylerinde kararlı oksit film tabakası oluşabilmektedir. Anodizasyon olarak bilinen bu oksidasyon işlemi, malzemenin anot olarak bağlandığı bir hazne, anodik potansiyel sağlayan DC güç kaynağı, katot karşıt çift ve oluşacak oksidin çözünmeyeceği asidik veya alkali bir solüsyondan oluşmaktadır. Bu yöntem ile katot- anot arası mesafe; uygulanan potansiyel, sistemden geçen akım yoğunluğu, kullanılan elektrolit ve sıcaklık ile kaplama kalınlığı, yoğunluğu, rengi ve malzeme ile adezyonu kontrol edilebilmektedir (Sanchez et al. 2011).

### 2.8.1. Anodik Oksit Filminin Mekanik Özellikleri (74)

#### 2.8.1.1. Porözite

Gözenek sayısı voltaja bağlıdır; yüksek voltajda gözenek sayısı azalır. Gözenek çapları ise sıcaklık ve elektrolite bağlıdır; asit içeriği ve sıcaklık yükseldikçe gözenek çapları büyür (75).

### 2.8.1.2. Sertlik ve Eğilebilirlik

Aşındırıcı diskler kullanarak sertlik belirlenir. 50-75 µm kalınlıktaki tabakaların aşınma direnci oldukça iyi ve sertliği 200-500 Vickers sertliğindedir. Kuru anodik filmin direnci 20 °C’de 4x10<sup>15</sup> Ω cm’dir, 80 °C’ de çatlak ve çizikler gözlenir.

### 2.8.1.3. Korozyon Dayanımı

Atmosferik şartlarda oluşan ince oksit filmin korozyon dayanımı yoktur, kalın film tabakalarının korozyon dayanımı yüksektir. Mimari amaçlar için 25 µm oksit filmi kalınlığı yeterli olmaktadır (76).

### 2.8.2. Anodizasyon Uygulamaları

Anodizasyonun ilk uygulaması elektrolitik kapasitörlerde borik asit yöntemiyle üretilen yalıtkan filmlerle olmuştur. Günümüzdeki anodizasyon uygulamalarının genel olarak sınıflandırması şöyledir:

#### 1. Koruyucu :

- a. Korozyona karşı
- b. Aşınmaya karşı

#### 2. Dekoratif : İşlenmiş ve parlatılmış yüzeylerin korunması veya renk verilmesi

#### 3. Boyalar için astar olarak

#### 4. Elektrokaplama için temel olarak

#### 5. Elektriksel ve termal yalıtkanlar gibi fazla poröz karakterde özel kaplamalarda kullanılırlar.

### Koruyucu Oksit Tabakası

Anodik oksit filmin 2 katmandan oluştuğu 1932’ de Setoh ve Miyata tarafından belirtilmiştir. Poröz ve kalın dış katman; ince, yoğun olan ve koruyucu oksit tabakası olarak adlandırılan daha iç bir katmanın üzerinde oluşur ve büyür. Bu katman oldukça ince olup, anodizasyon koşullarına bağlı olarak, genellikle bütün film kalınlığının %0.1’ i ile %2’ si arasında kalınlığını oluşturur. Anodizasyon sırasında şekillenen koruyucu oksit tabakası, atmosferde kendiliğinden oluşan doğal oksit tabakasıyla aynı davranışa sahiptir ancak bu iki katman, kimyasal oksit kaplamalarda ve parlatılmış yüzeylerde ayırt edilebilir (76).

Anodizasyon sırasında ilk şekillenen katman koruyucu oksit tabakasıdır. Koruyucu oksit tabakası poröz değildir; çok ince olması ve de yapısındaki kusurlar nedeniyle elektriği iletir. Dış katman ise daha mikroporöz yapıda ve yüzeye 90 derecelik dik sütunlar şeklindedir. Malzeme elektrolit içindeyken çözünme olmadıkça, koruyucu oksit tabakası volt başına 14 Å kalınlıkta şekillenir ki bu değer de çözünmenin olmadığı çözeltilerde teorik olarak ulaşılabilecek azami değerdir.

Koruyucu oksit tabakası farklı işlem koşullarından değişik şekillerde etkilenir. Örneğin oda sıcaklığında % 4' lük fosforik asit çözeltisinde elde edilen birim koruyucu tabaka kalınlığı % 15' lik sülfirik asit çözeltisinde elde edilen kalınlıktan daha fazladır. Elektrolitin sıcaklığı ile filmin kalınlığı arasında bir ters orantı vardır. Akım yoğunluğunun ise film kalınlığı üzerindeki etkisi yok denecek kadar azdır. Yine daha önce de belirtildiği gibi film kalınlığı anodizasyon süresinden bağımsızdır. Koruyucu oksit tabakasının kalınlığını etkileyen en önemli faktör elektrolitin konsantrasyonudur. Düşük konsantrasyonlarda kalınlık en yüksek seviyededir (76).

#### Porözite ve Por Oluşumu

Kalınlıkta olduğu gibi kaplamanın porözitesi de çözünme ve film oluşum hızına yani temel olarak kaplama koşullarına ve elektrolit tipine bağlı olarak değişim gösterir. Üretilen en geniş por çapı, fosforik asit çözeltisiyle yapılan kaplamalarda elde edilir; fosforik asitten sonra ise alternatif akım uygulanan okzalik asit yöntemi gelmektedir. Son dönemlerde kabul edilmiş olan görüş ise por sayısının ve hacminin büyük oranda uygulanan voltaja bağlı olduğudur; bu da Bernard ve Cooke tarafından formüle edilmiştir (76).

#### Anodik Filmin SEM görüntüsü

Aluminium Company of America tarafından yapılan araştırmada, anodizasyon sırasında oluşan oksit filmin boyutları elektron mikroskopuyla incelenmiştir. Sonuçlara göre poröz kaplama hegzagonal hücreler şeklindedir. Bu teoriye göre koruyucu tabakadaki oksidin çözünmesini akımın geçmesi takip eder, bu durum ise o noktadaki çözeltinin sıcaklığını arttırarak çözünme hızının daha da artmasını sağlar, böylece por oluşumu sürekli hale gelir. Bu arada akım tek bir porun içinden geçerken, elektriksel alana bağlı olarak yarı küresel bir tabana sahip silindirik hücre ve merkezi silindirik bir por gelişir. Kaplamada oluşan hücrelerin dizilimi ilerledikçe hücrelerin şekilleri, çevrelerindeki diğer 6 silindirik hücreye degecek biçimde şekil

değiştirerek hekzagonal prizma halini alır. Bu durum kromik, fosforik, okzalik ve sülfürik asit yöntemleriyle yapılan anodizasyon işlemlerinin hepsinde aynıdır. Koruyucu tabakanın kalınlığı sabittir, voltaja göre değişir. Büyüme, por tabanındaki çözünmeyle değil; poröz tip kaplama dönüşümüyle dengelenir, bu durum da kaplamanın özelliğini belirlemede sıcaklığın ve por tabanı ile elektrolit arasındaki konsantrasyon farkının önemini gösterir. Voltajın artmasıyla hücre boyutları artar, por sayısı da azalır (76).

### 2.8.3. Elektrolitik Renklendirmenin Mekanizması ve Renk Oluşumu

Elektrolitik renklendirme uygulamalarının ilk zamanlarında mekanizma hakkındaki bilgiler oldukça kısıtlıydı. Öncelikli amaç porlardaki birikimin metalik mi yoksa metalik bir bileşen mi olduğunu belirlemek oldu; fakat bu aşamada karşılaşılan en büyük problem yüzey kaplamasının oldukça ince bir tabakadan oluşmasıydı. Asada ilk çalışmalarında, biriken maddenin metal oksit ya da hidroksit fazında olduğunu belirtse de sonradan birikimin metalik parçacıklardan oluştuğu gözlenmiştir. Sandera, araştırmayı genişleterek; nikel, kobalt, bakır, kalay, gümüş, molibden, demir ve altın banyolarında renklendirilen malzemeleri X ışını ve spektroskopik yöntemlerle incelemiştir; bunun sonucunda genel olarak oksit varlığını gösterse de diğer bütün yöntemler birikmelerin büyük oranda metalik olduğu sonucunu vermiştir (76).

### 2.8.4. Titanyum Yüzeğe Anodizasyon İşlemi

#### Titanyum ve Titanyum Alaşımları

Titanyum günümüz endüstrisinde bir çok alanda kullanılan en önemli soy metallerden biridir. İlk olarak 1790 yılında İngiltere’de William Gregor tarafından keşfedilmiş ve 1795’ de Martin Heinrich Klaproth tarafından Yunan mitolojisindeki Titanlar’ a atfen bu şekilde isimlendirilmiştir. Kimyasal olarak titanyum periyodik tablonun IV. grubu ve 4. periyodunda bulunan bir geçiş elementidir, atom numarası 22, atomik ağırlığı 47,9 gr/mol’ dür (77).

Titanyum alaşımlarının özellikleri şu şekilde sıralanabilir ;

- Yüksek yoğunluk oranı (yüksek yapısal yeterlilik)
- Düşük yoğunluk
- Mükemmel korozyon direnci (klorür, deniz suyu, oksitleyici ve asidik



ortamlarda çok yüksek direnç)

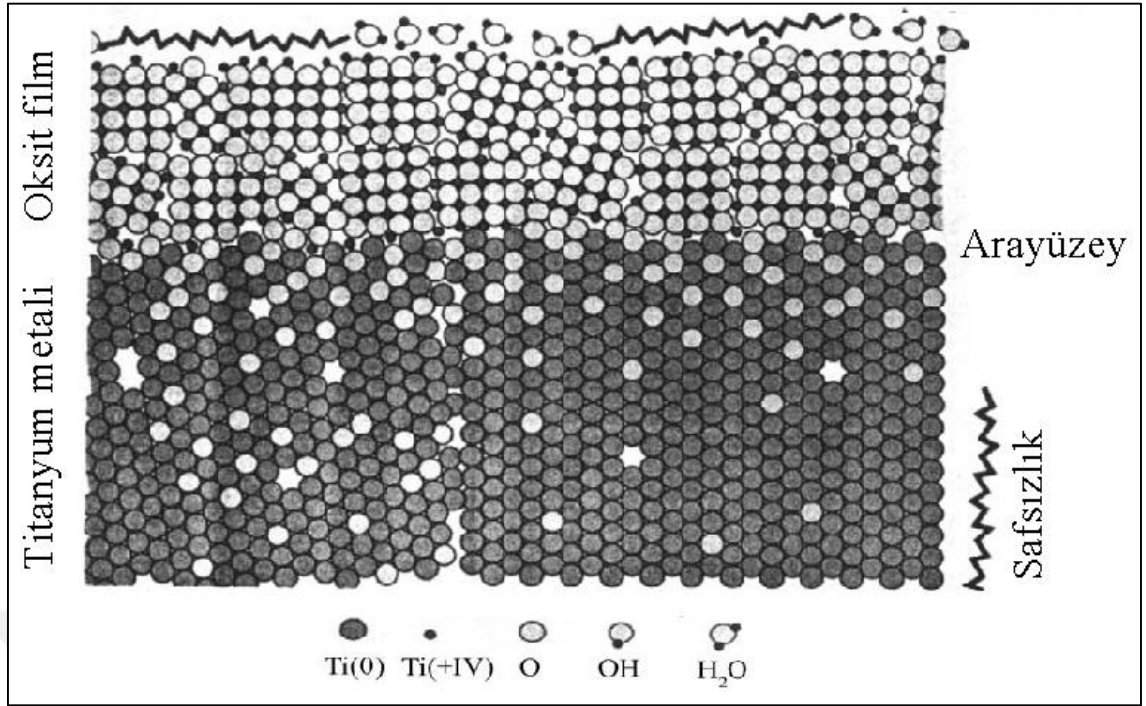
- Yüksek sıcaklık özellikleri (600°C' ye kadar)
- Mükemmel erozyon ve erozyon korozyonu dayanımı
- Hava ve klor ortamlarında yüksek yorulma dayanımı ve kırılma tokluğu
- Düşük esneklik katsayısı
- Düşük termal genleşme katsayısı
- Yüksek erime noktası
- Antimanyetik özellik, Antitoksik, antialerjik ve tamamen biouyumlu
- Yüksek yapısal darbe dayanımı (78).

#### 2.8.4.1. Titanyum Alaşımlarının Biomedikal Uygulamalarda Kullanımı

Titanyum vücut dokularıyla kısa, orta ve uzun dönemde hiçbir kötü reaksiyon vermeyen oldukça biyoyumlu nadir malzemelerden bir tanesidir, bu da tıbbi ve dental implantolojinin favori maddesi olmasında en az hafiflik özelliği kadar önemlidir (68). Titanyum alaşımlarının biyomalzeme olarak kullanımı, düşük elastiklik modülü, yüksek biouyumluluğu ve yüksek korozyon direnci gibi özellikleri nedeniyle yaygındır; ayrıca elastite modülünün kemiğe yakın olması titanyum ve alaşımlarının kullanımını oldukça avantajlı kılmaktadır (68).

#### 2.8.4.2. Titanyum Alaşımlarının Yüzey Yapısı ve Özellikleri

Ti ve alaşımlarının yapısı, bileşimi ve özellikleri üzerine önemli sayıda bilimsel ve teknik makale yayımlanmıştır; sonuç olarak bazı avantajlı özelliklerin yüzeyde bir oksit tabakasının varlığıyla açıklandığı görülmüştür. Açık havada titanyum yüzeyinde kendiliğinden doğal bir oksit tabakası oluşur ki Ti ve çoğu Ti alaşımının mükemmel kimyasal inertlik, korozyon direnci ve hatta biouyumluluk gibi özellikleri sadece birkaç nm kalınlığındaki titanyum oksit filmin kimyasal kararlılığı ve yapısının bir sonucudur. Oda sıcaklığında açık havada saf titanyum yüzeyinde oluşan filmin karakteristiği şematik olarak Şekil 8' de verildiği gibidir.



Şekil.8: Saf Ti Yüzeyinde Oluşan Oksit Filmin Şematik Gösterimi (79).

Amorf ya da nanokristalin oksit film tipik olarak 3-7 nm kalınlığındadır ve ağırlıklı olarak stabil  $TiO_2$  ten oluşmuştur.

#### Titanyumun Anodizasyon İşlemi

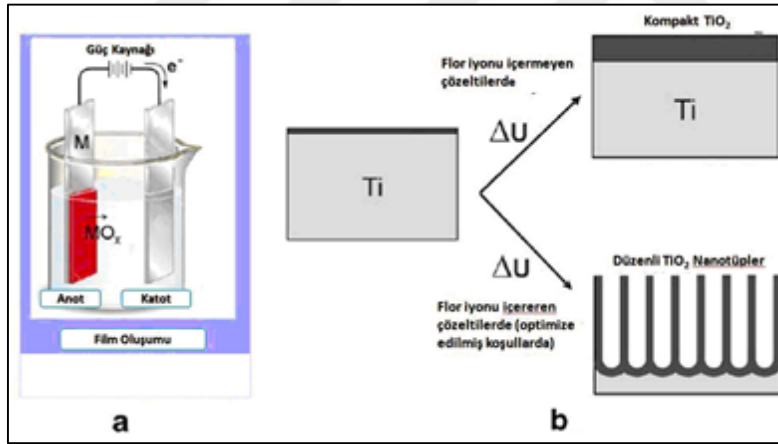
Anodizasyon, metal yüzey üzerinde koruyucu veya dekoratif amaçlı oksit film oluşturulmasını sağlayan elektrokimyasal bir yöntemdir. Bu yöntemle, atmosfere maruz kaldığında titanyum yüzeyinde kendiliğinden oluşan oksit tabakasının kalınlığı ve de yoğunluğu artırılabilir.

Firmadan firmaya değişen parça işleme teknikleri mevcuttur. Titanyum alaşımları, işleme teknikleri, kumlanmış polisaj olmuş malzemeler, renklendirilmesinde elde edilen sonuçlar önemlidir ve değişebilir. Renklendirme skalasını ve kademelerini oluştururken titanyum alaşımlarını, işleme şekillerini, parça, boyut ve şekillerini takip etmeli ve not alınmalıdır. Bu işlemlerin aynı standartta olmasına özen gösterilmelidir. Titanyum renklendirme ve anodizasyon öncesinde yapılan işlemlerin dikkate alınmaması, atlanması, yetersiz ve yanlış yapılması sonucunda bir çok sorun ile karşılaşmaktadır.

Bu işlemler yanlış polisaj, ısıtma işlemi veya uygun olmayan kimyasal paklama (pickling), yağ alma işlemi ve yetersiz uygun olmayan hammadde ve benzerleridir.

Anodizasyon sırasında elektrolitik banyo içine yerleştirilen ve DC güç kaynağının (+) ucuna bağlanan iş parçası anot olarak çalışır, anot olarak Ti levha veya Ti kaplı bir yüzey kullanılır. Katot olarak ise platin levha, çubuk, folyo, platin kaplı bir metal levha veya paslanmaz çelik kullanılır. Güç uygulandığında elektronlar, elektrolitten pozitif uç olan anoda doğru hareket ettirilir, bu esnada da yüzeyden ayrılan metal atomları elektrolitteki oksijen iyonlarıyla karşılaşır ve tepkimeye girerek bulunduğu yerde oksit tabakasının bir parçası haline gelirler. Elektronlar güç kaynağı aracılığıyla dolaşıp katoda dönerler, hidrojen iyonlarıyla girdikleri reaksiyon sonucunda hidrojen gazı oluştururlar (80).

Şekil 9’ da anodizasyon elektroliti içinde bulunan anot, katot ve bunların bağlı olduğu bir güç kaynağından oluşur. 1b’ de flor iyonları içermeyen bir elektrolit içerisinde gerçekleştirilen anodizasyon sonucu oluşan kompakt bir oksit tabakası ile flor iyonu içeren bir elektrolit içerisinde anodizasyon sonucu oluşan nanotübüler bir TiO<sub>2</sub> yapısı şematik olarak gösterilmiştir (80).



Şekil.9: a) Anodizasyon ünitesi, şematik b) Florür iyonu içeren ve içermeyen çözeltilerde anodizasyon sonrası oluşan yapı (80).

TiO<sub>2</sub> nanotüplerin ilk örnekleri HF’ li elektrolitler kullanılarak elde edilmiştir. Bu birinci nesil sentezlemeyle elde edilebilecek nanotüp filmi kalınlığı 500-600 nm ile sınırlıdır fakat daha sonraki ikinci nesil elektrolitler ile elektrolit pH’ ının kontrolü sonucu tüp uçlarında azaltılan kimyasal çözünmeyle 7µm boy uzunluğuna kadar nanotüp dizileri elde edilmiştir. Burada pH yüksek fakat elektrolitin asidik (pH:1-7 arasında) olması gerekir. Sonraki üçüncü nesil elektrolit kullanımıyla yapılan

çalışmalarda nanotüp boyları yaklaşık 1000 µm' ye kadar uzunluklarda elde edilmiştir. Bu elektrolitler; formamid, dimetil sülfoksit, etilen glikol veya dietilen glikol gibi su içermeyen polar organik elektrolitlerdir. Florür içermeyen anodizasyon kimyasalları ise dördüncü nesil elektrolitler olarak isimlendirilir.

Metal oksit herhangi bir elektrolitte kısmen çözündüğünden, yüzeyde oksit oluşturma hızı çözme hızından daha fazla olan elektrolitler kullanmak gerekir ayrıca elektrolit tüpü, oksit filmin poroz olup olmayacağını ya da bariyer tabaka oluşup oluşmayacağını belirleyen başlıca faktördür. Oksit bariyer tabakalar, TiO<sub>2</sub>' in büyük ölçüde çözünmediği nötr ya da çok az alkalın çözeltilerde büyür. Poroz oksit tabakalar ise florür veya klorür iyonu içeren asidik elektrolitlerde bu iyonlarla oksidin oluşup hızlıca çözünmesi sonucu büyür (81).

Bahsedilen elektrolitler şu şekilde sınıflandırılabilir:

I. Nesil (sulu elektrolitler) :

- HF esaslı elektrolitler
- HNO<sub>3</sub>/HF elektrolitleri
- H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>/HF elektrolitleri
- H<sub>2</sub>Cr<sub>2</sub>O<sub>7</sub>/HF elektrolitleri
- CH<sub>3</sub>COOH/NH<sub>4</sub>F, H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>/NH<sub>4</sub>F elektrolitleri
- H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>/HF, H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>/NH<sub>4</sub>F elektrolitleri

II. Nesil (tampon elektrolitler) :

- KF elektrolitleri
- NaF elektrolitleri
- NH<sub>4</sub>F elektrolitleri (81).

III. Formamid ve dimetilformamid elektrolitleri:

- Nesil (polar organik elektrolitler)
- Dimetil sülfoksit elektrolitleri
- Etilen glikol elektrolitleri
- Dietilen glikol elektrolitleri

- Gliserol ve NH<sub>4</sub>F elektrolitleri

#### IV. Nesil (Florür içermeyen elektrolitler) :

- HCl elektrolitleri
- H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> (Hidrojen peroksit) sulu elektrolitleri
- HCl/H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> sulu elektrolitleri

Anodizasyonun başlamasıyla, metalin elektrolitteki O<sub>2</sub><sup>-</sup> veya OH<sup>-</sup> iyonlarıyla etkileşimi sonucu titanyum yüzey üzerinde ince bir oksit tabakası oluşur bu tabakanın oluşumundan sonra O<sub>2</sub><sup>-</sup>/OH<sup>-</sup> anyonları oksit tabaka içinden geçerek metal-oksit ara yüzeyine ulaşırlar ve burada metal ile reaksiyona girerler ve bu şekilde oksit tabaka büyümeye devam eder.

Ti-O bağ enerjisi yüksek olduğu için (323 kJ/mol) sadece ince duvarlı porlar şekil alabilir ve bu nedenle başlangıçta porlar arasında anodize olmayan metalik kısımlar olabilir. Porlar derinleşir, elektrik alan yardımlı oksit büyümesi ve oksit çözünmesi meydana gelir; böylece eş zamanlı olarak porlarla birlikte porlar arası boşluklar da oluşmaya başlar. Diğer taraftan, por içindeki çözelti konsantrasyonu hızla artar, por duvarlarını çözer ve bu durum bitişik por duvarları gözden kayboluncaya kadar devam eder. Küçük porlar bu şekilde birleşerek, daha büyük porları oluştururlar. Porların büyümesi ve derinleşmesiyle küçük tüpler oluşmaya başlar, boşluklar ve tüpler birbiriyle dengeli bir şekilde büyür. Bu şekilde temel tüp yapısı meydana gelir. Sonunda tübüler yapı kademeli olarak en uygun şekle getirilir ve neticede oldukça düzenli TiO<sub>2</sub> nanotüp dizileri elde edilir (81).

#### 2.8.5. CHEL Titanyum Blokların Anodizasyon İşlemi

Titanyum ve titanyum alaşımlarının anodizasyon- renklendirilme işlemi kontrollü anodik oksidasyon işlemidir. Herhangi bir boya veya pigment içermez. Metal yüzeyinde çeşitli kalınlıklarda ince oksit tabakaları oluşur ve ışığın kırılması ile renklendirme gerçekleşir. CHEL titanyum renklendirme işlemi, titanyum üzerinde çalışan firmaların istekleri ve çalışma alanlarına göre çeşitli şekillerde hazırlanır.

Bunların hepsi kullanım ve işletim kolaylığı düşünülerek tasarlanmış benzersiz cihaz ve sistemlerdir.

#### Kullanıldığı Alanlar:

- Medikal Uygulamalar (araçlar, implantlar)
- Havacılık
- Metal Hazırlama
- Spor Malzemeleri
- Otomotiv
- Bisiklet Bileşenleri
- Mimari Elemanlar
- Bijuteri
- Denizcilik

#### CHEL Titanyum Anodizasyon Sistemi Avantajları:

- Malzeme ve yüzey kalitesi kontrolü
- Dekoratif bir yüzey
- Biyouyumun sağlanması ve artırılması
- Aşınma dirençli yüzey
- Yüzey bitirmede özel titreşim ya da parlatma metodları olmaksızın bile %20-30 daha fazla gelişme sağlanması
- Metal yorgunluğuna dayanıklılığı %15-20 artırması, mukavementin artırılması
- Kaplama kayganlığını artırdığı gibi, hareket eden kısımların yüzeylerinde sürtünmeden dolayı oluşan aşınma ve kayıpların engellenmesi
- Korozyon direncinin sağlanması
- Bazı uygulamalarda yüzey porozitesinin artırılarak uyum ve adaptasyonun sağlanması



Şekil.10: CHEL Kimya Ürünleri Makine Elektrik Elektronik Sanayi Ticaret Ltd. Şti. Banyoları

### İşlem Basamakları

Titanyum ve alaşımlarının anodizasyon işleminden önce yüzeylerinin işlenmiş ve parçaların kullanım şeklini almış olması gereklidir. Malzemelerin polisaj, kumlama işlemleri anodizasyon- renklendirme işleminde önemlidir. İyi işlenmiş malzemede her zaman uygun renk yaratılır. Renklendirme öncesi bu işlemler yüzey hazırlama olarak adlandırılır.

### İşlem Sırası:

- Yüzey Hazırlama
- Yağ Alma
- Durulama
- Kontrollü Dağlama
- Durulama
- Renklendirme
- Durulama( saf su, sterilizasyon)

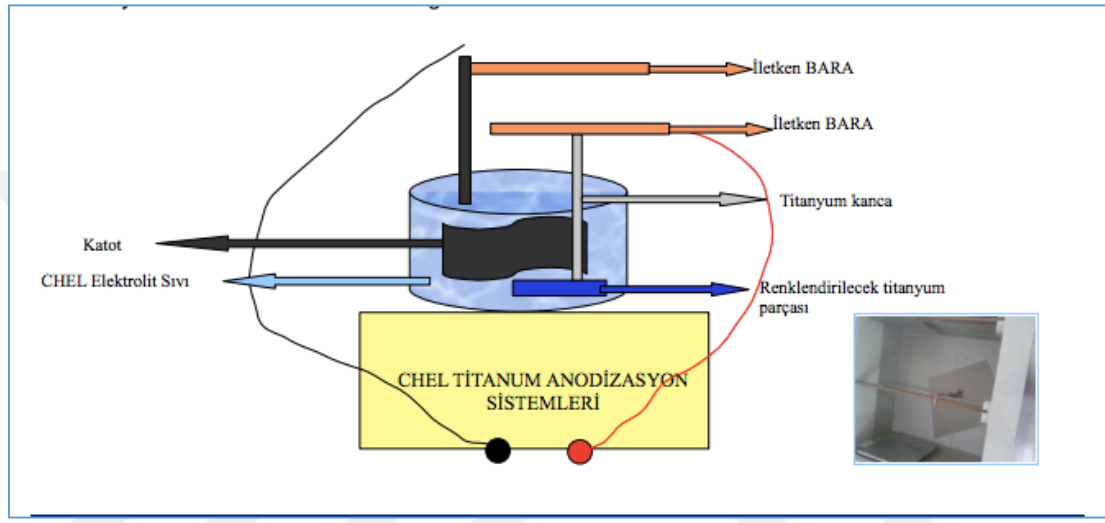
### Durulama:

Yağ alma banyosunda temizlenmiş bloklar su ile durulanır ve kurutulur. Bu aşamada klorlu ve kireçli su kullanmak işlemi olumsuz etkileyeceği için saf su tercih edilmelidir.

### Kontrollü Dağlama:

Yüzey hazırlama ünitesinden gelen malzemeler içerisinde demir, kum ve benzeri istenmeyen maddeler barındırır ve titanyum yüzeyi pasif halde bulunur. Bu durum renklendirme işlemini olumsuz etkiler. Bu nedenle yüzeyi aktif hale getirmek için kontrollü dağlama işlemine tabi tutmak gerekir.

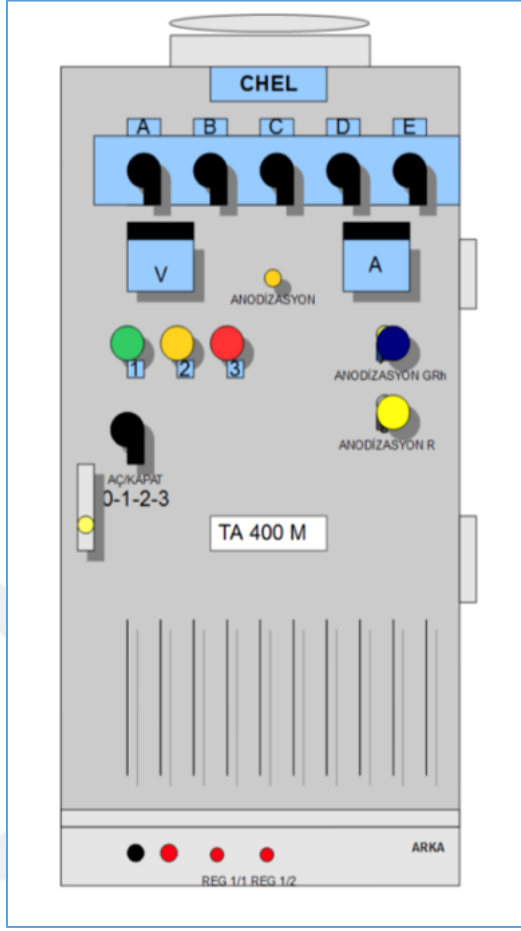
### Anodizasyon:



Şekil.11: CHEL Kimya Titanyum Anodizasyon Sistemleri



## TİTANYUM ANODİZASYON CİHAZI



Şekil.12: Titanyum Anodizasyon Cihazı (CHEL Kimya Ürünleri Makine Elektrik Elektronik, Sanayii Ticaret Ltd. Şti.)

### Cihazın Bölümleri:

Katot: Cihazın katot parçası paslanmaz çelik olarak tasarlanmıştır. Başka malzeme kullanılmamalıdır. Dikkat edilecek nokta kullanılacak katotun renklendirilecek yüzeyden 3 kat büyük olmasıdır. Katottan çıkan yine aynı malzemedeki yapılmış olan parça siyah kablo ile cihazın siyah probuna bağlanmıştır.

Renklendirme parçası titanyum kancası: Renklendirilecek malzemenin bakır baraya bağlantı elemanları titanyum olmalıdır. Titanyum kancaları parça boylarına ve tiplerine göre hazırlanır. Zamanla titanyum kancalarında oksitlenme ve kirlenme oluşabilir ve bu da temas yüzeyinde hatalara yol açar ve renklendirme düzgün bir şekilde gerçekleşmez. Titanyum kancalarda parçalarla birlikte anodizasyon olacağı

için kancanın iletkenliği zamanla azalır. İletkenlik problemi yaşanmaması için banyo içine giren kısmın yukarıda belirtilen CHEL kimyasal dağlama solüsyonu ile zaman içerisinde temizlenmesi gerekir.



Şekil.13: Askı Tipleri

#### Çalıştırma ve Kullanım

Aç/ Kapat-0-1-2-3 no'lu Şalter: Cihazın 3 modu vardır. Bu şalterler cihazın çalışma kademesini belirler ve aynı zamanda cihaza enerji verir.

Aç/ Kapat Şalteri 1: Bu konumda cihazın 1 nolu yeşil lambası yanar. Güneş spektrumu anodizasyonu R (renklendirme) için kullanılır.

Aç/ Kapat Şalteri 2: Bu konumda cihazın 2 nolu kırmızı lambası yanar. GR anodizasyonu ( Tip 2 mikroark yumuşak oksidasyon) için kullanılır.

Aç/ Kapat Şalteri 3: Bu konumda cihazın 3 nolu sarı lambası yanar. GRh anodizasyonu (yüksek oksidasyon, mikroark sert oksidasyon) için kullanılır.

## 2.9. Diş Hekimliğinde Kullanılan Mekanik Testler

### 2.9.1. Materyallerin Mekanik Özellikleri

Gerilim (Stress): Gerilim, bir cisme kuvvet uygulandığında o cismin içinde meydana gelen eşit şiddette ve zıt yöndeki kuvvet olarak tanımlanmaktadır (82, 83).

Cisme uygulanan kuvvetin yönüne göre 3 farklı şekilde gerilim meydana gelir;

- Çekme Gerilimi (Tensile Stress): Cisimde, gelen yükün yönünde uzamaya neden olan iç kuvvettir.
- Basma Gerilimi (Compressive Stress): Cismi sıkıştıran veya kısaltan yükün neden olduğu deformasyona karşı koyan kuvvettir.
- Makaslama Gerilimi (Shear Stress): Cismin parçasını diğer parçasının üzerinde kaydıracak yöndeki kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı koyan kuvvettir (83).
- Gerinim (Strain): Bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığı zaman cisimde meydana gelen boyutsal değişimdir. Boyutsal değişimin birim boyuta oranı ile ölçülür (83).
- Elastik Modül (Elastic Modulus, Young's Modulus): Maddenin elastikliğinin bir ölçümüdür. Elastiklikten çok rijiditeyi belirleyen bir özelliktir (83).
- Oransal Limit (Proportional Limit): Gerilim- şekil değişimi eğrisinde, gerilim ile şekil değişiminin doğru orantılı olduğu en yüksek gerilim değeridir (83).
- Elastik Limit (Elastic Limit): Elastik limit materyalde kalıcı deformasyon oluşmaksızın etki edebilecek maksimum stres miktarıdır (83).
- Akma Noktası Dayanımı (Yield Strength): Gerilim- gerinim eğrisinde gerilimdeki artışla orantısız olarak şekil değişiminde hızlı bir artış görülen noktadır (83).
- Poisson Oranı (Poisson's Ratio): Bir materyalin lateral gerilme miktarının aksiyel gerilme miktarına oranı poisson oranı olarak tanımlanır, „v“ simgesi ile ifade edilir.
- Kırılma Dayanımı (Fracture strength): Kırılma dayanımı, kuvvet uygulanan bir cismin kırıldığı andaki gerilim miktarıdır. Gerilim tipine bağlı olarak çekme dayanımı, makaslama dayanımı, basma dayanımı olarak isimlendirilir (84).
- Kırılma Tokluğu (Fracture Toughness): Kırılma dayanıklılığı kırılma malzemenin özellikle gerilim altında çatlakların yıkıcı ilerleyişine gösterdiği dirençtir.
- Bükülme Dayanımı (Flexural Strength, Modulus of Rupture, Transvers Strength): Bir kirişin iki ucu desteklenerek ortasından kuvvet uygulandığı zaman, o kirişin

gösterdiği mukavemettir (85).

-Sertlik (Hardness): Materyalin plastik deformasyona ve penetrasyona karşı gösterdiği dirençtir (85).

-Yorgunluk Dayanımı (Fatigue strength): Bir maddenin, kısa süreli ve küçük darbelerle karşı gösterdiği dirençtir (85).

## Mekanik Testler

- Bükme Testleri (Flexural Strength)

### 1. Tek eksenli bükülme testleri

- a. 3 nokta eğme ( three point bending)
- b. 4 nokta eğme ( four point bending)

### 2. İki eksenli bükülme testleri

- a. Ring on ring – halka üzerinde halka
- b. Ball on ring – halka üzerinde top
- c. Piston on three ball – üç top üzerinde piston (86).

- Sıkıştırma Dayanıklılığı Testi (Compressive Strength)
- Germe Testi (Tensile Strength)
- Eğilme Dayanıklılığı Testi (Bending Strength)
- Bağlanma Testi ( Bonding Strength)
- Çekme Testi (Pull Strength)
- İtme Testi ( Push- out Strength)
- Makaslama Testi (Shear Strength) (87).

## 2.9.2. Çekme Kuvveti ve Ölçülmesi

Çoğu materyal çekme kuvvetlerine, basma kuvvetleri ile kıyaslandığında daha dayanıksızdır. Metaller ve alaşımlar gibi sert materyaller bu teste oldukça uygundur. Dental materyallere direkt olarak çekme kuvveti gelmemektedir; fakat kuvvetlerin yönlerinin değişmesiyle bu durum oluşabilmektedir. Materyale uzunlamasına bir çekme kuvveti uygulanır, düzensiz gerilim dağılımı ve materyalin kendi içinde kırılmalara uğraması bu kuvvetin dezavantajlarından. (88, 89, 90, 91).

Diş hekimliğinde kullanılan materyalin dayanıklılığı birincil önem taşımaktadır. Tensile test ile yapılan ölçümler, maddenin plastik deformasyona veya kırılmaya uğramadan önce dayanabileceği maksimum kuvveti belirleme açısından oldukça önemlidir (92,93). Şekil değiştirme ve bu şekil değiştirmeyi veren kuvvet arasındaki bağlantı, malzemenin hangi koşullarda çalışabileceğini ya da hangi koşullarda şekillendirilebileceğini belirlemektedir (94).

Çekme dayanıklılığı; restoratif diş hekimliğinde yapıştırıcı malzeme performansının belirlenmesinde önemli parametrelerdir. Başarılı bir çekme bağ dayanımı testi için örnek sıralaması, test ve örneğin yerleştirilmesi esnasında çok kritik bir öneme sahiptir. Diş malzemeleri için kullanılan çekme yapışma fikstürü; yükleme sırasında örnek üzerinde oluşabilecek düzensiz gerilim dağılımının engellenmesi için gerekli özelliklere sahip olmalıdır. Örnek hazırlama aksesuarı, test kurulumu esnasında malzemenin doğru sıralanmasını sağlamaya yardımcı olmaktadır.

Test için tüm gerekliliklerin anlaşılabilmesi için ISO TS 11405 standardının incelenmesi önerilmektedir (95).

Diş hekimliğinde simanların ayrılması çok sık görülmekte olup uzun dönemde en önemli problemlerden birisidir (96). Simanların mekanik özellikleri ve bağlanma özellikleri çeşitli test yöntemleri ile değerlendirilmiştir. Bunlardan kabul gören 3 yöntem vardır: sıyırılma, makaslama ve çekme testi (97, 98). Al- Ather ve Jagger, ölçülen bağ kuvvetinin kullanılan test yöntemine yüksek oranda bağlı olduğu sonucuna varmışlardır (99). Ayrıca McCabe et al. hem sıyırılma hem de çekme testi yöntemlerini kullanarak simanların bağlanma özelliklerini incelemek için en uygun yöntemler olduklarını ileri sürmüşlerdir (100).

## Çekme Testi Cihazı



Şekil.14: Çekme Testi Cihazı (<http://www.teskon.com/cekme-kopma-test-cihazlari-kat174.html> Erişim Tarihi Ekim 2018).

Çekme cihazı (Şekil.14) esas olarak; birbirine göre aşağı ve yukarı hareket edebilen, deney parçasının bağlandığı iki çene ve bunlara hareket veya kuvvet veren, bu iki büyüklüğü ölçen ünitelerden oluşur. Çenelerden birisi sabit hızda hareket ettirilerek deney parçasına değişken miktarlarda çekme kuvveti uygulanır ve bu kuvvete karşılık gelen uzama miktarı veya materyalin dayandığı maksimum kuvvet kaydedilir. Çekme testinde boyutları standartlara uygun daire veya dikdörtgen kesitli örnek; çekme cihazının çenelerine bağlanır ve örneğe dikey eksen boyunca yük uygulanır (101, 102).

Çekme testinin yapılışı çeşitli standart ve kaynaklarda ayrıntılı biçimde verilmiştir. Örnek tipi büyük ölçüde malzemenin biçimine göre seçilir. Çekme deneyinin yapılışı ve test örnekleri farklı standartlarda detaylı olarak verilmektedir (102).

## 2.10. Diş Hekimliğinde Kullanılan Siman Materyalleri

Diş hekimliğinde çeşitli siman tipleri kullanılmaktadır. Simanlar tozu ve likidi karıştırdıktan sonra sert ve kırılğan bir madde haline gelmektedir. Simanlar genellikle dolgu maddesi olarak veya yapıştırıcı olarak kullanılabilirler. Bu çok çeşitli kullanım alanlarına göre, manüplatif özellikleri, çalışma zamanları, sertleşme zamanları, çözünürlükleri ve mekaniksel kırılğanlığa karşı dayanıklılıkları da birbirinden farklıdır. Bu nedenle belli materyaller belli kullanım alanlarına daha uygundur (103).

Simanların kimyasal yapılarına göre sınıflandırılması şöyledir:

### 1. Fosfat Bağlı Simanlar

#### 1.1. Çinko Fosfat Siman

#### 1.2. Siliko Fosfat Siman

#### 1.3. Hidro Fosfat Siman

### 2. Çinko Oksit Öjenol Siman

#### 2.1. Çinko Oksit Öjenol Siman

#### 2.2. Rezin Modifiye Çinko Oksit öjenol Siman

#### 2.3. Etoksi Benzoik Asit Siman (EBA)

### 3. Poliakrilik Asit Simanlar

#### 3.1. Polikarboksilat Siman

#### 3.2. Cam İyonomer Siman

### 4. Rezin Bağlı Simanlar

#### 4.1. Akrilik Rezin Siman

#### 4.2. Modifiye Akrilik Rezin Siman (Kompozit Rezin Siman)

(104, 105).

### 3.1 Polikarboksilat Simanlar

Polikarboksilat veya poliakrilat siman, diş yapısına adezyon gösteren ilk geliştirilmiş simandır (105).

Bu tip simanın toz kısmında çinko oksit, magnezyum oksit, likitinde ise poliakrilik asit bulunur. Baskı dayanımı çinkofosfattan daha düşüktür, fakat onun kadar

kırılgan değildir, plastik deformasyona daha yatkındır (106). Suda çözünürlüğü oldukça fazladır, en önemli özelliği de diş dokusuna kimyasal olarak bağlanabilen ilk siman olmasıdır (107, 108).

Ayrıca poliakrilik asitin daha zayıf bir asit olması ve molekül büyüklüğünün fazla olmasından dolayı dentin tübüllerinden difüzyonu sınırlıdır. Bu da polikarboksilat simanın özellikle vital dişlerin simantasyonunda daha biyouyumlu bir materyal olduğunu gösterir (106).

Hidrofiliktir dolayısıyla nemli dentin yüzeyine uygulanabilir. Sertleştikten sonra plastik deformasyonu çinko fosfata göre daha yüksektir, bu yüzden yüksek çiğneme stresinin olduğu yerlerde ve uzun sabit restorasyonların simantasyonu için çok uygun değildir (109, 110).

Klinik uygulamadaki en önemli başarısı belirttiğimiz gibi molekül büyüklüğü sayesinde pulpaya uyumunun çok iyi olmasıdır (111). Hassas dişlerde, kısa sabit restorasyonlarda, düşük strese maruz kalan alanlarda ve metal destekli porselen restorasyonların simantasyonunda, ortodontik bandların bağlanmasında, kavite astar, kaide materyali ve geçici restoratif materyal olarak kullanılır (113). Sertleşme zamanı toz/likit oranından etkilenir. Simantasyon sırasında restorasyonun iç yüzeyi ve diş yüzeyi temiz ve tükürükten arındırılmış olmalıdır. Simantasyon için ideal oran ağırlık olarak 1,5 /1' dir. Dayanıklılığın artırılması ağırlık olarak toz/likit oranının 2/1' e kadar arttırmakla sağlanabilir. Oda sıcaklığında çalışma zamanı 2,5-3,5 dakika ve sertleşme zamanı 6-9 dakikadır. Sertleşme sırasında kenarlardan taşan siman artıkları uzaklaştırılmamalıdır (113). Alumina ve kalaylı florid katkı maddeleri ekleyerek dayanıklılık artırılabilir. Çözünürlüğü çinko fosfat simandan daha düşüktür (114). Bu simanın temel avantajları, çinko fosfat simana göre düşük irritasyon, diş yüzeyine ve alaşımlara yüksek kuvvetle bağlanması, kolay manipülasyon, dayanıklılık, çözünürlük ve ince film tabakası oluşturmasıdır. Düşük sıkışma dayanıklılığı ve yüksek viskoelastisite, kısa çalışma süresi ve adezyonun sağlanması için yüzeylerin temiz olması gerekmesi gibi dezavantajları vardır (113).

### 3.2 . Cam İyonomer Siman

Bu siman silikat ve polikarboksilat simanların neslinden gelmektedir. Siman olarak 1970 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Diş yüzeylerine iyonik bağlanma gösterir. En büyük avantajı hidrofilik yüzeylere absorbe olabilmesidir. Böylece restorasyon ve diş arasındaki aralık tamamen kapatılabilir.



Polikarboksilat ve çinko fosfat simandan daha yüksek baskı dayanımına sahiptir (90-230 MPa) (111). Ancak uygulama sırasında erken su ve tükürükle kontaminasyonu sonucu mekanik özelliklerinin önemli ölçüde azaldığı görülmüştür, bu durumun sonucunda eğer restorasyonun marjinal uyumu zayıfsa simanın su emmesi sonucunda restorasyon yerinden hareket edebilir (115).

Cam iyonomer simanlar metal alaşımların, porselen restorasyonların ve ortodontik bandların simantasyonunda, kavite astar, kaide maddesi ve restoratif materyal olarak kullanılır. Asit-baz reaksiyonu toz-likit karışımından oluşur. Silisyum oksit, alüminyum oksit, kalsiyum florür, alüminyum florür ve cam tozları (alüminyofosfosilikat) gibi tozlar ve poliakrilik asit, tartarik asit, itakonik asit veya sadece distile su gibi likit içerebilir. Likit bölümünde sadece su içerenlerde poliakrilik asit yerine polimaleik asit bulunur (116).

En uygun simantasyonun sağlanması için toz/likit oranı 1,3/1 korunmalıdır. Restorasyonun iç yüzeyi ve dış yüzeyi temiz ve tükürükten arındırılmış olmalıdır (109).

Cam iyonomer simanlar mine ve dentin gibi kalsifiye dokulara kimyasal olarak bağlanır, ayrıca paslanmaz çeliğe, altına, platine, amalgam ve kompozite de yapışabilir. Biyolojik uyumları iyidir ve pulpa tarafından da oldukça iyi tolere edilir (114). Florür içerdikleri için antikaryojenik özelliğe sahiptir. Cam iyonomer simanın bu özelliği florür salınımından ve depolanmasından kaynaklanır. Florür minedeki hidroksilapatitin hidroksil iyonları ile yer değiştirerek çürüğe karşı son derece dayanıklı olan florürapatiti meydana getirir. Florür ayrıca plak metabolizmasında görevli enzimleri inhibe eder. Minenin cam iyonomer simandan kazandığı florür, restorasyon düşse de 6 ay devam eder (116).

Cam iyonomer simanlar neme karşı hassastır, nem kontaminasyonunda maddenin sertliği azalır ve çözünmesi artar. Aşırı kuruluğa karşı duyarlıdır. Aşırı kurulukta çatlak ve yarıklar oluşur, renklenmeler ve kenar sızıntısı başlar. Abrazyona, çekme ve gerilme kuvvetlerine karşı dayanıklılıkları azdır. Estetik görünümü ve renk stabilitesi iyi değildir (116).

Geleneksel cam iyonomer simanların içerikleri değiştirilerek yapısında farklı miktarlarda reçine monomeri içeren hibrid materyaller geliştirilmiştir. Eğer materyal ışığa gerek duymadan asit-baz reaksiyonu ile düzgün şekilde sertleşebiliyor ise reçine modifiye cam iyonomer siman olarak adlandırılır. Ancak materyalin sertleşme reaksiyonu esas olarak ışık ile yönlendiriliyor ise poliasit-

modifiye reçine kompozit (kompomer) adını alır ve artık cam iyonomer siman sınıflamasından çıkar (112).

## 2. Rezin İçerikli Simanlar

Rezin esaslı yapıştırıcı simanların kullanımı son yıllarda oldukça yaygın hale gelmiştir.

### Kompozit Rezin Simanların Yapısı

. İlk kez 1973 yılında Rochette tarafından geliştirilen rezin simanlar, genellikle bir organik polimer matriks içerisinde dağılmış inorganik doldurucu partiküller ve bu iki yapıyı birbirine bağlayan ara fazdan oluşurlar. Ayrıca ilave olarak çözücüler, reaksiyon başlatıcılar, hızlandırıcılar ve pigmentler içerirler (112).

. Organik matriks; sıklıkla BIS-GMA'dan (Bisfenol glisidil metakrilat) oluşur. Son yıllarda ise polimer matriks olarak, iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan üretan dimetakrilat (UDMA) kullanılmaktadır. Hem BIS-GMA hem de UDMA aşırı visköz yapıya sahip olduğundan viskoziteyi dengelemek için matrikse 1974 yılında Foster ve Walker'in geliştirdiği daha düşük viskoziteli rezin olan trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ilave edilmiştir (117).

. İnorganik matriks; çeşitli şekil ve büyüklüklerdeki kuartz (kristalin silika), borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, yterbiyum, cam, baryum alüminyum silikat gibi partiküllerden oluşur. İnorganik matriks, organik matriksin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirir. İnorganik doldurucu miktarı ağırlık olarak %25-75 arasında değişir. Doldurucu partiküllerin büyüklüğü arttıkça organik matriks oranı azalır ve ısıl genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi ve su emilimi azalır dolayısıyla dayanıklılık artar. Ancak bununla beraber yüksek doldurucu partikül içeriği viskoziteyi arttırarak film kalınlığının artmasına neden olur (118).

Ara faz; organik ve inorganik fazları birbirine bağlayan; metakriloksi propil trimetoksi silan olarak adlandırılan, vinil-silan türevidir. Çift fonksiyonlu silan bağlayıcı ajanlar; organik matriksin metakrilat grubuyla kovalent bağ yaparken, doldurucuların (silika) yüzeyindeki su ve hidroksi gruplarıyla ester bağları oluşturur. Kompozit rezinlerde silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlayıcı ajanlarla önceden kaplanmıştır. Silan bağlayıcı ajanlar, gelen stresleri zayıf yapıya sahip olan organik matriksten nispeten daha güçlü olan doldurucu partiküllere ileterek rezinin

fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirirler. Rezin-partikül ara yüzeyi boyunca suyun geçişini önleyerek rezinin çözünürlüğü ve su emilimini azaltırlar (118, 119, 120).

Kompozit rezin simanlar polimerizasyon şekillerine göre:

- . Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezin simanlar (chemical-cured),
- . Işıkla polimerize olan kompozit rezin simanlar (light-cured),
- . Hem kimyasal yolla hem ışıkla polimerize olan kompozit rezin simanlar (dual-cure) olarak sınıflandırılır.

Işıkla polimerize olan kompozit rezin simanlar: Tek pat sisteminde üretilmiş olup, polimerizasyon görünür mavi ışık uygulaması ile gerçekleşir. Polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık ortalama 420-450 nm dalga boyundadır. İçeriklerinde fotoaktivatör olarak kamforokinon ve hızlandırıcı olarak da alifatik amin bulunmaktadır. Bunlar tüp içinde birlikte olmalarına rağmen ışık uygulanmadıkça polimerizasyon reaksiyonu başlamaz. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar gibi zamanla renk değişimi göstermezler. Çalışma süreleri uygun olup, taşan simanın temizlenmesi kolaydır. Farklı opasite ve renk seçeneklerine sahip olmaları estetik başarıyı artırır (118).

Işıkla sertleşen rezin simanlar: Görünür ışığın penetrasyonuna tamamen izin veren kalınlığı 1,5–2 mm' den az olan translüsent yapıdaki restorasyonların yapıştırılmasında kullanılırlar. Bu sistemin dezavantajı, polimerizasyonun sadece ışığa bağlı olmasıdır. Işık penetrasyonunu engelleyen herhangi bir etken simanın bütün fiziksel ve kimyasal özelliklerini etkiler. Stacy (121), ışıkla sertleşen rezin simanların, porselen kalınlığı 0.7 mm' den fazla olduğunda maksimum sertliğe ulaşmadığını ve bu kalınlığı aşan restorasyonlarda daha güçlü bağlantı için hem kimyasal hem de ışıkla sertleşen kompozit rezin simanların kullanımını önermiştir.

Işık ile polimerizasyon: Işık kaynağının türü, ışık yoğunluğu ve ışık kaynağının kompozit rezin materyale uzaklığı, restorasyonun kalınlığı ve opasitesi gibi birden fazla faktöre bağlıdır (118, 121).

## 2.11. Diş Hekimliğinde Mikrobiyoloji

### Ağız Boşluğunda Bulunan Önemli Habitatlar

- *Streptococcus mutans*
- *Lactobasillus*
- *Actinomyces*
- *Funguslar (Candida albicans)*

Mukozal yüzeyler ve dil üstü: Mukozal yüzeyler keratinize ve keratinize olmayan dokular ile örtülüdür. Özellikle dil dorsumunun papiller yüzeyi bakteri tutunmasına oldukça elverişli yüzeylerdir (122).

Diş yüzeyleri: Diş yüzeyleri, vücutta bakteri popülasyonunun yayılmadan durduğu tek yerdir. Düz yüzeyler pit ve fissürlere oranla daha az organizma içerirler. Ayrıca subgingival alanlardaki anaerobik mikroorganizmaların sayısı supragingival alanlardaki mikroorganizmaların sayısından daha fazladır (123).

Dental Plak: Dental plak; canlı, cansız veya ölmekte olan bakterilerden ve onların ürünlerinden, tükürükten oluşan çökeltidir (123). Dental plağın en dış yüzeyi “materia alba” olarak isimlendirilir ve dökülmüş epitel hücrelerinden, lökosit ve eritrositlerden oluşur. Organize olmayan bir yapı olduğu için ağzın çalkalanmasıyla kolaylıkla uzaklaştırılır (124).

Dişeti Oluğu: Diş eti ve periodontal hastalıkların başlamasında önemli bir habitatır ve normal diş yüzeylerine oranla 2 kat daha fazla mikroorganizma bulundurmaktadır.

#### 2.11.1 Candida Albicans:

*Candida albicans* popülasyonunun yarısı ağız florasında bulunmaktadır; ayrıca gastrointestinal sistemde ve bazen de deri yüzeyinde görülür, bu nedenle endojen kökenlidir.

*Candida* türleri içinde en çok patojenite gösteren tür %90 oranla *Candida albicans*’ tır.

*Candida albicans* küresel veya oval şekilli olup Gram boyası ile boyanırlar. Tipik bir *Candida* hücresi dokuda yayılmak için iplikçikler (hyphae) oluşturabilirler ve konak dokunun fiziksel engellerini aşmak için ekstrasellüler fosfolipaz ve proteinazlar üretebilirler.

*Candida* türleri predispozan faktörlerin eksikliğinde nadiren hastalığa neden olur; ancak predispozan faktörlerin varlığı süperfisiyal ve sistemik kandidiyazise de neden olabilmektedir (124).

Oral kandidiyazise neden olan predispozan faktörler:

- Kronik lokal iritanlar
- Ağız içi apareylerin veya protezlerin hijyeninde eksiklik
- Ağız florasının antibiyotikler, kortikosteroidler ve xerestomia ile bozulması
- İmmünolojik ve endokrin bozukluklar
- Kötü huylu kronik hastalıklar
- Şiddetli seyreden kan hastalıkları
- Baş ve boyun bölgesine alınan radyasyonlar
- Malnutrisyon
- Yaş (çok genç ve yaşlılarda)
- Hospitalizasyon
- Oral epitelyal displazi
- Sigara kullanımı (123).

#### 2.11.2. *Candida Glabrata*:

*C. glabrata*'nın yol açtığı mukozal ve sistemik infeksiyonların giderek önemli bir artış gösterdiği görülmektedir. SDA besiyerinde krem renginde, yumuşak krem gibi veya tereyağ kıvamında düzgün S tipi koloniler oluşturur, gerçek ya da yalancı hif oluşturmaz. Küçük, oval, tek tomurcuklu mayalardır.

Chromagar besiyerinde ise kolonileri pembe-mor arasında görülür. 37 °C üzerinde pseudohif üretmeyen tek *Candida* türüdür (122, 123).

### 2.11.3. Candida Krusei:

İmmünesupresif hastalarda önemli etkidir. Sabouraud dextrose agarda yassı, kuru görümlü, mat, krem renginde düzensiz kenarlı koloniler oluşturur (122).

### 2.11.4. Candida Parapsilosis:

Kateter ilişkili infeksiyonlarda ve kandidemilerde önemli etkenlerden biridir. Yumuşak kıvamlı, krem renginde, bazen dantela şeklinde koloniler oluşturur (122).

### 2.11.5. Candida Tropicalis:

Özellikle hematolojik malignensili hastalarda önemli etkenlerdendir. Genellikle düzgün yüzeyli, bazen mat, pürüzlü, yumuşak kıvamlı koloniler oluşturur. Mikroskopik olarak yalancı ve gerçek hifler ve hif boyunca dağınık, tek tek, bazen de küçük kümeler oluşturmuş blastokonidyumlar bulunur (122, 123).

### 2.11.6. Real- Time PCR (Polimeraz Zincir Reaksiyonu, Polymerase Chain Reaction) :

Moleküler düzeyde detay bilgisi arttıkça normal hücre gelişimi, dokuların ve sistemlerin normal yapısını (morfogenezis) ile bunların patolojik lezyonlara değişimi (patogenezis) merak uyandırmakta ve süreçte yer alan tüm kritik genler incelenmektedir. Moleküler Biyoloji, Hücre Biyolojisi, Genobilim ve benzeri alanlardaki bilimsel ilerlemeler sayesinde dünyada sağlık sektörlerindeki biyoteknolojik uygulamalarda bir patlama yaşanmaktadır.

PCR, 1983 yılında bilim dünyasına sunulduğundan itibaren hem araştırmada hem de klinik laboratuarlarda tanıya yeni bir çığır açmıştır. Herhangi bir organizmaya ait genomik DNA' daki özgül bölgelerin çoğaltılmasını (amplifikasyonunu) sağlayan basit ama çok başarılı bir in vitro DNA sentezi yöntemi olup DNA molekülünün milyonlarca hatta milyarlarca kopyasını kısa zamanda yapabilen bir tekniktir ( 125, 126).

PCR'ın çalışma prensibi; hedef DNA'daki nükleik asitler 3 aşamadan oluşan siklik bir işlemle birlikte sonunda analiz edilebilecek hale gelen oldukça büyük sayılarda tanımlanabilir kopyalar meydana getirilerek DNA'nın çoğaltılmak istenen bölgelerinin eşlenik iplikleri oluşturmaktır.

Günümüzde PCR tekniğinin otomasyonu, her bir döngü esnasında ısıtma ve soğutma işlemlerini bir program vasıtasıyla yapan Thermal Cycler adı verilen cihazlar yardımıyla sağlanmaktadır (125, 126, 127).

#### PCR'ın Kullanım Alanları

- Hastalık etkeninin teşhisi
- Genetik hastalıkların teşhisi
- DNA klonlama
- Adli tıp
- Babalık testleri

### 3.GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1. Mekanik Test Aşamaları

##### 3.1.1. Örneklerin Üretimi

Bu çalışmada, 64 adet titanyum blok üretildi. 16 'şar adet bloktan anodize edilmiş mat ve parlak abutment yüzeyleri ile anodize edilmemiş mat ve parlak abutment yüzeylerinden oluşan 4 gruba, implantüstü sabit protetik restorasyon işlemlerin simantasyonunda kullanılan polikarboksilat siman, cam iyonomer siman ve rezin siman uygulanıp implant yüzeyi ve siman arasındaki gerilme bağ dayanımı karşılaştırmalı olarak incelendi. Blokların hazırlanması İzmir Milling Center laboratuvarlarında Starbond marka titanyum bloklarla milling yöntemi ile gerçekleştirildi. Milleme cihazının markası Avamill Chrome VHS-5000 5A, üretici firma ise AVADENT dir.

Çekme testi ise Dokuz Eylül Tıp Fakültesi Ortopedi Anabilim Dalı 'nda; sonuçların istatistiksel analizleri ise Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı' nda gerçekleştirildi.

Çalışmada, 5 mm yüksekliğe, 10 mm genişliğe sahip Grade 5 ELI (Extra Low Interstitial ) titanyum bloklar kullanıldı ve siman aralığı 1.5 mm olarak belirlendi.



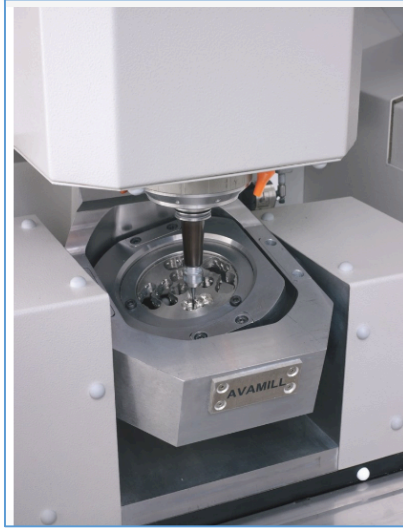
**Composition in percent by mass:**

Ti	89.4%
Al	6.2%
V	4%
N,C,H,Fe,O	<0.4%

**Technical properties:**

Proof stress (Rp 0.2)	837MPa
Ultimate tensile strength	921MPa
Elongation	15%
Vickers hardness	330HV5/30
Density	4.4g/cm <sup>3</sup>
Melting point	1650°C
CTE (20-600°C)	10.3 x 10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>
Type (DIN EN ISO 22674)	4

Şekil.15: Titanyum Bloğun Özellikleri



Şekil.16: Çalışmada Kullanılan Titanyum Blok ve Milling Cihazı

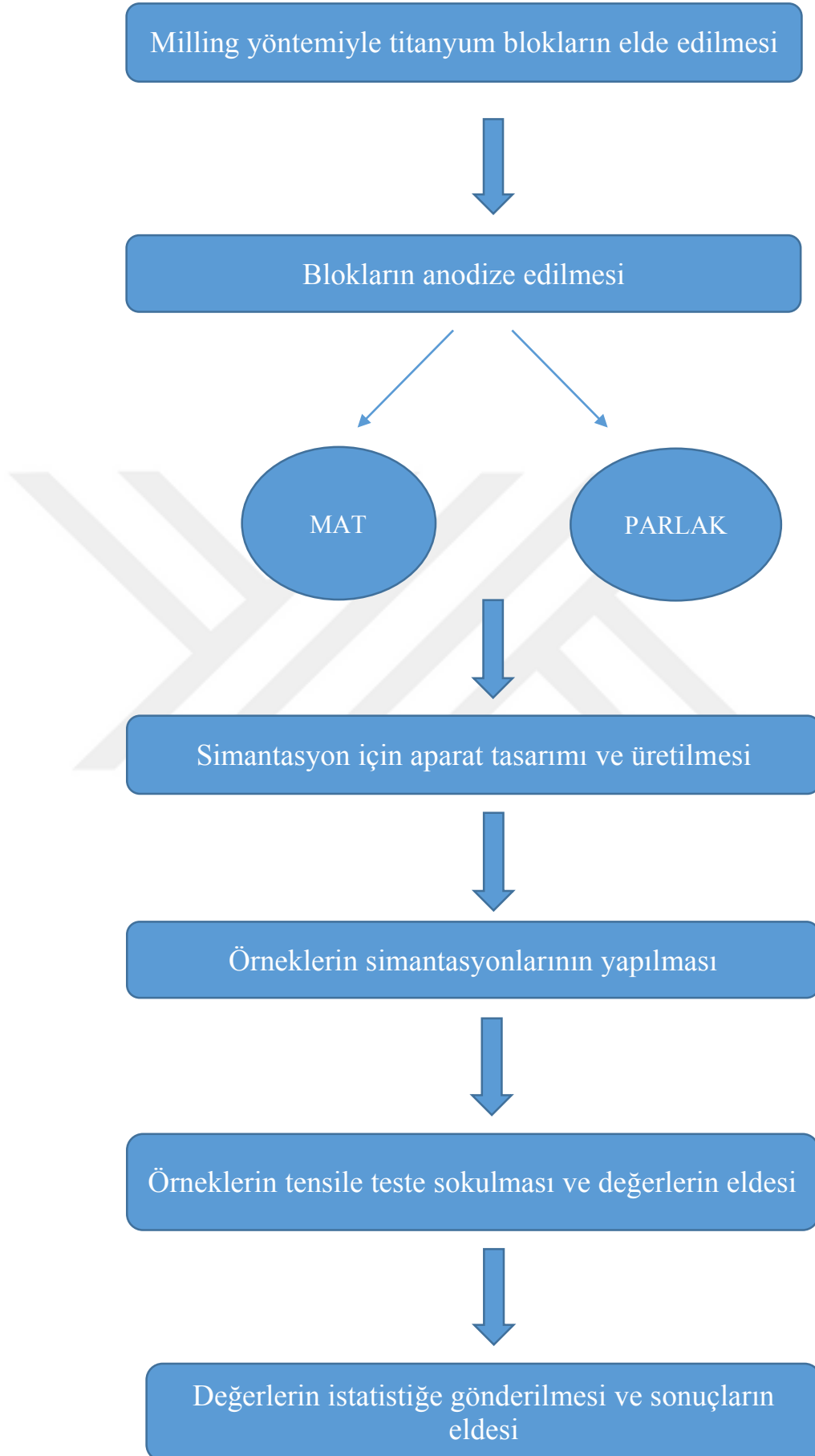


Şekil.17: Milling Yöntemiyle Elde Edilen Anodize Olan ve Olmayan Bloklar

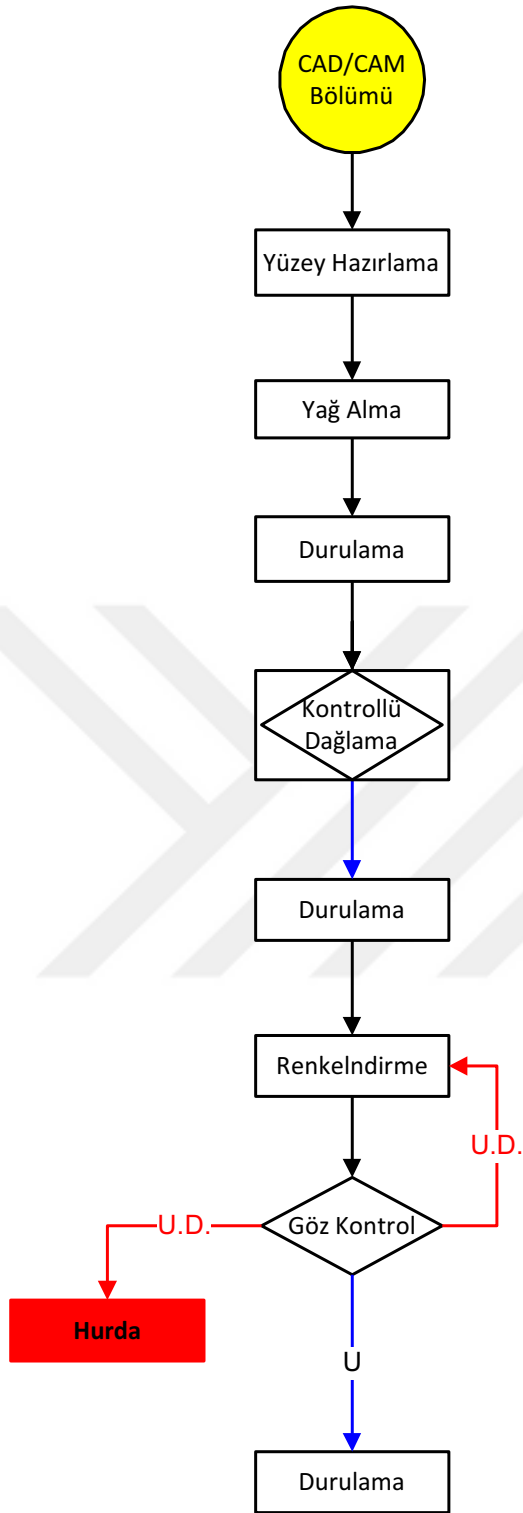
Çalışmada kullanılan simanlar ise; polikarboksilat siman (Dentsply, Germany), cam iyonomer siman (GC Fuji 1, Tokyo, Japan) ve ışıkla polimerize olan rezin siman (Kerr Maxcem Elite Chroma, USA). Simanların titanyum bloklarla çekme bağ dayanımları incelenmiştir.

#### Çalışmanın Uygulama Aşamaları

Bu çalışmada 16 adet blok mat yüzeyle bitirilerek anodize edildi, 16 adet blok parlak yüzeyle bitirilerek anodize edildi, 16 adet saf titanyum blok matlaştırıldı ve 16 adet saf titanyum blok da parlaklaştırıldı. Bu işlemler CHEL kimya ürünleri sanayi ve ticaret şirketinin cihazı ile yapıldı. Simantasyon esnasında siman aralığının her örnekte aynı olması için bir aparat tasarlandı ve Nessan Otomotiv işbirliğiyle üretildi. Bloklar simante edildikten sonra her bir çift tensile teste girerek çekme bağ dayanımları ölçüldü.



Şekil.18: Çalışma Basamakları



Şekil.19: Anodizasyon Basamakları

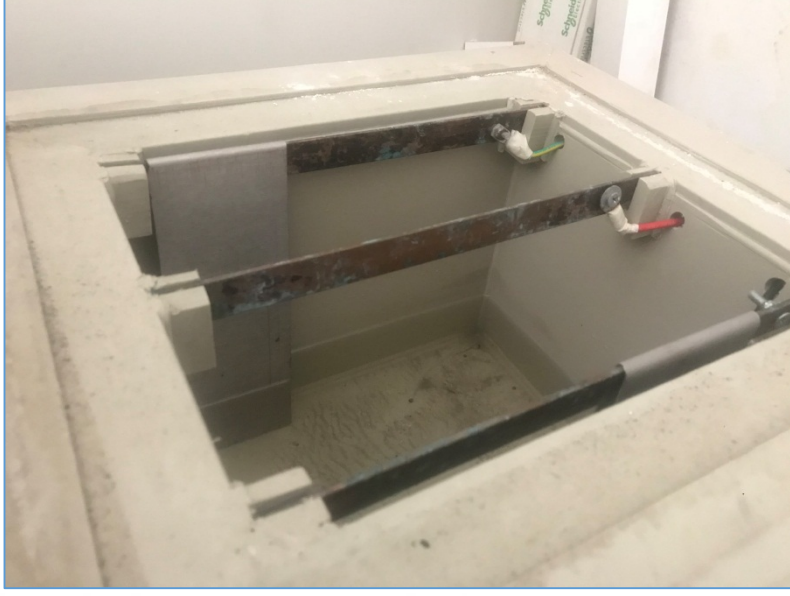
### 3.1.2. Titanyum Blokların Anodizasyonları

#### Yüzey Hazırlama:

Yüzey hazırlama aşamasında bloklar final yüzeyin mat veya parlak planlanmasına göre anodizasyon işlemi öncesi parlaklaştırıcı ve matlaştırıcı kimyasal solüsyonlara tabi tutulmuştur. Blokların solüsyonlara maruz kalma süreleri 2 ila 30 saniye arasındadır. Solüsyonlar kullanılırken yeterli havalandırma şartlarının olmasına, daima eldiven kullanılmasına, ciltle temas etmemesine ve plastik kaptaki çalışılmasına özen gösterilmelidir. Ortamın sıcaklığı da oldukça önemli bir parametre olup sıcaklıkla beraber solüsyonların aktivasyonları artmakta, dolayısıyla anodizasyon süresi de azalmaktadır.



Şekil.20: Çalışmanın Yapıldığı Anodizasyon Cihazı



Şekil.21: Kimyasal Solüsyonların Bulunduğu Banyo

#### Yağ Alma:

İşlenmiş titanyum parçalar yüzey hazırlama bölümünde üzerinde oluşmuş yağ v.b kalıntılar yağ alma banyosunda (ultrasonik yıkama banyosunda) 50- 65 °C sıcaklıkta uygun şekilde temizlenir. Uygun şekilde temizlenmemiş parçalar renklenmeyecek ya da kalıntı kalan kısımlarda bölgesel hatalar oluşacaktır. Uygun ve önerilen yağ alma kimyasalları; CHEL C-BASE 3000, CHEL T serisidir.

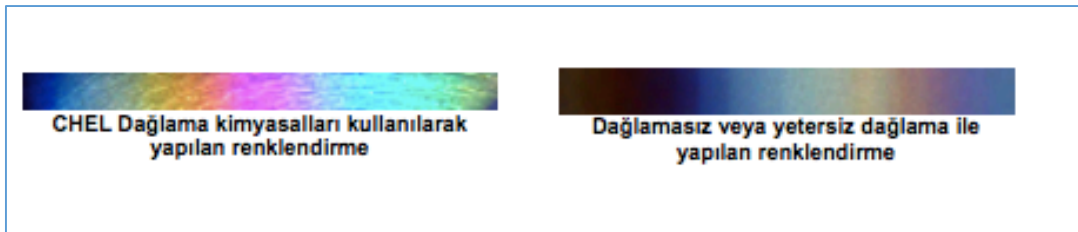


Şekil.22: Ultrasonik Yıkama Banyosu

#### Kontrollü Dağlama:

Çalışmada bu işlem için CHEL 1-2 ETCH, CHEL ETCH MAX, CHEL ETCH-T ürünleri kullanıldı. Kullanılan ürünler zamanla kirlendiği, içerisinde metal ve tuzlar birikerek renk değiştirdiği için blokların solüsyon içinde bekleme süresi artmıştır. İyiye kirlenen ve aktivitesi bozulan ürünler yüzeyleri iyi hazırlayamayacağından işlem sürekli gözlemlenerek değiştirilmiştir. Matlık ve parlaklık, kullanılan kimyasal (CHEL dağlama kimyasalı) tipine ve bekleme süresine göre belirlenmiştir.

Kimyasal dağlama işlemine tabi tutulmayan bloklarda net renk yakalamak zorlaşır ve renklendirme belirgin değildir.



Şekil.23: Dağlama Kimyasalı Kullanılan ve Kullanılmayan Renklendirmeler Arasındaki Fark

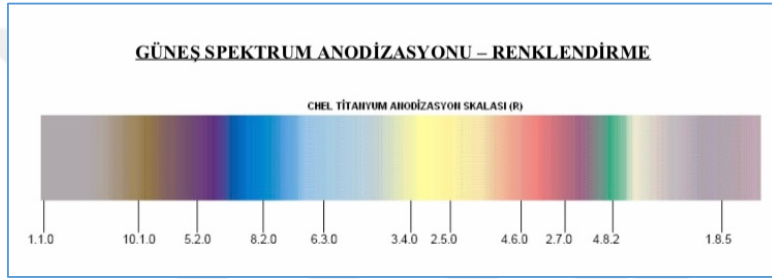


### Durulama:

Bloklar dağlama işleminden sonra saf su ile iyice durulanıp ve kurutulmuştur. Yüzeyin dağlama solüsyonundan iyice arındırıldığına dikkat edilmiştir. Gerektiğinde nötralizasyon kimyasallarına tabi tutulmuşlardır.

### Anodizasyon:

#### Güneş Spektrum Anodizasyonu



Şekil.23: Güneş Spektrum Anodizasyonu ile Renklendirme (CHEL Kimya Ürünleri Makine Elektrik Elektronik, Sanayii Ticaret Ltd. Şti).

Şekil 23’ te her rengin kendine özgü kademe ayarları gösterilmiştir. Çalışmada diş eti estetiğine en uygun renk olan mor rengini elde etmek için bloklara 58 saniye boyunca 0-100 volt arasında bir akım uygulanmış ve işlem sonucunda blokların yüzeylerinde 400 mikronluk bir titanyum dioksit tabakası elde edilmiştir.

Renk skalası görüldüğü gibi soldan sağa doğru ilerlemektedir. Soldaki kademe renklerini sağdaki kademe renklerine ilerletme imkanı vardır. Fakat sağ kademe renklerini sol tarafa doğru geriye çevirme imkanı yoktur.

İletken Bara: İletken bara banyo platformuna uygun izolatörlerle monte edildi. İletken bara, anodizasyon parçasının ve katot malzemenin monte edildiği baralardır. Katod iletken baraya siyah katod bağlantısı anodizasyon parçasının asılacağı baraya kırmızı anot bağlantısı yapıldı (malzemenin titanyum kancalarla asıldığı kısımdır).

Temizliğine çok özen gösterildi zaman içinde oluşan kirlenmeler uygun şekilde temizlendi.

Durulama: Her zaman eldiven kullanıldı ve renklendirilmiş kısımlar elle temas ettirilmedi. Renklendirilen malzemeler saf su ile durulanıp kurutuldu. Titanyum malzemelerin çizilmemesi için birbiriyle temas etmemesine özen gösterildi. Son durulama sıcak su ile yapıldı. Durulama sonrası CHEL ALDES ile sterilizasyon işlemi uygulandı.

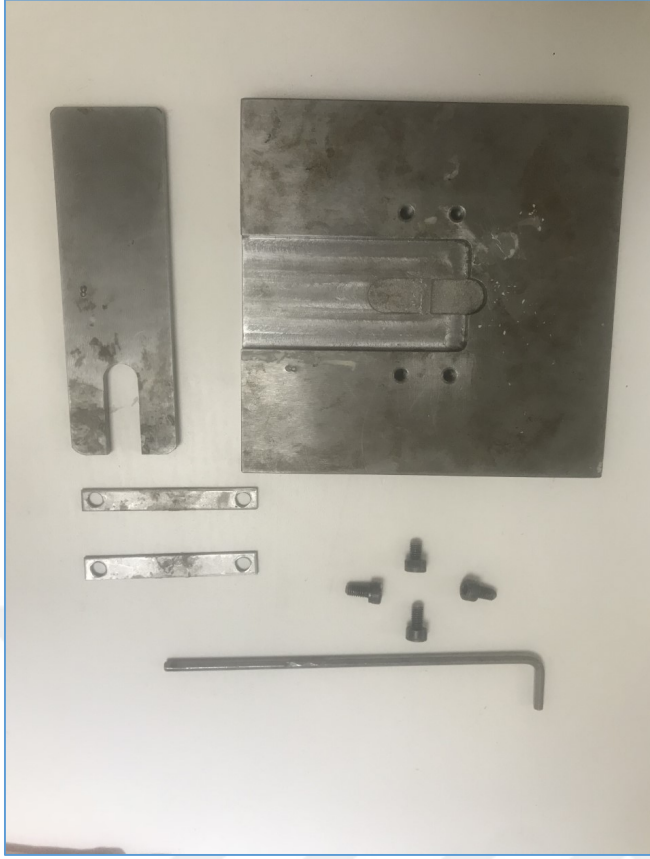
Yukarıda anlatılan işlemler için CHEL özel tasarım banyo sistemleri kullanıldı.



Şekil.24: Kullanılan Kimyasal Banyolar

### 3.2.3. Titanyum Blokların Simantasyonları

Blokların yüzey hazırlığı ve anodizasyon işleminden sonra simantasyon aşamasına geçildi. Belirlenen 1.5 mm' lik siman aralığını tüm örneklerde eşit elde edebilmek amacıyla tamamen kendi tasarımı olan metal bir aparat dizayn edilip üretildi (Şekil.25).



Şekil.25: Simantasyon Aparatı Dizaynı

Şekilde görüldüğü gibi aparat tasarımında blokların yerleştirildiği kısımlar blokların hareketini engellemek için pürüzlü tasarlanmıştır. Blokların arasındaki 1.5 mm' lik siman aralığı ise pürüzsüz yapılmıştır. Dizayn, blokların stabilitesi amacıyla ek vidalarla desteklenmiştir.

#### 3.1.4. Çalışmada Kullanılan Siman Materyalleri

##### Poly-F Plus, Dentsply:

Poly F Plus çinko polikarboksilat simandır ve ISO 9917 gereklerine uymaktadır. İçeriğinde çinko oksit, magnezyum hidroksit, poliakrilik asit ve demir oksit pigmentleri bulunmaktadır. Karıştırma oranı kendi ölçü kaşığı ile 1 kaşık toz 2 damla da likit şeklinde olup çalışma süresi ise 20-25 saniyedir (Şekil.26).



Şekil.26: Poly-F Plus Polikarboksilat Siman

#### Fuji 1 Kapsül, GC :

Kapsül formda radyopak cam iyonomer yapıştırma simanıdır. Toz- likit oranı 0,33/ 0,18 grdır. Karıştırma süresi 10 saniye olup çalışma süresi ise 2 dakika 15 saniyedir.

Karıştırmadan önce kapsül çalkalanır veya sert bir yüzeye vurulduktan sonra kapsülün arkadaki butonu sonuna kadar itilir. Kapsül hızlıca GC kapsül tabancasına yerleştirilir ve tetik bir kere çekilir böylece kapsül aktive olmuş olur. Kapsül karıştırılmadan hemen önce aktive edilmelidir. Bu aşamadan sonra kapsül tabancadan çıkarılıp amalgamatöre yerleştirilir ve 10 sn karıştırılıp ve uygulanır



Şekil.27: Amalgamatör



Şekil.28: GC Fuji 1 Cam İyonomer Siman

Maxcem Elite Chroma, Kerr:

Maxcem Elite Chroma, artan siman kalıntılarını temizlemek için optimal zamanı görsel olarak renk indikatörü ile belirtebilen bir rezin simandır. Marjinlerin çevresindeki simanın optimal zamanda temizlenmesi, restorasyonun başarılı olmasını sağlar ve siman kalıntılarına bağlı post operatif komplikasyonların önlenmesine yardımcı olur. Siman şırıngadan sıkıldığında pembe renge dönüşür ve

siman jel haline ulaşınca pembe renk kaybolarak siman artıklarının çıkarılması için ideal zamanı belirtir.

Maxcem Elite Chroma, röntgen filmlerinde kolayca tanımlanabilmesi için radyoopaktır ve kendiliğinden sertleşme veya ışıkla sertleşme seçenekleriyle maksimum kullanım esnekliğine olanak tanır. Otomatik karıştırma şırıngasının içinde tek kullanımlık otomatik karıştırma uçları ve isteğe bağlı eğimli uygulama uçlarıyla paketlenmiştir (Şekil.29).



Şekil.29: Maxcem Elite Chroma Rezin Siman, Kerr

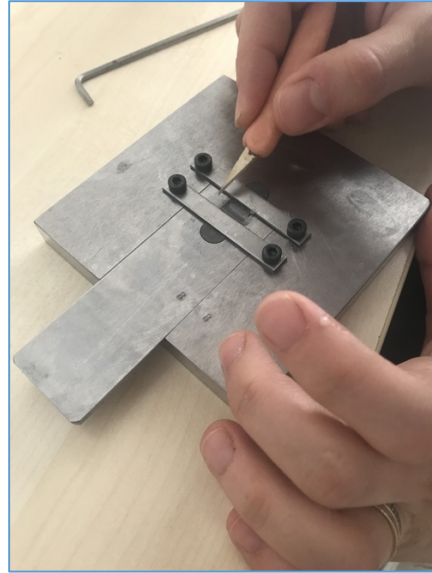
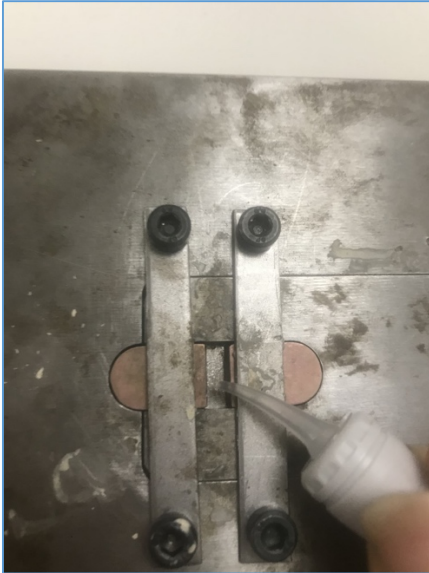
Örnekler hazırlanırken yaklaşık 2-3 saniye ön ışılama yapıp pembe renk kaybolduktan sonra artıklar temizlendi ve 20 saniye daha ışılama yapılarak polimerize edildi.

Öncelikle tasarladığımız aparatta tüm örneklerde siman boşluğunun her çift örnekte aynı olması için blokların simantasyon sırasında yerlerinden kaymamaları gerektiğine dayanarak blokların yerleştirildiği kısımların pürüzlü olması ve sistemin vidalanarak sıkıştırılması sağlandı.



Şekil.30: Aparatın Vidalanması

Blokların steril preselle yerleştirildiği sırada simanın polimerizasyonu sonucunda blokların aparattan rahat çıkarılabilmesi için siman yüzeyleri haricindeki yüzeyler bond fırçası yardımıyla vazelinlendi ve bu işlem her yeni blok simantasyonunda yenilendi.



Şekil.31: Blokların Simantasyonu

Şekil.31'de görüldüğü gibi simantasyon işlemi yapıldı ve siman donmadan önce bir sond yardımıyla hafif karıştırılarak içeride hava boşluğu kalması engellendi. Simanın donmasından sonra ise siman artıkları bir bistüri ucuyla temizlendi.





Şekil.32: Simante Edilmiş Bloklar

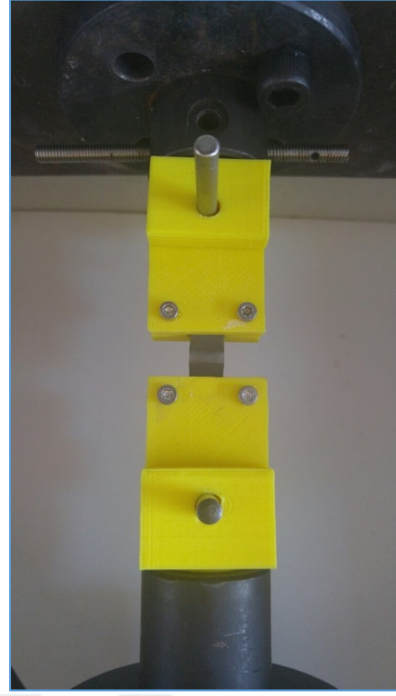
Bloklar simante edildikten sonra ISO 11405 standartına göre en büyük kopma kuvveti ve bu kuvvet altında boyca uzaması çekme cihazı kullanılarak hesaplandı. (<https://www.iso.org/standard/62898.html> Erişim Tarihi: Kasım 2018).

### 3.1.5. Simante Örneklerin Çekme Cihazında Çekilmesi

Çalışmamızda Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi bölümünde SHIMADZU marka tensile test cihazı kullanılmış olup bu universal mekanik test cihazı metal, kompozit, taş, beton, tuğla, harç ve ahşap gibi malzemelerin çekme, basma ve eğmede dayanım değerlerini tespit eder. Kapasitesi 100 kN'dur. Ayrıca cihaz test edilen malzemelerin maksimum kuvvet, minimum kuvvet, standart sapma, yield point, enerji, belli bir uzamadaki yük veya gerilme değerini veya belli bir yükteki uzama değerlerini istatistiksel olarak verebilmektedir.

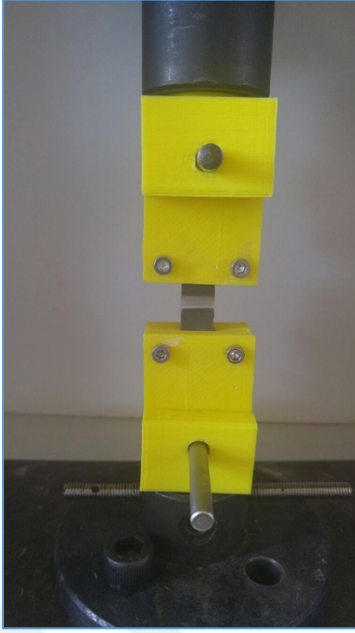
Sistem materyalin bağlandığı x ekseninde birbirinden uzaklaşan 2 adet çeneden ve maksimum kuvveti kaydeden bilgisayar yazılımından oluşmaktadır.



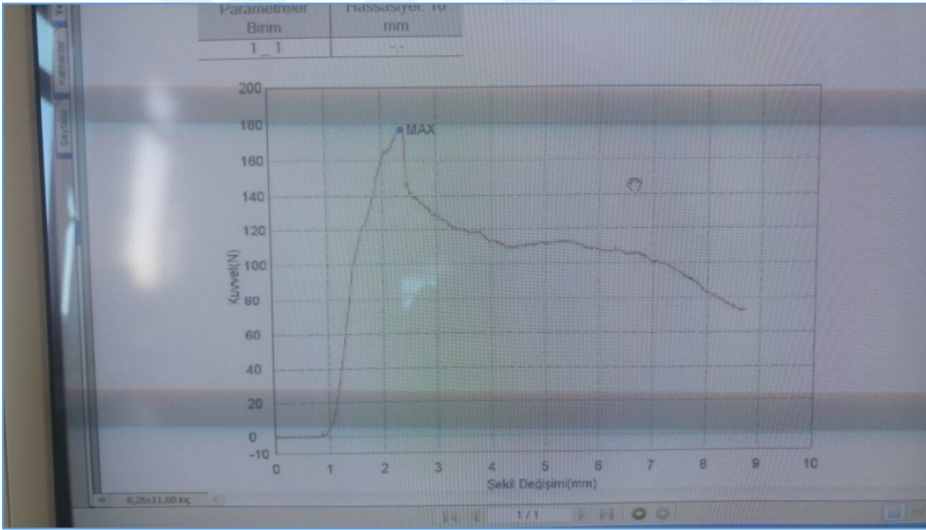


Şekil.33: Cihaza Tutturulmuş Bloklar

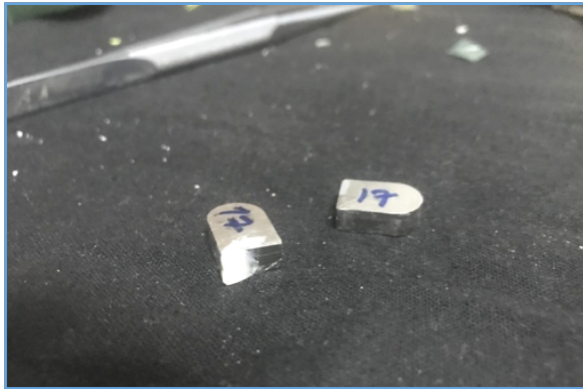
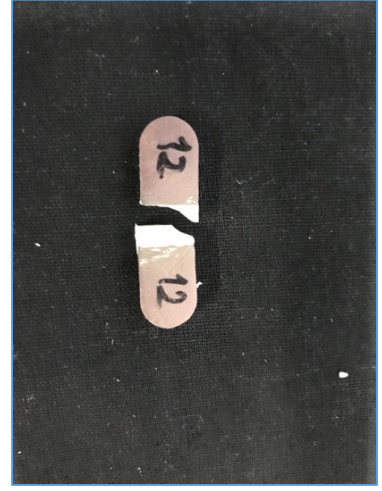
Bloklar şekilde de görüldüğü gibi plastikten mengenerle blokların tam oturacağı çöküntüler yapılarak oturtulup sıkıştırıldı.



Şekil.34: Çekme Kuvveti Altında Desimante Olan Bloklar



Şekil.35: Bilgisayarda Herbir 32 Çift Bloğun Maksimum Bağ Dayanımı Kuvvetinin Kaydedilmesi



Şekil.36: Örneklerin Desimante Şekilleri

Her bir siman grubu ayrı ayrı dakikada 0.5 mm hızla çekildikten sonra CHEL firmasına yüzey düzeltmeleri ve temizleme işlemleri için gönderilmiş olup daha sonra bir diğer siman grubu teste sokulmuştur.

Ölçülen maksimum kuvvetlerden bir veri dosyası oluşturulmuştur. 32 çift blok ve 3 adet simandan sonuç olarak 96 adet veri elde edilmiştir.

### 3.2. Mikrobiyolojik Test Aşamaları:

Materyal Adı	Üretici Firma Adı	Üretici Ülke
İnkübatör	Memmert GmbH & Co.	Almanya
Mueller- Hinton Besiyeri	Sigma- Aldrich Co.	A.B.D
Otoklav	Hirayama Manufacturing Co.	Japonya
Santrifüj Cihazı	Sigma- Aldrich Co.	A.B.D
Vortex	VWR	Birleşik Krallık
Ultra saf su cihazı	Sartorius	Almanya
DNA izolasyon kiti (Fungal Bacterial DNA)	Zymo Research Co.	A.B.D
DNA izolasyon kiti (High Pure PCR Template Preparation Kit)	Roche	Almanya
Real Time PCR cihazı	Roche	Almanya
Işık mikroskobu (Jeol JSM 5500)	Olympos Singapore PTE Ltd.	Singapur
Taramalı elektron mikroskobu (Jeol JSM 5500)	Jeol Ltd.	Japonya
Taramalı elektron mikroskobu (Jeol JSM 5200)	Jeol Ltd.	Japonya
Hassas terazi 1 mg (0.001 gr) hassasiyet	Mettler- Toledo	A.B.D

Tablo.1 : Mikrobiyolojik Çalışmada Kullanılan Materyallere Ait Bilgiler

### 3.2.1. Örneklerin Hazırlaması

16 şar adet mat yüzeyli saf titanyum (MT), parlak yüzeyli saf titanyum (PT), mat yüzeyli anodize edilmiş (MA) ve parlak yüzeyli anodize edilmiş (PA) 4 farklı yüzey özelliklerine sahip titanyum bloklar İzmir Milling Center da Starbond marka titanyum bloktan milling yöntemi ile imal edildi. Materyaller dört gruba (G1, G2, G3 ve G4) ayrıldı. G1; yüzeye yapışmış hücrelerin qPCR ile ölçülmesi için, G2; agar plakalarındaki canlı hücrelerin sayımı için, G3; canlı / ölü hücre analizi için ve G4 grubu; taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizi için gruplandı. Gruplar otoklav ile sterilize edildi.

### 3.2.2. Kültürlerin Eldesi

Adhezyon incelenmesi için *C. albicans*, *C. glabrata*, *C. krusei*, *C. tropicalis* ve *C. parapsilosis* klinik izolatları seçildi. *C. glabrata* izolatu Ege Üniversitesi Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı'ndan alınmıştır. Diğer kültürler Ege Üniversitesi Temel ve Endüstriyel Mikrobiyoloji Bölümünden temin edilmiştir. Fusayama-Meyer yapay tükürük solüsyonu hazırlandı (128). CHROMAğar Candida besiyeri (Paris, Fransa), Candida hücrelerinin agar plakasında görselleştirilmesi ve sayılması için kullanılmıştır. Tüm çözeltiler ve kültür ortamı, 121°C' de ve 1.1 atm' de 15 dakika süreyle otoklavlandı.

#### CHROMAğar Candida Besiyerinin Hazırlanışı

1. 47.7 g. toz besiyeri 1 lt suda karıştırılarak çözülür.
2. Balona koyulan besiyerinin ağzı kapatılır ve 100°C 'ye dek ısıtılmış, kaynayan su banyosu içerisinde karıştırılarak, çalkalanarak ısıtılır.
3. Agar tam olarak eriyene dek (besiyeri yüzeyindeki köpüklerin yerini büyük balonlar alana dek) ortalama 2-5 dakika düzenli olarak karıştırılarak ısıtılır.
4. Su banyosunda karıştırılarak homojenize edilir.
5. Hafifçe soğutulduktan sonra petrilere dökülür.
6. 1 gün oda ısısında bekletildikten sonra plastik torbalara koyulur, karanlıkta ve +4°C ' de saklanır.



Şekil. 37: CHROMAgar Besiyeri

#### Yapay tükürük solüsyonu

Çalışmada mikroorganizmaların adezyon testlerinin tayininde Fusuyama- Meyer yapay tükürük solüsyonu kullanılmıştır ve içeriği aşağıdaki tabloda verilmiştir (Tablo 2) (129, 130, 131, 132.) Hazırlanan yapay tükürük solüsyonu 0,45 um por çaplı steril şırınga filtreden ( Sartorius, Almanya) geçirilerek steril edilmiştir.

Fusuyama- Meyer Yapay Tükürük Solüsyonu	Miktar
Potasyum klorür	0.4 g/L
Sodyum klorür	0.4 g/L
Kalsiyum klorid dehidrat	0.906 g/L
Sodyum dihidrojen fosfat	0.690 g/L
Sodyum sülfid	0.005 g/L
Üre	1 g/L

Tablo.2 : Fusuyama- Meyer Yapay Tükürük Solüsyonunun içeriği

### 3.2.3. Adezyon Testi

Aşılama, 500 mM sukroz içeren Mueller Hinton Broth (MHB) ile yapıldı (Tablo.3). Her stok kültürden 500 ul, 20 ml MHB' ye aşılandı ve daha sonra kültürler, 24 saat boyunca 37°C' de 200 rpm' de orbital çalkalayıcı ile inkübe edildi. İnkübasyondan sonra, büyüme hücreleri ayrı ayrı steril mikrosantrifüj tüplerine aktarıldı, 5 dakika boyunca 5000 rpm' de santrifüjlendi (Hettich Rotina 35 R Zentrifugen, Almanya) ve süpernatantlar atıldı. Hücreleri yıkamak için, peletlere% 0.89 NaCl (pH 7.2) içeren 1 mL 0.1M fosfat tamponlu salin (PBS) ilave edildi, daha sonra kısa bir süre vortekslendi ve 5 dakika 5000 rpm' de santrifüjlendi. Bu prosedür iki kez tekrarlandı.

Yıkanan hücreler, bir McFarland densitometresi (Den 1b, Grand Instruments, UK) ile 0.5 OD (optik yoğunluk)' ye ayarlandı. Adezyon incelemesi için iki hücre bileşimi hazırlandı. Bir bileşim (C1), sadece *C. albicans* içerirken, diğer bileşim (C2), *C. albicans*, *C. glabrata*, *C. krusei*, *C. tropicalis* ve *C. parapsilosis* içerikli hazırlandı.

Adezyon tayini için 12 mL yapay tükürük içeren 15 mL' lik steril falcon tüpleri hazırlandı. Her bir materyal grubundan iki steril numune tüplere eklendi. Daha sonra, tüplerin 37°C' de orbital çalkalayıcı ile 30 dakika boyunca 200 rpm' de inkübe edilmesiyle örneklerin yüzeysel değişimleri gerçekleştirilmiştir. Ortama alışma sürecinden sonra, 104 hücre / mL' lik final konsantrasyonu elde etmek için C1 ve C2' den hücre süspansiyonları ayrı ayrı tüplere eklenmiştir.



Adezyon analizi, tüpleri 37°C’ de orbital çalkalayıcı ile 2 saat boyunca 200 rpm’ de inkübe ederek yapıldı.

Sığır eti ekstresi	3 g/L
Sulu kazein ürünü	17.5 g/L
Nişasta	1.5 g/L

Tablo.3 : Muller Hinton Besiyeri Bileşimi



Şekil. 38: İnkübatör



Şekil.39: Santrifüj Cihazı

### 3.2.4. Ayrışma Deneyi

Yüze yapışmayan hücreleri temizlemek için, örnekler PBS tamponunda üç kez nazikçe yıkandı. Daha sonra, örnekler 5 mL PBS içeren yeni bir steril tüplere aktarıldı ve yapışmamış hücreler bir sonikasyon cihazı (Sonopuls, Bandelin Electronics, Berlin) kullanılarak numunelerin yüzeyinden ayrıldı. Yapıştırılan hücrelerin dağılması için, tüpler buzlu suyla dolu bir beher içine yerleştirildi ve daha sonra 30 saniye boyunca 50 x güç uygulanarak sonikasyon işlemi yapıldı. Bu işlem 3 kez tekrar edildi. Sonikasyondan sonra, tüpler 5000 rpm’ de 5 dakika santrifüjlendi ve süpernatantlar G2 için 1 ml, G1 ve G3 için 0.5 ml bırakacak şekilde atıldı.



Fosfat Tampon Solüsyonu	1000 ml distile suda
Sodyum klorür	89 gr
Sodyum dihidrojen fosfat	10.9 gr
Potasyum dihidrojen fosfat	3.2 gr

Tablo.4 : PBS Solüsyonu İçeriği

### 3.2.5. Agar Plakasında Candida Hücrelerinin Sayımı

G2' den toplanan yapıştırılmış Candida türleri, CHROMAgar Candida plakaları üzerinde analiz edildi. 1 mL G2 numunesi doğrudan petri plakalarına aşılandı, daha sonra CHROMAgar ortamı döküldü ve hafifçe karıştırıldı. Petri plakaları, 37°C' de 48 saat süreyle inkübe edildi. Kuluçkadan sonra, toplam canlı hücreler CFU / mL olarak sayıldı ve ardından, koloni renkleri ile türler ayırt edildi.

### 3.2.6. Canlı / Ölü Hücre Analizleri

Yapıştırılan Candida hücrelerinin canlı / ölü moleküler tespitleri, PMA işlemi ile gerçekleştirildi. Bunun için 1.25 mL PMA <sup>TM</sup> foto-reaktif boya (Biotium, ABD), 0.5 mL' lik ayrık G3 hücrelerine ilave edildi ve karışımlar, karanlık bir ortamda oda sıcaklığında 5 dakika süreyle inkübe edildi. Ardından, boya PMA-Lite <sup>TM</sup> LED Fotoliz cihazı (Biotium, ABD) tarafından 15 dakika boyunca foto-aktive edildi. Bundan sonra, karışımlar 5000 rpm' de 10 dakika santrifüj edildi ve pelletler DNA izolasyonu için 200 LL PBS içinde yeniden süspanse edildi.

### 3.2.7. Candida Türlerinin Moleküler Tespiti ve Miktar Tayini

Yüze yapışan Candida hücrelerinin sayılmasından önce, bireysel Standart eğrileri Real-Time PCR ile beş Candida türünün DNA' sı ile yapıldı.

G1 ve G3 örneklerinin DNA izolasyonları, kullanım kılavuzuna göre mantar / bakteriyel DNA izolasyon kiti (Zymo Research, ABD) kullanılarak gerçekleştirildi.

DNA numunelerinin ve saflık kontrollerinin miktarları, 260/280 nm dalga boylarında nanodrop spektrofotometre (Nanodrop 2000c, Thermo Scientific, ABD) ile ölçülmüştür. İzole edilmiş DNA örnekleri, FastStart Essential DNA Green Master Kit (Roche Diagnostics GmbH, Almanya) kullanılarak Gerçek Zamanlı PCR (LightCycler® 96 Sistemi, Roche Diagnostics, Almanya) ile ölçülmüştür. Beş *Candida* türünü ayrı ayrı ölçmek için spesifik primerler kullanıldı.



Şekil.40: Real- Time PCR Cihazı

Gerçek Zamanlı PCR koşulları aşağıdaki gibi uygulanmıştır:

*C. albicans* ve *C. krusei* için: 10 dakika boyunca 95°C’ de ön inkübasyon aşaması yapıldı; amplifikasyon aşaması ise , 95°C’ de 10 saniye boyunca, 54°C’ de 10 saniye boyunca ve 72°C’ de 12 saniye boyunca 45 devir yapıldı.

*C. glabrata* için: 10 dakika boyunca 95°C’ de ön inkübasyon aşaması; amplifikasyon adımları, 45°C’ de 10 saniye boyunca 95°C’ de, 53°C’ de 10 saniye boyunca ve 72°C’ de 6 saniye boyunca 45 devir yaptı.

*C. parapsilosis* ve *C. tropicalis* için: 10 dakika boyunca 95°C’ de ön inkübasyon aşaması; amplifikasyon adımları, 45°C’ de 10 saniye boyunca 95°C’ de, 57°C’ de

10 saniye boyunca ve 72°C' de 6 saniye boyunca 45 devir yaptı. Erime aşaması: 95°C' de 10 saniye, 65°C' de 60 saniye ve 97°C' de 1 saniye. Soğutma aşaması: 30 s boyunca 37°C. Yapıştırılan her Candida hücresi için DNA miktarı, yerleşik standart eğrilere göre hesaplandı.

### 3.2.8. SEM Analizleri (Taramalı Elektron Mikroskobu)

Taramalı elektron mikroskobu analizleri, Ege Üniversitesi Merkez Araştırma Test ve Analiz Laboratuvarı Uygulama ve Araştırma Merkezinde yapıldı. Analizlerden önce G4' teki örnekler % 2.5 gluteraldehit ile sabitlendi ve 24 saat 4°C' de inkübe edildi. Örnekler, 20 dakika boyunca oda sıcaklığında PBS içerisinde yıkandı ve daha sonra örnekler, her biri 10 dakika boyunca oda sıcaklığında sırasıyla 25, 50, 75 ve % 100 konsantrasyonlarda etanol ile dehidre edildi. Susuz kalan numuneler Au-Pd ile kaplandı ve Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) (Thermo Scientific Apreo S, ABD) altında gözlemlendi.

## 4.BULGULAR

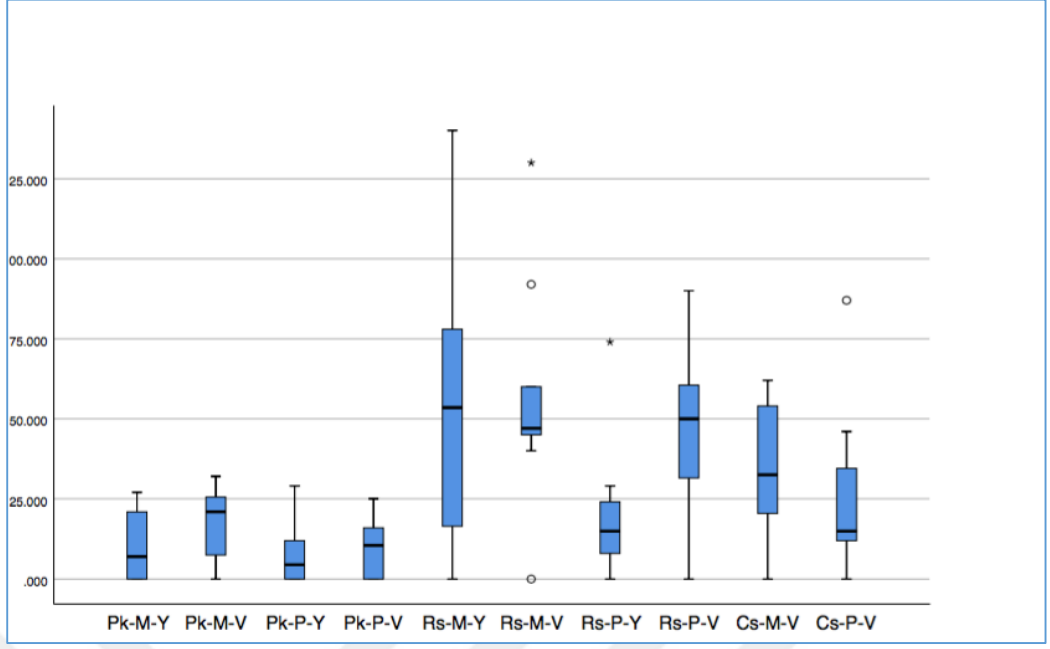
### 4.1. Mekanik Test Bulguları ve Verilerin İstatistiksel Değerlendirmesi

Verilerin istatistik analizlerinde IBM SPSS Statistics v25 paket program kullanıldı. Faktöriyel ( $2 \times 2 \times 3$ )! 2 yönlü ANOVA uygulandı. Bu analizden elde edilen rezidüellerin normal dağılmadığı gözlemlendi ( Kolmogorov- Smirnov testi) . Ayrıca  $2 \times 2 \times 3 = 12$  grup içerisinde 2 grupta sorun çıktığı için 10 grup üzerinden parametrik olmayan Kruskal- Wallis testi yapıldı. Fark anlamlı olduğu için 2' li grup karşılaştırmalarında Bon Ferroni düzeltmesi yapılarak Dunn testi uygulandı. Tüm hipotez kontrolleri  $\alpha = 0.05$  önem seviyesinde gerçekleştirildi.

Elde edilen sonuçların ortalama çekme bağ dayanımları genel olarak değerlendirildiğinde rezin siman kullanılan mat yüzeye sahip ve anodize edilmiş grupların bağ dayanımları en yüksek bulunmuştur ( $56.33 \text{ N} \pm 8.33$ ).

Ortalama en yüksek çekme testi sonucunu  $56.33 \text{ N} \pm 8.33$  değeriyle rezin siman kullanılan, mat yüzeyli ve anodize edilmiş grupta gözlenirken en düşük ortalama çekme testi sonucu  $7.75 \text{ N} \pm 2.22$  değeri ile polikarboksilat grubu kullanılan, parlak yüzeyli ve anodize edilmemiş grup göstermiştir.

Grupların parametreleri kombinasyonları yapılarak çekildiği için her 3 parametrenin de ayrı ayrı kendi içinde kıyaslanabilir değerlere ulaşılmıştır.



Grafik.1 : Gruplara Göre Çekme Bağ Dayanımları

Pk-M-Y: Polikarboksilat siman, mat yüzey, anodizasyon yok

Pk-M-V: Polikarboksilat siman, mat yüzey, anodizasyon var

Pk-P-Y: Polikarboksilat siman, parlak yüzey, anodizasyon yok

Pk-P-V: Polikarboksilat siman, parlak yüzey, anodizasyon var

Rs-M-Y: Rezin siman, mat yüzey, anodizasyon yok

Rs-M-V: Rezin siman, mat yüzey, anodizasyon var

Rs-P-Y: Rezin siman, parlak yüzey, anodizasyon yok

Rs-P-V: Rezin siman, parlak yüzey, anodizasyon var

Cs-M-V: Cam iyonomer siman, mat yüzey, anodizasyon var

Cs-P-V: Cam iyonomer siman, parlak yüzey, anodizasyon var

Örnek 1- Örnek 2	İstatistik	Standart sapma	Standart test istatistiği	Örnek	
Pk-P-Y-Pk-P-V	-4.062	11.536	-.352	.725	1.000
Pk-P-Y-Pk-M-Y	5.062	11.536	.439	.661	1.000
Pk-P-Y-Pk-M-V	15.438	11.536	1.338	.181	1.000
Pk-P-Y-Rs-P-Y	-15.670	11.941	-1.312	.189	1.000
Pk-P-Y-Cs-P-V	-17.625	11.536	-1.528	.127	1.000
Pk-P-Y-Cs-M-V	-28.875	11.536	-2.503	.012	.554
Pk-P-Y-Rs-M-Y	-34.250	11.536	-2.969	.003	.134
Pk-P-Y-Rs-P-V	-35.938	11.536	-3.115	.002	.083
Pk-P-Y-Rs-M-V	-38.368	11.211	-3.422	.001	.028
Pk-P-V-Pk-M-Y	1.000	11.536	.087	.931	1.000
Pk-P-V-Pk-M-V	11.375	11.536	.986	.324	1.000
Pk-P-V-Rs-P-Y	-11.607	11.941	-.972	.331	1.000
Pk-P-V-Cs-P-V	-13.562	11.536	-1.176	.240	1.000
Pk-P-V-Cs-M-V	-24.812	11.536	-2.151	.031	1.000
Pk-P-V-Rs-M-Y	-30.188	11.536	-2.617	.009	.399
Pk-P-V-Rs-P-V	-31.875	11.536	-2.763	.006	.258
Pk-P-V-Rs-M-V	-34.306	11.211	-3.060	.002	.100
Pk-M-Y-Pk-M-V	-10.375	11.536	-.899	.368	1.000
Pk-M-Y-Rs-P-Y	-10.607	11.941	-.888	.374	1.000
Pk-M-Y-Cs-P-V	-12.562	11.536	-1.089	.276	1.000
Pk-M-Y-Cs-M-V	-23.812	11.536	-2.064	.039	1.000
Pk-M-Y-Rs-M-Y	-29.188	11.536	-2.530	.011	.513

<b>Pk-M-Y-Cs-M-V</b>	-23.812	11.536	-2.064	.039	1.000
<b>Pk-M-Y-Rs-M-Y</b>	-29.188	11.536	-2.530	.011	.513
<b>Pk-M-Y-Rs-P-V</b>	-30.875	11.536	-2.676	.007	.335
<b>Pk-M-Y-Rs-M-V</b>	-33.306	11.211	-2.971	.003	.134
<b>Pk-M-V-Rs-P-Y</b>	-.232	11.941	-.019	.984	1.000
<b>Pk-M-V-Cs-P-V</b>	-2.188	11.536	-.190	.850	1.000
<b>Pk-M-V-Cs-M-V</b>	-13.438	11.536	-1.165	.244	1.000
<b>Pk-M-V-Rs-M-Y</b>	-18.812	11.536	-1.631	.103	1.000
<b>Pk-M-V-Rs-P-V</b>	-20.500	11.536	-1.777	.076	1.000
<b>Pk-M-V-Rs-M-V</b>	-22.931	11.211	-2.045	.041	1.000
<b>Rs-P-Y-Cs-P-V</b>	-1.955	11.941	-.164	.870	1.000
<b>Rs-P-Y-Cs-M-V</b>	-13.205	11.941	-1.106	.269	1.000
<b>Rs-P-Y-Rs-M-Y</b>	18.580	11.941	1.556	.120	1.000
<b>Rs-P-Y-Rs-P-V</b>	-20.268	11.941	-1.697	.090	1.000
<b>Rs-P-Y-Rs-M-V</b>	22.698	11.627	1.952	.051	1.000
<b>Cs-P-V-Cs-M-V</b>	11.250	11.536	.975	.329	1.000
<b>Cs-P-V-Rs-M-Y</b>	16.625	11.536	1.441	.150	1.000
<b>Cs-P-V-Rs-P-V</b>	18.312	11.536	1.587	.112	1.000
<b>Cs-P-V-Rs-M-V</b>	20.743	11.211	1.850	.064	1.000
<b>Cs-M-V-Rs-M-Y</b>	5.375	11.536	.466	.641	1.000
<b>Cs-M-V-Rs-P-V</b>	7.062	11.536	.612	.540	1.000
<b>Cs-M-V-Rs-M-V</b>	9.493	11.211	.847	.397	1.000
<b>Rs-M-Y-Rs-P-V</b>	-1.688	11.536	-.146	.884	1.000
<b>Rs-M-Y-Rs-M-V</b>	-4.118	11.211	-.367	.713	1.000
<b>Rs-P-V-Rs-M-V</b>	2.431	11.211	.217	.828	1.000

Tablo.5: Grupların Çekme Bağ Dayanım Değerleri (N)

Yukarıdaki tabloya göre;

- Polikarboksilat siman kullanılmış, parlak yüzeyli, anodize edilmemiş yüzeye sahip grubun bağ dayanımları rezin siman kullanılmış, mat yüzeyli, anodize edilmemiş grupların dayanımlarından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük çıkmıştır.
- Polikarboksilat siman uygulanmış, parlak yüzeyli, anodizasyon uygulanmış grubun bağ dayanımı rezin siman uygulanmış, parlak yüzeyli, anodizasyon uygulanmamış örnek gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.
- Rezin siman kullanılmış, parlak yüzeyli, anodize edilmiş grubun bağ dayanımları polikarboksilat siman uygulanmış, parlak yüzeyli, anodizasyon uygulanmış örnek gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.
- Polikarboksilat siman uygulanmış, mat yüzeyli, anodize edilmemiş grupların bağ dayanımları rezin siman kullanılmış, mat yüzeyli, anodize edilmiş grupların dayanımlarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük çıkmıştır.
- Rezin siman kullanılmış, mat yüzeyli, anodize edilmiş grupların çekme bağ dayanımları polikarboksilat siman kullanılmış, parlak yüzeyli, anodize edilmemiş grupların bağ dayanımlarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.
- Cam iyonomer siman kullanılan örneklerden anodize edilmemiş titanyum blokların tamamı tensile teste bağlanırken ayrılmıştır.



#### 4.2. Mikrobiyolojik Test Bulguları ve Verilerin İstatistiksel Değerlendirmesi

	A	B	C	D	E	F	G	H	I
2	Karışık Candida türleri ile yapılan adezyon çalışması								
3	5x	ma1	ma2	ma3	ma4	ma5	ma6		
4	Candida albicans	450	230	325	255	375	400		
5	Candida glabrata	430	330	300	315	380	370		
6	Candida krusei	55	80	60	40	80	50		
7	Candida tropicalis	0	0	0	0	0	0		
8	Candida parapsilosis	140	245	145	250	225	235		
9									
10									
11									
12									
13	Candida albicans	220	230	200	210	200	205		
14	Candida glabrata	190	175	135	235	155	225		
15	Candida krusei	35	20	25	30	20	35		
16	Candida tropicalis	0	0	0	0	0	0		
17	Candida parapsilosis	55	60	130	110	70	105		
18									
19									
20									
21									
22	Candida albicans	195	315	270	220	250	295		
23	Candida glabrata	335	360	490	510	430	500		
24	Candida krusei	60	105	65	100	80	80		
25	Candida tropicalis	0	0	0	0	0	0		
26	Candida parapsilosis	150	225	165	140	140	130		
27									
28									
29									
30									
31	Candida albicans	585	455	285	540	595	492		
32	Candida glabrata	635	485	215	705	695	547		
33	Candida krusei	30	65	75	45	75	58		
34	Candida tropicalis	0	0	0	0	0	0		
35	Candida parapsilosis	525	275	215	300	460	355		
36	Toplam	1775	1280	790	1590	1825	1452		
37									
38									
39	C.albicans (Tek başına yapılan adezyon çalışması)								
40	C. albicans								
41		1	2	3	4	5	6	7	
42	ma	270,00	280,00	360,00	300,00	215,00	380,00	325,00	340
43	mt	165,00	205,00	195,00	265,00	220,00	205,00	165,00	215
44	pa	525,00	475,00	445,00	540,00	495,00	540,00	495,00	545
45	pt	350	270	280	325	300	280	260	3
46									

Tablo.6: YüzeYE Yapışan Mikroorganizmaların Sayısal Değerleri

Yukarıdaki tabloda farklı yüzey özelliklerine sahip titanyum bloklar iki farklı solüsyona tabi tutulduğunda yüzeye yapışan mikroorganizma sayıları verilmiştir. Solüsyonlardan ilki *C. albicans*, *C. glabrata*, *C.krusei*, *C. tropicalis* ve *C.parapsilosis* karışımıdır alta sonucu verilen solüsyon ise sadece *C.albicans* içerikli solüsyondur. Yüzeylerdeki mikroorganizma sayımları altışar kere tekrarlanmış, sonuçları tablo haline getirirken zorlanmamak adına logaritmaları alınmış ve standart sapmaları hesaplanmıştır.

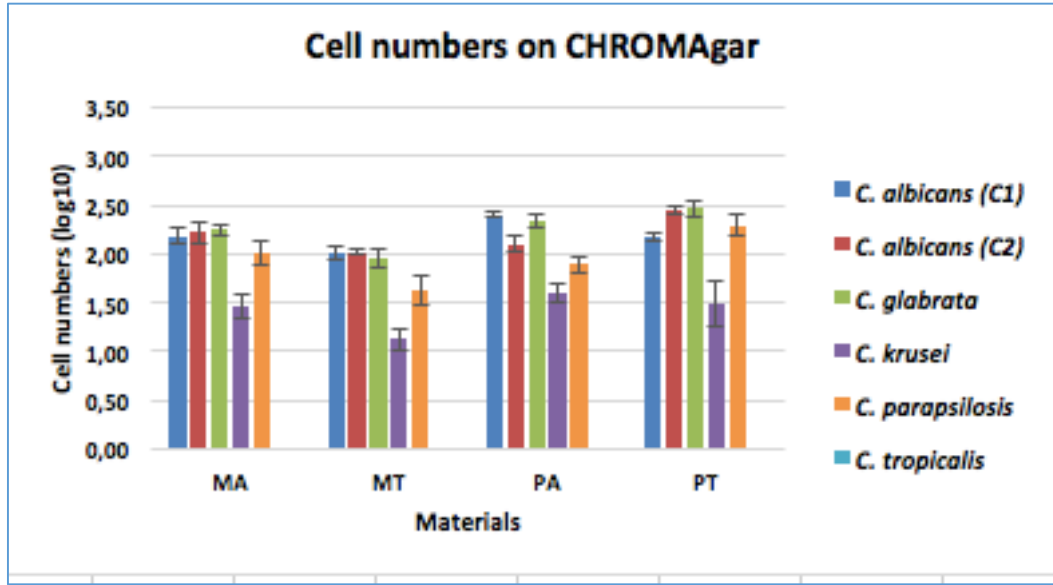
	adet dna sayıları	adet dna sayıları (log10 taba	
	ort	ort	standart sapma
MA	3,34E+02	2,52	0,31
MT	3,01E+02	2,48	0,02
PA	4,50E+03	3,65	0,03
PT	8,42E+01	1,93	0,11
KMA	6,41E+03	3,81	0,08
KMT	5,87E+01	1,77	0,08
KPA	7,01E+03	3,85	0,09
KPT	3,92E+02	2,59	0,15
PMA	5,21E+02	2,72	0,09
PMT	3,81E+02	2,58	0,15
PPA	1,10E+03	3,04	0,06
PPT	3,03E+02	2,48	0,09
PKMA	5,21E+02	2,72	0,06
PKMT	9,87E+01	1,99	0,17
PKPA	2,50E+03	3,40	0,09
PKPT	4,86E+02	2,69	0,17
c.glabrata			
	adet dna sayıları	adet dna sayıları (log10 taba	
	ort	ort	standart sapma
KMA	6,33E+02	2,80	0,06
KMT	7,85E+01	1,89	0,19
KPA	2,53E+02	2,40	0,11
KPT	4,87E+01	1,69	0,09
PKMA	1,69E+02	2,23	0,10
PKMT	3,56E+02	2,55	0,16
PKPA	1,43E+03	3,16	0,18
PKPT	1,73E+02	2,24	0,01

Tablo.7: *C. albicans* ve *C. glabrata*'nın Titanyum Bloklar Üzerindeki Adet DNA Sayıları

		adet dna sayıları		adet dna sayıları (log10 tab)	
c.krusei	ort	ort	standart sapma		
KMA	3,82E+01	1,58	0,06		
KMT	3,59E+01	1,55	0,18		
KPA	1,66E+01	1,22	0,10		
KPT	2,83E+01	1,45	0,11		
PKMA	4,70E+01	1,67	0,19		
PKMT	4,97E+01	1,70	0,16		
PKPA	1,77E+02	2,25	0,09		
PKPT	7,43E+01	1,87	0,03		
		adet dna sayıları		adet dna sayıları (log10 tab)	
c.parapsilos	ort	ort	standart sapma		
KMA	2,95E+03	3,47	0,12		
KMT	1,97E+03	3,29	0,30		
KPA	4,79E+02	2,68	0,19		
KPT	1,89E+02	2,28	0,15		
PKMA	1,37E+03	3,14	0,11		

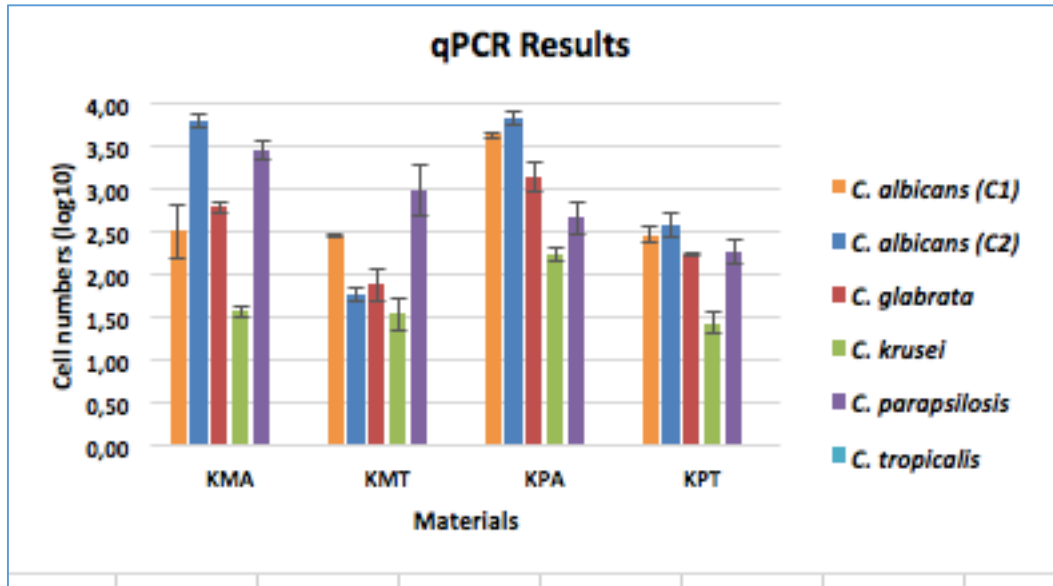
Tablo.8: *C. krusei* ve *C. parapsilosis*' in Titanyum Bloklar Üzerindeki Adet DNA Sayıları

Yukarıdaki tablolarda titanyum bloklar üzerine yapışan toplam adet DNA sayıları verilmiştir (canlı mikroorganizma ve ölü mikroorganizma toplamı). K ile başlayan kodlar karışık maya solüsyonu adezyonundaki ilgili mayayı belirtiyor. Örneğin; *C. albicans*' taki KMA: Mat yüzeyli ve anodize edilmiş titanyum bloklar üzerindeki (MA) karışık mayaların içinde bulunan materyal yüzeyine tutunmuş *C. albicans* sayısı anlamına gelmektedir. ‘‘P’’ ile başlayan kodlar ise q PCR’ da yapılan canlı / ölü maya sayılarını belirtmektedir. Grafikler, ikişer kere yapılan sayımların ortalamasından elde edilen değerlerin log dönüşümleri ile oluşturulmuştur. Standart sapma değerleri ise iki logaritmik sonucun standart sapmasıdır.

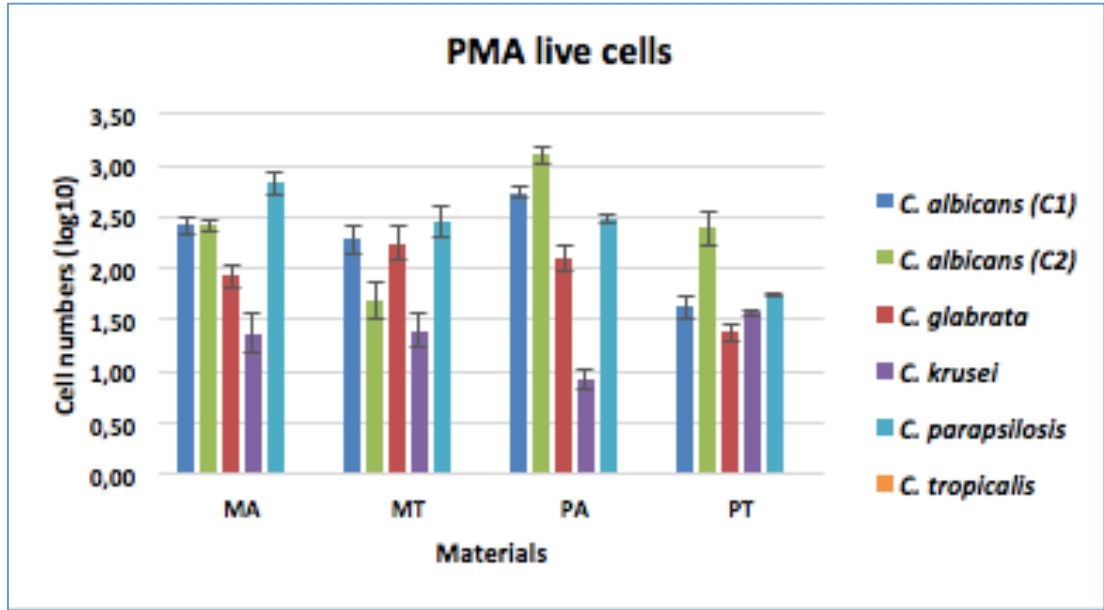


Grafik.2: CHROMAgar Besiyerinde Mayaların Sayılan Koloni Sayısı

Yukarıdaki grafikte (Grafik.2) mayaların CHROMAgar besiyerindeki mikroorganizmaların koloni miktarları verilmiştir.

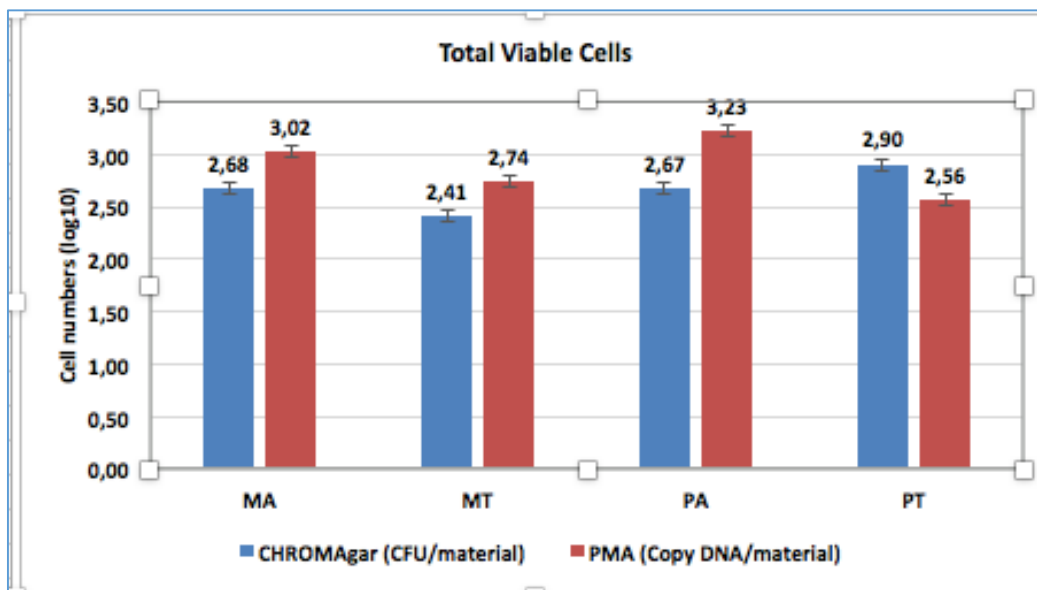


Grafik.3: Bloklar Üzerindeki Mikroorganizma DNA' larının q PCR ile Ölçülen Toplam Sayıları ve Canlı Mikroorganizma Sayıları



Grafik.4: Bloklar Üzerindeki Mikroorganizma DNA' larının q PCR ile Ölçülen Canlı Kalabilen Mikroorganizma Sayıları

Grafik 3' te q PCR sonuçları olarak gösterilen miktarlar, blokların üzerinde Real-Time PCR' da sayılan toplam DNA miktarlarını belirtmektedir. PMA canlı hücreler olarak gösterilen miktarlar ise (Grafik.4) PCR sayımından sonra ölü mikroorganizmalar temizlenip bloklar üzerinde canlı kalan maya DNA' larının sayımıdır.



Grafik.5: CHROMAger ve Copy DNA Yöntemiyle Ölçülen Toplam Hücre Sayıları

Grafik.5' e bakıldığında birbirinden tamamen farklı yöntemler olan CHROMA<sub>g</sub>ar besiyerinde ölçüm ile ve Copy DNA yönteminden elde edilen sonuçların birbiriyle paralellik gösterdiği görülmektedir. CHROMA<sub>g</sub>ar'da sayılan, koloni miktarları iken; PCR'da sayılan ise kopya DNA miktarlarıdır.

	C. albicans (C1)			C. albicans (C2)			C. glabrata		C. krusei		C. parapsilosis		C. tropicalis		
	log	std	std	log	std	std	log	std	log	std	log	std	log	std	
MA	2,18	0,08	0,08	2,22	0,11	0,11	2,24	0,06	1,47	0,12	2,00	0,12	0,12	0,00	0,00
MT	2,00	0,07	0,07	2,02	0,02	0,02	1,96	0,09	1,13	0,11	1,62	0,16	0,16	0,00	0,00
PA	2,40	0,03	0,03	2,10	0,08	0,08	2,33	0,08	1,60	0,10	1,89	0,09	0,09	0,00	0,00
PT	2,17	0,04	0,04	2,44	0,04	0,04	2,46	0,09	1,50	0,24	2,29	0,11	0,11	0,00	0,00

Tablo.9: Petri Plak Sayımları

	log	std log10	log	std log10	log	std log10	log	std log10	log	std log10	log	std log10	log	std log10
KMA	2,52	0,31	0,31	3,81	0,08	0,08	2,80	0,06	1,58	0,06	3,47	0,12	0,12	0,00
KMT	2,48	0,02	0,02	1,77	0,08	0,08	1,89	0,19	1,55	0,18	2,99	0,30	0,30	0,00
KPA	3,65	0,03	0,03	3,85	0,09	0,09	3,16	0,18	2,25	0,09	2,68	0,19	0,19	0,00
KPT	2,48	0,09	0,09	2,59	0,15	0,15	2,24	0,01	1,45	0,11	2,28	0,15	0,15	0,00

Tablo.10: Toplam q PCR Sayımları

	C. albicans (C1)		C. albicans (C2)		C. glabrata		C. krusei		C. parapsilosis		C. tropicalis	
	log	std log10	log	std log10	log	std log10	log	std log10	log	std log10	log	std log10
MA	2,42	0,09	2,42	0,06	1,93	0,10	1,37	0,19	2,83	0,11	0,00	0,00
MT	2,28	0,15	1,69	0,17	2,25	0,16	1,40	0,16	2,47	0,15	0,00	0,00
PA	2,74	0,06	3,10	0,09	2,10	0,11	0,92	0,10	2,49	0,05	0,00	0,00
PT	1,62	0,11	2,39	0,17	1,39	0,09	1,57	0,03	1,74	0,02	0,00	0,00

Tablo.11: PMA' lı q PCR Sayımları

Karışık maya solüsyonuna maruz kalan bloklardaki toplam yapışan ve canlı kalabilen maya DNA sayımlarına baktığımızda;

- Mat ve anodize edilmiş titanyum bloklarda canlı kalan *C. parapsilosis* sayısı log 10 tabanında hesaplandığında en fazla görünmekte, *C. albicans* ve *C. glabrata* hemen onu takiben; en az canlı kalan maya ise *C. krusei* olmuştur. (*C. parapsilosis* için  $2.83 \pm 0.11$ , *C. albicans* için  $2.42 \pm 0.06$ , *C. glabrata* için  $2.42 \pm 0.06$ , *C. krusei* için  $1.37 \pm 0.19$ ).  $p < 0.05$
- Mat ve saf titanyum bloklarda canlı kalan *C. parapsilosis* sayısı log 10 tabanında hesaplandığında en fazla görünmekte; onun ardından *C. glabrata*, *C. albicans* ve son olarak en az canlı kalan maya ise *C. krusei* olmuştur. (*C. parapsilosis* için  $2.47 \pm 0.15$ , *C. glabrata* için  $2.25 \pm 0.16$ , *C. albicans*

için  $1.69 \pm 0.17$ , *C. krusei* için  $1.40 \pm 0.16$ ).  $p < 0.05$

- Parlak anodize edilmiş bloklarda ise en fazla koloni oluşturan en az koloni oluşturan mayaya doğru sıralama; *C. albicans*, *C. parapsilosis*, *C. glabrata* ve *C. krusei* şeklindedir ( *C.albicans* için  $3.10 \pm 0.09$ , *C.parapsilosis* için  $2.49 \pm 0.05$ , *C.glabrata* için  $2.10 \pm 0.11$ , *C.krusei* için  $0.11 \pm 0.92$ ).  $p < 0.05$
- Parlak saf titanyum yüzeyinde ise; en fazla koloni oluşturan en az koloni oluşturan mayaya doğru sıralama; yine *C. albicans*, *C. parapsilosis*, *C.krusei* ve *C. glabrata* şeklindedir (*C.albicans* için  $2.39 \pm 0.17$ , *C.parapsilosis* için  $1.74 \pm 0.02$ , *C.krusei* için  $1.57 \pm 0.03$ ).  $p < 0.05$
- *C. tropicalis* yüksek adezyon tutulumu göstermesine rağmen titanyum blokların hiçbirinin yüzeyinde canlı kalamamıştır.

Petri plak sayımı verilerinin istatistik analizlerinde IBM SPSS Statistics v25 paket program kullanıldı ve tek yönlü ANOVA uygulandı. Fark anlamlı olduğunda grup karşılaştırmalarında Bon Ferroni düzeltmesi yapılarak tüm hipotez kontrolleri  $p < 0.05$  önem seviyesinde gerçekleştirildi.

Blok		Mikrop sayısı	Log10.Mik.Sayısı
1.ma	Mean	339,17	2,51824
	N	6	6
	Std. Deviation	85,406	0,114341
	Median	350,00	2,54296
	Minimum	230	2,362
	Maximum	450	2,653
	Range	220	0,291
2.mt	Mean	210,83	2,32336
	N	6	6
	Std. Deviation	12,007	0,024367
	Median	207,50	2,31699
	Minimum	200	2,301
	Maximum	230	2,362
	Range	30	0,061
3.pa	Mean	257,50	2,40498
	N	6	6
	Std. Deviation	45,249	0,078469
	Median	260,00	2,41465
	Minimum	195	2,290
	Maximum	315	2,498
	Range	120	0,208
4.pt	Mean	492,00	2,67981
	N	6	6
	Std. Deviation	114,700	0,118824
	Median	516,00	2,71218
	Minimum	285	2,455
	Maximum	595	2,775
	Range	310	0,320
Total	Mean	324,88	2,48160
	N	24	24
	Std. Deviation	129,764	0,161375
	Median	277,50	2,44310
	Minimum	195	2,290
	Maximum	595	2,775
	Range	400	0,484

Tablo.12: *C. albicans* İçin Tüm Titanyum Bloklar Üzerindeki İstatistiksel Veriler (ma: mat yüzeyli anodize edilmiş titanyum blok, mt: mat yüzeyli anodize edilmemiş saf titanyum blok, pa: parlak yüzeyli anodize edilmiş titanyum blok, pt: parlak yüzeyli anodize edilmiş titanyum blok).



Blok		Mikrop sayısı	Log10.Mik.Sayısı
1.ma	Mean	354,17	2,54590
	N	6	6
	Std. Deviation	48,417	0,058411
	Median	350,00	2,54336
	Minimum	300	2,477
	Maximum	430	2,633
	Range	130	0,156
2.mt	Mean	185,83	2,26095
	N	6	6
	Std. Deviation	39,041	0,092881
	Median	182,50	2,26090
	Minimum	135	2,130
	Maximum	235	2,371
	Range	100	0,241
3.pa	Mean	437,50	2,63526
	N	6	6
	Std. Deviation	75,482	0,078346
	Median	460,00	2,66183
	Minimum	335	2,525
	Maximum	510	2,708
	Range	175	0,183
4.pt	Mean	547,00	2,70819
	N	6	6
	Std. Deviation	183,674	0,194437
	Median	591,00	2,77038
	Minimum	215	2,332
	Maximum	705	2,848
	Range	490	0,516
Total	Mean	381,13	2,53757
	N	24	24
	Std. Deviation	166,009	0,205506
	Median	365,00	2,56225
	Minimum	135	2,130
	Maximum	705	2,848
	Range	570	0,718
a. Besi yerleri = Candida glabrata			

Tablo.13: *C. glabrata* İçin Tüm Titanyum Bloklar Üzerindeki İstatistiksel Veriler

Blok		Mikrop sayısı	Log10.Mik.Sayısı
1.ma	Mean	60,83	1,77095
	N	6	6
	Std. Deviation	16,253	0,117995
	Median	57,50	1,75926
	Minimum	40	1,602
	Maximum	80	1,903
	Range	40	0,301
2.mt	Mean	27,50	1,42754
	N	6	6
	Std. Deviation	6,892	0,111805
	Median	27,50	1,43753
	Minimum	20	1,301
	Maximum	35	1,544
3.pa	Mean	81,67	1,90307
	N	6	6
	Std. Deviation	18,074	0,097037
	Median	80,00	1,90309
	Minimum	60	1,778
	Maximum	105	2,021
4.pt	Mean	58,00	1,74280
	N	6	6
	Std. Deviation	17,776	0,154233
	Median	61,50	1,78817
	Minimum	30	1,477
	Maximum	75	1,875
Total	Mean	57,00	1,71109
	N	24	24
	Std. Deviation	24,440	0,211538
	Median	59,00	1,77079
	Minimum	20	1,301
	Maximum	105	2,021
a. Besi yerleri = Candida krusei	Range	85	0,720

Tablo.14: *C. krusei* İçin Tüm Titanyum Bloklar Üzerindeki İstatistiksel Veriler

Blok		Mikrop sayısı	Log10.Mik.Sayısı
1.ma	Mean	206,67	2,30298
	N	6	6
	Std. Deviation	50,465	0,116755
	Median	230,00	2,36163
	Minimum	140	2,146
	Maximum	250	2,398
	Range	110	0,252
2.mt	Mean	88,33	1,92336
	N	6	6
	Std. Deviation	30,768	0,155256
	Median	87,50	1,93314
	Minimum	55	1,740
	Maximum	130	2,114
	Range	75	0,374
3.pa	Mean	158,33	2,19199
	N	6	6
	Std. Deviation	34,737	0,085863
	Median	145,00	2,16111
	Minimum	130	2,114
	Maximum	225	2,352
	Range	95	0,238
4.pt	Mean	355,00	2,53034
	N	6	6
	Std. Deviation	117,431	0,144389
	Median	327,50	2,51367
	Minimum	215	2,332
	Maximum	525	2,720
	Range	310	0,388
Total	Mean	202,08	2,23717
	N	24	24
	Std. Deviation	118,321	0,253204
	Median	157,50	2,19679
	Minimum	55	1,740
	Maximum	525	2,720
	Range	470	0,980

a. Besi yerleri = *Candida parapsilosis*

Tablo.15: *C. parapsilosis* İçin Tüm Titanyum Bloklar Üzerindeki İstatistiksel Veriler

Karışık solüsyon içerisinde incelenen maya çeşitlerine göre bon ferroni ve  $p < 0.05$  önem seviyesine göre yapılan karşılaştırmada bulunan istatistiksel olarak anlamlı farklar aşağıda verilen tablolardaki gibidir.

Dependent Variable:		Bonferroni				
(I) Blok		Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
Mat Anodize	Mat Saf Titanyum	.194879 <sup>a</sup>	0,053185	0,009	0,03920	0,35056
	Parlak Anodize	0,113260	0,053185	0,275	-0,04242	0,26894
	Parlak Saf Titanyum	-.161572 <sup>a</sup>	0,053185	0,039	-0,31725	-0,00589
Mat Saf Titanyum	Mat Anodize	-.194879 <sup>a</sup>	0,053185	0,009	-0,35056	-0,03920
	Parlak Anodize	-0,081618	0,053185	0,843	-0,23730	0,07406
	Parlak Saf Titanyum	-.356451 <sup>a</sup>	0,053185	0,000	-0,51213	-0,20077
Parlak Anodize	Mat Anodize	-0,113260	0,053185	0,275	-0,26894	0,04242
	Mat Saf Titanyum	0,081618	0,053185	0,843	-0,07406	0,23730
	Parlak Saf Titanyum	-.274832 <sup>a</sup>	0,053185	0,000	-0,43051	-0,11915
Parlak Saf Titanyum	Mat Anodize	.161572 <sup>a</sup>	0,053185	0,039	0,00589	0,31725
	Mat Saf Titanyum	.356451 <sup>a</sup>	0,053185	0,000	0,20077	0,51213
	Parlak Anodize	.274832 <sup>a</sup>	0,053185	0,000	0,11915	0,43051

\*. The mean difference is significant at the 0.05 level.  
a. Besi yerleri = Candida albicans

Tablo.16: *C. albicans*' ın Farklı Titanyum Blok Yüzeylerine Adezyonlarının İstatistiksel Verileri

Tablo.16' ya göre:

- Blok yüzeyi mat olduğunda; *C. albicans*, anodize titanyum yüzeye saf titanyum yüzeye göre daha fazla tutunur ( $p < 0.05$ ).
- Blok yüzeyi anodize titanyum olduğunda; *C. albicans*, mat yüzeye daha fazla tutunur ( $p < 0.05$ ).
- Blok yüzeyi saf titanyum olduğunda; *C. albicans*, parlak yüzeye daha fazla tutunur ( $p < 0.05$ ).

(I) Blok		Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
Mat Anodize	Mat Saf Titanyum	.284949 <sup>a</sup>	0,068302	0,003	0,08502	0,48488
	Parlak Anodize	-0,089359	0,068302	1,000	-0,28929	0,11057
	Parlak Saf Titanyum	-0,162286	0,068302	0,166	-0,36221	0,03764
Mat Saf Titanyum	Mat Anodize	-.284949 <sup>a</sup>	0,068302	0,003	-0,48488	-0,08502
	Parlak Anodize	-.374307 <sup>a</sup>	0,068302	0,000	-0,57424	-0,17438
	Parlak Saf Titanyum	-.447235 <sup>a</sup>	0,068302	0,000	-0,64716	-0,24731
Parlak Anodize	Mat Anodize	0,089359	0,068302	1,000	-0,11057	0,28929
	Mat Saf Titanyum	.374307 <sup>a</sup>	0,068302	0,000	0,17438	0,57424
	Parlak Saf Titanyum	-0,072927	0,068302	1,000	-0,27286	0,12700
Parlak Saf Titanyum	Mat Anodize	0,162286	0,068302	0,166	-0,03764	0,36221
	Mat Saf Titanyum	.447235 <sup>a</sup>	0,068302	0,000	0,24731	0,64716
	Parlak Anodize	0,072927	0,068302	1,000	-0,12700	0,27286

\*. The mean difference is significant at the 0.05 level.  
a. Besi yerleri = Candida glabrata

Tablo.17: *C. glabrata*'nın Farklı Titanyum Blok Yüzeylerine Adezyonlarının İstatistiksel Verileri

Tablo.17' ye göre:

- Blok yüzeyi mat olduğunda; *C. glabrata*, anodize titanyum yüzeye saf titanyum yüzeye göre daha fazla tutunur ( $p<0.05$ ).
- Blok yüzeyi anodize titanyum olduğunda; *C. glabrata*, parlak yüzeye daha fazla tutunur ( $p<0.05$ ).
- Blok yüzeyi saf titanyum olduğunda; *C. glabrata*, parlak yüzeye daha fazla tutunur ( $p<0.05$ ).

Dependent Variable: Bonferroni		Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
I) Blok					Lower Bound	Upper Bound
Mat Anodize	Mat Saf Titanyum	.343411 <sup>a</sup>	0,070491	0,001	0,13708	0,54975
	Parlak Anodize	-0,132118	0,070491	0,453	-0,33845	0,07422
	Parlak Saf Titanyum	0,028154	0,070491	1,000	-0,17818	0,23449
Mat Saf Titanyum	Mat Anodize	-.343411 <sup>a</sup>	0,070491	0,001	-0,54975	-0,13708
	Parlak Anodize	-.475529 <sup>a</sup>	0,070491	0,000	-0,68186	-0,26920
	Parlak Saf Titanyum	-.315257 <sup>a</sup>	0,070491	0,001	-0,52159	-0,10892
Parlak Anodize	Mat Anodize	0,132118	0,070491	0,453	-0,07422	0,33845
	Mat Saf Titanyum	.475529 <sup>a</sup>	0,070491	0,000	0,26920	0,68186
	Parlak Saf Titanyum	0,160273	0,070491	0,205	-0,04606	0,36661
Parlak Saf Titanyum	Mat Anodize	-0,028154	0,070491	1,000	-0,23449	0,17818
	Mat Saf Titanyum	.315257 <sup>a</sup>	0,070491	0,001	0,10892	0,52159
	Parlak Anodize	-0,160273	0,070491	0,205	-0,36661	0,04606

<sup>a</sup>. The mean difference is significant at the 0.05 level.  
<sup>s</sup>. Besi yerleri = Candida krusei

Tablo.18: *C. krusei*' nin Farklı Titanyum Blok Yüzeylerine Adezyonlarının İstatistiksel Verileri

Tablo.18' e göre:

- Blok yüzeyi mat olduğunda; *C. krusei*, anodize titanyum yüzeye saf titanyum yüzeye göre daha fazla tutunur ( $p<0.05$ ).
- Blok yüzeyi anodize titanyum olduğunda; *C. krusei*, parlak yüzeye daha fazla tutunur ( $p<0.05$ ).
- Blok yüzeyi saf titanyum olduğunda; *C. krusei*, parlak yüzeye daha fazla tutunur ( $p<0.05$ ).

(I) Blok		Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
Mat Anodize	Mat Saf Titanyum	.379619 <sup>a</sup>	0,074138	0,000	0,16261	0,59663
	Parlak Anodize	0,110983	0,074138	0,900	-0,10603	0,32799
	Parlak Saf Titanyum	-.227364 <sup>a</sup>	0,074138	0,037	-0,44437	-0,01035
Mat Saf Titanyum	Mat Anodize	-.379619 <sup>a</sup>	0,074138	0,000	-0,59663	-0,16261
	Parlak Anodize	-.268637 <sup>a</sup>	0,074138	0,010	-0,48565	-0,05163
	Parlak Saf Titanyum	-.606983 <sup>a</sup>	0,074138	0,000	-0,82399	-0,38997
Parlak Anodize	Mat Anodize	-0,110983	0,074138	0,900	-0,32799	0,10603
	Mat Saf Titanyum	.268637 <sup>a</sup>	0,074138	0,010	0,05163	0,48565
	Parlak Saf Titanyum	-.338347 <sup>a</sup>	0,074138	0,001	-0,55536	-0,12134
Parlak Saf Titanyum	Mat Anodize	.227364 <sup>a</sup>	0,074138	0,037	0,01035	0,44437
	Mat Saf Titanyum	.606983 <sup>a</sup>	0,074138	0,000	0,38997	0,82399
	Parlak Anodize	.338347 <sup>a</sup>	0,074138	0,001	0,12134	0,55536

\*. The mean difference is significant at the 0.05 level.

a. Besi yerleri = Candida parapsilosis

Tablo.19: *C. parapsilosis*'nin Farklı Titanyum Blok Yüzeylerine Adezyonlarının İstatistiksel Verileri

Tablo.19' a göre:

- Blok yüzeyi mat olduğunda; *C. parapsilosis*, anodize titanyum yüzeye saf titanyum yüzeye göre daha fazla tutunur ( $p < 0.05$ ).
- Blok yüzeyi anodize titanyum olduğunda; *C. parapsilosis*, mat yüzeye daha fazla tutunur ( $p < 0.05$ ).
- Blok yüzeyi saf titanyum olduğunda; *C. parapsilosis*, parlak yüzeye daha fazla tutunur ( $p < 0.05$ ).

Yapılan testlere göre *C. tropicalis* hiçbir titanyum bloğa tutunma sağlayamamıştır.

Karışık solüsyon içerisinde incelenen 4 farklı titanyum yüzey çeşitlerine yapışan mikroorganizma sayıları arasında bon ferroni kullanılarak ve ( $p < 0.05$ ) önem seviyesine göre yapılan karşılaştırmada bulunan istatistiksel olarak anlamlı farklar aşağıda verilen tablolardaki gibidir.

Yerleri		Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	Lower Bound	Upper Bound
albicans	Candida glabrata	-0,027657	0,060581	1,000	-0,20498	0,14967
	Candida krusei	.747289 <sup>*</sup>	0,060581	0,000	0,56996	0,92462
	Candida parapsilosis	.215267 <sup>*</sup>	0,060581	0,012	0,03794	0,39259
glabrata	Candida albicans	0,027657	0,060581	1,000	-0,14967	0,20498
	Candida krusei	.774946 <sup>*</sup>	0,060581	0,000	0,59762	0,95227
	Candida parapsilosis	.242925 <sup>*</sup>	0,060581	0,004	0,06560	0,42025
krusei	Candida albicans	-.747289 <sup>*</sup>	0,060581	0,000	-0,92462	-0,56996
	Candida glabrata	-.774946 <sup>*</sup>	0,060581	0,000	-0,95227	-0,59762
	Candida parapsilosis	-.532021 <sup>*</sup>	0,060581	0,000	-0,70935	-0,35469
parapsilosis	Candida albicans	-.215267 <sup>*</sup>	0,060581	0,012	-0,39259	-0,03794
	Candida glabrata	-.242925 <sup>*</sup>	0,060581	0,004	-0,42025	-0,06560
	Candida krusei	.532021 <sup>*</sup>	0,060581	0,000	0,35469	0,70935

Mean difference is significant at the 0.05 level.

Mat Anodize

Tablo.20: Mat Yüzeyle Anodize Edilmiş Bloklar Üzerine Yapışan Maya Çeşitleri

Tablo 20' ye göre;

- Mat yüzeyle anodize edilmiş bloklara yapışan maya çeşitleri en çok sayıda olandan aza doğru şu şekilde sıralanabilir: *C. glabrata* > *C. albicans* > *C. parapsilosis* > *C. krusei*
- Buradaki istatistiksel olarak tek anlamlı fark *C. glabrata* ile *C. albicans* arasındadır ( $p < 0.05$ ).

Yerleri		Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	Lower Bound	Upper Bound
albicans	Candida glabrata	0,062413	0,061796	1,000	-0,11847	0,24330
	Candida krusei	.895821 <sup>*</sup>	0,061796	0,000	0,71494	1,07671
	Candida parapsilosis	.400008 <sup>*</sup>	0,061796	0,000	0,21912	0,58089
glabrata	Candida albicans	-0,062413	0,061796	1,000	-0,24330	0,11847
	Candida krusei	.833408 <sup>*</sup>	0,061796	0,000	0,65252	1,01429
	Candida parapsilosis	.337595 <sup>*</sup>	0,061796	0,000	0,15671	0,51848
krusei	Candida albicans	-.895821 <sup>*</sup>	0,061796	0,000	-1,07671	-0,71494
	Candida glabrata	-.833408 <sup>*</sup>	0,061796	0,000	-1,01429	-0,65252
	Candida parapsilosis	-.495813 <sup>*</sup>	0,061796	0,000	-0,67670	-0,31493
parapsilosis	Candida albicans	-.400008 <sup>*</sup>	0,061796	0,000	-0,58089	-0,21912
	Candida glabrata	-.337595 <sup>*</sup>	0,061796	0,000	-0,51848	-0,15671
	Candida krusei	.495813 <sup>*</sup>	0,061796	0,000	0,31493	0,67670

Mean difference is significant at the 0.05 level.

Mat Saf Titanyum

Tablo.21: Mat Yüzeyle Anodize Edilmiş Bloklar Üzerine Yapışan Maya Çeşitleri

Tablo 21' e göre;

- Mat yüzeyle saf titanyum bloklara yapışan maya çeşitleri en çok sayıda olandan aza doğru şu şekilde sıralanabilir: *C. albicans* > *C. glabrata* > *C. parapsilosis* > *C. krusei*

*parapsilosis* > *C. krusei*

- Buradaki istatistiksel olarak tek anlamlı fark *C. glabrata* ile *C. albicans* arasındadır ( $p < 0.05$ ).

erleri		Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	Lower Bound	Upper Bound
albicans	Candida glabrata	-.230276 <sup>e</sup>	0,049231	0,001	-0,37438	-0,08617
	Candida krusei	.501910 <sup>f</sup>	0,049231	0,000	0,35781	0,64601
	Candida parapsilosis	.212989 <sup>g</sup>	0,049231	0,002	0,06889	0,35709
glabrata	Candida albicans	.230276 <sup>e</sup>	0,049231	0,001	0,08617	0,37438
	Candida krusei	.732186 <sup>f</sup>	0,049231	0,000	0,58808	0,87629
	Candida parapsilosis	.443266 <sup>g</sup>	0,049231	0,000	0,29916	0,58737
krusei	Candida albicans	-.501910 <sup>f</sup>	0,049231	0,000	-0,64601	-0,35781
	Candida glabrata	-.732186 <sup>f</sup>	0,049231	0,000	-0,87629	-0,58808
	Candida parapsilosis	-.288921 <sup>g</sup>	0,049231	0,000	-0,43302	-0,14482
parapsilosis	Candida albicans	-.212989 <sup>g</sup>	0,049231	0,002	-0,35709	-0,06889
	Candida glabrata	-.443266 <sup>g</sup>	0,049231	0,000	-0,58737	-0,29916
	Candida krusei	.288921 <sup>g</sup>	0,049231	0,000	0,14482	0,43302

an difference is significant at the 0.05 level.

Tablo.22: Parlak Yüzeyli Anodize Edilmiş Bloklar Üzerine Yapışan Maya Çeşitleri

Tablo 22'ye göre;

- Parlak yüzeyli anodize edilmiş titanyum bloklara yapışan maya çeşitleri en çok sayıda olandan aza doğru şu şekilde sıralanabilir: *C. glabrata* > *C. albicans* > *C. parapsilosis* > *C. krusei*
- Buradaki istatistiksel olarak tek anlamlı fark *C. glabrata* ile *C. albicans* arasındadır ( $p < 0.05$ ).

erleri		Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	Lower Bound	Upper Bound
albicans	Candida glabrata	-0,028371	0,089704	1,000	-0,29094	0,2342
	Candida krusei	.937015 <sup>e</sup>	0,089704	0,000	0,67444	1,1995
	Candida parapsilosis	0,149475	0,089704	0,667	-0,11310	0,4120
glabrata	Candida albicans	0,028371	0,089704	1,000	-0,23420	0,2909
	Candida krusei	.965386 <sup>e</sup>	0,089704	0,000	0,70281	1,2279
	Candida parapsilosis	0,177846	0,089704	0,368	-0,08473	0,4404
krusei	Candida albicans	-.937015 <sup>e</sup>	0,089704	0,000	-1,19959	-0,6744
	Candida glabrata	-.965386 <sup>e</sup>	0,089704	0,000	-1,22796	-0,7028
	Candida parapsilosis	-.787540 <sup>f</sup>	0,089704	0,000	-1,05011	-0,5249
parapsilosis	Candida albicans	-0,149475	0,089704	0,667	-0,41205	0,1131
	Candida glabrata	-0,177846	0,089704	0,368	-0,44042	0,0847
	Candida krusei	.787540 <sup>f</sup>	0,089704	0,000	0,52497	1,0501

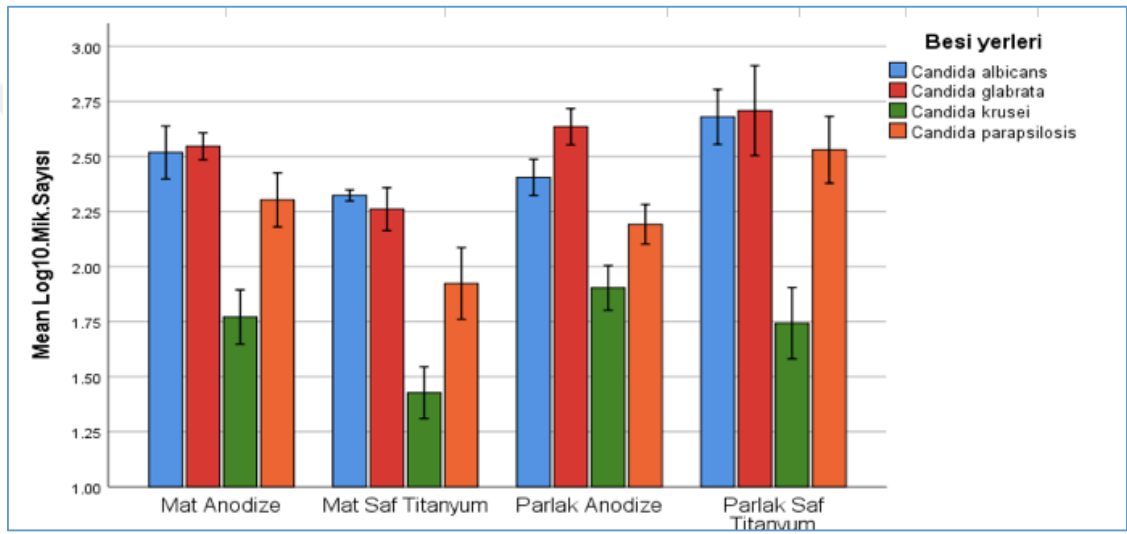
an difference is significant at the 0.05 level.

Tablo.23: Parlak Yüzeyli Saf Titanyum Bloklar Üzerine Yapışan Maya Çeşitleri



Tablo 23'e göre;

- Parlak yüzeyli saf titanyum bloklara yapışan maya çeşitleri en çok sayıda olandan aza doğru şu şekilde sıralanabilir: *C. glabrata* > *C. albicans* > *C. parapsilosis* > *C. krusei*
- Buradaki istatistiksel olarak tek anlamlı fark *C. glabrata* ile *C. albicans* arasındadır ( $p < 0.05$ ).



Grafik.6: Titanyum Bloklar Üzerinde Bulunan Toplam Mayalar

Grafik 6'ya baktığımızda genel olarak maya tutunması açısından titanyum yüzeyi anodize edildiğinde yüzeyin mat veya parlak olması istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmazken; yüzey anodize edilmediğinde yüzey parlaklığı ile maya tutunması doğru orantılı olarak yükseldiği görülmektedir.

Sadece *C. albicans* içeren solüsyonda incelenen değişik titanyum yüzeyleri arasındaki tutunmaların  $p < 0.05$  önem seviyesine göre yapılan karşılaştırmada bulunan istatistiksel olarak anlamlı farklar aşağıda verilen Tablo 24'teki gibidir.

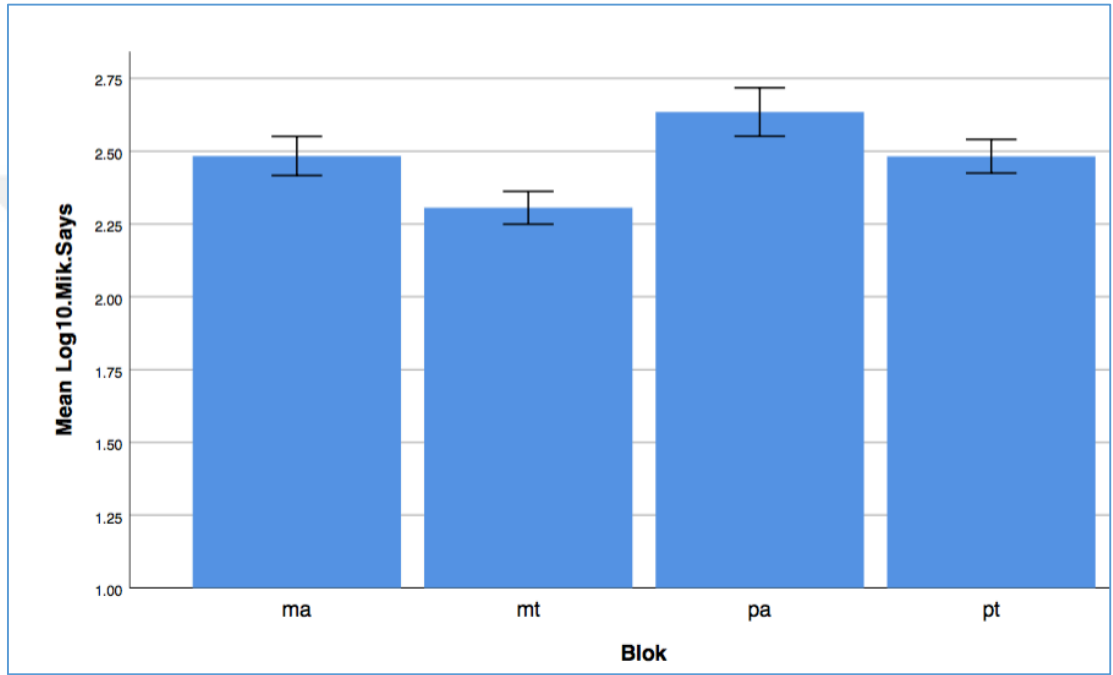
Blok		Mikrop says	Log10.Mik. Says
ma	Mean	308.750	2.48344
	N	8	8
	Std. Deviation	53.6357	.079801
	Median	312.500	2.49450
	Minimum	215.0	2.332
	Maximum	380.0	2.580
	Range	165.0	.247
mt	Mean	204.375	2.30583
	N	8	8
	Std. Deviation	32.1200	.067362
	Median	205.000	2.31175
	Minimum	165.0	2.217
	Maximum	265.0	2.423
	Range	100.0	.206
pa	Mean	445.455	2.63408
	N	11	11
	Std. Deviation	110.8254	.124153
	Median	495.000	2.69461
	Minimum	260.0	2.415
	Maximum	545.0	2.736
	Range	285.0	.321
pt	Mean	305.000	2.48232
	N	5	5

Tablo.24: Sadece *C. albicans* İçeren Solüsyondaki Bloklara *C. albicans* Tutunma Miktarları

Tablo 24' teki değerleri ile karışık maya solüsyonuna tabi tutulan blokların değerleri kıyaslandığında şu sonuçlara varabiliriz:

- Mat yüzeyli anodize edilmiş titanyum yüzeyde *C. glabrata*, *C.krusei*, *C. parapsilosis* ve *C. tropicalis* varlığında; *C. albicans* tutunması azalmıştır.

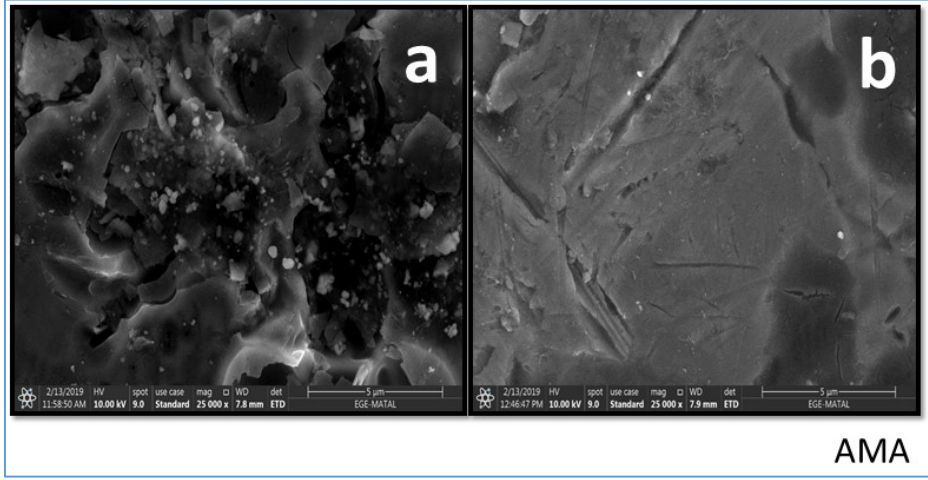
- Mat yüzeyli saf titanyum yüzeyde *C. glabrata*, *C. krusei*, *C. parapsilosis* ve *C. tropicalis* varlığında; *C. albicans* tutunması azalmıştır.
- Parlak yüzeyli saf titanyum yüzeyde *C. glabrata*, *C. krusei*, *C. parapsilosis* ve *C. tropicalis* varlığında; *C. albicans* tutunması azalmıştır.
- Parlak yüzeyli anodize edilmiş titanyum yüzeyde *C. glabrata*, *C. krusei*, *C. parapsilosis* ve *C. tropicalis* varlığında; *C. albicans* tutunması artmıştır.



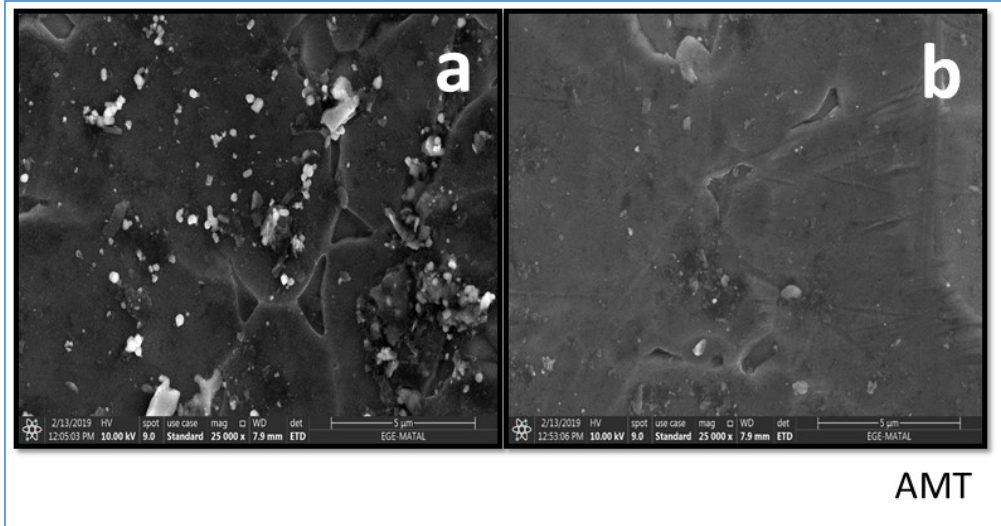
Grafik.7: *C. albicans*' in 4 Farklı Titanyum Yüzeylere Tutunma Grafiği

#### 4.3. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntüleri:

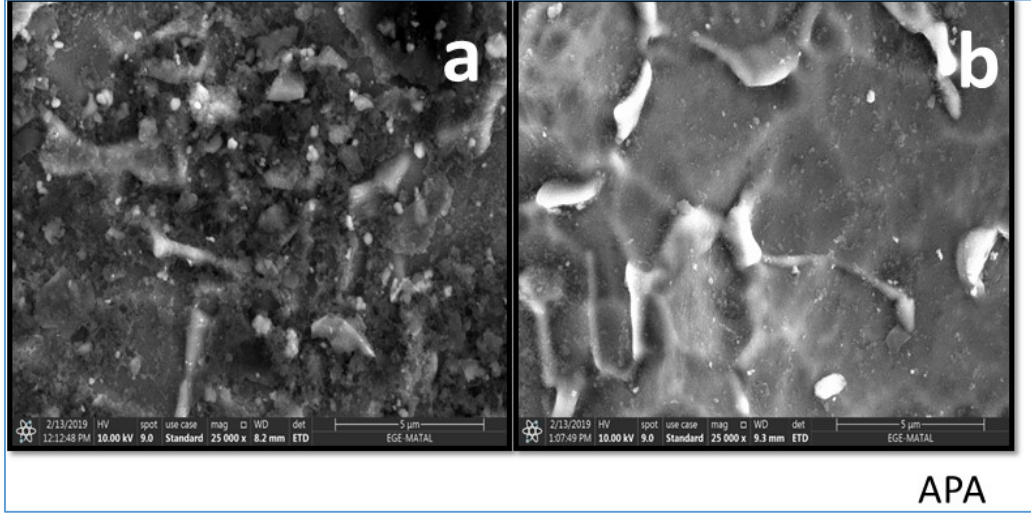
Taramalı elektron mikroskobunda elde edilen verilere bakıldığında; sonikasyon işleminin başarılı olduğu ve hücrelerin öldürülmeden canlı bir şekilde hemen hepsinin alınabildiği söylenebilir.



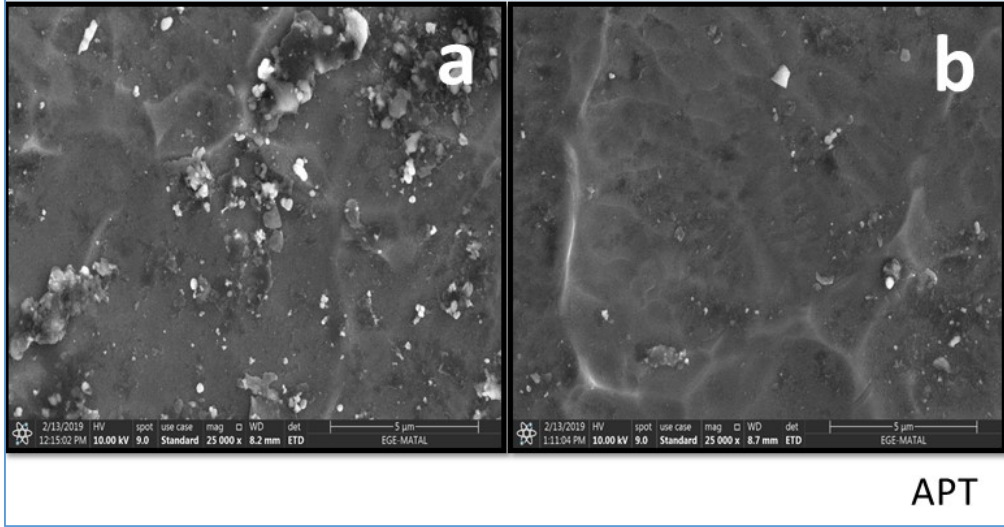
Şekil.41: AMA: (a) MA materyaline tutunan *C. albicans* hücreleri, (b) sonikasyon sonrası



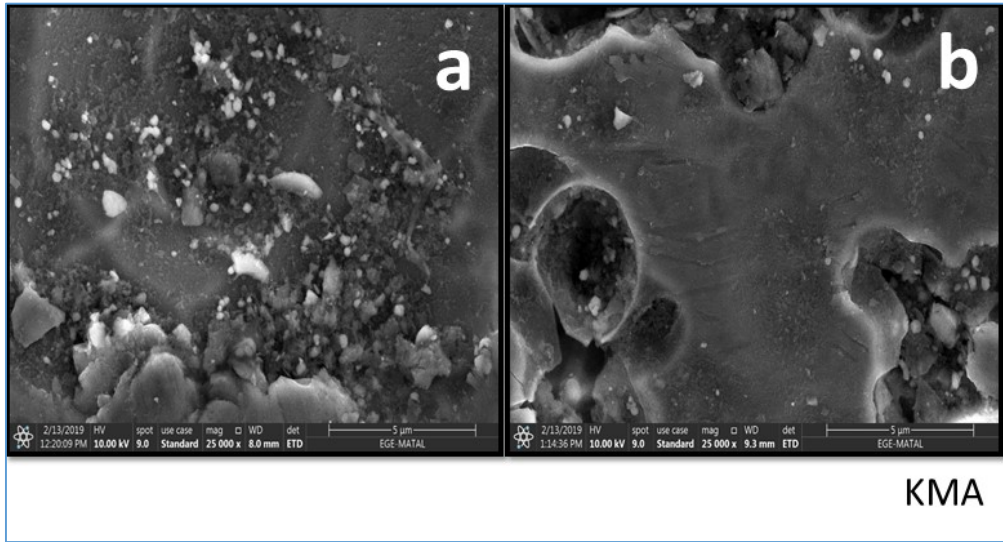
Şekil.42: AMT (a) MT materyaline tutunan *C. albicans* hücreleri, (b) sonikasyon sonrası



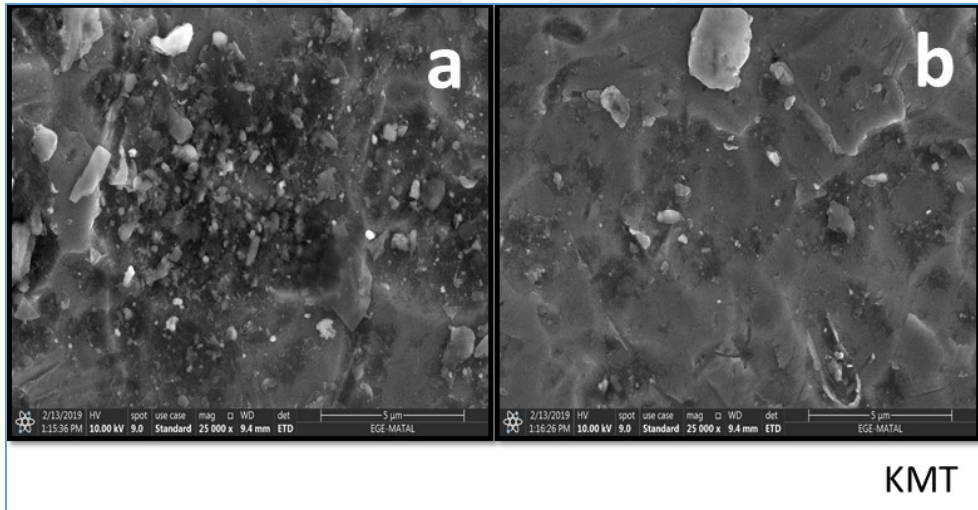
Şekil.43: APA: (a) PA materyaline tutunan *C. albicans* hücreleri, (b) sonikasyon sonrası



Şekil.44: APT: (a) PT materyaline tutunan *C. albicans* hücreleri, (b) sonikasyon sonrası

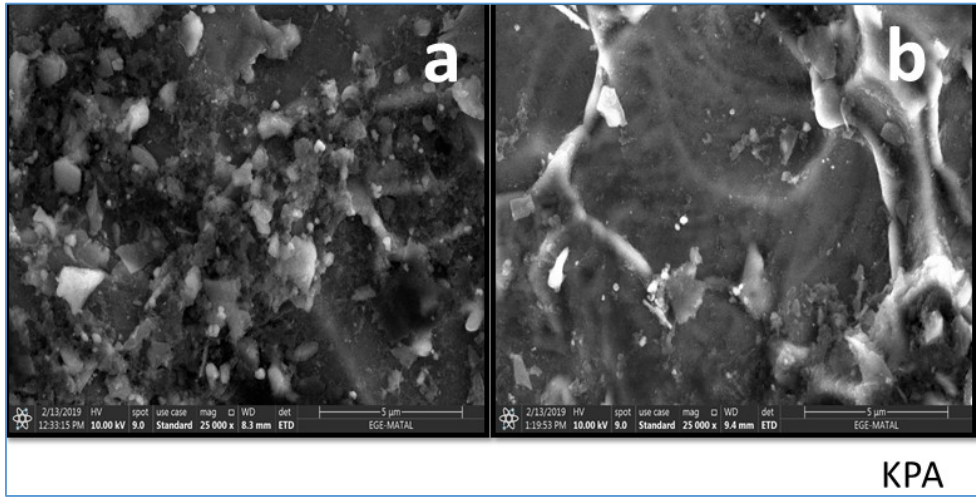


Şekil.45: KMA: (a) MA materyaline tutunan karışık (*C. albicans*, *C. glabrata*, *C. krusei*, *C. parapsilosis*, *C. tropicalis*) hücreleri, (b) sonikasyon sonrası

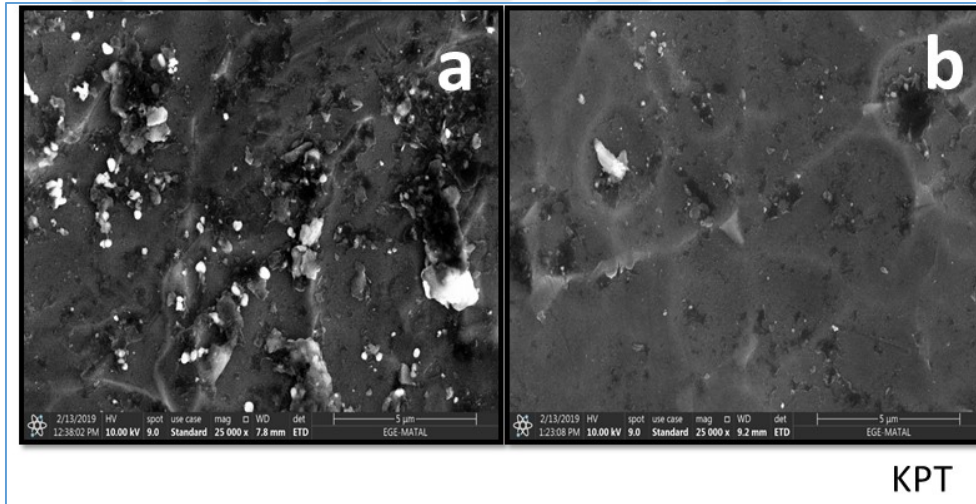


Şekil.46: KMT: (a) MT materyaline tutunan karışık (*C. albicans*, *C. glabrata*, *C. krusei*, *C. parapsilosis*, *C. tropicalis*) hücreleri, (b) sonikasyon sonrası





Şekil.47: KPA: (a) PA materyaline tutunan karışık (*C. albicans*, *C. glabrata*, *C. krusei*, *C. parapsilosis*, *C. tropicalis*) hücreleri, (b) sonikasyon sonrası



Şekil.48: KPT (a) PT materyaline tutunan karışık (*C. albicans*, *C. glabrata*, *C. krusei*, *C. parapsilosis*, *C. tropicalis*) hücreleri, (b) sonikasyon sonrası

## 5. TARTIŞMA

Bu çalışmada 4 farklı titanyum yüzeylerinin çekme bağ dayanımı kuvvetleri, 3 tip siman kullanılarak incelenmiştir. Titanyum örneklerin yapımında CHEL kimya ürünlerinin anodizasyon sistemi ve final yüzeyin mat veya parlak olmasını sağlayan kimyasal banyoları kullanılmış olup bloklar polikarboksilat siman, cam iyonomer siman ve rezin simanlar ile yapıştırılmıştır. Daha sonra ise örnekler çekme testine sokulup siman bağ dayanımlarının anodizasyona, yüzey pürüzlülüğüne ve siman tipine olan etkisi karşılaştırılmalı olarak incelenmiştir.

Amerikan İmplant Diş Hekimliği Akademisi (American Academy of Implant Dentistry) sözlüğüne göre dental implantlar; fonksiyonel, terapötik veya estetik amaçla mukozal ve/veya periostal tabakanın altına ve kemiğin içine yerleştirilen alloplastik materyal/protetik aygıtlardır (133). Yapılan arkeolojik çalışmalarda dental implant tarihinin çok eskilere dayandırıldığı gösterilse de (134), günümüz implantolojisinin temeli ilk kez 1960'ların başında PI Brånemark tarafından atıldığı yaygın bir kabul görmektedir (135).

Bireysel anatomik abutmentler genellikle implantta estetik sonuçların iyileştirilmesi veya optimize edilmesi için kullanılır. Estetik gelişim submukozal periimplant bölgedeki materyalin rengi ve periimplant çıkış profiline bağlıdır. Ek olarak, uygun şekilde şekillendirilmiş abutmentler marjinal uyumu geliştirerek artık simana bağlı oluşan komplikasyonu azaltırlar (136). Bireysel abutmentler zirkonya veya titanyumdan bilgisayar destekli tasarım / bilgisayarlı üretim (CAD / CAM) teknolojisiyle üretilir (137, 138). Bireysel abutment kullanımı ayrıca düzgün bir peri implant çıkış profili oluşturmayı sağlar böylece altyapı- protez uyumunun gelişimi sağlanmış olur (139).

Dental implant uygulamalarında başarıyı en az cerrahi aşama kadar doğru protetik uygulama belirler. İmplantların protetik üst yapıları birbirinden farklı yöntemlerle hazırlanabilmektedir. İmplant destekli protetik restorasyonlar hazırlanırken bazı durumlarda kişiye özel dayanak hazırlığı zorunlu hale gelmektedir. Bunun en büyük nedeni, yerleştirilen implantların konumunun protetik tedaviyi estetik ve fonksiyonel açıdan engellemesidir. İmplant üreticileri tarafından hazır olarak kullanıma sunulan prefabrike dayanaklar biyolojik uyumları ve üstün mekanik özellikleri sayesinde altın standart kabul edilmelerine rağmen, estetik görüntüyü yeterince sağlayamamaları, implantın idealden uzak açılanma ile yerleştirilmeleri



sonucunda yetersiz kalmaları, ideal dişeti çıkış profilini verememeleri ve hijyenin devamlılığına engel temizlenemeyen bölgeler oluşmasına neden olmaları sebebiyle yerlerini zamanla CAD/CAM teknolojisi ile ideal şekilde hazırlanabilen kişiye özel dayanaklara bırakmıştır. Kişiye özel dayanakların hem fonksiyon hem de estetik açıdan prefabrike dayanaklara göre birçok avantajının bulunduğu çok sayıda çalışma tarafından bildirilmektedir (140).

Kişiye özel abutmentlar, implant destekli restorasyonlarda estetiğin sağlanmasında avantajlar sağlamaktadır. Uygun estetik ve fonksiyon için komşu dişlerle uyumlu bir çıkış profilinin oluşturulması önemlidir. CAD/CAM teknolojisi sayesinde, kişiye özel bir abutment dizaynı oluşturmak ve implant destekli restorasyonu çevreleyen dişetine optimal desteklik sağlamak mümkündür. Kişisel abutment üretiminde CAD/CAM sistemlerin kullanımı ile abutment hazırlanması için gereken süre kısaltmakta ve döküm işlemin-den kaynaklanan problemler elimine edilebilmektedir. CAD/CAM abutmentlar optimal marjinal uyum ve ideal konturları ile implant destekli restorasyonlara daha kalıcı bir estetik ve daha yüksek bir stabilite sağlarlar. Özellikle yüksek gülme hattına sahip vakalarda ön bölgede seramik kişisel abutment ve tam seramik kuron yapımı ile kalıcı estetik sonuçlar elde edilebilmektedir (141).

Park JI ve ark.nın (142) yaptığı çalışmaya göre bireysel abutmentların prefabrike abutmentlara göre kırılma direncinin ve marjinal adaptasyonların daha yüksek olduğu belirtilmiştir.

Diş hekimliği için estetik; dental ve gingival dokuların sağlığına ve bunların yapısal kurallara uygunluğuna, gülme sırasında diş, dişeti ve dudaklar arasındaki ilişkiye ve tüm bu faktörlerin fasiyal bütünlük içinde uyumlu olmasına bağlıdır. (143, 144). Estetik bir gülümseme, yüz güzelliğini arttırmakta, böylece de bireyin kişisel özelliklerini ortaya koyan güçlü bir etki yaratmaktadır (145). Öte yandan sağlıklı ve estetik bir gülüş, kişinin kendine olan güveninin artmasını ve sosyal ilişkilerde daha rahat olmasını sağlamaktadır (146).

Dental implant uygulamalarındaki en temel gereksinimlerden veya taleplerden birisi estetikdir. Ulaşılan sonucun, estetik olarak, hastaları en az konvansiyonel yöntemler ile ulaşılan sonuçlar kadar tatmin etmesi gerekir (147, 148). İmplantoloji alanında implant kemik ilişkisinde büyük başarılar elde edildikçe (özellikle son 15 yıldır), estetik, doğalı taklit etme kavramları üzerinde giderek artan bir ilgi söz konusudur (149). Çenelerin ön bölgeleri söz konusu olduğu zaman, hastaların

yüksek beklenti içinde olmaları bu konuyu daha önemli hale getirmektedir, bu ise hekimleri bu konuda araştırmalara yönlendirmektedir (150). Gelişen hem cerrahi hem de restoratif tekniklerle, diş hekimleri estetik bölgelerde büyük aşamalar kaydedebilmektedir (150). Peri-implant estetiği etkileyen birçok faktörün bulunması ve olası bir estetik başarısızlıkta mevcut durumu düzeltmenin doğal diş etrafındakinden çok daha karmaşık ve güç olması bu kavramı her geçen gün daha önemli ve ilgi çekici hale getirmektedir (151). Her ne kadar peri-implant estetikle ilgili pek çok çalışma yayınlanmış olsa da, estetiğin tamamen subjektif bir kavram olduğu ve ideal estetik konusunda, gerek hasta ve hekimler arasında gerekse de uzmanlıklar arası uzlaşma sağlanamamış olduğu göz ardı edilmemelidir (152).

Ochsenbien ve Ross'a göre, diş eti biyotipleri iki tiptir (153). Yaka şeklinde (scalloped) ve ince veya düz ve kalın diş eti vardır. Yumuşak doku biyotip, estetik implant restorasyonunun başarılmasında, hemen implantasyon başarısının iyileştirilmesinde ve gelecekteki mukozal durgunluğun önlenmesinde dikkate alınması gereken önemli bir parametredir.

Estetik sonuçların dental implantolojideki önemi oldukça artmış olup implantta başarı parametrelerinden biri olarak kabul edilmiştir (154). Dokudan yansıyan grimsi bölge, metal abutment sahibi titanyum implantların büyük dezavantajlarından biridir ve istenmeyen bir estetik görüntünün sebebidir.

Yapılan bir in vitro çalışmada spektrofotometre kullanılarak kole bölgesindeki renk değişimi ölçüldü ve bu alandaki diş eti kalınlığı 2-3 mm olduğunda bu değişimin gözle görünmediği; 1,5 mm olduğunda ise fark edilebilir bir renk değişimi olduğu belirlendi (155).

Geleneksel titanyum dental implant abutmentinin koyu rengi, gülümseme çizgileri yüksek olan veya ince diş eti biyotipli hastalarda mukozada parlayabilir ve estetiği olumsuz yönde etkiler. Bu problem, abutmentin rengini termal oksidasyon, kimyasal oksidasyon veya anodik oksidasyon ile değiştirerek önlenir. Termal oksidasyon, titanyum yüzeyinde çeşitli renkler oluşturabilir, ancak renk homojenliği ve tekrarlanabilirliği kötüdür (156). Oksit film, kimyasal oksidasyona karşı zayıf dayanıklılığa ve kötü korozyon direncine sahiptir (157). Bu nedenle elektro kimyasal anodizasyon daha çok tercih edilebilir bir yöntemdir.

Titanyum anodizasyonu ile nanosaniye içerisinde titanyum tüzeyi titanyum oksit tabakası ile kaplanır (158). Bu tabakanın kalınlığı uygulanan voltaja ve anodizasyon süresine bağılıdır (159, 160). Ayrıca, farklı oksit tabakası kalınlıklarını elde etmek için, sülfürik, fosforik veya asetik asit gibi çeşitli elektrolitler, ayrıca sodyum veya kalsiyum hidroksit kullanılabilir.

Anodik oksidasyon, sadece titanyum yüzeyler üzerinde çeşitli renkler oluşturmakla kalmaz, aynı zamanda yüzey oksit tabakasının artan kalınlığından dolayı korozyon direncini de geliştirir (161). Bu nedenle, diğer tekniklerle karşılaştırıldığında, anodik oksidasyon daha uygun bir titanyum yüzey boyama tekniğidir ve çalışmamız için seçilmiştir.

Renkli görünüm esas olarak titanyumun geçiş oksit tabakasındaki hafif müdahaleden kaynaklanmaktadır. Böylece, anodizasyondan sonra titanyum yüzeyler üzerinde oluşan renkler girişim renkleri olarak bilinir (162). Elde edilen sonuçlar, anodik oksidasyon ile çeşitli renklerin oluşabileceğini göstermiştir.

Anodize titanyum oksit filmlerin aşınma direnci, korozyon direnci ve renk kararlılığı, ağız ortamında uzun süreli renk bakımı için önemlidir. Li et al (163) Li SM ve ark oral ortamda anodize edilmiş titanyum protezlerinin yarım yıl boyunca iyi bir renk stabilitesini koruduğunu bildirmiştir. Ayrıca, anodik oksidasyonun titanyum yüzeyin korozyon direncini arttırdığı ve artan kalınlık nedeniyle yüzeyde oksit tabakası ve ayrıca abutmentin dayanıklılığını arttırdığı bulunmuştur. Aşındırıcı aşınmanın eloksallı titanyum yüzeylerin renk kararlılığı üzerindeki etkisi konusunda çok az araştırma yapılmıştır. Bununla birlikte, malzemenin aşınma direncinin sertliği, özellikle yüzey sertliği ile çok ilgisi olabilir (164).

Çalışmamızda mor rengin diş eti estetiğine en uygun renk olması dolayısıyla blokların anodizasyonları mor renk oluşturacak şartlarda oluşturulmuştur. Gil MS ve ark., (165), maksiller estetik bölgedeki restorasyonlarda yapılan mor anodize abutment, sarı anodize abutment ve anodize edilmemiş gri abutment kullanımını estetik yönden karşılaştırdıklarında; periimplant mukozada en az renk değişimini gösteren grubun mor renkli abutmenta sahip implantlar olduğu sonucuna vardılar. Çalışmanın sonucunda mor bir abutmenti olan periimplant mukozası, gri bir abutmente kıyasla anlamlı derecede daha kırmızıydı. Bu çalışma, mor implantın ve mor bir abutmentin kullanılmasının anterior implantın genel estetik sonucuna olumlu katkı sağlayacağını göstermektedir.

Gri abument renginin diş etinden yansması problemi üzerine yapılan başka bir çalışmada ise yine Wang ve ark. (166), sarı renkli anodize Ti abutment, mor renkli anodize Ti abutment ve işlem görmemiş gri renkli Ti abutment grupları arasında fiziksel, biyolojik ve estetik açıdan karşılaştırılma yapmışlardır. Çalışmanın bir diğer sonucuna göre işlem görmemiş titanyum alaşımına kıyasla, anotlanmış titanyum alaşımları, daha düşük bir temas açısı ve daha yüksek pürüzlülük sergilemiştir. Bu da bizim çalışmamızda anodize edilmiş yüzeylerin çekme bağ dayanımlarının saf titanyum yüzeylerinin çekme bağ dayanımlarından yüksek olmasını açıklamaktadır. Çalışmanın sonuçlarına göre anodizasyon işlemi titanyum alaşımlarının rengini farklı voltajlarda mor veya sarıya dönüştürebilir. Titanyum yüzeyindeki gren oluşumu, pürüzlülük ve hidrofilik özellik tedaviden sonra artmıştır. Anodizasyonla işlenmiş mor ve sarı titanyum alaşımları, işlenmemiş titanyum alaşımından daha iyi diş eti estetiğine ulaşmıştır.

İmplant üstü restorasyonların başarısızlıklarındaki en önemli iki faktör klinik uygulamalarda abutment ile restorasyon arasında yeterli bağlantının sağlanamaması ve ince diş eti biyotipine sahip hastalarda kole bölgesinde yeterli estetik görünümünün sağlanamamasıdır. Güçlü ve kalıcı bir abutment-restorasyon bağlantısı, yüksek tutuculuk ve uygun marjinal adaptasyon sağlamanın yanında restorasyonun kırılma direncini de artırır. Siman tutuculu implant destekli sabit protezler, diş hekimliğinde rutin olarak kullanılır. Bu yaklaşım geleneksel sabit protez diş işlemlerine benzer (167). Düşük maliyetli olmaları, bileşenlerin karmaşıklığının azaltılması, laboratuvar prosedürleri ve bekleme süresinin azaltılmış olması siman tutuculu implant üstü protezlerin başlıca avantajlarından (168). Vidalı protezlerin sınırlamalarını aşmak için, siman tutuculu implant üstü sabit protezler günümüzde tercih edilen restorasyon haline gelmiştir. Dolayısıyla siman seçimi, protezlerin gerekli durumlarda sökülebilirliğini korumak için çok kritik hale gelir.

Restorasyon ve dayanağın yüzey bitim şekli, simanın fiziksel özellikleri ve simantasyon sırasında oluşan çevresel etkenler retansiyon açısından oldukça önemli faktörlerdir (Carter ve Wilson 1996, Jorgensen 1955a, Tjan ve Sarkissian 1986). Bu faktörlerin birçoğu implant destekli protezler için de geçerli olsa da doğal dayanaklar ve implant destekli protezler arasında retansiyon açısından anlamlı farklılıklar da mevcuttur (Mansour ve ark. 2002). Doğal diş dayanaklarında

mevcut olan yüzey düzensizlikleri pürüzsüz üretilmiş implant dayanaklarında bulunmaz.

Doğal dayanaklarda retansiyon aksiyal duvarların yüksekliği ve çapı, basamak geometrisi, yüzey alanı ve aksiyal duvarların yaklaşma açısı gibi bir çok faktörden etkilenir (Carter ve Wilson 1996).

Siman tipi, içeriği, simanın vizkozitesi, film kalınlığı, restorasyonun yerleştirilmesi sırasında ve sonrasında uygulanan kuvvet, implant dayanak duvarların açısı, çapı, yüksekliği, yüzey alanı ve yüzey pürüzlülüğü gibi faktörler implant üstü protezlerde retansiyonu etkiler (Covey ve ark. 2000, Gultekin ve ark. 2013, Guncu ve ark. 2011, Browning ve ark. 2002). Bu anlamda kısa dayanak duvarları ve yüksek toplam dayanak duvarları arasındaki yaklaşma açısı değerleri mekanik retansiyonu azaltır ve retansiyonda simanın önemini artırır (Bernal ve ark. 2003).

İdeal olarak implant destekli restorasyonlarda kullanılan simanlar restorasyon kaybını önleyecek şekilde retansiyon sağlamalıdır fakat istenildiğinde restorasyon dayanağa, implanta ve implant çevresi dokulara zarar vermeden çıkarılabilmelidir (Pan ve ark. 2006).

Restorasyonlar çıkarılmak istenildiğinde restorasyona, implanta ve implant dayanağına zarar vermeden bu işlemin gerçekleştirilebilmesi için önceleri simantasyonda geçici simanların kullanımı tavsiye edilmiştir (Breeding ve ark. 1992, Heinemann ve ark. 2006). Fakat geçici simanlar düşük gerilme dayanımları ve yüksek çözünürlük gibi kötü fiziksel özelliklere sahiptir. Farklı protokoller ve çalışma sonuçlarına göre implant üstü protezlerde siman seçimi hala tartışmalıdır (Breeding ve ark. 1992, Clayton ve ark. 1997, GaRey ve ark. 1994, Heinemann ve ark. 2006, Kerby ve ark. 1992, Ramp ve ark. 1999). Bu seçim retansiyon açısından birincil öneme sahiptir; her vakanın gereksinimleri ve dayanak geometrisi değerlendirilerek siman tercihi yapılmalıdır (Hebel ve Gajjar 1997).

Çalışmamızda implant üstü restorasyonlarda farklı yüzey yapılarının çeşitli simanların retansiyona olan etkisi değerlendirilmiştir. Carnaggio ve ark. (2012) yaptıkları çalışmada titanyum dayanaklarda 2 farklı kendinden adeziv rezin siman, rezin modifiye cam iyonomer siman ve iki farklı geçici simanı retansiyon açısından

karşılaştırmışlardır. En yüksek retansiyon değerini adeziv rezin siman (Rely X Unicem) göstermiş olup adeziv rezin simanlar, retansiyonları daha çok mekanik retansiyona bağlı olan geçici simanlar ve rezin modifiye cam iyonomer simanlardan anlamlı derecede yüksek değerler göstermişlerdir. Resin modifiye cam iyonomer siman geçici simanlara yakın değerler göstermiştir. Bu sonucu resin modifiye cam iyonomer simanların zamanla dayanıklılığının artmasıyla açıklamışlardır çünkü çalışmada testler örneklerin simantasyonundan 24 saat sonra yapılmıştır. Bizim çalışmamızda da örnekler simantasyondan 24 saat sonra test edilmiştir ve bu durum çalışmamızın sınırlamalarından biridir.

Ernst ve ark. (1998) resin simanlarda retansiyonu artırmak için bazı sistemlerin kombine kullanılmasını tavsiye etmişlerdir. Dayanak yüzeyinin düzgün bir şekilde kaplanması veya kumlama işlemi ya da bu iki işlemin birlikte uygulanması retansiyonu artırmaya yardımcı olur. Bu nedenle çalışmamızda retansiyonu artırmak için 2 adet grup titanyum yüzeyleri matlaştırılarak kullanılmıştır.

Kim ve ark. (2006) kullanılan daimi siman tipi ve yüzey hazırlıklarının implant üstü sabit protezlerde retansiyon için önemli olduğunu belirtmişlerdir. Kunt ve ark. (2011) yaptıkları çalışmada bu sonuçları desteklemişlerdir.

Kısa implant dayanaklarında farklı yüzey uygulamalarının retansiyona etkisinin araştırıldığı bir çalışmada kompozit resin siman ve polikarboksilat siman test edilmiştir. Çalışmada en yüksek retansiyon değeri metal alt yapılara ve dayanaklara kumlama işleminin uygulandığı Panavia resin F2.0 resin simanın kullanıldığı grupta gözlenmiştir (Sadig ve Al Harbi 2007).

Squier ve ark. (2001) yaptıkları çalışmada titanyum dayanaklarda metal alt yapıların retansiyonuna farklı simanların etkisini incelemişlerdir. Bu çalışmada dayanakların bir kısmı anodize edilmiş diğer bir kısmına ise herhangi ekstra bir işlem yapılmamıştır. Her iki dayanakta da en yüksek retansiyon değeri kompozit resin simanda gözlenirken resin modifiye cam iyonomer ve çinko fosfat simanlarda ikinci en yüksek retansiyon değerleri gözlenmiştir. Bu çalışmada cam iyonomer ve polikarboksilat simanda en düşük değerler gözlenmiştir.

ISO 11405 (2003) teknik dökümanında bağlantı direnci testleri, örneğe uygulanan kuvvetin yönüne göre çekme bağlanma direnci testi (tensile bond

strength) ve makaslama bağlanma direnci testi (shear bond strength) olmak üzere iki gruba ayrılmıştır. Son yıllarda daha küçük yüzeylerdeki bağlantı direncinin değerlendirilmesinde mikroçekme testi (microtensile bond strength) ve dişlerde bölgesel değişimlerin bağlanma direncine etkisinin değerlendirilmesinde ise mikromakaslama testi (microshear bond strength) kullanılmaktadır (169, 170).

Ağız ortamında fonksiyon sırasında implant üstü sabit restorasyonlar dikey, yatay, oblik ve bunların kombinasyonları şeklinde gelen kuvvetlere maruz kalmaktadır.

Bağlantı direnci testleri, test edilen örneğin boyutlarına göre makro ve mikro test yöntemleri olarak 2 grupta incelenmektedir. Makro testlerde dental restorasyon boyutlarına yakın örnekler, mikro testlerde ise daha küçük test alanına sahip örnekler kullanılmaktadır. Mikro örneklerde incelenen ara yüzde düşük çatlak konsantrasyonu ve üniform stres dağılımı nedeni ile mikrotestlerin daha hassas olduğu ve mikrotestlerde elde edilen değerlerin makrotestlere göre daha yüksek olduğu belirtilmiştir. Mikrotestlerde örneklerin hazırlanması zordur, özel düzeneğe gerekir, örneklerin hazırlanması sırasında yanlış kuvvet uygulanması veya vibrasyon oluşması bağlantının bozulmasına neden olmaktadır. Bu bağlamda, çalışmamızda, örnek ve malzeme koşullarına daha fazla uygunluk gösteren makrotest yöntemi kullanılmıştır (171,172, 173, 174, 175).

Dental adezivler ve rezin simanların etkinliğinin değerlendirilmesinde in-vivo testlerin yapım zorluğu, standardizasyonun sağlanamaması ve uzun dönem takibin zor olması nedeni ile in-vitro bağlantı direnci testleri kullanılmaktadır. İn-vitro bağlantı direnci test sonuçlarını etkileyecek çok sayıda faktör olduğundan standardizasyon sağlamak amacıyla Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (ISO) tarafından 'Dental Materyaller-Diş Dokusuna Adezyon Testleri' adlı standardizasyon belgesi yayınlanmıştır. Çalışmamız standardizasyonu sağlamak amacıyla ISO prosedürleri takip edilerek gerçekleştirilmiştir (176, 171).

Bağlantı direncinin değerlendirilmesinde bağlantı yüzey alanı önemli bir faktördür. Bağlantı yüzey alanı ile ilgili olarak ISO 'Dental Materyaller-Diş Dokusuna Adezyon Testleri' standardizasyon belgesinde 3-10 mm çapında yüzey alanı kullanıldığı bildirilmiştir (170, 173). Çalışmamızda bu standardizasyon göz

önünde bulundurularak kullanılan titanyum örneklerin siman yapışma yüzeyleri 5 mm; çekme testi cihazının çenelerine rahat tutturulabilmesi açısından da enine uzunlukları ise 10 mm seçilmiştir.

Simantasyon sırasında örneklerin siman film kalınlığının bağlantı direncini etkileyebileceği bildirilmiştir. Bu nedenle literatürdeki bazı çalışmalarda film kalınlığının örneğin farklı bölgelerinde üniform olması ve tüm örneklerde eşit film kalınlığı sağlamak amacıyla simantasyon sırasında sabit yük uygulanmaktadır. Bununla beraber Ayad ve ark. (177), Goracci ve ark. (178), Powers ve ark. (179) ek düzenek gerektirmemesi düşüncesi ile parmak basıncı ile simantasyon yöntemini kullanmışlardır. Bizim çalışmamızda ise örneklerin siman kalınlıklarının eşit olmasına oldukça özen gösterilmiş ve bunun için tamamen bizim tasarımı olan bir aparat üretilmiştir.

Sabit implant üstü protezlerin yapıştırılmasında yaygın olarak kullanılan polikarboksilat siman, cam iyonomer siman ve adeziv rezin siman kullanılarak farklı yüzey işlemlerinin görüldüğü titanyum abutment yüzeylerinin simante edilerek bağlantı direnci değerlerinin karşılaştırıldığı çalışmamızın sonuçlarının klinik uygulamalara rehberlik edebileceğini düşünmekteyiz.

Roohi Kapoor ve ark. (180) çalışmasında; titanyum abutmentların üstüne metal kopingler 5 farklı siman materyali ile simante edilmiş ve örnekler çekme testinde dakikada 0.5 mm hızla çekilmiştir. Sonuçlara göre en yüksek çekme bağ dayanımını rezin siman, onun ardından çinko fosfat siman ve en düşük çekme kuvveti de rezin modifiye cam iyonomer siman tarafından gösterildi.

Alexandre Campos Montenegro ve ark. yaptığı çalışmada titanyum silindirler birbirlerine simante edilip çekme bağ dayanımlarına bakılmıştır. Çalışmada GC Fuji 1 siman da kullanılmış olup elde edilen sonuçlara göre en yüksek bağlanma Rely X ARC (12.95 MPa) tarafından gösterilmiş, onun hemen ardından 6.89 MPa dayanımla Fuji 1 gelmiş ve en düşük bağ dayanımını da 4.71 MPa ile Temp NE göstermiştir. Bu çalışmada abutment yerine geçen silindirlerin boyu 5 mm olarak belirlenmiş olup çekme cihazı dakikada 0.5 mm hızla desimantasyon gerçekleşene kadar kuvvet uygulanmıştır. Çalışmamızda bazı sayısal verilere bu makalenin ışığında karar verilmiştir.



Birçok araştırmacıya göre PCR, bakterilerin tanımlanması ve sayılması açısından oldukça güçlü bir cihazdır. Ayrıca bu yöntemin kullanılması ile her türlü bakteri, fungus ve virüs türü analiz edilebilir. Bununla birlikte konvansiyonel yöntemlere göre daha spesifik bir yöntemdir. (181, 182, 183, 184, 185).

PCR uygulamaları amplifikasyon sonrası ilave işlem gerektirmez, kontaminasyon riski düşüktür, bu nedenle daha doğru sonuçlar alınabilmektedir. Ayrıca sonuçların alınması konvansiyonel yöntemlere göre daha kısa sürer ve kantitatif sonuçlar verir (186). Bretagne ve ark. (187) larına göre PCR işlemlerinde kontaminasyonun düşük olmasının nedeni kapalı bir sistem içinde analizlerin yapıyor oluşu ve analiz sonrası ilave işleme gereksinim duyulmamasıdır. Ayrıca bir saatten kısa bir süre içinde bile güvenilir sonuçlar alınabilmektedir.

Çalışmamızda kullandığımız LightCycler PCR cihazı, basittir ve hızlıdır ancak uygulamalar esnasında hassasiyet gerektirmektedir. Amplikonların ( PCR sonrası rnler) Tm' lerini rahatlıkla analiz eder ve araştırmacıya sunar. Amplikonun Tm değeri içeriğinde G+C içeriğine, dizi uzunluğuna ve nükleotidlerin bazlarının içeriksel değişimlerine bağlıdır. Her mikroorganizmanın türünü tanımlayarak hızlı bir amplifikasyon sağlar (188). Bizim alışmamızda da iki farklı araştırma yöntemi olan CHROMAgar' daki koloni sayıları ile PCR' daki kopya DNA sayıları sayımı kullanıldı ve bu iki sonucun büyük ölçüde uyuruğu gözlendi.

Pratt- Terpstra ve ark. (189)' na göre, in vitro çalışmalarda kullanılan yapay tükürük ve PBS solüsyonunun içeriğinin mikroorganizma tutunumu için uygun koşullar hazırladığını bildirmişlerdir. Bu Şekilde materyal üzerindeki mikroorganizma tutunumu bu solüsyonlar ile incelenebilecektir.

Vural ve ark. (190)' nın yaptığı çalışmalarda yüzey pürüzlülüğü *C. albicans*'ın tutulumu ile yakından ilişkili bulunmuştur. Çalışmalarda artan yüzey pürüzlülüğünün *C.albicans*'ın tutulumunu artırdığı izlenmiştir. Bizim alışmamızda ise titanyum materyali anodize edildiğinde yüzeyin parlak veya mat olması çok fazla bir fark oluşturmaksızın saf titanyum halinden daha çok *C. albicans* tutulumu gösterdi; saf titanyum yüzeyde ise parlak yüzeyin mattan daha çok sayıda *C.albicans* içerdiği sonucuna varıldı.

Radford ve ark. (191)' na göre yüzey pürüzlülüğü ile mikroorganizma tutulumu yakından ilişkilidir. Ancak tükürüğün varlığı yüzey pürüzlülüğünün ve yüzey enerjisinin etkisini ve mikroorganizmaların materyal üzerine tutulumunu

azaltmaktadır. Bazı araştırmacılar ise tükürükteki proteinlerin ve glikoproteinlerin *C.albicans* hücrelerinin protez kaide materyallerin yüzeyine tutulumunu artırdığını savunarak Radford ve ark. ile karşıt görüşü savunmaktadırlar. (192, 193, 194). Her ne kadar çalışmalarda kullanılan yapay tükürük solüsyonu, insanda görülen tükürüğe tam olarak benzemese de örnek yüzeyinde protein tabakası oluşturarak pelikül oluşumuna neden olur, bu nedenle in vitro çalışmalarda yapay tükürük kullanılabilir (195).

El- Azizi ve ark. (196) *C. albicans* ile ağız florasında bulunan *S.mutans*'ın ortakçı yaşadığını, iki mikroorganizma türünün birlikte birikim yaptığını ve daha fazla çoğaldığını doğrulamışlardır. Ayrıca tükürükte bulunan proteinler de bu etkileşimi artırmaktadırlar (197). *C. albicans* ve *S.mutans* arasındaki bu etkileşim değerlendirildiğinde, ağız ortamında bu mikroorganizmalardan birinin sayısındaki artışın diğerini de artıracığı sonucuna ulaşılabilir. Bizim çalışmamızda da *C.albicans* varlığı; diğer candida türlerinin varlığında daha çok artış göstererek bu çalışma sonucunu desteklemektedir. Bu nedenle ağız ortamında değerlendirildiğinde fungus miktarlarının çalışmamıza oranla daha fazla artacağı sonucuna ulaşılmaktadır.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Mekanik test sonuçlarına göre:

- Araştırılan simanlardan rezin simanın çekme bağ dayanımı en yüksek; polikarboksilat simanın ise daha düşüktür.
- Anodizasyon işlemi titanyum yüzeyinin çekme bağ dayanımını artırmıştır. H0 hipotezi kabul edilmiştir.

Mekanik test çalışmamız sonucunda elde edilen verilerin, bazı çalışmalar ile farklılık göstermesinin nedeni olarak test edilen materyallerin, uygulanan yüzey işlemlerinin ve test yöntemlerinin farklılık göstermesi olabileceği düşünülmektedir. Bağlantı direnci testi sonuçlarını etkileyebilecek çok sayıda parametre olması, farklı çalışmalarda elde edilen bağlanma kuvvetlerini karşılaştırmayı zorlaştırmaktadır. Diş hekimliğindeki gelişmelerle paralel olarak farklı titanyum yüzey işlemleri için en uygun simantasyon tekniğinin belirlenebilmesi ve sonuçların protetik tedaviye yansıtılabilmesi için yeni çalışmalara ihtiyaç olduğu değerlendirilmektedir.

Mikrobiyolojik test sonuçlarına göre:

- Titanyum yüzeyi anodize edildiğinde yüzeyin parlak veya mat olması ortalama değerlerde anlamlı bir fark yaratmaksızın saf titanyum yüzeyinden daha çok maya tutulumu ortaya çıkmaktadır.
- Titanyum yüzeyi anodize edilmediğinde ise yüzeyin parlak olması maya tutulumunu istatistiksel olarak anlamlı derecede artırmıştır.
- *C. albicans* ve *C. glabrata* araştırma gruplarındaki tüm titanyum bloklara en yüksek tutulumu göstermiştir.
- *C. parapsilosis* araştırma gruplarındaki tüm titanyum bloklara *C. albicans* ve *C. glabrata*'ya göre daha az; *C. krusei*' ye göre daha fazla tutulum sergilemiştir.
- *C. tropicalis* titanyum yüzeylerin hiçbirine tutunamamıştır.
- *C. albicans* tutulumu, araştırılan ortamda diğer candida türlerinin varlığında artmıştır.
- Parlak titanyum yüzeylerdeki maya tutulması daha fazla bulunmuştur. H0 hipotezi reddedilmiştir.

Mikrobiyolojik test çalışmamızın sonuçlarında ise; yapılan bazı çalışmalar ile farklılık göstermesinin nedeni olarak test edilen materyallerin farklı olması dşunlmektedir. Ayrıca maya sayısının ağız ortamında daha fazla bulunması ihtimali çalışmamızı sınırlamaktadır. Bu nedenle gelecekte bu konuda yeni çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.



## 7. KAYNAKLAR

1. Wang F, Song YL, Li DH, Li CX, Wang Y, Zhang N, et al.(2010). Type 2 diabetes mellitus impairs bone healing of dental implantsin GK rats. *Diabetes Res Clin Pract*; 88 (1), (s.7-9).
2. Abu Hantash RO, Al-Omuri MK, Ahed Mahmoud ALWadani. (2006) Psychological impact on implant patients oral health-related quality of life. *Clin Oral İmpl Res*, 17, (s.116-123).
3. Şener HH. (2008). Dental implantların uzun dönem takibinde başarıyı etkileyen klinik ve radyolojik parametrelerin değerlendirilmesi. Doktora Tezi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi
4. Kyul Kim, Bo- Ah Lee, Xing-Hui Piao, Hyun- Ju Chung, Young-Joon Kim (2013). Surface Characteristics and Bioactivity of an Anodized Titanium Surface, *J Periodontal İmplant Sci*, 43, (s.198-205).
5. Branemark PI, Breine U, Adell R. (1969). Intra-Osseous anchorage of dental protheses. I.Experimental studies. *Scand J: Plast.Reconstr. Surg.*, 3, (s.81-100).
6. Misch CE (2005). *Dental Implant Prostetics*. St Louis Elsevier, Mosby, Michigan.
7. Firidinoğlu K, Toksavul S, Toman M. (2007). İmplant destekli sabit protezlerde seramik abutment kullanımı. *EÜ Diş hek Fak Derg*; 28, (s.145-150).
8. Davarpanah M, Martinez H, Kebir M, Etienne D, Tecucianu JF (2001). Wide- diameter implants: new concepts. *Int J Periodontics Restorative Dent*, (s.149-159).
9. Mericske-Stern R, Grütter L, Rösch R, Mericske E. (2001). Clinical evaluation and prosthetic complications of single tooth replacement by nonsubmerged implants. *Clin Oral Impl Res* 12, (s.309-318).
10. Hebel K, Gajjar R, Hofstede T. (2000). Single - Tooth Replacement: Bridge vs. Implant - Supported Restoration. *J Can Dent Assoc*, 66, (s.435-438).
11. Zitzman UN, Marinello PC. (2002). A review of clinical and technical consideration for fixed and removable implant protheses in the edentulous mandible. *Int J Proshodont*, 15, (s.65-72).
12. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. (1986). A survey of crown and fixed partial dentures: length of service and reason for replacement, *J Prosthet Dent*, 56, (s.416-421).

13. Barreto MT. (1984). Failures in ceramometal fixed restorations, *J Prosthet Dent*, 51, (s.186- 189).
14. O' Roark WL. (1991). Improving implant survival rates by using a new method of at risk analysis, *Int J Oral Implantol*, 8, (s.31-57).
15. Parein AM, Eckert SE, Wollan PC. (1997). Implant reconstruction in the posterior mandible: a long term restrospective study, *J Prosthet Dent*, 78, (s.35-42).
16. Libby G, Arcuri MR, Lavelle WE, et al. (1997). Longevity of fixed partial dentures, *J Prosthet Dent*, 78, (s.127-131).
17. Jemt T, Laney WR, Harris D, et al. (1991). Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 6, (s.29-36).
18. Kline R, Hoar JE, Beck GH. (2002). A prospective multicenter clinical investigation of bone quality based dental implant systems, *Implant Dent*, 11, (s.224-234).
19. Root Laboratories Statistics. (1995). Percentages of cement retained vs screw retained implant protheses from April 1992 to April 1993, Leawood, KS.
20. Hebel K, Gajjar R, Hofstede T. (2000). Single-Tooth Replacement: Bridge vs. Implant-Supported Restoration. *J Can Dent Assoc*, 66, (s.435-438).
21. Ekfeldt A, Carlsson GE, Borjesson G. (1994). Clinical evaluation of single tooth restorations supported by osseointegrated implants: aresrospective study, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 9, (s.179-183).
22. Haas R, Mensdorff - Pouilly N, Mailath G. (1995). Branemark single tooth implants; a preliminary report of 76 implants. *J Prosthet Dent*, 73, (s.274-279).
23. Laney WR, Jemt T, Harris D. (1994). Osseointegrated implants for single tooth replacement: a progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 9, (s.49-54).
24. Gomez- Roman G, Schulte W, d'Hoedt B. (1997). The Frealit-2 implant system: 5 year clinical experience in single tooth and immidiately post extraction applications. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 12, (s.209-230).
25. Misch CE, Poitras Y, Dietsch- Misch F. (2000). Endosteal implants in teh edentulous posterior maxilla: rationale clinical report, *Oral Health*, 90(8), (s.16-71).
26. Misch CE. (2005). Rationale for Dental Implants. *Dental Implant Prosthetics*. St.Louis: Mosby, Michigan, (s.1-17).

27. Öztürk B. (2015). Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, Farklı implant - abutment bağlantı tasarımlarında oluşan streslerin ve hareket serbestliğinin; 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi.
28. Lewis S, Beumer J, Hornburg W, Moy P. (1998). The UCLA abutment. *Int J Oral Maxillofac Implant*, 3, (s.183-189).
29. Marchack CB. (1996). A custom titanium abutment for the anterior single-tooth implant. *J Prosthet Dent*, 76, (s.288-291).
30. Fuster- Torres MA, Albalat- Estela S, Alcaniz- Raya M, Penarrocha- Diago M. (2009). CAD/ CAM dental systems in dentistry: update. *Med Oral Patol Oral Cir Buccal*, 3, (s.141-145).
31. Kerstein RB, Castellucci F, Osorio J. (2000). Ideal gingival form with computer generated permanent healing abutments. *Compend Contin Educ Dent*, 21, (s.793-797).
32. Shafie HR. (2014). *Clinical and laboratory manual of dental implant abutments*. 1st ed. Hoboken, NJ: Wiley- Blackwell, (s.66-69).
33. Kucey BK, Fraser DC. (2000). The Procera abutment the fifth generation abutment for dental implants. *J Can Dent Assoc*, 66, (s.445-449).
34. Lang LA, Sierraalta M, Hoffensperger M, Wang RF. (2003). Evaluation of the precision of fit between the Procera custom abutment and various implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 18, (s.652-658).
35. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkynen A. (2014). Recent advances in dental optics e Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Opt Laser Eng*, 54, (s.203-221).
36. Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. (2015). Accuracy of a digital impression system based on active triangulation technology with blue light for implants: effect of clinically relevant parameters. *Implant Dent*, 24, (s.498-504).
37. Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. (2014). Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29, (s.853-862).

38. Lin WS, Harris BT, Morton D. (2013). The use of a scannable impression coping and digital impression technique to fabricate a customized anatomic abutment and zirconia restoration in the esthetic zone. *J Prosthet Dent*, 109, (s.187-191).
39. Sproull RC. (1974). Color matching in dentistry. Part 3. Color control. *J Prosthet Dent*, 31, (s.146-154).
40. Heyman HO. (1987). The artistry of conservative esthetic dentistry. *J Am Dent Assoc*, 115, (s.140-230).
41. Winter RR. (1990). Achieving esthetic ceramic restorations. *J Calif Dent Assoc*, 18, (s.21- 24).
42. Preston JD. (1985). Current status of shade selection and colour matching. *Quintessence Int*, 16, (s.47-58).
43. Hasanreisoglu U., Erakman T., Irkeç Z. (2011). Tam Protezlerde Estetik Yaklaşımlar. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi. *Turkiye Klinikleri J Dental Sci-Special Topics*, 2(1), (s.90-96).
44. Tijan AHL, Miller GD. (1984). Some esthetic factors in a smile. *J Prosthet Dent*, 51, (s.24-28).
45. Heinlein WD. (1980). Anterior teeth: Esthetics and function. *J Prosthet Dent*, 44, (s.389-393).
46. Moskowitz ME, Nayyar A. (1995). Determinants of dental esthetics: A rationale for smile analysis and treatment. *Compend Contin Educ Dent*, 16, (s.1164- 1186).
47. Vig RG, Brunda GC. (1978). The kinetics of anterior tooth display . *J Prosthet Dent*, 39, (s.502- 503).
48. Andrews LF. (1972). The six keys to normal occlusion. *Am J Orthod.*, 62, (s.296-309).
49. Heyman HO. (1987). The artistry of conservative esthetic dentistry. *J Am Dent Assoc*, 115, (s.140- 230).
50. Claffey N, Shanley D. (1986). Relationship of gingival thickness and bleeding to loss of probing attachment in shallow sites following non surgical periodontal therapy. *J Clin Periodontol*,13, (s.654–657).



51. Ochsenbien C, Ross S. (1969). A re-evaluation of osseous surgery. *Dent Clin North Am* January, 13(1), (s.87–102).
52. Kao RT, Pasquinelil K. (2002). Thick vs Thin gingival tissue: a key determinant in tissue response to disease and restorative treatment. *J Calif Dent Assoc* July, 30(7), (s.521–526).
53. Greenberg J, Laster L, Listgarten MA. (1976). Transgingival probing as a potential estimator of alveolar bone level. *J Periodontol*, 47, (s.514–517).
54. De Rouck T, Eghbali R, De Bruyn H. (2009). The gingival biotype revisited: Transparency of the periodontal probe through the gingival margin as a method to discriminate thin from thick gingiva. *J Clin Periodontol*, 36, (s.428–433).
55. Weisgold AS. (1977). Contours of the full crown restoration. *Alpha Omegan*, 10, (s.77–89).
56. Baldi C, Pini-Prato G, Pagliaro U. (1999). Coronally advanced flap procedure for root coverage Is flap thickness a relevant predictor to achieve root coverage? A 19- case series. *J Periodontol*, 70, (s.1077–1084).
57. Muller HP. (2003). Repeatability of ultrasonic determination of gingival thickness. *Clin Oral Investig*, 11, (s.439–442).
58. Barriviera M, Duarte WR, Januario AL, Faber J, Bezerra AC. (2009). A new method to assess and measure palatal masticatory mucosa by cone-beam computerized tomography. *Journal of clinical Periodontology*, 36, (s.564–568).
59. Olsson M, Lindhe J. (1991). Periodontal Characteristics in individuals with varying form of the upper central incisors. *J Clin Periodontol*, 18, (s.78–82).
60. Richard T, Kao, Mark C, Fagan, Gregory J. (2008). *CDA J*, 36, (s.193–198).
61. Fu JH, Yen CY, Chan HL, Tatarakis N, Leong DT, Wang HL. (2010). Tissue biotype & its relation to the underlying bone morphology. *J. Periodontol*, 81, (s.569–574).
62. MSD Jing Zhang, BDS Rimei Zhang, BDS Guangul Ren, BDS Xiaojie Zhang. (2017 Feb). A method for using solid modeling CAD software to create an

implant library for the fabrication of a custom abutment. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 117, (2), (s.209-213).

63. Ersoy M, Özel E, Gökçe K. (2007). Farklı uygulama yöntemlerinin kompozit rezinlerin mikrosertlikleri üzerine etkisi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Der*, 17, (s.28-31).

64. Roberson TM, Heyman HO, Swift EJ. (2011). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, 5. Baskı, Ostim; Ankara, (s.138-49).

65. O' Brien WJ. (2002). *Dental Materials and Their Selection*, Canada, 3 ed, (s.34- 50).

66. Sulong MZ, Aziz RA. (1990). Wear of materials used in dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent*, 63, (s.342-349).

67. Sorensen JA, Torres TJ. (1987). Improved colour matching of metal ceramic restorations. Part 2 Procedures for visual communication. *J Prosthet Dent*, 58, (s.669- 677).

68. Keyf F, Uzun G. (2007). İmplantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyon. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, 2, (s.43-50).

69. Havıtcıoğlu, H. (2011). "İmplant malzemelerinin yüzey özelliklerinin iyileştirilmesi", *TOTBİD (Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği) Dergisi*, 10, (s.178-183).

70. Pasinli. A. (2004). "Biyomedikal Uygulamalarda Kullanılan Biyomalzemeler", *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi*, 4, (s.25-34).

71. Kim, H. M., Kokubo, T., Kawashita, M., Nakamura, T. (2004). "Bioactive Metals: Preparation and Properties", *Journal of Materials Science, Materials and Medicine*, 15, (s.99- 107).

72. Utku, F.S., Seekin, E., Goller, G., Tamerler, C., Urgen, M. (2014). "Carbonated Hydroxyapatite Deposition at Physiological Temperatures on Ordered Titanium Oxide Nanotubes Using Pulsed Electrochemistry", *Ceramics International*, (s.122). doi: 10.1016/j.ceramint.2014.07.004.

73. Baloğlu A. (2008). Alüminyum alaşımlarına anodik oksit filmi içerisine gümüş katılması yolu ile antimikrobiyal özellik kazandırılması. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.

74. Ay, Süleyman (1980). Alüminyum Oksit Tabakasının Elektrolitik Renklendirilmesi, İTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü, (s..22-40).
75. Uluhan, Necmettin. (1972). Alüminyum Anodik Filmin Renklendirilmesi, İTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü. (s.10-22).
76. <http://www.supraalloys.com/medical-titanium.php>, Erişim Tarihi: 10.10.2012.
77. [www.aysunigneli.com/dental\\_implant\\_dis\\_titanyum\\_neden\\_titanium.html](http://www.aysunigneli.com/dental_implant_dis_titanyum_neden_titanium.html), Erişim Tarihi: 15.11.2012.
78. <http://akyaymetal.com/node/2>, Erişim Tarihi: 15.12.2012.
79. Macak, JM., Tsuchiya, H., Ghicov, A., Yasuda, K., Hahn, R., Bauer, S., Schmuki, P. (2007). TiO<sub>2</sub> nanotubes: Self-organized electrochemical formation, properties and applications, Current Opinion in Solid State and Materials Science, 11, (s.3–18).
80. Grimes, CA., Mor, GK., TiO<sub>2</sub> Nanotube Arrays. (2009). DOI 10.1007/978-1-4419-0068-5\_1, # Springer Science+Business Media, LLC
81. Senih Çalikkocaoğlu, Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi (Metal Olmayan Maddeler) Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Sayı:3, İstanbul, 2000.
82. Craig RG. (1989). Restorative Dental Materials (8. Ed) Mosby, St Louis.
83. Anusavice, KJ (2003). Dental Ceramics In: Phillips“ Science of Dental Materials (11. Ed), Saunders (s. 665- 719).
84. Miller A, Long J, Miller B, Cole J. (1992). Comparison of the fracture strengths of ceramometal crowns versus several all-ceramic crowns. J Prosthet Dent, 68, (s. 38-41).
85. Göknül Ergün K., Reşat Batuhan Ç. (2017). Mechanical Tests: Flexural Strength and Measurement, Compressive, Tensile, Bending, Bonding, Push-out, Shear Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics, 3(3), (s.210-215).
86. Miller A, Long J, Miller B, Cole J. (1992). Comparison of the fracture strengths of ceramometal crowns versus several all-ceramic crowns. J Prosthet Dent, 68, (s.38-41).
87. Craig RG, Ward ML, Restorative Dental Materials. (1996). Mosby- Year Book, St. Louis, Baltimore, Boston. 10th edition, (s.113-120).
88. Hammad IA, Talic YF. (1996). Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes. J Prosthet Dent., 58, (s.602-608).

89. Marx H. (1986). Die metall- keramische Verbundfestigkeit prüfung- Ein besonderes werkstoffkundliches problem. ZWR, 5, (524-527).
90. Özer H. (1995). Saf titanyumun ve üç değişik baz metal alaşımının seramikle bağlantı dirençlerinin karşılaştırmalı olarak araştırılması, Doktora Tezi, Ege Üniversitesi, İzmir.
91. W.F. Hosford. (1992). Overview of Tensile Testing, Tensile Testing, P. Han, Ed., ASM International, (s.1–24).
92. R. Gedney. (2002). Guide To Testing Metals Under Tension, Advanced Materials & Processes, February, (s.29–31).
93. Doç. Dr. Ramazan KAYIKÇI, Araş. Gör. Gülşah AKTAŞ (2010), Sakarya Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi, Metalurji ve Malzeme Müh. Bölümü, Çekme Deneyi Föyü.
94. <http://www.instron.com.tr/tr-tr/testing-solutions/by-material/adhesives/simple-cyclic/iso-ts-11405> Erişim Tarihi: Eylül 2018.
95. Wright PS. (1984). The success and failure of denture soft-lining materials in clinical use. J Dent, 12, (s.319-327).
96. Aydın AK, Terzioğlu H, Akinay AE, Ulubayram K, Hasirci N. (1999). Bond strength and failure analysis of lining materials to denture resin. Dent Mater 15, (s.211–218).
97. Mutluay MM, Ruyter IE .(2007). Evaluation of bond strength of soft relining materials to denture base polymers. Dent Mater 23, (s.1373–1381).
98. Al-Athel MS, Jagger RG. (1996). Effect of test method on the bond strength of a silicone resilient denture lining material. J Prosthet Dent 76, (s.535–540).
99. McCabe JF, Carrick TE, Kamohara H. (2002). Adhesive bond strength and compliance for denture soft lining materials. Biomaterials 23, (s.1347–1352).
100. Mehmet Yüksel, Cemal Meran. (2010). “Malzeme Bilgisine Giriş Cilt 2”, MMO, Yrd. Doç.Dr. Kemal Yıldızlı, On Dokuz Mayıs Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Çekme/ Eğme Deney Föyü.
101. Kayalı ES., Ensari C., Dikeç F. (1996). Metalik Malzemelerin Mekanik Deneyleri, İTÜ Kimya-Metalurji Fakültesi Yayını. (s.45).

102. Kayalı ES., Ensari C., Dikeç F. (1996). Metalik Malzemelerin Mekanik Deneylemleri, İTÜ Kimya-Metalurji Fakültesi Yayını. (s.1-13).
103. Çelebi N., Nalbant D. (2002). Diş Hekimliğinde Simanların Genel Olarak Değerlendirilmesi Ondokuz Mayıs Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, 3(1), (s.51-55).
104. Yavuzylmaz H. (1996). Metal Destekli Estetik Veneer Kaplama Kronlar. 1. Baskı Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, Ankara. (s.247-252).
105. Zaimoğlu A., Can G, Ersoy E, Aksu L. (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara. (s.305-344).
106. Qilo G. (1991). Luting cements: A review and comparison. International Dental Journal, 41, (s.81-88).
107. Morgano SM, Brackett SE. (1999). Foundation restorations in fixed prosthodontics: Current knowledge and future needs. J Prosthet Dent, 82, (s.643-657).
108. Wilson Ad, Prosser HJ, Powis DM. (1983). Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite. J Dent Res, 62, (s.590-592).
109. O'Brien WJ. (2002). Dental Materials and Their Selection. Canada, Quintessence, 3rd ed (s.132,35- 143,46).
110. Önal B. (2004). Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları, Birinci baskı, Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları İzmir. (s.111-14, 128-29) .
111. Nakabayashi N, Pashley DH. (1998). Hybridization of dental hard tissues. Chicago, Quintessence, 1st ed, (s.97).
112. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. J Prosthet Dent, 81, (s.135-141).
113. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. (2007). Cements for use in esthetic dentistry. Dent Clin North Am, 51,2, (s.453-471).
114. Fitzgerald M, Heys RJ, Heys DR, Charbeneau GT. (1987). An evaluation of aglass ionomer luting agent: bacterial leakage. J Am Dent Assoc, 114, (s.783-786).
115. Inoue S, Abe Y, Yoshida Y, De Munck J, Sano H, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. (2004). Effects of conditioner on bond strength of glass-ionomer adhesive to dentin/enamel with and without smear layer interposition. Oper Dent, 29, 6, (s.685-692).

116. Caughman WF, Caughman GB, Dominy WT, Schuster GS. (1990). Glass ionomer and composite resin cements: effects on oral cells. *J Prosthet Dent*, 63, (s.513-521).
117. Anusavice, K.J., Phillips' Science of Dental Materials. (2003). 11th Edition ed. Elsevier Science. USA. (s.110).
118. Zaimoğlu, A., Can, G. (2004). Sabit protezler. A.Ü. Basımevi. Ankara. (s.13-15).
119. Matinlinna, J.P., Lassila, L.V.J., Ozcan, M., Yli-Urpo, A., Vallittu, P. (2002). An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont.* (s.13).
120. Tarı T. (2010). Farklı yapıştırıcı ajanlarla simante edilen zirkonyum oksit seramik kuronların retansiyon dirençlerinin in-vitro olarak karşılaştırılması, İstanbul Üniv. Diş Hek Fak Protetik Diş Ted. A.D. Doktora Tezi. İstanbul.
121. Pekperdahcı, T. (2009). Self-adeziv rezin modifiye dental siman ile konvansiyonel rezin bazlı simanların karşılaştırılması, Ankara Üniv Diş Hek Fak. Protetik Diş Ted. A.D. Doktora Tezi. Ankara.
122. Marsh P., Martin MV. (2001). Oral Microbiology. Reed Educational and Professional Publishing Ltd. 4 th Edition . (s.96-100).
123. Samarayanake LP. (2004). Essential Microbiology for Dentistry. Churchill Livingstone. 2nd edition. Edinburg, London, New York, 17, (155-164).
124. Anđ Ö. (1977). Ağız Mikrobiyolojisi. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi. Gençlik Basımevi. İstanbul. (s.223-224).
125. Arya M., Shergill IS., Williamson M., Gmommersall L., Arya N., Patel HRT (2005). Basic Principles of Real- Time Quantitive PCR, *Expert Rev. Mol. Diagn*, 5, 2, (s.209-219).
126. Bartlett JMS, Stirling D. (2003). A Short History of the Polymerase Chain Reaction. *Methods Mo. Biol.*, 226, (s.3-6).
127. Mullis KB. (1990). The Unusual Origins of the Polymerase Chain Reaction. *Scientific American*, 262, (s.56-65).
128. Meyer JM, Nally JK. (1975). Yapay tükürüklerin diş alaşımlarının korozyonu üzerine etkisi. *J Dent Res*, 54, (s.678.)
129. Gal J.Y., Fouet Y., Adib- Yadzi M. (2001). About a synthetic saliva for in vitro studies. *Talanta*, 53, 8, (s.1103-1115).

130. Huang H.H. (2003). Ion release from NiTi orthodontic wires in artificial saliva with various acidities. *Biomaterials*; 24, (s.3585-3592).
131. Schiff N., Dalard F., Lissac M., Morgon L., Grosogeat B. (2005). Corrosion resistance of three orthodontic brackets: A comparative study of three fluoride mouthwashes. *Eur. J. Orthod.*, 27, 6, (s.541-549).
132. Venugopalan R., Lucas L.C. (1998). Evaluation of restorative and implant alloys galvanically coupled to titanium. *Dental Materials*, 14, (s.165-172).
133. American Academy of Implant Dentistry. Glossary of implant terms. (1986). *The Journal of oral implantology*, 12, 2, (s.284-294).
134. Sullivan, R.M. (2001). Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective. *Journal of the California Dental Association*, 29, 11, (s.737-745).
135. Branemark, P.I., Hansson, B.O., Adell, R., Breine, U., Lindstrom, J., Hallen, O. ve diğeri. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery. Supplementum*, 16, (s.1-132).
136. Guess PC, Att W, Strub JR. (2012). Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clin Implant Dent Relat Res*, 14, (s.633-6459).
137. Gomes AL, Montero J. (2011). Zirconia implant abutments: a review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*,16, (s.50-55).
138. Lin WS, Harris BT, Morton D. (2013). The use of a scannable impression coping and digital impression technique to fabricate a customized anatomic abutment and zirconia restoration in the esthetic zone. *J Prosthet Dent*, 109, (s.187-191).
139. Kim S, Kim HI, Brewer JD, Monaco EA Jr. (2009). Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent*, 101, (s.226-230).
140. Pınar G., Volkan T. (2015). Kişiyi Özel Dayanaklar Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics, 1, 1, (s.69-76).
141. Dr. Dt. Özgür Ö. (2016). Kişiyi özel dental implant abutmentlar. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* (s.73-79).
142. Park JI1, Lee Y, Lee JH, Kim YL, Bae JM, Cho HW. (2013 Oct). Comparison of fracture resistance and fit accuracy of customized zirconia

abutments with prefabricated zirconia abutments in internal hexagonal implants. *Send to Clin Implant Dent Relat Res*, 15, 5, (s.769-778).

143. Esper, L.A., Sbrana, M.C., Cunha, M.J., Moreira, G.S., de Almeida, A.L. (2012). Esthetic composition of smile in individuals with cleft lip, alveolus, and palate: visibility of the periodontium and the esthetics of smile. *Plastic surgery international*. (s.563-734).

144. Bhuvaneshwaran, M. (2010). Principles of smile design. *Journal of conservative dentistry : JCD*, 13, 4, (s.225-232).

145. Rinck, M., Telli, S., Kampmann, I.L., Woud, M.L., Kerstholt, M., Te Velthuis, S. ve diğeri. (2013). Training approach-avoidance of smiling faces affects emotional vulnerability in socially anxious individuals. *Frontiers in human neuroscience*, 7, (s.481).

146. Manera, V., Grandi, E., Colle, L. (2013). Susceptibility to emotional contagion for negative emotions improves detection of smile authenticity. *Frontiers in human neuroscience*, 7, (s.6).

147. Sullivan, R.M. (2001). Perspectives on esthetics in implant dentistry. *Compendium of continuing education in dentistry*, 22, 8, (s.685-692).

148. Kois, J.C., Kan, J.Y. (2001). Predictable peri-implant gingival aesthetics: surgical and prosthodontic rationales. *Practical procedures & aesthetic dentistry : PPAD*, 13, 9, (s.691-698).

149. Jivraj, S., Chee, W. (2006). Treatment planning of implants in the aesthetic zone. *British dental journal*, 201, 2, (s.77-89).

150. Balasubramaniam, A.S., Raja, S.V., Thomas, L.J. (2013). Peri-implant esthetics assessment and management. *Dental research journal*, 10, 1, (s.7-14).

151. Esposito, M., Grusovin, M.G., Polyzos, I.P., Felice, P., Worthington, H.V. (2010). Timing of implant placement after tooth extraction: immediate, immediate-delayed or delayed implants. A Cochrane systematic review. *European journal of oral implantology*, 3, 3, (s.189-205).

152. Ricciardi, M.T., Pizzi, P. (2013). High-risk esthetically driven restoration: begin with the end in mind. *Compendium of continuing education in dentistry*, 34, 3, (s.206-210).

153. Ochsenbier C, Ross S. (1969). A re-evaluation of osseous surgery. *Dent Clin North Am* January, 13, 1, (s.87-102).



154. Misch CE, Wang HL, Palti A. (2007). Consensus Conference. Conference on implant success, survival and failure the international congress of oral implantologists, Pisa, Italy.
155. Jung RE, Sailer I, Hammerle CH. (2007). In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 27, (s.251-257).
156. Liu J, Alfantazi A, Asselin E. (2015). A new method to improve the corrosion resistance of titanium for hydrometallurgical applications. *Appl Surf Sci*, 332, (s.480-487).
157. Tu ZM, Zhu YM, Li N, Hu HL, Cao LX. (2009). Applications and Advances on surface treatment for titanium and titanium alloy. *Surf Tech*, 38, (s.76-77).
158. J. Schreckenbach, F. Schlottig, G. Marx, W.M. Kriven, O.O. Popoola, M.H. Jilavi, S.D. Brown. (1999). Preparation and microstructure characterization of anodic spark deposited barium titanate conversion layers, *J. Mater. Res*, 14, (s.1437–1443). [http://dx. doi.org/10.1557/JMR.1999.0194](http://dx.doi.org/10.1557/JMR.1999.0194).
159. J.P. Schreckenbach, G. Marx, F. Schlottig, M. Textor, N.D. Spencer. (1999). Characterization of anodic spark-converted titanium surfaces for biomedical applications, *J. Mater. Sci. Mater. Med*, 10, (s.453–457).
160. Y.T. Sul, C.B. Johansson, Y. Jeong, T. Albrektsson. (2001). The electrochemical oxide growth behaviour on titanium in acid and alkaline electrolytes, *Med. Eng. Phys*, 23, (s.329–346).
161. Charrière R, Lacaille G, Pedefferri MP, Faucheu J, Delafosse D. (2014). Characterization of the gonioapparent character of colored anodized titanium surfaces. *Color Res Appl*, 40, (s.483-490).
162. Karambakhsh A, Afshar A, Ghahramani S, Malekinejad P. (2011). Pure commercial titanium color anodizing and corrosion resistance. *J Mater Eng Perform*, 20, (s.1690-1696).
163. Li XM, Ren WH, Wang DL, Qiu XQ, Guo TW. (2013). Influence of surface roughness and configuration on color stability of pure titanium dentures. *Acad J Sec Mil Med Univ*, 24, (s.431-433).
164. Li SM, Yu XM, Liu JH, Yu M, Wu L, Yang K. (2014). Microstructure and abrasive wear behaviour of anodizing composite films containing SiC nanoparticles on Ti6Al4V alloy. *J Cent South Univ*, 21, (s.4415-4423).

165. Ishikawa-Nagai S, Elani HW, Da Silva JD, Kim DM, Tarnow D, Schulze-Späte U ve Bittner N. (2017 Nov). A prospective clinical trial to assess the optical efficacy of pink neck implants and pink abutments on soft tissue esthetics , *J Esthet Restor Dent.* 29, 6, (s.409-415).
166. Wang T, Wang L, Lu Q, Fan Z. (2019). Changes in the esthetic, physical, and biological properties of a titanium alloy abutment treated by anodic oxidation., *Journal of Prosthet Dent,* 121, 1, (s.156-165).
167. Mansour A, Ercoli C, Graser G, Tallents R, Moss M. (2002). Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. *Clin Oral Impl Res,* 13, (s.343-348).
168. Prithviraj DR, Garg P, Pujari ML, Shruthi DP. (2010). Selection of dental cements for fixed implant supported restorations: Current perspectives. *Int J Clin Dent,* 3, (s.191-199).
169. Eren, F. (2009). Er,Cr:YSGG ve Er:YAG Lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerine, farklı rezin simanlarla uygulanan seramiklerin bağlanma kuvvetlerinin in-vitro olarak incelenmesi, Marmara Üniv. Diş Hek. Fak. Pedodonti A.D. Doktora Tezi. İstanbul.
170. Technical Specification. Dental materials-Testing of adhesion to tooth structure. ISO/TS 11405:2003(E) 2nd ed, Switzerland.
171. Braga, R.R., Meira, J.B., Boaro, L.C., Xavier, T.A. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater,* 26, (s.38-49).
172. Della Bona, A., Van Noort, R. (1995). Shear vs. Tensile Bond Strength of Resin Composite Bonded to Ceramic. *J Dent Res,* 74, (s.1591-1596).
173. Pashley, D.H., Sano, H., Ciucchi, B., Yoshiyama, M., Carvalho, R.M. (1995). Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater.,* 11, (s.117-125).
174. Pekkan, G., Hekimoglu, C. (2009). Evaluation of shear and tensile bond strength between dentin and ceramics using dual-polymerizing resin cements. *J Prosthet Dent.,* 102, (242-252).
175. Schreiner, R.F., Chappell, R.P., Glaros A.G., Eick J.D. (1998). Microtensile testing of dentin adhesives. *Dent Mater.,* 14, (s.194-201).

176. Kermanshah, H., Borougeni, A.T., Bitaraf, T. (2011). Comparison of the microshear bond strength of feldspathic porcelain to enamel with three luting resins. *J Prosthodontic Res*, 55, (s.110-116).
177. Ayad, M.F., Fahmy, N.Z., Rosenstiel, S.F. (2008). Effect of surface treatment on roughness and bond strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent.*, 99, (s.123-130).
178. Goracci, C., Cury, A.H., Cantoro, A., Papacchini, F., Tay, F.R., Ferrari, M. (2006). Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *J Adhes Dent.* 8, (s.327-335).
179. Powers, J.M., O'Keefe K.L., and Pinzon, L.M. (2003). Factors affecting in vitro bond strength of bonding agents to human dentin. *Odontology.* 91, (s.1-6).
180. Roohi Kapoor, Kavipal Singh, Simrat Kaur, Aman Arora. (2016). Retention of Implant Supported Metal Crowns Cemented with Different Luting Agents: A Comparative Invitro Study, *J Clin Diagn Res.* 10, 4, (s.61–64).
181. Igarashi T., Yamamoto A., Goto N. (1996). Rapid identification of mutans streptococcal species. *Microbiol. Immunol.* 40, (s.867-871).
182. Kimura H., Morita M., Yabuta Y., Yuzushima K., Kato K., Kojima S., Matsuyama T., Morishima T. (1999). Quantitative analysis of Epstein- Barr virüs load by using a real-time PCR assay. *J. Clin. Microbiol*, 37, (s.132-136).
183. Kimura H., Morita M., Yabuta Y., Yuzushima K., Kato K., Kojima S., Matsuyama T., Morishima T. (1999). Quantitative analysis of Epstein- Barr virüs load by using a real-time PCR assay. *J. Clin. Microbiol.* 37, (s.110-112).
184. Ono T., Hirota K., Nemoto K., Fernandez E.J., Ota F., Fukui K. (1994). Detection of streptococcus mutans by PCR amplification of spaP gene. *J. Med. Microbiol.*, 41, (s.231-235).
185. Sakamoto M., Takeuchi Y., Umeda M., Ishikawa I., Benno Y. (2001). Rapid detection and quantification of five periodonthopatic bacteria by real- time PCR. *Microbiol. Immunol.*, 45, (s.39-44).
186. Arancia S., Carattoli A., La Valle R., Cassone A., De Bernardis F. (2006). Use of 65 kDa mannoprotein gene primers in Real Time PCR identification of candida albicans in biological samples; *Molecular and Cellular Probes*, 20, (263-268).

187. Bretagne S., Costa J.M., Marmorat- Khuong A., Poron F., Cordonnier C., Vidaud M., Fleury- Feith J. (1995). Detection of aspergillus species DNA bronchoalveolar lavage samples by competitive PCR. *J.Clin. Microbiol.*, 33, (s.1164-1168).
188. Hsu M.C., Chen K.W., Lo H.J., Chen Y.C., Liao M.H., Lin Y.H., Li S.Y. (2003). Species identification of medically important fungi by use of real time LightCycler PCR. *J.Med.Microbio*, 52, (s.1071-1076).
189. Pratt- Terpstra I.H., Weerkamp A.H., Busscher H.J. (1987). Adhesion of oral streptococci from a flowing suspension to uncoated and albumine-coated surfaces. *J.Gen. Microbiol.*; 133, 3, (s.199-206).
190. Vural C., Kümbüloğlu Ö., Özdemir G., Kurtulmuş H., Özcan M.(2010). Comparative effects of two different artificial body fluids on candida albicans adhesion to soft lining materials. *Dental Materials Journal*, 29, 2, (s.206-212).
191. Radford D.R., Sweet S.P., Challacombe S.J., Walter J.D. (1998). Adherence of *Candida albicans* to denture- base materials with different surface finishes. *Journal of Dentistry*, 26, (s.577-583).
192. Edgerton M., Scannapieco F.A., Reddy M.S., Levine M.J. (1993). Human submandibular- sublingual saliva promotes adhesion of *Candida albicans* to polymethylmethacrylate. *Infect. Immun.*, 61, (s.2644-2652).
193. Nikawa H., Hamada T. (1990). Binding of salivary or serum proteins to *candida albicans* in vitro. *Arch. Oral. Biol.*, 35, 8, (s.571-573).
194. Vasilas A., Molina L., Hoffman M., Haidaris C.G.(1992). The influence of morphological variation on *Candida albicans* adhesion to denture acrylic in vitro. *Arch. Oral Biol*, 37, (s.613-622).
195. Satou J., Fukunaga A., Morikawa A., Matsumae I., Satou N., Shintani H. (1991). Streptococcal adherence to uncoated and saliva- coated restoratives. *J. Oral Rehabil.*, 18, (s.421-429).
196. El Azizi M.A., Starks S.E., Khardori N. (2004). Interactions of *Candida albicans* with other *Candida* spp. and bacteria in the biofilms. *J. Appl. Microbiol.*, 96, (s.1067-1073).
197. Holmes A.R, Cannon R.D., Jenkinson H.F. (1995). Interactions of *candida albicans* with bacteria and salivary molecules in oral biofilms. *J. Ind. Microbiol*, 15, (s.208-213).

## ÖZGEÇMİŞ

BÜŞRA DOĞAN

DOĞUM YERİ- YILI: SAMSUN- 1992

MEZUN OLUNAN OKULLAR:

- Samsun Anadolu Lisesi (2005- 2009)
- Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi (2010- 2015)

BİLİMSEL FAALİYETLER:

- 21- 24 Eylül 2017 Uluslararası Dişhekimliği Kongresi

Zirkon Restorasyonlarda Pembe Porselenle Diş Eti Estetiği- Poster Sunumu

- 2- 4 Kasım 2018 TPİD 6. Uluslararası Sempozyumu

Elektro kimyasal Yöntemle Anodize Edilmiş Bireysel Abutmentların Siman Bağlantılarının İncelenmesi- Sözlü Sunum