

**T.C.
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORAL İMPLANTOLOJİ
ANABİLİM DALI**

**FARKLI BOYDAKİ İMPLANT ABUTMANLARINA
GEÇİCİ SİMAN İLE SİMANTE EDİLEN
KURONLARIN SÖKÜLEBİLMESİ İÇİN GEREKLİ
VERTİKAL ÇEKME KUVVETLERİNİN ÖLÇÜMÜ VE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

MASTER TEZİ

**DİŞ HEKİMİ
Mehmet Onur KALAYCI**

**DANIŞMAN
Yrd. Doç. Dr. Özkan DİLEK**

İSTANBUL-2007

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimimde tecrübesini ve emeğini esirgemeyen Prof. Dr. Peker SANDALLI'ya,

Tezimin hazırlanmasında yol gösteren ve emek veren danışmanım Yrd. Doç. Dr. Özkan DİLEK'e,

Yüksek lisans eğitimim süresince destek ve sabırları için annem Ecz. Fatma KALAYCI'ya, babam Ecz. Hayrettin KALAYCI'ya ve bu süreçte en yakınımındaki yardımcım, kardeşim Serra Nur KALAYCI'ya,

Tezimde kullanılan malzemeleri sağlayan Optimal Diş Labaratuvarı'na, değerli çalışanları Ahmet ÜNAL'a ve Hasan ALKAÇ'a, Uysal Medikal'e ve değerli çalışanı Ersin KURT'a,

katkılarından dolayı teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	ii
İÇİNDEKİLER	iii
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	v
TABLolarIN LİSTESİ.....	vi
ÖZET.....	vi
ABSTRACT	vii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 Dental İmplantlar	3
2.2 Dental İmplantların Başarı Oranları.....	5
2.3 Dental İmplantların Endikasyonları	6
2.4 İmplant Üstü Protez Çeşitleri.....	6
2.5 Dental İmplantların Avantajları	6
2.6 İmplant Üstü Protezlerin İmplantlara Bağlantı Metodları	7
2.6.1 İmplant Üstü Vidalı Protezler	7
2.6.2 İmplant Üstü Simante Protezler	9
2.7 Protezlerde Tutuculuğu Etkileyen Faktörler	21
2.7.1 Paralellik veya Eğim	23
2.7.2 Yüzey Alanı ve Yükseklik	23
2.7.3 Yüzey Bitimi ve Yüzey Pürüzlülüğü	24
2.7.4 Yapıştırma Siman Çeşitleri	25
2.7.4.1 Çinko Fosfat Siman.....	26
2.7.4.2 Çinko Polikarboksilat Siman.....	27
2.7.4.3 Cam İyonomer Siman	29
2.7.4.4 Resin Kompozit Simanlar	30
2.7.4.5 Geçici Simanlar	30
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	31
3.1 Gereç.....	31
3.2 Yöntem.....	34

4. SONUÇ.....	44
5. TARTIŞMA.....	47
KAYNAKLAR	53
ÖZGEÇMİŞ	61

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil 2.1. İmplant üstü vidalı sabit protez (Vaka fotoğrafı).....	8
Şekil 2.2. İmplant üstü vidalı sabit protez.....	8
Şekil 3.1. 6 mm ve 4 mm uzunluğundaki abutmanlar için hazırlanmış implant üstü protezler.....	32
Şekil 3.2. İmplant üstü protezler için Öjenol içermeyen geçici siman; Premier İmplant Cement (Premier®, Hannover, Almanya)	32
Şekil 3.3. Leowire ortodontik tel	33
Şekil 3.4. Biolok İmplant analogu ve standart 6 mm uzunluğunda abutman	34
Şekil 3.5. Biolok İmplant analogu ve 4 mm'ye kısaltılmış abutman.....	35
Şekil 3.6. İmplant analoglarına sabitlenen 4 mm ve 6 mm abutmanlar.....	35
Şekil 3.7. İmplant abutmanları üzerine laboratuarda üretilmiş kuronlar	36
Şekil 3.8. Kumlama işlemi öncesi ve sonrasında kuronların iç yüzeyleri	37
Şekil 3.9. Kuronların içine kendi karıştırıcı ucuyla uygulanan Premium İmplant Simanı (Premier®, Hannover, Almanya).....	38
Şekil 3.10. Instron cihazında kuvvet uygulanarak yapılan simantasyon işlemi.....	38
Şekil 3.11. Yaşlandırma işleminin uygulandığı su havuzu ve içinde bulunan termometre	39
Şekil 3.12. Soğuk su banyosunun sıcaklığının programlandığı ve sıcaklığın izlendiği pano	40
Şekil 3.13. Sıcak su banyosunun sıcaklığının programlandığı ve sıcaklığın izlendiği pano	40
Şekil 3.14-a. Yaşlandırma işlemi öncesi sayaç	41
Şekil 3.14-b. Yaşlandırma işlemi sonrası sayaç.....	41
Şekil 3.15. Vertikal çekme işlemi öncesi deney örneğinin Instron cihazına sabitlenmesi.....	42
Şekil 3.16. Instron cihazında vertikal çekme işlemi uygulanmış deney örneği.....	43

TABLULARIN LİSTESİ

Tablo 2.1. Dental implantların başarı oranları	5
Tablo 4.1. 4 mm abutmanlarda ölçülen kuvvet değerleri; ortalama, medyan ve standart sapma değerleri.....	44
Tablo 4.2. 6 mm abutmanlarda ölçülen kuvvet değerleri; ortalama, medyan ve standart sapma değerleri.....	45
Tablo 4.3. Anova testi sonuçları	45
Tablo 4.4. Çalışma ve deney gruplarındaki abutmanların ortalama vertikal kuvvet, yüzey alanı ve çekme kuvveti sonuçları	46
Tablo 5.1. Farklı çalışmalarda elde edilen sonuçlar.....	51

ÖZET

İmplant üstü sabit protez vakalarında bazı komplikasyonlarla karşılaşılabilir. Abutmanı implanta bağlayan vidanın kırılması ya da gevşemesi, implant üstü protezde porselen kırıkları ve periodontal enfeksiyonlara neden olabilir ve implant üstü protezin sökülmesi gerekebilir. İmplant üstü protezin abutmana simantasyonu kolaylıkla sökülebilmesi amacıyla geçici simanlarla yapılabilir. Ayrıca klinikte implant uygulanacak sahada karşı arktaki dişin sürmesi sonucu veya çeneler arasında yetersiz mesafe bulunması sebebiyle abutmanların boylarının -kısaltılması gerekebilir.

Çalışmada, boyu kısaltılmış abutmanların üstüne geçici simanlarla simante edilen kuronlarda tutuculuk değerinin araştırılması amaçlanmıştır.

Çalışmada, uzunluğu 6 mm ve çapı 4 mm olan toplam 14 adet abutmanın, 7 tanesinin uzunluğu 4 mm'ye kısaltılarak deney grubu oluşturulmuştur. Diğer 7 adet 6 mm uzunluğundaki abutman kontrol grubunu oluşturmaktadır. Abutmanların üstlerine tam metal kuronlar imal edilmiştir. Metal kuronlar, öjenol içermeyen geçici siman ile abutmanlara simante edilmiştir. Yaşlandırma işleminin ardından vertikal çekme deneyi ile tutuculuk değerleri ölçülmüştür.

Sonuç olarak, kemiğin durumuna bağlı olarak yerleştirilen implantın üstüne uygulanan abutmanın, boyunun ve boyunun çapına oranının implant üstü protezin tutuculuğuna etkisi olduğu saptanmıştır. Bu nedenle, implant üstü sabit protez uygulamalarında komplikasyonların tedavi edilebilmesi amacıyla simante protezleri tercih ederken, olabilecek en uzun abutman boyu ile daha yüksek tutuculuk değerlerine ulaşıldığı görülmektedir.

Anahtar kelimeler: İmplant, tutuculuk, abutman, geçici implant simanı

ABSTRACT

Some complications can be seen on implant retained fixed prosthesis. Fracture or loose of screw, which bends abutment to implant, can cause porcelain fracture and periodontal infections and prosthesis may need to be debonded. Cementation of implant retained prosthesis to the abutment can be done by temporary cements for debonding easier in the future. Because of over-eruption of teeth which is situated opposite to the implant area and limited interarch space; there may be need to shorten the abutment.

In this study, retention values of crowns, which are cemented with temporary cements to the shortened abutments, are examined.

7 of 14 abutments' height is shortened to 4 mm and formed the examination group. The rest 7 abutments' height is 6 mm and formed control group. Full metal crowns are produced for these 14 abutments. These full metal crowns are cemented to abutments with non-eugenol temporary cements. After performing thermocycling, retention values are tested with microtensile bond strength test.

In conclusion we found that, abutment height and height to diameter ratio affect retention value of implant retained fixed prosthesis when implants are placed to suitable bone. For this reason, when temporary cements are used to treat complications of implant retained prosthetic cases, best retention values can be observed if possible longest abutments are preferred.

Keywords: Implant, retention, abutment, permanent implant cement

1. GİRİŞ

İmplantoloji, diş hekimliğinin yeni bir boyutu olmakla birlikte gelişimiyle birçok sorunun çözümüne de yardımcı olmaktadır. Ancak materyallerin geliştirilmesi ve klinikte kullanılması ile birlikte yeni sorular gündeme gelmiştir.

İmplant uygulanacak bölgelerde sıklıkla karşılaşılabilecek bir problem, karşı arktaki dişin önceden çekim yapılmış alana doğru sürmüş olmasıdır. İmplant üstü sabit protezlerdeki kırıklar, vida kırılmaları ve gevşemeleri de yine en çok karşılaşılan problemlerdendir. Ayrıca kişiye, çenelere ve dişlere ait özelliklerden dolayı bir takım farklı komplikasyonlarla da karşılaşılabılır.

Öncelikli olarak implant üstü protezlerin implantlarla olan bağlantı metodunun tartışılması gerekmektedir. Burada iki farklı yöntem uygulanabilir. İmplant üstü sabit protezlerin implanta, vida veya siman ile tutuculuğu sağlanabilir.

İmplant üstü vidalı sabit protezler, karşıt ark ile yeterli mesafenin olmadığı durumlarda, dişin yan duvarlarında siman ile yeterli tutuculuğun sağlanabileceğinden daha kısa bir tutucu yüzey varlığında avantajlıdır. Ayrıca ileride oluşabilecek hataların telafi edilebilmesi amacıyla hekime protezi yerinden çıkarabilme kolaylığı da sunmaktadır. Örneğin periodontal sondalama, protezin çıkartılabilmesi ile daha kolay ve doğru yapılabilmektedir.

Vidalı implant üstü protezlerde bütün yapılar tam olarak sabitlenmiştir ve hiçbir şekilde hareket yoktur. Yeterli bir şekilde sabitlenmemiş implant üstü protezlerde vida kırılmaları veya vida açılmaları oluşabilmektedir. Bu vida ve abutman kırılmaları tutuculuğun vida ile sağlandığı protezlerde kolaylıkla telafi edilebilecek durumlardır.

İmplant üstü protez tutuculuğunun vida ile sağlandığı durumlarda estetiği sağlamak her zaman mümkün değildir. Ayrıca vida, protez üzerinde marjinal bölgede

olamayacağından cerrahi safhada implantın pozisyonu önemlidir. Bu tip protezlerin laboratuvar yapım işlemleri de daha detaylı bir çalışma gerektirmektedir.

Günümüzde simante implant üstü protezlerde, konvansiyonel simantasyon yöntemleri uygulanmaktadır. Simante protezlerin vidalı protezlere göre bir takım avantajları olduğu söylenebilir. Laboratuvar işlemlerinin kolaylığı, estetiğin daha başarılı olması, daha az protetik parça içermesi öne çıkan faktörlerdendir. Ayrıca cerrahi safhada implantın açısı ve komşu dişlerle olan pozisyonu konvansiyonel yöntemle daha kolaylıkla çözümlenebilmektedir. Simante protezlerin dezavantajı, oluşabilecek bir komplikasyonun tedavi edilebilme güçlüğüdür. İmplantların başarı oranlarının artması komplikasyonları azaltmaktadır. Ancak ileride protezin yerinden çıkarılabileceği durumlar göz ardı edilmemelidir. Bu nedenle geçici simanlar, tutuculuğun simanla sağlandığı protezlerde sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır.

Seçilecek olan yöntem için kriterlerimiz, komplikasyonların tedavi edilebilirliği, yeterli miktarda tutuculuğun sağlanması, estetik, simanın temizlenebilme kolaylığı ve masraf olarak özetlenebilir.

Bu çalışmada kısa abutman uygulanan vakalarda oluşabilecek komplikasyonları tedavi edilebilmek amacıyla kullanılan geçici simanın çekme kuvvetlerine karşı dayanıklılığının ölçülmesi amaçlanmış ve klinikte her vakada uzun süreli kullanılabilirliğini değerlendirilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Dental İmplantlar

1952'de İsviçre'de kemik fizyolojisi üzerine araştırmalar yapan Profesör Dr. Per-Ingvar Branemark, birçok araştırmacının şanslı kaza olarak nitelendirdiği bir olayla karşılaşmıştır. Dr. Branemark, kemiğe tutunan mikroskopları, çalışmasının sonunda uyguladığı bölgeden sökemediştir. Titanyum ve kemik arasındaki bağlantı, o dönemin bilimsel teorilerine zıt bir durum oluşturmuştur.

Dr. Branemark, titanyumun kemiğe bağlantı miktarının yüksek olduğunu, uzun dönemde doku enflamasyonu oluşturmadığını ve ileride sökülmesine gerek kalmadığını bildirmiştir. Dr. Branemark bu olayı “*osseointegrasyon*” olarak adlandırmıştır.

Osseointegrasyon ilk olarak 1965'te dişsiz bir çeneye titanyum köklerin implantasyonu ile gerçekleştirilmiştir ve bu implantlar, üzerlerindeki sabit protezlerle birlikte halen kullanılmaktadırlar.

Başlangıçta osseointegrasyonun gerçekleşebilmesi için implantların uygun kemiğe travma meydana getirmeden yerleştirilmesinin ve uzun bir dönem dış faktörlerden etkilenmeden iyileşme sürecinin beklenmesinin gerekli olduğu bildirilmiştir. Bunun sonucunda iki aşamalı cerrahi işlem olarak tanımlanan implantın osseointegrasyonunu takiben, uygun protezin uygulanabileceği transmukozal parçanın yerleştirilmesini içeren bir yöntem geliştirilmiştir.

Osseointegre implantların uzun dönem başarısı bugün ana tartışma konusu olmaktan çıkmıştır. Araştırmalar, ilk zamanlarda cerrahi teknikleri ve greftler üzerine yoğunlaşırken, son yıllarda mekanik ve estetik problemleri çözmeye yönelmiştir (3).

Dental implantlar tedavi gereksinimlerine bağlı olarak farklı şekillerde imal edilmektedirler:

- 1) Endosteal İmplantlar
- 2) Subperiosteal İmplantlar
- 3) Transosseal İmplantlar olarak sınıflandırılırlar (68).

Endosteal implantlar diş çekimi sonrası çekim boşluğunun rehberliğinden yararlanılarak veya dişsiz alveol kreti içerisine frezle açılan yuvaya yerleştirilen implantlardır. Endosteal implantlar, vida, silindirik, vent ve blade tip olmak üzere 4 çeşittir. Klinikte en sık vida tip implantlar kullanılmaktadır.

Shalak (84), vida tipi implantlarda gelen kuvvetlerin, yivlerin eğimli yüzeyleri aracılığıyla kemiğe iletiildiğini belirtmiştir. Vida tipi implantların stresleri kemiğe daha az ve homojen olarak ilettiği bir başka çalışmada belirtilmiştir (83).

Silindirik implantlarda primer stabilizasyon, implantın dış yüzeyi ve kemik arasındaki sürtünme ile sağlanır. İmplantların yüzeyi, kemik ile moleküler düzeyde retansiyonun sağlanması amacı ile titanyum plazma sprej veya hidroksil apatit plazma sprej ile kaplıdır (84).

Vent tipi implantlarda, daha geniş ankraj yüzeyi oluşturmak ve mümkün olan en az kemik defektine neden olacak şekilde implant hacminin küçültülmesi amaç edinilmiştir. İmplant gövdesindeki deliklerde gelişen kemik, fizyolojik yüklerde bir çeşit şok emici olarak görev yapar ve implant-kemik ara yüzeyindeki kayma direncini artırır (85).

Blade tip implantlar, Linkow tarafından alveol kemiğinin vestibulo-lingual boyutlarının yetersiz olduğu durumlarda uygulamak için geliştirilmiştir. Blade implantlar özellikle serbest sonlanan vakalarda, mental foramenin distalinde ve silindirik implantların uygulanmasının zor olduğu ince kretlerde kullanılmaktadır.

2.2 Dental İmplantların Başarı Oranları

Birçok araştırmada dental implantların yüksek başarı oranlarına ulaştığı bildirilmiştir. İmplantların başarısının, uygulandıkları bölgeye göre değişen oranlarda olduğu görülmektedir.

Tablo 2.1. Dental implantların başarı oranları

Yazarlar	Hasta/İmplant	İmplant Sistem	İzleme Periyodu	İmplant Başarısı (%)
Zarb 1996 (71)	45/132	Branemark	3-13 yıl	96,2
Naert 1997 (72)	207/449	Branemark	0,5-9 yıl	97
Freeman 2001 (73)	19/38	Branemark	5,25-11.5 yıl	98,7
Snauwaert 2000 (74)	38/90 üst 317/648 alt	Branemark	5,1 yıl 58 protez >1 yıl	95,8 89
Merickse-Stern 2001 (75)	38/88	ITI	14,1 yıl	84.6
Dudic 2002 (76)	119/258	ITI	9,3 yıl	96
Ferrigno 2002 (77)	35/178 üst 129/348 alt	ITI	10 yıl	90 86,9
Lambrecht 2003 (78)	66/221 alt 8/26 üst	ITI	10 yıl	96,4
Meijer 2003 (79)	61/122	Branemark ve IMZ	10 yıl	93

2.3 Dental İmplantların Endikasyonları

- I- Total dişsizlik vakalarında
- II- Parsiyel dişsizlik vakalarında
 - A) Kennedy 1.Sınıf:
 - B) Kennedy 2.Sınıf
 - C) Kennedy 3.Sınıf
 - D) Kennedy 4.Sınıf (67)

2.4 İmplant Üstü Protez Çeşitleri

- I- Total dişsizlikte
 - a) İmplant üstü sabit protezler
 - b) İmplant üstü hareketli protezler
- II- Parsiyel dişsizlikte
 - a) Tek diş implantlar
 - b) Köprü protezleri
 - c) Hibrid protezler

2.5 Dental İmplantların Avantajları

1. Estetik
2. Rahatlık
3. Konuşma
4. Çiğneme Etkinliği
5. Memnuniyet
6. Ağızda Kalan Doğal Dişlerin Korunması

2.6 İmplant Üstü Protezlerin İmplantlara Bağlantı Metodları

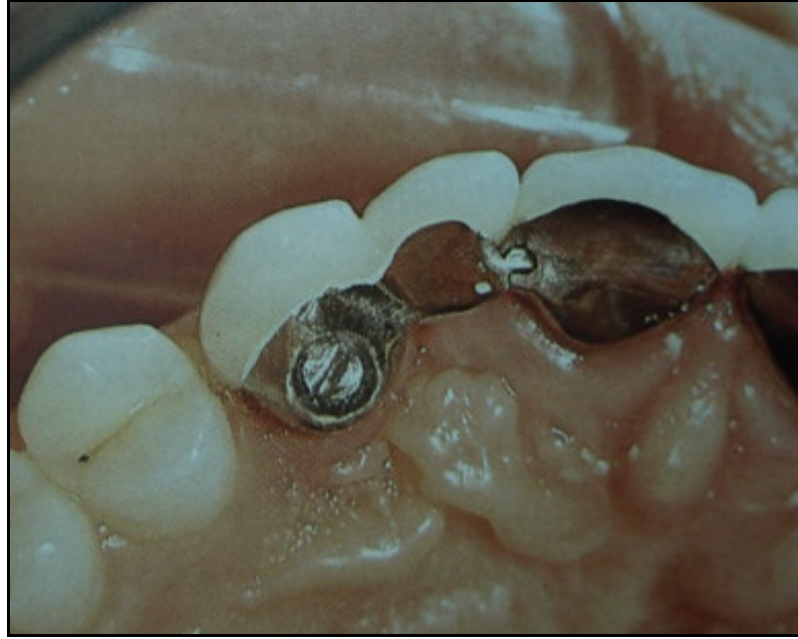
İmplantların klinik kullanımı arttıkça yeni sorular gündeme gelmiş ve araştırmalar bu konular üzerine yoğunlaşmıştır. Bu sorulardan biri, protezin implanta tutunma metodunun nasıl olması gerektiğidir. İmplant üstü protezin abutmana bağlantı tipi (vidalı veya simante) literatürdeki önemli tartışma konularındandır (4,5, 8, 9).

Protezin abutmana bağlantı tipi, tedavi planına ve hekimin bu sistemlerdeki tecrübesine bağlıdır. Diş hekiminin implant sistemi tercihinin implant üstü vidalı ya da simante protez tiplerinden hangisinin uygulanacağını belirlemede etkili olduğu bildirilmiştir (11).

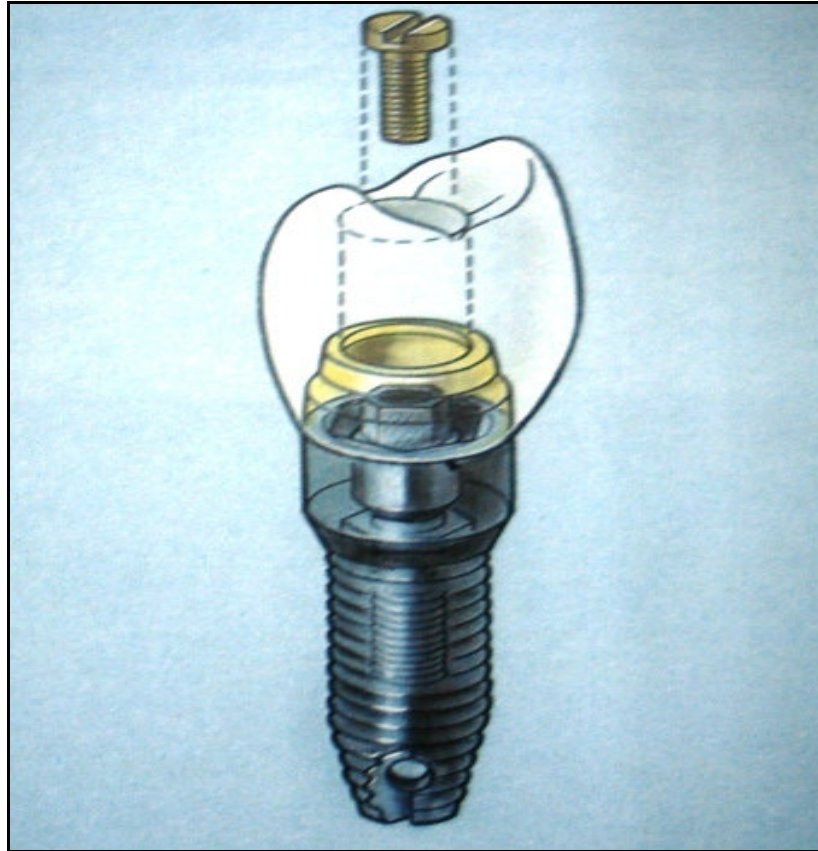
Çiğneme, yutkunma, diş gıcırdatma ve diş sıkma esnasında oluşan kuvvetlerin, implantın ve implant ile kemik arası bağlantının korunabilmesi için belirli mekanik ve fizyolojik limitlerle kontrol altında tutulması gerektiği belirtilmektedir. İmplant üstü protezin abutmana siman veya vida ile tutunmasının, oklüzyonun en son şeklini, bağlantı parçalarına iletilen kuvveti ve kemik ile implantın bağlantısını etkilediği bildirilmektedir. Siman ve vida ile bağlantı mekanizmaları birbirinden tamamen farklı sistemlerdir (40).

2.6.1 İmplant Üstü Vidalı Protezler

İmplant üstü vidalı protezler, estetik ve oklüzyonu sağlamada çıkan güçlüklerle rağmen protezin sökülmesindeki kolaylık sebebiyle tercih edilmektedirler. Adell ve ark., implant üstü vidalı protezlerde stabilitenin, komplikasyonların telafi edilebilirliğinin, implant ve abutman yüzeylerinin protetik uyumunun, implant üstü simante protezlerle karşılaştırıldığında daha fazla olduğunu bildirmektedirler (4, 6,7).



Şekil 2.1. İmplant üstü vidalı sabit protez (Vaka fotoğrafı)



Şekil 2.2. İmplant üstü vidalı sabit protez

Avantajları:

- 1- İmplant 3 mm ve daha fazla submukozal yerleştirilmişse siman artıklarının temizlenememesi sebebiyle tercih edilir (15).
- 2- İnterark mesafe normalden fazlaysa ya da azsa tercih edilir (15).
- 3- Uzun süreli kullanılacak bir proteze alt yapı olarak yapılmış implantlar aynı hızda değilse tercih edilir (15).
- 4- Tekrarlanabilirlik: İmplant üstü protezlerin kullanımları süresince; hijyen, tamir, abutman gevşemesi gibi sebeplerle çıkartılmaları gerekebilir (7,8,9).

Dezavantajları:

- 1- Vida gevşemeleri ve vida kırılmaları, okluzal vidalarda ve abutman vidalarında görülebilir (9).
- 2- Okluzal vida girişi facial yüze yakınsa estetiği sağlamak güçleşir (56).

2.6.2 İmplant Üstü Simante Protezler

Siman ile tutuculuk, sabit protez uygulamalarında 100 yılı aşkın bir süredir kullanılmakta ve kullanımı yaygınla desteklenmektedir (40). Teknik, konvansiyonel protetik yöntemlere benzemektedir (52).

Avantajları:

- 1-İmplant üstü simante protezlerin abutmana pasif uyumunun, abutman ile metal arasındaki boşluk ile sağlanabileceği düşünülmektedir (57).
- 2-Konvansiyonel protetik ve laboratuvar yöntemleri kullanılmaktadır (5).
- 3-Protezi abutmana bağlayan vida gevşemesi elimine edilmiştir (9,11).
- 4-Üst yapının bağlantısındaki basitlik ve kolaylık (8,11)
- 5-Vida girişi olmaması sebebiyle estetik daha iyi sağlanabilmektedir (9,11).
- 6-Maliyeti daha düşüktür (11).
- 7- Dökümün pasif uyumu sağlanabilmektedir (11).
- 9- Yapıştırıcı simanların şokları emdiği savunulmaktadır (5).

Dezavantajları:

- 1- Simantasyon sonucunda oluşan gevşemeler (45)
- 2- Tekrarlanabilirlik (5,9)

Protezlerin implantlara bağlantı tipi tedavi sürecini farklı yönlerden etkilemektedir:

- 1- Protezin üretim kolaylığı ve maliyet
- 2- Dökümün pasif uyumu
- 3- Tutuculuk
- 4- Okluzyon
- 5- Estetik
- 6- Protezin uygulama seansında dikkat edilmesi gereken hususlar
- 7- İleride oluşabilecek komplikasyonların tedavi edilebilme kolaylığı

İmplant üstü simante protezler, geleneksel yöntemlerin kullanılması ve laboratuvar işlemlerinde özel eğitim ihtiyacı gerekmediğinden, vidalı protezlerden daha kolay üretilebilmektedirler. İmplant üstü simante protezlerde kullanılan malzemeler, implant üstü vidalı protezlerde kullanılan malzemelere göre daha ucuzdur ve laboratuvarlar bu simante protezlerin üretimi için ekstra ücret talep etmezler. İmplant üstü simante protezlerin abutman eğiminin 17° den az olduğu vakalarda simante protezlerin üretimi, implant üstü vidalı protezlere göre daha kolaydır (8). Bunun sebebi, bugüne kadar üreticilerin implant üstü vidalı protezler için 17° den az eğimli, vida yoluna sahip, önceden açıldırılmış abutman üretmemeleridir. Bu durumda implant üstü vidalı protezlerin kullanımı basit değildir. Standart tip bir abutman kullanılmaktadır. Bu yöntemin uygulama tekniğinin hassas ve ayrıca zahmetli olduğu bildirilmiştir (4).

İmplant destekli protez yapımı, titizlikle uygulanması gereken birçok laboratuvar ve klinik prosedürünü gerektirmektedir. Üretimin her safhasında implant üstü protezin boyutlarını etkileyebilecek birçok hata oluşabileceği bildirilmiştir (4). Michalakos, metal döküm esnasında oluşabilecek boyutsal hataları; “boyutsal hatanın saptandığı yerin uzağında bir ya da bir grup noktadaki göreceli hareket” olarak tanımlamıştır.

Boyutsal hataların 3 boyutlu olarak, translasyonel (x,y,z) ve rotasyonel (d_x,d_y,d_z) eksenlerde olabildiği bildirilmiştir (4).

Üretimdeki birçok küçük hatanın toplamı “boyutsal hata eşitliği” ile tanımlanmıştır. Bu boyutsal hata eşitliğinin toplamının 0 olması protezin pasif uyumunun sağlandığını göstermektedir (4).

Pasif olarak uyum sağlamayan dökümlerin komplikasyonları iki gruba ayrılabilir.

- 1- Biyolojik Komplikasyonlar: Kemiğe fazla miktarda yük gelmesi, kemik kaybı ve implant ile abutman arasındaki açıklıkta mikroflora oluşumu
- 2- Protezle İlgili Komplikasyonlar: Bağlantı vidasında gevşeme, protezin veya implantın kırılması.

Bu noktada “metalin pasif uyumu her zaman sağlanabilir mi?” sorusunun cevabı aranmaktadır. Protezdeki boyutsal hataların; ölçü alınırken, ana model dökülürken, mum modelaj yapılırken, metal dökümü yapılırken, porselen fırınlanırken ve protezlerin hastaya uygulandığı seansta oluşabildiği bildirilmiştir (4).

İmplant üstü protezlerde ölçü işlemi iki yöntemle olabilir:

Direkt veya indirekt transfer yöntemi: Repositional teknik ile alınan ölçülerde laboratuarda implant analogu yerleştirilirken çokça hata yapıldığı, pick-up tekniğiyle alınan ölçülerle daha doğru sonuçlar elde edildiği bildirilmiştir. İndirekt metod ile alınan ölçülerde oluşan hataların hem vertikal (z eksen) hem de rotasyonel ekseninde olduğu bildirilmiştir (4, 13).

Splintlenmiş ve splintlenmemiş ölçü başlıkları: Literatürde ölçü başlığının splintlenmesiyle ilgili farklı sonuçlar ortaya çıktığı bildirilmiştir. Asiff ve ark., (12) splintlenmiş ölçü başlıkları kullanılarak belirgin miktarda daha az hata oluştuğunu bildirmişlerdir. Diğer taraftan da Philip ve ark. da iki yöntem arasında herhangi bir belirgin farklılık bulunmadığını belirtmişlerdir.

Ölçü Maddesinin Boyutsal Stabilitesi: Polyvinilsiloksan ve poliyeter ölçü maddelerinin her ikisi de implant üstü protezlerin ölçü safhalarında kullanılabilirler (4, 13,14).

İmplant ve taşıma başlığı arasındaki uyum: Bu tip özel parçalarla ilgili detaylı bir araştırma bulunmamakla beraber, Binon (3) kritik bölgelerde implant ve taşıma başlığı arasında 3-101,6 µm. hata olabileceğini bildirmiştir (4).

Mandibuladaki boyutsal değişimler: Mandibuladaki deformasyon birçok araştırmacı tarafından dişsiz ve kısmi dişsiz çenelerde yapılan çalışmalarla araştırılmıştır (37,38). Hobbirk ve Schwab (4) osseointegrasyonu tamamlanmış implantların bulunduğu bir çenede, rest pozisyonundan itibaren açma ve protruziyona kadar devam eden bir harekette, implantlar arasında 420 µm'ye kadar göreceli bir yer değişimi meydana geldiğini bildirmişlerdir (4). Birbirlerine bağlı implantlar arasında 16 N kuvvet geçişi olduğunu saptamışlardır (4). Ayrıca lateral hareket esnasında kuvvetlerin ve implantlardaki yer değişimlerinin, açma ve protruziyon sırasında ölçülen değerlere göre daha fazla olduğu da bildirilmişlerdir (4). Araştırmacılar, implantların birbirlerine göre yer değişimlerinin ve kuvvetlerin ince kemiğe sahip mandibulada daha fazla oluştuğunu bildirmişlerdir (4). Bu gibi faktörler sebebiyle oluşan boyutsal hatalar küçük olmalarının klinikte fark edilememelerine neden olduğu bildirilmiştir (4).

Boyutsal değişikliklerin oluşmasında etkili olan faktörlerin toplamı, implant-protez kompleksinde belirgin iç streslere neden olmaktadır. Shalak'ın (16) pasif uyumu olmayan protezlerde biyolojik ve protetik komplikasyonların olabileceği yönündeki teorisi henüz ispatlanamamıştır. Laboratuarda hayvanlar üzerinde yapılmış çalışmalarda (10, 17) ve sınırlı sayıda klinik çalışmada (4,24) pasif uyumu olmayan implant üstü protezlerin önemli bir biomekanik probleme neden olmadığı bildirilmiştir.

Zaman içinde birçok araştırmada implant üstü vidalı protezlerin abutman ile pasif uyumu amaçlanmışsa da bunun mümkün olmadığı görülmüştür. Ness ve ark., pasif

uyumlu protezleri otopolimerizan akrilik rezinleri kullanarak üretmişler ve implant üstü protezlerde pasif uyum sağlamanın mümkün olmadığını bildirmişlerdir (19).

Protezlerin abutmanlara bağlantısını araştıran çalışmalarda Preci-disc (Ceka-vertrieb, Hannover, Almanya) (20) ve KAL (Kulzer Abutman Luting: Heraus Kulzer, Wehrheim, Almanya) (21,22) kullanıldığında üstyapının uyumunun geliştiği ama tamamen pasif uyum sağlanamadığı bildirilmiştir (4).

Jemt ve Book (23,24), 5 yıl takip sonucu implant üstü protezlerdeki uyumsuzluklarla marjinal kemik kaybı arasındaki ilişkinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir. Bunun dışında Bergendal ve ark. (23), protez uyumsuzluklarında biyolojik toleransın mevcut olduğunu belirtmektedir.

İmplant üstü vidalı protezlerin, pasif uyum sağlanmasındaki güçlükler, implantta yüksek stres birikiminin oluşması ve marjinal uyumun sağlanamaması sebepleriyle mikroflora kolonizasyonuna neden oldukları bildirilmiştir. Geçici simanlar ile tutuculuğun sağlanmasının planlandığı tedavilerde geçici simandaki çözünmeler sebebiyle marjinal açıklık oluşabildiği bildirilmiştir. Keith ve ark. (26) implant üstü vidalı ve simante protezlerde marjinal açıklığı test etmişlerdir. Çalışmalarında vidalı protezlerde $8,8 \pm 5,7 \mu\text{m}$, cam iyonomer siman ile yapıştırılan protezlerde $57,4 \pm 20,2 \mu\text{m}$ ve çinko fosfat ile yapıştırılan protezlerde $67,4 \pm 15,9 \mu\text{m}$ marjinal açıklık tespit etmişlerdir. Keller ve ark. (27) ITI implant sistemlerini (Straumann Institut, Waldenburg, İsviçre) kullanarak implant üstü vidalı protez ile abutman arasında mikroflora birikiminin oluştuğu fikrinden hareketle yaptıkları bir çalışmada, bağlantı tipinin (vida ile ya da siman ile) mikrobiyolojik ve klinik parametrelere etkisinin çok düşük olduğunu bildirmişlerdir. Quirynen ve Van Steenberghe (36), Branemark implant sistemlerini kullandıkları çalışmalarında implant içi boşlukların mikroorganizmalar için bir birikim yeri oluşturduğunu, mikrobiyolojik parametrelerdeki değişimin periimplantitis ile karışabileceğini bildirmişlerdir. Bağlantı tipinin mikrobiyolojik etkisinin sınırlı olduğunu bildirmişlerdir.

Protetik komplikasyonlardan bir diğeri ise, protez ile abutman arasında uyumsuzluğun olduğu implant üstü vidalı protezlerde vida gevşemeleri ve kırılmalarıdır (28,29,30,31,33,34). Protez uyumsuzluğu sebebiyle implant kırılmaları da görülebilmektedir. İmplant kırılmaları, protezin yapımının ardından 3- 15 yıllık süre içinde % 1,5 gerçekleşme oranıyla sık rastlanmayan bir komplikasyondur (32,35). Çoğu implant kırılmaları 3. ve 4. yiv hizasında gerçekleşmektedir ve bu da abutmanı implanta bağlayan vidanın son yivi hizasına denk gelmektedir (4,36).

Alçı sertleşmesi sırasındaki genleşme: IV. tip dental alçılar sertleşme reaksiyonları sırasında % 0,1 boyutsal genleşmeye uğradığından model elde edilmesinde kullanılmaktadırlar. V.tip dental alçılar ise % 0,3 boyutsal genleşmeleriyle metal alaşımlarının döküm sırasındaki boyutsal büzölmelerini telafi edebilmek amacıyla kullanılmaktadırlar (4).

Yüksek sıcaklıklarda fosfat bağı alçıda sertleşme sırasındaki %0,23-0,50 arasında genleşme gerçekleştiği bildirilmiştir. Higroskopik genleşme % 0,35-1,2 arasında iken, ısıl genleşme % 1,33 ile % 1,58 arasında gerçekleşmektedir (700° C) (15).

Metal alt yapının dökümü sırasında büzölmenin 3 ayrı safhada meydana geldiği bildirilmiştir:

1- Sıvı haldeki metalin ısıtıldığı en üst sıcaklık ile sıvı hale geçiş sıcaklıkları arasında oluşan ısıl büzölme

2- Sıvı halden katı hale geçerken oluşan her metalin kendine has büzölmesi

3- Katı hale geçtiği sıcaklıktan oda sıcaklığına soğurken oluşan boyutsal büzölme

3.tip bir metal alaşımında sıcaklık farkı sebebiyle % 1,42 sıcaklık büzölmesi oluşurken 1.tip bir metal alaşımında % 1,56 sıcaklık büzölmesi olduğu bildirilmiştir (4).

Modelaj mumunun boyutlarındaki değişiklikler: Mum, bütün diş malzemeleri içinde en yüksek genleşme katsayısına sahip malzeme olarak, boyutsal stabilitesinin hava basıncındaki değişimlerden de etkilenebildiği bildirilmiştir. Modelajın bitiminde oluşan boyutsal büzülmenin toplamı, alçıda önceden oluşmuş olan genleşme ile dengelenememişse metalde uyumsuzluklar oluşacağı bildirilmiştir. Mumda sıvı halden katı hale geçerken oluşan büzülme miktarının % 0,4 gibi yüksek bir seviyede olduğu bildirilmiştir. Mum modelaj yapılırken, sıcaklık sürekli aynı seviyede olmadığından, mumda iç gerilmeler oluşabilmektedir (4).

Uzun köprülerin veya kavisli sabit parsiyel protezlerin fırınlanması sırasında boyutsal değişimler olduğu bildirilmiştir. Kavisli protezlerde posterior uçlar birbirine yaklaşırken, anterior kısımlar posteriora doğru göreceli hareket etmektedir. Boyutsal uyumsuzluklar, metal alaşımın içindeki gazların yüzeydeki artıkları uzaklaştırması amacıyla fırınlanması (degassing) ve glazür safhasındaki fırınlama işleminden kaynaklandığı bildirilmiştir (4).

Taylor ve ark. (25), implant üst simante protezlerde abutmana pasif uyumun mümkün olduğunu belirtmişlerdir. Üst yapının abutmana veya implanta bağlantısında vida yerine siman kullanımının, vidanın sıkıştırılması sırasında oluşan gerilimi sistemden çıkarttığı bildirilmiştir. Simante protezlerde siman için bırakılmış 25-30 µm boşluk ile pasif uyumun da olduğu tutuculuğun sağlanabildiği uzun yıllardır kabul edilmektedir. Birden fazla implant abutmanı üzerine pasif olarak uyumlu bir protezin içine simanın da uygulanmasıyla sistemde yine bir gerilimin olduğu bildirilmiştir. Günümüzde implant üstü vidalı protezlerin implant üstü simante protezlere göre daha az pasif uyumlu olduğu görülmektedir. Bu farklılığın hem z ekseninden hem de açısal biçim bozukluklarından ileri geldiği bildirilmiştir.

Tutuculuk, implant üstü protezlerin ömrünü etkileyen bir faktördür. İyi bir tutuculuk, hem protezde hem de implantta komplikasyon oluşmasını engellemektedir. Simante protezlerde tutuculuğu etkileyen faktörler; yan duvarların paralelliği, yüzey alanı, yükseklik, yüzey pürüzlülüğü ve siman çeşidi olarak belirtilmiştir. Bu faktörlerin doğal dişlerdekiyle temel olarak aynı olduğu tespit edilmiştir (37,38).

Simante protezlerde prepare edilmiş dişin yan yüzeylerinin kesici kenara doğru birbirine yaklaşması ve bu yaklaşmanın miktarının tutuculuğu etkileyen önemli bir faktör olduğu literatürde birçok yayında bildirilmiştir. Jorgensen (39) yan yüzeylerinde 6° toplam açı ile dişlerin kesimini gerçekleştirmiştir ve bu dişlerde tutuculuğu etkileyen faktörleri incelemiştir. Çalışmasında ideal 6° yan yüzey eğimine göre, toplam 15° eğime sahip preparasyonların tutuculuğu 1/3 oranında azalttığını, 25° eğime sahip preparasyonların ise ¼ oranında azalttığını saptamıştır. Birçok diş hekiminin diş kesimlerini 15° ile 25° arasında açılarda bitirdikleri saptanmıştır. Üreticiler firmalar abutmanları, yan yüzeylerinde ortalama 6° açı olacak şekilde üretmektedirler. İmplant üstü protezlerdeki tutuculuk değerlerinin doğal dişlerde ölçülen değerlerin üç katından daha fazla olduğu bu çalışmada bildirilmiştir (4).

Tutuculuk açısından bakıldığında yüzey alanı ile yükseklik birbirleriyle yakından ilişkili değerlerdir. Kaufmann ve ark. (86), yüzey alanı ve yükseklik artışının, tutucu ve dirençli formun kazanılmasında etkilerinin olduğunu belirtmişlerdir. Protez bitim sınırları, laboratuarda kişiye özel üretilmiş abutmanlar ve standart abutmanlar dişetin altında yer almaktadır. Bu abutmanların vertikal uzunluğunun doğal dişlerden daha fazla olduğu bildirilmiştir. Abutmanlar doğal dişlerden daha yüksek olmalarına rağmen her bölgede doğal diştten daha fazla bir yüzey alanına sahip değildirlir. Üst molar bölgede standart abutmanlar doğal dişlerden daha uzun olmalarına rağmen yüzey alanları daha azdır. Molar bölgede eğer standart bir abutman kullanılıyorsa yüzey alanının prepare edilmiş doğal dişin yüzey alanından daha az olduğu bildirilmiştir (40). Laboratuarda hazırlanan abutmanlar, doğal dişin morfolojisine uygun şekilde işlendiğinde yüzey alanının arttırılabileceği bildirilmiştir (4).

Diş yüzeyinin pürüzlü olmasının tutuculuğu arttırdığı çalışmalarda bildirilmektedir (41,42). İmplant abutmanlarının yüzeyi, daha fazla tutuculuğa ihtiyaç duyulacaksa pürüzlendirilebilir. Bu işlemin elmas frezlerle veya kumlama ile yapılabileceği in vitro deneylerde saptanmıştır. Diş preparasyonları yan yüzeylerde toplam 6° ideal açıda yapılmışsa tutuculuğun sağlanması amacıyla elmas frezlerle veya kumlama ile yapılacak yüzey pürüzlülüğüne gerek olmadığı belirtilmektedir (4).

Sabit protezlerin simantasyonunda daimi veya geçici simanlar kullanılmaktadır. İdeal bir simanın, tutuculuğu artırması ve restorasyon kenarında sızıntı olmayacak şekilde kapamayı sağlaması gerekmektedir. Geçici simanlar genellikle ileride sökülmesi planlanan protezlerde kullanılmaktadırlar. Geçici simanlar implant üstü protezlerde; abutmanda herhangi bir çürüme olmayışı, daimi simanlara göre daha zayıf olmaları ve tekrarlanabilir sebepleriyle kullanılabilirler. İmplant üstü protezlerde siman kullanımı ile ilgili yapılmış çalışmalarda; çinkofosfat, resin kompozit ve camiyonomer simanlar geçici simanlarla kıyaslandığında abutman ile protezin bağlantısında başarısızlığa neden olacak miktarda yükler neden oldukları belirtilmiştir (9, 43, 44). Simante implant üstü protezlerde istenilen miktarda tutuculuğun elde edilmesindeki önemli faktörlerden birinin de siman seçimi olduğu bildirilmiştir (4,45).

İmplant üstü vidalı protetik tedavilerde; protez vida ile abutmana, abutman da vida ile implanta bağlanmaktadır. Bu tür sistemlerde bir sorunla karşılaşmamak için üreticinin vidalama işlemi için belirtmiş olduğu tork değerlerine uyulmalıdır. Gerekli talimatlara uyulması ile sistemin bütünlüğünün uzun süreli olması hedeflenmektedir. Vidayı sıkıştırmamızdaki amaç, sisteme bütünlük içinde duracağı kuvveti kazandırmaktır (46, 47, 48).

Günümüzde boyut, tasarım ve alaşımın yapısı bakımından farklı mekanik özellikleri olan çok sayıda abutman vardır. Kullanılan vidalar çoğunlukla altın veya titanyumdur. Tutuculuğu vidanın yivleri ile implant iç yüzeyindeki yivler arasındaki sürtünme direnci oluşturmaktadır. Titanyum abutman vidaları kullanıldığında hem vida yivinde hem de implantın iç yivlerinde bağlanmayı sağlayan küçük hasarlar oluşmaktadır. Bu olay *lehimleme* olarak tanımlanmıştır (49). Altın abutman vidalarında ise daha düşük sürtünme katsayısının olması, vidalar arasında lehimlenme riski olmadan vidalamaya izin vermektedir. Altın abutman vidalarının materyalin yumuşaklığı sebebiyle vidalarda oluşabilecek hasarı önlemek için laboratuvar işlemlerinde kullanılmaması, sadece hastaya protezin uygulanacağı zaman kullanılması önerilmektedir (4).

Protezin abutman üzerine pasif ve mükemmel uyumu sağlanırsa vidalama işleminin ideal bir kuvvetle yapılabileceği bildirilmiştir (30). Uyumsuzluk varsa deformasyon oluşacaktır ve vidaya yüklenen tork miktarı değişecektir (18). Protez-implant sistemine gelen bu ilave yük *eksternal yükleme* olarak tanımlanmıştır. Bu yük sonucunda uzun eksene dik olmayan kuvvetlerin oluşacağı; implanta eğici yüklerin geleceği, kemik ve implantın anormal yüklerle maruz kalacağı bildirilmiştir (48). Eksternal yüklemenin olduğu vakalarda birbirine tam yerleşmemiş parçalar varsa vida gevşemelerinin ve kırılmalarının olduğu bildirilmiştir.

Alt ve üst çene arasında mesafenin yetersiz olduğu vakalarda, abutman boyu daha kısa olacağı için implant üstü vidalı protezlerin, implant üstü simante protezlere göre avantajlı olduğu bildirilmiştir (4).

Protezin abutmana tutuculuğunun tipini (vida ile mi?, siman ile mi?) sağlanacağını seçimini etkileyen faktörlerden bir diğeri de okluzyondur. İmplant, kuvvetin dik gelmesini sağlamak için tedavi planlamasında öngörülen protezin merkez fossasına yerleştirilmelidir.

Sıkıştırma vidalarının baş kısmının çapı 3 mm civarındadır ve bu da vidanın giriş alanının çapının en az 3 mm olmasını gerektirmektedir. Maksillar premoların bukkolingual boyutlarının 9 mm, maksillar birinci ve ikinci molarların ise 11 mm olduğu bildirilmektedir. Sözü geçen dişlerin okluzal yüzeylerinin boyutları küçük azı dişleri için 4,5 mm, azı dişler için ise 5 ile 6 mm arasındadır. Bu 3 mm çapındaki alanın, molar dişlerin okluzal yüzey alanının %50'sini, küçük azı dişlerinde ise %50'sinden daha fazlasını kapladığı bildirilmektedir (40).

Vidanın bulunduğu bölgenin, tüm okluzal ilişkilerde (Angle I, II, III) özellikle azı dişlerinde ideal okluzyon için kritik öneme sahip olduğu bildirilmektedir. İmplant üstü vidalı protezlerde, ideal okluzal ilişki elde etmek mümkün olmayabilir, çünkü vidanın giriş deliği okluzal yüzeyde önemli bir alanı kaplamaktadır.

Uygun okluzal bağlantılar oluşturulurken vidanın üzerini kapatmakta genellikle kompozit kullanılmaktadır. Ekfeldt ve Qilo (50) bu ilişkilerin uzun süreli korunamadığını belirtmişlerdir. Kompozitlerin özellikle karşı dişler porselense yıprandığı bildirilmektedir. Diğer taraftan, implant üstü simante protezlerde ideal okluzal ilişkilerin elde edilebildiği ve uzun süre sağlığını koruduğu bildirilmektedir.

Estetik implant üstü protez tipinin seçimini etkileyen faktörlerden biridir. İmplant üstü vidalı protezlerde, vida giriş bölgesinin alt premolar ve molar bölgelerde estetik probleme sebep olduğu, modern opak kompozitlerin vida girişinin gri rengini azalttığı ancak tamamen ortadan kaldıramadığı bildirilmektedir. Bu problemin implant üstü simante protezlerde görülmediği bildirilmiştir (4).

İmplant üstü vidalı protezlerde vidanın son sıkıştırma hareketinden önce implantlara uygunluğunu kontrol etmek için radyografik incelemeye ihtiyaç olduğu bildirilmektedir. İmplant üstü simante protezler için radyografik incelemeye ek olarak, siman artıklarının dikkatli bir şekilde temizlenmesinin peri-implant dokuların sağlığı için kritik önem taşıdığı belirtilmiştir. Waerhaug (51), doğal dişlerde, dişetin altında siman pürüzlülüğünün gingival sulkustaki plak oluşumunu artırdığını bildirmiştir. Siman artıklarının peri-implant iltihaplarına, ödeme, derin sondalamada kanamaya ve eksuda çıkışına ve ayrıca radyografik görüntüde incelenebilen peri-implant kemik kaybına sebep olduğu bildirilmektedir (51). Bu sebeplerle iatrojenik iltihapların oluşmasını önlemek için, siman artıklarının temizlenmesinin çok önemli olduğu bildirilmektedir.

Siman artıklarının temizlenmesinin, özellikle protez sınırlarının dişetin altında olduğu durumlarda kolay bir işlem olmadığı belirtilmektedir. Agar ve ark. (52) protez bitim sınırları 1,5-3 mm dişetin altındaysa fazla simanın temizlenmesinin mümkün olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmada, resin siman fazlalıklarının temizlenmesinin çok güç olduğu ve sırasıyla cam iyonomer siman ve çinko fosfat siman artıklarının temizlenmesinin takip ettiği bildirmişlerdir. Geçici simanlar bu çalışmada kullanılmamıştır. Paslanmaz çelik sondalarla derin çizikler olduğu

görülürken altın ve plastik küretlerle daha sığ çizikler oluştuğu ortaya çıkan diğer bir bulgu olarak belirtilmiştir (53). Dmytryk ve ark. (54) simanların temizlenmesi sırasında oluşan bu çiziklerin düzeltilmesinin çok zor olduğunu, bu çiziklerin yumuşak doku uyumluluğunu tehlikeye atan plak birikimine neden olabildiklerini bildirmişlerdir. İmplant ve abutman arasındaki boyutsal farklılıklar sonucu kron sınırlarında kalan siman artıklarının temizlenmesinin yetersiz olduğu bildirilmiştir (4).

Diş hekiminin her zaman önceden uygun boyutta üretilmiş veya sonradan dişeti seviyesinde kron sınırında konumlanmış, kişiye özel abutmanları kullanması gerektiği bildirilmiştir. Bu problem, siman fazlalığının metal-seramik kronların lingualinde oluşturulacak bir menfez oluşturulması ile de çözümlenebilmektedir. Fakat siman çıkışı için oluşturulmuş bu alanın tam seramik kronlarda kırıklara sebep olabildiği bildirilmiştir. Siman artıklarının temizlenmesinin güçlüğünden dolayı hastalara protezlerinin yapıştırılmasından bir hafta sonra diş hekimlerini ziyaret etmeleri gerektiği bildirilmelidir. Böylece diş hekiminin dişetinin altındaki siman artığının kalmış olduğunu gösteren peri implant doku değişikliklerini önceden tespit edebileceği bildirilmiştir (59).

İmplant üstü yapılarda bağlantı tekrarlanabilirliği;

- 1- Protezin sökülüp yeniden yapıştırılması gerektiğinde,
 - 2- Bağlantı vidasındaki gevşeme ve kırılma durumlarında,
 - 3- Abutman kırılmalarında,
 - 4-İmplant başarısızlığında protezde bir takım düzenlemelerin yapılması gerektiğinde,
 - 5- Yeniden bir cerrahi işlem yapılmasına ihtiyaç duyulduğunda,
- gereken işlemin yapılabilmesi için avantaj sağladığı bildirilmektedir.

Tekrarlanabilirliğin implant üstü protezlerde önemli bir güvenlik faktörü olduğu, hastanın sabit protezlerini ağız hijyeninin sağlanması için bazı durumlarda çıkartılmasının gerekebileceği, periimplant sondalamada protezlerin çıkartılmasıyla daha doğru sonuçların alınabileceği bildirilmektedir.

İmplant üstü simante protezlerin dezavantajı tekrarlanabilirliğin zorluğu olarak belirtilmektedir. İmplantlardaki başarı oranlarının artması, ileride sabit protezlerin çıkartılmalarının gerekebileceğini unutturmamalıdır. Bu yüzden geçici simanların implant üstü protezlerin simantasyonunda kullanımının arttığı belirtilmektedir.

Birçok araştırmacı (44, 45, 55) geçici simanlardaki ve çinkofosfat simanlardaki çekme ve baskı dayanımlarını inceleyen çalışmalar yapmıştır. Bu çalışmalarda implant üstü tek kronlar geçici simante edildiğinde, işlemlerin kolaylıkla tekrarlanabildiği saptanmıştır (5). Hekimlere gerektiğinde sökülebilmesinin kolay olması sebebiyle en düşük tutuculuk değeri olan simanın kullanımı önerilmiştir.

2.7 Protezlerde Tutuculuğu Etkileyen Faktörler

Diş hekimliğinde kullanılan malzemelerde son on yıl, önceki yüz yılla kıyaslandığında yapıştırma simanları konusunda önemli gelişmelerin kaydedildiği görülmektedir. Bazı yapıştırma simanları yüksek tutuculuk değerlerine ulaşmalarına rağmen ne kadar tutuculuğun gerekli olduğu halen tam olarak belirlenmemiştir. Shillinburg ve Dryerjorgenson'a göre (58) tutuculukla; diş preparasyonunun açısı, kron yüksekliği, destek diş veya abutmanın yüzey alanı arasında direk ilişki vardır. Kron ve sabit parsiyel protezlerin yapıştırılması işlemlerinde farklı simanlar kullanılmaktadır. Konvansiyonel simanların tutuculuk kalitesi yapışma kalitesine değil, fiziksel dayanımlarına ve kesimi yapılmış dişin yüzeyindeki pürüzlerdeki doldurucu parçaların mikromekanik tutuculuğuna bağlıdır (59). Yapıştırıcı simanlar, uzun yıllar boyunca sıcak ve ıslak bir çevrede çiğneme ve parafonksiyonel kuvvetler altındayken stres iletimini yapmalı ve fiziksel bütünlüklerini korumalıdır (60).

İmplant üstü simante protezler, implant üstü vidalı protezlere göre klinik kullanımda avantajlı bir konuma ulaşmışlardır (9). Geçici simanların tutuculuk değerlerinin daimi simanlara göre az olmasının işlemlerin tekrarlanabilirliği açısından avantajlı olduğu savunulmaktadır (9,45). İmplant üstü protezlerde kullanılacak simanın seçiminde işlemin ileride tekrarlanma ihtiyacı, tutuculuğun ne kadar gerekli olduğu,

simanın kron iç yüzeyinden temizlenme kolaylığı ve maliyet ana faktörleri oluşturmaktadır (9, 51, 52).

İki metal yüzey birbirine geçici veya daimi yapıştırılacaksa bir simanın diğerine göre avantajlı olduğunu söylemek için çok az kanıt bulunmaktadır (9,45). İki metal yüzey arasında kullanılacak siman için bugüne kadar ki veriler yetersiz olmakla beraber, metal dökümlerin değişik yan yüzey eğimlerindeki titanyum abutmanlara simantasyonu ile doğal dişlere veya endodontik metal dayanaklara tutuculukları arasında farklılıklar olduğu bildirilmiştir (9).

İmplant üstü simante protezlerde karşılan en büyük problemin işlemlerin tekrarlanabilirliği olduğu bildirilmiştir. Bugünlerde implant sistemlerindeki başarının fazla algılanması sonucu ileride sabit parsiyel protezlerin sökülmelerinin gerekebileceğini göz ardı edilmemelidir. Bu amaçla implant üstü sabit parsiyel protezlerde ve kronlarda simantasyon işlemleri için geçici simanların tercih edilmesinin, işlemlerin tekrarlanabilirliği bakımından avantajlı olduğu bildirilmektedir (5).

Doğal dişler üzerinde veya implant abutmanları üzerinde simante restorasyonlar varsa diş hekimliği dergilerindeki makalelerde de belgelendiği gibi tutuculuklarını etkileyen birçok faktör vardır (4).

Bunlar:

- 1- Paralellik ya da eğim
- 2- Yüzey alanı ve yüksekliği
- 3- Yüzey özellikleri ve pürüzlülüğü
- 4- Siman çeşidi

2.7.1 Paralellik veya Eğim

Dişin kesim yapılmış yan yüzeylerindeki eğim, implant üstü simante protezlerde tutuculuğu büyük ölçüde etkilemektedir. Jorgensen (30) 6° bir eğimin kron yapılacak dişlerde ideal olduğunu bildirmektedir. Jorgensen ayrıca kesim yapılmış dişlerde 6°'den farklı eğimin göreceli olarak tutuculuğa etkisini araştırmış ve eğim ile tutuculuk arasındaki ters ilişkiyi yayınlamıştır. Elde ettiği verilerde, yan yüzeylerinde toplam 15° bir açıyla hazırlanmış olan dişlerde ideal 6°'ye göre tutuculuk kuvvetinin 1/3'e düştüğünü, 25° açıyla hazırlanmış olan dişlerde ise 1/4'e düştüğünü bildirmiştir. Diş hekimlerinin konvansiyonel sabit protezler vakalarında dişin yan yüzeylerini toplamda 15° ve 25° arasında hazırladıkları bildirilmektedir. Bu sonuçtan hareketle yan yüzeylerde ideal 6° açığa sahip kesimle elde edilen tutuculuk değerleriyle karşılaştırıldığında 1/3 ve 1/4'ü kadar bir tutuculuk değerine ulaşılabilir. Çoğu üretici, abutmanları ortalama 6° eğim açısı tasarlayarak üretmektedirler. İmplantolojide 6°'de hazırlanmış implant abutmanlarının kesimi yapılmış doğal dişlere göre 3 ila 4 kez daha yüksek tutuculuk değerlerine ulaştıkları bildirilmektedir (40).

2.7.2 Yüzey Alanı ve Yükseklik

Yüzey alanı ve yükseklik, tutuculukta etkili ve birbirleriyle bağlantılı iki önemli faktördür. Yüzey alanı ve yükseklikteki artışın tutucu ve dirençli (retention & resistance) şeklin elde edilmesini de arttırdığı bildirilmiştir. Üst ön dişler anatomik olarak klinik kronlarında kısa palatal duvarlara sahiptirler. Bu dişlerde yapılacak olan kron kesimleri çok kısa palatal duvarlara sahip olmaktadır. Bu palatal duvarlar genellikle 0,5-1 mm arasında bir yüksekliğe sahip olduklarından, tutuculuk ve dirence az miktarda katkı sağlamaktadırlar. Üst kesici ve kanin dişlerinin yerine implant uygulandığında abutmanların yükseklik ve yüzey alanlarında oldukça farklı durumlar dikkat çekmektedir. Bu dişlerin yerine planlanan implant abutmanlarının bitim sınırlarının, kesilmiş doğal dişin üstündeki protezin bitim sınırlarından 2-3 mm daha apikalde olduğu bildirilmiştir. Bu dişlerin yerine planlanan implant abutmanlarının doğal dişe göre daha uzun bir yükseklik sunduğu anlaşılmaktadır. Bu

durum diğer dişlerde de aynı şekilde olduğundan implant abutmanlarının, kesimi yapılmış doğal dişlerden yine daha fazla yüzey alanına sahip olduğu bildirilmiştir (40).

Molar bölgeye uygulanan implantların abutmanlarında istisna görülmektedir. Bu implant abutmanlarının kesimi yapılmış doğal dişlere göre daha uzun oldukları ama yüzey alanlarının her zaman daha fazla olmadığı bildirilmiştir (40).

Sonuç olarak, kesimi yapılmış bir diş ile aynı diş için planlanan implant abutmanının yükseklik ve yüzey alanları kıyaslandığında implant abutmanlarında doğal dişlerden daha fazla tutuculuk değerlerine ulaşabildiği bildirilmiştir (40).

2.7.3 Yüzey Bitimi ve Yüzey Pürüzlülüğü

Tutuculuğu etkileyen üçüncü faktör yüzey bitimidir. Kesimi yapılmış doğal dişin yan yüzeylerinin pürüzlü hazırlanması önerilmektedir. Pürüzlü yan yüzeyler die spacer kullanıldığında proteze temas etmemektedir ve siman için mekanik tutuculuğu arttırmaktadır. İmplant üstü abutmanlar simante protezlerin tedavi planlamalarında daha fazla tutuculuk ihtiyacı varsa pürüzlendirilebilirler. Bu işlem elmas frezlerle veya kumlama ile yapılabilir. Fakat abutmanın yan yüzeylerinin toplam 6° açıda üretilmesinin ve yüksekliğin yeterli miktarda olmasının yüzey pürüzlülüğünün önemini azalttığı bildirilmektedir. Doğal dişlerle implant üstü abutmanlar karşılaştırıldığında abutmanların daha fazla tutuculuk sağladığı tespit edilmiştir (40).

Yapıştırıcı simanların tutuculuğu yüzey üzerindeki pürüzlendirilmiş alanlara kilitlemelerle sağladığı genel kabul görmüş bir düşünce olarak belirtilmektedir (61).

2.7.4 Yapıştırma Siman Çeşitleri

Tutuculuktaki dördüncü önemli faktör siman çeşididir. Her siman farklı miktarda tutuculuk ve dayanıklılık değeri sunmaktadır. Diş hekimliğinde geçici ve daimi simanlar olmak üzere iki temel çeşit siman kullanılmaktadır (40).

İmplant üstü simante protezler üretim tekniği, estetik (8) ve dökümün pasif uyumu sebebiyle sıklıkla tercih edilmektedirler (62). İmplant üstü simante metal-seramik sabit protezler; implanta vidalanmış transmukozal bir abutmana yapıştırılmaktadırlar. Transmukozal abutmanlar; standart, kişiye özel, alaşım, titanyum ve güçlendirilmiş seramikten üretilebilirler. Transmukozal abutmanların şekil ve ebatları, siman çeşitleri, protezin ve implant abutmanlarının üretildiği malzeme restorasyonların ömrünü etkileyen faktörlerdir. Belirli klinik durumlarda hangi simanın kullanılacağına diş hekimleri, çalışmalardan ziyade genellikle kendi tecrübe ve tercihi ile karar verilmektedir. İdealde simanlar tutuculuğu uzun süre sağlayabilecek kadar güçlü ve gerektiğinde protezin kolaylıkla sökülebileceği kadar da zayıf olmalıdırlar. Standart implant tiplerinin diş hekimine daha iyi estetik, yumuşak doku sağlığı ve bağlantı tipi seçilirken klinikte değişik kullanım imkânları sunduğu bilinmektedir (62).

Daimi simanlar, güçlü ve uzun ömürlü bir simantasyonun sağlanması amacıyla geliştirilmişlerdir. Konvansiyonel protezlerde güçlü simanlar; yeterli tutuculuk, uzun süreli simantasyon ve kenar sızdırmazlığını sağlamak amacıyla kullanılmaktadırlar. Doğal dişlerde oluşabilecek simantasyon hatalarında, kronlar çıkabilir ve sabit parsiyel protezlerde gevşemeler oluşabilir. Simanın çözünmesinin, tekrar eden çürüklere ve diş kayıplarına neden olduğu bildirilmektedir. İmplant destekli abutmanlarda da benzer problemler yaşanabilir ama metal abutmanlardaki en büyük farklılık çürüme olmamasıdır. Bu bakımdan, dişlerde oluşabilecek risklerden farklı bir konumdadırlar. Daimi simanlar çok kuvvetli olduklarından implant üstü protezlerin simantasyonunda kullanım için önerilmemektedirler (40).

Tutuculuk, geleneksel yapışkan olmayan simanların ana fonksiyonudur. Çinko fosfat siman, kesimi bitmiş diş ile sabit protez arasındaki boşluğu doldurmaktadır. Diş ve

protez yüzeylerindeki pürüzlü alanlara akarak, protezin sabit bir pozisyonda kilitlenmesini sağlamaktadırlar. Tutuculuğu en çok etkileyen faktör diş kesimin geometrisidir (61,63).

İmplant üstü abutmanlara protezlerin simantasyonunda kullanılan simanlar çeşitleri:

- 1- Çinko Fosfat Siman
- 2- Çinko Polikarboksilat Siman
- 3- Cam İyonomer Siman
- 4- Rezin Simanlar
- 5- Geçici Simanlar

2.7.4.1 Çinko Fosfat Siman

Çinko fosfat siman geleneksel olarak çokça tercih edilen bir daimi siman çeşididir. 90 yılı aşkın bir süredir kullanılmakta olan çinko fosfat simanın klinik başarısı da yapılan çalışmalarla kanıtlanmıştır (61,63,64).

- a) Bileşimi: Toz karışım ana olarak çinko oksit, %10'a kadar magnezyum oksit ve az miktarda da renklendiricilerden oluşmaktadır. Reaktiviteyi önlemek için yüksek sıcaklıklarda (>1000° C) pişirilmektedir. Sıvı kısım %45- 65 fosforik asit ve %30- 55 su içeren bir yapıdadır. Sıvı kısım ayrıca %2- 3 alüminyum ve %0- 9 çinko içermektedir. Oluşan amorf çinko fosfat reaksiyona girmemiş çinko oksit ve diğer bileşenlere bağlanır. Sertleşmiş siman çinko oksit moleküllerinden oluşan bir çekirdeğin etrafındaki fosforlu bir matriksten oluştuğu bildirmiştir (65).



- b) Hazırlanışı: Bileşenlerin ölçüleri ve karıştırılma süresi simanın kalitesinde belirleyicidir. Karıştırma çubuğu, kullanmadan önce iyice kurulanmalıdır. İstenilen kıvamı elde etmek için toz karışım sıvı karışıma az miktarlarda

eklenmelidir. Toz karışım / sıvı karışım oranının arttırılması, daha yoğun, kısa sertleşme süresine sahip, daha güçlü, daha az çözünürlüğü olan ve daha az serbest asit içeren bir karışım ortaya çıkarır (65).

- c) Özellikleri: Belirli bir siman bileşeni için özellikler toz/sıvı oranıyla ilişkilidir. Siman hazırlanırken toz/sıvı oranının arttırılması daha güçlü, daha az çözünür ve daha az serbest asit içeriği olan bir karışım oluşmasını sağlamaktadır. Tavsiye edilen toz/sıvı oranında (2,5-3,5g/mL), çinkofosfat simanın sıkıştırma kuvvetlerine dayanabileceği miktar hazırlanışının ardından 24 saat geçtikten sonra 80-110 MPa (11000-16000 psi)'dir.Yeterli tutuculuk için gerekli minimum kuvvet yaklaşık 60 MPa (8500 psi)'dir.Bu kuvvet büyük oranda toz/sıvı oranına bağlıdır. Elastikiyet direnci sıkıştırma direncinden 5–7 MPa (700-900psi) daha azdır ve siman kırılğan bir özelliktedir. Simanın sertliği 13 GPa'dır (65).
- d) Avantaj ve Dezavantajlar: Çinko fosfat simanın en önemli avantajı kolayca karıştırılabilmesi ve ıslak bir ortamda da kimyasal reaksiyon olabilmesidir. Pulpa iritasyonu, antibakteriyel özelliklerinin olmaması, kırılğanlık, yapışkan olmaması ve ağız sıvılarıyla zaman içinde çözünmesi çinko fosfat simanın dezavantajları olarak sayılabilir (65).

2.7.4.2 Çinko Polikarboksilat Siman

Polikarboksilat simanlar çinkooksit öjenol maddelerin biyolojik uyumu ile fosfat sistemin dayanıklılık özelliklerini birleştiren bir siman olarak 1960'ların sonlarında geliştirilmiştir. Bu simanların içeriği gelişim süreciyle birlikte halen devam değişmektedir (65).

- a) Bileşimi: Bu simanların toz karışımında ana madde çinko oksittir. Bunun yanında toz karışım % 1-5 kalay yada magnezyum oksit, %10-40 alüminyum oksitten oluşmakta olup bazı çeşitlerinde farklı doldurucular bulunmaktadır.

Ayrıca simanın mekanik özelliklerini arttırmak ve fluor salınımı sağlamak için bir miktar fluor eklenebilmektedir.

Sıvı karışım % 40'lık poliakrilik asit solüsyonu ya da akrilik asit kopolimer solüsyonundan oluşmaktadır. Bazı çeşitlerinde poliakrilik asit kurutulmakta ve toz karışıma eklenmektedir. Bu simanlarda toz haline getirilmiş bileşenlere sıvı olarak su eklenebilmektedir. Çinko oksit, poliakrilik asitle reaksiyona girer ve çapraz bağlı çinko poliakrilik bir yapı oluşturur. Sertleşmiş siman, çinko oksit parçacıklarının bu amorf jel benzeri matriks içinde birbirlerine tutunmalarıyla oluşmaktadır.

- b) Hazırlanışı: Bileşenler dikkatlice oranlanmalı ve yeni hazırlanmış karışım hızlı bir şekilde 30–40 sn karıştırılmalıdır. Karışım, jellenme başlamadan önce hala akıcıyken kullanılmalıdır (65).
- c) Özellikler: Sertleşme hızı; toz/sıvı oranı, çinko oksitin reaktivasyonu, parçacık büyüklüğü, ek bileşenlerin varlığı, poliakrilik asitin moleküler ağırlığı ve konsantrasyonuna bağlıdır. İdeal bir tutuculuk için önerilen toz/sıvı oranı birçok bileşen için yaklaşık 1,5/1 ağırlık oranıdır. Karışımın hazırlanma süresi oda sıcaklığında 2,5–3,5 dakika ve sertleşme süresi 37° C' de 6–9 dakikadır. İdeal bir sertleşme için bu materyallerin baskı dirençlerinin 55–85 MPa (8000-12000psi), çekme direncinin 8–12 MPa (1100-1700psi) olması gerekmektedir. Baskı dirençleri ve çekme dirençleri toz/sıvı oranının artmasıyla artar ve ağırlıkça 2/1 olduğunda en yüksektir. Ayrıca alümina ve floridlerin eklenmesi de direnci artırır (65).
- d) Avantajlar ve Dezavantajlar: Bu simanların özelliklerinden irritasyonun az olması, dişe ve aşımlara bağlanma kolaylığı, hazırlanma kolaylığı, güçlü olmaları, çözünürlükleri, film kalınlıkları çinko fosfat simanlara göre avantaj sağlamaktadır (65).

2.7.4.3 Cam İyonomer Siman

Cam iyonomer siman Wilson tarafından geliştirilmiştir (114). Bu simanlar 1960'larda poliakrilik ve silikat sistemlerin bir araya getirilmesiyle yapılmışlardır. Asit-reaktif cam tozunun poliakrilik asit solüsyonu ile bir araya getirilmesi yapıştırıcı ve dolgu maddesi olarak kullanılabilen güçlü bir siman ortaya çıkarmaktadır (65).

- a) Bileşimi: Bu tür yapıştırıcıların toz kısmı 40 µm büyüklüğünde dolgu materyali ve 25 µm büyüklüğünde yapıştırıcı madde parçacıklarına sahip iyice eritilmiş kalsiyum alüminyum fluosilikat camdan oluşmaktadır. Sıvı kısım % 50 su benzeri bir solüsyon olan poliakrilik itankonik asit ya da % 5 tartarik asit içeren diğer polikarboksilik asit kopolimerinden oluşmaktadır. Karışım oluştuğunda, poliakrilik asit ve tartarik asit camla reaksiyona girer ve yüzeydeki kalsiyum ve alüminyum iyonlarını uzaklaştırarak poliasit moleküllerinin çapraz bağ oluşturmalarına yol açarlar. Tartarik asit, reaksiyon süresini uzatır ve metal iyon kompleksleri oluşturarak güçlü bir sertleşme oluşmasına neden olur. Markalar arasındaki bileşen farklılıkları, sertleşme hızını ve özelliklerini etkilemektedir (65).
- b) Hazırlanışı: Bileşenler dikkatlice oranlanmalı ve yeni hazırlanmış karışım hızlı bir şekilde 30–40 sn karıştırılmalıdır. Bazı markalarda karışımlar kapsüllerin içinde bulunmaktadır. Geleneksel cam iyon amer simanlarda yapıştırıcılık için toz/sıvı oranı 1,3/1'dir. Bu oran ideal yapıştırıcılık için gerekli olan orandır. İdeal bir karışım oluşturmak için soğutulmuş toz kısım sıvı kısım ile soğutulmuş bir çubukla karıştırılmalıdır. Karışım macun kıvamında olmalı ve düz bir yüzeye sahip olmalıdır (65).
- c) Özellikleri: Sıkıştırma direnci markaya bağlı olarak 24 saat sonra 90-140 MPa (13000-20000 psi) olarak ölçülmüştür. Elastikiyet dayanımı 24 saat sonunda 6-8 MPa (900-1100 psi) çıkmaktadır. Kuvvet altındayken elastikiyet modülü 7 Gpa (900000 psi) olarak ölçülmüştür (65).

2.7.4.4 Resin Kompozit Simanlar

Resin simanlar BIS-GMA resin ve diğer metakrilatların çeşitlerinden oluşmaktadırlar. Bu simanların polimerizasyonu; kimyasal, fotopolimerizan veya ikisinin birlikte başlatmasıyla gerçekleşmektedir. Bunlar birlikte poliakrilik asit simanlarda olduğu gibi resin kompozit yapıştırıcıların metale bağlanma gücünün bir noktaya kadar arttığı anlaşılmıştır (64).

2.7.4.5 Geçici Simanlar

Bazı araştırmacılar daimi simanlardan daha tutucu olan geçici simanların başarılı tedaviye yol açacağı fikriyle geçici simanların kullanımını savunmaktadırlar (7,9,45,56). İmplant destekli sabit protetik tedavilerde kullanılacak simanın seçiminde; hekimin komplikasyonları kolaylıkla tedavi edilebilmesi, tutuculuk miktarı, maliyet ve simanın temizlenebilirliği göz önünde bulundurulması gereken faktörlerdendir (9).

Daimi simanlar metalin metale yapıştırıldığı durumlarda daimi gibi işlev gösterirken metalin dişe yapıştırılacağı durumlarda geçici siman gibi davranmaktadırlar. Klinik abutman yüksekliği sebebiyle geçici simanlarla yapıştırılan implant kronlarını çıkarmanın zor olabildiği bildirilmiştir (7,17).

Abutmanı implanta bağlayan vidada oluşan gevşemede veya herhangi bir tamir işlemi gerektiğinde protezi çıkarmak gerekmektedir. Eğer siman kolaylıkla sökülemezse protez zarar görebilir, kırılabilir (7). İmplant üstü simante protezlerin, uygun simanlar seçilmişse gerektiği hallerde işlemlerin tekrar edilebilmesine imkân tanıdıkları bildirilmektedir. İmplant üstü vidalı protezlere göre implant üstü simante protezlerin belirgin bir dezavantajının olmadığı bildirilmiştir. Simanın doğru seçilmesi sayesinde sabit parsiyel protezler tofflemire bantlarla, köprü sökücülerle, GC plier kullanarak, plastik çubuklarla ve carborundum tozuyla sökülebilmektedir (40).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Gereç

İmplant uygulanmış bölge uzun bir süredir dişsiz ise karşı arktaki dişlerin bu bölgeye sürdüğü bilinmektedir. Oluşan dikey boyut kayıpları implant üstü abutmanın boyunun kısa olmasını gerektirmektedir. İmplant üstü protezlerin simantasyonunun geçici simanlarla yapılmasının ileride oluşabilecek komplikasyonların kolaylıkla tedavi edilebilmesini sağladığı bildirilmektedir. Çalışmada kısa ve uzun boylu abutmanların üzerine geçici siman ile simante edilmiş kuronların çekme kuvvetleri arasındaki ilişki araştırılmıştır.

Çalışmada Biolok İmplant abutmanları ve analogları (Florida, ABD) kullanılmıştır. Abutmanlar 4 mm çapında ve 6 mm standart boyda temin edilmiştir. Toplam 14 adet abutmanın deney grubunu oluşturan 7 adedinin klinik boyu 4 mm ye kısaltılmıştır.

Abutmanlar üzerine 14 adet tam metal döküm kuron ve kuronların üzerine İnströn cihazında çekme işlemi yapılabilmesi amacıyla halkalar, laboratuarda hazırlanmıştır. Çalışmada metal destekli porselen restorasyonların alt yapısını oluşturan Wirollay (Bego, Almanya) metal alaşımı kullanılmıştır. Bu alaşım Berilyum içermeyen DIN 13912, Teil 2 standartlarına uygun kuron ve köprü yapımında kullanılmaktadır. Alaşımında, % 63,5 nikel, % 23,2 krom, % 9 demir, % 3 molibden, %1 silisyum ve % 0,5 mangan bulunmaktadır. Erime derecesi 1220-1260° C, dökülme derecesi 1340°C, yoğunluğu 8,1 g/cm³, elastikliği 212000 N/mm² dir.



Şekil 3.1. 6 mm ve 4 mm uzunluğundaki abutmanlar için hazırlanmış implant üstü protezler

Çalışmada implant üstü simante protezlerde ileride oluşabilecek hataların telafisinin geçici simanların kullanımı ile kolaylaşması fikrinden hareketle simantasyon işlemi için öjenol içermeyen geçici bir siman kullanılmıştır.

Premier İmplant simanı, implant üstü sabit protezlerin simantasyonu için imal edilmiş öjenol içermeyen geçici bir simandır. Siman iki adet birbirine yapışık tüp içinde bulunmaktadır ve tüplerin ucuna takılabilen kendi karıştırma uçları ile karıştırılabilmektedir.



Şekil 3.2. İmplant üstü protezler için Öjenol içermeyen geçici siman; Premier İmplant Cement (Premier®, Hannover, Almanya)

Instron cihazında yapılacak işlemlerde implant analoglarının sabitlenebilmesi amacıyla Instron cihazının alt tablasındaki dişi vidaya uygun metal bir adaptör imal edilmiştir. Adaptör, paslanmaz çelik bloktan torna işlemi ile İnströn cihazının alt tablasındaki vida girişine uygun olacak şekilde imal edilmiştir. Bu adaptöre implant abutmanları Zapitt ile yapıştırılırken, adaptör Instron cihazının alt tablasına sıkıca vidalanmıştır.

Kuronlar üzerine hazırlanan halkalar ile Instron cihazını çekme işlemi esnasında birbirine bağlamak amacıyla 0,9 mm çapında Leowire (Fiorentina, Leone, İtalya) çelik ortodontik tam yuvarlak tel kullanılmıştır.



Şekil 3.3. Leowire ortodontik tel

3.2 Yöntem

Çalışma in vitro şartlarda uygulanmıştır. 14 adet Biolok implant abutmanı, 14 adet Biolok implant analoglarına Dual Journal vidasıyla tork kontrolü altında (35 N/cm) vidalanmışlardır. İmplant abutmanlarının standart uzunluğu 6mm'dir.



Şekil 3.4. Biolok İmplant analogu ve standart 6 mm uzunluğunda abutman

Deney grubundaki 7 adet implant abutmanının boyu laboratuarda 4 mm. ye kısaltılmıştır. Kontrol grubundaki 7 adet implant abutmanının boyu ise 6 mm standart uzunluğundadır. Laboratuarda bu 14 abutman üzerine metal kron ve kronlar üzerine çekme işleminin yapılabilmesi amacıyla halka dökümleri yapılmıştır.



Şekil 3.5. Biolok İmplant analogu ve 4 mm'ye kısaltılmış abutman



Şekil 3.6. İmplant analoglarına sabitlenen 4 mm ve 6 mm abutmanlar



Şekil 3.7. İmplant abutmanları üzerine laboratuarda üretilmiş kuronlar

Hazırlanan metal kuronların tümünün iç yüzeyine, yüzey pürüzlendirilmesi amacıyla kumlama işlemi kalem uçlu bir aygıtla (Delab PSG, Almanya) $50\ \mu\text{m}$ Al_2O_3 ile 2,5 atmosfer basınç altında 3 sn süre ile 10 mm uzaklıkta tutularak uygulanmıştır. Kumlama sonrası örnekler basınçlı sıcak buhar veren bir cihazla (Triton SLA, Almanya) 15 sn süreyle temizlenmiştir. Temizleme işleminin ardından kuronların iç yüzeyi basınçlı kuru hava ile kurutulmuştur.

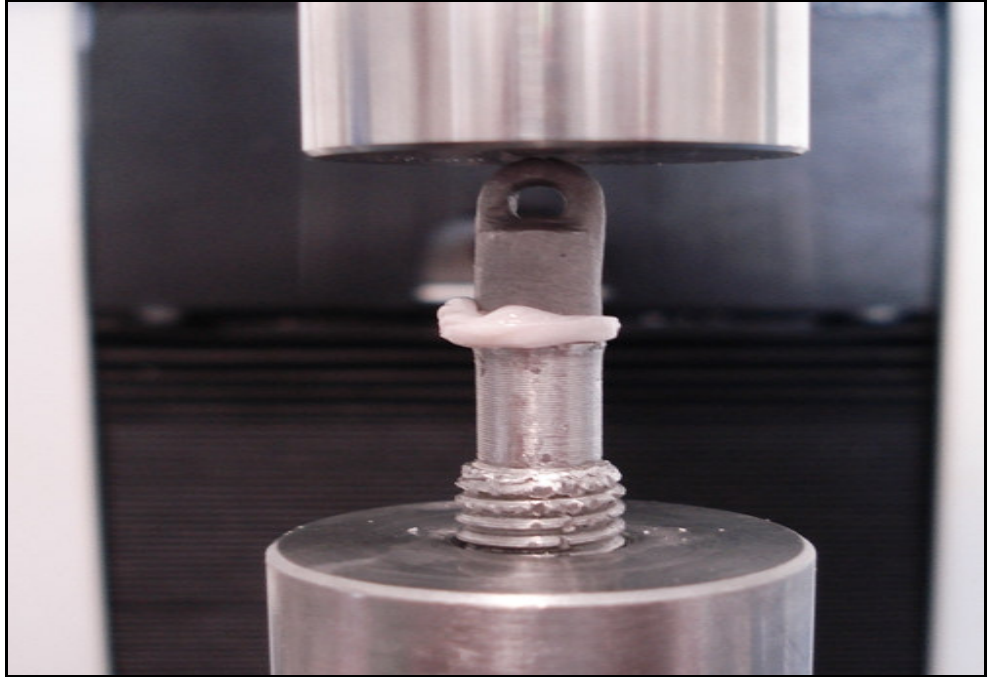


Şekil 3.8. Kumlama işlemi öncesi ve sonrasında kuronların iç yüzeyleri

Tam metal kronlar oda sıcaklığında 60 N kuvvet altında 10 dakika süre beklenecek şekilde implant abutmanlarına Premium İmplant Simanı (Premier, Hannover, Almanya) ile simante edilmişlerdir. Siman karıştırma işlemi oda sıcaklığında ve simanın saklama tüpünden çıkarken tüpün ucunda bulunan kendi karıştırıcı ucu kullanılarak yapılmıştır.



Şekil 3.9. Kuronların içine kendi karıştırıcı ucuyla uygulanan Premier İmplant Simanı (Premier®, Hannover, Almanya)



Şekil 3.10. Instron cihazında kuvvet uygulanarak yapılan simantasyon işlemi

Simantasyonun tamamlanmasının ardından 14 örneğe aynı anda Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert Doku Laboratuvarında ısı ile yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. Isı ile yaşlandırma işlemi esnasında birinci yaşlandırma havuzunda 5°C sıcaklıkta, diğer su havuzunda 55°C sıcaklıkta su bulunmaktadır. Su havuzları istenen sıcaklıklara ayarlanabilmektedir. Su sıcaklığının kontrolü, her bir havuzun içinde bulunan termometrelerle otomatik olarak ölçülmektedir.

Isı ile yaşlandırma işleminde her bir döngü, 5°C sıcaklıktaki suda 15 sn ve 55°C sıcaklıktaki suda 15 sn olmak üzere toplam 30 saniyeden oluşmaktadır.

Isı ile yaşlandırma işlemi 14 örneğe 1000 kez uygulanmıştır. İşlem toplam olarak iki işgünü içinde bitirilmiştir. Örneklere uygulanan 1000 döngü ile 2 aylık bir kullanım sonucu oluşan yaşlanma elde edilmiştir.



Şekil 3.11. Yaşlandırma işleminin uygulandığı su havuzu ve içinde bulunan termometre



Şekil 3.12. Soğuk su banyosunun sıcaklığının programlandığı ve sıcaklığın izlendiği pano



Şekil 3.13. Sıcak su banyosunun sıcaklığının programlandığı ve sıcaklığın izlendiği pano



Şekil 3.14-a. Yaşlandırma işlemi öncesi sayaç



Şekil 3.14-b. Yaşlandırma işlemi sonrası sayaç

Kuronların daha önce simante edildikleri abutmanlardan sökülmeleri için gerekli kuvvetler Yeditepe Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Sert Doku Laboratuvarında Instron cihazında (Instron 3345 Engineering corp, ABD) ölçülmüştür.



Şekil 3.15. Vertikal çekme işlemi öncesi deney örneğinin Instron cihazına sabitlenmesi

İmplant analoglarının Instron cihazına sabitlenmesi için atölyede adaptör üretilmiştir. İmplant analogları adaptör içine Instron cihazının yapıştırıcısı olan Zapitt ile yapıştırılmıştır. Çekme işlemi Instron cihazında 0,9 mm çapındaki ortodontik çelik teller kullanılarak 0,75 mm/dak hızla yapılmıştır.



Şekil 3.16. Instron cihazında vertikal çekme işlemi uygulanmış deney örneği

Deney gruplarının vertikal çekme deneyi sonrası çekme dayanım değerlerinin aritmetik ortalamaları ve standart sapma değerleri Tablo 4.1 ve 4.2 deki gibidir. Gruplar arası bağlanma dayanımı değerleri farklılıkları % 95 güven aralığında T testi ile değerlendirilmiştir.

4. SONUÇ

İmplant üstü protez uygulamalarında dikey boyut miktarına bağlı olarak abutman boylarının kısaltılması sıklıkla ihtiyaç duyulan bir işlemdir. Klinik kullanımda implant üstü simante protezler, vidalı protezlere göre birçok uygulama kolaylığı sunmaktadır.

Tablo 4.1. 4 mm abutmanlarda ölçülen kuvvet değerleri; ortalama, medyan ve standart sapma değerleri

Deney Grubu	4 mm Abutmanlarda Ölçülen Vertikal Çekme Kuvvetleri (N)
1.Örnek	73,73
2.Örnek	57,34
3.Örnek	101,20
4.Örnek	78,50
5.Örnek	97,68
6.Örnek	87,57
7.Örnek	79,40
Ortalama	82,20
Medyan	79,40
Standart Sapma	14,95

6 mm boya sahip abutmanlarda 1000 döngü ısı ile yaşlandırma işleminin ardından kuronların sökülmesi için vertikal çekme işleminde ölçülen kuvvet değerleri; ortalama, medyan ve standart sapma değerleri Tablo 4.2’de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. 6 mm abutmanlarda ölçülen kuvvet değerleri; ortalama, medyan ve standart sapma değerleri

Kontrol Grubu	6 mm Abutmanlarda Ölçülen Vertikal Çekme Kuvvetleri (N)
1.Örnek	222,50
2.Örnek	121,30
3.Örnek	205,90
4.Örnek	145,30
5.Örnek	136,30
6.Örnek	204,50
7.Örnek	194,60
Ortalama	175,80
Medyan	194,60
Standart Sapma	40,26

Deney sonuçlarının ANOVA testi ile elde edilen sonuçları Tablo 4.3'te gösterilmiştir.

Tablo 4.3. Anova testi sonuçları

Gruplar	Örnek sayısı	Ortalama	St.sapma	Fark	t-değeri	p-değeri
4 mm	7	82,2029	14,94857	- 93,57	5,765	P< 0,001
6 mm	7	175,7714	40,25911			

Grupların çekme kuvvetleri arasındaki fark anova testi sonucunda anlamlı bulunmuş ($p<0,001$), değerler t-testi ile karşılaştırıldığında 6 mm boydaki abutmanlarda ölçülen çekme kuvvetlerinin, 4 mm boya sahip abutmanlarda ölçülen çekme kuvvetlerinden anlamlı biçimde daha yüksek olduğu görülmüştür.

Tablo 4.4. Çalışma ve deney gruplarındaki abutmanların ortalama vertikal kuvvet, yüzey alanı ve çekme kuvveti sonuçları

<i>Abutman Boyu</i>	<i>Ortalama Vertikal Kuvvet (N)</i>	<i>Yüzey Alanı (cm²)</i>	<i>Birim Alana Uygulanan Çekme (MPa)</i>	<i>Boy/Çap</i>
<i>4 mm</i>	82,20	0,664	1,24	1
<i>6 mm</i>	175,80	0,904	1,94	1,5

İki ayrı gruptaki abutmanların yüzey alanlarının hesaplanması sonucu boydaki %33,3 kısılmanın yüzey alanını % 26,6 azalttığı tespit edilmiştir. Alandaki % 26,6 azalmanın birim alana uygulanan çekme kuvvetini % 36,08 azalttığı tespit edilmiştir. Boyun % 33,3 azalmasının birim alana uygulanan çekme kuvvetini % 36,06 azalttığı tespit edilmiştir.

5. TARTIŞMA

İmplant üstü sabit protezler, implant abutmanlarına yeterli miktarda tutuculuk sağlayacak simanlar ile yapıştırılırken; daha sonraki dönemde bu protezlerin vida veya porselen kırıkları gibi nedenlerden sökülmesinin gerekebileceği unutulmamalıdır. Dişler fonksiyondayken üzerlerine vertikal ve lateral kuvvetler gelmektedir. Bu kuvvetler altında, kuronların abutmanlardan ayrılmamaları için, yeterli tutuculuk sağlayan simanlarla yapıştırılmaları gerekmektedir. Abutmanların eğimi, yüzey özellikleri, boyunun çapına oranı ve uzunlukları tutuculuğu etkileyen faktörlerdendir (17,70). Literatürde vertikal çekme kuvvetinin implant üstü tek kuronlarda ölçüldüğü görülmektedir (17, 59, 66, 70). Çalışmada bu nedenle implant üstü tek kuronlar düşünülerek örnekler hazırlanmıştır.

Çalışmada metal döküm kuronlar, abutmanlar üzerine direkt mum modelaj yapılarak imal edilmiştir. İmplant üstü sabit protezlerde ölçü alınarak dökülen metal kuronlarda, olası uyumsuzluk sonucu boyutsal hatalar bu şekilde elimine edilmeye çalışılmıştır. Orjinal uzunluğu 6 mm olan 7 abutmanın 4 mm uzunluğa kısaltılması işlemi, laboratuarda aynı diş teknisyeni ve aynı ölçüm cihazlarıyla yapılmıştır.

Geçici simanların kullanımı ile vida gevşemeleri gibi komplikasyonlar tedavi edilebilirken, abutman ve kuronlarda tutuculuğu etkileyen herhangi bir değişimin olup olmadığı sorusu akla gelmektedir. Simantasyon işleminin tekrarlanması sonucu metalin iç yüzeyinde ve abutman yüzeyinde siman kalabildiği, çiziklerin oluştuğu ve bu değişikliklerin tutuculuğu, hijyeni ve periodontal sağlığı etkilediği bildirilmiştir (3,52). Çalışmada bütün kuronlar birer kez yapıştırılmış ve kuronların iç yüzeylerinde herhangi bir tesviye işlemi yapılmamıştır.

Geçici simanlar, ileride oluşabilecek komplikasyonların tedavisinde hekime kolaylık sağlarlar (11). Ancak bu tip simanların ağız içi koşullarında çözümleri, hastanın ağız hijyenine de bağlı olarak periodontal problemlere neden olabilmektedir (11). Bazı geçici simanların içeriğinde öjenol bulunmaktadır. Öjenol, bakteri kolonizasyonunu inhibe etmektedir. Ancak, öjenol içeren simanlar ağız sıvılarında

daha kolay çözünmektedirler. Simanın çözünmesi tutuculuğu azaltırken, kuron ve abutman arasında bakteri kolonizasyonuna neden olmaktadır. Çalışmada, ağız içi sıvılarda çözünmemeleri ve tutuculuk değerlerini muhafaza etmeleri sebebiyle öjenol içermeyen geçici simanlar kullanılmıştır.

Simantasyon işlemi Inströn cihazında kuronlar üzerine 60 N kuvvet uygulanarak yapılmıştır. Literatürde, simantasyon işlemlerinin parmak basıncı altında ve farklı kuvvetler altında yapıldığı görülmektedir (43,59). Simantasyon işlemini David ve ark. (43) 20 N altında, Ernst ve ark. (56) 6 kg altında ve Ramp ve ark. (59) ise parmak basıncı altında uygulamışlardır. Ernst ve ark. (56), uyguladıkları 6 kg kuvveti kuronun üzerine hazırladıkları halkanın üst kenarındaki düz alana, Ramp ve ark. (59) ise bu halkanın üzerine direkt parmak uçlarıyla bastırarak simantasyonu yapmışlardır. Çalışmada kuronlar üzerine simantasyon sırasında uyguladığımız 60 N, 6,12 kg'a eşdeğerdir. Inströn cihazının hassas bir cihaz olması sebebiyle simantasyon işlemi yapılırken uygulanan kuvvet; abutman boyu, analog boyu ve Inströn cihazının sensörünün ağırlığından etkilenmektedir. 60 N'luk kuvvet cihazın el ile ayarlanması ile örneklere aynı miktarda uygulanmıştır.

Abutman veya dişlerin yüzey pürüzlülükleri kumlama, asitleme ve frez kullanarak artırıldığında mekanik olarak tutunan simanların tutuculuk değerindeki artışın, adeziv simanlardan daha fazla olduğu bildirilmektedir (57). Çalışmada kullandığımız abutmanların yüzeylerine herhangi bir pürüzlendirme işlemi uygulanmamıştır. Breeding ve ark. (45), bir çalışmada doğal diş ve implant abutmanları üzerine aynı boyutlarda hazırlanmış kuronları aynı konvansiyonel simanlarla yapıştırmışlardır. Doğal diş ve implant abutmanındaki tutuculuk değerleri arasında bir farklılık olmadığını bildirmişlerdir (45). David ve ark. (43), abutman uzunluğunun, yüzey özelliklerinin ve yüzey alanının tutuculuğa etkisinin her zaman doğru orantılı olmadığını belirtmişlerdir (43). Abutman boyunun çapına oranının daha doğru bir kriter olduğunu belirtmektedirler (43).

Kaufmann ve ark.'nın (86), abutman boyu, çapı ve yan yüzey açısının tutuculuğa etkisi ile ilgili yapmış olduğu bir çalışmada; yan yüzey açılarının toplamı 1° olan

abutmanların boyları uzadığında tutuculuğun da belirgin miktarda arttığı bildirilmiştir. Çinko fosfat siman ile yapılan simantasyon işleminin ardından abutman uzunluğu 4 mm ve 7 mm olan iki grup arasında tutuculuk değerinin % 67 fark ettiğini bildirmişlerdir (86). Maxwell ve ark. (87) çalışmalarında döküm kuronları doğal dişlere simante ettiklerinde benzer sonuca ulaşmışlardır. Tutuculuğun, yan yüzeylerin 2 mm'den 3 mm'ye çıkması ile %137 arttığı bildirilmektedir (87).

Abutmanın toplam yüzey alanı ve çapındaki değişim tutuculuğu her zaman aynı yönde etkilememektedir. Darveniza ve ark. (82), doğal dişlerde yüzey alanındaki artışın tutuculuğu her zaman aynı yönde artırmadığını çalışmasında bildirmektedir. Aynı çalışmada CeraOne abutmanları kullanarak çaptaki değişimin tutuculuk üzerindeki etkisinin de paralel olmadığını bildirilmektedir (82).

Doğal diş ve implant abutmanlarının yan yüzeylerinde yapılan preparasyonun açısının, protezin tutuculuğuna etki ettiği bildirilmektedir (69). Zidan ve ark. (70), yan yüzey açılarının 12°nin üzerinde olan dişlerde diğer mekanik özelliklerin etkisinin azaldığını bildirmişlerdir. Yan yüzeylerinin açısı 24°de hazırlanmış dişlere kuronlar adesiv resin simanlarla yapıştırıldığında elde edilen tutuculuk değerinin; yan yüzey açıları 6°de hazırlanmış ve konvansiyonel simanlarla yapıştırılmış protezlerin tutuculuk değeriyle aynı olduğu bildirilmektedir (70). Yine bu çalışmada yan yüzeylerde oluşturulan açının toplamının 6°-12° arasında olmasının en ideal değerler olduğu saptanmıştır (70). Bu nedenle kullandığımız abutmanların yan yüzeylerindeki toplam açının 6° olması tercih edilmiştir.

Çalışmada standart sapma değerlerinin yüksek olması dikkati çekmektedir. Kullanılan abutmanların çaplarının ve yüzey özelliklerinin aynı olmakla birlikte 7 adet abutmanın orijinal 6 mm üretim boyları korunmuştur. Mansour ve ark. (57); deney grupları, simantasyon, yaşlandırma ve sökme işlemleri çalışmamızdaki ile benzer özellikteki çalışmalarında, standart sapma değerlerinin yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Deney grubundaki abutman boyları laboratuarda hassas ölçüm cihazları kullanılarak 6 mm'den 4 mm'ye kısaltılmıştır. Ancak kesim işleminin

laboratuarda diş teknisyeni tarafından elde yapılmış olması sonucu abutmanlardaki küçük miktarlardaki uzunluk farklılıkları standart sapma değerlerinin yüksek çıkmasının nedeni olabilir. Isı ile yaşlandırma işlemi esnasında havuzlardaki suyun üstünün açık olması, ısıtıcının havuzun altında olması ve suya ilk giren örneğin son çıkması da örnekler arası farklılıklar oluşmasının ve yüksek standart sapma değerlerinin sebebi olabilir. Ayrıca Inströn cihazında simantasyon işlemi yapılırken uygulanan kuvvetler arasında oluşan küçük farklılıkların standart sapma değerlerine etkisinin olduğunu düşünmekteyiz.

Tablo 4.1’de, prepare edilmiş doğal dişlerin ve implant üstü abutmanların yüzey alanları, bu abutmanlar üzerine yapılmış kuronların sökülebilmesi için gerekli kuvvet miktarları ve birim alana karşı gelen gerekli vertikal kuvvet değerleri görölmektedir. Doğal diş ve implant abutmanlarına çinko oksit öjenol esaslı simanlar ile yapıştırılmış kuronlar sökölürken, birim alan için gerekli vertikal çekme kuvvetleri farklı çalışmalarla bildirilmiştir (44,45,80,81,82). Geçici simanlar ile yapıştırdığımız implant üstü kuronların sökülebilmesi için gereken çekme kuvveti, tablodaki araştırma sonuçları ile karşılaştırıldığında, çinko oksit öjenol simanından daha yüksek tutuculuk değerine ulaştığı görölmektedir.

Tablo 5.1. Farklı çalışmalarda elde edilen sonuçlar

	<i>Siman Çeşidi</i>	<i>Abutman Çeşidi</i>	<i>Ortalama Vertikal Kuvvet (N)</i>	<i>Yüzey Alanı (cm²)</i>	<i>Ortalama Yüzey Baskısı (MPa)</i>
<i>Kent ve ark.(44)</i>	Çinko oksit	CeraOne 5 mm	110,1	0,73	1,51
	Çinko Fosfat		599,4	0,73	8,2
<i>Clayton ve ark.(80)</i>	Çinko oksit	CeraOne 3,7 mm	67,2	0,58	1,17
	Çinko Fosfat		452,2	0,58	7,84
<i>Breeding ve ark.(45)</i>	Çinko oksit	Core Vent	75,6	0,868	0,871
	Çinko Oksit	9 ° Açılı Premolar Diş	106	1,15	0,904
<i>Swift ve ark. (81)</i>	Çinko Fosfat	4-8 ° Açılı Molar Dişler	587	1,2	4,9
	<i>Darveniza ve ark.(82)</i>	Çinko Fosfat	4-6 ° Açılı Molar Dişler	207	1,04

Çalışmanın sonucunda elde edilen veriler, abutman boyunun arttırılmasının tutuculuğu arttırdığını göstermektedir. Akça ve ark. (11) 3 farklı geçici siman, polikarboksilat siman, cam iyonmer siman ve çinko fosfat simanını uzun ve kısa abutmanlar üzerine yapılmış kuronlara uygulamışlardır. Farklı simanlar ve farklı boylarda abutmanlarla yapmış oldukları çalışmalarının sonucunda, uzun abutmanların daha yüksek tutuculuk değerleri verdiğini bildirmektedirler (11). Kent ve ark. da (44) siman çeşidi ve abutman boyunun tutuculuk üzerinde direkt etkisi olduğunu belirtmişlerdir.

Çalışma sonucunda abutman boyunun %33,3 kısaltılmasının birim alandaki tutuculuk değerini %36,08 azalttığı görülmektedir. Yine abutman boyundaki bu %33,3 kısaltma işleminin ortalama vertikal çekme kuvvetini % 53,24 azalttığı saptanmıştır. David ve ark. (66), tutuculukta abutman boyunun çapa oranının önemli bir kriter olduğunu bildirmişlerdir. Çalışma grubu ve deney grubunda abutman uzunluğunun çapına oranı hesaplandığında yine 4 mm boya sahip abutmanlarda kuvvetin ve bu oranın daha düşük olduğu görülmektedir.

Klinik kuron boyu miktarının, protezin tutuculuğunu doğrudan etkilediği görülmektedir. Yalnız abutmanların boyları kısaltıkça, tutuculuk değerleri kısaltmaya oranla daha fazla düşmektedir. Burada, abutmanların yan yüzeylerinin eğimi ve abutman boyunun çapına oranının tutuculuğu etkilediğini düşünmekteyiz.

Sonuç olarak, hastanın varolan kemiğinin durumuna bağlı olarak yerleştirilen implantın üstüne uygulanan abutmanın boyunun ve yan yüzeylerinde yapılan aşındırmanın, implant üstü protezin tutuculuğuna etkisinin olduğu saptanmıştır. Abutman boyunun kısaltılmasının, yan yüzeylerde oluşturulan açının miktarı gibi tutuculuğun sağlanmasında önemli bir diğer faktör olduğunu görmekteyiz. Bu nedenle, implant üstü sabit protez uygulamalarında komplikasyonların tedavi edilebilmesi için simante protezleri tercih ederken, okluzyonun düzenlenmesi amacıyla abutmanlarda fazla kısaltma yapmamaya çalışılmalıdır.

KAYNAKLAR

1. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restoration: Achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent.*, 77:28–35, 1997.
2. Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G. Translated by Jacobi R. *Oral Implantology, Basics, ITI Hollow Cylinder System*. Second edition. Thieme Medical Publishers, Inc. New York. 60-65, 1996.
3. Binon PP: Implants and components. Entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 15:76–94, 2000.
4. Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 18:719-28, 2003.
5. Michalakis KX, Pissiotis AL, Hirayama H. Cement failure loads of 4 provisional luting agents used for the cementation of implant-supported fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 15:545-9, 2000.
6. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 10:295-302, 1995.
7. Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G. Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 4-year prospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 19:260-5, 2004.
8. Chee W, Felton DA, Johnson PF, Sullivan DY. Cemented versus screw-retained implant prostheses: Which is better? [current issues forum] *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 14:137–141, 1999.
9. Squier RS, Agar JR, Duncan JP, Taylor TD. Retentiveness of dental cements used with metallic implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 16:793-8, 2001.
10. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent.*, 76:500–509, 1996.

11. Akça K, İplikcioglu H, Cehreli MC: Comparison of uniaxial resistance forces of cements used with implant-supported crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 17:536-42, 2002.
12. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 11:216–222, 1996.
13. Daudi MF, Setchell DJ, Searson LJ: A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for singletooth implants. *Int J Prosthodont.*, 14:152–158, 2001.
14. Barrett MG, de Rijk WG, Burgess JO. The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthodont.*, 2:75-82, 1993.
15. Kokat AM, Akca K: Fabrication of a screw-retained fixed provisional prosthesis supported by dental implants. *J Prosthet Dent.*, 91:293-7, 2004.
16. Skalak R: Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.*, 49:843–848, 1983.
17. Michaels GC, Carr AB, Larsen P.E. Effect of prosthetic superstructure accuracy on the osseointegrated implant–bone interface. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 83:198–205, 1997.
18. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screw joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent.*, 71:592–599, 1994.
19. Ness EM, Nicholls JI, Rubenstein JE, Smith DE. Accuracy of the acrylic resin pattern for the implant-retained prosthesis. *Int J Prosthodont.*, 5:542–549, 1992.
20. Uludamar A, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part II: Efficacy of the Preci-Disc system for the correction of errors. *Int J Prosthodont.*, 9:16–20, 1996.
21. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: A review of the literature. *Int J Prosthodont.*, 12:167–178, 1999.
22. Duyck J, Naert I: Influence of prosthesis fit and the effect of a luting system on the prosthetic connection preload: An in vivo study. *Int J Prosthodont.*, 15:389–396, 2002.

23. Bergendal B, Palmqvist S. Laser-welded titanium frameworks for fixed prostheses supported by osseointegrated implants: A two-year multicenter study report. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 10:199–206, 1995.
24. Jemt T, Book K: Prosthetic misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 11:620–625, 1996.
25. Randi AP, Hsu AT, Verga A, Kim JJ. Dimensional accuracy and retentive strength of a retrievable cement-retained implant supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 16:547–556, 2001.
26. Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal ceramic crowns on implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 14:369–378, 1999.
27. Keller W, Brägger U, Mombelli A. Peri-implant microflora of implants with cemented and screw-retained superstructures. *Clin Oral Impl Res.*, 9:209–217, 1998.
28. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent.*, 60:75–84, 1988.
29. Allen PF, McMillan AS, Smith DG. Complications and maintenance requirements of implant-supported prostheses provided in a UK dental hospital. *Br Dent J.*, 182:298–302, 1997.
30. Duyck J, Van Oosterwyck H, De Cooman M, Vander Sloten J, Puers R, Naert I. Preload on oral implants after screw tightening fixed full prostheses: An in vivo study. *J Oral Rehab.*, 28:226–233, 2001.
31. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent.*, 68:949–956, 1992.
32. Tolman DE, Laney WR. Tissue-integrated dental prosthesis: The first 78 months of experience at the Mayo Clinic. *Mayo Clin Proc.*, 68:323–331, 1993.
33. Zarb GA, Smith A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent.*, 64:185–194, 1990.

34. Zarb GA, Schmitt A. The edentulous predicament: A prospective study of the effectiveness of implant-supported fixed prostheses. *J Am Dent Assoc.*, 127:59–65, 1996.
35. Gunne J, Jemt T, Linden B. Implant treatment in partially edentulous patients: A report on prostheses after 3 years. *Int J Prosthodont.*, 7:143–148, 1994.
36. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D, De Keyser C, Callens A. Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting a partial bridge. An up-to-6-years retrospective study. *J Clin Periodontol.*, 19:118–126, 1992.
37. Wilson AH Jr., Chan DC. The relationship between convergence and retention of extracoronary retainers. *J Prosthodont.*, 3:74–78, 1994.
38. Nordlander J, Weir D, Stoffer W, Ochi S. The taper of clinical preparations for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.*, 60:148–151, 1988.
39. Jorgensen KD. The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. *Acta Odontol Scand.*, 13:35–40, 1955.
40. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restoration: Achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent.*, 77:28–35, 1997.
41. Felton DA, Kanoy E, White J. The effect of surface roughness of crown preparations on retention of cemented castings. *J Prosthet Dent.*, 58:292–296, 1987.
42. Smith BG. The effect of the surface roughness of prepared dentin on the retention of castings. *J Prosthet Dent.*, 23:187–198, 1970.
43. Covey DA, Kent DK, St Germain HA Jr., Koka S. Effect of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implant supported crowns. *J Prosthet Dent.*, 83:344–348, 2000.
44. Kent DK, Koka S, Froeschle ML. Retention of cemented implant-supported restorations. *J Prosthodont.*, 6:193–196, 1997.
45. Breeding LC, Dixon DL, Bogacki MT, Tietge JD. Use of luting agents with an implant system: Part I. *J Prosthet Dent.*, 68:737–41, 1992.
46. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part I: Surgical results. *J Prosthet Dent.*, 63:451–457, 1990.

47. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am.*, 42:71–89, 1998.
48. Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz PO. On the influence of superstructure connection on implant preload: A methodological and clinical study. *Clin Oral Implant Res.*, 7:55–63, 1996.
49. Binon PP, Mc Hugh M.J. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.*, 9:511–519, 1996.
50. Ekfeldt A, Øilo G. Occlusal contact wear of prosthodontics materials. An in vivo study. *Acta Odontol Scand.*, 46:159–169, 1988.
51. Pauletto N, Lahiffe BJ, Walton JN. Complications associated with excess cement around crowns on osseointegrated implants: A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 14:865–868, 1999.
52. Agar JR, Cameron SM, Hughbanks JC, Parker MH. Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *J Prosthet Dent.*, 78:43–47, 1997.
53. Quirynen M, Van der Mei HC, Bolen CM. An in vivo study on the influence of the surface roughness of implants on the microbiology of supra and subgingival plaque. *J Dent Res.*, 72:1304–1309, 1993.
54. Dmytryk JJ, Fox SC, Moriarty JD. The effects of scaling titanium implant surfaces with metal and plastic instruments on cell attachment. *J Periodontol.*, 61:491–496, 1990.
55. Dixon DL, Breeding LC, Bogacki MI, Tietge JD. Use of luting agents with an implant system: Part II. *J Prosthet Dent.*, 68:885–890, 1992.
56. Ramp MH, Dixon DL, Ramp LC, Breeding LC, Barber LL. Tensile bond strengths of provisional luting agents used with an implant system. *J Prosthet Dent.*, 81:510-4, 1999.
57. Mansour A, Ercoli C, Graser G, Tallents R, Moss M. Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. *Clin Oral Implants Res.*, 13:343-8, 2002.
58. Pameijer CH, Jefferies SR. Retentive properties and film thickness of 18 luting agents and systems. *Gen Dent.*, 44:524-30, 1996.

59. Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent.*, 93:551-8, 2005.
60. Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. *J Prosthet Dent.*, 81:597-609, 1999.
61. Oilo G, Jorgensen KD. The influence of surface roughness on the retentive ability of two dental luting cements. *J Oral Rehabil.*, 5:377-89, 1978.
62. Bresciano M, Schierano G, Manzella C, Screti A, Bignardi C, Preti G. Retention of luting agents on implant abutments of different height and taper. *Clin Oral Implants Res.*, 16:594-8, 2005.
63. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: a review of the current literature. *J Prosthet Dent.*, 80:280-301, 1998.
64. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.*, 81:135-41, 1999.
65. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. 2nd. edition. Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago, 1997.
66. Covey DA, Kent DK, St. Germain HA Jr., Koka S. Effect of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implant supported crowns. *J Prosthet Dent.*, 83:344-348, 2000.
67. Sandallı P. Oral İmplantoloji. İmplant endikasyonu için kemik kalite ve kantitesine göre dişsiz çenelerin sınıflandırılması, 81-90, 2000.
68. Rachmiel A, Manor R, Peled M, Laufer D. Intraoral distraction osteogenesis of the mandible in hemifacial microsomia. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, 59:728-733, 2001.
69. Shillenburg H Jr., Hobo S, Whitsett LD. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. 2nd. Ed. Chicago: Quintessence; 1981.p.81, 115-27.
70. Zidan O, Ferguson G. The retention of complete crowns prepared with different tapers and luted with four different cements. *J Prosthet Dent.*, 89:565-71, 2003.
71. Zarb GA, Schmitt A. The edentulous predicament. II: The longitudinal effectiveness of implant-supported overdentures. *J Am Dent Assoc* 127(1):66-72, 1996.

72. Naert IE, Hooghe M, Quirynen M, van Steenberghe D. The reliability of implant-retained hinging overdentures for the fully edentulous mandible. An up to 9 year longitudinal study. *Clin Oral Investig* 15(5):520-8, 2004.
73. Freeman C, Brook I, Joshi R. Long-term follow up of implant-stabilised overdentures. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 9 (3-4): 147-50,2001.
74. Snauwert K, Duyck J, van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I. Time dependent failure rate and marginal bone loss of implant supported protheses: a 15-year follow-up. *Clin Oral Investig* 4(1): 13-20, 2000.
75. Mericske-Stern R, Aerni D, Geering AH, Buser D. Long term evaluation of non-submerged hollow cylinder implants. Clinical and radiographic results. *Clin Oral Implants Res* 12(3): 252-9, 2001.
76. Dudic A, Mericske-Stern R. Retention mechanisms and prosthetic complication of implant-supported mandibular overdentures: long-term results. *Clin Implant Dent. Relat. Rest.* 4(4): 212-9, 2002.
77. Ferrigno N, Laureti M, Fanali S, Grippaudo G. A long-term follow-up study of non-submerged ITI implants in the treatment of totally edentulous jaws. Part I: Ten year life table analysis of a prospective multicenter study with 1286 implants. *Clin Oral Implant Res.* 13(3): 260-73, 2002.
78. Lambrecht JT, Filippi A, Kunzel AR, Schiel HJ. Long-term evaluation of submerged and non-submerged ITI solid-screw titanium implants: A 10 year life table analysis of 468 implants. *Int J Oral Maxillofac. Implants.* 18(6): 826-34, 2003.
79. Meijer HJ, Raghoobar GM, Van't Hof MA. Comparison of implant-retained mandibular overdentures and conventional complete dentures: a 10-year prospective study of clinical aspect and patient satisfaction. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18(6): 879-95, 2003.
80. Clayton GH, Driscoll CF, Hondrum SO. The effect of luting agents on the retention and marginal adaptation of the CeraOne implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12: 660-5, 1997.
81. Swift EJ Jr., Lloyd AH, Felton DA. The effects of resin desensitizing agents on crown retention. *J Am Dent Assoc.* 128:195-200, 1997.

82. Darveniza M, Basford KE, Meek J, Stevens L. The effects of surface roughness and surface area on the retention of crowns luted with zinc phosphate cement. *Aust Dent J.* 32: 446-57, 1987.
83. Rachmiel A, Aizenbud D. Extraoral vs intraoral distraction osteogenesis in the treatment of hemifacial microsomia. *Ann. Plast. Surg.*, 45: 386-394, 2000.
84. Rachmiel A, Potparic Z, Jackson IT, Sugihara T, Claymn L, Topf JS, Forte RA. Midface advancement by gradual distraction. *Br. J. Plast. Surg.*, 46:201-207,1993.
85. Rachmiel A, Manor D, Peled M, Laufer D. Intraoral distraction osteogenesis of the mandible in hemifacial microsomia. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, 59: 728-733, 2001.
86. Kaufmann EG, Coelho DH, Colin L. Factors influencing the retention of cemented gold castings. *J Prosthet Dent* 11:487-502, 1961.

ÖZGEÇMİŞ

1980 yılında Trabzon'da doğdum. İlkokulu Cudibey İlkokulunda, ortaokulu Trabzon Anadolu Lisesinde tamamladım. Lise eğitimime Trabzon Yomra Fen Lisesinde başladım. Lise eğitimini 2. sınıfta geçtiğim Trabzon Lisesinde tamamladım. 1997 yılında Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde lisans eğitimine başladım. 2004 yılında bu fakülteden mezun olmamın ardından 2005 yılında Yeditepe Üniversitesi Oral İmplantoloji Anabilim Dalında yüksek lisans eğitimine başladım. Halen aynı bölümde yüksek lisans öğrencisiyim.