



**BEZMİÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**POLİETERETERKETON MATERYALİNİN TELESKOBİK
TUTUCULARDA KULLANIMININ İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Kıymet ÇALIK

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez DanıŐmanı: Dr. Öğretim Üyesi IŞıl TURP

OCAK-2022



**BEZMİÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**POLİETERETERKETON MATERYALİNİN TELESKOBİK
TUTUCULARDA KULLANIMININ İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Kıymet ÇALIK

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez DanıŐmanı: Dr. Öğretim Üyesi IŞıl TURP

OCAK-2022

TEZ ONAY FORMU

Kurum : Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Program Adı : Uzmanlık Eğitimi
Anabilim Dalı : Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Tez Sahibi : Kıymet ÇALIK
Tez Başlığı : Polietereterketon Materyalinin Teleskobik Tutucularda Kullanımının İncelenmesi
Tez Sunum Tarihi : 02.07.2021

JÜRİ ÜYELERİ

İMZA

Üye (Danışman) : Dr. Öğr. Üyesi Işıl TURP
Çalıştığı Kurum : Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Üye : Doc. Dr. Özgün Yusuf ÖZYILMAZ
Çalıştığı Kurum : Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Üye : Doc. Dr. Özlem KARA
Çalıştığı Kurum : Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Üye : Dr. Öğr. Üyesi Burç İhsan GENÇEL
Çalıştığı Kurum : İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Sağlık Hizmetleri Meslek
Yüksekokulu

YEDEK JÜRİ ÜYELERİ

Üye : Prof. Dr Haluk Barış KARA
Çalıştığı Kurum : Medipol Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Üye : Dr. Öğr. Üyesi Şule Tuğba DENİZ
Çalıştığı Kurum : Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tez, Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda belirtilen jüri üyeleri tarafından kabul /-et edilmiştir.

ANABİLİM DALI BAŞKANI
Doc. Dr. Özgün Yusuf Özyılmaz

DEKAN
Prof. Dr. Doğan Dolanmaz



Babama,

BEYAN

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

Kıymet Çalık

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim süresince bilimsel, mesleki, sosyal anlamda bilgi ve deneyimlerinden yararlanma fırsatı bulduğum, tez aşamasındaki tüm basamaklarda ve zorluklarda desteğini her zaman hissettiğim, değerli zamanını, yardımlarını, önerilerini, kahvesini, tebessümünü ve hoş sohbetini esirgemeyen değerli hocam ve danışmanım Sayın Dr. Öğretim Üyesi Işıl TURP'a

Eğitim dönemim boyunca bilgilerimi, klinik tecrübelerini ve yardımlarını esirgemeyen değerli hocalarım Sayın Doc. Dr. Özlem KARA, Uzm. Dr. Abdurrahman ŞAHİNBAŞ, Doc. Dr. Özgün Yusuf ÖZYILMAZ, Uzm. Dr. Defne BURDUROĞLU, Dr. Öğretim Üyesi Şule Tuğba DENİZ, Doc. Dr. İlkin TUNCEL, Doc. Dr. Ayşe ATAY, Uzm. Dr. Burcu DİKER'e

Uzmanlık süresi boyunca her türlü zorluğu, stresi, kahkahayı, mutluluğu, kavgayı, çabayı, hastayı, başarı ve başarısızlığı paylaştığım, tezimin laboratuvar aşamasında ayrı ayrı emeği olan ve her biri benim için çok değerli sevgili asistan arkadaşlarıma

İşin mutfağında görev yapan ve çok emek harcayan klinik asistanı ve diş teknisyeni arkadaşlarıma

Deney örneklerinin hazırlanması aşamasında özverili ve titiz çalışmalarından dolayı diş teknisyeni Sayın Metin ULUTAĞ ve M.b.m. Dental çalışanlarına,

Teleskop kuronların tasarımı ve üretimi süresince değerli zamanını ayıran ve en ufak detayına kadar emek harcayan Sayın Mesut TORUK'a ve Dentco Dental çalışanlarına

Galvano kuronların üretim aşamasındaki titiz çalışmaları ve projeye desteklerinden ötürü Sayın Nermin EGELİ ve Dentek Dental Laboratuvar çalışanlarına

Zorlu eğitim yaşantım boyunca bana destek olan ve her zaman yol gösteren idolüm dayım Necmettin DEMİR'e ve sevgili eşine

Burada olmamı borçlu olduğum, bugünü benden daha çok hayal eden ve beni ben yapan, sonsuz minnetlerimi sunduğum babam İsmail ÖNDER'e, tüm ayrılıklara katlanacak kadar güçlü olan annem Nermin ÖNDER'e ve destekleri olmadan yürüyemeyeceğim kardeşlerim Feride ÖNDER ve Hüseyin ÖNDER'e,

Aşk ve desteği ile her şeyi yapılabilir kılan sevgili eşim Görkem ÇALIK'a ve geleceğe umutla bakan biricik kızım Öykü' me

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Ocak-2022

Kıymet ÇALIK

Bu tez, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından 20200817 numaralı proje ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	iv
ÖNSÖZ.....	v
İÇİNDEKİLER	vi
SEMBOLLER VE KISALTMALAR.....	viii
TABLO LİSTESİ	ix
ŞEKİL LİSTESİ.....	x
ÖZET.....	xiii
SUMMARY	xiv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1 Teleskobik Tutucuların Tanımlanması.....	4
2.2 Teleskobik Tutucuların Tarihi.....	4
2.3 Teleskobik Tutucuların Genel Özellikleri.....	4
2.3.1 Teleskop tutucuların endikasyonları	4
2.3.2 Teleskobik tutucuların kontraendikasyonları	5
2.3.3 Teleskobik tutucuların avantajları	5
2.3.4 Teleskobik tutucuların dezavantajları	6
2.4 Teleskobik Tutucuların Sınıflandırılması.....	6
2.4.1 Silindirik teleskop kuronlar	7
2.4.2 Konik teleskop kuronlar (Konus kuronlar)	7
2.4.3 Rezilient teleskop tutucular	8
2.5 Teleskobik Tutucularda Tutuculuğu Etkileyen Faktörler	11
2.5.1 Tribolojik etki.....	11
2.5.2 Konus açısı	12
2.5.3 Primer kuronun alt ve üst çapları	17
2.5.4 Primer kuronun yüksekliği	17
2.5.5 Ağızda meydana gelen sürekli dinamik kuvvetlerin etkisi	17
2.5.6 Negatif hava basıncı	18
2.5.7 Viskozite.....	18
2.5.8 Materyale bağlı özellikler.....	19
2.5.9 Uygulanan laboratuvar işlemleri	20
2.5.9.1 Döküm yöntemi.....	20
2.5.9.2 Elektroşekillendirme yöntemi	21
2.5.9.3 CAD/CAM Yöntemi	24
2.6 Teleskobik Tutucularda Tutuculuğun Düzenlenmesi	24
2.6.1 Periodontal dokular bakımından konus açısının ayarlanması	25
2.6.2 Teknik olarak konus açısının ayarlanması	25
2.6.3 Teleskop kuronlarda tutuculuk artırma yöntemleri.....	26
2.7 Teleskop Kuron Sistemlerde Kullanılan Materyaller.....	27
2.7.1 Altın ve alaşımları	27
2.7.2 Titanyum	28
2.7.3 Krom alaşımları.....	28
2.7.4 Zirkonya	29
2.7.5 Poliarileterketon (PAEK) ailesi.....	29
2.7.5.1 Polietereterketon (PEEK).....	29
2.7.5.2 Polieterketonketon (PEKK)	31
2.8 Teleskobik Tutucuların Klinik Kullanımları.....	32

3. GEREÇ ve YÖNTEM	38
3.1 Deney Gruplarının Saptanması	38
3.2 Deney Örneklerinin Hazırlanması.....	39
3.2.1 Dayanakların hazırlanması.....	39
3.2.2 ZA deney örneklerinin hazırlanması.....	39
3.2.3 ZP deney örneklerinin hazırlanması.....	47
3.2.4 ZP100 deney örneklerinin hazırlanması.....	51
3.2.5 PP deney örneklerinin hazırlanması.....	51
3.2.6 PP100 deney örneklerinin hazırlanması.....	55
3.3 Takma-Çıkarma Deney Prosedürü	55
3.3.1 Primer ve sekonder kuronların simantasyonu.....	55
3.3.2 Deney düzeneği.....	57
3.3.3 Deney prosedürü	59
3.4 Taramalı Elelektron Mikroskobu (SEM) Analizleri	62
3.5 İstatistiksel Değerlendirme.....	65
4. BULGULAR	66
4.1 Tutuculuk Değerleri Bulguları	66
4.1.1 Materyal gruplarının tutuculuk değerine etkisi.....	66
4.1.2 Döngüler sonrası tutuculuk ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırılması	68
4.1.3 Deney gruplarındaki tutuculuk ölçümlerinin döngüler arası karşılaştırılması	74
4.2 Sem Analiz Bulguları	80
5. TARTIŞMA	83
5.1 Gereç ve Yöntemin Tartışılması.....	83
5.2 Bulguların Tartışılması.....	88
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	98
7. KAYNAKLAR	99
8. ÖZGEÇMİŞ	112

SEMBOLLER VE KISALTMALAR

α	: Koniklik açısı
$\alpha/2$: Konus açısı
ADA	: Amerikan Diş Hekimleri Birliği (American Dental Association)
BaPO ₄	: Baryum fosfat
CAD-CAM	: Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim
Cfr-Peek	: Karbon fiber takviyeli polietereketon
D	: Kuronun alt yüzey çapı
d	: Kuronun üst yüzey çapı
ϵ	: Döküm büzülmesi
F	: Tutunma veya uygulama kuvveti
FGP	: Sürtünme-Mil-Uyum (Friktion-Geschiebe-Passung).
GPa	: Gigapascal
HBP	: Hareketli bölümlü protezler
h	: Döküm işlemine bağlı olarak oluşan primer ve sekonder kuronlar arasında oluşan aralık.
L	: Çıkarma veya ayrılma kuvveti.
MÇK	: Marburg çift kuron
MPa	: Megapascal
N	: Teleskop kuronlar yerleşirken oluşan sıkıştırma kuvvetine karşı oluşan tepki kuvveti.
P	: Teleskop kuronlar yerleşirken oluşan sıkıştırma kuvveti
PAEK	: Poliarileterketon
PEEK	: Polietereketon
PEKK	: Polietereketonketon
PP	: Polietereketon primer-Polietereketon sekonder kuron grubu
PP ₁₀₀	: Polietereketon primer kuron-Polietereketon sekonder kuron (100 μm oklüzal aralık) grubu
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskopu
T ₀	: Maksimum tutuculuk kuvveti.
YA	: Yanal alan
ZA	: Zirkonya primer-Altın sekonder kuron grubu
ZP	: Zirkonya primer kuron-Polietereketon sekonder kuron grubu
ZP ₁₀₀	: Zirkonya primer kuron-Polietereketon sekonder kuron (100 μm oklüzal aralık) grubu
μm	: Mikrometre
μ_0	: Sürtünme katsayısı.

TABLO LİSTESİ

Tablo 3.1: Çalışma için oluşturulan deney grupları ve üretim şekilleri.	38
Tablo 4.1: Materyal gruplarına göre farklı takma-çıkarma döngüleri sonrasındaki tutuculuk değerleri ve standart sapmaları.	66
Tablo 4.2: Başlangıç döngüsündeki tutuculuk ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırmalarının p değerleri.	68
Tablo 4.3: 100 döngü sonundaki tutuculuk ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırmalarının p değerleri.	69
Tablo 4.4: 500 döngü sonundaki tutuculuk ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırmalarının p değerleri.	70
Tablo 4.5: 1000 döngü sonundaki tutuculuk ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırmalarının p değerleri.	71
Tablo 4.6: 5000 döngü sonundaki tutuculuk ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırmalarının p değerleri.	72
Tablo 4.7: 10.000 döngü sonundaki tutuculuk ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırmalarının p değerleri.	73
Tablo 4.8: ZA grubunun tutuculuk ölçümlerinin döngüler arası karşılaştırmalarının p değerleri.	74
Tablo 4.9: PP grubunun tutuculuk ölçümlerinin döngüler arası karşılaştırmalarının p değerleri.	75
Tablo 4.10: PP ₁₀₀ grubunun tutuculuk ölçümlerinin döngüler arası karşılaştırmalarının p değerleri.	76
Tablo 4.11: ZP grubunun tutuculuk ölçümlerinin döngüler arası karşılaştırmalarının p değerleri.	77
Tablo 4.12: ZP ₁₀₀ grubunun tutuculuk ölçümlerinin döngüler arası karşılaştırmalarının p değerleri.	77
Tablo 4.13: Tutuculuk değerlerinin gruplar ve döngüler arasındaki karşılaştırmaları.	79

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1: Silindirik ve konus kuronlarda tutuculuk farkı	8
Şekil 2.2: Esnek teleskop tutucu	9
Şekil 2.3: Rotasyonel harekete izin veren teleskop tutucu ünite	9
Şekil 2.4: a- Marburg çift kuron ve TK-SNAP (yerleştirme sırasında), b- Marburg çift kuron ve TK-SNAP (son konum)	10
Şekil 2.5: Sürtünme pinli hibrit teleskobik çift kuron [81].....	10
Şekil 2.6: α : Koniklik açısı.	12
Şekil 2.7: Konus kuronlarda kuvvet bileşenleri [31].....	13
Şekil 2.8: L yükleme kuvveti ile konus açısı arasındaki ilişkinin geometrik gösterim	13
Şekil 2.9: Tutuculuk kuvvetin konus açısı ile ilişkisinin gösterilmesi [31].....	14
Şekil 2.10: Farklı konus açısı ve sürtünme katsayılarına göre tutunma ve ayrılma kuvvetleri arasındaki oranların değişimi [85].	16
Şekil 2.11: Teleskop kuronlar arasında oluşan aralığın geometrik şekli [31].	19
Şekil 2.12: Kuronlar arasındaki kesikli temas alanları [100].	21
Şekil 2.13: Elektroliz işleminin şematik gösterimi [100].	22
Şekil 2.14: Sıvıya daldırılmış sekonder kuronu çekerken laminer akış ilkesinin (kırmızı oklar) şematik gösterimi [100].	23
Şekil 3.1: Dayanak maketi görüntüsü.	39
Şekil 3.2: Deneylerde kullanılan tarama ünitesi.	40
Şekil 3.3: Deneylerde kullanılan CAM ünitesi.	40
Şekil 3.4: Deneyde kullanılan zirkonya blok.....	40
Şekil 3.5: Zirkonya primer kuronların freze edilmesi.	41
Şekil 3.6: Hava-su türbini.	41
Şekil 3.7: Zirkonya cilası için kullanılan cila lastikleri.	42
Şekil 3.8: Cila lastikleri için kullanılan açı ayarlama apareyi.	42
Şekil 3.9: Zirkonya primer kuronların cila lastikleri ile cilalanması.	43
Şekil 3.10: Zirkonya primer kuronlar.	43
Şekil 3.11: Primer kuronların içine patern rezin yerleştirilmesi.....	44
Şekil 3.12: Altın kaplanması istenmeyen yerlerin lak ile kaplanması ve polimerizasyonu.	45
Şekil 3.13: Üzeri gümüş lak ile kaplanan primer kuronların makinaya bağlanması.	45
Şekil 3.14: Kullanılan elektroşekillendirme sıvısı.	46
Şekil 3.15: Örneklerin sıvıya yerleştirilmesi.	46
Şekil 3.16: Elektroşekillendirme işlemi.....	46
Şekil 3.17: Elektroşekillendirme ile üretilen sekonder kuronlar.	47
Şekil 3.18: Zirkonya primer kuron ve altın sekonder kuron.....	47
Şekil 3.19: Zirkonya primer kuronların taranması.	48
Şekil 3.20: Taranmış primer kuronların görüntüsü.....	48
Şekil 3.21: Sekonder kuronların tasarımı.	49
Şekil 3.22: Primer kuron ve sekonder kuronun tasarım görüntüsü.	49
Şekil 3.23: Kuronların CAM ünitesinde kazanması.....	49
Şekil 3.24: PEEK blok.....	50
Şekil 3.25: Okluzal aralık bırakılmayan sekonder kuronların tasarımı.	50
Şekil 3.26: Zirkonya primer kuron ve PEEK sekonder kuron.....	50
Şekil 3.27: 100 μ m aralık okluzal aralık bırakılan sekonder kuronların tasarımı.	51
Şekil 3.28: Primer kuronların blokta yerleşimi.....	52

Şekil 3.29: Kazınmış PEEK primer kuronlar.	52
Şekil 3.30: PEEK primer kuronların freze edilmesi.	53
Şekil 3.31: PEEK primer kuronların aşındırılmasında kullanılan frezler.	53
Şekil 3.32: PEEK primer kuronların polisajında kullanılan pat ve fırçalar.	53
Şekil 3.33: PEEK primer kuronlar.	54
Şekil 3.34: PEEK primer kuron ve PEEK sekonder kuron.	54
Şekil 3.35: PEEK sekonder kuronlar.	55
Şekil 3.36: Deneyde kullanılan rezin siman.	56
Şekil 3.37: Sekonder kuronlar için üretilen pirinç ara parçalar.	56
Şekil 3.38: Sekonder kuronların pirinç ara parçalara simante edilmiş hali.	56
Şekil 3.39: Tutuculuk ölçümlerini yapan evrensel test cihazı.	57
Şekil 3.40: Deney düzeneği tasarımı.	58
Şekil 3.41: a: Deney düzeneği, b: Düzeneğin bağlanmış hali.	58
Şekil 3.42: Deney düzeneğinde kullanılan mıknatısların görünümü.	58
Şekil 3.43: Sekonder kuronların simante edildiği gruplara göre pirinç ara parçalar.	59
Şekil 3.44: Deney düzeneğinin evrensel test cihazına bağlanması.	59
Şekil 3.45: Deney düzeneğinin yapay tükürük içerisindeki görünümü.	60
Şekil 3.46: Deney düzeneğinin çığneme simülatörüne bağlanması.	60
Şekil 3.47: Çığneme simülatörüne yapay tükürük haznelerinin eklenmesi.	60
Şekil 3.48: Yapay tükürük haznesinin ara parçaya bağlanmasını sağlayan o-ring.	61
Şekil 3.49: Yapay tükürük yapımı için kullanılan malzemeler.	62
Şekil 3.50: Yapay tükürüğün hazırlanması.	62
Şekil 3.51: Sekonder kuronların pirinç ara parçalarla birlikte ikiye ayrılması.	63
Şekil 3.52: Taramalı Elelektron Mikroskobu (SEM).	63
Şekil 3.53: Altın kaplama cihazı.	64
Şekil 3.54: Örneklerin üzerinin altın ile kaplanması.	64
Şekil 4.1: Materyal gruplarına göre farklı takma-çıkarma döngü sayısı sonrasındaki tutuculuk değerleri.	66
Şekil 4.2: Deney gruplarının 10.000 döngü boyunca tutuculuk kuvveti değerlerinde meydana gelen değişiklikler.	67
Şekil 4.3: Başlangıç döngüsündeki grupların ortalama tutuculuk değerleri ve standart sapmaları.	68
Şekil 4.4: 100 döngü sonunda grupların ortalama tutuculuk değerleri ve standart sapmaları.	69
Şekil 4.5: 500 döngü sonunda grupların ortalama tutuculuk değerleri ve standart sapmaları.	70
Şekil 4.6: 1000 döngü sonunda grupların ortalama tutuculuk değerleri ve standart sapmaları.	71
Şekil 4.7: 5000 döngü sonunda grupların ortalama tutuculuk değerleri ve standart sapmaları.	72
Şekil 4.8: 10.000 döngü sonunda grupların ortalama tutuculuk değerleri ve standart sapmaları.	73
Şekil 4.9: ZA grubunun 10.000 döngü boyunca ortalama tutuculuk değerleri.	74
Şekil 4.10: PP grubunun 10.000 döngü boyunca ortalama tutuculuk değerleri.	75
Şekil 4.11: PP ₁₀₀ grubunun 10.000 döngü boyunca ortalama tutuculuk değerleri. ...	76
Şekil 4.12: ZP grubunun 10.000 döngü boyunca ortalama tutuculuk değerleri.	77
Şekil 4.13: ZP ₁₀₀ grubunun 10.000 döngü boyunca ortalama tutuculuk değerleri. ...	78
Şekil 4.14: Deney gruplarından 10.000 döngü boyunca elde edilen ortalama tutuculuk değerleri.	78

Şekil 4.15: Farklı döngü sayısı boyunca ölçülen tutuculuk değerlerinin deney grupları içindeki dağılımı.	79
Şekil 4.16: ZA grubu 10.000 takma-çıkarma döngüsü sonrası primer ve sekonder kuron SEM görüntüsü	80
Şekil 4.17: ZA grubu başlangıç primer ve sekonder kuron SEM görüntüsü.....	80
Şekil 4.18: PP grubu başlangıç primer ve sekonder kuron SEM görüntüsü.....	81
Şekil 4.19: PP grubu 10.000 takma-çıkarma döngüsü sonrası primer ve sekonder kuron SEM görüntüsü	81
Şekil 4.20: PP ₁₀₀ grubu başlangıç primer ve sekonder kuron SEM görüntüsü.....	81
Şekil 4.21: PP ₁₀₀ grubu 10.000 takma-çıkarma döngüsü sonrası primer ve sekonder kuron SEM görüntüsü	81
Şekil 4.22: ZP grubu deney uygulanmamış primer ve sekonder kuron SEM görüntüsü	82
Şekil 4.23: ZP grubu 10.000 takma-çıkarma döngüsü sonrası primer ve sekonder kuron SEM görüntüsü	82
Şekil 4.24: ZP ₁₀₀ grubu deney uygulanmamış primer ve sekonder kuron SEM görüntüsü	82
Şekil 4.25: ZP ₁₀₀ grubu 10.000 takma-çıkarma döngüsü sonrası primer ve sekonder kuron SEM görüntüsü	82

POLİETERETERKETON MATERYALİNİN TELESKOBİK TUTUCULARDA KULLANIMININ İNCELENEMESİ

ÖZET

Bu çalışmanın amacı Polietereketon (PEEK) materyalinin teleskobik tutucularda kullanımının uzun dönem tutuculuk değerlerini ve yüzey aşınmalarını in vitro olarak incelemektir.

Çalışmada 2° konus açısı kullanılmış olup, farklı primer kuron ile sekonder kuron materyalleri ile primer ve sekonder kuron arasında oklüzalde aralık oluşturulması değerlendirilmiştir. Beş grup incelenmiştir; 1-Zirkonya primer kuron-Altın sekonder kuron (elektroşekillendirme ile üretilmiş), oklüzalde aralık yok (ZA); 2-Zirkonya primer kuron-PEEK sekonder kuron, oklüzalde aralık yok (ZP); 3-Zirkonya primer kuron-PEEK sekonder kuron, 100 µm oklüzal aralık (ZP₁₀₀); 4-PEEK primer kuron-PEEK sekonder kuron, oklüzalde aralık yok (PP); 5- PEEK primer kuron-PEEK sekonder kuron, 100 µm oklüzal aralık (PP₁₀₀) gruplarından toplam 50 örnek hazırlanmıştır (n=10). Tutuculuk ölçümleri başlangıç, 100, 500, 1000, 5000, 10,000 takma-çıkarma döngüsü sonrası değerlendirilen gruplara, 50 N ön yük uygulanmıştır. Tüm takma-çıkarma deneyleri ve tutuculuk kuvveti ölçümleri yapay tükürük içerisinde gerçekleştirilmiştir. Deneyler sonunda her gruptan seçilen bir çift primer ve sekonder kuron ile aynı gruba ait ve hiç deneye girmemiş bir çift primer ve sekonder kuron, yüzeyindeki aşınmaları değerlendirmek için Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile incelenmiştir.

En yüksek tutuculuk değerleri başlangıçta ve 10,000 döngü sonrasında PP₁₀₀ grubunda (36,04-35,73 N), en düşük değerler ise ZA (9,05-15,06 N) grubunda saptanmıştır. Primer ve sekonder kuron arasında oklüzalde aralık oluşturulması, PEEK primer kuron ve PEEK sekonder kuron materyal çifti için 10.000 döngü sonunda tutuculuk değerlerini arttırmıştır. Deneyler sonrasında PEEK primer kuronlarda, PEEK sekonder kuronlarda ve altın sekonder kuronlarda aşınmalar gözlenirken zirkonya primer kuronlarda aşınma gözlenmemiştir. Çalışmadaki tutuculuk değerleri, klinik olarak kabul edilebilir 5-10 N değerlerinden yüksek olup sadece ZA ve ZP₁₀₀ gruplarında başlangıçta elde edilen değerler bu aralıktadır. PP₁₀₀ grubunda, 10 yıllık klinik kullanımı temsil eden süreç boyunca yeterli ve öngörülebilir tutuculuk kuvveti değerleri elde edilmiştir.

Anahtar kelimeler: Çift kuron, konus kuron, polietereketon (PEEK), oklüzal aralık, tutuculuk kuvveti, aşınma

INVESTIGATION OF THE USE OF POLYETHERETHERKETONE MATERIAL IN TELESCOPIC RETAINERS

SUMMARY

The aim of this study is to evaluate the long-term retention values and surface wear of the Polyetheretherketone (PEEK) material in telescopic retainers in vitro.

A conus angle of 2° was used, and the formation of an occlusal gap between the primary and secondary crowns with different primary crown and secondary crown materials was evaluated. Five groups were investigated; 1-Zirconia primary crown-Gold secondary crown (manufactured by electroforming), no occlusal gap (ZA); 2-Zirconia primary crown-PEEK secondary crown, no occlusal gap (ZP); 3-Zirconia primary crown-PEEK secondary crown, 100 µm occlusal gap (ZP₁₀₀); 4-PEEK primary crown-PEEK secondary crown, no occlusal gap (PP); 5-PEEK primary crown-PEEK secondary crown, 100 µm occlusal gap (PP₁₀₀). A total of 50 samples were prepared from the groups (n=10). A preload of 50 N was applied when the retention force measurements were measured initially and after 100, 500, 1000, 5000, 10,000 cycles of insertion-separation cycles. All insertion-separation cycles and retention force measurements were carried out in artificial saliva. A pair of primary and secondary crowns selected from each group and double crowns that were not subjected to insertion-separation cycles were examined by Scanning Electron Microscopy (SEM) to evaluate the wear on their surface.

The highest retention values were estimated in the PP₁₀₀ group (36.04-35.73 N) at the beginning and after 10,000 cycles, and the lowest values were estimated in the ZA (9.05-15.06 N) group. Formation of an occlusal gap between the primary and secondary crowns increased the retention force values after 10,000 cycles for the PEEK primary crown and PEEK secondary crown material couple. After the experiments, wear was observed on PEEK primary crowns, PEEK secondary crowns and gold secondary crowns, while no wear was observed on zirconia primary crowns. The retention values in the study were higher than the clinically acceptable range of 5-10 N values, and only the values initially obtained in the ZA and ZP₁₀₀ groups were in this range. In the PP₁₀₀ group, adequate and predictable retention force values were obtained throughout the period representing 10 years of clinical use.

Keywords: Double crown, conus crown, polyetheretherketone (PEEK), occlusal gap, retention force, wear.

1. GİRİŞ

Teleskobik tutucular (çift kuronlar), ataşman olarak uzun bir klinik kullanım geçmişine sahiptir. Çift kuron sistemleri, oklüzal kuvvetleri destek diş veya implantın uzun aksı boyunca etkin bir şekilde iletirken, proteze rehberlik, destek ve yerinden çıkarıcı kuvvetlere karşı etkin tutuculuk sağlarlar [1]. İşlevselliği, konforu, temizleme kolaylığı ve yüksek sağ kalım oranları gibi birçok avantaja sahiptirler [2, 3]. Teleskobik tutuculu protez kullanan hastalarda uzun vadeli protez memnuniyetinin esas olarak çift kuronların yeterli düzeyde tutuculuğuna bağlı olduğu belirtilmiştir [3-7].

Geleneksel olarak, çift-kuron sistemleri döküm tekniği ile kıymetli veya kıymetsiz alaşımlardan üretilir. Altın alaşımlarının kullanımı, çift kuron restorasyonların yapımında en kabul edilebilir seçenek olarak bildirilmiştir [8, 9]. Bu durum, protezin yeterli ve uzun süreli tutuluculuğunu sağlamaya yardımcı olan altının düşük elastik modülüsü ile açıklanmaktadır [9-11]. Her ne kadar konvansiyonel kullanımda altın alaşımları tercih ediliyor olsa da metal alaşımların bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Metal alaşımların klinik kullanımlarının metal alerjisi olmayan hastalar ile sınırlı olması [12], metallerin ısı iletkenliğinin yüksek olması nedeniyle dayanak dişte termal irritasyona sebep olabilmesi [13], kıymetli metallerin üretim maliyetlerinin yüksek olması, primer kuron materyali olarak metal kullanıldığında hem protez ağız dışındayken dayanak dişlerin metal görüntüsü, hem de protez ağızdayken kolede bant şeklinde metalin görünmesi gibi estetik sorunlar oluşturabilmesi [14], korozyon oluşumu [15], döküm kuronlarda üretimin aşamalı olması ve tutuculuğun ampirik bir şekilde teknisyen tarafından ayarlanması[16]; son yıllarda klinisyenleri biyolojik uyumları yüksek, doğal diş renginde farklı materyallerin kullanımına yönlendirmiştir.

Döküm yöntemi ile sekonder kuronlar üretildiğinde primer ile sekonder kuronun oklüzal yüzeyinde bir aralık oluşmakta ve bu durum primer kuronun sekonder

kuron üzerinde kama etkisi yaratarak tutuculuğu olumlu yönde etki yapmaktadır. Sekonder kuronun döküm sonrası kontraksiyona uğraması sonucu bu aralık, kendiliğinden oluşmaktadır. Bu aralığın miktarı döküm büzülmesi ve konus açısına bağlı olarak hesaplanmaktadır [17]. .

Çift kuronların üretiminde kullanılan bir diğer üretim yöntemi olan elektroşekillendirme işlemi, primer kuron üzerine sekonder kuronun çok hassas bir şekilde ve pasif oturmasını sağlar. Primer kuronun dış yüzeyine uygulanan ince bir gümüş iletken lak tabakasından sonra doğrudan primer kuron üzerinde mükemmel uyuma sahip sekonder kuronların üretimine imkân verir. Burada tutuculuğun kama etkisi ile değil özellikle hidrodinamik etkiler ve sıvıların adezyonu ile sağlandığı bildirilmektedir [18]. Döküm yöntemi ile üretilen teleskop kuronlarda ağız içinde uyumlandırma gereksinimine ihtiyaç vardır ve sekonder kuronun iç yüzeyinde yapılan aşındırma işlemleri teknisyenin tecrübesine bağlı olarak primer kuron ile arasındaki uyumu ve tutuculuğu değiştirebilmektedir. Ancak elektroşekillendirme ile üretilen altın sekonder kuronlar uyumlama gerektirmemektedirler [19].

Teknolojinin ilerlemesi ile teleskobik tutucuların üretim teknikleri gelişmiş, metal alaşımların dezavantajlarını ortadan kaldıran yeni materyaller ve uygulamalar kullanıma sunulmuştur. CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim) üretim modelinin; estetik malzemelerin kullanımı, diş laboratuvarında daha yüksek verim ve daha iyi kalite kontrolü, protezin tutuculuğu ve dayanıklılığının daha öngörülebilir olması, ölçü yüzeyi ile uyumunun daha iyi olması gibi avantajlar getirdiği bildirilmiştir [20]. CAD/CAM üretim teknikleri ile zirkonya, PEEK gibi diş renginde materyaller, üretim parametrelerindeki ihtiyaca göre çeşitli modifikasyonlar yapılarak çift kuronlarda primer veya sekonder olarak kullanılabilir [21-23].

Modifiye edilmiş bir PAEK (Poliarileterketon) ailesi üyesi olan PEEK (Polietereketon), erime noktası yaklaşık 343°C olan aşınma direnci ve yüksek sertlik gösteren, düşük su emme ve düşük çözünürlüğe sahip, üstün mekanik ve kimyasal özellikleri olan termoplastik bir polimerdir [24]. PEEK'in elastik modülü ortalama 8,3 GPa olup, insan kortikal kemik dokusuna (17,7 GPa) yakın ve titanyum alaşımı (116 GPa) ile krom-kobalt alaşımına (210 GPa) göre çok daha düşüktür [25]. PEEK materyalinin diş renginde oluşu, geleneksel metal alt yapılara kıyasla daha üstün bir estetik sağlamaktadır. Ayrıca metalik tadın ortadan kalkması, alerjik reaksiyonların

olmaması, düşük plak afinitesi, yüksek cilalanma özelliği ve yüksek aşınma direnci protetik alanda kullanımını arttırmıştır [26, 27]. Overdenture protezlerde geleneksel altyapılara kıyasla düşük maliyetli ve daha hafif olduğu bildirilmiştir. Mekanik gücüne, biyouyumluluğuna, şok emici özelliğine, frezeleme ve presleme dahil farklı üretim yöntemlerine sahip olduğu bildirilmiştir [28].

Her ne kadar teleskobik tutucuların üretiminde kullanılıyor olsa da PAEK polimerlerin kullanıldığı teleskobik tutucularda kullanımı ile ilgili literatürde sınırlı sayıda çalışma vardır. Ayrıca bu çalışmaların hiçbirinde bilinçli olarak oklüzalde aralık bırakılarak hidrolik etkiden farklı bir tutuculuk mekanizması değerlendirilmemiştir. Halbuki PEEK materyali elastik modülüsü (5,1 GPa) (PEEK BioSolution) [29] kıymetli alaşımlara (77-81 GPa) [30] yakın olduğu için primer kuron ile sekonder kuron arasında oklüzalde ve basamakta aralık bırakılması durumunda kama etkisinin görülebileceği bir materyal olma potansiyeline sahiptir.

Bu nedenlerden bu çalışmanın amacı 2° konus açısına sahip teleskobik tutucularda;

- Zirkonya primer kuron-Elektroşekillendirilmiş altın sekonder kuron (ZA), Zirkonya primer kuron-PEEK sekonder kuron (ZP), PEEK primer kuron-PEEK sekonder kuron (PP) çiftlerinin kullanım öncesi ve 10,000 takma-çıkarma döngüsü boyunca tutuculuklarını değerlendirmek,

-PEEK sekonder kurona sahip örneklerde primer ve sekonder kuronların oklüzal yüzeyinde tasarlanan aralığın (PP₁₀₀, ZP₁₀₀) tutuculuğa etkisini araştırmak,

-Başlangıç yüzey özellikleri ile 10.000 döngü sonunda primer ve sekonder kuronların temas yüzeylerindeki değişiklikleri incelemektir.

Sıfır hipotezi ise teleskobik tutucularda;

- Çalışmada değerlendirilen farklı materyal kombinasyonlarının 10.000 takma-çıkarma döngüsü boyunca tutuculuğa etkisinin olmaması,

-Primer ve sekonder kuronların oklüzal yüzeyinde tasarlanan aralığın tutuculuğa etkisinin olmaması,

-Başlangıç yüzey özellikleri ile 10.000 döngü sonunda primer ve sekonder kuronların temas yüzeylerindeki değişiklik gözlenmemesi şeklindedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Teleskobik Tutucuların Tanımlanması

Teleskobik sistemler, teknik olarak birbiri içinde kayarak hareket eden, teleskop olarak bilinen uzak mesafe dürbünlerine benzemeleri nedeni ile bu ismi almışlardır [31]. Destek dişe simante edilen bir iç parça (primer kuron) ve hareketli üst yapı ile rijit bağlantısı olan ve takılıp çıkarılabilen bir dış parça (sekonder kuron) olmak üzere iki parçadan oluşmaktadır [32]. Primer kuron sekonder kuronun tutuculuk ve stabilitesi için temel oluştururken destek dişi de çürük ve termal irritasyonlara karşı korur. Teleskobik tutucunun dental arktaki dağılımı, açılanması ve sayısı ise protezin tutuculuğunu ve stabilitesini etkiler [7, 33].

2.2 Teleskobik Tutucuların Tarihçesi

İlk kez 1886'da R. Walter Starr destek dişleri korumak için silindirik kuronlar üretmiş ve bunların üzerine takılıp çıkarılan hareketli köprü protezlerini yerleştirmiştir [34, 35]. 1894' de F. A. Peeso, hareketli teleskop köprü çalışmasını tarif etmiştir. 1929'da Haupte ve Reichborn-Kjennerud, silindir tarzında paralel kuron yüzeyleri hazırlanmasını önermiş ve bunun da bir paralelometre kontrolü ile mümkün olduğunu savunmuşlardır [36]. Körber 1960'larda konu üzerinde araştırmalar yaparak konus kuronları tanımlamış ve protezlerde uygulamaya başlamıştır. 30 yılı aşkın bir süre konus kuronlar hakkında yapmış olduğu çalışmaları diş hekimliğinin hizmetine sunmuştur [5, 6] .

2.3 Teleskobik Tutucuların Genel Özellikleri

2.3.1 Teleskop tutucuların endikasyonları

1. Birbirine paralel olmayan destek dişlerin varlığında proteze ortak giriş yolu sağlamak amacıyla [37, 38],

2. Prognozu şüpheli dişlerde; örneğin ileride endodontik tedavi görme ihtimali olan bir dişe ulaşma kolaylığı için ya da ileride bir dişin çekimi gerektiğinde aynı protez değiştirilmeden modifiye edilebilmesi için [39, 40],
3. Destek olarak kullanılacak dişlerin şekil ve kret üzerinde pozisyon anomalisi olduğu durumlarda [7, 41],
4. Bölümlü protezlerde direkt tutucu ve indirekt tutucu olarak [1, 42],
5. Oklüzal rekonstrüksiyon vakalarında [43],
6. Overdenture protezlerde, maksilla veya mandibulanın parsiyel kaybında [44], konjenital deformite vakalarında [45],
7. Periodontitis vakalarında [34, 37, 46],
8. El becerisi zayıf olan hastalarda [44, 47, 48] teleskobik tutucuların kullanımı endikedir.

2.3.2 Teleskobik tutucuların kontraendikasyonları

1. Destek dişlerin krun boylarının kısa olduğu ve çeneler arası mesafenin yeterli olmadığı, protezin tutuculuğunun olumsuz olarak etkileneceği vakalarda [17, 49-51],
2. Çapraşık mandibular alt keser dişlerin varlığında restorasyon için yeterli yer elde edilemeyeceğinden kullanımı kontraendikedir [50, 52].

2.3.3 Teleskobik tutucuların avantajları

1. Protezin takılıp çıkarılması sırasında oklüzalden gelen kuvvetler destek dişlerin vertikal aksları boyunca iletilir ve dişlere zararlı kuvvetlerin gelmesi engellenir [1, 31, 53-55].
2. Protez ağızda değilken destek dişler ayrı ayrı primer krunlara sahip olduğu için hasta tarafından temizlenmesi kolay, plak birikimi azdır ve ağız hijyeni daha kolay sağlanmaktadır [37, 48, 55-57].
3. Kret rezorbsiyon oranını azaltarak alveoler kemik yüksekliğinin korunmasını ve proprioseptif duyunun devamlılığını sağlar [52, 58-60].
4. Periodontal destek bakımından zayıf olan dişlerin sekonder olarak splintlenmesine olanak verir [33, 54, 59, 61, 62].
5. Kroşe kolları olmadığı için daha estetikler ve kroşelerin destek diş üzerindeki zararlı etkileri elimine edilir [54, 63, 64].

6. Primer kuron ile restore edilen destek diş çürüklere, termal ve kimyasal uyaranlara karşı korunur [7, 33, 41, 65].
7. Prognozu şüpheli dişlerin varlığında destek diş çekilse bile üst yapı değiştirilmeden aynı protez modifiye edilebilir [64, 66, 67].
8. Hastanın tüm dişlerini kaybetmemiş olması yapılan proteze daha kolay adapte olmasını sağlar ve ileride yapılacak olan tam protezi kabullenmesi daha kolay olacaktır [68, 69].
9. Gerekli olduğu durumlarda üst yapı kolaylıkla yerinden çıkarılıp tamir edilebilir [38, 39, 70].
10. Primer kuronun etrafını hekim tüm açılardan görebildiğinden restorasyon uyumunun kontrolü ve siman artıklarının temizlenmesi rahatlıkla yapılabilmektedir [71].

2.3.4 Teleskobik tutucuların dezavantajları

1. Teleskobik tutuculu protezlerde başlangıçta sağlanan tutuculuk sürekli değildir ve zaman içinde tekrarlayan takma çıkarma işlemleri sonunda tutuculukta azalma meydana gelebilir [34, 68].
2. Kalan destek diş boyu kısa ise protezin tutuculuğuna olumsuz etki yapabilir [17, 53].
3. Destek dişlerin aşırı bukkale eğimli olduğu durumlarda hacimsel olarak daha büyük protez tasarımı, kuron materyali olarak metallerin kullanılması ya da kuronların aşırı konturlu yapılması estetik sorunlar ortaya çıkarabilir [38, 72, 73].
4. Teleskobik protez üretimi karmaşık klinik ve laboratuvar prosedürleri içerir, bu durum uzun bir tedavi süresi ve artan maliyetle sonuçlanır [38, 73, 74].
5. Destek dişten fazla miktarda madde kaldırılması gerektiğinden, vital dişlerde problem oluşabilir [54, 71, 75].

2.4 Teleskobik Tutucuların Sınıflandırılması

Tutuculuk mekanizmalarına göre teleskobik sistemler 3 gruba ayrılır.

2.4.1 Silindirik teleskop kuronlar

Silindirik teleskop kuronlarda adından da anlaşılacağı gibi primer kuronun yan yüzeyleri birbirine paraleldir. Tutuculuk primer ve sekonder kuronun birbirine bakan yüzeyleri arasındaki sürtünme kuvveti ile sağlanmaktadır [31, 51, 69]. Sürtünme kuvveti iki yüzeyin cinsine, fiziksel özelliklerine ve sürtünen yüzeylere dik gelen kuvvetin miktarına bağlıdır. Silindirik teleskop kuronlarda protezin yerine oturması için uygulanan baskı kuvvetinin tutuculuğa etkisi yoktur [76].

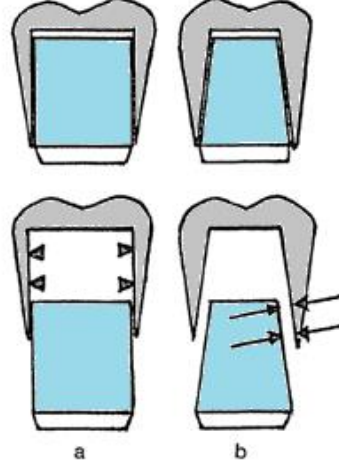
Silindirik teleskop kuronların üretimi teknik hassasiyet gerektirmektedir. Sürtünme yüzeylerinde oluşan tutuculuk kuvvetinin fazla olması, protezlerin takılıp çıkarılması sırasında destek dişlere yıkıcı kuvvetler uygulanmasına ve periodontal dokularda travmalara neden olabilmektedir. Primer ve sekonder kuron arasında uyumun iyi olmadığı durumlarda ise tutuculuk az ve protez fonksiyon açısından yetersiz olabilmektedir [31]. Uzun süreli kullanıma bağlı olarak sürtünme yüzeylerinde meydana gelen aşınmalar sonucu da tutuculuk kaybı gözlenebilmektedir [1].

2.4.2 Konik teleskop kuronlar (Konus kuronlar)

Körber [31], silindirik teleskop kuron uyguladığı vakaların çoğunda paralel yüzeylerde sürtünmeye bağlı olarak aşınmalar meydana geldiğini ve bu durumun protezin tutuculuğunu önemli ölçüde azalttığını ya da yüzeylerin düzleşmesi sonucu oluşan soğuk kaynakların protezin uzaklaştırılmasını güçleştirdiğini bildirmiştir. Bu amaçla yeni bir sistem geliştirmiş ve bu sisteme konus kuron adını vermiştir. Konus kuron, alt ve üst tabanları farklı çaplarda olan kesik bir konidir ve tabanın genişliği tavandakinden büyüktür. Yanal yüzlerin tepede kesiştiği yerde oluşan açılı koniklik açısı (taper açısı) olarak adlandırılır. Bu açının açılı ortayı ise konverjans açısı (konus açısı) olarak tanımlanır ve konus kuronlarda elde edilen tutuculuk bu açılıya bağlıdır [31].

Silindirik teleskop kuronlarda, tüm yan yüzeylerde paralellik söz konusu iken konus kuronlarda bu paralellik sadece temas yüzeylerinde, yani primer kuronun dış yüzeyi ile sekonder kuronun iç yüzeyi arasındadır. Konik teleskobik kuronlar ağız içerisinde son konumlarını aldıklarında temas yüzeyleri tutuculuk özelliğini kazanırlar. Silindirik teleskop kuronların aksine protezin çıkarılması sırasında kuvvetin uygulandığı ilk andan itibaren temas yüzeyleri uzaklaşarak birbirinden

ayrılır. Silindirik teleskop kurlonlarda ise ilk andan itibaren yzeylerde bir srttlenme sz konusudur ve primer kurlon bir piston gibi sekonder kurlonun iinde son ana kadar temastadır [31, 74] (Sekil 2.1).



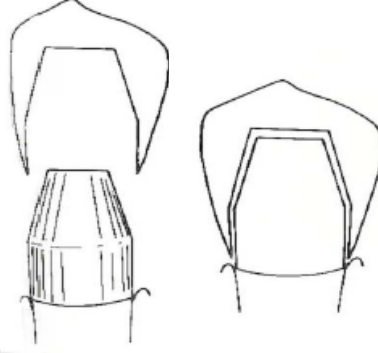
Şekil 2.1: Silindirik ve konus kurlonlarda tutuculuk farkı [77].

- a) Silindirik kurlonlarda srttmesel tutuculuk.
- b) Konus kurlonlarda temas olmaksızın primer ve sekonder kurlonun birbirinden uzaklaşması.

2.4.3 Rezilient teleskop tutucular

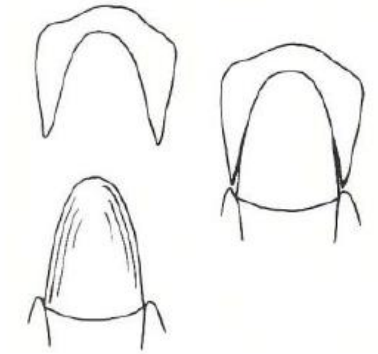
Rezilient tasarımlarda alt ve üst yapı elemanları arasında fonksiyon sırasında hareketli bölümlü protez ile destek diş arasında esneklik oluşur ve kuvvet kırıcı etki tutucunun kendisi tarafından sağlanır. Primer ve sekonder kurlonun şeklinde yapılan değişiklikler ve aralarındaki sıkı yüzey temasının kesilmesi ile sistemin esnekliği sağlanır [37].

Literatürde farklı rezilient teleskop kurlon tasarımları önerilmiştir. Hofmann ve Ludwig tasarımında [78], primer kurlonun servikal yarısı paralel kenarlı iken, oklüzal yarı koniktir ve oklüzal bölgedeki kurlonlar arasında 0,2-0,5 mm'lik bir boşluk vardır (Şekil 2.2). Mukozanın esnekliği arttıkça, kurlonlar arasında bırakılacak boşluk miktarı da artar. Geri kalan kısımlarda ise 0,04-0,03 mm'lik bir boşluk hazırlanır. Üst yapı srttünmesiz bir dikey hareketliliğe sahiptir ve tutucunun her iki bileşeni yalnızca dişler okluzyonda iken temas eder.



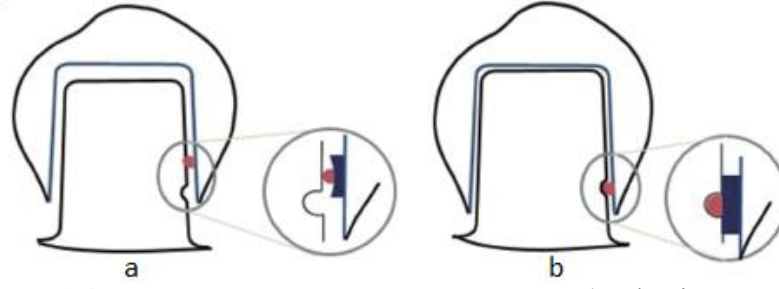
Şekil 2.2: Esnek teleskop tutucu [78].

Yalisove [67] , primer kuronların gingival 1/3'ünde sekonder kuronla arasında 0,003 ile 0,010 inç (0,076 ile 0,25 mm) aralık vererek alt yapısı hafif konik bir forma sahip olan ve bileşenleri arasında proteze rotasyonel hareket imkanı sağlayan tasarımı önermiştir (Şekil 2.3).



Şekil 2.3: Rotasyonel harekete izin veren teleskop tutucu ünite [67].

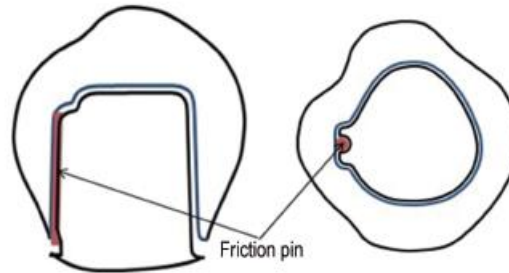
Marburg çift kuron (MÇK) sistemi ise iç esnekliğe sahip bir sistemdir ve tercihen rijit olarak da hazırlanabilir. Primer kuron ile sekonder kuron sadece 1/3 apikal bölümde birbirine paraleldir. Üst yapı, hareketli bölümlü protez (HBP)'in döküm metal alt yapısının bir parçasıdır ve alt yapı ile üst yapı arasında aralık vardır. Primer kuron sekonder kuron üzerine herhangi bir sürtünme veya kama etkisi göstermeksizin hassas bir şekilde yerleşir. Bu sistemde teleskobik tutucuya tutuculuk sağlamak amacıyla TK-SNAP adı verilen bir sistemden faydalanılır (Şekil 2.4). Sekonder kuronun iç yüzeyine aynı alaşımdan hazırlanmış prefabrik bir metal yer tutucu yapıştırılır veya hazır rezin parçalar kullanılarak bu boşluk döküm esnasında elde edilir. Titanyum top içeren küçük elastik rezin tutucu ünite, bu boşluğun içine yerleştirilir ve tutuculuk azaldığında bu ünite kolayca değiştirilebilir [79, 80].



Şekil 2.4: a- Marburg çift kuron ve TK-SNAP (yerleştirme sırasında), b- Marburg çift kuron ve TK-SNAP (son konum) [81].

Serbest sonlu HBP’de kullanılan teleskop tutucuların protez kaidesinin 0,3-0,5 mm’lik dikey hareketliliğe izin vermesi istendiği bildirilmiştir. MÇK sistemi, bu hareketi sağlayacak şekilde modifiye edilebilir ve protez kaidesi mukozayla temas halinde iken primer ve sekonder kuronlar arasında mukozanın esnekliği kadar bir boşluk bırakılır. Böylece alt ve üst yapı fonksiyonel çiğneme kuvvetleri altında temas ederler [4, 80]. Wenz ve ark. [4] MÇK sisteminde destek diş sayısı dört veya daha fazla ise rijit; üç veya daha az sayıda destek diş varlığında ise esnek tasarım önermişlerdir.

Bir başka rezilient teleskop türü olan sürtünme pinli hibrit teleskobik tutucu, primer ve sekonder kuronlar arasında kıvılcım erozyonu yoluyla üretilen bir tutucu pine sahiptir (Şekil 2.5). Rijit olmayan tipinde, ek dikey harekete izin verecek şekilde kuronlar arasında boşluk vardır ve bu aralık sayesinde proteze fonksiyonel yükler uygulandığında kuvvetler dişsiz krete dağıtılır [82].



Şekil 2.5: Sürtünme pinli hibrit teleskobik çift kuron [81].

2.5 Teleskobik Tutucularda Tutuculuğu Etkileyen Faktörler

2.5.1 Tribolojik etki

Triboloji (sürtünme bilimi), Eski Yunanca 'da sürtünme anlamına gelen “tribos” ve bilim anlamına gelen “logos” kelimelerinin birleşiminden oluşmaktadır. Triboloji; sürtünme, aşınma ve kayganlaştırma konularını inceleyen bir bilim dalıdır. Sürtünme, fiziksel olarak birbirine temas eden ve göreceli hareketi olan iki cisim arasında doğan bir enerji transferi mekanizması olup sonuçta üniteler arası aşınma ile sonuçlanabilir. Sürtünme ile aşınma aynı anda gerçekleşebilir ve bu durumda ara yüzdeki aşınma parçacıkları, sürtünmeyi doğrudan etkilerler. Silindirik teleskop kuronlarda ilk takma anından itibaren primer ve sekonder kuronlar arasında sürtünme-temas ilişkisi başlar [17]. Teknik olarak primer kuronun duvarları ne kadar paralelse, alt yapının üst yapı ile tutuculuğunu sağlayan mekanik sürtünme o kadar fazla olacaktır. Mekanik kavramanın gücü, doğrudan temas yüzeyleri miktarına ve kuronların karşılıklı yüzeyleri arasındaki uyumun başarısına bağlıdır [74].

Konus kuronlarda tutuculuk mekanizması; sekonder kuronun primer kuron ile tamamen birleşmesi işleminin sonunda oluşan adeziv sürtünmeye dayanır ve sekonder kuron tam olarak yerleştiğinde ortaya çıkar. Kurallara uygun olarak tasarlanmış konus kuronlarda ilk ayrılma anından sonra sürtünme oluşması beklenmez [19].

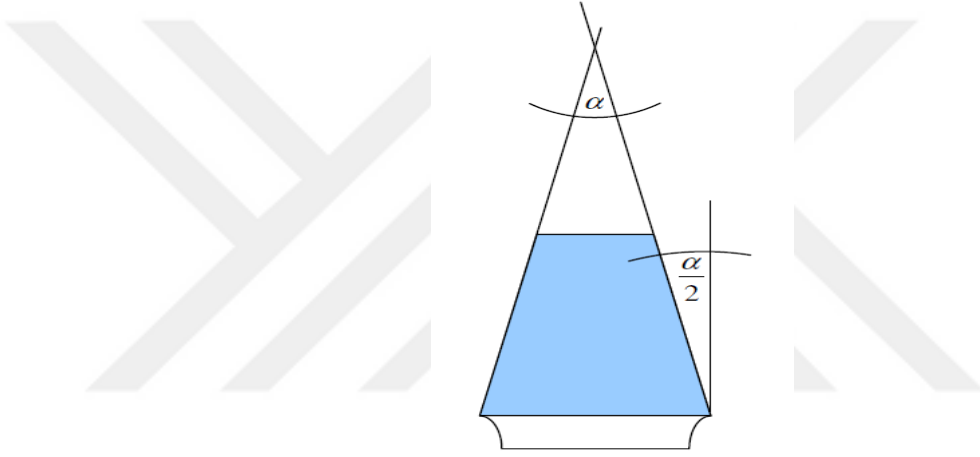
Primer yapı duvarlarının konikleştirilmesi ile ünite bileşenleri arasındaki kavrama miktarı azaltılır. Bu konik form üst yapıyı yerinde tutan sıkıştırma kuvvetlerinin oluşmasını sağlar ve sistem eğik düzlem prensibine göre çalışır. Sekonder kuron primer kurona doğru bastırıldığında, primer kuron kama görevi yaparak sekonder kuronu yerinden çıkarıcı kuvvetlere karşı koyar. Konus açısı azaldıkça yan yüzeyler arasındaki sıkıştırma kuvvetleri artmakta ve sekonder kuronu yerinden çıkarmak için daha fazla kuvvet gerekmektedir [17, 74].

Birleşen kuron yüzeyleri pürüzsüz ve birbirleri ile mükemmel uyumlu olduklarında çift kurondan amaçlanan tutuculuk sağlanmış olacaktır. Teleskobik tutucuların yapımı sırasında, özellikle döküm tekniği kullanıldığında tutucu kuvvet teknisyen tarafından hatalı olarak ayarlanabilir, yüzeyler arasında noktasal temaslar oluşabilir. Yüzeyler arasında gerçekleşen birleşme ve ayrılmalar sırasında, oluşan lokal uyumsuzluklar destek yapıların yüzeylerinde çizilmelere, aşınmalara neden olabilir. Çiğneme kuvvetlerinin de etkisiyle soğuk kaynak gerçekleşebilir ve yapının

iç yüzeyinde derin bölgelerinde kazınma ve sıyrılmalar ortaya çıkabilir. Fonksiyon sırasında tutucu kuvvetler artabilir, azalabilir veya değişmeden kalabilir [19].

2.5.2 Konus açısı

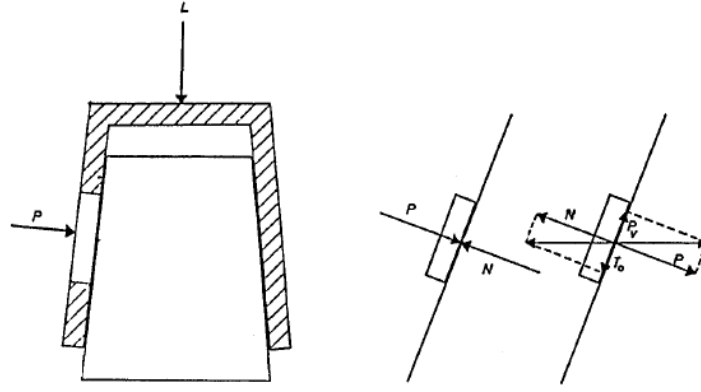
Kesik koni formundaki bir yapı tam bir koniye tamamlandığında oluşacak tepe açısı koniklik açısı olarak tanımlanmaktadır. Koninin yan yüzeylerinin merkezi tepe doğrultusunda yaptığı dış açı, koniklik açısının yarısına eşittir [31]. Konus açısı (konverjans açısı) olarak adlandırılan bu açı primer kuronun dış yüzeyinin servikooklüzal doğrultuda kuronun uzun eksenini ile yaptığı açı olarak da tanımlanabilir (Şekil 2.6) [51, 83].



Şekil 2.6: α : Koniklik açısı.
 $\alpha/2$: Konus açısı (Konverjans açısı) [84].

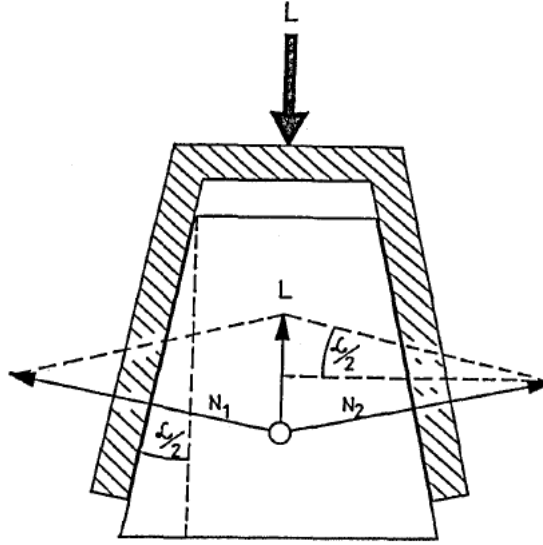
Konus kuronlarda L yükleme kuvveti ile sekonder kuron, primer kuron üzerinde tam yerini alırken P kuvveti oluşmaktadır. Bu sıkıştırma kuvveti P, daima temas ettiği yüzeylere dik olup, aynı zamanda kendisine zıt yönde N tepki kuvvetine sebep olmaktadır. Başlangıçta P_v olan tutuculuk kuvveti sekonder kuron primer kuron üzerinde tam yerini aldığı anda T_o maximum tutuculuk değerlerine ulaşır (Şekil 2.7) [31].

Konus kuronun temas yüzeylerinde oluşan N kuvveti ve tutucu sürtünme kuvveti T_o , sistemin tutucu kuvvet komponentleridir. Sekonder kuron primer kuron üzerine ne kadar fazla kuvvetle yerleşirse, kendisini sıkıştıran o kadar çok basınç ortaya çıkar [17].



Şekil 2.7: Konus kuronlarda kuvvet bileşenleri [31].

Konus kuronlara uygulanacak bir L kuvveti, sekonder kuronun primer kuron üzerinde daha derine hareket etmesine, elastik deformasyonla birbiri üzerine yerleşmesine olanak sağlar. Sekonder kurondaki P basıncı yerleşme ve çığneme fonksiyonlarından oluşur (Şekil 2.8) [31].



Şekil 2.8: L yükleme kuvveti ile konus açısı arasındaki ilişkinin geometrik gösterimi [31].

1. Temas eden yüzeylerin yapıldığı materyale,
2. Temas yüzeylerinin yüzey özelliklerine,
3. Temas yüzeylerinin ıslaklık derecesine (yağ, tükürük gibi) bağlıdır.

Maksimum tutuculuk kuvveti T_0 ise şu formüle göre hesaplanmaktadır [31, 51, 83]:

$$T_0 = \mu_0 \times N$$

T_0 : Maksimum tutuculuk kuvveti.
 μ_0 : Sürtünme katsayısı.
 N : Yüzeğe dik oluşan tepki kuvveti.

Uygulama kuvveti ve ayrılma kuvveti arasındaki oran ise şu formüle göre hesaplanmaktadır:

$$\frac{L}{F} = \frac{\mu_0 - \tan \alpha/2}{\mu_0 + \tan \alpha/2}$$

L : Ayrılma kuvveti.
 F : Uygulama kuvveti.
 μ_0 : Sürtünme katsayısı.
 $\alpha/2$: Konus açısı.

Bu formüle göre konus açısı ve sürtünme katsayısı sistemin ana belirleyici parametreleridir. Girilen parametrelere göre de L ile F orantılıdır. Denklemden pay paydadandan küçük olduğu için L her zaman F den daha küçük yani $L/F < 1$ olacaktır. Ayrıca sürtünme katsayısı sabit kabul edildiğinde konus açısı arttıkça L/F oranı azalmakta, konus açısı sabit iken de sürtünme kuvveti azaldıkça L/F oranı azalmaktadır. Konus açısı 0° olduğunda yani silindirik bir teleskop kuronda $L/F = 1$ yani L ayrılma kuvveti, F uygulama kuvvetine eşittir [86].

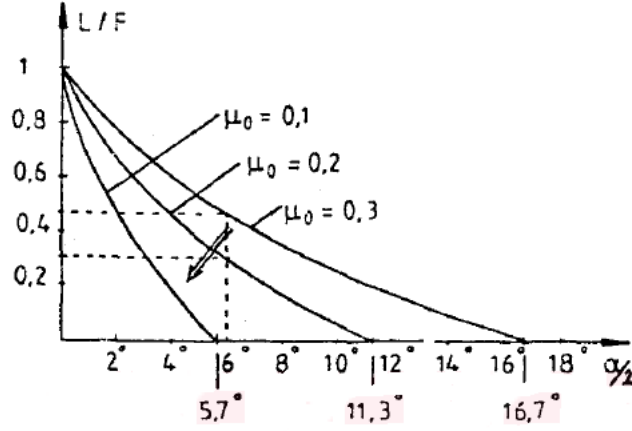
Lenz ve ark. bu denkleme göre yapmış oldukları bir çalışmada şu sonuçlara varmışlardır.

$\mu_0 = 0,1; 0,2; 0,3$ olarak farklı sürtünme katsayılarında ve $\alpha/2 = 6^\circ$ konus açısında:

$$\mu_0 = 0,3 \text{ için } L/F = 0,48$$

$$\mu_0 = 0,2 \text{ için } L/F = 0,31$$

$\mu_0 = 0,1$ için $L/F = 0$ (Şekil 2.10)



Şekil 2.10: Farklı konus açısı ve sürtünme katsayılarına göre tutunma ve ayrılma kuvvetleri arasındaki oranların değişimi [85].

Lenz ve ark. [85] çalışmalarının sonuçlarına göre, sürtünme katsayısı 0,1 gibi küçük bir değer olduğu ve konus açısının da arttırıldığı durumlarda primer ve sekonder kuron arasındaki tutuculuk kuvvetinin kabul edilemeyecek kadar azaldığını göstermişlerdir. Sınır tutuculuk açısı değerlerinin 4-7° arasında olması gerektiğini bildirmişlerdir.

Sürtünme katsayısı değerleri, kıymetsiz alaşımlar için $\mu_0=0,16$, kıymetli alaşımlar için $\mu_0=0,2$ ve titanyum alaşımlar için $\mu_0=0,23$ olarak hesaplanmıştır. Buradan hareketle kıymetsiz alaşımlarda kıymetli alaşımlara göre konus açısının daha küçük seçilmesi ile L/F oranının istenilen düzeyde sağlanabileceği bildirilmektedir. Körber [31], periodontal açıdan sağlıklı bir destek diş için, sekonder kuronun primer kuron üzerinden ayrılma kuvvetini $L=10$ N olarak bildirmiştir. Ortalama 10 N büyüklüğünde bir L ayrılma kuvveti elde etmek için, kıymetsiz alaşım kullanılan tutucularda 4°'lik konus açısı, kıymetli alaşımlarda ise 6°-7°'lik konus açısı önerilmiştir. Titanyum alaşımlardaki yüksek sürtünme katsayısı konus açısı sınırlarının 7-9° arasında seçilmesine imkan vermektedir [85, 87].

Primer ve sekonder kuronun takılıp çıkarılması sonucu zamanla metal yüzeyindeki mikro düzensizliklerin azalması yani sürtünme katsayısı değerlerinin azalması ile L/F oranında %30 'a varan bir düşüş olduğu ve bu nedenle başlangıçtaki konus açısı değerinin seçiminin önemli olduğu bildirilmiştir [51] .

2.5.3 Primer kuronun alt ve üst çapları

Kesik koni şeklinde olan primer kuronun alt tabanındaki ve üst tavanındaki çaplar yüzey alanı miktarını oluşturmakta ve bu alan da tutuculuğu etkilemektedir. Kesik koninin yanıl alanı hesaplaması şu formüle göre hesaplanabilir [31]:

$$YA = \left(\frac{D + d}{2} \right) \pi \times L$$

YA: Yanal alan
D: Alt yüzey çapı
d: Üst yüzey çapı
L: Alt ve üst yüzeyler arasındaki yükseklik

Akkayan ve ark. [88] yapmış oldukları çalışmalarında, tutuculuğu sağlayan alanların kuronun mutlak yüzey alanı değil tutucu alanların genişliği olduğu ve bu alanların da tutucu yüzeylerin ortalama yükseklikleri ve konus açısına bağlı olduğunu bildirmişlerdir.

2.5.4 Primer kuronun yüksekliği

Primer kuron yüksekliği arttıkça tutucu yüzey alanı miktarı etkilenmekte ve böylece tutuculuk değerleri de artmaktadır [21, 89, 90]. Destek dış boyutlarına göre primer kuronların boyutları değişmektedir. Primer kuron yüksekliklerini Jumber ve ark. [52]; uzun kopingler (6-8 mm), orta kopingler (4-6 mm), orta-kısa kopingler (2-4 mm), kısa kopingler (1-2 mm) şeklinde sınıflama yaparak incelemiştir. Jumber destek olarak hangi yükseklikte primer kuron kullanacağını destek dışın alveoler kemik destek miktarına, vital olup olmadığına ve kurondan beklenen tutuculuk miktarına bağlı olduğunu belirtmiştir.

Güngör ve ark. [89] farklı yükseklik ve açılara sahip primer kuronların takma-çıkarma testleri öncesi ve sonrası tutuculuk kuvvetini karşılaştırdıkları çalışmalarında, iki faktörün birbirleri ile ilişkili olduğunu ve eşit açılara sahip primer kuronlarda yükseklik artıkça tutuculuk kuvvetinin arttığını bildirmişlerdir.

2.5.5 Ağızda meydana gelen sürekli dinamik kuvvetlerin etkisi

Maksimum tutuculuk kuvvetinin oluşabilmesi için konus kuronlarda, öncelikle bir basınç kuvveti gerekmektedir [31, 51]. Bu kuvvet ile sekonder kuron primer kuron üzerindeki yerine oturmakta ve tepki kuvveti oluşmaktadır. Basınç kuvveti, hasta

protezini yerine yerleştirirken olduğu gibi çiğneme sırasında ağzın dinamik yapısı içinde de meydana gelmektedir [88, 91].

Konus kuronlarda sisteme gelen yük, primer kuronun kama etkisi göstermesine ve sekonder kuronun elastik deformasyon göstererek yerini almasını sağlamaktadır. Elastik deformasyonun miktarı materyalin yapısı ve yüke bağlıdır. Aşırı çiğneme kuvvetleri metal kuronlarda fazla basıncı oluşturarak yüzeylerdeki çizik bölgeler üzerinde plastik deformasyon ya da metaller arasında soğuk kaynak meydana getirebilir. Böylece kuronlar arasında sürtünme artar ve tutuculuk kuvvetinde de istenmeyen, kontrolsüz bir artma görülür [19].

2.5.6 Negatif hava basıncı

Teleskobik tutucularda primer kuron üzerine sekonder kuron yerleştirilirken kuronların arasında hapsedilen hava negatif hava basıncını oluşturur [92]. Öztürk [76] kuronlar arasına hapsedilen havanın protezin oturmasını geciktirdiğini, oturma sonrası tutuculuk kuvvetinin arttığını bildirmiştir. Bu havanın primer ve sekonder kuronlar arasında amortisör görevi yaptığını ve oluşan negatif hava basıncının protez ağzdan çıkarılmak istendiğinde hafif bir sksiyon etkisi meydana getirdiğini ifade etmiştir.

2.5.7 Viskozite

Viskozite, akışkanların akmaya karşı gösterdiği sıvı içindeki i direnç olarak tanımlanabilir. Her sıvı az ya da çok bir akışkanlığa sahiptir [93].

Öztürk [76] teleskobik tutucuların yerleştirilip çıkarılması sırasında ortamda sıvı olarak bulunan tükürüğün viskozitesinin tutuculuktaki rolünü vurgulamıştır. Ağzda protez hareket ettiğinde, kuronlar arasında bulunan ince tükürük tabakası, primer ve sekonder kuronların birbirinden uzaklaşma eğilimine karşı bir direnç oluşturur. Böylece tükürük az da olsa protezin tutuculuğuna katkıda bulunur.

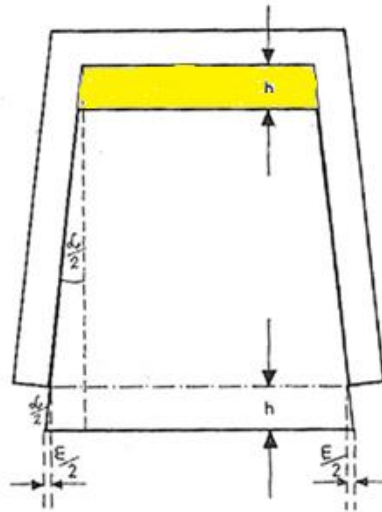
Bartsch [94], primer ve sekonder kuronlar arasında boşluksuz tam bir uyum varlığında, yani eletroşekillendirme ve CAD/CAM ile sekonder kuron üretiminde olduğu gibi, ortamdaki tükürüğün tutuculuk kuvvetini iki katına çıkardığını belirtmiştir. Becker [95] su ve tükürüğün çift kuron sistemlerinde tutuculuk kuvvetinde her zaman bir artışa neden olduğunu bildirmiştir.

2.5.8 Materyale bağı özellikler

Primer ve sekonder kuronların üretildikleri materyallerin üretim yöntemlerinden kaynaklanan özelliklerde materyale bağı özellikler başlığı altında değerlendirilebilir. Buna bağı olarak sekonder kuronlar metal alaşımlardan geleneksel döküm yöntemi ile üretildiklerinde tutuculuk mekanizması bu durumdan etkilenmektedir. Körber [31] konus kuronlarda maksimum tutuculuk kuvvetine (T_0) ulaşılabilmesi için primer kuronun dış yan yüzeyleri ile sekonder kuronun iç yan yüzeylerinin maksimum temasta olması gerektiğini belirtmiştir. Döküm yöntemi ile üretilen konus kuronlarda, primer kuronun oklüzali ile sekonder kuronun oklüzali arasında tek düzlemde bir aralık oluşmakta ve bu durum 'aralık problemi' olarak tanımlanmaktadır (Şekil 2.11). Bu aralık sayesinde teleskobik tutuculu protez hasta ağzında oklüzal yükler altında tam yerini alarak kuronlar arasında istenilen kenetlenmeyi ve maksimum teması sağlamaktadır. Aralık oluşumunun temel sebebi sekonder kuronun döküm sonrası kontraksiyona uğramasıdır. Belli sınırlar dahilinde arzu edilen bu aralık, rutin döküm yöntemlerinde kendiliğinden oluşmaktadır. Bu aralığın miktarı kontraksiyon büzülmesi ve konus açısına bağı olarak hesaplanmaktadır.

$$\tan \alpha/2 = \frac{\varepsilon}{h}$$

h: Oklüzalde primer ve sekonder kuron arasında oluşan aralığın yüksekliği.
ε: Döküm kontraksiyonu.
α/2: konus açısı



Şekil 2.11: Teleskop kuronlar arasında oluşan aralığın geometrik şekli [31].

Bu durum, teleskobik tutucuların laboratuvar safhalarında ileri derecede titizlikle çalışılması gerektiğini göstermektedir. Konus açısı büyük ve döküm sonrası büzülmenin çok fazla olduğu durumlarda sekonder kuron, oklüzal açıklıktan dolayı primer kuron üzerinde tam yerini alamayacak ve primer kuron ile sekonder kuron arasında uyum azalacaktır. Hiç aralık olmaması ise konus kuronların tutuculuk mekanizmasındaki kama etkisini ortadan kaldıracığı için istenen bir durum değildir [17, 90].

Tutuculuk kuvvetini etkileyen başka bir özellik, materyalin sürtünme katsayısı ve sertlik değerleridir. Sertlik, plastik deformasyona karşı materyalin gösterdiği direnç olarak tanımlanmakta ve sertlik miktarı materyalin aşınma değerlerini etkilemektedir. Birbiri üzerinde kayan iki materyalin sertlik değerleri arasındaki fark ne kadar fazla ise aşınma miktarı da o kadar fazla olacaktır [96]. Teleskobik tutucularda materyaldeki aşınma ise tutuculuk değerlerinde değişmelere neden olabilmektedir [19, 53].

2.5.9 Uygulanan laboratuvar işlemleri

Teleskop kuron üretiminde 3 farklı laboratuvar yöntemi sıklıkla kullanılmaktadır:

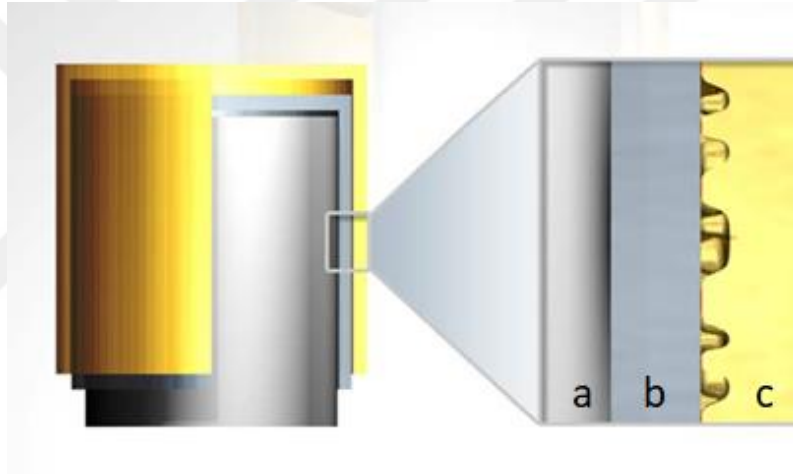
1. Döküm yöntemi
2. CAD/CAM yöntemi
3. Elektroşekillendirme yöntemi

2.5.9.1 Döküm yöntemi

Döküm yöntemi kullanılarak yapılan teleskopların tutuculuk mekanizması sürtünmeye dayanmaktadır. Protezin çıkarılması sırasında primer ve sekonder kuronun temas yüzeyleri arasındaki sürtünmeden dolayı mekanik direnç oluşur. Bu sürtünme, karşılıklı yüzeylerin çok noktalı temasından kaynaklanır [19, 97, 98]. Yüzeyler arasındaki temas noktalarına "kesikli temaslar" adı da verilir (Şekil 2.12). Bunlar, yüzeylerin işlenmesi (cilalama), farklı metal alaşımlarının kullanılması veya diş teknisyenin teknik becerileri gibi üretime bağlı yüzey pürüzlülüğü ile karakterizedir [84].

Sekonder kuronun yerleştirildiği kuvvet, temas noktalarının boyutunu ve sayısını belirler. Tüm temas noktalarının toplamı "mekanik temas" olarak tanımlanır.

Protez takılıp çıkarılırken, temas halindeki yüzeyler ayrıldığında ve birleştirildiğinde temas noktalarında her zaman bir deformasyon oluşur. Temas yüzeylerindeki mekanik yükler elastik sınırın altındaysa, temas noktalarında elastik deformasyon gelişir, yani kuvvetin uygulanmasından sonra bir geri dönüş meydana geldiğinden, kontakların sayısı kullanım süresince aşağı yukarı aynı kalır. Mekanik yükler ilgili dental alaşımın esneklik sınırını aşarsa, plastik deformasyon veya kesikli temas noktalarında kırılma meydana gelir. Sonuç olarak, sürtünme kaybı olur [57, 98]. Stark [99], elektron mikroskobu ile yaptığı araştırmasında primer ve sekonder kuronlardaki aşınma izlerinin çoğunlukla noktalarda veya küçük alanlarda meydana geldiğini göstermiştir. Böylece gerçek sürtünme yüzeyi, kullanılan birleştirme basıncına bağlı olarak elastik veya plastik olarak deforme olan küçük alanlı metal çıkıntılar veya temas noktalarının toplamından oluşmaktadır.



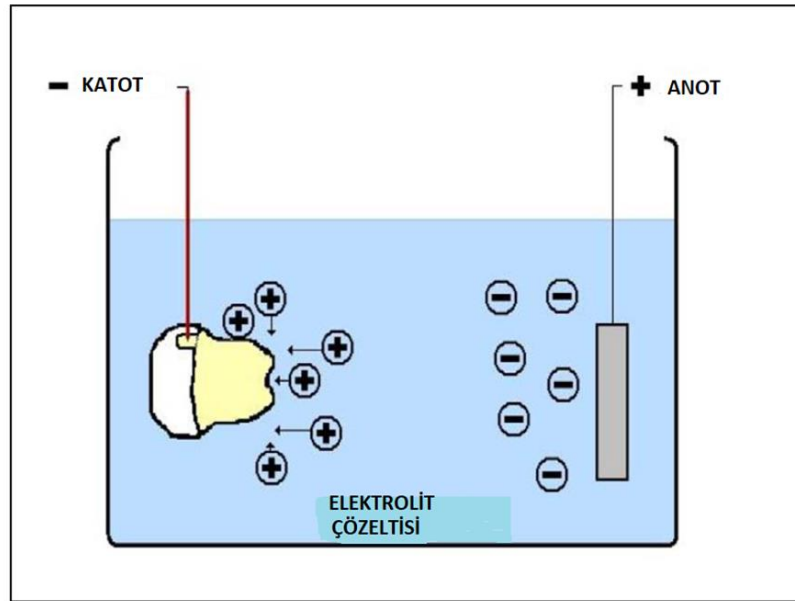
Şekil 2.12: Kuronlar arasındaki kesikli temas alanları [100].
a: Destek diş, b: Primer kuron, c: sekonder kuron.

2.5.9.2 Elektroşekillendirme yöntemi

İyon çökeltme (elektroşekillendirme, galvanoförme, electroforming); bir elektrolit solüsyonun içerisinde bulunan negatif yüklü bir katoda iyon çökeltme işlemidir. Bu işlemin sonucunda katot yüzeyinde saf metal yapı oluşur [101]. Biriktirilen metal istenen kalınlığa ulaştığında işleme son verilip elektroşekillendirilmiş kısım kalıptan çıkartılarak kullanılır. Fiziksel temelleri Michael Faraday ve Sir Humphry Davy tarafından bulunmuştur. İlk yıllar sanat dallarında kullanılıyorken 20. yüzyıl başlarında saf metalden daha sonra da metal alaşımlardan cisim elde etmek için kullanılmaya başlanmıştır. Elektriksel sıvıyı keşfeden İtalyan fizyolog ve doğabilimci olan Luigi Galvani'den dolayı "galvanoteknoloji" ismi de

kullanılmaktadır [102]. 1961 yılında Armstrong ve Rogers sabit protez altında kor olarak kullanılmak üzere iyon çökeltme yöntemi ile altın alt yapıyı üretmişlerdir. 1989'da Wieland Edelmetall firması, ilk altın iyon çökeltme ünitesi olan cihazını tanıtmıştır. 1991'de Gramm Technik firması, dental laboratuvarlarda kullanıma uygun ilk küçük boyutlu altın elektroşekillendirme sistemini piyasaya sürmüştür [102, 103].

Elektroşekillendirme işlemi sırasında, katot üzerindeki işlem yapılacak parça tamamen elektrolit ile çevrenir. Yönlendirilmiş iyon göçünü (biriktirme) elde etmek için, işlem sırasında katoda bir voltaj uygulanır. İyonlar, elektrik yükleri nedeniyle elektrik akımlarını iletebilirler. Elektroliz banyosunda, elektrolit esas olarak iyonlara ayrılan ve elektroliz edilecek nesne üzerinde biriktirilecek bir metal tuzu içerir. Akım akarken, pozitif yüklü metal iyonları katoda doğru hareket eder. Metal iyonları bir elektron alır ve elektroliz edilecek nesne üzerinde metal kaplama olarak birikir [100] (Şekil 2.13).



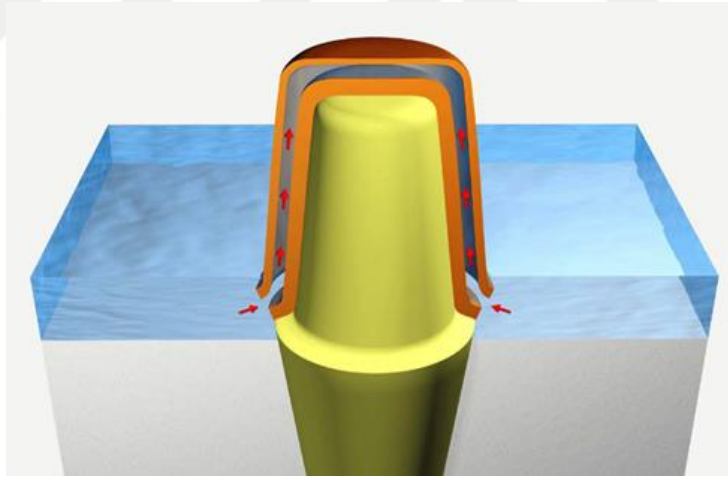
Şekil 2.13: Elektroliz işleminin şematik gösterimi [100].

Bu yöntem ile üretilen sekonder kuronların takma-çıkarma sırasındaki tutuculuk davranışı, geleneksel olarak üretilenlerden farklıdır [19]. Elektroşekillendirme yöntemi ile üretilen çift kuronlar hidrolik prensibe göre çalışır. Teorik olarak, bir hidrolik sistemin tutuculuk kuvveti, primer ve sekonder kuron arasındaki boşluğun boyutuna, yüzey alanı miktarına, tükürüğün viskozitesine ve hareketli protezi çıkarma hızına göre belirlenir [19]. Huber [104], kritik bir tutuculuk

değerine ulaşılan kadar, çekme hızı ile tutuculuk kuvveti ve viskozite ile tutuculuk kuvveti arasında bir korelasyon olduğunu bildirmiştir.

Altından üretilen sekonder kuronun mükemmel uyumu sayesinde, hareketli protez, yerine yerleştirilirken sekonder kuron yumuşak bir şekilde primer kuron üzerinden kayarak yerini alır. İnce yüzey dokusu, sıkışma riskini en aza indirir [19]. İletken gümüş lakın oluşturduğu ince boşluk tükürük ile doldurulur (Şekil 5).

Primer ve sekonder kuron arasında oklüzal olarak oluşturulan vakum etkisi ile kuronların ayrılması sırasında üstesinden gelinmesi gereken bir akış direnci oluşur (Şekil 2.14). Direncin miktarını boşluk genişliği belirler, somut bir ifadeyle, bu boşluk ne kadar küçükse, kuronları ayırmak için o kadar fazla kuvvet kullanılması gerektiği anlamına gelir [19, 105]. Tükürük film tabakasının, pürüzsüz yüzeyler üzerindeki adezyonuna bağlı olarak tutuculuk kuvveti artar. Yüzey ne kadar düzse, kuronları ayırmak için o kadar fazla kuvvet gerekir [106]. Aynı zamanda, sekonder kuronun primer kurondan ayrılma hızı, tutuculuk kuvveti üzerinde önemli bir etkiye sahiptir [107].



Şekil 2.14: Sıvıya daldırılmış sekonder kuronu çekerken laminer akış ilkesinin (kırmızı oklar) şematik gösterimi [100].

Balistreri [108] konik, elektroşekillendirilmiş çift kuronlarda hidrolik etkinin önemini incelemiş ve bunun tutuculuk davranışıyla olan ilişkisini göstermiştir. Hidrolik etki nedeniyle neredeyse hiç aşınma olmadığını ve dolayısıyla protezin kullanım süresince tutuculuk kaybı olmadığını bildirmiştir.

Elektroşekillendirme ile sekonder kuron üretiminin avantajları:

- Pasif oturmanın sağlanması [106],

- Uyumun hassas olması [106, 109, 110] (primer ve sekonder kuronlar arasında ortalama 5 µm aralık olduğu belirtilmiştir [19]),
- Diş teknisyenine olan ihtiyacın azalması [109],
- Saf altın olduğu, boşluk veya gözenek olmadığı için mükemmel biyouyumluluk sağlaması [19, 106, 111],
- Korozyona neden olacak bir galvanik eleman oluşturmaması [19],
- Stabil tutuculuk kuvveti değerleri göstermesi [19]
- Hasta tarafından kullanımının kolay olması [19] olarak bildirilmiştir.

2.5.9.3 CAD/CAM Yöntemi

Dental restorasyonlar için CAD/CAM sisteminin kullanılması hız, kalite ve kullanım kolaylığı açısından geleneksel işlemlere göre çeşitli avantajlar sunar. Dijital taramalarda, ölçü alma, modelleme, döküm veya presleme gibi iş adımları atlanır; üretim süreleri büyük ölçüde kısalır [112]. CAD/CAM yönteminde standart ve yüksek kalitede endüstriyel prefabrike malzemelerin kullanılması, döküm sırasında oluşan büzülme veya genişlemeye bağlı ortaya çıkan sorunları ortadan kaldırır. Hastada bulantı refleksi oluşturmadan, kan, tükürük ve komşu dişler gibi ölçü kalitesini bozan faktörlerin elimine edilmesi daha doğru ve hassas bir ölçü elde edilmesini sağlar [113, 114]. Bu da protezin daha öngörülebilir olması, daha iyi oturması ve daha dayanıklı olması ile sonuçlanır [20].

CAD / CAM üretiminin en önemli avantajlarından biri de, sekonder kuronların tasarımı için yazılım parametrelerinin tanımlanabilmesidir [115]. Böylece, protezin her bir destek için tutuculuk kuvvetinin tek tek klinik duruma ve ihtiyaçlara göre ayarlanabilmesi mümkün olur.

2.6 Teleskobik Tutucularda Tutuculuğun Düzenlenmesi

Lenz ve ark. [116] teleskobik tutucuların tutuculuklarının protezlerin konus açısı seçimi ile tutuculuklarının ayarlanabileceklerini bildirmişlerdir. Pratik uygulamalarda hastadan hastaya ve dayanaktan dayanağa göre konus açısının

artırılması veya azaltılması gerekebilir. Konus açısının ayarlanması gereken durumlar aşağıda verilmiştir [17]:

2.6.1 Periodontal dokular bakımından konus açısının ayarlanması

Farklı konus açılara sahip destek dişler, farklı tutuculuk kuvveti sergilemekte ve bu kuvvetler periodontal dokulara farklı şekilde yansımaktadır [17, 117, 118]. Periodontal dokuların klinik muayene sonucuna göre dişlerin proteze tutucu veya sadece destek dayanak olarak dahil edileceğine karar verilir. Periodontal dokuları zayıf, zarar görmüş dişlerin protez altında destek dayanak olarak kullanılmaları, periodontal olarak sağlıklı, yumuşak ve sert doku desteği yeterli olan dişlerin ise tutucu dayanak olarak kullanılmaları önerilmektedir. Destek dokusu iyi olan dişlerde tutuculuk kuvveti artırılırken, doku desteği az olan dişlerde tutuculuk kuvveti azaltılır [7, 17, 118, 119]. Körber [17] tutucu dayanaklarda konus açısını 5° - 6° ve tutuculuk kuvvetini 5-10 N arasında, destek dayanaklarda ise konus açısı 6° - 7° ve tutuculuk kuvvetini 0-5 N olarak ayarlanmasını önermiştir. Gernet [120], protezler ağızdayken destek dişlerin periodontal dokuları üzerinde pozitif etki (splintleme) yaptığı, protezi yerinden çıkarıcı kuvvetlerin ise dokular üzerinde negatif etkisi olduğunu belirtmiştir. Güngör ve ark. [121], ayrılma kuvvetini 5 N olarak sabit tuttıkları bir çalışmada, teleskobik tutucuların periodontal dokular üzerindeki etkilerini incelemişler ve periodontal ligaman ile pulpada gerilimlerin apikalde, kemikte ise dişin servikal bölümünde yoğunlaştığını bildirmişlerdir.

2.6.2 Teknik olarak konus açısının ayarlanması

Destek diş sayısı fazla olan restorasyonlarda (6-8 adet) tutuculuk kuvveti tek tek retansiyon kuvvetleri toplamı kadar olacağından protezin her çıkarılmasında fazla miktarda kuvvet oluşmasına neden olmaktadır. Tutuculuk kuvvetini azaltmak için tüm desteklerde konus açısının aynı oranda azaltılması yetersiz tutuculuğa sebebiyet verecektir. Bu nedenle tutuculuk miktarı her destek diş için ayrı konus açısı ayarlaması yapılarak hesaplanmalıdır [17, 31, 91]. Kök yüzeyi geniş olan kanin ve birinci molar dişler tutucu dayanak olarak, diğer dişler ise destek dayanak olarak tercih edilmeli ve konus açısı ona göre ayarlanmalıdır. Bu durumda toplam tutuculuk kuvveti kabul edilebilir sınırlar içinde tutulmuş olacaktır [91]. Körber [17] tasarlanan konus açısında istenen tutuculuk elde edilemiyorsa açı değerinde $0,5^{\circ}$ arttırma veya azaltma yaparak tutuculuk değerinin istenilen miktarda ayarlanabileceğini belirtmiştir.

2.6.3 Teleskop kuronlarda tutuculuk arttırma yöntemleri

Günümüzde birçok markaya ait farklı tamir setleri bulunmaktadır. Teleskop kuronların tutuculuğunu arttırmak için rezin esaslı tamir setleri kullanılabilir [102]. Bu amaçla Bredent firması, kaybolan tutuculuğu arttırmaya yönelik FGP sürtünme verniğini piyasaya sürmüşlerdir. FGP sürtünme verniği seti; izole edici ajan, bonding ajanı, baz ve katalizör olmak üzere ikili pat seklinde rezin esaslı sürtünme verniğinden oluşmaktadır. Konus kuronlarda kaybolan tutuculuğu arttırmak için sekonder kuron içine FGP akriliği ve opak uygulanmasının karşılaştırıldığı bir çalışmada FGP uygulamasının etkisinin daha uzun sürdüğü bildirilmiştir [88]. Güngör [92], FGP sürtünme verniği uyguladığı deney grubunda ortalama 5-6 N tutuculuk değeri elde edildiğini bildirmiştir. Özyemişçi [122], teleskop kuronlarda tutuculuğu arttırmak amacıyla FGP sürtünme verniği, SD sürtünme verniği ve altın iyon çökeltme yöntemlerini karşılaştırdığı çalışmada FGP sürtünme verniği uyguladığı grupta en yüksek tutuculuk değerlerini bulmuştur.

Çeşitli firmalar tarafından kaybolan tutuculuğun yerine konabilmesi için mekanik aktivasyon sistemleri piyasaya sürülmüştür. Servo-Dental firmasına ait Tele-Fit sistemi (Servo-dental, Hagen, Almanya) [123], Si-tec firmasına ait Quick-tec sistem [124] ve Quick-tec plus [125] sistemi, Microtec firmasına ait Quick-rep aktivasyon sistemi [126], Microtec firmasına ait diğer bir sistem Telerep aktivasyon sistemi [127] gibi farklı markalara ait tamir setleri de günümüzde kullanılmaktadır. Dhayat [128] aktivasyon elemanları Quick-tec plus, Tele-Fit, lazer kaynak noktası, Quick-rep ve Telerep sistemlerini karşılaştırdığı çalışmada, Quick-rep ve Telerep sistemlerinde daha fazla aşınma ve Telerep sisteminde düşük tutuculuk değerleri gözlemlenmiştir.

Teleskop kuronların azalmış tutuculuğu aktivasyon pensleri ile arttırılabilir. Bu yöntemle nokta benzeri sürtünmesel temaslar oluşturulduğu için temas noktaları aşındığında tutuculuk tekrar azalır.

Lazer uygulaması ile teleskop kuronların tutuculuğu arttırılabildiği ve bu amaçla pratikte çoğunlukla Nd:YAG lazer kullanıldığı bildirilmiştir [129]. Bu yöntemde sekonder kuronun büzülmeyle oluşan deformasyonundan fayda sağlanır. Aşırı lazer impulsu kuronun yerleştirilememesine neden olabilmektedir. Lazer yöntemi ile tutucu yüzeyin çok yönlü düzeltimi sağlanır [102]. Lazer teleskobik

tutucularda aktivasyon sistemi olarak da kullanılır. Sekonder kuronun iç yüzeyine lazer ile altın alaşımlı bir tel kullanılarak kaynak noktası oluşturulmakta ve kuronlar arasındaki tutuculuk artırılmaktadır [128].

Sekonder kuronun iç yüzeyine altın iyon çökeltme yöntemi uygulanarak teleskop kuronun tutuculuğu artırılabilir. Kalın bir altın tabakasının çökeltilmesi kuronun yerleşmesine engel olabilir ve bu durumu düzeltmek için fazladan aşındırma işlemi gerekebilir. Bu nedenle altının ince katmanlar halinde aşamalı olarak uygulanması tavsiye edilmektedir. Çökeltme işlemi tekrar uygulanacaksa ilk tabaka zımpara ile aşındırılarak düz bir yüzey oluşturulmalı ve iki tabakanın aralıksız bağlanması sağlanmalıdır. Mekanik stresler yardımıyla ileri zamanlarda soğuk kaynak sonucu düz yüzeyli bağlantı meydana gelebilir. Elektroşekillendirme uygulanacak yüzeyin 1,5 bar basınç altında, 125 µm grenli alüminyum oksit ile pürüzlendirilmesi, hem çökeltme için iletkenlik sağlamakta hem de fonksiyon sırasında oluşan soğuk kaynak için uygun koşulu oluşturmaktadır. Altın çökeltmesi istenmeyen bölgeler özel mum veya lak ile kapatılmalıdır. Altın çökeltme sekonder kuronun tüm iç yüzeyine uygulanabileceği gibi primer kuronun oklüzal yüzeyi izole edilerek diğer tutucu yüzeylere de uygulanabilir [102].

2.7 Teleskop Kuron Sistemlerde Kullanılan Materyaller

2.7.1 Altın ve alaşımları

Altın alaşımları, düşük elastik modülüsüne bağlı olarak protezin uzun süreli yeterli düzeyde tutuculuk göstermesi sebebiyle çift kuron restorasyonların üretiminde en uygun seçenek olarak önerilmiştir [8, 10]. Altın teleskop kuronlar döküm yoluyla veya elektroşekillendirme yöntemi ile üretilebilirler [19]. Döküm yönteminde kullanılan ADA Tip 4 altın alaşımıdır, elektroşekillendirme yönteminde ise %99,8 saf altın kullanılır [102]. Döküm yöntemi ile üretilen teleskop kuronun tutuculuğunun ayarlanması gerekir. Sekonder kuronun iç yüzeyinde yapılacak olan aşındırma işlemleri primer kuron ile sekonder kuron arasındaki uyumu ve tutuculuğu değiştirebilir. Elektroşekillendirme işlemi, manuel ayarlamalara gerek duyulmayan tekrarlanabilir bir yöntemdir ve tam bir uyum sağlar. Bu da neredeyse bireysel çığneme basıncından bağımsız olarak ideal bir tutuculuk kuvveti ve pasif uyum ortaya çıkmasını sağlar [19]. Altın alaşımlarının maliyetinin yüksek olması materyalin dezavantajıdır.

2.7.2 Titanyum

Titanyum alaşımları mükemmel biyouyumlulukları ve korozyona dirençli olmaları nedeniyle diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilen materyallerdir [130, 131]. Döküm veya CAD/CAM sistemi ile titanyumdan çift kuron üretilebilmektedir [9, 90, 132, 133]. Döküm yöntemi ile üretilen kuronlarda, titanyumun yüksek erime sıcaklığı (1.668°C), revetman ile yüzey etkileşimi, havayla tepkimeye girebilmesi, döküm yüzeyinde sert kırılğan bir tabaka oluşması, döküm poroziteleri gibi dezavantajları sebebiyle uyum problemleri ortaya çıkmaktadır [90, 134]. CAD/CAM sistemi ile üretilen titanyum teleskop kuronlar, döküm titanyum kuronların dezavantajlarını ve uyumsuzluk sorununu ortadan kaldırmaktadır [90]

2.7.3 Krom alaşımları

Krom alaşımların sertliği nedeniyle döküm teleskop kuronlarda uyumlama işlemleri zordur ve üretimi teknik hassasiyet gerektirir. Elastik modülüsü, altın alaşımları içinde hareketli bölümlü protez iskeletinde kullanılan Tip IV ve sabit bölümlü protez yapımında kullanılan Tip III altın alaşımlarının elastik modülüsünden yüksektir (Krom-kobalt: 220 GPa, Tip IV altın: 100 GPa, Tip III altın: 85 GPa) [101]. Sürtünme katsayısı değerleri alaşımlar arasında farklılık göstermekte olup kıymetsiz alaşımlar için $\mu_0=0,16$ olarak bildirilmiştir [87]. Literatürde döküm krom alaşımlı konus kuronlarda yaklaşık 10 N büyüklüğünde bir ayrılma kuvveti elde etmek için kıymetsiz alaşımlarda 4°'lik konus açısı verilmesi önerilmiştir [85, 87, 116].

Krom-kobalt çift kuronlar döküm yöntemiyle üretilebildiği gibi CAD / CAM yöntemi kullanılarak prefabrike bloklardan frezelenebilir [135, 136] veya eklemeli üretim modeli de (Seğici Lazer Sinterleme (SLS), Seğici Lazer Eritme (SLM)) [137, 138] kullanılabilir. Zirkonyanın primer kuron materyali olarak kullanılması ile krom-kobalt alaşımlarının zirkonya primer kuron üzerine sekonder kuron olarak üretildikleri çalışmalar da mevcuttur [136, 138, 139].

Nikel-krom alaşımları diğer teleskop kuron materyalleri ile karşılaştırıldığında biyouyumluluk özelliği daha zayıftır. Genellikle maliyeti düşük olması nedeniyle tercih edilmektedir [36].

2.7.4 Zirkonya

Üretim tekniklerindeki gelişmelerle birlikte seramik materyaller [19], özellikle de zirkonya [21, 75, 140, 141] primer kuron materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır. Zirkonyanın primer kuron olarak uygulanmasının, tutuculuk ve aşınma performansı açısından güvenilir olduğu kanıtlanmıştır [139, 140, 142]. Zirkonya, düşük yüzey pürüzlülüğü, biyouyumluluğu, yüksek mekanik özellikleri ve estetik avantajları nedeniyle diş hekimliğinde implantlar, abutmentler, farklı altyapılar ve çift kuron tekniğinde primer ve sekonder kuronlar için kullanılmaktadır [21]. Primer kuronlar seramikten üretildiğinde hem hasta psikolojisi hem de hijyen açısından olumlu etki sağlandığı bildirilmektedir [55]. Düşük yüzey pürüzlülüğü ve düşük yüzey enerjisi, materyal üzerinde düşük biyofilm birikimi özelliklerine sahiptir [143].

2.7.5 Poliarileterketon (PAEK) ailesi

Poliarileterketonlar (PAEK), keton ve eter fonksiyonel grupları ile birbirine bağlanmış aromatik bir moleküler zincirinden oluşan, yüksek sıcaklıkta kararlı termoplastik polimer ailesidir [144]. PAEK ailesinin diş hekimliği uygulamalarında kullanılan Polietereterketon (PEEK) ve Polieterketonketon (PEKK) olmak üzere 2 farklı formu bulunmaktadır.

2.7.5.1 Polietereterketon (PEEK)

PEEK polimeri 300°C'yi aşan sıcaklık dayanımı, yüksek kimyasal ve mekanik dirence sahip poliarileterketon (PAEK) polimer ailesinin bir üyesidir [145]. PEEK, termoplastik bir polimer olup, ısıl ve boyutsal stabilite özelliklerinden dolayı, birçok alanda metal alaşımlara alternatif olarak düşünülen bir polimer haline gelmiştir (89). PEEK polimeri yineleyen bir keton molekülü ile iki eter molekülünden oluşurken yapısında sadece karbon (C), hidrojen (H) ve oksijen (O) atomları bulundurması nedeniyle yüksek kararlılıkta, tam aromatik, lineer bir yapıya sahiptir [146]. Sıcaklığa ve kimyasal etkenlere karşı çok iyi mukavemet gösteren PEEK polimeri, sterilizasyon sırasında uygulanan ısıya ve radyasyona karşı da direnç sergileyebilmektedir [147].

PEEK'in elastik modülü ortalama 8,3 GPa olup, insan kortikal kemik dokusuna (17,7 GPa) yakın ve titanyum alaşımı (116 GPa) ile krom-kobalt alaşımına (210 GPa) göre çok daha düşüktür [25, 148]. Seramikler ise yüksek elastik modülüne sahip (210 GPa), çok sert materyallerdir [149]. PEEK polimeri; sahip olduğu üstün biyomekanik

özellikleri, uzun kullanım ömrü, doku uyumu, beyaz rengi ve kemiğe yakın mekanik özellikleri sayesinde implant tedavisi, kuron-köprü restorasyonları ve hareketli protetik restorasyonlarda alt yapı ve üst yapı materyali olarak kullanılabilir [150, 151].

PEEK; aminasyon, nitrasyon ve sülfonasyon gibi kimyasal süreçler ile monomer modifikasyonlarının eklenmesine bağlı (pre-polimerizasyon veya post-polimerizasyon) modifiye edilebilmektedir. PEEK; cam fiber, karbon fiber, %30 oranında baryum fosfat (BaPO₄) veya titanyum dioksit gibi doldurucu materyal ilavesiyle modifiye edilebilir. Karbon fiber takviyeli (Cfr-PEEK) ve cam fiber takviyeli (Gfr-PEEK) kompozitler geliştirilerek elastik modül Cfr-PEEK için 18 GPa, Gfr-PEEK için 12 GPa'ya kadar yükseltilebilmiştir [152].

PEEK polimerinin avantajları şu şekilde sıralanabilir;

- Protetik tedavide kullanılan diğer materyallere göre daha hafiftir,
- Elastik modülüsü kemik dokusuna yakındır,
- Metal alt yapısız restorasyona imkân verir,
- Şok emme yeteneği vardır,
- Metal alaşımlarında ortaya çıkan korozyon gözlenmez,
- Canlı dokulara karşı biyouyumludur,
- Mikrobiyal plak tutulumu düşük seviyelerdedir [144],
- Beyaz renkli olması, metal alt yapı protezlere oranla daha iyi bir estetik görünüm sağlar [153],
- Metalik tadı ortadan kaldırılır,
- Alerjik reaksiyon göstermez,
- Yüksek aşınma direncine sahiptir [26].

PEEK materyalinin sürtünme ve aşınmaya karşı olan direnci, bar ve teleskop kuron gibi hassas tutuculu protezlerde kabul edilebilir bir alt yapı materyali olarak kullanılabilmesini sağlamaktadır [115, 154, 155].

PEEK materyalinden protetik alt yapı üretimi için laboratuvarında enjeksiyon kalıplama ve CAD/CAM yöntemleri kullanılmaktadır. PEEK endüstriyel olarak, CAD/CAM için disk ve blok, ısıyla presleme için pelet ve granüler formda üretilmektedir [156]. PEEK materyali; CAD/CAM ile üretim açısından metal alt

yapılarla kıyaslandığında daha az frez aşınması ve daha hızlı üretim avantajlarına sahiptir. Ayrıca üretimde kullanılacak olan ekipman, metal alt yapıların frezelenmesi için kullanılacak ekipman kadar pahalı değildir. Enjeksiyon kalıplama yöntemi, üretici firmanın önerdiği ekipman kullanılarak ve sadece yetkili laboratuvar tarafından gerçekleştirilmelidir. PEEK' in yeniden eritilmesi sırasında alt yapı soğutulmazsa ve doğru şekilde yeniden kristalize edilmezse, öngörülemeyen fiziksel ve mekanik problemler ortaya çıkabilir [149].

2.7.5.2 Polieterketonketon (PEKK)

PEKK, PEEK gibi PAEK ailesinde bulunan, aromatik zincire bağlı eter ve karbonil gruplarına sahip doğrusal yapıda, yarı kristalize, yüksek performanslı termoplastik bir polimerdir [157]. Kristalin ve amorf yapıda bulunmaktadır. Kristalin yapılı PEKK, amorf yapılı PEKK'e göre daha iyi mekanik özelliklere, kimyasal dirence ve sertliğe sahiptir. Amorf yapıdaki PEKK daha yüksek esnekliğe sahiptir ve üretimleri daha kolaydır. Bu nedenle hareketli protezlerde alt yapı materyali olarak amorf yapıda PEKK kullanımı, sabit protezlerde ise kristalin yapıdaki PEKK kullanımı önerilmektedir [28].

PEKK'in fiziksel özellikleri dentine benzemektedir. Basma dayanımı dentine çok yakinken (Dentin: 297 MPa, PEKK: 246 MPa), elastik modülü, dentinden (18,6 GPa) küçüktür [158]. PEKK materyalinin sahip olduğu ikinci keton grubu sayesinde PEEK materyali ile karşılaştırıldığında daha iyi mekanik özelliklere sahiptir. PEEK materyaline kıyasla %80 daha yüksek basma dayanımı, kolay polisajlanabilme özelliği, kemiğe yakın elastik modülü, daha iyi mekanik ve fiziksel özellikler gibi avantajlara sahiptir. PEKK daha katı polimer zincirleri içerdiğinden erime noktası daha yüksektir [24, 159].

PEKK, enjeksiyon kalıplama ve CAD/CAM yöntemiyle olmak üzere farklı şekilde üretilebilmektedir. Çalışma sıcaklığının geniş bir aralıkta olması ve ideal viskozitesi kompleks formlardaki üretimlerin bile döküm veya yüksek sıcaklık altında parçaların sıkıştırılmasıyla üretilebilmesini sağlamak ve soğuma esnasında çok az büzülme göstermesi yüksek hassasiyette protezlerin üretilebilmesine imkan vermektedir [28].

2.8 Teleskobik Tutucuların Klinik Kullanımları

Bergman ve ark. [7], 18 konus kuron tutuculu hareketli protezleri 6 ve 7 yıl arasında değişen süre içerisinde incelemişler ve kaybedilen sekiz restorasyondan dördü, protez bakımına bağlı olabilecek faktörlerin bir sonucu olarak değiştirilmiştir. Hastaların çoğu restorasyonlardan hem fonksiyonel hem de estetik olarak çok memnun kalmışlar ancak %50'sinde tedaviye bağlı konuşma problemleri ortaya çıkmıştır. Protezlerin sağ kalım oranı ise %78,3 olarak bildirilmiştir.

Stober ve ark. [160] 54 hastayı rastgele iki çalışma grubuna ayırarak bir guruba döküm konus kuron tutuculu ve diğer gruba elektroşekillendirme yöntemi ile üretilmiş silindirik kuron tutuculu toplam 60 adet hareketli bölümlü protez (217 destek diş) uygulamışlardır. 6 yıl sonra hareketli bölümlü protezlerin ve destek dişlerin sağ kalım sürelerini değerlendirmişlerdir. 6 yıl sonra, döküm kuron tutuculu hareketli bölümlü protezler için sağ kalım %100 ve elektroşekillendirilmiş kuron tutuculu hareketli bölümlü protezler için %93,3'tür. Destek dişler için sağ kalım döküm kuronlarda %97,3 ve elektroşekillendirilmiş kuronlarda %96,2 olarak bildirilmiştir. İki çalışma grubu arasındaki sağ kalım oranı farklılıkları istatistiksel olarak anlamlı bulunmamış, araştırmacılar destek dişlerin sağ kalım oranının dişin vitalitesine ve konumuna bağlı olduğunu belirtmişlerdir. Çalışma grupları arasında çift kuron sistemlerinde en sık görülen komplikasyonlardan primer kuronların desimantasyonu ve protez sonrası endodontik tedavi ihtiyacı açısından farklılık olmadığı bildirilmiştir.

Wenz ve ark. [4] Marburg Çift Kuron sistemi kullanılan 125 hareketli bölümlü protezi (460 dayanak diş) dayanak dişlerin kaybı, endodontik tedavi ve metal iskeletin kırılması açısından değerlendirdikleri çalışmalarında sağlıklı dayanak diş oranı 5 yıl sonra %84 ve 10 yıl sonra %66 olarak bildirmişlerdir. "Reziliant desteklik" (<veya = üç dayanak diş) ve "rijit destek" (> veya = dört dayanak diş) arasında önemli bir fark bulunmamıştır. Endodontik tedavi riski, rijit destekler için 5 yıl sonra %7 ve 10 yıl sonra %9 ve reziliant destekler için sırasıyla %3 ve %7 iken gözlem periyodu sırasında protez iskeletlerinin hiçbirinde kırık tespit edilmemiştir. Restorasyon kalan üç veya daha az diş üzerine yerleştirildiğinde ve reziliant destek konsepti uygulandığında dayanak diş kaybı riskinde önemli bir artış olmadığı bildirilmiştir.

Widbom ve ark. [40] çift kuron tutuculu protezlerle yapılan tedavilerin sonuçlarını ve kalitesini değerlendirdikleri çalışmada 75 adet çift kuron destekli protez

takan (18'i mandibulada ve 57'si maksillada) 72 hasta ve maksillada 272, mandibulada 96 olmak üzere toplam 368 destek diş kullanılmıştır. Primer kuronlarda marjinal bütünlük ve üst yapıda tutuculuk, oklüzyon, stabilite, aşınma ve estetik kriterleri incelenmiştir. Gözlem süresi 9 aydan 9,3 yıla (ortalama 3,8 yıl) kadar değişen süre boyunca bir çift kuron tutuculu protez başarısız olurken 24 adet destek diş (%7) çekilmiş, 49 destek dişte (%13) teknik komplikasyonlar oluşup toplam dört iskelet kırığı (%5) görülmüştür. "Protezi destekleyen yumuşak doku durumu" ve "üst yapı aşınması" sırasıyla %44 ve %45 kabul edilebilir olmayan oranlar göstermiştir. Bu retrospektif takip çalışmasında, ortalama 3,8 yıllık gözlem süresi boyunca diş destekli çift kuron tutuculu protezler için tatmin edici sonuçlar bulunmuştur.

Wöstmann ve ark. [2] 1995 ve 2004 yılları arasında 1758 çift kuron ile 554 teleskop tutuculu hareketli protez kullanan 463 hastada; cinsiyet, protezin lokasyonu, protez başına düşen destek diş sayısı ve bunların dağılımı (Kennedy sınıflaması) ve rutin takip programının protezin sağ kalımı üzerine etkisini araştırmışlardır. Gözlem süresi boyunca (ortalama $5,3 \pm 2,9$ yıl) protezlerden %4,7'si başarısız olurken, destek dişlerden %3,8'i çekilmiştir. 5 yıl sonra sağ kalım oranı protezler için %95,1 ve destek dişler için %95,3 iken dörtten fazla desteği olan hiçbir protezin değiştirilmesi gerekmemiştir. Sadece destek dişlerin sayısı ve rutin takip sayısı protezin sağ kalım olasılığı üzerinde önemli ($p < 0,01$) bir etki göstermiştir.

Eitner ve ark. [56] interforaminal bölgeye yerleştirilen iki veya daha fazla implant ile dişsiz alt çenenin bar tutuculu ve teleskopik kuron tutuculu implantüstü protetik tedavisi arasında klinik ve radyografik olarak karşılaştırma yapmışlardır. Klinik olarak sulkus sıvı akış hızı, periotest değerleri ve peri-implant kemik kaybı verilerin değerlendirilmiştir. Yerleştirilen 328 implanttan 19 implant başarısız olmuştur. Gözlemlenen kayıp oranlarının frekans dağılımı, tedaviye özgü bir eğilim göstermemiştir. Bar ile tedavi edilen implantların bulunduğu grupta, başarısızlık tüm protez üst yapısının değişimine neden olurken, çift kuron tutuculu protezlerde uyumlama yapıp proteze tekrar kullanılabilirlik avantajı sunmuştur. Teleskopik kuronlu protezler ile barlı protezler arasında tam protezlerin stabilizasyonu bakımından anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Eisenburger ve ark. [161] 617 destek diş içeren 250 çift kuron tutuculu protez için, protezlerin ve dayanak dişlerin sağ kalım oranını belirlemek amacıyla yaptıkları

retrospektif çalışmada, çalışma süresi boyunca dayanak dişlerin % 10,6'sının çekilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Çift kuron sayısının artması, protezlerin ve bunlarla ilişkili destek dişlerin uzun ömürlülüğünü önemli ölçüde iyileştirdiğini ancak dörtten fazla dayanak dişin kullanılmasının, daha yüksek bir sağ kalım oranıyla sonuçlanmadığını bildirmişlerdir.

Rammelsberg ve ark. [162] prospektif bir klinik çalışmada diş-implant ve sadece implant destekli çift kuron tutuculu hareketli protezlerde kullanılan implant ve destek dişlerin prognozu ve komplikasyon insidansını değerlendirmişlerdir. 234 implant ve 107 destek diş kullanılan 73 hareketli protez (34 protez yalnızca implant destekli ve 39'u diş-implant destekli) ortalama 65 yaşında olan hasta grubuna uygulanmıştır. 2,7 yıllık ortalama gözlem süresinden sonra, 6 implant başarısız, 11 implant peri-implantitis tanısı almış ve 4 destek diş çekilmiştir. Çalışma sonuçları yalnızca implant destekli protezler için %85 ve kombine diş-implant destekli protezler için %92'lik bir 5 yıllık başarı oranı ortaya koymuştur. İmplantlarla ilişkili komplikasyonlar için yalnızca implant destekli hareketli protezler daha kötü bir prognoz göstermiş, ancak risk farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Schwindling ve ark. [3] 7 yıl süre ile kullanımda olan çift kuron tutuculu hareketli protezlerin sağ kalımını ve en sık görülen komplikasyonlarını değerlendirdikleri çalışmada 385 destek dişi olan 117 protezin klinik sonuçlarını incelemek için retrospektif bir analiz yapmışlardır. 32 silindirik çift kuron tutuculu hareketli protez, 51 konus kuron tutuculu hareketli protez ve 34 resilient kuron tutuculu hareketli protezi klinik olarak yeniden incelemişlerdir. Minör komplikasyonlar, örneğin primer kuron desimantasyonu (%34,2), sekonder kuronda faset kaybı (%11,1), protez kaide kırılması (%17,1) ve astarlama ihtiyacı (%12) yaygın olarak tespit edilmiştir. Tüm protez türleri için kümülatif protez sağ kalımı 7 yıl sonra %93,8 ve protez başarısı silindirik çift kuron tutuculu hareketli protezlerde %90, konus kuron tutuculu hareketli protezler ve resilient kuron tutuculu hareketli protezlerde %78,5 olduğunu belirtmişlerdir.

Stober ve ark. [163] çalışmalarında elektroşekillendirme ve döküm yöntemi ile üretilen çift kuron tutuculu hareketli protezlerinin klinik performansını değerlendirmişlerdir. 60 adet hareketli protez (217 destek diş) çift kuron üretim tekniğine göre rastgele iki gruba ayrılmış ve değerlendirmeler 6 ay sonra ve ardından

6 yıla kadar yılda bir kez yapılmıştır. Altı yıllık sağ kalım elektroşekillendirilmiş çift kuron tutuculu protezler için %77 ve döküm çift kuron tutuculu protezler için %97 olarak; dayanak dişlerin kümülatif sağ kalımı elektroşekillendirilmiş kuronlar için %85 ve döküm kuronlar için %91 olarak belirtilmiştir. İki gruptaki kuronların sağ kalımları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamış ve destek dişlerin sağ kalımı dişin canlılığına bağlı olduğu bildirilmiştir.

Tang ve ark. [164] çalışmalarında Mart 2012'den Haziran 2017'ye kadar 17 dişsiz hastada toplam 18 implantüstü sabit teleskobik tutuculu protetik tedavi vakalarını 3 yıllık takip süresi içinde implant ve protez sağ kalım oranları, peri-implant yumuşak ve sert dokuların sağlıklı durumu, hasta memnuniyeti bakımından değerlendirmişlerdir. Titanyum veya tam seramik abutmentler primer kuron görevi görürken elektroşekillendirilmiş altın kuronlar sekonder kuron görevi görmüştür. Takip sıklığı 3 ay, 1 yıl, 2 yıl ve 3 yıl aralıklarla yapılmış ve peri-implant yumuşak dokunun sağlık durumu, marjinal kemik kaybı, hasta memnuniyeti ve protez komplikasyonları değerlendirilmiştir. 111 implanttan 109 implant sağlıklı şekilde ağızda kalmıştır ve %98,2 implant başarı oranı sağlanmıştır. 18 restorasyonun tümü yeterli tutuculuk ve stabilite sağlamış ve tüm hastalar sonuçlardan memnun kalmıştır. Toplam 2 porselen kırığı meydana gelip, restorasyonun işlevi üzerinde hiçbir etkisi olmamıştır. Uygun olamayan pozisyon veya açılarda yerleştirilen implantların varlığında dahi teleskobik kuronlar dişsizliği sabit protezlerle restore edebilme olanağı sağlamaktadır.

Rinke ve ark. [165] dörtten az (1-3 arası) destek diş üzerine yapılan resilient çift kuron tutuculu diş üstü protezlerin klinik performansının retrospektif değerlendirdikleri klinik çalışmada ortalama 221 hastada 263 adet protez ile ilgili verileri yeniden incelemişlerdir. 5 ve 8 yıllık overdenture protez sağ kalım oranları %62 ve %38,5 ve 8 yıllık başarı oranları (biyolojik ve teknik olarak sorunsuz restorasyonlar) %13 ve %3 olarak belirtilmiştir. Destek dişlerde, 5 ve 8 yıllık sağ kalım oranları %55 ve %34 bulunmuştur ve destek dişlerin sayısı, protezin ve destek diş sağ kalım oranlarını önemli ölçüde etkilemiş, 1 veya 2 destek dişli restorasyonlar, 3 dişle kıyasla artan sayıda teknik ve biyolojik komplikasyonlarla (primer kuronun desimantasyonu, diş kırığı) önemli ölçüde ilişkilendirilmiştir.

Yoshino ve ark. [166] retrospektif çalışmalarında çift kuron tutuculu tam ark rekonstrüksiyonu yapılan hareketli bölümlü protezleri, bu protezlerin ve destek dişlerin klinik olarak sağ kalım oranlarını incelemişlerdir. 1030 destek dişi olan toplam 213 protez, protezin yenilenmesi ve destek dişin kaybı açısından değerlendirilmiştir. Ortalama gözlem süresi (12,7 (\pm 6,6) yıl) boyunca 32 protez değiştirilmiştir. Protezlerin 10 yılda sağ kalım oranı %94,7 ve 20 yılda %70,8 olarak tespit edilmiştir. Protez yenilemenin asıl nedeni dayanak dişlerinin kaybı olduğu ve destek dişlerin sağ kalım oranı 10 yılda %83,8 ve 20 yılda %66,3 olarak belirtilmiştir. Yapılan analiz sonucunda; cinsiyet (erkek), yaş aralığı (65-89), arka dişler, karşı çenede daha fazla mevcut diş sayısı, daha az destek diş sayısı ve kısa primer kuron boyu risk faktörleri belirlenmiştir.

Koller ve ark. [167] diş üstü ve implant üstü çift kuron tutuculu hareketli protezlerin sağ kalım oranlarını araştırmak için Ocak 1973'ten Mayıs 2010'a kadar yayınlanan literatürü sistematik olarak incelemişler ve 11 makaleyi değerlendirmişlerdir. Dahil edilen çalışmalarda diş sağ kalım oranları 4 ila 10 yıllık bir gözlem süresinden sonra %60,6 ile %95,3 arasında, diş destekli hareketli protezlerde sağ kalım oranları 4 ila 5,3 yıl sonra %90,0 ile %95,1 arasında değişmiştir. Mandibuladaki protezleri destekleyen implantların sağ kalım oranları, 3 ila 10,4 yıllık bir gözlem süresinden sonra %97 ile %100 arasında, mandibulada implantüstü hareketli protezlerin sağ kalım oranları 9 ila 10,4 yıl sonra %95 ile %100 arasında değişmiştir. Maksilladaki destek dişler, implantlar ve hareketli protezler 3,2 yıl sonra %100'lük bir sağ kalım oranı göstermiştir.

Verma ve ark. [168] Ocak 1966'dan Aralık 2009'a kadar, en az 3 yıl fonksiyonel yük altında kalmış diş veya implant destekli çift kuron tutuculu hareketli protez kullanan vakaları elektronik veri tabanlarında (PubMed ve Embase) taramışlar, protez ve desteklerin sağ kalım ve komplikasyon oranlarını araştırmışlardır. Tarama sonucu çalışmaya 17 makale dahil edilmiştir. Teleskobik destek dişler için dişin sağ kalım oranları; 3,4 ila 6 yıllık bir gözlem süresinden sonra %82,5 ila %96,5 arasında değişirken, diş destekli çift kuron tutuculu protezler için, 6 ila 10 yıllık bir gözlem süresinden sonra %66,7 ila %98,6 arasında değişmiştir. İmplantların sağ kalım oranları %97,9 ile %100 arasında bildirilmiş ve iki mandibular implant destekli teleskobik tutuculu hareketli protezler için 3 ila 10,4 yıl sonra %100 olarak tespit edilmiştir. Destek dişleri etkileyen başlıca biyolojik komplikasyonların dişeti iltihabı, periodontal

hastalık ve çürük olduğu, en sık görülen teknik komplikasyonların ise simantasyon kaybı ve faset kaybı olduğu belirtilmiştir.

Keshk ve ark. [169] teleskopik tutuculu mandibular implantüstü overdenture protezler için protez bakımı ve peri-implant doku koşullarını diğer ataşman sistemleri ile karşılaştırmak için randomize klinik çalışmaların sistematik derleme ve meta-analizlerini incelemişlerdir. Çalışmaya 4 yayın dahil etmişlerdir ve araştırmada teleskobik ataşmanlar ile ball ataşmanlar arasında protez bakımı ve peri-implant sert ve yumuşak doku durumunda önemli bir fark olmadığı sonucuna varmışlardır.

Seo ve ark. [81] rijit ve resilient çift kuron tutuculu hareketli protezlerin kümülatif sağ kalım oranlarını analiz etmek amacıyla 1995-2019 yılları arasında yayınlanan literatürleri elektronik veri tabanı (Pubmed) ve manuel olarak taramışlar ve 25 makale çalışmaya dahil etmişlerdir. Rijit tip çift kuron tutuculu protezlerde sağ kalım oranları; diş desteklilerde 5 ila 10 yıllık %68,9 ile %95,1 arasında, implant desteklilerde 3 yıllık ortalama gözlem süreleri boyunca %94,02 ile %100 arasında ve diş-implant desteklilerde %81,8 ile %97,6 arasında değişmiştir. Resilient çift kuronlarda, diş desteklilerde 10 yıllık gözlem süresi boyunca %34 ile %94 arasında, implant desteklilerde %98'in üzerinde ve diş-implant desteklilerde %85 ile %100 arasında değişmiştir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Deney Gruplarının Saptanması

Çalışmada farklı materyal ve farklı tasarımlardan oluşan teleskobik kuronların tutuculuk değerleri incelenmiştir. Daha önce yapılmış olan çalışmalara bakılıp gruplar arasında yaklaşık 15 birimlik farka önem atfedildiği görülmüştür. Windows'da IBM SPSS Statistics 20.0 programı (SPSS, IBM Corp. Version 20.0, Armonk, NY, USA) kullanılarak yapılan güç analizinde standart sapmanın 10 birim olduğu öngörülürse %95 güven düzeyi ve %80 güç için 5 grupluk tasarımımızda her bir gruba 10'ar örnek gerektiği hesaplanmıştır. İncelenen deney grupları Tablo 3.1'de verilmiştir.

Tablo 3.1: Çalışma için oluşturulan deney grupları ve üretim şekilleri.

Gruplar kodu (n=10)	Primer kuron	Primer kuron üretim şekli	Sekonder kuron	Sekonder kuron üretim şekli	Oklüzal aralık
ZA	Zirkonya	CAD/CAM	Altın	Elektroşekillendirme	----
ZP	Zirkonya	CAD/CAM	PEEK	CAD/CAM	----
ZP₁₀₀	Zirkonya	CAD/CAM	PEEK	CAD/CAM	100 µm
PP	PEEK	CAD/CAM	PEEK	CAD/CAM	----
PP₁₀₀	PEEK	CAD/CAM	PEEK	CAD/CAM	100 µm

3.2 Deney Örneklerinin Hazırlanması

3.2.1 Dayanakların hazırlanması

Teleskop kuronların üzerinde hazırlanacağı dayanak maketleri paslanmaz çelikten 2° konus açısına sahip şekilde üretilmiştir. Maketlerin kolede taban çapı 4,5 mm, kole ile oklüzal kısım arasındaki yükseklik 6 mm olarak hazırlanmıştır. Tüm örnekler kolesinde 0,75 mm genişliğinde epolman olacak şekilde düzenlenmiştir ve maketin toplam boyu 2,5 cm'dir. Primer kuronların dayanak maketlerine hep aynı giriş yolunda oturabilmesi dayanağın üzerine 4,5 mm yüksekliğinde ve 2,5 mm genişliğinde düz bir alan oluşturulmuştur (Şekil 3.1).



Şekil 3.1: Dayanak maketi görüntüsü.

3.2.2 ZA deney örneklerinin hazırlanması

Zirkonya primer kuronların üretimi için dayanaklar tarayıcı üniteye ayrıntılı bir şekilde taranmıştır (E1; 3Shape A/S, Copenhagen, Denmark) (Şekil 3.2). Tüm tarama işlemlerinden önce hem dayanaklara hem de primer kuronlar üzerine matlaştırıcı sprey (BT-70 Developer Sprey, Beta Proses Ltd. Şti., Tekirdağ, Türkiye) uygulanmıştır. Sanal modeller üzerinde tüm örneklerin tasarlandığı CAD programında (Dental System 2017, 3Shape A/S, Copenhagen, Denmark) 2° konus açısına sahip, kuron kalınlığı freze işlemleri de hesaba katılarak 0,8 mm olacak şekilde modelleme yapılmıştır. Modelleme işleminden sonra primer kuronlar CAM ünitesinde (Mach5 Premium, ICM Otomasyon Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye) (Şekil 3.3) zirkonya bloklardan (LabCera Dental Zirconia Blank, Labcera Seramik San. Tic. Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye) üretilmiştir (Şekil 3.4).



Şekil 3.2: Deneylerde kullanılan tarama ünitesi.

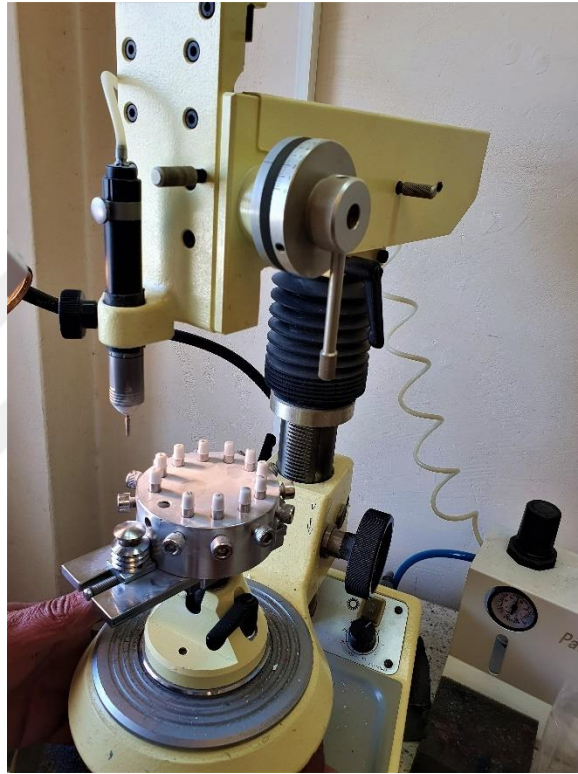


Şekil 3.3: Deneylerde kullanılan CAM ünitesi.



Şekil 3.4: Deneyde kullanılan zirkonya blok

Kazıma işleminden sonra primer kuronların maketler ile uyumu kontrol edilmiştir. Maketlere oturan zirkonya primer kuronlar, zirkonya frezleri (200115, DFS-DIAMON GmbH, Riedenburg, Germany) ile 10 farklı noktadan ölçüm yapılarak 0,6 mm kalınlığa ulaşana kadar freze edilmiştir (Şekil 3.5). Freze işlemlerinde su soğutması ile çalışabilen hava türbini (Paralleline 100, Foshan Vimel Dental Equipment Co., Ltd., Guangdong, Chine) ve hava türbininin bağlantısına izin verebilen freze makinesi (Bredent BF2, bredent GmbH & Co. KG, Senden, Germany) kullanılmıştır (Şekil 3.6).



Şekil 3.5: Zirkonya primer kuronların freze edilmesi.



Şekil 3.6: Hava-su türbini.

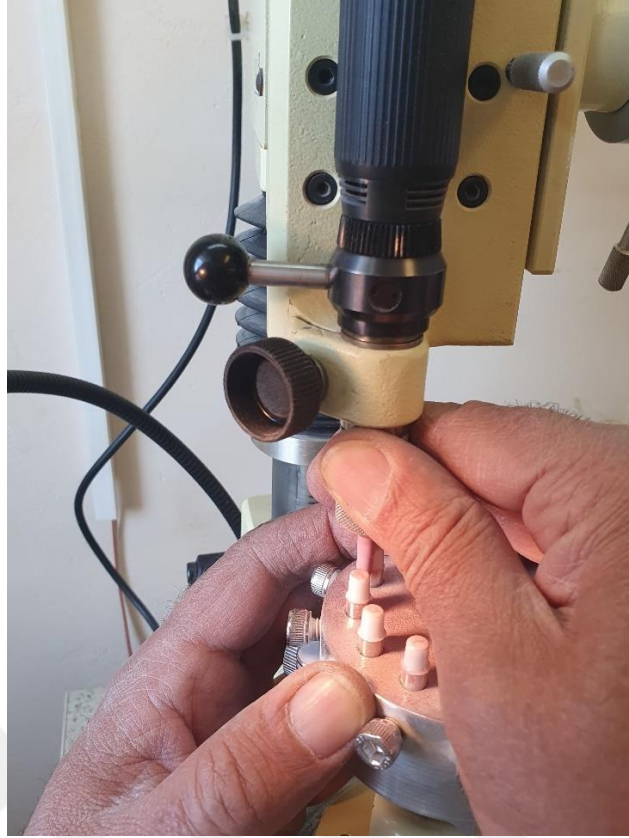
Zirkonya primer kuronların cilasında zirkonya için tasarlanmış cila lastikleri (800140, 800133, 800138; DFS-DIAMON GmbH, Riedenburg, Almanya) kullanılmıştır (Şekil 3.7). Cila lastikleri kullanılmadan önce lastiklere 2° konus açısı verebilmek için elmas partiküllü açma ayarlamaya aparatı (Abrichtblock, Komet, Lemgo, Almanya) kullanılmıştır (Şekil 3.8, 3.9, 3.10).



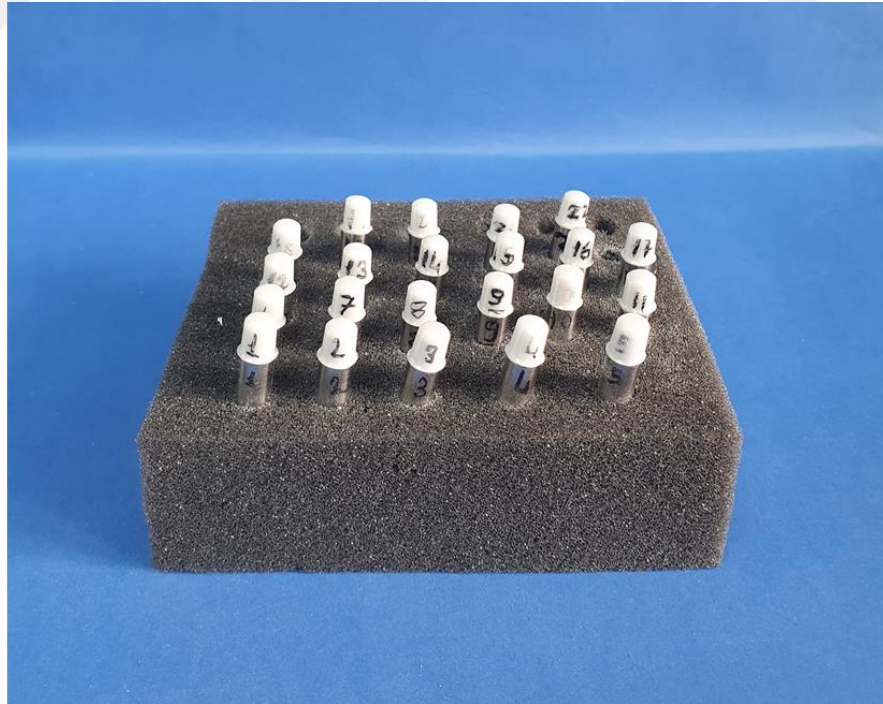
Şekil 3.7: Zirkonya cilası için kullanılan cila lastikleri.



Şekil 3.8: Cila lastikleri için kullanılan açma ayarlamaya aparatı.



Şekil 3.9: Zirkonya primer kuronların cila lastikleri ile cilalanması.



Şekil 3.10: Zirkonya primer kuronlar.

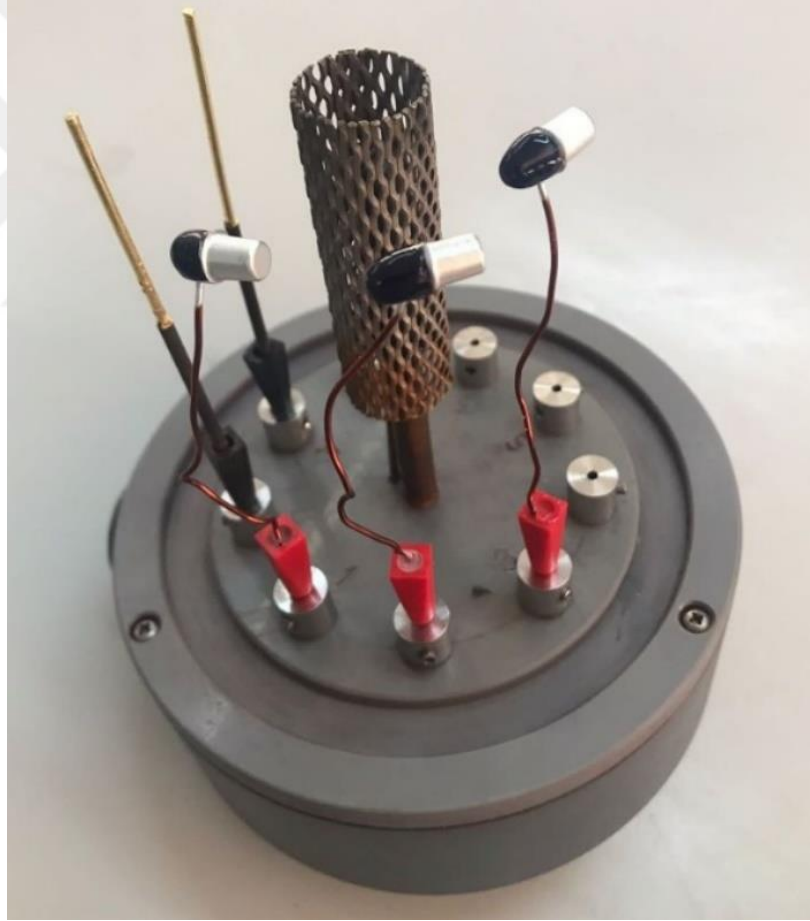
ZA örneklerinin sekonder kuronları elektroşekillendirme yöntemi ile üretilmiştir. Primer kuronları elektroşekillendirme sisteminin çubuklarına sabitleyebilmek için kuronların iç kısmına karbonize olabilen akrilik (Pattern resin™ LS, GC America Inc., Illinois, USA) yerleştirilmiştir (Şekil 3.11). Altın ile kaplanması istenmeyen alanlara özel lak (Abdecklack-blau, TRENDGOLD Binder Dental GmbH, Georgsmarienhütte, Almanya) sürülerek ışınli polimerizasyon cihazında (Major UV-Light, Major Prodotti Dentari S.P.A. Moncalieri TO, İtalya) polimerizasyonu tamamlanmıştır (Şekil 3.12). Çubuklara bağlanan kuronların üzerine ise homojen ve ince bir tabaka şeklinde gümüş lak (Silberleitlack, TRENDGOLD Binder Dental GmbH, Georgsmarienhütte, Almanya) sürülmüş ve kurumaya bırakılmıştır (Şekil 3.13). Elektroşekillendirme cihazına (TRENDGALVANO Genius Perfekt, TRENDGOLD Binder Dental GmbH, Georgsmarienhütte, Almanya) örneklerin üzerinde 200 µm kalınlıkta sekonder altın kuronlar üretilmesi için gerekli olan elektrolit sıvısı (Goldbad auf sulfitkomplexbasis, TRENDGOLD Binder Dental GmbH, Georgsmarienhütte, Almanya) eklendikten sonra kuronların üretimi tamamlanmıştır (Şekil 3.14, 3.15, 3.16, 3.17, 3.18).



Şekil 3.11: Primer kuronların içine patern rezin yerleştirilmesi.



Şekil 3.12: Altın kaplanması istenmeyen yerlerin lak ile kaplanması ve polimerizasyonu.



Şekil 3.13: Üzeri gümüş lak ile kaplanan primer kurlonların makinaya bağlanması.



Şekil 3.17: Elektroşekillendirme ile üretilen sekonder kuronlar.



Şekil 3.18: Zirkonya primer kuron ve altın sekonder kuron.

3.2.3 ZP deney örneklerinin hazırlanması

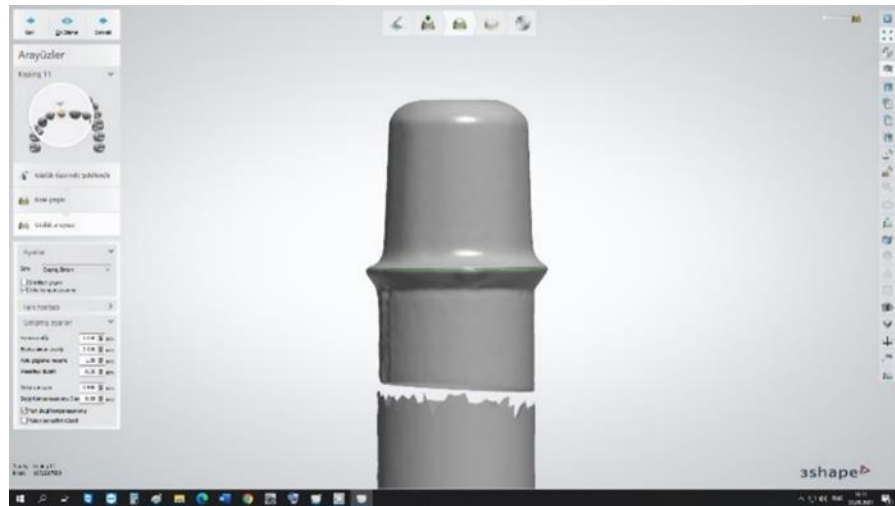
ZP grubunun zirkonya primer kuronları, ZA deney grubundaki zirkonya primer kuronlarının üretim prosedür ile aynı şekilde üretilmişlerdir.

PEEK sekonder kuronların üretimi için zirkonya primer kuronlar tarayıcı üniteye ayrıntılı bir şekilde taranmıştır (E1; 3Shape A/S, Copenhagen, Denmark) (Şekil 3.19). Tarama işleminden sonra kuron kalınlığı 0,5 mm olacak şekilde

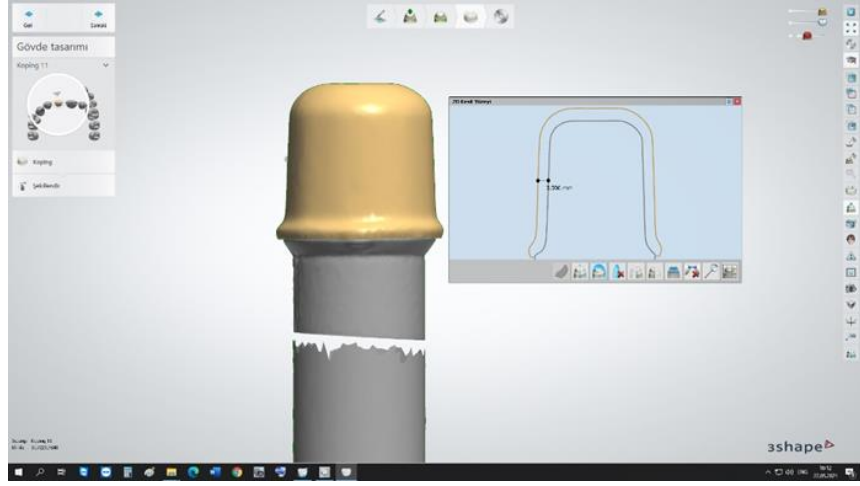
modelleme yapılmıştır (Şekil 3.20, 3.21, 3.22,). Modelleme işleminden sonra sekonder kurlarlar CAM ünitesinde (Mach5 Premium, ICM Otomasyon Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye) (Şekil 3.23) PEEK bloklardan (PEEK BioSolution, Merz Dental GmbH, Lutjenburg, Almanya) üretilmiştir (Şekil 3.24, 3.25, 3.26).



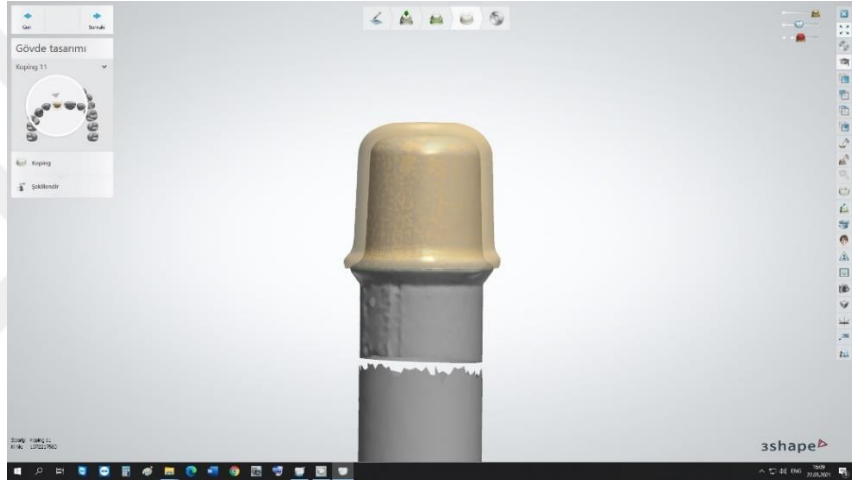
Şekil 3.19: Zirkonya primer kurların taranması.



Şekil 3.20: Taranmış primer kurların görüntüsü.



Şekil 3.21: Sekonder kuronların tasarımı.



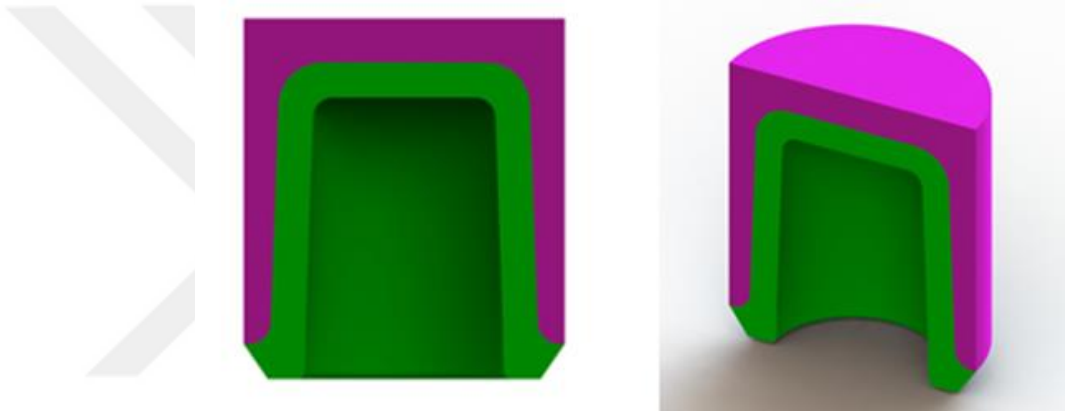
Şekil 3.22: Primer kuron ve sekonder kuronun tasarım görüntüsü.



Şekil 3.23: Kuronların CAM ünitesinde kazınması.



Şekil 3.24: PEEK blok.



Şekil 3.25: Okluzal aralık bırakılmayan sekonder kuronların tasarımı.

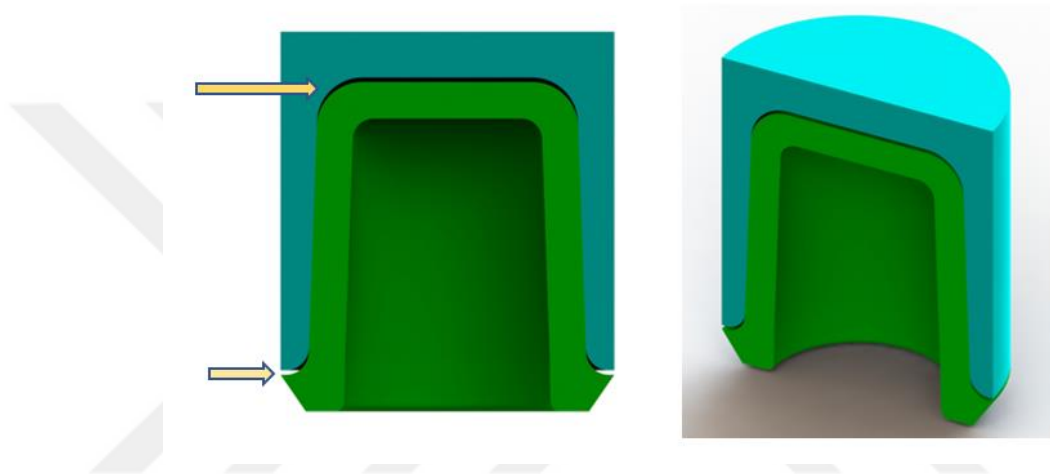


Şekil 3.26: Zirkonya primer kuron ve PEEK sekonder kuron.

3.2.4 ZP100 deney örneklerinin hazırlanması

ZP grubunun zirkonya primer kuronları, ZA deney grubundaki zirkonya primer kuronlarının üretim prosedürü ile aynı şekilde üretilmişlerdir.

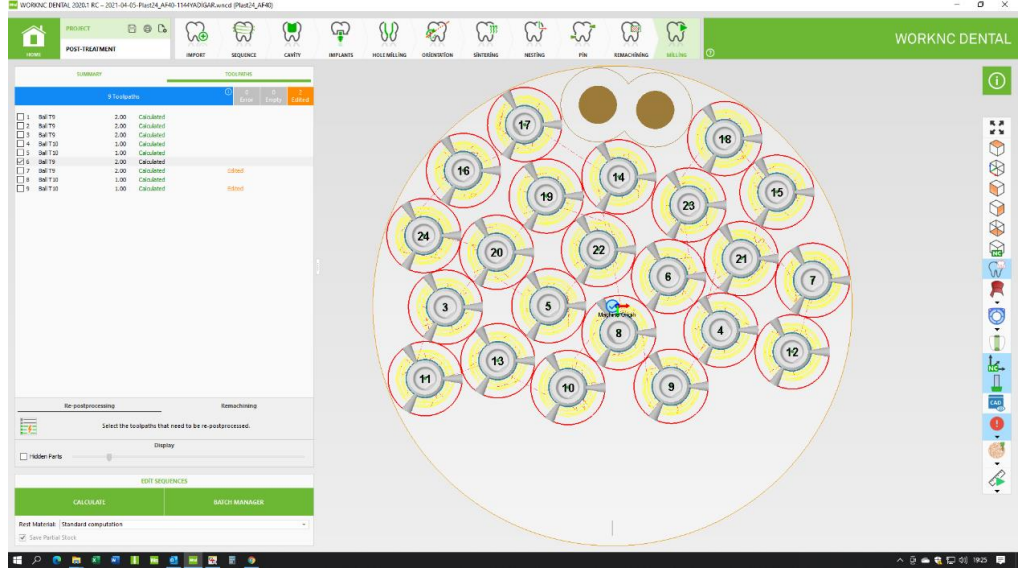
PEEK sekonder kuronların üretim prosedürü ZP deney örneklerindeki ile aynı şekildedir. Sadece sekonder kuron tasarımında farklılık bulunmaktadır. Sekonder kuronun iç çapı 0,02 oranında daraltılarak primer kuron ile sekonder kuronun birbirine bakan oklüzal yüzeyi arasında 100 µm aralık bırakılmış olup aynı aralık basamak bölgesinde de mevcuttur (Şekil 3.27).



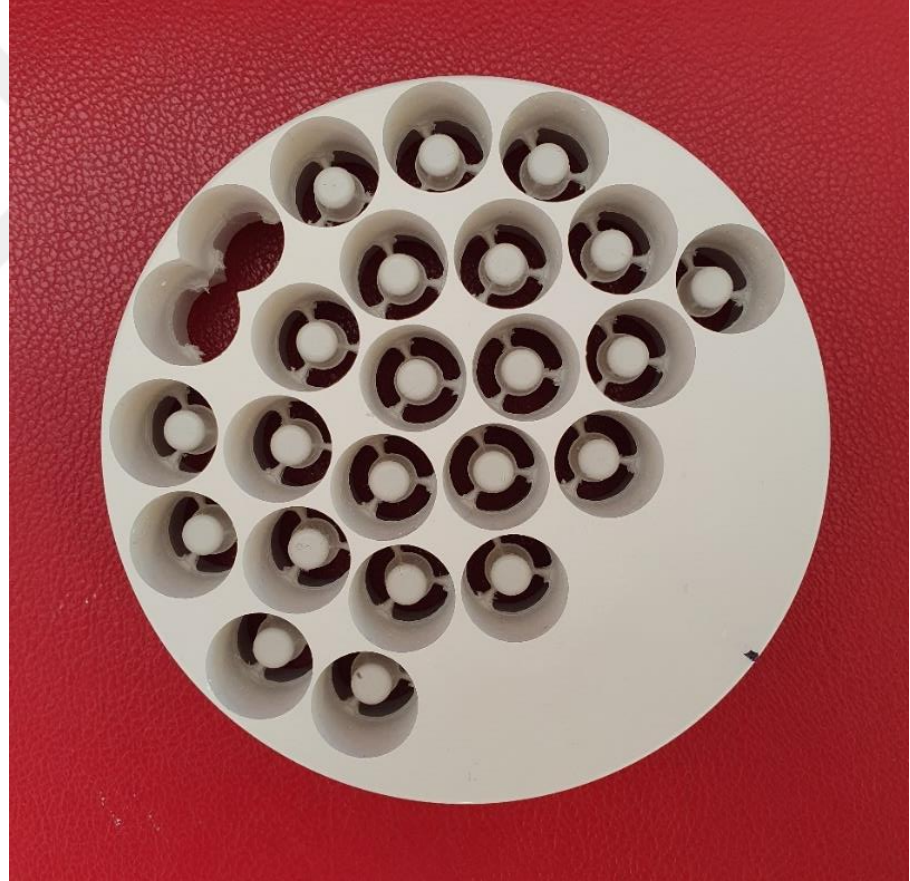
Şekil 3.27: 100 µm aralık oklüzal aralık bırakılan sekonder kuronların tasarımı.

3.2.5 PP deney örneklerinin hazırlanması

PEEK primer kuronların üretimi için dayanaklar tarayıcı üniteye ayrıntılı bir şekilde taranmıştır. Sanal modeller üzerinde 2° konus açısına sahip, kuron kalınlığı freze işlemleri de hesaba katılarak 0,8 mm olacak şekilde modelleme yapılmıştır. Modelleme işleminden sonra primer kuronlar CAM ünitesinde PEEK bloklardan üretilmiştir (Şekil 3.28, 3.29). Maketlere oturan PEEK primer kuronlar, 10 farklı noktadan ölçüm yapılarak 0,6 mm kalınlığa ulaşana kadar 2° konus açısına sahip PEEK için özel frezlerle freze (115462, 115617, 115127, DFS-DIAMON GmbH, Riedenburg, Almanya) edilmiştir (Şekil 3.30, 3.31). PEEK primer kuronların cilası için kompozit cila lastikleri (812067, DFS-DIAMON GmbH, Riedenburg, Almanya) kullanılmıştır. Cila lastikleri kullanılmadan önce lastikte 2° konus açısı elde edebilmek için elmas partiküllü aç ayarlama aпараты (Abrichtblock, Komet, Lemgo, Almanya) kullanılmıştır. Pamuk fırça ve cila pastası (Anaxdent pasta grigia, Anax dent GmbH, Stuttgart, Almanya) uygulanması ile cila işlemi tamamlanmıştır (Şekil 3.32, 3.33)



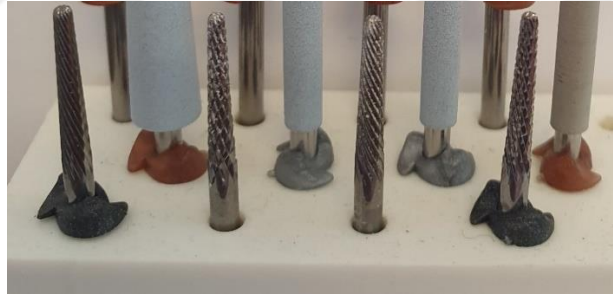
Şekil 3.28: Primer kuronların blokta yerleşimi.



Şekil 3.29: Kazınmış PEEK primer kuronlar.



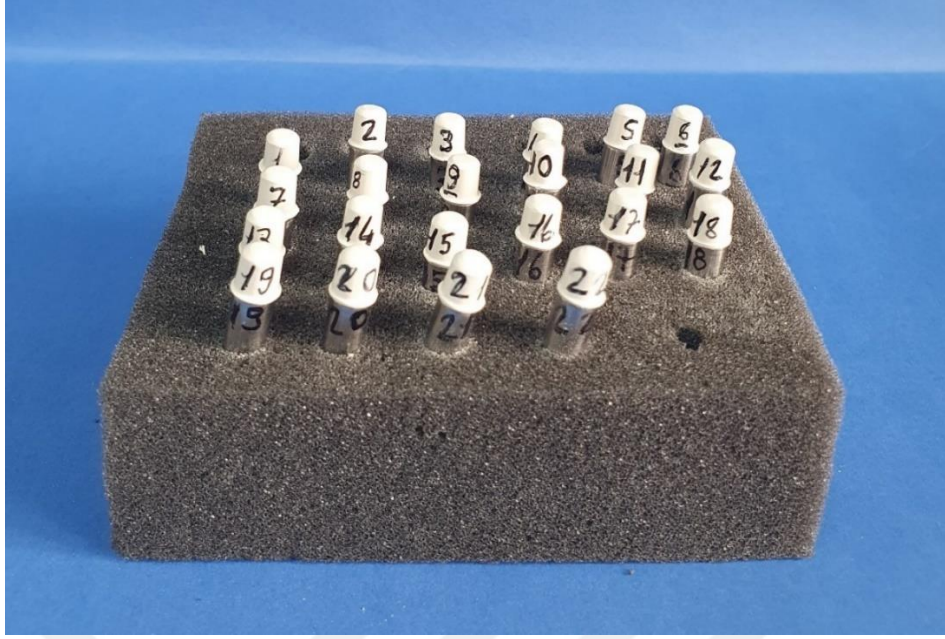
Şekil 3.30: PEEK primer kuronların freze edilmesi.



Şekil 3.31: PEEK primer kuronların aşındırılmasında kullanılan frezler.



Şekil 3.32: PEEK primer kuronların polisajında kullanılan pat ve fırçalar.



Şekil 3.33: PEEK primer kuronlar.

PEEK sekonder kuronların üretimi ZP grubu örneklerin sekonder kuronlarının üretimi ile aynı şekilde yapılmıştır. PEEK primer kuronlar tarayıcı ünite (E1; 3Shape A/S, Copenhagen, Denmark) tarandıktan sonra kuron kalınlığı 0,5 mm olacak şekilde modelleme yapılmıştır. Modelleme işleminden sonra sekonder kuronlar CAM ünitesinde (Mach5 Premium, ICM Otomasyon Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye) PEEK bloklardan (PEEK BioSolution, Merz Dental GmbH, Lutjenburg, Almanya) üretilmiştir (Şekil 3.34).



Şekil 3.34: PEEK primer kuron ve PEEK sekonder kuron.

3.2.6 PP100 deney örneklerinin hazırlanması

PP₁₀₀ grubunun PEEK primer kuronları, PP deney grubundaki PEEK primer kuronlarının üretim prosedür ile aynı şekilde üretilmişlerdir.

PEEK sekonder kuronlar ZP₁₀₀ grubundaki sekonder kuronlar ile aynı tasarım ve üretim prosedürleri kullanılarak oklüzal yüzeylerinde ve basamaklarında 100 µm aralık kalacak şekilde üretilmişlerdir (Şekil 3.35).



Şekil 3.35: PEEK sekonder kuronlar.

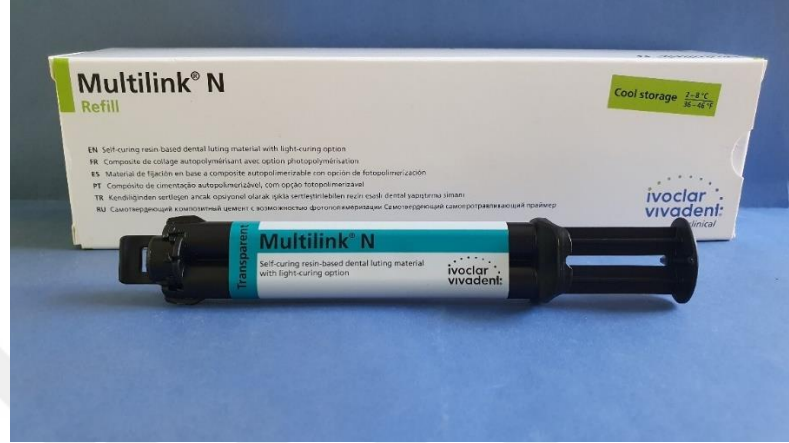
3.3 Takma-Çıkarma Deney Prosedürü

Çalışmanın deneyleri Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvar'ında gerçekleştirilmiştir.

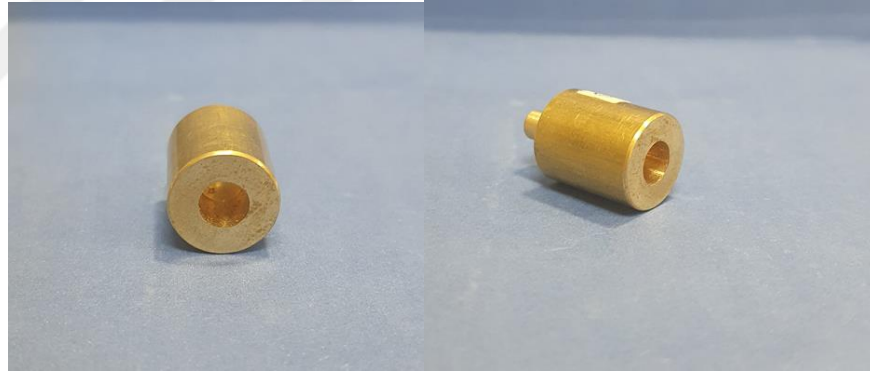
3.3.1 Primer ve sekonder kuronların simantasyonu

Tüm primer kuronların dayanak maketlerine ve sekonder kuronların pirinç ara parçalara simantasyonu rezin siman (Multilink N, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Principality of Liechtenstein) ile üretici firma talimatları doğrultusunda karıştırılıp yapıştırılmıştır (Şekil 3.36). Takma-çıkarma deneylerinde desimantasyon ile karşılaşmamak için tüm sekonder kuronların dış yüzüne, yüzey alanını arttırmak amacıyla 15s boyunca 4 bar basınç altında 50 µm boyutundaki Al₂O₃ partikülleri ile

10 mm uzaklıktan kumlama işlemi (PLATINUM D.O.S., C.I.E. Dentalfarm Srl, TORINO, ITALY) uygulanmıştır. Aynı kumlama işlemi sekonder parçanın oturacağı pirinç ara parçanın iç yüzeyine de yapılmıştır. Primer ve sekonder kuronların simantasyonu aynı zamanda, evrensel test cihazında 20 N sabit basınçla gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.37, 3.38).



Şekil 3.36: Deneyde kullanılan rezin siman.



Şekil 3.37: Sekonder kuronlar için üretilen pirinç ara parçalar.



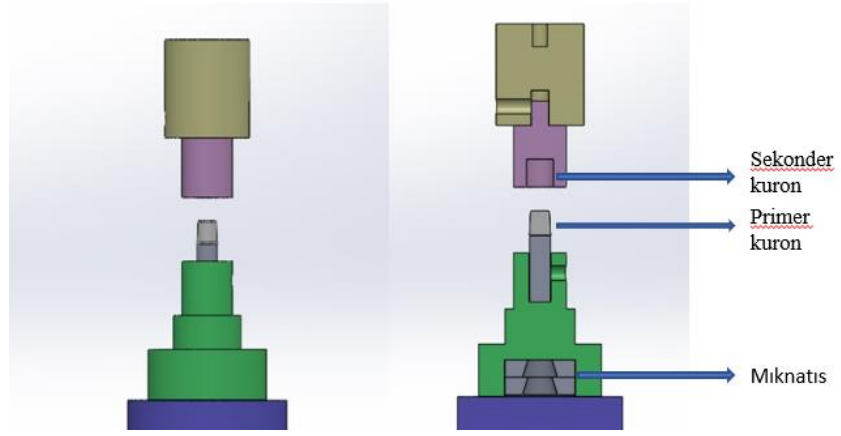
Şekil 3.38: Sekonder kuronların pirinç ara parçalara simante edilmiş hali.

3.3.2 Deney düzeneği

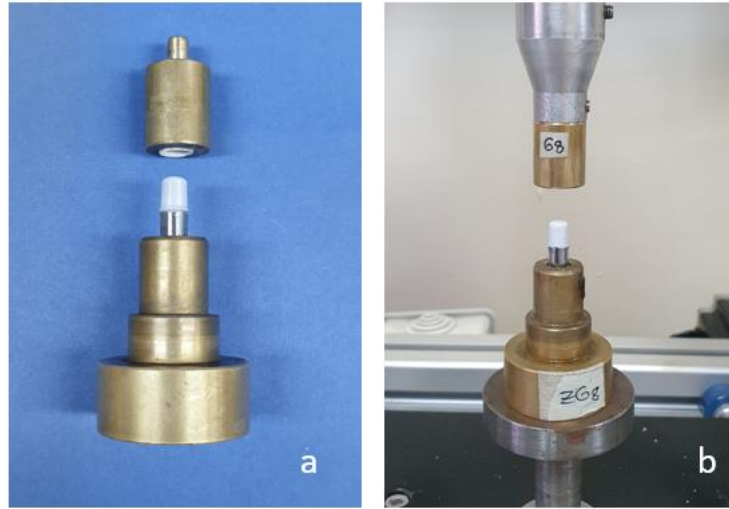
Takma-ıkarma döngüleri çığneme simülatörü (Chewing Simulator CS-4, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Almanya) ile yapılırken kuronlar arasındaki tutuculuk ölçümleri evrensel test cihazında (Shimadzu Autograph AGS-X Universal Test Machine, Shimadzu Corporation, Kyoto, Japonya) yapılmıştır (şekil 3.39). Deney düzeneği alt ve üst olmak üzere iki parçadan oluşmaktadır (şekil 3.40, 3.41). Primer kuronun simante edildiği dayanak maketi, alt parçaya bir vida aracılığı ile sabitlenmektedir. Pirinçten üretilen alt parçanın tabanına vida ile yerleştirilen 2 adet 25 mm çapında ve 5mm kalınlığındaki mıknatıs, düzeneğ ile çığneme simülatörü ve evrensel test cihazı arasındaki tutuculuğu sağlamaktadır (şekil 3.42). Mıknatıs sayesinde sadece dikey yönde tutuculuk sağlanmış, sisteme yatay yönde hareket serbestliği verilmiştir. Böylece yatay serbestlik sayesinde sistemin kendisini hizalayabilmesine imkân sağlanmıştır.



şekil 3.39: Tutuculuk ölçümlerini yapan evrensel test cihazı.



Şekil 3.40: Deneş düzeneği tasarımı.

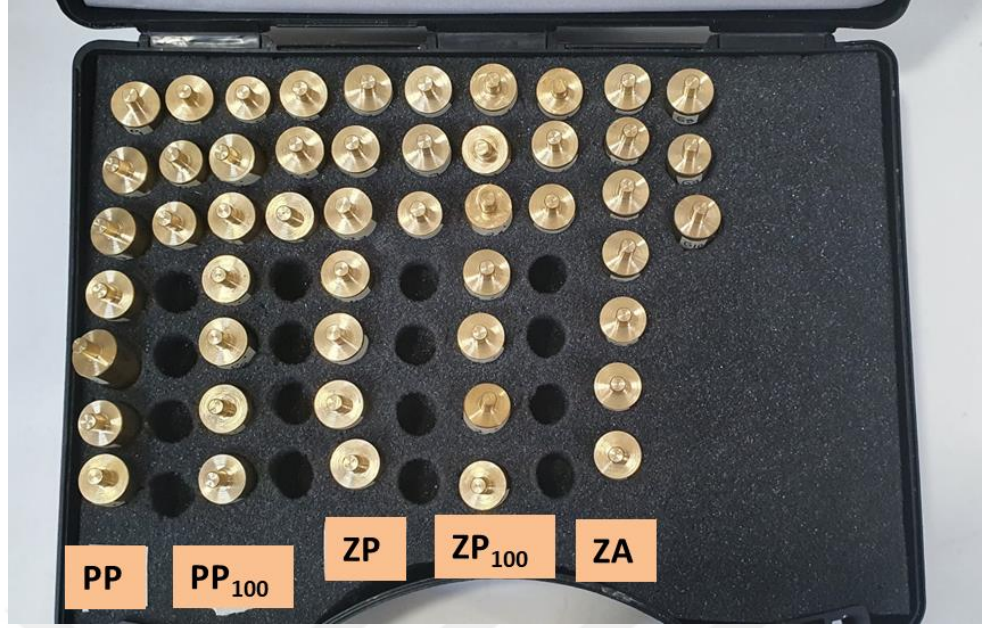


Şekil 3.41: a: Deneş düzeneği, b: Düzeneğin bağlanmış hali.



Şekil 3.42: Deneş düzeneğinde kullanılan mıknatısların görünümü.

Sekonder kuronun simante edildiği pirinçten üretilen üst parça ise vida aracılığıyla çığneme simülatörü ve evrensel test cihazının üst parçasına sabitlenmektedir (Şekil 3.43).



Şekil 3.43: Sekonder kuronların simante edildiği gruplara göre pirinç ara parçalar.

3.3.3 Deney prosedürü

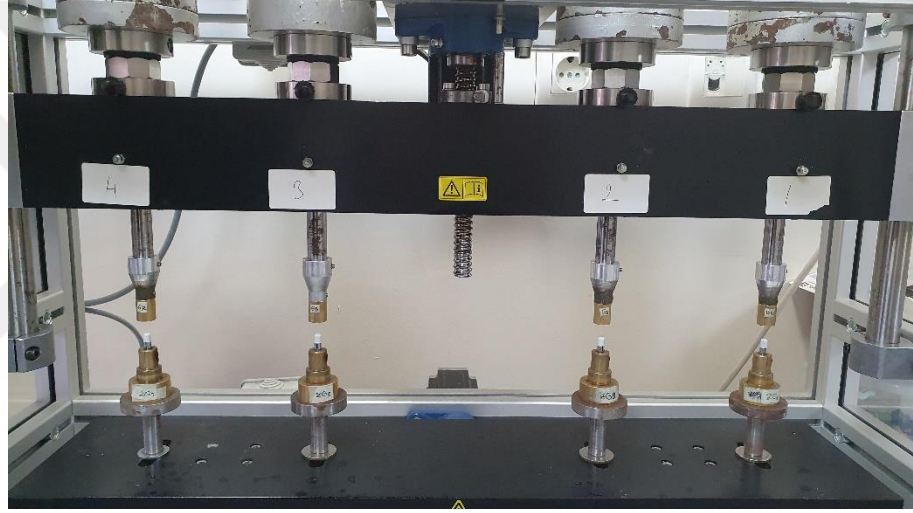
Parçalar üniversal test cihazına takıldıktan sonra 10 takma-çıkarma döngüsü yapıldıktan sonra başlangıç tutuculuk değerleri ölçülmüştür (Şekil 3.44, 3.45). Takma-çıkarma döngüleri çigneme simülatöründe gerçekleştirilmiş olup her örnek için 100, 500, 1000, 5000 ve 10.000 döngü sonunda tutuculuk ölçümleri yapılmıştır (Şekil 3.46, 3.47). Her ölçüm 10 defa tekrarlanmış, ortalaması değerlendirmeye alınmıştır.



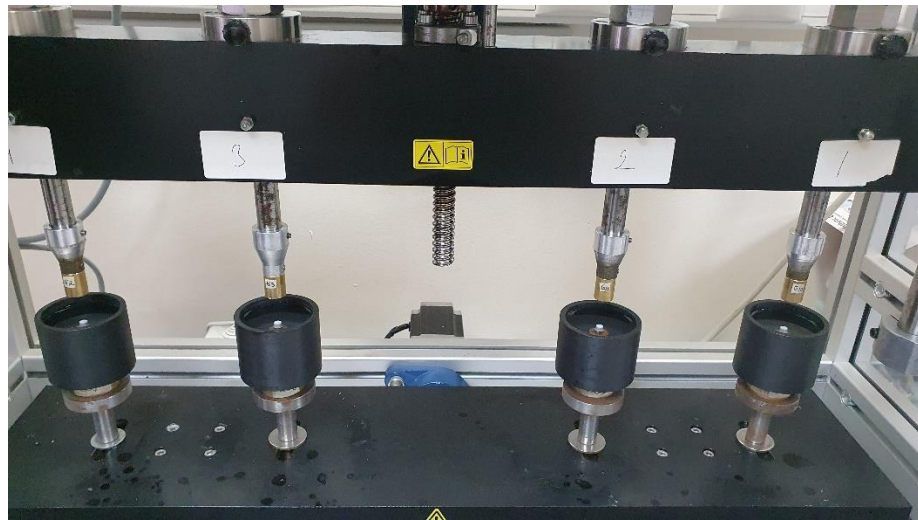
Şekil 3.44: Deney düzeneğın evrensel test cihazına bağlanması.



Şekil 3.45: Deney düzeneğinin yapay tükürük içerisindeki görünümü.



Şekil 3.46: Deney düzeneğinin çiğneme simülatörüne bağlanması.



Şekil 3.47: Çiğneme simülatörüne yapay tükürük haznelerinin eklenmesi.

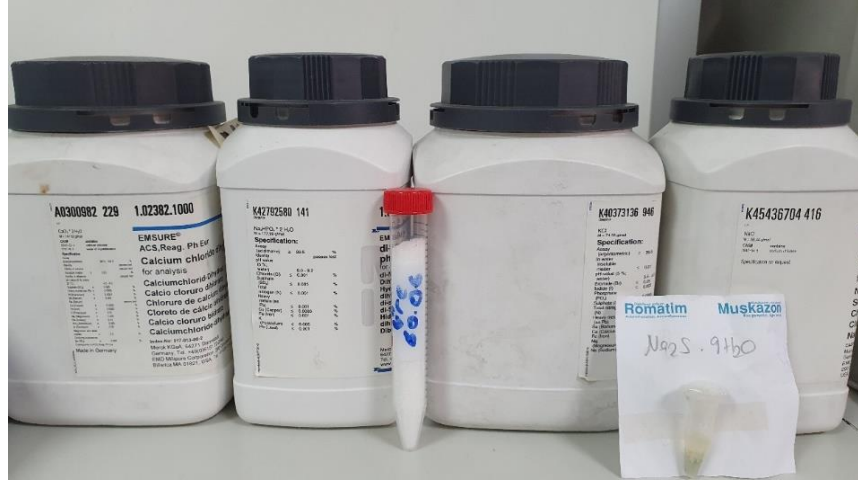
Takma-çıkarma döngüleri sırasında, sekonder kuronun primer kuron üzerine oturma-ayrılma hızı 300 mm/dak. ve frekans 2,2 Hz olarak belirlenmiştir. Tutuculuk değerlerinin ölçümlerinde ise sekonder kuronun primer kuron üzerine oturma hızı 5 mm/dak, ve ayrılma hızı 20 mm/dak olarak ayarlanmıştır. Teleskop kuronlarda tutuculuk değeri ölçümleri 0,75 mm deplasmanla ve takma-çıkarma döngüleri 2,5 mm deplasmanla yapılmış olup hem deneylerde hem de sekonder kuronun primer kuron üzerinde oturması için 50 N ön yük uygulanmıştır.

Takma-çıkarma döngüleri ve tutuculuk ölçümleri yapay tükürük içerisinde gerçekleştirilmiştir. Dayanak maketinin içinde bulunduğu alt parçaya kestamid malzemeden üretilen bir hazne yerleştirilmiştir. Hazne o-ring ile alt parçaya tutturularak hem haznenin takılıp çıkartılabilmesi hem de su sızdırmazlığı sağlanmıştır (Şekil 3.48). Hazne yapay tükürük ile primer ve sekonder kuronlar tamamen içerisinde kalacak şekilde doldurulmuştur. Yapay tükürük aşağıdaki kimyasal bileşim kullanılarak elde edilmiştir [170] (Şekil 3.49, 3.50):

Bileşikler	(g/l)
NaCl	0,4
KCl	0,4
CaCl ₂ .2H ₂ O	0,795
Na ₂ S.9H ₂ O	0,005
NaH ₂ PO ₄ .2H ₂ O	0,69
Üre	1



Şekil 3.48: Yapay tükürük haznesinin ara parçaya bağlanmasını sağlayan o-ring.



Şekil 3.49: Yapay tükürük yapımı için kullanılan malzemeler.



Şekil 3.50: Yapay tükürüğün hazırlanması.

3.4 Taramalı Elelektron Mikroskobu (SEM) Analizleri

Deneylerden sonra her gruptan, grubun ortalama tutuculuk değerine en yakın değere sahip olan primer ve sekonder kuron çiftleri SEM analizi için seçilmiştir. Karşılaştırma yapabilmek için her gruptan fazladan birer örnek üretilmiş ve deney işlemlerine tabi tutulmadan SEM analizi için ayrılmıştır. SEM analizi için seçilen örnekler dayanak maketi uzun eksenine paralel olacak şekilde ortadan ikiye kesilmiştir. Sekonder kuronlar simante edildikleri pirinç parçalar ile, simante edilmeyen sekonder kuronlar pirinç parçalar olmaksızın basınç uygulamadan ikiye ayrılmıştır (Şekil 3.51).



Şekil 3.51: Sekonder kuronların pirinç ara parçalarla birlikte ikiye ayrılması.

SEM analizleri Yıldız Teknik Üniversitesi Merkez Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan SEM cihazı (ZEISS EVO 10 SEM, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Jena, Almanya) ile x750 büyütme altında gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.54). Görüntüleme öncesi örneklerin üzerine 10 mA'de 120 saniye boyunca altın ile kaplanmıştır (Quorum Technologies Ltd, Laughton, İngiltere) (Şekil 3.52, 3.53).



Şekil 3.52: Taramalı Elelektron Mikroskobu (SEM).



Şekil 3.53: Altın kaplama cihazı.



Şekil 3.54: Örneklerin üzerinin altın ile kaplanması.

3.5 İstatistiksel Değerlendirme

Tüm sitatistiksel analizlerde Statistical Package for the Social Sciences programı (SPSS, IBM Corp. Version 22.0, Armonk, NY, USA) kullanılmıştır. Nicel veriler ortalama ve standart sapmaları ile belirtilmiştir. Verilerin normal dağılımının kontrolü Shapiro-Wilk testi ile yapılmıştır. Tutuculuk değerlerinin gruplar arasında ve aynı grubun farklı takma-çıkarma döngülerinde karşılaştırılmasında Karışık Tasarlanmış Anova (Mixed Anova) testi kullanılmıştır. $p \leq 0,05$ olduğunda istatistiksel olarak anlamlı olarak kabul edilmiştir.



4. BULGULAR

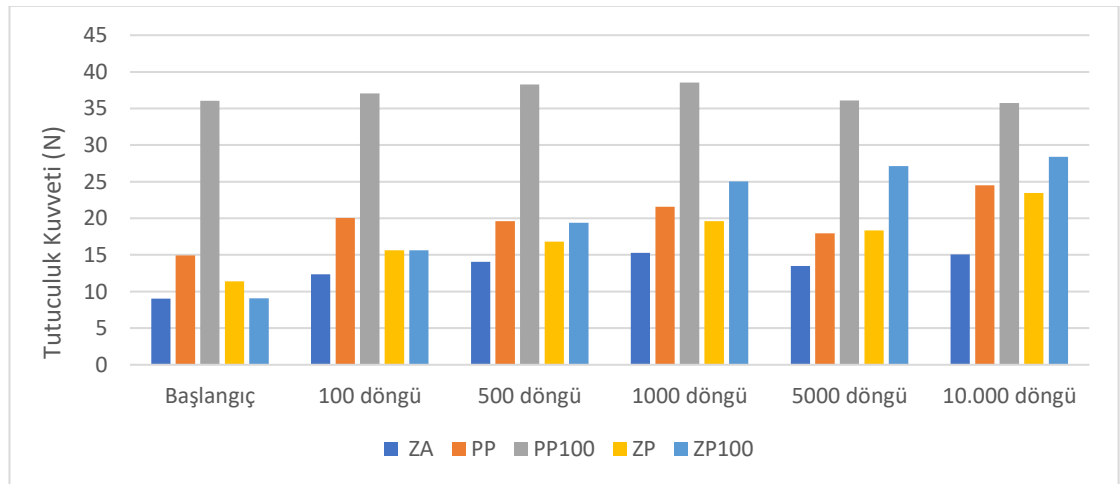
4.1 Tutuculuk Değerleri Bulguları

4.1.1 Materyal gruplarının tutuculuk değerine etkisi

Primer ve sekonder kuron çiftlerinin üretildikleri materyallerin, tutuculuk değeri üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Bu değerlendirme sonucunda farklı takma-çıkarma döngüleri sonrasında elde edilen ortalama tutuculuk değerleri Tablo 4.1 'de ve Şekil 4.1' de gösterilmiştir.

Tablo 4.1: Materyal gruplarına göre farklı takma-çıkarma döngüleri sonrasındaki tutuculuk değerleri ve standart sapmaları.

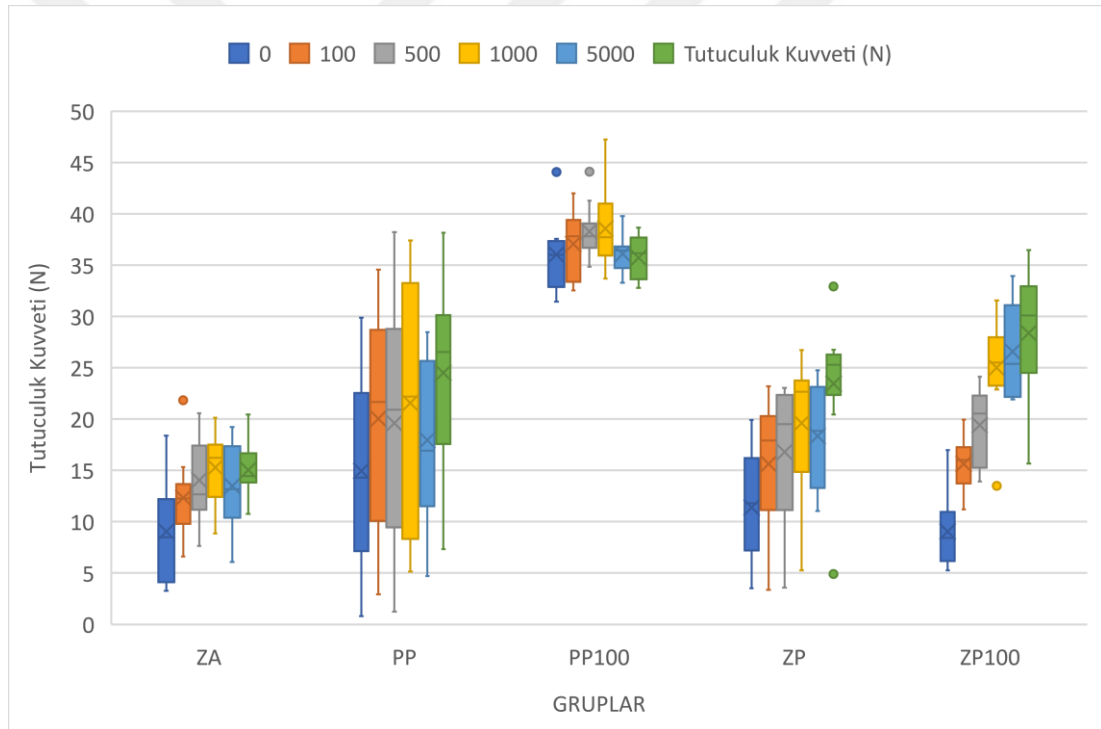
Döngü Sayısı	Materyal				
	ZA	PP	PP ₁₀₀	ZP	ZP ₁₀₀
Başlangıç	9,05±4,85	14,95±9,30	36,04±3,54	11,38±5,32	9,06±3,56
100 döngü	12,34±4,17	20,04±10,64	37,07±3,35	15,64±6,08	15,63±2,51
500 döngü	14,04 ±4,24	19,61±11,62	38,29±2,65	16,80±6,64	19,40±3,57
1000 döngü	15,29±3,45	21,59±12,16	38,56±3,89	19,61±6,83	25,02±4,90
5000 döngü	13,47±4,05	17,96±8,04	36,10±1,77	18,36±4,79	27,14±4,30
10.000 döngü	15,06±2,56	24,51±9,07	35,73±2,12	23,45±7,26	28,39±6,15



Şekil 4.1: Materyal gruplarına göre farklı takma-çıkarma döngü sayısı sonrasındaki tutuculuk değerleri.

Tüm döngüler sonrası ölçümlerde, en yüksek tutuculuk değerleri PP₁₀₀ grubunda gözlemlenirken, en düşük tutuculuk değerleri ZA grubunda gözlemlenmiştir. 10.000 döngü sonrası ortalama tutuculuk değerleri en yüksekten düşüğe doğru sırasıyla PP₁₀₀, ZP₁₀₀, PP, ZP, ZA olarak tespit edilmiş ve PP₁₀₀ grubu hariç diğer grupların başlangıç tutuculuk değerlerinden daha yüksektir.

Deney gruplarındaki örneklerin 10.000 döngü boyunca tutuculuk kuvveti değerlerinde meydana gelen değişiklikler Şekil 4-2'de kutu grafiğinde gösterilmiştir. Genel olarak, PP grubu içindeki örneklerde diğer gruplara kıyasla tutuculuk kuvveti değerlerinde daha büyük sapmalar gözlenmiştir. PP₁₀₀ grubu ise en tutarlı tutuculuk kuvveti değerleri gösteren grup olmuştur.



Şekil 4.2: Deney gruplarının 10.000 döngü boyunca tutuculuk kuvveti değerlerinde meydana gelen değişiklikler.

4.1.2 Döngüler sonrası tutuculuk ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırılması

Deney gruplarının tutuculuk değerleri 10.000 döngü boyunca başlangıç, 100, 500, 1000, 5000 ve 10.000 döngü sonrasında karşılaştırılmıştır.

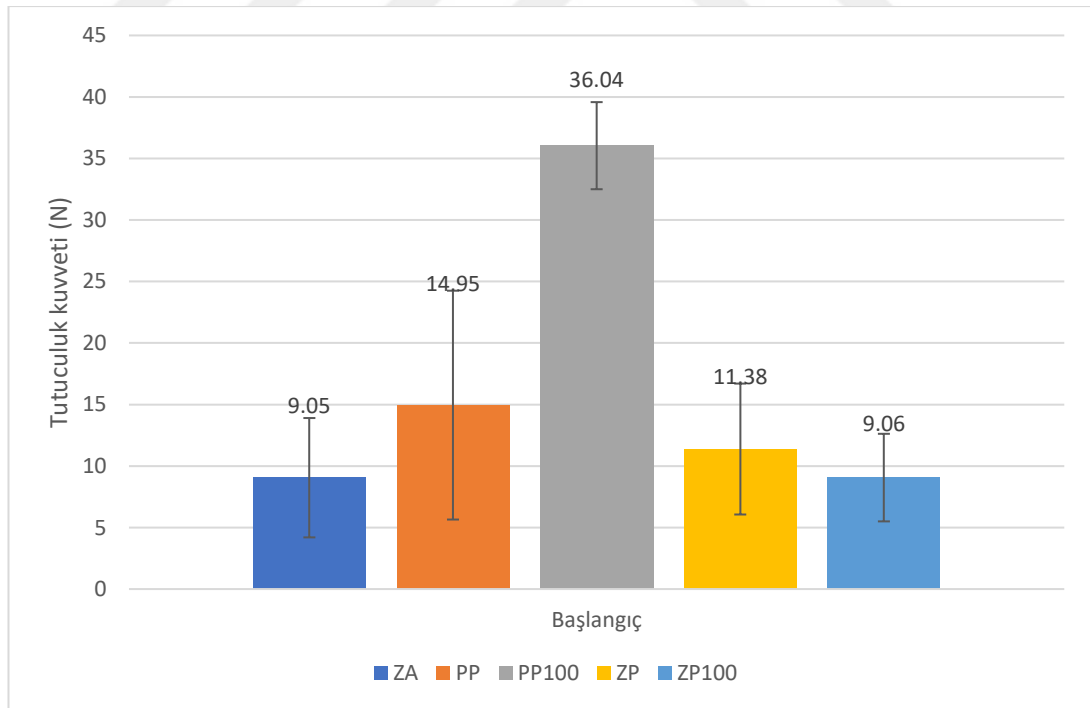
Başlangıçta elde edilen tutuculuk değerleri karşılaştırılmasının p değerleri Tablo 4.2’de verilmiştir. En yüksek tutuculuk değerleri gösteren PP₁₀₀ grubu ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık ($p \leq 0,05$) saptanmıştır (Şekil 4.3).

Tablo 4.2: Başlangıç döngüsündeki tutuculuk ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırmalarının p değerleri.

Materyal	ZA	PP	PP ₁₀₀	ZP	ZP ₁₀₀
ZA	---	0,26	0,00	1,00	1,00
PP	0,26	---	0,00	1,00	0,26
PP ₁₀₀	0,00	0,00	---	0,00	0,00
ZP	1,00	1,00	0,00	---	1,00
ZP ₁₀₀	1,00	0,26	0,00	1,00	---

Karışık Tasarlanmış Anova (Mixed Anova) testi

p: Anlamlılık değeri. $p \leq 0,05$: İstatiksel olarak anlamlı. $p > 0,05$: İstatiksel olarak anlamlı değil



Şekil 4.3: Başlangıç döngüsündeki grupların ortalama tutuculuk değerleri ve standart sapmaları.

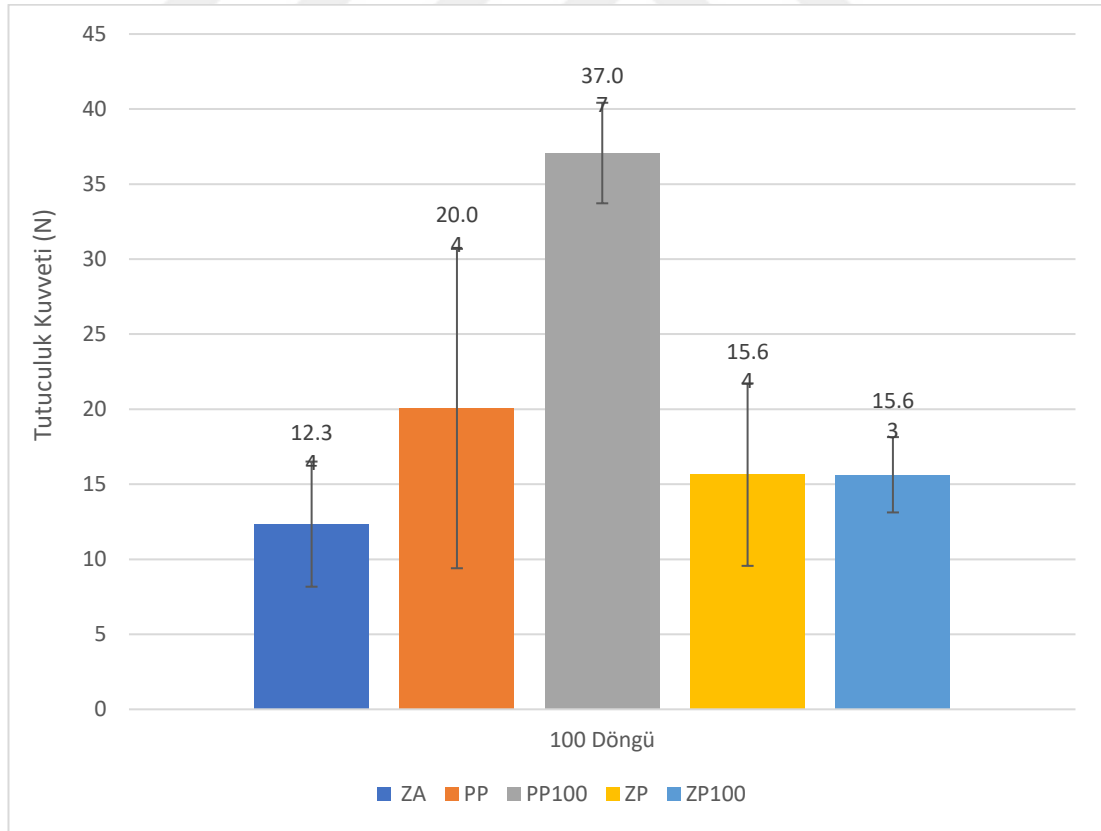
100 döngü sonunda elde edilen tutuculuk değerleri karşılaştırılmasının p değerleri Tablo 4.3'te verilmiştir. PP₁₀₀ grubu ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık ($p \leq 0,05$) saptanmış olup en yüksek tutuculuk değerleri bu grupta belirlenmiştir (Şekil 4.4).

Tablo 4.3: 100 döngü sonundaki tutuculuk ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırmalarının p değerleri.

Materyal	ZA	PP	PP ₁₀₀	ZP	ZP ₁₀₀
ZA	---	0,07	0,00	1,00	1,00
PP	0,07	---	0,00	1,00	1,00
PP ₁₀₀	0,00	0,00	---	0,00	0,00
ZP	1,00	1,00	0,00	---	1,00
ZP ₁₀₀	1,00	1,00	0,00	1,00	---

Karışık Tasarlanmış Anova (Mixed Anova) testi

p: Anlamlılık değeri. $p \leq 0,05$: İstatiksel olarak anlamlı. $p > 0,05$: İstatiksel olarak anlamlı değil



Şekil 4.4: 100 döngü sonunda grupların ortalama tutuculuk değerleri ve standart sapmaları.

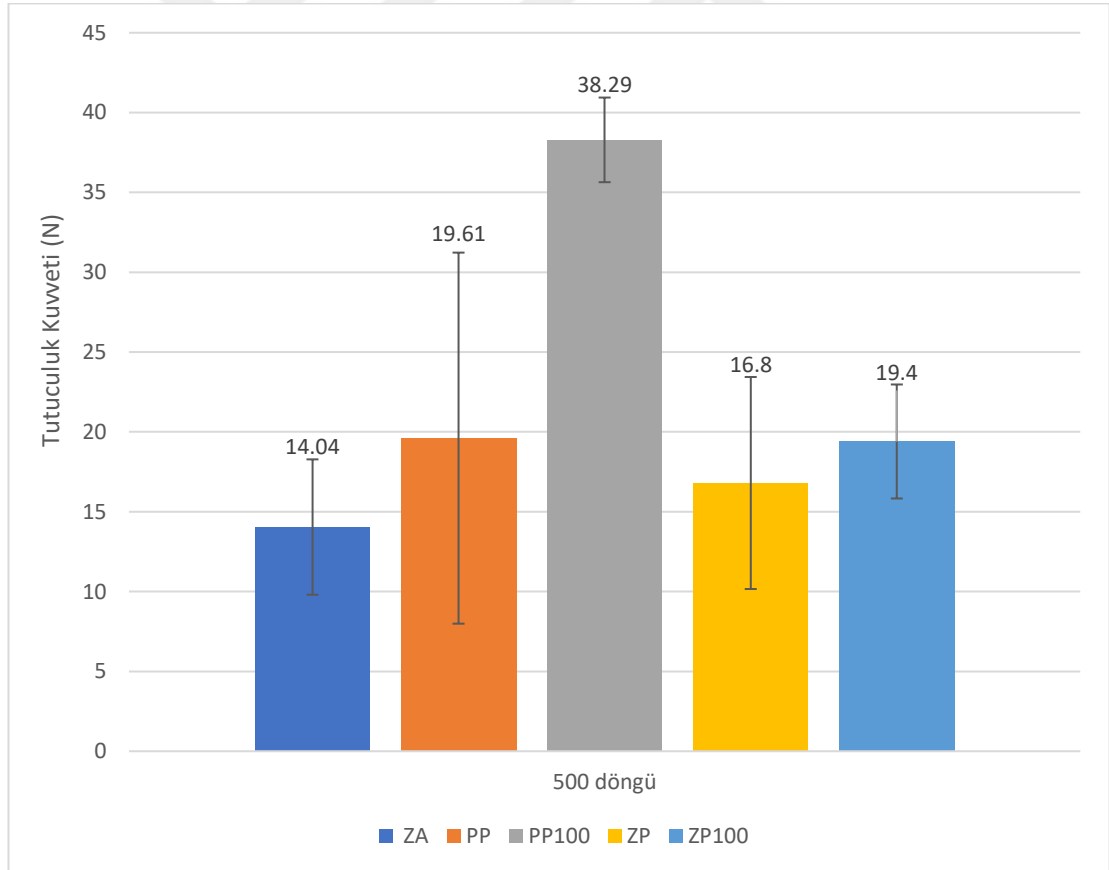
500 döngü sonunda elde edilen tutuculuk değerleri karşılaştırılmasının p değerleri Tablo 4.4'te verilmiştir. PP₁₀₀ grubu ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık ($p \leq 0,05$) saptanmış olup en yüksek tutuculuk değerleri yine bu grupta belirlenmiştir (Şekil 4.5).

Tablo 4.4: 500 döngü sonundaki tutuculuk ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırmalarının p değerleri.

Materyal	ZA	PP	PP ₁₀₀	ZP	ZP ₁₀₀
ZA	---	0,65	0,00	1,00	0,75
PP	0,65	---	0,00	1,00	1,00
PP ₁₀₀	0,00	0,00	---	0,00	0,00
ZP	1,00	1,00	0,00	---	1,00
ZP ₁₀₀	0,75	1,00	0,00	1,00	---

Karışık Tasarlanmış Anova (Mixed Anova) testi

p: Anlamlılık değeri. $p \leq 0,05$: İstatiksel olarak anlamlı. $p > 0,05$: İstatiksel olarak anlamlı değil



Şekil 4.5: 500 döngü sonunda grupların ortalama tutuculuk değerleri ve standart sapmaları.

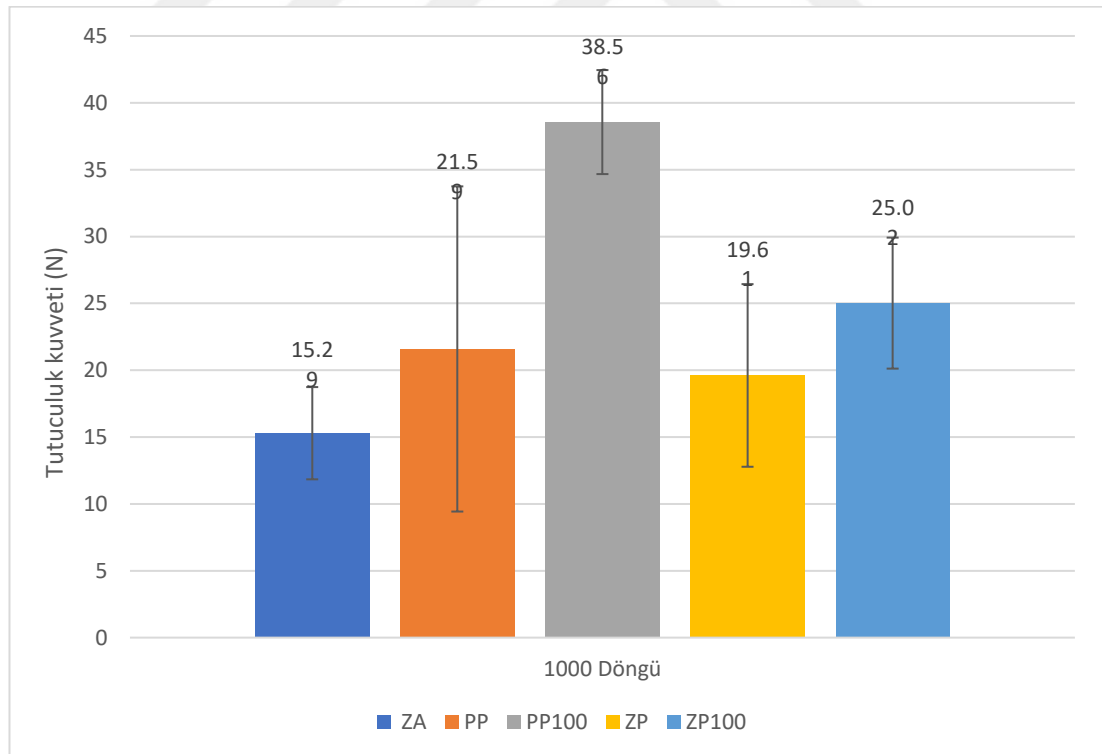
1000 döngü sonunda elde edilen tutuculuk değerleri karşılaştırılmasının p değerleri Tablo 4.5'te verilmiştir. En yüksek tutuculuk değerleri gösteren PP₁₀₀ grubu ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık ($p \leq 0,05$) saptanmıştır. Ayrıca ikinci sırada yüksek tutuculuk değerleri gösteren ZP₁₀₀ grubu ile PP₁₀₀ grubu ve ZA grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık ($p \leq 0,05$) saptanmıştır (Şekil 4.6).

Tablo 4.5: 1000 döngü sonundaki tutuculuk ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırmalarının p değerleri.

Materyal	ZA	PP	PP ₁₀₀	ZP	ZP ₁₀₀
ZA	---	0,50	0,00	1,00	0,03
PP	0,50	---	0,00	1,00	1,00
PP ₁₀₀	0,00	0,00	---	0,00	0,00
ZP	1,00	1,00	0,00	---	0,91
ZP ₁₀₀	0,03	1,00	0,00	0,91	---

Karışık Tasarlanmış Anova (Mixed Anova) testi

p: Anamlılık değeri. $p \leq 0,05$: İstatiksel olarak anlamlı. $p > 0,05$: İstatiksel olarak anlamlı değil



Şekil 4.6: 1000 döngü sonunda grupların ortalama tutuculuk değerleri ve standart sapmaları.

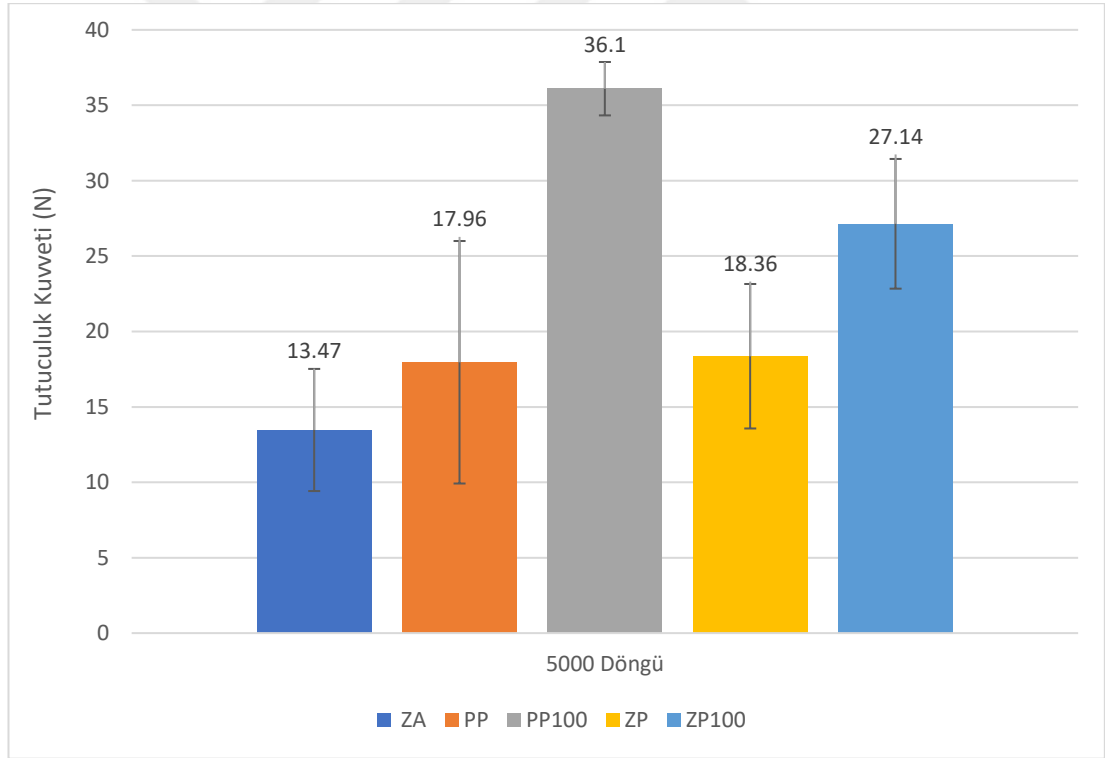
5000 döngü sonunda elde edilen tutuculuk değerleri karşılaştırılmasının p değerleri Tablo 4.6’da verilmiştir. En yüksek tutuculuk değerleri gösteren PP₁₀₀ grubu ve ZP₁₀₀ ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık ($p \leq 0,05$) saptanmıştır (Şekil 4.7).

Tablo 4.6: 5000 döngü sonundaki tutuculuk ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırmalarının p değerleri.

Materyal	ZA	PP	PP ₁₀₀	ZP	ZP ₁₀₀
ZA	---	0,51	0,00	0,34	0,00
PP	0,51	---	0,00	1,00	0,00
PP ₁₀₀	0,00	0,00	---	0,00	0,00
ZP	0,34	1,00	0,00	---	0,00
ZP ₁₀₀	0,00	0,00	0,00	0,00	---

Karışık Tasarlanmış Anova (Mixed Anova) testi

p: Anlamlılık değeri. $p \leq 0,05$: İstatiksel olarak anlamlı. $p > 0,05$: İstatiksel olarak anlamlı değil



Şekil 4.7: 5000 döngü sonunda grupların ortalama tutuculuk değerleri ve standart sapmaları.

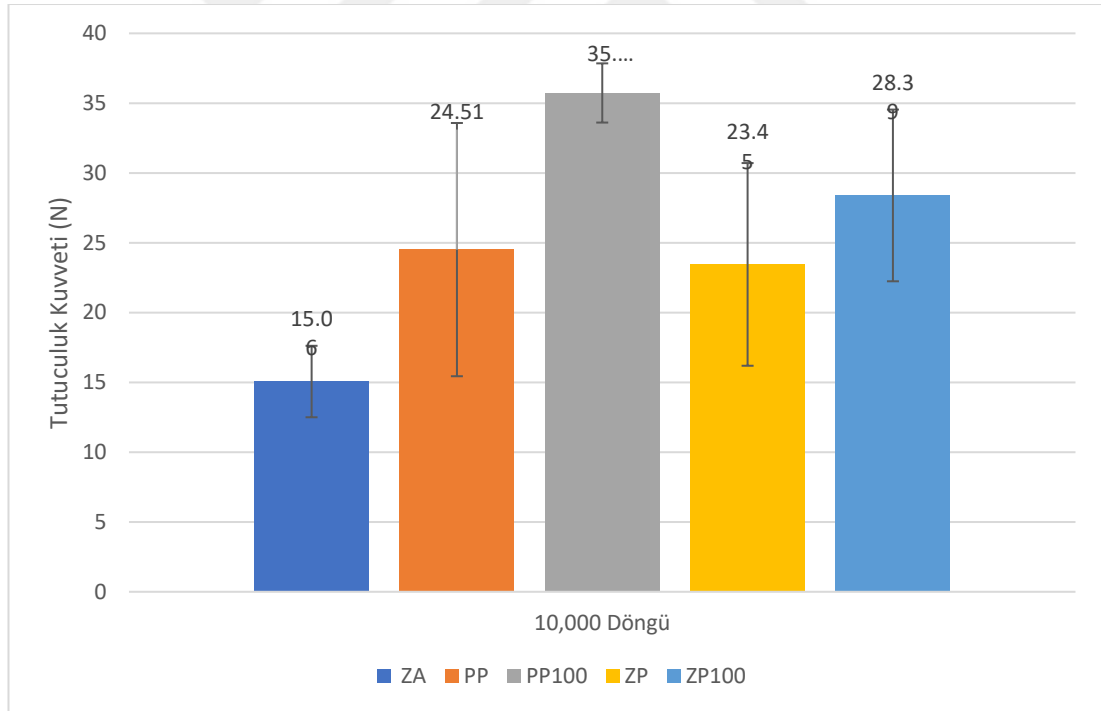
10.000 döngü sonunda elde edilen tutuculuk değerleri karşılaştırılmasının p değerleri Tablo 4.7’de verilmiştir. En yüksek tutuculuk değerleri gösteren PP₁₀₀ grubu ile ZP₁₀₀ grubu hariç diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık ($p \leq 0,05$) saptanmıştır. En düşük tutuculuk değeri gösteren ZA grubu ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık ($p \leq 0,05$) saptanmıştır (Şekil 4.8).

Tablo 4.7: 10.000 döngü sonundaki tutuculuk ölçümlerinin gruplar arası karşılaştırmalarının p değerleri.

Materyal	ZA	PP	PP ₁₀₀	ZP	ZP ₁₀₀
ZA	---	0,01	0,00	0,03	0,00
PP	0,01	---	0,00	1,00	1,00
PP ₁₀₀	0,00	0,00	---	0,00	0,09
ZP	0,03	1,00	0,00	---	0,75
ZP ₁₀₀	0,00	1,00	0,09	0,75	---

Karışık Tasarlanmış Anova (Mixed Anova) testi

p: Anlamlılık değeri. $p \leq 0,05$: İstatiksel olarak anlamlı. $p > 0,05$: İstatiksel olarak anlamlı değil



Şekil 4.8: 10.000 döngü sonunda grupların ortalama tutuculuk değerleri ve standart sapmaları.

4.1.3 Deney gruplarındaki tutuculuk ölçümlerinin döngüler arası karşılaştırılması

Çalışmada her grubun tutuculuk değeri 10.000 takma-çıkarma döngüsü boyunca tüm ölçüm periyotlarında incelenmiştir. Elde edilen veriler grup içinde karşılaştırılarak 10.000 döngü boyunca görülen tutuculuk değeri değişimleri incelenmiştir.

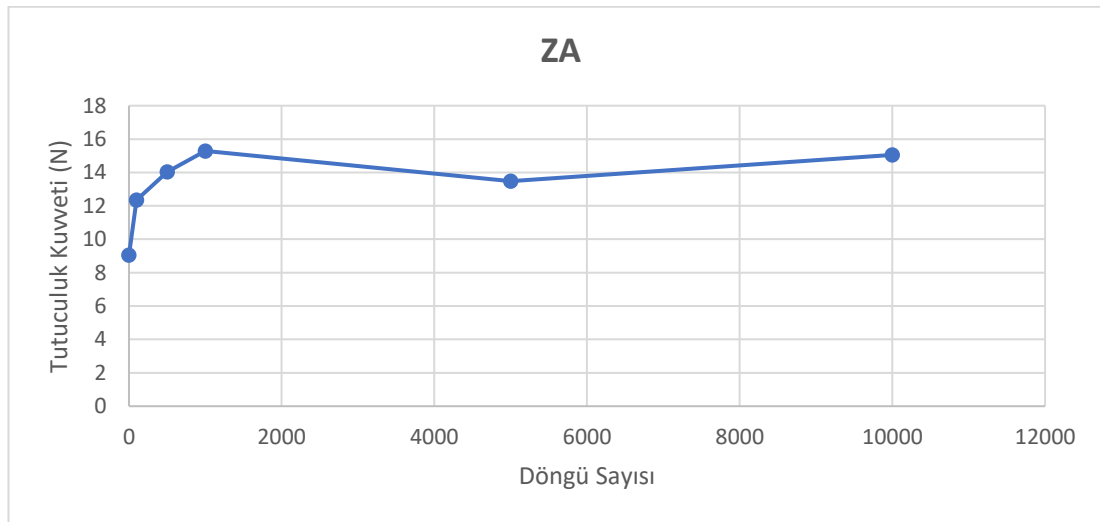
ZA grubunun tutuculuk kuvveti ölçümleri döngüler arası karşılaştırmalarının p değerleri Tablo 4.8’de verilmiştir. ZA grubunun başlangıç tutuculuk değeri ile 500, 1000 ve 10.000 döngü sonrasındaki tutuculuk değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık ($p \leq 0,05$) saptanmıştır (Şekil 4.9).

Tablo 4.8: ZA grubunun tutuculuk ölçümlerinin döngüler arası karşılaştırmalarının p değerleri.

Materyal	Başlangıç	100 döngü	500 döngü	1000 döngü	5000 döngü	10000 döngü
Başlangıç	---	0,35	0,04	0,02	0,19	0,05
100 döngü	0,35	---	1,00	0,84	1,00	1,00
500 döngü	0,04	1,00	---	1,00	1,00	1,00
1000 döngü	0,02	0,84	1,00	---	1,00	1,00
5000 döngü	0,19	1,00	1,00	1,00	---	1,00
10.000 döngü	0,05	1,00	1,00	1,00	1,00	---

Karışık Tasarlanmış Anova (Mixed Anova) testi

p: Anlamlılık değeri. $p \leq 0,05$: İstatistiksel olarak anlamlı. $p > 0,05$: İstatistiksel olarak anlamlı değil



Şekil 4.9: ZA grubunun 10.000 döngü boyunca ortalama tutuculuk değerleri.

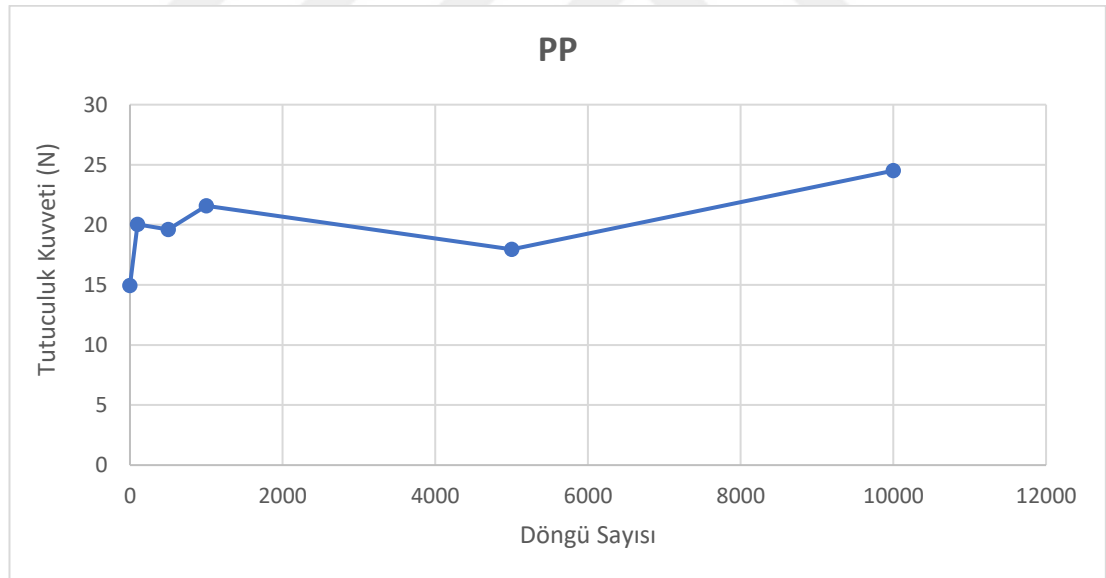
PP grubunun tutuculuk kuvveti ölçümleri döngüler arası karşılaştırılmalarının p değerleri Tablo 4.9’da verilmiştir. PP grubunun başlangıç tutuculuk değeri ile 100, 1000 ve 10.000 döngü sonrasındaki tutuculuk değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık ($p \leq 0,05$) saptanmıştır. Ayrıca 5000 ve 10.000 döngü arasında da tutuculuk değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (Şekil 4.10).

Tablo 4.9: PP grubunun tutuculuk ölçümlerinin döngüler arası karşılaştırmalarının p değerleri.

Materyal	Başlangıç	100 döngü	500 döngü	1000 döngü	5000 döngü	10000 döngü
Başlangıç	---	0,01	0,07	0,01	1,00	0,00
100 döngü	0,01	---	1,00	1,00	1,00	0,35
500 döngü	0,07	1,00	---	1,00	1,00	0,19
1000 döngü	0,01	1,00	1,00	---	0,19	1,00
5000 döngü	1,00	1,00	1,00	0,19	---	0,00
10.000 döngü	0,00	0,35	0,19	1,00	0,00	---

Karışık Tasarlanmış Anova (Mixed Anova) testi

p: Anlamlılık değeri. $p \leq 0,05$: İstatiksel olarak anlamlı. $p > 0,05$: İstatiksel olarak anlamlı değil



Şekil 4.10: PP grubunun 10.000 döngü boyunca ortalama tutuculuk değerleri.

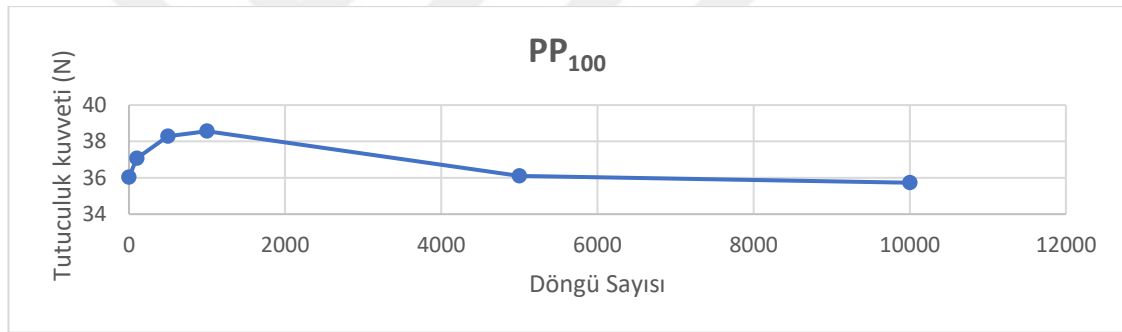
PP₁₀₀ grubunun tutuculuk kuvveti ölçümleri döngüler arası karşılaştırılmalarının p değerleri Tablo 4.10’da verilmiştir. PP₁₀₀ grubunun başlangıç tutuculuk değeri ile diğer tüm döngü sonrasındaki tutuculuk değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık ($p \leq 0,05$) saptanmamıştır (Şekil 4.11).

Tablo 4.10: PP₁₀₀ grubunun tutuculuk ölçümlerinin döngüler arası karşılaştırmalarının p değerleri.

Materyal	Başlangıç	100 döngü	500 döngü	1000 döngü	5000 döngü	10000 döngü
Başlangıç	---	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
100 döngü	1,00	---	1,00	1,00	1,00	1,00
500 döngü	1,00	1,00	---	1,00	1,00	1,00
1000 döngü	1,00	1,00	1,00	---	1,00	1,00
5000 döngü	1,00	1,00	1,00	1,00	---	1,00
10.000 döngü	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	---

Karışık Tasarlanmış Anova (Mixed Anova) testi

p: Anlamlılık değeri. $p \leq 0,05$: İstatiksel olarak anlamlı. $p > 0,05$: İstatiksel olarak anlamlı değil



Şekil 4.11: PP₁₀₀ grubunun 10.000 döngü boyunca ortalama tutuculuk değerleri.

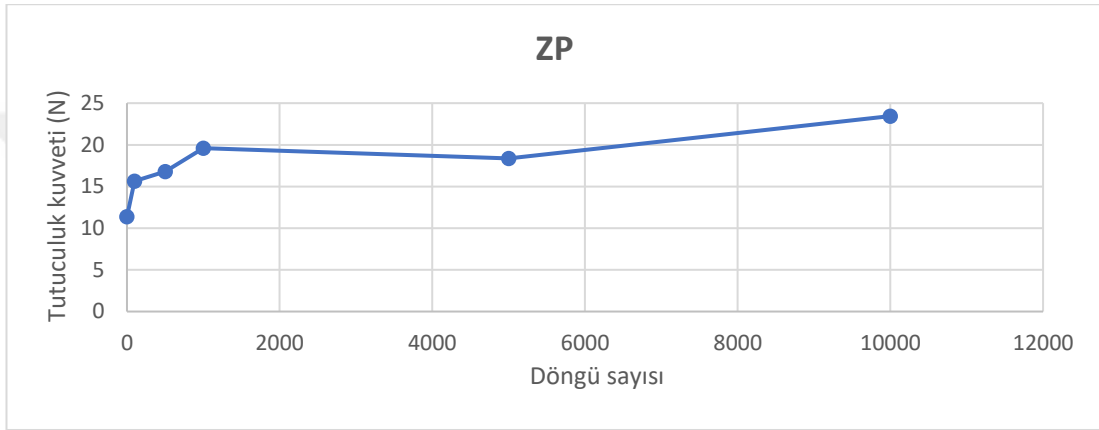
ZP grubunun tutuculuk kuvveti ölçümleri döngüler arası karşılaştırılmalarının p değerleri Tablo 4.11’de verilmiştir. ZP grubunun başlangıç tutuculuk değeri ile 100. döngü hariç diğer tüm döngü sonrasındaki tutuculuk değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık ($p \leq 0,05$) saptanmıştır. Ayrıca 10.000 döngüdeki tutuculuk değeri ile 1000. döngü hariç diğer döngüler sonrasındaki tutuculuk değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık ($p \leq 0,05$) saptanmıştır (Şekil 4.12).

Tablo 4.11: ZP grubunun tutuculuk ölçümlerinin döngüler arası karşılaştırmalarının p değerleri.

Materyal	Başlangıç	100 döngü	500 döngü	1000 döngü	5000 döngü	10000 döngü
Başlangıç	---	0,06	0,02	0,00	0,00	0,00
100 döngü	0,06	---	1,00	0,17	1,00	0,00
500 döngü	0,02	1,00	---	1,00	1,00	0,01
1000 döngü	0,00	0,17	1,00	---	1,00	0,45
5000 döngü	0,00	1,00	1,00	1,00	---	0,02
10.000 döngü	0,00	0,00	0,01	0,45	0,02	---

Karışık Tasarlanmış Anova (Mixed Anova) testi

p: Anlamlılık değeri. $p \leq 0,05$: İstatiksel olarak anlamlı. $p > 0,05$: İstatiksel olarak anlamlı değil



Şekil 4.12: ZP grubunun 10.000 döngü boyunca ortalama tutuculuk değerleri.

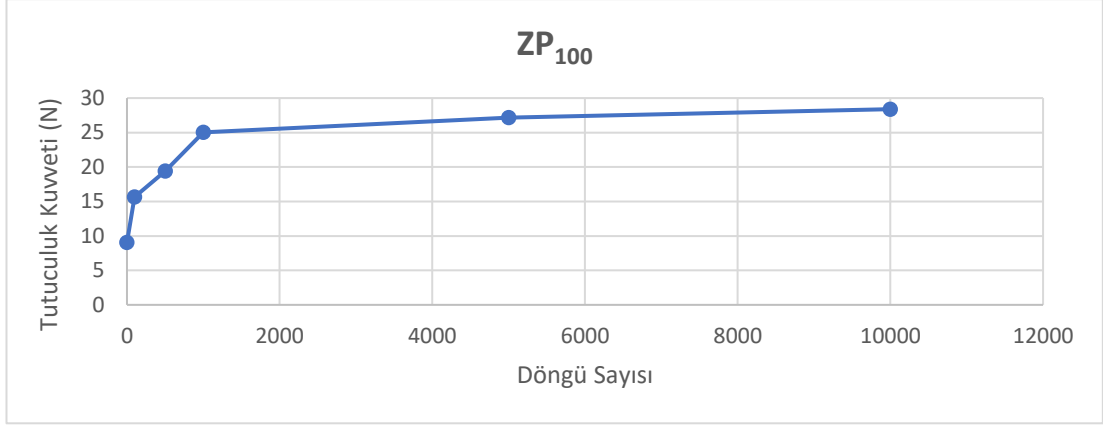
ZP₁₀₀ grubunun tutuculuk kuvveti ölçümleri döngüler arası karşılaştırılmalarının p değerleri Tablo 4.12’de verilmiştir. ZP₁₀₀ grubunun başlangıç tutuculuk değeri ile tüm döngü sonrasındaki tutuculuk değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık ($p \leq 0,05$) saptanmıştır (Şekil 4.13).

Tablo 4.12: ZP₁₀₀ grubunun tutuculuk ölçümlerinin döngüler arası karşılaştırmalarının p değerleri.

Materyal	Başlangıç	100 döngü	500 döngü	1000 döngü	5000 döngü	10000 döngü
Başlangıç	---	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
100 döngü	0,00	---	0,17	0,00	0,00	0,00
500 döngü	0,00	0,17	---	0,01	0,00	0,00
1000 döngü	0,00	0,00	0,01	---	1,00	0,84
5000 döngü	0,00	0,00	0,00	1,00	---	1,00
10.000 döngü	0,00	0,00	0,00	0,84	1,00	---

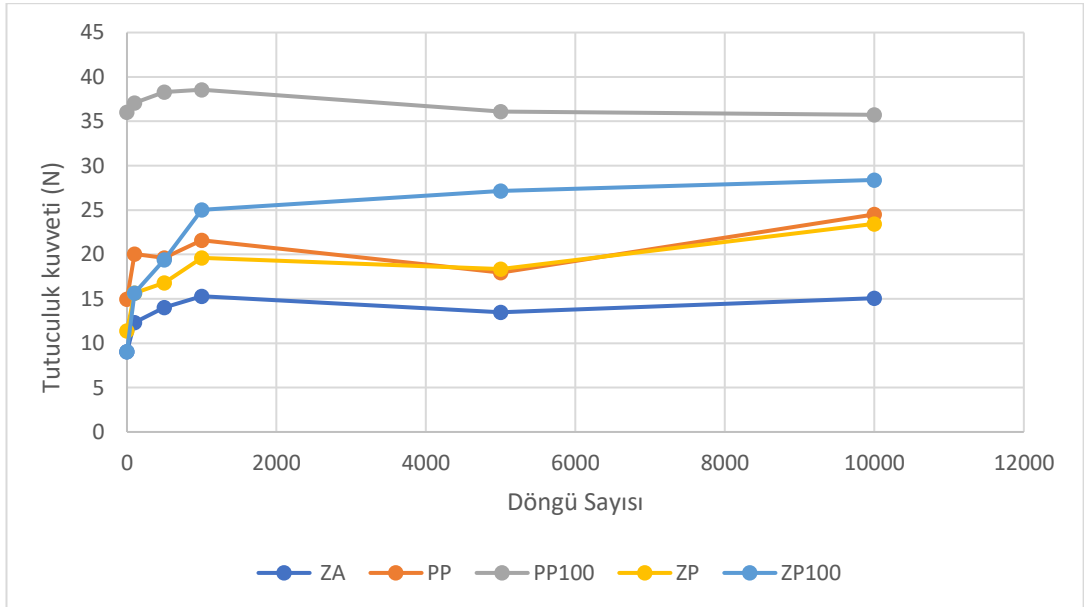
Karışık Tasarlanmış Anova (Mixed Anova) testi

p: Anlamlılık değeri. $p \leq 0,05$: İstatiksel olarak anlamlı. $p > 0,05$: İstatiksel olarak anlamlı değil



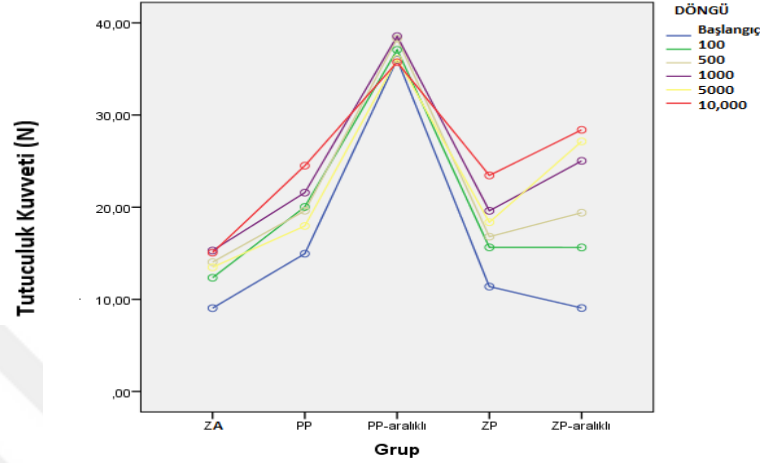
Şekil 4.13: ZP₁₀₀ grubunun 10.000 döngü boyunca ortalama tutuculuk değerleri.

ZA, PP, PP₁₀₀, ZP, ZP₁₀₀ deney gruplarına ait örneklerin tutuculuk değerleri ortalamalarının 10.000 takma-çıkarma döngüsü boyunca gösterdikleri değişimler Şekil 4.14'te verilmiştir. İlk 1000 döngü boyunca tüm gruplarda tutuculuk kuvvetlerinde artış gözlemlenmiştir. 1000 – 5000 döngü arasında ZP₁₀₀ grubu dışında tüm gruplarda tutuculuk kuvvetinde azalma görülürken, 5000-10.000 döngü arasında PP₁₀₀ grubu dışında tüm gruplarda tutuculuk kuvvetinde artış tespit edilmiştir. 10.000 döngü boyunca ZP₁₀₀ grubu tutuculuk kuvveti değerleri tüm döngüler sonrasında artış görmüş ve başlangıç ile 10.000 döngü arasında tutuculuk değeri artışı en fazla olan gruptur. ZA grubunun ve PP₁₀₀ grubunun tutuculuk değerleri 10.000 döngü boyunca düzenli bir seyir göstermiştir.



Şekil 4.14: Deney gruplarından 10.000 döngü boyunca elde edilen ortalama tutuculuk değerleri.

ZA, PP, ZP, ZP₁₀₀ gruplarında 10.000 döngü sonrasındaki tutuculuk değeri, başlangıç tutuculuk değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksektir ($p \leq 0,05$). PP₁₀₀ grubunda ise 10.000 döngü sonrasındaki tutuculuk değeri, başlangıç tutuculuk değerinden istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermemektedir (Şekil 4.15).



Şekil 4.15: Farklı döngü sayısı boyunca ölçülen tutuculuk değerlerinin deney grupları içindeki dağılımı.

Materyal gruplarına göre farklı takma-çıkarma döngüleri sonrasındaki tutuculuk değerlerinin gruplar arasında ve döngüler arasındaki istatistiksel olarak karşılaştırmaları Tablo 4.13'te gösterilmiştir.

Tablo 4.13: Tutuculuk değerlerinin gruplar ve döngüler arasındaki karşılaştırmaları.

Döngü Sayısı	Materyal				
	ZA	PP	PP ₁₀₀	ZP	ZP ₁₀₀
Başlangıç	9,05±4,85 A a	14,95±9,30 A a	36,04±3,54 B a	11,38±5,32 A a	9,06±3,56 A a
100 döngü	12,34±4,17 A a,b	20,04±10,64 A b,c	37,07±3,35 B a	15,64±6,08 A a,b	15,63±2,51 A b
500 döngü	14,04 ±4,24 A b	19,61±11,62 A a,b,c	38,29±2,65 B a	16,80±6,64 A b	19,40±3,57 A b
1000 döngü	15,29±3,45 A b	21,59±12,16 A,C b,c	38,56±3,89 B a	19,61±6,83 A,C b,c	25,02±4,90 C c
5000 döngü	13,47±4,05 A a,b	17,96±8,04 A a,b	36,10±1,77 B a	18,36±4,79 A b	27,14±4,30 C c
10.000 döngü	15,06±2,56 A b	24,51±9,07 B c	35,73±2,12 C a	23,45±7,26 B c	28,39±6,15 B,C c

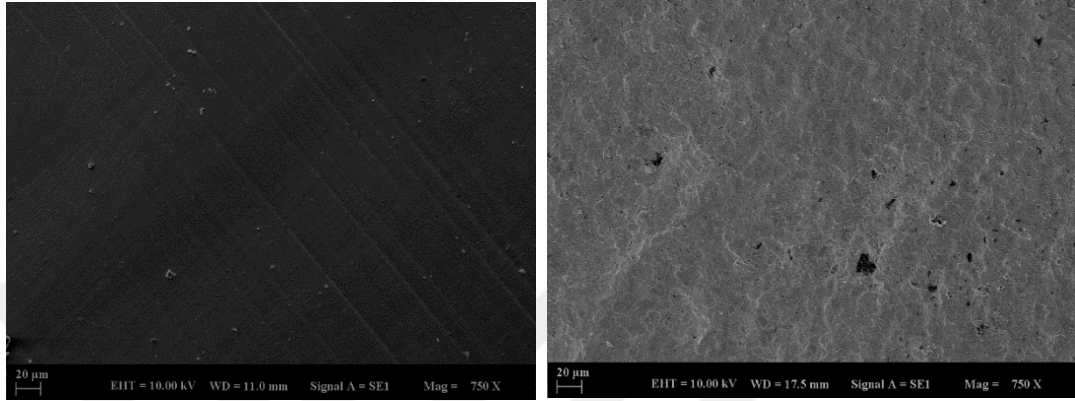
Karışık Tasarlanmış Anova (Mixed Anova) testi

p: Anlamlılık değeri. $p \leq 0,05$: İstatistiksel olarak anlamlı. $p > 0,05$: İstatistiksel olarak anlamlı değil

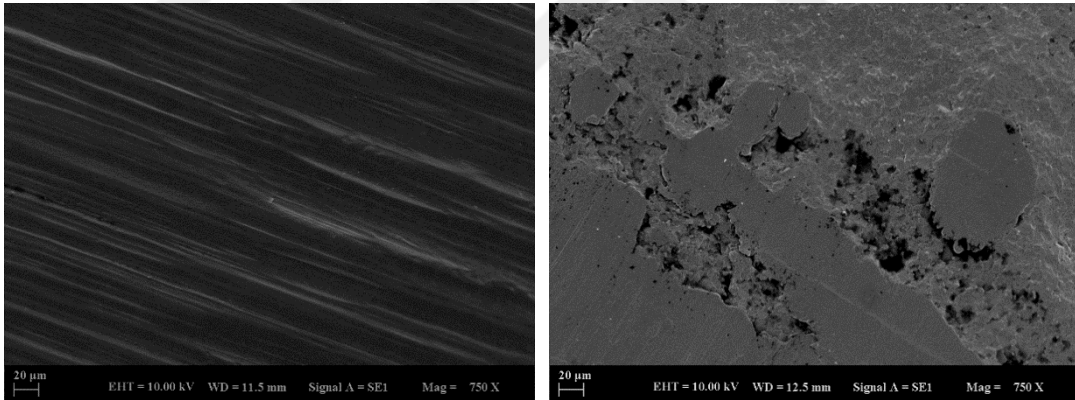
Aynı harfi bulunduran ortalamalar birbirlerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı değildir. Yatay yöndeki karşılaştırmalarda büyük harfler, dikey yöndeki karşılaştırmalarda küçük harfler kullanılmıştır.

4.2 Sem Analiz Bulguları

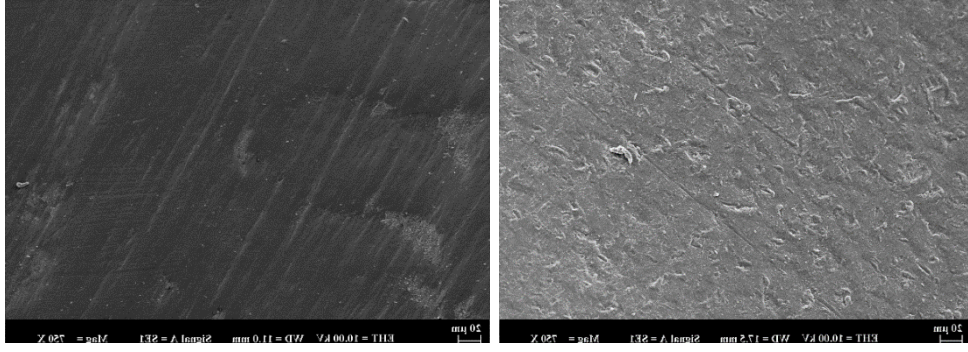
Aşındırma ve cilalama işlemlerinden sonra deney prosedürü uygulanmamış ve 10.000 takma-çıkarma döngü uygulanmış ZA, PP, PP₁₀₀, ZP, ZP₁₀₀ gruplarındaki primer ve sekonder kuronların x750 büyütme altındaki SEM görüntüleri Şekil 4.16, 4.17, 4.18, 4.19, 4.20, 4.21, 4.22, 4.23, 4.24, 4.25'te verilmiştir.



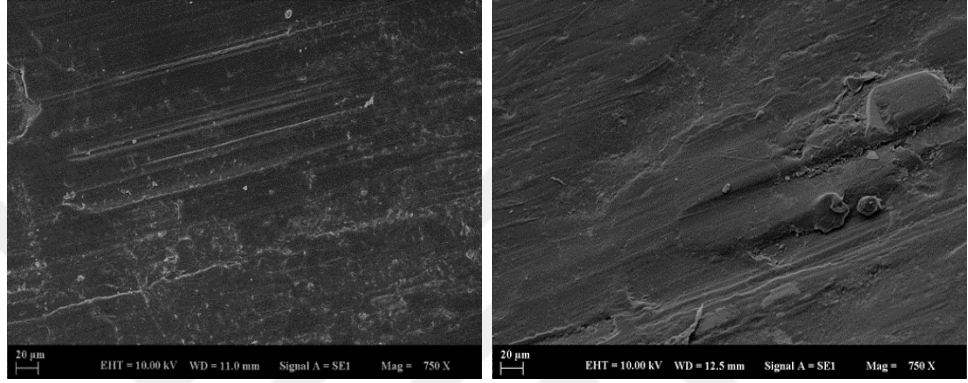
Şekil 4.17: ZA grubu başlangıç primer ve sekonder kuron SEM görüntüsü



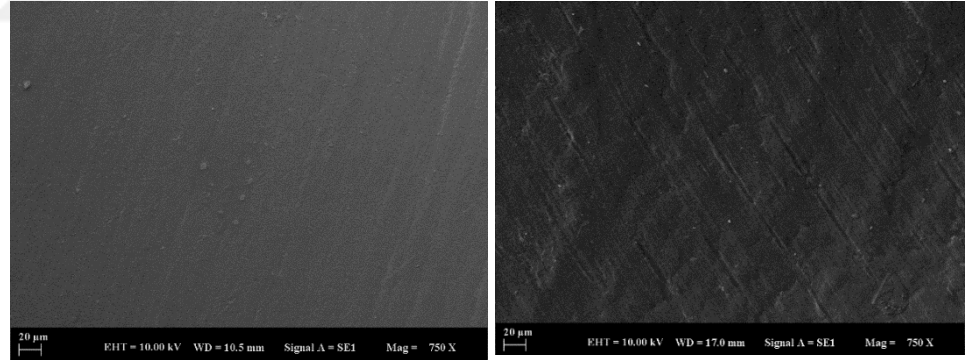
Şekil 4.16: ZA grubu 10.000 takma-çıkarma döngüsü sonrası primer ve sekonder kuron SEM görüntüsü



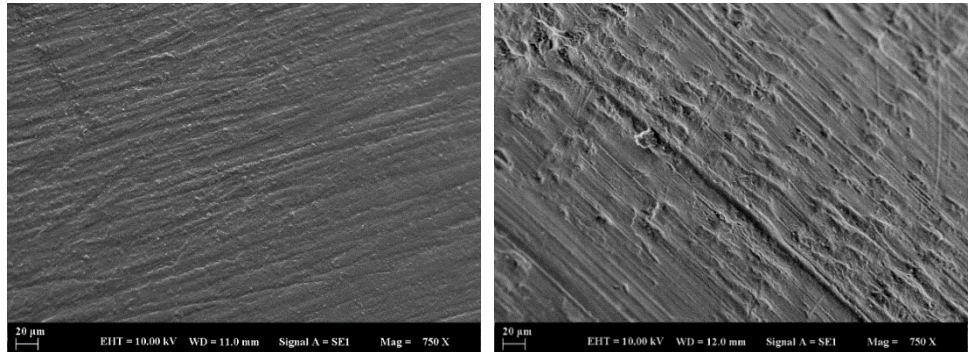
Şekil 4.18: PP grubu başlangıç primer ve sekonder kuron SEM görüntüsü



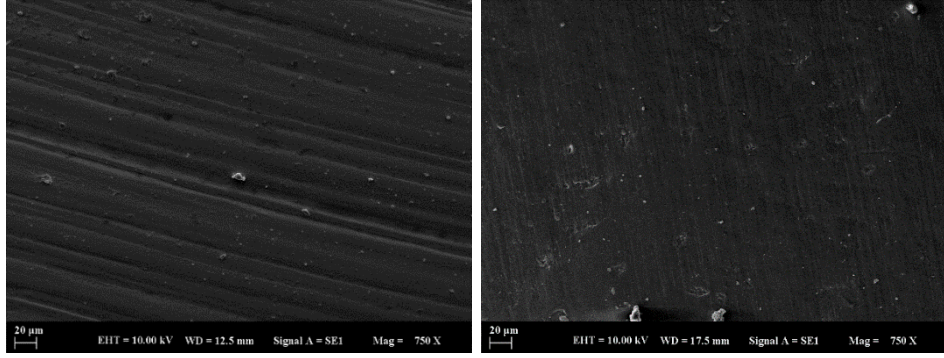
Şekil 4.19: PP grubu 10.000 takma-çıkarma döngüsü sonrası primer ve sekonder kuron SEM görüntüsü



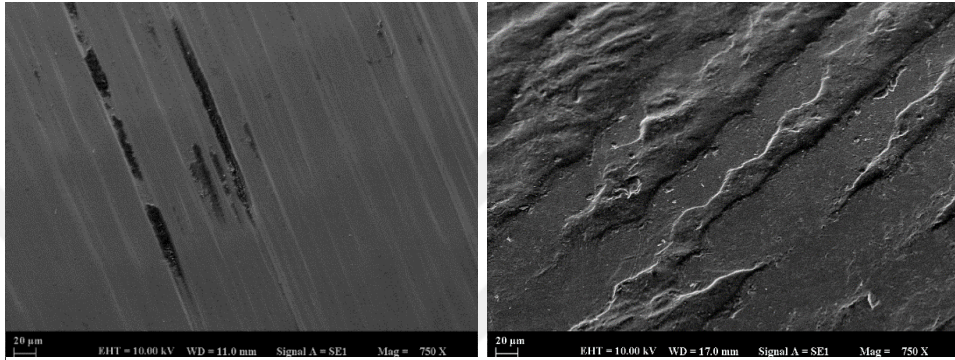
Şekil 4.20: PP₁₀₀ grubu başlangıç primer ve sekonder kuron SEM görüntüsü



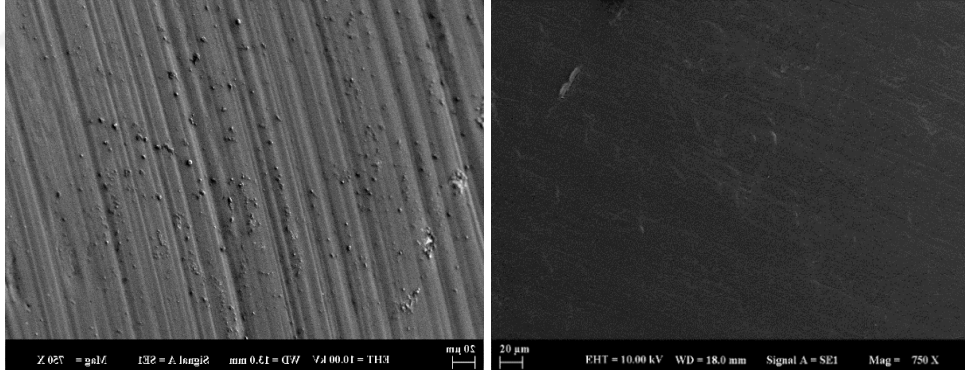
Şekil 4.21: PP₁₀₀ grubu 10.000 takma-çıkarma döngüsü sonrası primer ve sekonder kuron SEM görüntüsü



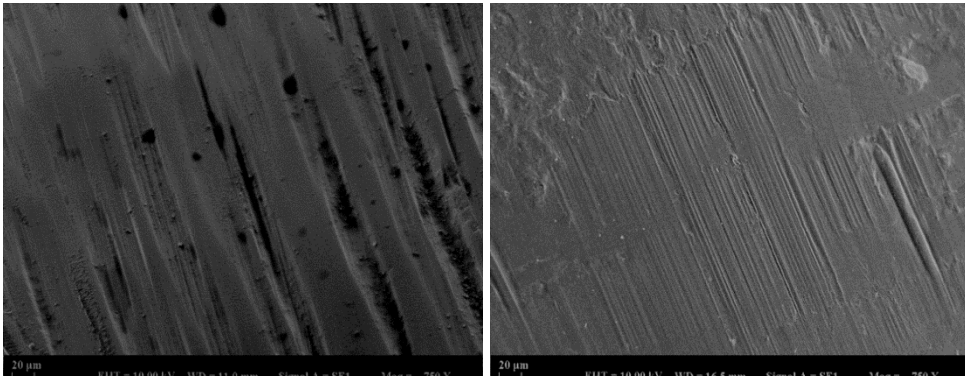
Şekil 4.22: ZP grubu deney uygulanmamış primer ve sekonder kuron SEM görüntüsü



Şekil 4.23: ZP grubu 10.000 takma-çıkarma döngüsü sonrası primer ve sekonder kuron SEM görüntüsü



Şekil 4.24: ZP₁₀₀ grubu deney uygulanmamış primer ve sekonder kuron SEM görüntüsü



Şekil 4.25: ZP₁₀₀ grubu 10.000 takma-çıkarma döngüsü sonrası primer ve sekonder kuron SEM görüntüsü

5. TARTIŞMA

5.1 Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Bu çalışmada PEEK materyalinin teleskobik tutucularda kullanımı in vitro olarak incelenmiştir. Günümüzde dental alanda kullanımı gittikçe artmakta olan termoplastik polimer materyallerinden PEEK geleneksel alaşım ve seramik malzemelere karşı bir alternatif materyal olmaktadır. PEEK'in sekonder kuron materyali [9, 115, 132, 136, 171-175] ve primer kuron materyali olarak [132, 155, 171, 175] kullanımı ile ilgili çalışmalar son yıllarda artmaktadır. Çalışmada CAD/CAM yöntemi ile 100 µm oklüzal aralıklı üretilmiş PEEK sekonder kuronların tutuculuğa katkısı incelenmiştir. Oklüzal aralıklı olarak tasarlanmış teleskobik kuronlara ait çalışmalar literatürde mevcuttur [90, 133]. Ancak PEEK sekonder kuronları bu şekilde değerlendiren bir çalışma mevcut değildir. Çalışmamız sekonder kuron materyali olarak PEEK kullanılan çift kuronlarda oklüzal aralığın etkisini inceleyen tek çalışmadır.

Çalışmamızda PEEK hem primer hem de sekonder kuron materyali olarak kullanılmıştır. PEEK, CAD/CAM veya enjeksiyon kalıplama yöntemleri ile üretebilmektedir. CAD/CAM ile üretilen PEEK blokların, enjeksiyon kalıplama ile yapılan PEEK'e kıyasla daha iyi mekanik özelliklere sahip olduğu bildirilmiştir [176]. Literatürde PEEK ten farklı üretim yöntemleri (frezeleme, peletlerden presleme ve granüllerden presleme) kullanılarak imal edilen sekonder kuronların tutuculuk kuvvetlerinin araştırıldığı çalışmalar vardır [115, 171, 172]. Ancak bu çalışmalar uzun süre kullanımı simüle eden takma-çıkarma döngülerini içermeyen çalışmalar olup, sadece üretimin ardından 20 takma-çıkarma döngüsü sonrası tutuculuk değerlerini inceleyen çalışmalardır. CAD/CAM ile freze edilen örnekler, üretimden kaynaklı öngörülemeyen sapmalarına daha az maruz kalır [115]. Ayrıca sekonder kuronları tasarlamak için yazılım parametreleri ihtiyaca göre belirlenebilir. Buna karşılık presleme işlemi, mumdan modelaj yapımı, PEEK malzemesinin ısıtılması, soğumaya

bırakılması ve ayırma işlemi sırasında hava ile aşınma işlemi uygulanması gibi birçok adımdan oluşan uzun ve karmaşık işlemleri içerir [115]. Ayrıca Nakagawa ve ark. [22]'in çalışmalarında, CAD/CAM ile üretimde kullanılan frezin aşınma miktarının, zirkonya örneğin kazınırken bloktaki yerinin, sinterlenirken sinter fırını içerisindeki yerinin ve kullanılan zirkonya bloğun parti numarasının değişmesinin teleskobik tutucuların tutuculuk miktarını etkilemediği; yani değerlendirilen etkenlerin üretimin standardizasyonunu bozmadığı bildirilmiştir. Bu yüzden çalışmamızda PEEK primer ve sekonder kuronların üretiminde CAD/CAM yöntemi tercih edilmiştir. Bu yöntem ile PP₁₀₀ VE ZP₁₀₀ gruplarında oklüzaldeki aralığın standart bir şekilde oluşturulması da mümkün olmuştur.

Bu çalışmada kontrol grubu olarak zirkonya primer kuron ile elektroşekillendirme yöntemi ile üretilmiş altın sekonder kuron materyal çifti tercih edilmiştir. Seramik bir primer kuron tercih edilmesi dış renginde olması, aşınma direncinin yüksek olması, seramikler ve altın arasında soğuk kaynak olmaması [177], bu materyal çiftinde korozyona neden olacak bir galvanik unsur oluşmaması [13], seramiklerin metal alaşımlara göre biyouyumluluğunun daha yüksek olması [19], seramiklerde plak birikiminin daha az gözlenmesi [178] bu sistemin avantajlarıdır. Zirkonyanın primer kuron materyali olarak uygulanmasının, tutuculuk ve aşınma performansı açısından güvenilir olduğu bildirilmiştir [21, 179-181]. Elektroşekillendirme yöntemi ile sekonder kuron üretiminde ise, neredeyse bireysel çığneme basıncından bağımsız şekilde dengeli bir tutuculuk kuvveti sağlanabilmektedir ve manuel ayarlamalara gerek kalmadan tekrarlanabilir ve tam uyumlu üretim yapılabilir [19].

Literatürde PEEK teleskop kuronlarla ilgili çalışmalar farklı açılar değerlendirmişlerdir. Priester ve ark. [175] ile Luft ve ark. [136] 0°; Nakamura ve ark. [182] 6°; Schimmel ve ark. [132] ile Elkabbany ve ark. [9] 1° konus açıları kullanmışlardır. Bazı çalışmalar PEEK teleskop kuronların farklı konus açıları (0°, 1° ve 2°) tutuculuk değerlerini araştırmışlardır [115, 155, 171, 172]. Çalışmamızda ise oklüzalde aralık bırakmanın etkisini değerlendirdiğimiz için ve kama etkisi de konus kuronlarda geçerli olduğu için 2° konus açısı tercih edilmiştir.

Pimer kuronun yüksekliği arttıkça tutuculuk kuvvetindeki artış, primer ve sekonder kuronlar arasındaki temas yüzey alanındaki artışa bağlanmaktadır.

Shimakura ve ark. [90] CAD/CAM yöntemi ile ürettikleri titanyum alaşımdan primer kuronları 4 ve 6 mm olarak iki farklı yükseklikte tasarlamış ve bu çalışmada tutuculuk kuvveti değerleri, 50 N yüklemde sırasıyla 4 ve 6 mm yükseklikte önerilen tutuculuk kuvveti değerleri içinde bulunmuştur. Geleneksel döküm tekniği ve elektroşekillendirme tekniği gibi diğer teknikleri kullanan farklı çalışmalardan da benzer sonuçlar bildirilmiştir [21, 89]. Literatürde 6 mm [139], 6,5 mm [16, 22, 183, 184], ve 7 mm [173] gibi farklı primer kuron yüksekliklerinin kullanıldığı çalışmalar mevcuttur. Bu veriler ışığında çalışmamızda 6 mm yükseklikte ve 0,75 mm genişlikte basamağa sahip dayanak modeli kullanılmıştır.

Literatürde farklı ön yük uygulamasının tutuculuğa olan etkisinin araştırıldığı çalışmalarda uygulanan yükün artmasıyla tutuculuğun arttığı bildirilmiştir [16, 22, 90, 183, 184]. Konus kuronlar üzerine daha fazla bir yük uygulandığında sekonder kuronlar daha fazla elastik deformasyona uğrayacak, primer ve sekonder kuronlar arasındaki temas yüzeyi ve tutuculuk artacaktır; primer ve sekonder kuronu birbirinden ayırmak için daha fazla kuvvete ihtiyaç duyulacaktır [23]. Shimakura ve ark. [90] çalışmalarında ön yük olarak 50 N ve 100 N uyguladıkları konus kuronlarda, 100 N ile daha yüksek tutuculuk değerlerinin ortaya çıktığını belirtmişlerdir. İn vitro koşullarda ise çiğneme yükleri hastanın yaşına, cinsiyetine, kişisel faktörlere, eksik dişlerin dağılımı ve lokalizasyonuna bağlı olarak değişir [140]. Haraldson ve Carlsson [185], implant destekli tam protez kullanan hastalarda çiğneme sırasında ortalama 50 N'lik çiğneme kuvveti ve 144 N'lik maksimum ısırma kuvveti tespit etmişlerdir. Haraldson ve ark. [186] başka bir çalışmada implant üstü overdenture protez yapılan hastalardan 1 yıl sonra yaptıkları ölçümlerde ortalama çiğneme kuvvetini 38 N ve maksimum ısırma kuvvetini 131 N olarak ölçmüşlerdir. Literatürdeki çalışmalara bakıldığında yaygın olarak 50 N ön yük kullanılmıştır [16, 22, 90, 115, 137, 155, 172, 183, 184]. Araştırma bulgularını diğer çalışmalarla karşılaştırabilmek için ve literatürde belirtilen çiğneme ve ısırma kuvvet aralığında bulunduğu için bu çalışmada ön yük olarak 50 N kullanılmıştır.

Schwindling ve ark. [187] hem primer hem de sekonder kuron materyali olarak zirkonyayı kullandıkları çalışmalarında minimum primer kuron kalınlığını 0,6 mm olarak tasarlamışlardır. Rösch ve Mericske-Stern' de [188] zirkonya primer kuron kalınlığını 0,6 mm olarak önermişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda zirkonya primer kuron kalınlığını 0,6 mm olarak belirlenmiştir.

Literatürde PEEK materyalinin sekonder kuron olarak değerlendirildiği çalışmalarda farklı et kalınlıklarına sahip sekonder kuronlar kullanılmıştır ve bir standardizasyon mevcut değildir. Stock ve ark. [171] 1 mm kalınlığında PEEK sekonder kuron, Schubert ve ark. [173] 0,3 mm kalınlığında PEEK sekonder kuron, Nakamura ve ark. [182] 1,5 mm kalınlığında PEEK sekonder kuron ve Elkabbany ve ark. [9] 0,8 mm kalınlığında PEEK sekonder kuron üretmişlerdir. Çalışmamızda sekonder kuron kalınlığı belirlenirken gerekli dayanıma sahip minimum kalınlığın seçilmesi esas alınmıştır. Doğal dişlere uygulanacak çift kuron sistemlerinde gerekli preperasyon miktarının hem primer kuronun hem de sekonder kuronun üretimine imkân vermesi gerekmektedir. Sekonder kuronun olması gerekenden kalın olması, dişlerde yapılacak preperasyon miktarını arttırmak anlamına gelmektedir. 0,5 mm kalınlığında PEEK sekonder kuron tasarımının yeterli dayanıma sahip olacağı düşünüldükçe çalışmamızda tercih edilmiştir.

Teleskopik tutucularla ilgili klinik takip çalışmalarında en sık karşılaşılan teknik komplikasyonlardan birisi desimantasyon olup [3, 160], çalışmada böyle bir sorunla karşılaşmamak için self-cure rezin siman kullanımı tercih edilmiştir. Hem primer kuronlar destek dayanaklara hem de sekonder kuronlar pirinç ara parçalara rezin siman aracılığıyla simante edilmişlerdir. Eğer sekonder kuronlar elektroşekillendirme yöntemi ile üretilirse, sekonder yapıda deformasyon oluşmaması için üzerine rijit bir tersiyer yapı hazırlanması gerekmektedir. Çalışmamızda tüm sekonder kuronlar takma-çıkarma deneyleri öncesinde örneklerin cihaza bağlanması için kullanılan pirinç ara parçalara simante edilmişlerdir. Pirinç ara parçalar bir yandan sekonder kuronların düzeneğe bağlanmasını sağlarken öte yandan elektroşekillendirme ile üretilen sekonder kuronlar için tersiyer yapı görevi görmüşlerdir.

Deney düzeneğinde primer kuronun sabitlendiği parça üzerinde düzeneğin yük hücreğine bağlanması için mknatıslar kullanılmıştır (Şekil 3.42). Bu şekilde düzeneğe dikey yönde tutuculuk sağlanırken yatay yönde de serbestlik sağlanmaktadır. Böylece örnekler kendi kendilerini hizalayarak uzun eksenlerinde meydana gelebilecek sapmaların önüne geçilebilmiştir [139].

Elektroşekillendirme ile üretilmiş çift kuronlar üzerinde yapılan çalışmalar, tutuculuk kuvvetinin yalnızca primer ve sekonder kuronlar arasındaki aralığın

genişliğinden ve tükürüğün viskozitesinden değil, aynı zamanda protezi çıkarma hızından da etkilendiğini göstermiştir [107]. Rößler [189] çenenin açılma hızının hastanın protezini çıkarma hızından daha önemli olduğunu; özellikle de yapışkan gıdaları çiğnerken çenenin açılma hızının protezin yerinde kalmasını etkilediğini ve açılma hızının 760-2650 mm/dak arasında olduğunu belirtmiştir. Ayrıca, 30 mm/dak'yı aşan bir protezi çıkarma hızıyla tutuculuk kuvvetinin daha fazla artmadığını da bildirmiştir. Literatürde 5 mm/dak [90] ile 1000 mm/dak [53, 89] arasında değişen farklı çekme hızı değerleri ile yapılmış birçok çalışma bulunmaktadır. Çalışmamızda ölçüm hassasiyetinden ödün verilmemesi için tutuculuk ölçümleri Turp ve ark [181] ile Weigl ve ark.'nın [19] kullandığı gibi 20 mm/dak çekme hızı ile yapılmıştır.

Tribolojik sistemin bir bileşeni olarak ve fizyolojik koşulları taklit etmek amacıyla çalışmada yapay tükürük kullanılmıştır. Deneylerin yapay tükürük içinde gerçekleşmesi hem aşınma ile ortaya çıkan debrisin uzaklaşmasını sağlamakta hem de kuronlar arasındaki aşınmayı etkilemektedir [19]. Her ne kadar deneylerin ve tutuculuk ölçümlerinin yapıldığı ortamın viskozitesi tutuculuk miktarını etkiliyor olsa da çalışmamızda amaç PEEK materyalinin farklı şekillerde kullanımlarını değerlendirmek olduğu için sadece tek bir tip yapay tükürük kullanılarak standardizasyon sağlanmıştır.

Birçok klinik çalışma, en az 10 yıllık bir süre boyunca teleskobik tutuculu protezlerin uzun vadeli kullanımının sonuçlarını araştırmıştır [5, 7, 132, 139]. Literatürde farklı döngü sayılarının değerlendirildiği çalışmalar bulunmaktadır. Schwindling ve ark. [187] 50.000 , Weigl ve ark. [19] 100.000, Çelik ve ark. [137] 5.000 takma çıkarma döngü sonuçlarını araştırmışlardır. Arnold ve ark. [190] çalışmalarında 50.000 döngüde, proteze aksiyal ve aks dışı yükleme uygulayarak tutuculuk kuvvetlerini değerlendirmişlerdir. Çalışmamızda protezlerin günde ortalama üç kez çıkarılıp takıldığı varsayımına dayanarak literatürdeki benzer çalışmalar gibi, 10 yıllık bir kullanım süresini temsil eden 10.000 takma-çıkarma döngüsü aksiyel yönde gerçekleştirilmiştir [10, 53, 89, 181].

Sakai ve ark. [133] 1000 takma-çıkarma döngüsü ile yaptıkları çalışmalarında, her yüz döngü sonrası tutuculuk ölçümü yapmış ve en fazla tutuculuk değişikliğinin ilk 100 döngüde gerçekleştiğini belirtmişlerdir. Turp ve ark. [181] 10.000 döngü boyunca her 500 döngüde tutuculuk ölçümü yapmış, 2° konus açısına sahip deney

grubunda periyotlar sonrasında ölçülen tutuculuk değerlerinin ortalamaları arasında en büyük farkın başlangıç ile 500 takma-çıkarma döngüsü arasında olduğunu ve bu periyotta istatistiksel olarak anlamlı şekilde tutuculuk kuvvetinde artış gözlemlendiğini bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda ilk tutuculuk ölçüm periyotları belirlenirken 100 ve 500 döngü sonrasında ölçüm yapılmasına karar verilmiştir. Daha sonrasında ise bariz değişiklikler beklenmediği için 1000, 5000, 10.000 döngü sonrası tutuculuk ölçümleri gerçekleştirilmiştir.

5.2 Bulguların Tartışılması

Çalışmamızda kullanılan teleskobik tutucuların tutuculuk değerleri, materyal çiftlerine göre değerlendirildiğinde en yüksek tutuculuk değeri PP₁₀₀ daha sonra ZP₁₀₀, PP, ZP, ZA örneklerde elde edilmiştir. PP materyal çifti için oklüzal aralık tutuculuğunun artmasını sağlamıştır. Ayrıca PP₁₀₀ grubu hariç tüm gruplarda başlangıç ve 10.000 döngü sonu verilerinde tutuculuk kuvvetinde istatistiksel olarak anlamlı şekilde artma gözlemlenirken PP₁₀₀ grubunda tutuculuk verilerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişim meydana gelmemiştir.

Elektroşekillendirme yöntemi ile üretilen çift kuronlar hidrolik prensibe göre çalışmaktadır [19]. Seramik primer kuron ile elektroşekillendirilmiş sekonder kuronlarla yapılan çalışmaların bazıları tutuculuk kuvvetlerinde azalma bildirirken [180, 190] bazılarında tutuculuk değerlerinde anlamlı değişiklik gösterilmemiştir [19, 137, 179]. Çalışmamızda başlangıç ve 10.000 döngü verileri karşılaştırıldığında elektroşekillendirilmiş sekonder kuron grubunda tutuculuk kuvveti değerlerinde artma gözlemlenmiştir. Bu verilerin artması Turp ve ark. [139], Schubert ve ark. [173], Dillschneider ve ark. [191]'nin yaptıkları çalışmalarla uyumludur. Farklı sonuçların literatürde bulunması farklı üretim yöntemlerinden, kullanılan yapay tükürük preparatlarından veya kullanılan ölçüm cihazlarından kaynaklanabilmektedir. Elektroşekillendirme işleminde farklı gümüş vernik uygulama teknikleri (fırça veya püskürtme tekniği) kullanılması iletken gümüş vernik kalınlığını etkilemekte altın sekonder kuronların üretimi sırasında çift kuron restorasyonlarının tutuculuk kuvveti davranışını etkilemektedir [21]. Döküm yöntemi ile üretilmiş altın ve CAD/CAM ile üretilen zirkonya primer kuron üzerine elektroşekillendirilmiş altın sekonder kuronlarda farklı gümüş lak uygulama yöntemlerinin tutuculuk kuvvetine etkisinin araştırıldığı bir çalışmada gümüş lakı püskürtme yöntemi, fırça tekniğine kıyasla ve

diğer faktörlerden bağımsız olarak tüm ölçüm sürelerinde daha yüksek tutuculuk kuvveti değerleri sergilemiştir [192].

Çalışmamızda özellikle ilk 1000 döngü boyunca tutuculuk değerlerinin artmasının saf altının yüksek esnekliğine bağlı olarak başlangıç döngülerinde sekonder kuronun primer kurona uyumunun artması ve sonuç olarak primer kuron ile elektroşekillendirilmiş sekonder kuronlar arasındaki aralığın azalmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Kuronlar arasındaki uyumun daha iyi olması hidrolik çalışma prensibini güçlendirir ve tutuculuk kuvveti artar. SEM görüntüsünde temas olmamış alanlara göre temas alanlarındaki düzleşmiş yüzeyler, saf altının yumuşaklığından dolayı şekillenerek primer kuron ile sekonder kuron arasındaki uyumun artmasını sağlayan yüzeyler olarak değerlendirilebilir. 1000 döngüye kadar tutuculuğun artması ve daha sonrasında 10.000 döngü boyunca tutuculuk kaybı gözlenmemesi kuronlar arasında temas yüzeylerinde uyumun bozulmaması ile açıklanabilir. Engels ve ark. [180], Dillschneider ve ark. [191], Turp ve ark.[181] konvansiyonel döküm sekonder kuronlara kıyasla elektroşekillendirilmiş sekonder kuronların zamanla daha öngörülebilir tutuculuk kuvveti değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir.

Schubert ve ark. [173] 1° zirkonya primer kuron üzerine PEEK sekonder kuron ve elektroşekillendirilmiş sekonder kuronların tutuculuk kuvvetini karşılaştırdıkları çalışmalarında, PEEK sekonder kuronların tutuculuk değerlerini (2,78 N) elektroşekillendirilmiş sekonder kuronlardan (3,1 N) daha düşük bulmuşlar, ancak 10 yıllık bir klinik kullanıma denk yapay yaşlandırma periyodu boyunca stabil bir tutuculuk sağladığını bildirmişlerdir. Luft ve ark. [136] çalışmalarında 0° zirkonya primer kuronlar karşısında PEEK sekonder kuronlar en düşük tutuculuk değerlerini (1,86 N) gösterirken elektroşekillenmiş sekonder kuronlar en yüksek tutuculuk değerleri (8,3 N) gösterdiğini belirtmişlerdir. PEEK grubunda tutuculuk kuvvetlerinin düşük sapmalara bağlı olarak daha öngörülebilir sonuçlar sergilediği dile getirilmiştir. Bu durum Vickers sertliği 30 HV olan PEEK materyalinin (BioHPP, bredent) [193] düşük aşınma davranışına bağlı olarak daha az sürtünme kaybı ile açıklanmıştır. Çalışmamızda takma-çıkarma döngülerinde her iki grupta da tutuculuk verileri artmıştır. Bu durumun zirkonya karşısında sekonder kuron materyallerinin aşamalı olarak primer kuron ile daha uyumlu hale gelmesi ile meydana geldiğini düşünmekteyiz. ZP grubu tutuculuk değerleri ZA grubu ile karşılaştırıldığında 5000

döngüye kadar aralarında anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Fakat 10.000 döngü sonundaki ölçümlerde ZP grubunun tutuculuk değeri ZA grubunda anlamlı şekilde daha yüksek bulunmuştur ve sıfır hipotezinin farklı materyal çiftlerinin 10.000 döngü boyunca tutuculuğa bir etkisinin olmayacağı şeklinde olan ilk kısmı reddedilmiştir. Bu durumun primer kuron ve sekonder kuron arasındaki uyumlanmanın altın ve PEEK sekonder kuronlarda farklı şekillerde oluşmasından kaynaklandığı kanısındayız. Altın sekonder kuronlarda aşınmanın yanı sıra bir miktar da ezilerek primer kuron ile uyum sağlanmış olması muhtemeldir. Zaten ZA grubu sekonder kuron SEM görüntülerindeki izlerin de aşınma izlerinin yanı sıra düzleşme şeklinde oluşu bu kanıyı güçlendirmektedir. Turp ve ark. [181]'da, konus kuronlarda zirkonya karşısında elektroşekillendirme ile üretilmiş sekonder kuronlardan elde edilen SEM görüntülerinde benzer bulguları bildirmişlerdir. Oysa PEEK sekonder kuronlarda bu uyumlanma süreci daha farklı gelişmektedir. Polimerik yapıdaki PEEK'in zirkonya karşısında aşınarak uyumlandığı düşünülmektedir. Bu süreç farkından dolayı ZA örneklerde uyumlanma ilk 100 döngüde büyük ölçüde tamamlanırken, ZP örneklerde 10.000 döngüye kadar devam etmiştir (Tablo 4.13).

Literatürde PEEK'ten üretilen sekonder kuronların farklı materyallerden üretilen primer kuronlar üzerindeki tutuculuk davranışı ile ilgili araştırmalar mevcuttur. Elkabbany ve ark. [9] 1° konus açısına sahip 4 adet implant üstü teleskobik kuronu, farklı primer kuron materyalleri üzerine PEEK sekonder kuron üreterek 10.000 takma-çıkarma döngüsü boyunca incelemişlerdir. Zirkonya-PEEK grubu PEEK-PEEK, Titanyum-PEEK grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı yüksek tutuculuk değerleri göstermiş, 10.000 döngü boyunca ZP grubu kendi içinde tutuculuk değerlerinde anlamlı bir değişiklik göstermezken PP, TP grubunda özellikle ilk 1000 döngüde çalışmamıza benzer şekilde artış bildirilmiştir. Grupların hiçbirinde uzun süreli kullanımda materyal aşınmasına bağlı tutuculuk kuvvetinde bir azalma gözlemlenmemiştir. Gruplar arasındaki farklılıkların nedeni materyalin mekanik adaptasyonundaki farklılıklara, primer kuronların bitirilme işlemlerine, sekonder kuronların yapısına, materyaldeki farklı fiziksel özellikler ve farklı aşınma davranışını ile açıklanmıştır. Schimmel ve ark. [132] çalışmalarında 1° konus açısına sahip zirkonya, titanyum, PEEK, kobalt-krom gibi farklı primer kuronlar ile PEEK sekonder kuronların tutuculuklarını geneleksel altın alaşımından döküm yöntemi ile üretilmiş çift kuronlarla karşılaştırmışlardır. 10.000 döngü boyunca inceledikleri çalışmada

Zirkonya/PEEK grubu tutuculuk kuvvetleri, tüm çalışma dönemi boyunca anlamlı derecede artarken, PEEK/PEEK grubu tutuculuk kuvvetleri yalnızca simüle edilen ilk beş yıl boyunca artmış ve daha sonra sabit kalmıştır, diğer gruplarda başlangıç ve 10.000 döngü sonunda anlamlı bir değişiklik gözlenmemiştir. Bununla birlikte, tutuculuk kuvvetindeki bu artışın, primer ve sekonder kurondan en az birinin plastik deformasyon miktarı kritik sınırına ulaşılan kadar devam ettiği; bu limit aşılsa, primer ve sekonder kuronlar arasındaki ara yüz artık uyumlu olmadığından ve istenen statik sürtünme artık oluşamayacağından, tutuculuk kuvvetinde bir azalma görüleceği belirtilmiştir [132]. Çalışmamızda PP ve ZP grupları arasında tutuculuk değerleri uyumlu bir şekilde artış gösterirken tüm döngü boyunca gruplar arasında tutuculuk kuvvetleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Farklı materyal grupları kullanılmasına rağmen benzer sonuçların gözlemlenmesi primer kuron materyalinin türünden bağımsız olarak aynı üretim yöntemi ve aynı parametrelerin kullanılmasına bağlı olarak tutuculuk mekanizmalarının benzer şekilde hidrolik olması ile açıklanabilir.

PEEK materyalinden üretilen sekonder kuronların farklı konus açısı ve farklı üretim tekniklerinin (freze, peletlerden preslenmiş, granüllerden preslenmiş) tutuculuk kuvveti üzerine etkisini inceleyen çalışmalarda 2° konus açısı ile üretilen PEEK sekonder kuronlarda; Stock ve ark.'ı [171] (PEEK primer/PEEK sekonder kuron) 29,06 N , Wagner ve ark.[172]'ı (Kobalt-krom primer/PEEK sekonder kuron) 16,5 N, Merk ve ark. [115]'ı (Zirkonya primer/PEEK sekonder kuron) 14,10 N ortalama başlangıç tutuculuk değerleri bildirilmiştir. Bu veriler çalışmamızdaki PP (14,95 N) grubu ve ZP (11,38 N) grubu başlangıç tutuculuk verilerinden daha yüksek bulunmuştur. Bunun nedeni bu çalışmalarda kullanılan molar diş kuronunu taklit eden dayanak modeli üzerine tasarlanan primer kuron yüzey alanı miktarına, kullanılan yapay tükürüğe ve çekme testi farklılığına bağlı olarak değişiklik gösterdiği düşünülmüştür. Bu çalışmalarda sadece 20 kere başlangıç tutuculuğu değerleri ölçülüp gruplar takma-çıkarma döngüsüne tabi tutulmadığı için uzun dönem kullanım verileri değerlendirilememektedir.

Başka bir PAEK ailesi üyesi olan PEKK ile yapılmış sekonder kuronların karşısında dört farklı materyalden (zirkonya, PEKK, altın alaşım, kıymetsiz metal alaşım) yapılmış 0° konus açısına sahip primer kuronlarla 10.000 döngü boyunca tutuculuk kuvvetlerinin araştırıldığı bir çalışmada, tüm gruplarda özellikle ilk 2000

döngüde artış gözlenmiştir [194]. Bu çalışmada kaydedilen değerler 20 N ila 30 N arasındadır. PEEK materyali ile benzer elastik modülüsü gösteren PEKK materyali (Pekkon@ivory/5,1 GPa) [195] araştırma verileri çalışmamızdaki aralıksız gruplar (PP, ZP) ile benzerlik göstermekle birlikte, bu çalışma verilerinin 0° konus açısına bağlı olarak daha yüksek olduğu düşünülmektedir. Çalışmada ilk 2000 döngüden sonra tutuculuk kuvvetlerinden değişiklik gözlenmemiştir. Çalışmamızda ise PP ve ZP gruplarında ilk 500 döngü boyunca tutuculukta artış meydana gelmiştir. Bu farklılığın iki çalışmadaki örneklerin konus açıları arasındaki farklılıktan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Döküm yöntemi ile üretilen sekonder kuronlarda kendiliğinden oklüzalde oluşan aralık, tutuculuk mekanizmasında kama etkisi oluşmasına sebep olmaktadır [17]. Shimakura ve ark. [90], döküm yöntemi ile oklüzaldeki aralığın standart olarak saptanamayacağını bildirmiş ve standardizasyon için titanyum sekonder kuronların üretiminde CAD/CAM yöntemini kullanmışlardır. 6° konus açısına sahip farklı yüksekliklerde primer kuronları (4 ve 6 mm) ve farklı oklüzal aralık miktarının (0, 50 ve 100 µm) tutuculuk kuvveti üzerine etkisini değerlendirmişlerdir. Oklüzal aralık miktarının, 4 mm ve 6 mm yükseklik için de 0 µm aralık ile 50 µm ve 100 µm aralık arasında istatikselsel olarak anlamlı şekilde tutuculuk kuvvetinde artış bulmuşlardır. Ancak 50 µm aralık ile 100 µm aralık arasında anlamlı bir fark gözlenmediğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda ise aralıksız ve 100 µm oklüzal aralıklı PEEK primer ve sekonder kurona sahip (PP ve PP₁₀₀) gruplarda, 100 µm oklüzal aralık olan grupta tutuculuk değerlerinin daha yüksek olduğu görülmüştür. 10.000 döngü sonunda PP grubunda tutuculuk kuvveti 24,51 N iken PP₁₀₀ grubunda tutuculuk kuvveti 35,73 N (PP₁₀₀) olarak ölçülmüştür. ZP₁₀₀ ve ZP grupları için ise 5000. döngüde tutuculuk değerleri arasında anlamlı farklılıklar varken 10.000 döngü sonrası tutuculuk değerlerinde anlamlı farklılık bulunmamıştır. Yani sıfır hipotezinin primer ve sekonder kuronlar arasında oklüzal aralık oluşturulmasının tutuculuğu etkilemeyeceği şeklindeki ikinci kısmı, kısmen reddedilmiştir.

Sakai ve ark. [133] yüzey pürüzlülüğünün ve konus açısının tutuculuk kuvveti üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, 4°, 5° veya 6° konus açısına sahip titanyum alaşımından CAD/CAM yöntemi ile teleskop kuronlar üretmişlerdir. Oklüzal aralık 50 µm olarak tasarlanmış ve 100 N yükleme 1000 döngü boyunca uygulanmış ve her 100 döngüden sonra tutuculuk kuvveti ölçümleri yapmışlardır. İlk

100 döngüde tüm gruplarda tutuculuk kuvvetinde azalma görülürken, 100 döngüden sonra, verilerde anlamlı derecede artma veya azalma gözlenmemiştir. Bu azalmanın sebebi ilk yüz döngüde yüzey pürüzlülüğün daha fazla olması ve pürüzlü yüzey düzensizliklerinin kolayca aşınması şeklinde açıklanmıştır. Çalışmamızda oklüzalde aralık bırakılan gruplardan PP₁₀₀ grubunda 10.000 takma-çıkarma döngüsü boyunca tutuculuk kuvvetinde anlamlı bir değişiklik gözlenmezken ZP₁₀₀ grubunda ilk 1000 döngüde tutuculuk kuvveti artmış ve 10.000 döngüye kadar başka anlamlı değişiklik olmamıştır. Bu durumun yüzey pürüzlülüklerinin aşınmasına bağlı olarak kuronlar arasındaki temas alanının artmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Nakagawa ve ark. [183] konus açısı 2°, 4° ve 6° olan CAD/CAM yöntemi kullanarak ürettikleri zirkonya (Ce-TZP/A) primer ve sekonder kuronlarda siman aralığını 0 ve 10 µm olarak tasarlanmış, gruplara 50 ve 100 N yük uygulayarak tutuculuk değerlerini incelemişlerdir. Ölçüm öncesinde primer ve sekonder kuronları yüksüz, 50 N ve 100 N olarak yerleştirip bilgisayarlı tomografiler ile oklüzal aralık miktarını da ölçmüşlerdir. Her iki siman aralığında da kuronlar arasında oklüzal aralık tespit edilmiş olup konus açısı küçüldükçe oklüzal aralık miktarında istatistiksel olarak anlamlı artış bildirilmiştir. Siman aralığı genişliğinin her iki ön yükte de tutuculuk kuvveti üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığı, konus açısının tutuculuk kuvvetini ve oklüzal aralık miktarını artırdığı bildirilmiştir. Siman aralığı miktarının değişmesi muhtemelen döküm yöntemi ile üretilen sekonder kuronlardaki büzülme gibi oklüzalde ve basamakta aralık oluşmasına neden olmuştur. Nakagawa ve ark. [22] farklı bir araştırmalarında ise 2°, 4° ve 6° zirkonya primer ve sekonder kuronlar arasında 0, 10, 20 µm siman aralığı tasarlamışlar ve siman aralığının tutuculuk kuvvetini etkilemediğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda ise oklüzal aralık bulunduran PP₁₀₀ grubunda PP grubuna göre tutuculuk değerleri tüm ölçümlerde, ZP₁₀₀ grubunda ise ZP grubuna göre 5000 döngü sonundaki ölçümde anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (Tablo 4.13). Sekonder kuron materyali olarak zirkonya kullanılan Nakagawa ve ark.'nın çalışmalarına göre tutuculuğun daha yüksek çıkmasının nedeninin, PEEK materyalinin elastik modülüsünün zirkonyadan daha düşük olması olduğu düşünülmektedir. PEEK sekonder kuron uygulanan yükte beraber zirkonyanın aksine esneyerek daha fazla yerine oturmuş ve primer kurona daha fazla sıkışma kuvveti uygulayabilmiştir. Oklüzalde aralık olması, sekonder kuron esneyerek primer kuron üzerine otururken primer kuronun oklüzalinin sekonder kurona temas ederek

oturmayı durdurmasını engellemiştir. Zirkonya oklüzalde oturmayı durduran bir temas olmasa da elastik modülüsü yüksek olduğu için esneyememiştir. Ayrıca sekonder kuron materyali olarak zirkonya kullanılan çalışmalarda grupların takma-çıkarma döngüsüne girmemiş olması, oklüzal aralığın uzun süreli kullanım sonrası tutuculuk değişimine etkisinin gözlenmemesine neden olmuştur.

Çalışmamızda PP₁₀₀ grubu, tutuculuk değerlerinde anlamlı bir değişiklik olmadan 10.000 döngüyü tamamlamıştır. Bu durumun PEEK materyalinin sertlik değerinin (32 HV) [29] düşük olması, karşısında yine PEEK'ten yapılmış bir sekonder kuronun kullanılması sonucu temas yüzeylerinde minimal aşınma meydana gelmesi nedeniyle oluştuğunu düşünmekteyiz. ZP₁₀₀ grubu ise 10.000 döngü boyunca yapılan ölçümlerde tutuculuk kuvvetlerinde artış göstermiştir. Bu durumun zirkonya gibi sertlik değeri yüksek (1250 HV) bir primer kuron karşısında sertlik değeri düşük (32 HV) bir PEEK sekonder kuron kullanıldığında oklüzal aralığın kama etkisine bağlı olarak sekonder kuronun iç yüzeyinde meydana gelen aşınmalar sonucu kuronun temas alanının daha da artmasından kaynaklandığını söyleyebiliriz. Bu grupların SEM görüntüleri incelendiğinde ZP₁₀₀ grubunda PEEK sekonder kuron yüzeyindeki aşınmaların, PP₁₀₀ grubu ile karşılaştırıldığında daha fazla olması bu düşüncüyü desteklemektedir (Şekil 4.21, 4.25).

Çalışmamızda PP₁₀₀ grubu tüm döngülerde PP grubundan anlamlı derecede yüksek tutuculuk değerleri sergilerken, ZP₁₀₀ grubunun tutuculuk değeri ZP grubundan sadece 5000 döngü sonunda anlamlı derecede daha yüksektir. PP₁₀₀ ve ZP₁₀₀ gruplarının her ikisinin de oklüzal aralığa sahip olduğu ve uygulanan ön yüklerle kama etkisinin oluştuğu benzer tutuculuk mekanizmasına sahip oldukları düşünüldüğünde, bulgular arasındaki farkın primer kuron materyallerinin farklı olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. PEEK materyali zirkonyaya göre daha yumuşak bir materyaldir. Bu durumda yük altında sekonder kuron elastik olarak deforme olup primer kura kuvvet uygularken primer kuron da bir miktar sıkışıp bu etkiyi arttırmış olabilir. Oysa bu durum zirkonya primer kuron için geçerli değildir. ZP₁₀₀ grubunda sıkışma sadece sekonder kuronun deformasyonu ile gerçekleşmektedir. PP₁₀₀ grubunda meydana gelmiş olması muhtemel çift taraflı sıkışmanın hem ZP₁₀₀ grubuna göre daha yüksek tutuculuk kuvvetlerine neden olduğu, hem de standart sapması daha düşük; yani daha öngörülebilir kuvvetlerin oluşmasına da sebep olduğunu düşünmekteyiz (Tablo 4.13, Şekil 4.2).

Destek dişlerin periodontal dokularına veya implantlara zarar vermemek için teleskop kuronların tutuculuk kuvvetinin büyüklüğü makul sınırlar içerisinde olmalıdır. Körber [17], destek başına tutuculuk kuvvetinin 5-10 N aralığında olması gerektiği bildirmiştir. Becker [95], kabul edilen minimum kuvvetin 2,5 ila 3 N olduğunu ve destek başına maksimum tutucu kuvvetin 6,5 N'u geçmemesi gerektiğini tavsiye etmiştir. Pigozzo ve ark. [196] protez tutuculuğu için yeterli tutuculuk kuvvetinin 5-7 N aralığında olduğunu, Stančić ve Jelenković [197] protezin işlevselliğini sağlamak ve destek yapıya zarar vermemek için güvenli aralığın 5-9 N aralığında olduğunu bildirmişlerdir. Bu makalelere göre 2,5 ila 10 N arasındaki tutuculuk kuvveti aralığı kabul edilebilir görünmektedir.

Çalışmamızda elde edilen tutuculuk değerleri literatürde ideal olarak tanımlanan 5-10 N'den daha yüksek bulunmuştur. Önerilen aralığa en yakın değerler, tüm gruplar için başlangıçta elde edilen değerlerdir. PP₁₀₀ grubu hariç diğer gruplarda takma-çıkarma döngüleri ile tutuculuk kuvvetlerinde artış gözlenmiştir. Tutuculuk kuvvetlerindeki bu gelişme literatürde malzemeye özgü deformasyon veya aşınma ile birlikte primer ve sekonder kronların ara yüzlerindeki mekanik adaptasyondaki artış ile açıklanmıştır [9] .

10.000 döngü sonunda literatürde önerilen tutuculuk değerine en yakın değer ZA grubunda ölçülmüştür. Ancak çift kuron sistemlerinde tutuculuğun primer kuronun yüksekliği ve konus açısı gibi başka faktörlere de bağlı olduğu unutulmamalıdır. Çalışmada tek tip kuron boyu değerlendirilmiş olup klinikte arka dişlerin boyu daha kısa olabileceğinden bu çalışma ile benzer tutuculuk verileri elde edilemeyebilir. Ayrıca konus açısının artması veya azalması tutuculuk kuvvetlerini etkileyeceğinden mevcut çalışmada bulunan tutuculuk değerlerinin konus açısı artırılarak önerilen tutuculuk verilerinin elde edilebileceği düşünülmektedir. Ancak Kamel ve ark. [23]'ün da belirttiği gibi CAD/CAM yöntemi ile üretilen farklı materyal çiftleri için ideal tasarımların belirlenmesine; yani ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

SEM analizlerinde 10.000 takma-çıkarma döngüsü sonrasında PEEK primer kuronlarda aşınma izleri gözlemlenirken, zirkonya primer kuronlarda bu izlere rastlanmamıştır. Başlangıç yüzey özellikleri ile 10,000 döngü sonunda primer ve sekonder kuronların temas yüzeylerindeki değişiklik gözlenmemesi şeklindeki sıfır hipotezinin üçüncü kısmı, kısmen reddedilmiştir. ZA grubundaki örneklerde

elektroşekillendirilmiş sekonder kuronların yüzeyinde ise aşınmadan ziyade ezilerek şekillenmiş sahalar gözlemlenmiştir (Şekil 4.16). Bu durumun elektroşekillendirme ile üretilen sekonder kuronun %99,9 saflıkta altından oluşmasından ve bu altının sertliğinin (217 HV) [30] zirkonyadan (1250 HV) çok daha düşük olmasından kaynaklandığı düşünülebilir.

PP ve ZP gruplarında primer ve sekonder kuronlarda görülen aşınma izlerinin (Şekil 4.19) üretim sürecinden kaynaklı olduğunu düşünmekteyiz. PP₁₀₀ grubunda ise sekonder kuron yüzeyinde hafif aşınma izleri görülmektedir. Bu aşınmaların tutuculuk mekanizmaları arasındaki farktan kaynaklandığını düşünmekteyiz. PP grubunda tutuculuk mekanizması hidrolik iken PP₁₀₀ grubunda kama etkisi ile tutuculuk sağlanmaktadır. Bu nedenle primer kuron ile sekonder kuron arasında sıkışma ile daha yoğun bir sürtünme oluşmaktadır. Aşınmanın daha fazla olmasının bu sürtünmeden kaynaklandığı düşünülmektedir.

ZP₁₀₀ grubunda ise zirkonya primer kuron yüzeyinde aşınma hiç görülmezken, PEEK sekonder kuron yüzeyinde PP₁₀₀ grubunun sekonder kuron yüzeyine göre daha yoğun bir aşınma görülmektedir. Bu durumun da zirkonyanın PEEK'e göre çok daha sert bir materyal olmasından, bu nedenle primer ve sekonder kuron arasındaki adaptasyonun tamamen PEEK sekonder kurondaki aşınma ile gerçekleşmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

İn vitro çalışmalar ne kadar hassas planlanırlarsa planlansınlar, in vivo koşulları tam olarak yansıtamamaktadırlar. Çalışmada bulunan kısıtlamalar şu şekilde sıranabilir;

Çalışmada teleskobik tutucuları etkileyen sadece dikey yöndeki kuvvetler değerlendirilmiştir. Tutucu kuronların aşınma davranışını etkileyen yatay ve eksen dışı kuvvetler uygulanmamıştır.

Deneyler tek bir çift kuron üzerinde yapılmıştır, ancak klinik şartlarda teleskobik protezlerin nadiren tek diş üzerine yapılmaktadır. Klinik kullanımda çift kuronların genellikle birden çok tutucunun aynı anda takılıp çıkarılarak kullanılması ve bunun taklit edilmemiş olması bu çalışmadaki diğer bir kısıtlamadır.

Çalışmada tek tip yapay tükürük kullanılmıştır. Rößler, [189] elektroşekillendirme yöntemi ile üretilmiş ve tutuculuğu azalmış çift kuronlarda,

tutuculuğu sağlayan hidrolik etkinin viskozitesi daha yüksek silikon yağlar kullanılarak iyileşebildiğini ve hatta ilk haline getirilebildiğini bildirmiştir. Dabrowa ve ark. [198] teleskobik tutucu olarak seçtikleri altın esaslı materyallerde temas açısı ölçümleri ve atomik kuvvet mikroskopisi ile adezyon kuvvetlerini araştırdıkları çalışmalarında, ağız boşluğundaki koşulları elde etmek için distile su ve yapay tükürük (Mucinox) kullanmışlar; yapay tükürüğün viskozitesinin distile suya oranla yüksek olduğunu, daha düşük ara yüzey gerilimi sergilediğini ve dolayısıyla uzun vadeli tutuculuğu iyileştirdiğini bildirmişlerdir. Farklı viskoziteye sahip yapay tükürüklerin kullanımının hem tutuculuk değerlerini hem de aşınmayı etkileyeceği düşünülmektedir.

Ayrıca çalışmamızda tek bir konus açısı değerlendirilmiş olup elde edilen veriler klinik olarak önerilen değerlerden yüksek bulunmuştur. Farklı konus açılarının kullanılması değerlendirilen materyal çiftleri ve üretim teknikleri için tutuculuk kuvvetlerinin önerilen sınırlar dahilinde olmasını sağlayabilir. Böylece ileri çalışmalarda farklı konus açıları değerlendirilerek özellikle en öngörülebilir tutuculuk değerlerinin elde edildiği PP₁₀₀ grubu için klinik kullanma en uygun konus açısı belirlenebilir.

Literatürde primer ve sekonder kuronlar arasında 0 µm veya farklı siman aralıklarının kullanıldığı çalışmalarda elde edilen bilgisayarlı tomografi görüntüleri ile oklüzaldeki aralık miktarının ölçüldüğü bildirilmiştir [90, 182, 183]. Çalışmamızda oklüzal aralık ölçümü yapılmamış olup oklüzal aralık gruplarında (PP₁₀₀, ZP₁₀₀) kuronlar arasındaki aralık miktarı ölçülmemiştir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızın kısıtlamaları dahilinde şu sonuçlara ulaşılmıştır:

- PP₁₀₀ (100 µm oklüzal aralığa sahip PEEK primer kuron/PEEK sekonder kuron) grubu hariç tüm gruplarda 10.000 döngü sonunda tutuculuk kuvvetlerinde artış meydana gelmiştir. PP₁₀₀ grubunda tutuculukta anlamlı bir değişiklik olmamıştır.
- Değerlendirilen grupların tamamı literatürde önerilen 5-10 N değerlerden daha yüksek tutuculuk kuvvetleri sergilemiştir. Önerilen değerlere en yakın tutuculuğa sahip grup ZA (Zirkonya primer kuron/Elektroşekillendirilmiş altın sekonder kuron) grubudur.
- SEM görüntülerinde primer ve sekonder kuronlara ait zirkonya yüzeylerde aşınma izleri gözlenmezken PEEK ve altın yüzeylerde aşınma izleri gözlenmiştir.
- Çalışmada en yüksek tutuculuk değerleri 100 µm oklüzal aralığa sahip PEEK primer kuron ve PEEK sekonder kuron grubunda (PP₁₀₀) ölçülmüş olup, primer kuron ile sekonder kuron arasında oklüzal kısımda ve basamakta oluşturulan aralık tutuculuğu arttırmıştır.
- 100 µm oklüzal aralığa sahip PEEK primer kuron ve PEEK sekonder kuron grubunda (PP₁₀₀) en öngörülebilir tutuculuk değerleri tespit edilmiştir. İleri çalışmalarda bu grubun farklı kuron yükseklikleri ve konus açıları değerlendirilerek klinik kullanıma en uygun konus açısının belirlenmesi önerilmektedir.

7. KAYNAKLAR

- [1] **Langer, A.** (1981). Telescope retainers for removable partial dentures. *J Prosthet Dent*, 45(1), 37-43.
- [2] **Wöstmann, B., Balkenhol, M., Weber, A., Fergner, P. ve Rehmann, P.** (2007). Long-term analysis of telescopic crown retained removable partial dentures: survival and need for maintenance. *Journal of dentistry*, 35(12), 939-945.
- [3] **Schwindling, F. S., Dittmann, B. ve Rammelsberg, P.** (2014). Double-crown-retained removable dental prostheses: A retrospective study of survival and complications. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(3), 488-493.
- [4] **Wenz, H. J., Hertrampf, K. ve Lehmann, K. M.** (2001). Clinical longevity of removable partial dentures retained by telescopic crowns: outcome of the double crown with clearance fit. *International journal of prosthodontics*, 14(3).
- [5] **Wagner, B. ve Kern, M.** (2000). Clinical evaluation of removable partial dentures 10 years after insertion: success rates, hygienic problems, and technical failures. *Clinical oral investigations*, 4(2), 74-80.
- [6] **Behr, M., Hofmann, E., Rosentritt, M., Lang, R. ve Handel, G.** (2000). Technical failure rates of double crown-retained removable partial dentures. *Clin Oral Investig*, 4(2), 87-90.
- [7] **Bergman, B., Ericson, Å. ve Molin, M.** (1996). Long-Term Clinical Results After Treatment With Conical Crown--Retained Dentures. *International Journal of Prosthodontics*, 9(6).
- [8] **Frisch, E., Ziebolz, D., Ratka-Krüger, P. ve Rinke, S.** (2015). Double crown-retained maxillary overdentures: 5-year follow-up. *Clinical implant dentistry and related research*, 17(1), 22-31.
- [9] **Elkabbany, A., Kern, M., Elkhadem, A. H., Wille, S., Amer, A. A. ve Chaar, M. S.** (2020). Retention of metallic and non-metallic double-crown-retained mandibular overdentures on implants: an in-vitro study. *Journal of prosthodontic research*, 64(4), 384-390.
- [10] **Besimo, C., Graber, G. ve Flühler, M.** (1996). Retention force changes in implant-supported titanium telescope crowns over long-term use in vitro. *Journal of oral rehabilitation*, 23(6), 372-378.
- [11] **Krennmair, G., Sütö, D., Seemann, R. ve Piehslinger, E.** (2012). Removable four implant-supported mandibular overdentures rigidly retained with telescopic crowns or milled bars: a 3-year prospective study. *Clinical oral implants research*, 23(4), 481-488.
- [12] **Gökçen-Röhlig, B., Saruhanoglu, A., Çiftçi, E. D. ve Evlioglu, G.** (2010). Applicability of zirconia dental prostheses for metal allergy patients. *International Journal of Prosthodontics*, 23(6).

- [13] **Uludag, B., Sahin, V. ve Ozturk, O.** (2008). Fabrication of zirconium primary copings to provide retention for a mandibular telescopic overdenture: a clinical report. *International Journal of Prosthodontics*, 21(6).
- [14] **Wang, C. H., Lee, H. E., Du, J. K. ve Igarashi, Y.** (2005). Connecting rigidities of various precision attachments compared with the conical crown retained telescope. *The Kaohsiung journal of medical sciences*, 21(1), 22-28.
- [15] **Cortada, M., Giner, L., Costa, S., Gil, F., Rodri, D. ve Planell, J.** (2000). Galvanic corrosion behavior of titanium implants coupled to dental alloys. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 11(5), 287-293.
- [16] **Nakajima, T., Torii, K., Fujii, T., Tanaka, J. ve Tanaka, M.** (2019). Retentive force of telescopic Ce-TZP/A crowns in water. *Journal of Osaka Dental University*, 53(2), 171-177.
- [17] **Körber, K.** (1983). *Konuskronen: das rationelle Teleskopsystem Einführung in Klinik und Technik*. Heidelberg: Dr. Alfred Hüthig Verlag GmbH.
- [18] **Bayer, S., Kraus, D., Keilig, L., Gölz, L., Stark, H. ve Enkling, N.** (2012). Wear of double crown systems: electroplated vs. casted female part. *Journal of applied oral science*, 20(3), 384-391.
- [19] **Weigl, P., Hahn, L. ve Lauer, H. C.** (2000). Advanced biomaterials used for a new telescopic retainer for removable dentures: ceramic vs. electroplated gold copings: part I. in vitro tribology effects. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 53(4), 320-336.
- [20] **Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S. ve Tamaki, Y.** (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*, 28(1), 44-56.
- [21] **Beuer, F., Edelhoff, D., Gernet, W. ve Naumann, M.** (2010). Parameters affecting retentive force of electroformed double-crown systems. *Clinical oral investigations*, 14(2), 129-135.
- [22] **Nakagawa, S., Torii, K., Tanaka, J. ve Tanaka, M.** (2017). Retentive force of the cone crown telescope prosthesis using ceria-stabilized zirconia/alumina nanocomposite with a CAD/CAM system. *Journal of Osaka Dental University*, 51(1), 55-62.
- [23] **Kamel, A., Badr, A., Fekry, G. ve Tsoi, J.** (2021). Parameters Affecting the Retention Force of CAD/CAM Telescopic Crowns: A Focused Review of In Vitro Studies. *Journal of Clinical Medicine*, 10(19), 4429.
- [24] **Kurtz, S. M. ve Devine, J. N.** (2007). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 28(32), 4845-4869.
- [25] **Ma, R. ve Tang, T.** (2014). Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. *International journal of molecular sciences*, 15(4), 5426-5445.
- [26] **Zoidis, P., Papathanasiou, I. ve Polyzois, G.** (2016). The use of a modified poly-ether-ether-ketone (PEEK) as an alternative framework material for removable dental prostheses. A clinical report. *Journal of Prosthodontics*, 25(7), 580-584.
- [27] **Siewert, B. ve Parra, M.** (2013). A new group of material in dentistry. *Z Zahnärztl Implantol*, 29, 148-159.
- [28] **Fuhrmann, G., Steiner, M., Freitag-Wolf, S. ve Kern, M.** (2014). Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)—durability and influence of surface conditioning. *Dental Materials*, 30(3), 357-363.

- [29] **PEEK BioSolution.** (2021). Erişim: 5 Aralık, 2021, https://www.merzdental.de/fileadmin/user_upload/downloads/Info/Digital_Solutions/Cad_Cam_Brosch%C3%BCre_en_1090772_2019_03.pdf
- [30] **Franco Jr, A. R., Pintaúde, G., Sinatora, A., Pinedo, C. E. ve Tschiptschin, A. P.** (2004). The use of a Vickers indenter in depth sensing indentation for measuring elastic modulus and Vickers hardness. *Materials Research*, 7, 483-491.
- [31] **Körber, K.** (1973). *Konuskronen Teleskope: Einführung in Klinik und Technik.* Heidelberg: Dr.Alfred Hüthig Verlag GmbH.
- [32] **Berman, H. ve Lustig, L. P.** (1960). Primary substructures and removable telescopic superstructures in dental reconstruction. *J The Journal of Prosthetic Dentistry*, 10(4), 724-732.
- [33] **Beschnidt, S., Chitmongkolsuk, S. ve Prull, R.** (2001). Telescopic crown-retained removable partial dentures: review and case report. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 22(11), 927-928, 929.
- [34] **Fernandes, V. A., Chitre, V. ve Aras, M.** (2008). Prosthetic management of a case of advanced periodontitis with telescopic dentures. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 8(4), 216.
- [35] **Efeoğlu, A., Erdemir, A. D. ve Öncel, Ö.** (2001). *Başlangıçtan günümüze diş hekimliği.* Nobel Tıp Kitabevleri.
- [36] **Dhir, R.** (2005). Clinical assessment of the overdenture therapy. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 5(4), 187.
- [37] **Langer, A.** (1981). Tooth-supported telescope restorations. *J Prosthet Dent*, 45(5), 515-520.
- [38] **Weaver, J. D.** (1989). Telescopic copings in restorative dentistry. *J Prosthet Dent*, 61(4), 429-433.
- [39] **Gordon, T.** (1966). Telescope reconstruction an approach to oral rehabilitation. *J Am Dent Assoc*, 72(1), 97-105.
- [40] **Widbom, T., Löfquist, L., Widbom, C., Söderfeldt, B. ve Kronström, M.** (2004). Tooth-Supported Telescopic Crown--Retained Dentures: An up to 9-Year Retrospective Clinical Follow-up Study. *International Journal of Prosthodontics*, 17(1).
- [41] **Ericson, A., Nilsson, B. ve Bergman, B.** (1991). Klinische Resultate bei Patienten, die mit Konuskronen-getragenen Restaurationen versorgt wurden. *Quintessenz*, 42(8), 1237-1251.
- [42] **Besimo, C., Jaquiery, C. ve Rohner, H.-P.** (1993). Implantatgetragene perioprothetische Suprastrukturen. *SCHWEIZERISCHE MONATSSCHRIFT FÜR ZAHNMEDIZIN*, 103, 581-581.
- [43] **Li, Y., Gao, P. ve Yin, K.** (2007). Clinical effects of occlusal reconstruction on telescopic dentures. *TIANJIN MEDICAL JOURNAL*, 35(11), 834.
- [44] **Weischer, T. ve Mohr, C.** (2001). Implant-supported mandibular telescopic prostheses in oral cancer patients: an up to 9-year retrospective study. *Int J Prosthodont*, 14(4), 329-334.
- [45] **Watt, D. M. ve MacGregor, A. R.** (1984). *Designing partial dentures.* John Wright.
- [46] **Hou, G. L., Tsai, C. C. ve Weisgold, A. S.** (1997). Periodontal and prosthetic therapy in severely advanced periodontitis by the use of the crown sleeve coping telescope denture. A longitudinal case report. *Australian dental journal*, 42(3), 169-174.

- [47] **Prakash, V., Parkash, H. ve Gupta, R.** (2008). Fixed removable prosthesis employing Marburg double crown system. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 8(1), 59.
- [48] **Heckmann, S. M., Schrott, A., Graef, F., Wichmann, M. G. ve Weber, H. P.** (2004). Mandibular two-implant telescopic overdentures: 10-year clinical and radiographical results. *Clinical oral implants research*, 15(5), 560-569.
- [49] **Preiskel, H.** (1971). Screw retained telescopic prostheses. *Br Dent J*, 130(3), 107-112.
- [50] **User, A.** (1975). Bölümlü Teleskop Protezler. *İÜDF Dergisi*, 9, 79-92.
- [51] **Lenz, J., Schindler, H. ve Pelka, H.** (1992). Die keramikverblendete NEM-Konuskrone. *Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin*.
- [52] **Jumber, J. F., Jumber, M. J. ve Anderson, F. H.** (1981). *An atlas of overdentures and attachments*. Quintessence Publishing Company.
- [53] **Ohkawa, S., Okane, H., Nagasawa, T. ve Tsuru, H.** (1990). Changes in retention of various telescope crown assemblies over long-term use. *The Journal of prosthetic dentistry*, 64(2), 153-158.
- [54] **Kreissl, M. E., Heydecke, G., Metzger, M. C. ve Schoen, R.** (2007). Zygoma implant-supported prosthetic rehabilitation after partial maxillectomy using surgical navigation: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(3), 121-128.
- [55] **Landes, C. A., Paffrath, C., Koehler, C., Thai, V. D., Stübinger, S., Sader, R., Lauer, H.-C. ve Piwowarczyk, A.** (2009). Zygoma implants for midfacial prosthetic rehabilitation using telescopes: 9-year follow-up. *International Journal of Prosthodontics*, 22(1).
- [56] **Eitner, S., Schlegel, A., Emeka, N., Holst, S., Will, J. ve Hamel, J.** (2008). Comparing bar and double-crown attachments in implant-retained prosthetic reconstruction: a follow-up investigation. *Clinical oral implants research*, 19(5), 530-537.
- [57] **Becker, H.** (1983). Der einfluss von zahn pasta auf das haftverhalten parallelwandiger teleskopkronen. *Zahnärztl Prax*, 34(8), 332-334.
- [58] **Fenton, A. H.** (1998). The decade of overdentures: 1970-1980. *J Prosthet Dent*, 79(1), 31-36.
- [59] **Mengel, R., Kreuzer, G., Lehmann, K. M. ve Flores-de-Jacoby, L.** (2007). A telescopic crown concept for the restoration of partially edentulous patients with aggressive generalized periodontitis: a 3-year prospective longitudinal study. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 27(3), 231-239.
- [60] **Mericske, E. ve Mericske-Stern, R.** (1993). Overdenture abutments and reduced periodontium in elderly patients. A retrospective study. *Schweizer Monatschrift für Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odontostomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia*, 103(10), 1245-1251.
- [61] **Besimo, C. ve Graber, G.** (1994). A new concept of overdentures with telescope crowns on osseointegrated implants. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 14(6).
- [62] **Kazemi, H.** (1991). A crown and sleeve removable denture with periodontally involved teeth as abutments: an alternative to a conventional complete denture. *Compendium*, 12(4), 212, 214, 218 passim-212, 214, 218 passim.
- [63] **Hofmann, E., Behr, M. ve Handel, G.** (2002). Frequency and costs of technical failures of clasp-and double crown-retained removable partial dentures. *Clinical oral investigations*, 6(2), 104-108.

- [64] **Weng, D. ve Richter, E. J.** (2007). Maxillary removable prostheses retained by telescopic crowns on two implants or two canines. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 27(1), 35-41.
- [65] **Langer, Y. ve Langer, A.** (2000). Tooth-supported telescopic prostheses in compromised dentitions: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(2), 129-132.
- [66] **Scott, W. R.** (1968). Laboratory procedures for fabricating the removable telescopic attachment and joint. *The Journal of prosthetic dentistry*, 20(3), 226-234.
- [67] **Yalisove, I. L.** (1966). Crown and sleeve-coping retainers for removable partial prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 16(6), 1069-1085.
- [68] **Schweitzer, J. M., Schweitzer, R. D. ve Schweitzer, J.** (1971). The telescoped complete denture: A research report at the clinical level. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 26(4), 357-372.
- [69] **Böttger, H. ve Engelhardt, J.** (1970). Telescopic system in dental practice. *Die Quintessenz*, 21(6), 69-72.
- [70] **Hoffmann, O., Beaumont, C., Tatakis, D. N. ve Zafiroopoulos, G.-G.** (2006). Telescopic crowns as attachments for implant supported restorations: a case series. *Journal of Oral Implantology*, 32(6), 291-299.
- [71] **Ross, S. E., Schultz, I. M. ve Ross, K. E.** (1999). An introductory therapeutic modality for restoring implants and natural teeth using conus crowns: a 5-year case report. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 19(6).
- [72] **Shiba, A.** (1993). *The Conical Double-Crown Telescopic Removal Periodontic Prosthesis*. St Louis• ETokyo: Ishiyaku Euro America. 40-55 s.
- [73] **Yi, Y. J., Cho, L. R. ve Park, C. J.** (2003). Cause of technical failures of conical crown-retained denture (CCRD): A clinical report. *J Korean Acad Prosthodont*, 41(6), 714.
- [74] **Langer, A.** (1980). Telescope retainers and their clinical application. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 44(5), 516-522.
- [75] **Stamouli, K. ve Smeekens, S.** (2009). Rehabilitation of a periodontally compromised case using the conical crown system. Part II. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 4(2).
- [76] **Öztürk, B.** (1974). Sabit çapalar arasına yapılan ve üzerinde müteharrik protez taşıyan traverslerin özellikleri ile direnç kabiliyetleri ve dayanaklardaki teleskop çapaların fizik ve kinetik özelliklerin araştırılması. *EÜDışhekimliği Fak yayınları*, 1.
- [77] **GÜNER, S. B.** (1994) *Teleskop ve konus kuronların kombinasyonu ile geliştirilen kombine çift kuron sisteminin teleskop ve konus kuronlarla tutuculuk açısından in-vitro karşılaştırılması* (Doktora tezi). Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- [78] **Hofmann, M. ve Ludwig, P.** (1973). Die teleskopierende Totalprothese im stark reduzierten Lückengebiss. *Dtsch Zahnärztl*, (28), 2-17.
- [79] **Lehmann, K. ve Gente, M.** (1988). Doppelkronen als Verankerung für herausnehmbaren Zahnersatz. *Deutscher Zahnärztekalendar*, 47, 106-120.
- [80] **Wenz, H. J. ve Lehmann, K. M.** (1998). A telescopic crown concept for the restoration of the partially edentulous arch: the Marburg double crown system. *International Journal of Prosthodontics*, 11(6).

- [81] **Seo, J.-G. ve Cho, J.-H.** (2020). Clinical outcomes of rigid and non-rigid telescopic double-crown-retained removable dental prostheses: An analytical review. *The journal of advanced prosthodontics*, 12(1), 38.
- [82] **Weber, H. ve Frank, G.** (1993). Spark erosion procedure: a method for extensive combined fixed and removable prosthodontic care. *The Journal of prosthetic dentistry*, 69(2), 222-227.
- [83] **Lenz, J.** (1983). Zum Haftungsmechanismus von konischen Teleskopkronen. *Quintessenz Zahntech*, 9(5), 569-583.
- [84] **Hoffmann, B.** (2010) *Abzugsverhalten von Galvanoteleskopkronen mit unterschiedlicher Parallelfärsung*: Deutsche Zentralbibliothek für Medizin.
- [85] **Lenz, J., Pelka, H. ve Schindler, H.** (1986). Nichtdelmetalle in der Konuskronen-Technik. *Phillip Journal*, 5, 221-225.
- [86] **Fingerhuta, C., Schindlerb, H., Schweizerhofc, K., Kordaßd, B. ve Lenze, J.** (2014). Finite Element Analysis of the Principles and Loosening Force of the Conical Telescopic Crown: A Computer-based Study Finite-Element-Analyse des Wirkprinzips und der Lösekraftkontrolle der konischen Teleskopkrone: Eine computergestützte Studie. *International journal of computerized dentistry*, 17(3), 199-218.
- [87] **Lenz J, S. H., Handel M.** (1996). Titan als Gerüst-werkstoff in der Konuskronen-Technik. *Quintessenz Zahntech*, 10, 1247-1256.
- [88] **Akkayan, B.** (1997) *Konus kuronlarda kaybolan tutuculuğun yeniden sağlanmasının in vitro olarak incelenmesi* (Doktora Tezi). İstanbul
- [89] **Güngör, M., Artunç, C. ve Sonugelen, M.** (2004). Parameters affecting retentive force of conus crowns. *Journal of oral rehabilitation*, 31(3), 271-277.
- [90] **Shimakura, M., Nagata, T., Takeuchi, M. ve Nemoto, T.** (2008). Retentive force of pure titanium konus telescope crowns fabricated using CAD/CAD system. *Dental materials journal*, 27(2), 211-215.
- [91] **Körber, K.** (1988). Konuskronen: Das rationelle Teleskopsystem; Einführung in Klinik und Technik. 6. Auflage ed.: Heidelberg: Dr Alfred Hüthig Verlag Heidelberg; s.
- [92] **Güngör, M. A.** (1998) *Çift kuron yapımında freze tekniğine bağlı tutuculuğun araştırılması* (Doktora Tezi). İzmir
- [93] **Peyton, F. A.** (1964). *Restorative dental materials*. CV Mosby.
- [94] **Bartsch, F.** (1998). Grundlagen der modernen Teleskoptechnik, Teil 1: Definitionen und Herstellungsprozess. *Dentallabor*, 46(6), 919-927.
- [95] **Becker, H.** (1982). Einflüsse des umgebenden mediums auf das haftverhalten teleskopierender kronen. *ZWR*, 91, 54-60.
- [96] **Anusavice, K. J., Shen, C. ve Rawls, H. R.** (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.
- [97] **Böttger, H.** (1978). Zur Frage der Friktion teleskopierender Anker. *Zahnärztl Prax*, 29, 347-352.
- [98] **Becker, H.** (1983). Abzugskräfte an teleskopierenden Kronen aus verschiedenen Legierungen im Dauertest. *Zahnärztl Prax*, 34, 427-432.
- [99] **Stark, H.** (1996). Verschleißverhalten von Teleskopkronen und hybridprothetischen Verankerungselementen. *ZWR-Das Deutsche Zahnarzteblatt*, 105(4), 176-183.
- [100] **Jauernig, C.** (2010) *In-vitro-Untersuchung zu Abzugskräften von Doppelkronensystemen* (Doctoral dissertation). Ludwigs-Maximilians-Universität München.

- [101] **McCabe, J. F.** (1999). Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi. *Baskı İstanbul: İÜ Basımevi ve Film Merkezi.*
- [102] **Wirz, J. ve Hoffmann, A.** (2000). *Electroforming in restorative dentistry: new dimensions in biologically based prostheses.* Quintessence Publishing (IL).
- [103] **Vence, B. S.** (1997). Electroforming technology for galvanoceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 77(4), 444-449.
- [104] **Huber, C.** (2003) *Abzugskräfte von Galvano-Teleskopkronen in Abhängigkeit von der Abzugsgeschwindigkeit* (Med.Diss.). Köln: Universität zu Köln.
- [105] **Weigl, P.** (1999). Vollkeramische Primärkronen im Teleskopsystem. *Heidemann, D*, 51-76.
- [106] **Weigl, P. ve Kleutges, D.** (1999). Ein innovatives und einfaches Therapiekonzept für herausnehmbare Suprastrukturen mit neuem Halteelement–konische Keramikpatrize vs. Feingoldmatrize. *Implantatprothetische Therapiekonzepte Die Versorgung des Oberkiefers Berlin: Quintessenz*, 117-158.
- [107] **Faber, F. ve Huber, C.** (2001). Electroformed telescope crowns—a hydraulic system. *J Dent Res*, 80(Spec Iss), 551.
- [108] **Balistrieri, O.** (2004) *In-vitro-Untersuchung über das Haftverhalten von konischen Galvanodoppelkronen in Abhängigkeit vom Umgebungsmedium unter besonderer Berücksichtigung der Abzugsgeschwindigkeit* (Med. Diss.). Köln: Universität zu Köln.
- [109] **Diedrichs, G. ve Rosenhain, P.** (1991). Galvano-outer telescope by direct technique. *Die Quintessenz*, 42(1), 49-56.
- [110] **Pospiech, P.** (2001). *Die prophylaktisch orientierte Versorgung mit Teilprothesen.* Georg Thieme Verlag.
- [111] **Kielhorn, J. ve Haessler, D.** (2003). Kombination von Zirkonoxidkeramik und Galvanoforming. *Quintessenz*, 54(7), 735-742.
- [112] **Davidowitz, G. ve Kotick, P. G.** (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics*, 55(3), 559-570.
- [113] **Arnetzl, G. ve Arnetzl, G.** (2013). CAD/CAM-Systeme. *Stomatologie*, 110(3), 10-18.
- [114] **Mehl, A.** (2001). Technologische Grundlagen und Klassifizierungen. *ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis*, 4, 6-9.
- [115] **Merk, S., Wagner, C., Stock, V., Eichberger, M., Schmidlin, P. R., Roos, M. ve Stawarczyk, B.** (2016). Suitability of secondary PEEK telescopic crowns on zirconia primary crowns: the influence of fabrication method and taper. *Materials*, 9(11), 908.
- [116] **Lenz, J., Schindler, H. ve Pelka, H.** (1992). Das konische Teleteleskop und andere modifikationen der kermikverblendeten konuskronen. *Dental Labor*, 12, 2078-2084.
- [117] **Ludwig, K. ve Behrens, E.** (1997). Implantatgetragene Hybridprothesen mit prafabrizierten Konuskronen aus Titan. *ZWR-Das Deutsche Zahnarztblatt*, 106(1), 10-17.
- [118] **Molin, M., Bergman, B. ve Ericson, A.** (1993). A clinical evaluation of conical crown retained dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 70(3), 251-256.
- [119] **Schindler, H., Lenz, J., Rupprecht, W. ve Pelka, H.** (1996). Die Konuskronen mit Fügekraftbegrenzung. *Dent Lab*, 44, 387-402.
- [120] **Gernet, W.** (1983). Nachunter-suchungen von Teilprothesen mit Konuskronen nach KH Korber. *Dtsch Zahnarzt Z*, 38, 998-1001.

- [121] **Güngör, M., Artunc, C., Sonugelen, M. ve Toparli, M.** (2002). The evaluation of the removal forces on the conus crowned telescopic prostheses with the finite element analysis (FEA). *Journal of oral rehabilitation*, 29(11), 1069-1075.
- [122] **Özyemişçi, N.** (2010) *Sürtünme verniği ve altın iyon çökeltme uygulamalarının açılı teleskop kronların tutuculukları üzerine etkilerinin araştırılması* (Doktora Tezi). Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- [123] **Tele-Fit.** (2021). Erişim: 4 Nisan, 2021, <https://www.servo-dental.de/en/products/tele-fit/>
- [124] **Quick-tec System.** (2021). Erişim: 4 Nisan, 2021, <https://www.si-tec.de/media/pdf/VA/Quick-tec-System.pdf>
- [125] **Quick-tec plus.** (2021). Erişim: 4 Nisan, 2021, <https://www.si-tec.de/media/pdf/VA/Quick-tec-plus.pdf>
- [126] **Quick-rep.** (2021). Erişim: 29 Nisan, 2021, https://www.microtec-shop.com/WebRoot/Store9/Shops/63284819/4E94/A807/1BD1/A841/01C3/C0A8/29BB/871C/02_quickrep_v2_info.pdf
- [127] **Telerep.** (2021). Erişim: 29 nisan, 2021, http://download.microtec-shop.com/outside/instructions/english/04_telerep_info_engl.pdf
- [128] **Dhayat, R.** (2012) *Untersuchungen zum in vitro Verschleiß von Aktivierungselementen für Teleskopkronen* (Doctoral dissertation). Bonn: Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität.
- [129] **Sulewski, J. G.** (2000). Historical survey of laser dentistry. *Dental Clinics of North America*, 44(4), 717-752.
- [130] **Sakaguchi, R. L. ve Powers, J. M.** (2012). *Craig's restorative dental materials-e-book*. Elsevier Health Sciences.
- [131] **Voruganti, K.** (2008). Dental materials: properties and manipulation. *British Dental Journal*, 204(3), 160-160.
- [132] **Schimmel, M., Walther, M., Husain, N. A.-H., Igarashi, K., Wittneben, J. ve Abou-Ayash, S.** (2021). Retention forces between primary and secondary CAD/CAM manufactured telescopic crowns: an in vitro comparison of common material combinations. *Clinical oral investigations*, 1-11.
- [133] **Sakai, Y., Takahashi, H., Iwasaki, N. ve Igarashi, Y.** (2011). Effects of surface roughness and tapered angle of cone crown telescopic system on retentive force. *Dental materials journal*, 30(5), 635-641.
- [134] **de Mattias Sartori, I. A., Ribeiro, R. F., Francischone, C. E. ve de Mattos, M. d. G. C.** (2004). In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *The Journal of prosthetic dentistry*, 92(2), 132-138.
- [135] **Brawek, P. K., Wolfart, S., Endres, L., Kirsten, A. ve Reich, S.** (2013). The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow—the comparison of two systems. *Clinical oral investigations*, 17(9), 2119-2125.
- [136] **Luft, V., Pospiech, P., Schurig, A. ve Schmitter, M.** (2021). In vitro investigations on retention force behavior of conventional and modern double crown systems. *Dental Materials*, 37(1), 191-200.
- [137] **Güven, M. Ç., Tuna, M., Bozdağ, E., Öztürk, G. N. ve Bayraktar, G.** (2017). Comparison of retention forces with various fabrication methods and materials in double crowns. *The journal of advanced prosthodontics*, 9(4), 308.
- [138] **Goguta, L., Lungeanu, D., Negru, R., Birdeanu, M., Jivanescu, A. ve Sinescu, C.** (2021). Selective Laser Sintering versus Selective Laser Melting

- and Computer Aided Design–Computer Aided Manufacturing in Double Crowns Retention. *Journal of Prosthodontic Research*, 65(3), 371-378.
- [139] **Turp, I.** (2011) *Teleskobik Tutucularda Primer Kuron Materyali Olarak Zirkonya Kullanımının İncelenmesi* (Doktora Tezi). İstanbul: İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- [140] **Bayer, S., Zuziak, W., Kraus, D., Keilig, L., Stark, H. ve Enkling, N.** (2011). Conical crowns with electroplated gold copings: retention force changes caused by wear and combined off-axial load. *Clinical oral implants research*, 22(3), 323-329.
- [141] **Pellecchia, R., Kang, K.-H. ve Hirayama, H.** (2004). Fixed partial denture supported by all-ceramic copings: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 92(3), 220-223.
- [142] **Schwindling, F. S., Lehmann, F., Terebesi, S., Corcodel, N., Zenthöfer, A., Rammelsberg, P. ve Stober, T.** (2017). Electroplated telescopic retainers with zirconia primary crowns: 3-year results from a randomized clinical trial. *Clinical oral investigations*, 21(9), 2653-2660.
- [143] **Hahnel, S., Wieser, A., Lang, R. ve Rosentritt, M.** (2015). Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clinical oral implants research*, 26(11), 1297-1301.
- [144] **Mark, H. F. ve Kroschwitz, J. I.** (1985). *Encyclopedia of polymer science and engineering*. New York: Wiley.
- [145] **Chen, F., Ou, H., Lu, B. ve Long, H.** (2016). A constitutive model of polyether-ether-ketone (PEEK). *journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 53, 427-433.
- [146] **KALAYCI, E., AVİNÇ, O. ve YAVAŞ, A.** (2017). Polieter eter keton (peek) lifleri. *Fen Bilimleri Dergisi (CFD)*, 38(2).
- [147] **Gao, S., Gao, S., Xu, B. ve Yu, H.** (2015). Effects of different pH-values on the nanomechanical surface properties of PEEK and CFR-PEEK compared to dental resin-based materials. *Materials*, 8(8), 4751-4767.
- [148] **Heary, R. F., Parvathreddy, N., Sampath, S. ve Agarwal, N.** (2017). Elastic modulus in the selection of interbody implants. *Journal of spine surgery*, 3(2), 163.
- [149] **Zoidis, P., Bakiri, E., Papathanasiou, I. ve Zappi, A.** (2017). Modified PEEK as an alternative crown framework material for weak abutment teeth: a case report. *General dentistry*, 65(5), 37-40.
- [150] **Tekin, S., Değer, Y. ve Demirci, F.** (2019). Evaluation of the use of PEEK material in implant-supported fixed restorations by finite element analysis. *Nigerian journal of clinical practice*, 22(9), 1252.
- [151] **Bathala, L., Majeti, V., Rachuri, N., Singh, N. ve Gedela, S.** (2019). The role of polyether ether Ketone (Peek) in dentistry–A Review. *Journal of medicine and life*, 12(1), 5.
- [152] **Lee, W. T., Koak, J. Y., Lim, Y. J., Kim, S. K., Kwon, H. B. ve Kim, M. J.** (2012). Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 100(4), 1044-1052.
- [153] **Tannous, F., Steiner, M., Shahin, R. ve Kern, M.** (2012). Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dental materials*, 28(3), 273-278.
- [154] **Stawarczyk, B., Thrun, H., Eichberger, M., Roos, M., Edelhoff, D., Schweiger, J. ve Schmidlin, P. R.** (2015). Effect of different surface

- pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(5), 666-673.
- [155] **Stock, V., Schmidlin, P. R., Merk, S., Wagner, C., Roos, M., Eichberger, M. ve Stawarczyk, B.** (2016). PEEK primary crowns with cobalt-chromium, zirconia and galvanic secondary crowns with different tapers—A comparison of retention forces. *Materials*, 9(3), 187.
- [156] **Wimmer, T., Huffmann, A. M. S., Eichberger, M., Schmidlin, P. R. ve Stawarczyk, B.** (2016). Two-body wear rate of PEEK, CAD/CAM resin composite and PMMA: Effect of specimen geometries, antagonist materials and test set-up configuration. *Dental Materials*, 32(6), e127-e136.
- [157] **Sakihara, M., Taira, Y. ve Sawase, T.** (2019). Effects of sulfuric and vinyl sulfonic acid etchants on bond strength of resin composite to polyetherketoneketone. *Odontology*, 107(2), 158-164.
- [158] **Stawarczyk, B., Jordan, P., Schmidlin, P. R., Roos, M., Eichberger, M., Gernet, W. ve Keul, C.** (2014). PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(5), 1278-1288.
- [159] **Kewekordes, T., Wille, S. ve Kern, M.** (2018). Wear of polyetherketoneketones—Influence of titanium dioxide content and antagonistic material. *Dental Materials*, 34(3), 560-567.
- [160] **Stober, T., Lorenzo Bermejo, J., Beck-Mußotter, J., Séché, A.-C., Lehmann, F., Koob, J. ve Rammelsberg, P.** (2012). Clinical performance of conical and electroplated telescopic double crown-retained partial dentures: a randomized clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 25(3).
- [161] **Eisenburger, M., Gray, G. ve Tschernitschek, H.** (2000). Long-term results of telescopic crown retained dentures--a retrospective study. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 8(3), 87-91.
- [162] **Rammelsberg, P., Bernhart, G., Lorenzo Bermejo, J., Schmitter, M. ve Schwarz, S.** (2014). Prognosis of implants and abutment teeth under combined tooth-implant-supported and solely implant-supported double-crown-retained removable dental prostheses. *Clinical oral implants research*, 25(7), 813-818.
- [163] **Stober, T., Bermejo, J. L., Séché, A.-C., Lehmann, F., Rammelsberg, P. ve Bömicke, W.** (2015). Electroplated and cast double crown-retained removable dental prostheses: 6-year results from a randomized clinical trial. *Clinical oral investigations*, 19(5), 1129-1136.
- [164] **Tang, C., Wang, Q. ve Ge, Y.** (2019). Telescoping implant fixed protheses for edentulous rehabilitation—A prospective clinical study. *Clinical Oral Implants Research*, 30, 337-337.
- [165] **Rinke, S., Schneider, L., Schulz, X., Wiedemann, V., Bürgers, R. ve Rödiger, M.** (2019). Overdentures borne on less than four abutments with telescopic crowns: 5-year results of a retrospective clinical study. *Clinical oral investigations*, 23(8), 3153-3160.
- [166] **Yoshino, K., Ito, K., Kuroda, M. ve Sugihara, N.** (2020). Survival rate of removable partial dentures with complete arch reconstruction using double crowns: a retrospective study. *Clinical oral investigations*, 24(4), 1543-1549.
- [167] **Koller, B., Att, W. ve Strub, J.-R.** (2011). Survival rates of teeth, implants, and double crown-retained removable dental prostheses: A systematic literature review. *International Journal of Prosthodontics*, 24(2).
- [168] **Verma, R., Joda, T., Brägger, U. ve Wittneben, J. G.** (2013). A systematic review of the clinical performance of tooth-retained and implant-retained

- double crown prostheses with a follow-up of ≥ 3 years. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 22(1), 2-12.
- [169] **Keshk, A. M., Alqutaibi, A. Y., Algabri, R. S., Swedan, M. S. ve Kaddah, A.** (2017). Prosthodontic maintenance and peri-implant tissue conditions for telescopic attachment-retained mandibular implant overdenture: Systematic review and meta-analysis of randomized clinical trials. *European journal of dentistry*, 11(4), 559.
- [170] **Souza, J., Barbosa, S., Ariza, E., Celis, J.-P. ve Rocha, L.** (2012). Simultaneous degradation by corrosion and wear of titanium in artificial saliva containing fluorides. *Wear*, 292, 82-88.
- [171] **Stock, V., Wagner, C., Merk, S., Roos, M., Schmidlin, P. R., Eichberger, M. ve Stawarczyk, B.** (2016). Retention force of differently fabricated telescopic PEEK crowns with different tapers. *Dental materials journal*, 35(4), 594-600.
- [172] **Wagner, C., Stock, V., Merk, S., Schmidlin, P. R., Roos, M., Eichberger, M. ve Stawarczyk, B.** (2018). Retention Load of Telescopic Crowns with Different Taper Angles between Cobalt-Chromium and Polyetheretherketone Made with Three Different Manufacturing Processes Examined by Pull-Off Test. *Journal of Prosthodontics*, 27(2), 162-168.
- [173] **Schubert, O., Reitmaier, J., Schweiger, J., Erdelt, K. ve Güth, J.-F.** (2019). Retentive force of PEEK secondary crowns on zirconia primary crowns over time. *Clinical oral investigations*, 23(5), 2331-2338.
- [174] **Milić-Lemić, A., Sredojević, S., Radović, K., Stamenković, D., Miličić, B., Popovac, A. ve Stančić, I.** (2020). Retention force of overdenture retained with telescopic crowns—a comparison of polyether ether ketone and zirconia ceramic telescopic crowns. *Srpski arhiv za celokupno lekarstvo*, 148(7-8), 410-416.
- [175] **Priester, M., Müller, W.-D., Beuer, F., Schmidt, F. ve Schwitalla, A. D.** (2021). Performance of PEEK based telescopic crowns, a comparative study. *Dental Materials*, 37(11), 1667-1675.
- [176] **Stawarczyk, B., Eichberger, M., Uhrenbacher, J., Wimmer, T., Edelhoff, D. ve Schmidlin, P. R.** (2015). Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dental materials journal*, 34(1), 7-12.
- [177] **Kurbad, A. ve Reichel, K.** (2003). All-ceramic Primary Telescopic Crowns with Cerec inLab Vollkeramische Primär-teleskope mit Cerec inLab. *International journal of computerized dentistry*, 6, 103-111.
- [178] **Adamczyk, E. ve Spiechowicz, E.** (1990). Plaque accumulation on crowns made of various materials. *International Journal of Prosthodontics*, 3(3).
- [179] **Bayer, S., Kraus, D., Keilig, L., Gözl, L., Stark, H. ve Enkling, N.** (2012). Changes in retention force with electroplated copings on conical crowns: a comparison of gold and zirconia primary crowns. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 27(3).
- [180] **Engels, J., Schubert, O., Güth, J.-F., Hoffmann, M., Jauernig, C., Erdelt, K., Stimmelmayer, M. ve Beuer, F.** (2013). Wear behavior of different double-crown systems. *Clinical oral investigations*, 17(2), 503-510.
- [181] **Turp, I., Bozdağ, E., Sünbuloğlu, E., Kahruman, C., Yusufoglu, İ. ve Bayraktar, G.** (2014). Retention and surface changes of zirconia primary crowns with secondary crowns of different materials. *Clinical oral investigations*, 18(8), 2023-2035.

- [182] Nakamura, M., Tanaka, A., Tasaka, A., Yoshinari, M., Takemoto, S. ve Yamashita, S. (2021). Comparison of retentive forces between telescopic crowns made of poly (ether ether ketone) and type 4 gold alloy. *Dental Materials Journal*, 40(1), 129-135.
- [183] Nakagawa, S., Torii, K. ve Tanaka, M. (2017). Effects of taper and space settings of telescopic Ce-TZP/A crowns on retentive force and settling. *Dental materials journal*, 2016-2258.
- [184] Yoshikawa, Y., Torii, K. ve Tanaka, M. (2019). Influence of the number of insertions and removals of telescopic zirconia/alumina crowns on retentive force and settling. *Dental materials journal*, 2018-2260.
- [185] HARALDSON, T. ve CARLSSON, G. E. (1977). Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *European Journal of Oral Sciences*, 85(3), 200-208.
- [186] HARALDSON, T., JEMT, T., STÅLBLAD, P. Å. ve Lekholm, U. (1988). Oral function in subjects with overdentures supported by osseointegrated implants. *European Journal of Oral Sciences*, 96(3), 235-242.
- [187] Schwindling, F. S., Stober, T., Rustemeier, R., Schmitter, M. ve Rues, S. (2016). Retention behavior of double-crown attachments with zirconia primary and secondary crowns. *Dental Materials*, 32(5), 695-702.
- [188] Rösch R, M.-S. R. (2008). Zirkoniumdioxid in der abnehmbaren Prothetik. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, (118), 959-974.
- [189] Rößler, J. (2005) *Der Haftmechanismus von Galvano-Doppelkronen-Systemen und seine Beeinflussbarkeit durch Zwischenflüssigkeiten* (Doktor medicinae dentariae). der Friedrich-Schiller-Universität Jena
- [190] Arnold, C., Hey, J., Setz, J. M., Boeckler, A. F. ve Schweyen, R. (2018). Retention force of removable partial dentures with different double crowns. *Clinical oral investigations*, 22(4), 1641-1649.
- [191] Dillschneider, T., Nothdurft, F., Abed-Rabbo, M., Mitov, G. ve Pospiech, P. (2009). In vitro-investigations on the wear behavior of different double crown systems. *dental materials*, 25(5), e20-e20.
- [192] Koch, K. G. U. v. (2018) *Galvanodoppelkronen: Haftverhalten und Passung in Abhängigkeit von technischen Parametern* (Doktor medicinae dentariae). Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle Wittenberg.
- [193] BioHPP Blank. (2021). Erişim: 8 Aralık, 2021, https://bredent-group.com/wp-content/uploads/2019/12/0005470D_BioHPP-Die-Referenz.pdf
- [194] Kotthaus, M., Hasan, I., Keilig, L., Grüner, M., Bourauel, C. ve Stark, H. (2019). Investigation of the retention forces of secondary telescopic crowns made from Pekkton® ivory in combination with primary crowns made from four different dental alloys: an in vitro study. *Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik*, 64(5), 555-562.
- [195] Pekkton®ivory. (2021). Erişim: 8 Aralık, 2021, <https://www.cmsa.ch/index.php?eID=dumpFile&t=f&f=13192&token=d3173730affa973f951d6a05268753f2d05de95e>
- [196] Pigozzo, M. N., Mesquita, M. F., Henriques, G. E. P. ve Vaz, L. G. (2009). The service life of implant-retained overdenture attachment systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 102(2), 74-80.
- [197] Stančić, I. ve Jelenković, A. (2008). Retention of telescopic denture in elderly patients with maximum partially edentulous arch. *Gerodontology*, 25(3), 162-167.

- [198] **Dąbrowa, T., Wcisło, A., Majstrzyk, W., Niedziałkowski, P., Ossowski, T., Więckiewicz, W. ve Gotszalk, T.** (2021). Adhesion as a component of retention force of overdenture prostheses-study on selected Au based dental materials used for telescopic crowns using atomic force microscopy and contact angle techniques. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 104648.



8. ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Kıymet ÇALIK
Doğum Tarihi ve Yeri :
E-posta :

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2008, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
- **Yükseklisans** : 2008, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

AKADEMİK YAYINLAR VE SUNUMLAR

- **Çalık, K., Burduroğlu, D. (2018).** İskletsel ve Dişsel Sınıf III Parsiyel Dişsiz Bir Olgunun Protetik Rehabilitasyonu. 24. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi TDB, 27-30 Eylül 2018 (Poster Sunumu)
- **Çalık, K., Burduroğlu, D. (2018).** Tek Diş Eksikliğinde Dental İmplant Sonrası Geçici Restorasyonlarla Dişeti Konturlarının Şekillendirilmesi. 22. Uluslararası Estetik Diş Hekimliği Kongresi, 19-21 Ekim (Poster Sunumu)
- **Çalık, K., Dolanmaz, D., Özyılmaz, Ö. Y., (2021).** Prosthetic rehabilitation of edentulous patients by using the “Toronto hybrid prosthesis”: 3 case reports. Icp-Tpid Joint Meeting and 25th Scientific Congress of the Turkish Prosthodontic and Implantology Association’, November 4-7, Muğla, Turkey (Oral Presentation).
- **Turp, I., Çalık, K., (2021).** Effects of viscosity of intermedium on the retention of double crowns. Icp-Tpid Joint Meeting and 25th Scientific Congress of the Turkish Prosthodontic and Implantology Association’, November 4-7, Muğla, Turkey (Oral Presentation).