

T.C.
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**İKİ FARKLI REZONANS FREKANS ANALİZİ
(RFA) CİHAZININ GÜVENİLİRLİĞİNİN *IN
VITRO* OLARAK İNCELENMESİ: OSSTELL VE
PENGUIN RFA**

DOKTORA TEZİ

DİŞ HEKİMİ
GÜL BÜYÜKGÜÇLÜ

İstanbul-2017

T.C.
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**İKİ FARKLI REZONANS FREKANS ANALİZİ
(RFA) CİHAZININ GÜVENİLİRLİĞİNİN *IN VITRO*
OLARAK İNCELENMESİ: OSSTELL VE PENGUIN
RFA**

DOKTORA TEZİ

DİŞ HEKİMİ
GÜL BÜYÜKGÜÇLÜ

DANIŞMAN
Doç. Dr. ZEYNEP ÖZKURT KAYAHAN

İstanbul-2017

TEZ ONAYI FORMU

Kurum : Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü


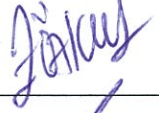
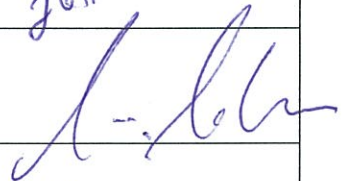
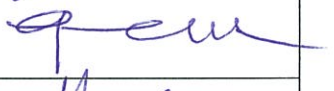
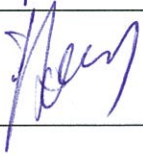
Program : Doktora

Tez Başlığı : İki Farklı Rezonans Frekans Analizi (RFA) Cihazının Güvenilirliğinin
İn Vitro Olarak İncelenmesi: OSSTELL VE PENGUİN RFA

Tez Sahibi : Gül BÜYÜKGÜÇLÜ

Sınav Tarihi : 08.08.2017

Bu çalışma jürimiz tarafından kapsam ve kalite yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

	Unvanı, Adı-Soyadı (Kurumu)	İmza
Jüri Başkanı:	Prof. Dr. Ender KAZAZOĞLU	
Tez danışmanı:	Doç. Dr. Zeynep ÖZKURT KAYAHAN	
Üye:	Prof. Dr. Ahmet Hamdi ARSLAN	
Üye:	Prof. Dr. Fatma Gülbahar Işık ÖZKOL	
Üye:	Prof. Dr. İbrahim Bülent ŞERMET	

ONAY

Bu tez Yeditepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun 10.8.2017 tarih ve 2017/15-05 sayılı kararı ile onaylanmıştır.


Prof. Dr. Bayram YILMAZ

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

BEYAN

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

12.07.2017

Gül BÜYÜKGÜÇLÜ

İTHAF



Aileme ithaf ediyorum...

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince tüm bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, kapısı her zaman açık, hoşgörüsünü ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, bugünlere gelmemde çok büyük emeği olan; saygıdeğer hocam Sayın *Prof. Dr. Ender Kazazoğlu*'na,

Tez çalışmamı gerçekleştirmemde ve doktora eğitimim boyunca hem mesleki hem sosyal anlamda, her konuda desteğini esirgemeyen, sabırla öğreten, yol gösteren, benim başarılı olabilmem için çalışan, beni ikiz kızlarından ayırmayan, tez dönemimde onlarla geçireceği zamandan alıp bana ayıran, iyi niyeti ve güler yüzüyle her zaman motive olmamı sağlayan, çalışkanlığı, titizliği, problemleri çözme yeteneği ve duruşu ile hayatımın her alanında örnek alacağım, bu günlere gelmemde çok büyük emeği olan saygıdeğer hocam Sayın *Doç. Dr. Zeynep Özkurt Kayahan*'a,

Doktora eğitimimim klinik döneminde bana destek olan, bilgisini ve tecrübesini benimle paylaşan sayın hocam *Yrd. Doç. Dr. Burcu Bal*'a,

Doktora eğitimim boyunca 1. Sınıfların prelinik derslerinde asistanlığı yaptığim sayın hocam *Prof. Dr. Pınar Kursoğlu*'na,

Klinikte tecrübesi ve deneyimini paylaşan ve her zaman yardım eden, pratik ve dahice fikirleriyle, klinik tecrübeleriyle ışık tutan, öğreten sayın hocam *Yrd. Doç. Dr. Ceyhan Canpolat*'a,

Eğitimimde emeği geçen Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın tüm değerli öğretim üyelerine,

Yardımlarını ve desteğini esirgemeyen *Prof. Dr. Mehmet Baybora Kayahan*, *Doç. Dr. Ceyda Özçakar Tomruk* ve *Dr. Güher Barut*'a,

Doktora ve tez dönemimde desteğini ve tecrübesini benimle paylaşan, beni motive eden *Dr. Akın Öztemel* ve *Dt. Ekim Emek Ertener*'e,

Birlikte hayal kurup birlikte çalıştığımız çok değerli arkadaşlarım *Hatice Dönüş*, *Öykü Başnuh*, *Nil Yalçınkaya* ve *Aslı Aban*'a,

Sevgisi, desteği ve sabrı ile beni her zaman motive eden ve daha mutlu bir insan olmamı sağlayan sevgili nişanlım *Okan Glder'e*,

Beni hiçbir zaman yalnız hissettirmeyen, beni tamamlayan çok kıymetli kardeşlerim, *Niyet Sezer Büyükgüçlü* ve *Kerem Büyükgüçlü'ye*,

Hayata gözlerimi ilk açtığım andan itibaren beni koşulsuz seven, destekleyen, iyi kalpli, iyi niyetli, merhametli, alışkan ve hep ellerinden gelenin en iyisini yapmaya çalışan, gelişimimiz ve eğitimimiz için bütün fedakarlıkları yapan; ömrüm boyunca minnettar kalacağım çok değerli *Annem'e*, *Babam'a*,

En içten teşekkürlerimi sunarım.



İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK	i
TEZ ONAY SAYFASI	ii
BEYAN	iii
İTHAF	iv
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER	vii
TABLolar LİSTESİ	x
ŞEKİLLER LİSTESİ	xi
RESİMLER LİSTESİ	xii
SEMBOLLER VE KISALTMALAR LİSTESİ	xiv
ABSTRACT	xv
ÖZET	xvi
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. DENTAL İMPLANTLAR	3
2.1.1. Dental implantların tanımı ve tarihsel gelişimi	3
2.1.2. Dental implantların sınıflandırılması	5
2.1.2.1. Kemik içi (endosteal) implantlar	5
2.1.2.2. Kemik üzeri (subperiosteal) implantlar	6
2.1.2.3. Kemik boyunca (transosseal) implantlar	6
2.1.3. Dental implant materyalleri	6

2.1.3.1. Titanyum ve titanyum alaşımlar	9
2.1.3.2. Seramikler	10
2.1.3.3. Polimerler	11
2.1.4. İmplant yüzey özellikleri	12
2.1.4.1. Makro yüzeyler	12
2.1.4.2. Mikro yüzeyler	12
2.1.4.2.1. Kumlanmış ve asitlenmiş implantlar	13
2.1.4.2.2. Kum püskürtülmüş, asitlenmiş ve nötralize implantlar	13
2.1.4.3. Nano yüzeyler	14
2.1.4.3.1. Ayrı kristal birikimi	14
2.1.4.3.2. Lazer ablasyon	14
2.1.4.3.3. Anodik oksidasyon	15
2.1.4.3.4. Titanyum oksit püskürtülmüş ve asitlenmiş implantlar	15
2.1.4.4. Yüzey ıslanabilirliği	15
2.1.4.5. UV ışını uygulanması	16
2.1.4.6. Yüzey kaplanması	16
2.2. DENTAL İMPLANTLARIN YÜKLEME PROTOKOLLERİ	16
2.2.1. İmmediat yükleme protokolü	17
2.2.2. Erken yükleme protokolü	18
2.2.3. Geç (klasik) yükleme protokolü	18
2.2.4. Parsiyel dişsizliklerde tek üye implant yükleme protokolleri	18
2.2.5. Kısmi dişsiz çenelerde dişsiz bölgede yükleme protokolleri	19
2.2.6. Tam dişsiz çenelerde sabit protezlerin yükleme protokolleri	19

2.2.7. İmplant üstü hareketli protezlerin yükleme protokolleri	20
2.3. OSSEOİNTEGRASYON DEĞERLENDİRME YÖNTEMLERİ.....	20
2.4. DENTAL İMPLANTLARIN BAŞARI KRİTERLERİ	22
2.5. İMPLANT STABİLİTESİ ÖLÇME YÖNTEMLERİ	25
2.5.1. Radyografik analizler	25
2.5.2. Kesme direnci analizleri	26
2.5.3. Yerleştirme torku testi.....	26
2.5.4. Tersine tork testi	27
2.5.5. Perküsyon testi	27
2.5.6. Periotest	28
2.5.7. Rezonans frekansı analizi	29
3. GEREÇ VE YÖNTEM	32
3.1. DENEY GRUPLARININ OLUŞTURULMASI	33
3.2. DENEY ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI.....	33
3.3. PRİMER STABİLİTE ÖLÇÜMLERİNİN YAPILMASI	40
3.4. İSTATİSTİKSEL ANALİZ	43
4. BULGULAR	44
4.1. PRİMER STABİLİZASYON DEĞERLERİ	44
4.2. PRİMER STABİLİZASYON ÖLÇME TUTARLILIĞI BULGULARI	48
5. TARTIŞMA	51
6. SONUÇLAR	59
7. KAYNAKLAR	61
8. ÖZGEÇMİŞ	76

TABLolar LİSTESİ

Tablo 2.1. Dental implantların üretildikleri kimyasallara göre sınıflandırılması	8
Tablo 3.1. İmplantların yerleştirildiği materyaller	32
Tablo 4.1. Osstell ve Penguin cihazlarının dört farklı materyal içerisindeki implant stabilizasyonunu değerleri	44
Tablo 4.2. Osstell ve Penguin cihazlarının dört adet malzeme içerisindeki, implant stabilizasyonunun değerlendirilmesi	45
Tablo 4.3. Osstell cihazının implant stabilizasyonunu ölçme tutarlılığının değerlendirilmesi	48
Tablo 4.4. Penguin Cihazının implant stabilizasyonunu ölçme tutarlılığının değerlendirilmesi	49
Tablo 4.5. Osstell ve Penguin cihazlarının implant stabilizasyonunu ölçme tutarlılığının karşılaştırılması	50

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 4.1. Osstell cihazının 4 farklı materyal içerisindeki ölçüm değeri grafikleri46

Şekil 4.2. Penguin cihazının 4 farklı materyal içerisindeki ölçüm değeri grafikleri..... 47



RESİMLER LİSTESİ

Resim 3.1. 4,3 çapında 10 mm uzunluğunda implant	33
Resim 3.2. İmplantların yivli bölümünün kumpasla ölçülmesi	34
Resim 3.3. Metal halkaların iç duvarının 10 mm yükseklikte işaretlenmesi	34
Resim 3.4. Polivinilsiloksan ölçü materyali	35
Resim 3.5. Polivinilsiloksan ölçü materyalinin çıplak el ile karşılaştırılması	35
Resim 3.6. İkinci ölçü materyalinin implantın boyun kısmına kadar sıkılması	36
Resim 3.7. 1.Grup örneklerinin ölçümlere hazır hale getirilmesi	36
Resim 3.8. Yumuşak besleme materyali	37
Resim 3.9. Materyalin karıştırılması	37
Resim 3.10. 2.Grup örneklerinin ölçümlere hazır hale getirilmesi	37
Resim 3.11. Polikarboksilat siman	38
Resim 3.12. Simanın karıştırılması	38
Resim 3.13. 3.Grup örneklerinin ölçümlere hazır hale getirilmesi	38

Resim 3.14. Soğuk akrilik	39
Resim 3.15. Toz ve likitin karıştırılması	39
Resim 3.16. 4. Grup örneklerinin ölçümlere hazır hale getirilmesi	39
Resim 3.17. Osstell ISQ cihazı	40
Resim 3.18. Penguin RFA cihazı.....	40
Resim 3.19 Osstell'in sabitlenmesi	41
Resim 3.20. Ölçü postunun vidalanması	41
Resim 3.21. Osstell ile ölçümlerin yapılması	41
Resim 3.22. Penguin RFA'nın sabitlenmesi	42
Resim 3.23. Penguin ile ölçümlerin yapılması	42

SEMBOLLER VE KISALTMALAR

ASTM: American Association of Testing Materials

CpTi: Saf titanyum

Ce-TZP: Seryum ile stabile edilmiş zirkonya

Hz: Hertz

MPa: Megapaskal

mm: Milimetre

nm: Nanometre

Ncm: Newton santimetre

PTV: Periotest Test Value

RFA: Resonans Frekans Analizi

SLA: Sand Blasted Large-Grit Acid Etched

Tİ: Titanyum alaşımları

TiO₂: Titanyum dioksit

ISQ: İmplant Stability Quantient

Y-TZP: Yttrium ile stabilize edilmiş zirkonya

α: Alfa

β: Beta

µm: Mikro metre

ABSTRACT

Büyükgüçlü G. (2017). In vitro evaluation of the reliability of two different Resonance Frequency Analysis (RFA) devices: Osstell and Penguin RFA. Yeditepe University Health Sciences Institute, Department of Prosthodontics, PhD Thesis, Istanbul. Various methods and devices are used to measure the primer stability of the implants. The aim of this study was to evaluate the reliability and repeatability of Osstell and Penguin RFA in different materials. Forty implants in 4.3 mm in diameter and 10 mm in length were used for the study. There were 4 groups (n=10 samples) and in each group, implants were embedded in polyvinylsiloxane impression material, soft lining material, self-cured acrylic, and polycarboxylate cement that poured into metal rings, 15 mm in diameter and 12 mm in height. Osstell and Penguin RFA were used to measure the implant stability quotient (ISQ). The measurement were repeated 3 times for each sample. The Shapiro-Wilks test was used to assess the normality of the data. The results were evaluated using Kruskal Wallis test and Bonferroni Corrected Mann Whitney U test. The 'IntraClass Correlation Coefficient' was calculated to evaluate the correspondence between measurements. Significance level was set at $p < 0.05$. ISQ values in measurement with both Osstell and Penguin RFA were statistically higher in self-cured acrylic and polycarboxylate cement than soft lining material and polyvinylsiloxane ($p < 0.05$). The repeatability was 90.5% in all measurements of the Osstell device and 60.9% in all measurements of the Penguin device ($p < 0.05$). The complete consistency was observed in the values of both devices in the self-cured acrylic and polycarboxylate material groups ($p < 0.05$), but no consistency was found between the values of both devices in the soft denture liner and polyvinylsiloxane material groups ($p > 0.05$). In conclusion, the repeatability of the Osstell was found to be higher than Penguin RFA. Both devices provided consistency in repeated measures only when the stability values were high, depended on the materials.

Key words: Primary stability, implant, Osstell, Penguin RFA.

ÖZET

Büyükgüçlü G. (2017). İki farklı Reazonans Frekans Analizi (RFA) cihazının güvenilirliğinin in vitro olarak incelenmesi: Osstell ve Penguin RFA. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Tezi, İstanbul. İmplantların primer stabilitesinin ölçümlerinde çeşitli yöntemler ve cihazlar kullanılmaktadır. Bu çalışmanın amacı, implantların primer stabilitesinin değerlendirilmesinde kullanılan RFA cihazlarından Osstell ve Penguin RFA'nın, tekrarlayan ölçümlerde ve farklı ortamlarda güvenilirliğinin araştırılmasıdır. Çalışmamızda 40 adet 4,3 mm çapında 10 mm uzunluğunda implant kullanıldı. Her grupta 10 örnek olacak şekilde 4 grup oluşturuldu. Tüm gruplarda implantlar, 15 mm çapında ve 12 mm yüksekliğindeki metal halkalara dökülen polivinilsiloksan ölçü materyali, yumuşak akrilik, polikarboksilat siman ve sert akrilik içerisine yerleştirildi. Primer stabilite ölçümlerinde Osstell ve Penguin RFA cihazları kullanıldı. 10 adet örneğin ölçümleri her bir cihaz için 3'er kez tekrarlandı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks testi ile değerlendirildi ve parametrelerin normal dağılım göstermediği saptandı. Verilerin değerlendirilmesinde Kruskal Wallis testi ve Bonferroni Düzeltmeli Mann Whitney U test kullanıldı. Ölçümler arasındaki uyumun değerlendirilmesinde 'Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı' hesaplandı. Anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirildi. Her iki cihaz için de polikarboksilat siman ve sert akrilik gruplarındaki stabilite değerleri, yumuşak akrilik ve polivinilsiloksan'dan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p < 0,05$). Tekrarlanabilirlik değerlendirildiğinde, Osstell cihazının tüm ölçümleri arasında % 90,5 düzeyinde ve Penguin cihazının tüm ölçümleri arasında % 60,9 düzeyinde ve istatistiksel olarak anlamlı bir uyum bulundu ($p < 0,05$). Sert akrilik ve polikarboksilat materyal gruplarında, her iki cihazın kendi içerisindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir uyum bulunurken ($p < 0,05$), yumuşak akrilik ve polivinilsiloksan materyal gruplarında, her iki cihazın kendi içerisindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir uyum saptanmadı ($p > 0,05$). RFA cihazlarının, yalnızca

stabilite değerlerinin yüksek olduğu durumlarda tekrarlayan ölümlerde tutarlılık sağladığı, Osstell'in tekrarlanabilirliğinin Penguin RFA'ya göre daha yüksek olduğu tespit edildi.

Anahtar Kelimeler: Primer stabilite, implant, Osstell, Penguin RFA.



1. GİRİŞ VE AMAÇ

Branemark'ın 1960'lı yıllarda implant sistemlerini geliştirmesiyle birlikte, dental implantlar diş eksikliklerinde güvenilir bir tedavi seçeneği haline gelmiştir (1). İmplantların başarısındaki en önemli kriterlerden biri osseointegrasyondur (2). Osseointegrasyon, implant ve kemik yüzeyi arasındaki direkt ve fonksiyonel bağlantı olarak tanımlanmıştır (3). Son yıllarda implantın başarısı, implant üzerine uygulanan protezlerin oklüzal stabilitesi, radyografik olarak gözlenen kemik kaybı ve peri-implant yumuşak dokulardaki enfeksiyon oranı ile ölçülmektedir (2, 4-6).

Osseointegrasyon aynı zamanda implant stabilitesini de belirlemektedir. İmplant stabilitesi iki farklı aşamada oluşarak primer ve sekonder stabilite olarak adlandırılmaktadır (7). Primer stabilite genellikle implantın kortikal kemik ile mekanik bağlantısıyla ilişkilidir. Sekonder stabilite ise kemik rejenerasyonu ve remodelingi arasındaki biyolojik stabilitedir (8-10). Klinisyenlerin büyük çoğunluğu, implant ile kemiğin direkt ilişkisi doğrulandıktan sonra protezin uygulanması ve oklüzal kuvvetlerin yüklenmesi aşamasına geçmeyi doğru bulmaktadırlar (11). İmplantlardaki mobilite, osseointegrasyonla ilgili sorunun göstergesi olarak düşünülmektedir (2, 12). Bu nedenle, mobilitenin olmaması ve implant-kemik bağlantısının protez aşamasına geçmeden önce ölçülebilir olması, implantların ilerleyen dönemlerdeki başarısı için oldukça önem kazanmaktadır.

İmplant stabilitesini ve osseointegrasyonunu ölçmek için basit, güvenilir ve non-invaziv yöntemler tercih edilmektedir (13). Standardize edilmiş radyografiler, rezonans frekans analizleri, kesme torku analizleri, tersine tork testleri ve periotest, implant stabilitesini ölçme yöntemleri arasında yer almaktadır (13-15).

Rezonans frekans analizleri (RFA) klinik olarak kullanılabilen, implant stabilitesini ve tahmini osseointegrasyonu ölçebilen, implantın yükleme zamanını belirlemede yardımcı olabilen non-invaziv yöntemlerdir (16-18). Klinik olarak RFA değerleri, kemik iyileşmesi sırasındaki implant stabilitesindeki değişiklikler ile korelasyon halindedir (7, 19). RFA sayısal bir veri olarak 1'den 100'e kadar Implant Stability Quotient (ISQ) olarak değerlendirilir (16). ISQ değeri ne kadar yüksek ise, implant stabilitesi o kadar fazladır (20). İmplant stabilitesindeki klinik olarak algılanamayan azalma veya artmanın bu yöntem ile algılanabileceği belirtilmektedir. ISQ değerlerini etkileyen faktörler; implantın uzunluğu, çapı ve tasarımı, kemiğin kalitesi ve miktarıdır (21).

İlk kez 1996 yılında Osstell (Osstell™, Integration Diagnostics Ltd., Göteborg, İsveç) adlı RFA cihazı üretilmiş ve ilerleyen yıllarda da bu cihaz geliştirilmiştir (14, 22). RFA cihazlarının güvenilirliği ve ISQ değerlerinin hangi faktörlere bağlı olduğu ile ilgili çok sayıda araştırma yapılmış, çalışmalarda RFA cihazlarından Osstell'in tüm jenerasyonlarının güvenilirliği, diğer implant stabilitesini ölçme yöntemleriyle karşılaştırılmıştır. (13, 16, 23-36). Yapılan *in vivo* ve *in vitro* çalışmalar, implantın stabilitesi arttıkça ISQ değerlerinin de arttığını bildirmektedir, ancak dental markette yeni yer almaya başlamış olan Penguin RFA (Integration Diagnostics Sweden AB, Göteborg, İsveç) cihazı ile ilgili herhangi bir araştırmaya rastlanmamıştır.

Bu çalışmanın amacı, dental implantların primer stabilizasyonunun değerlendirilmesinde kullanılan rezonans frekanslı analizi cihazlarından Osstell ISQ ve Penguin RFA cihazlarının, tekrarlayan ölçümlerde ve farklı ortamlarda güvenilirliğinin *in vitro* olarak araştırılması ve karşılaştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. DENTAL İMPLANTLAR

2.1.1. Dental implantların tanımı ve tarihsel gelişimi

Dental implantlar, ‘Amerikan İmplant Diş Hekimliği Akademisi Sözlüğü’ne göre fonksiyonel, terapötik veya estetik amaçla mukozal ve/veya periostal tabakanın altına ve kemiğin içerisine yerleştirilen alloplastik materyal ya da protetik aygıtlardır (37).

Eksik dişlerin yerine getirilmesinde istenilen her zaman dişin kök şekline en yakın malzemelerin kullanılması olmuştur. İmplantoloji, diş hekimliği tarihinde uygulanan, cerrahiden sonra en eski ikinci tedavi disiplini. Diş kökü şeklindeki implantların tarihi binlerce yıl öncesine dayanmaktadır. 4000 yıl öncesinden antik Çin’de sabit diş tedavileri için yuvarlak bambu çubuklarının kazık şeklinde kemiğe yerleştirildiği bulunmuştur. 2000 yıl öncesinde Mısır’da değerli metallerin benzer şekilde kullanıldığı görülmüştür. Avrupa’da Milattan sonraki ilk yıllardan kalma bir kafatasında demir metal diş bulunmuştur. Orta Amerika’da yaşayan İnka’ların antik Çin’e benzer şekilde deniz kabuklarını eksik dişleri tamamlamak için kullandığı görülmüştür (38).

Tarih, diş eksikliklerinin diş benzeri materyallerle tedavi edilmesinin ses getirdiğini göstermiştir (39). Günümüze en yakın implantlar 1908 yılında Maggiolo’nun altını diş kökü şeklinde kullanmasıyla başlamıştır (40). 1887’de Harris, platin kaplanmış post üzeri porselen dişi bildirmiştir (41).

Dental implantlar için birçok materyal denenmiştir. Lambotte 1900’lerde alüminyum, gümüş, pirinç, kırmızı bakır, magnezyum, altın ve yumuşak demir plaklardan altın ve nikel implantlar üretmiştir. Bu materyallerden bir

kaçının korozyona uğrayarak vücut hücrelerinde elektrolitik harekete sebep olduğunu belirlenmiştir (42).

Diş kök şeklinden farklı bir tasarıma sahip olan ilk implant, Greenfield adında, kafes şeklinde ve platin materyalinden üretilmiştir (43). Bu üretilen implant, aynı zamanda kuron ve kemik içerisinde kalan kısmı iki ayrı parça olan ilk implanttır. Çalışmalar bu implantların başarı oranının çok düşük olduğunu belirlemiştir. Bununla birlikte, 75 yıl sonra da bu implant tasarımı ITI'nin (International Team for Implantology) Avrupa kongresinde, daha sonra da Amerika'da tekrardan tanıtılmıştır (44, 45).

Kobalt-krom-molibden alaşımı, oral implantoloji alanına ilk kez 1938 yılında Strock adlı araştırmacı tarafından, sol üst kesici dişe tek parça kök şeklinde implant yerleştirmesiyle girmiş ve 15 yıldan daha fazla fonksiyon görmüştür (46). İmplant kemik arasındaki titanyum yüzey ilk olarak 1940 yılında Bothe ve arkadaşları tarafından bildirilmiştir (47).

Strock, 1946'da ilk defa perimukozal post içermeyen iki parçadan oluşan titanyum implantları kullanmış, daimi kuron ve abutment vidasını iyileşme tamamlandıktan sonra uygulamıştır (48). Strock tarafından üretilen bu yapı, kemik-implant arasında ankiloz denilen direkt bağlantıyı sağlamıştır. Bu tasarımda yerleştirilen ilk implant 40 yıl sonra da fonksiyon göstermeye devam etmiştir (49).

Branemark, 1952 yılında mikroskobik kemik iliği iyileşmeleri hakkında kapsamlı çalışmalara başlamıştır. Bu çalışmalar 1960'lı yıllarda dental implant uygulamalarına öncülük etmiştir. Köpeklere çok sayıda implant yerleştirilmiş ve 10 yıllık takipte sert ve yumuşak dokuda anlamlı bir yan etki görülmemiştir. Branemark'ın felsefesiyle yapılan dental implant uygulamaları 1965'te başlamış ve 10 yıl boyunca takip edilerek 1977'de rapor edilmiştir (1).

İmplantoloji alanında dental implantlar, total ve parsiyel dişsizliklerin tedavisinde önemli bir tedavi protokolü haline gelmiştir (50-52). 1988

yılında gerçekleştirilen ‘National Institutes of Health Consensus’ adlı panelde, dental implant kullanılarak yapılan protetik tedavilerde, geleneksel tedavi protokollerine göre daha yüksek eğitime ihtiyaç duyulduğu bildirilmiştir (52).

2.1.2. Dental implantların sınıflandırılması

Dental implantların 3 farklı çeşidi vardır. Bunlar;

1. Kemik içi (endosteal) implantlar
2. Kemik üzeri (subperiosteal) implantlar
3. Kemik boyunca (transosseal) implantlardır (53).

2.1.2.1. Kemik içi (endosteal) implantlar:

Kemik içi implantlar en yaygın olarak kullanılan dental implant çeşitlerindedir (54). Cerrahi olarak protetik dayanak olmaları için rezidüel kemiğe yerleştirilen alloplastik materyallerdir (55).

Kemik içi implantlar geometrilerine, şekillerine, yüzey özelliklerine, fonksiyonlarına ve üretildikleri materyallere göre de alt gruplara ayrılmaktadır (56). Bunlar;

- Silindir şeklinde veya kök şeklinde implantlar
- Blade implantlar
- Pin implantlar
- Disk şeklinde implantlar
- Pterygoid veya zigoma implantları

- Trans-osteal implantlar
- Regular platform (3,5 – 4,5 mm çapında) implantlar
- Geniş çaplı (> 4,5 mm) implantlar
- İnce (< 3,5 mm) implantlar
- Mini (< 3 mm) implantlardır.

2.1.2.2. Kemik zeri (subperiosteal) implantlar:

Kemik zeri implantlar metal alaşımı beşik veya ereve şeklinde, kemik boyunca, kemiğe gelen kuvvetleri dağıtan implant çeşitleridir. Genellikle aşırn rezorbe kemiklerde, kemik içi implantların yapılamadığı hastalarda uygulanır (57).

2.1.2.3. Kemik boyunca (transosseal) implantlar:

Kemik boyunca implantların spesifik endikasyonu vardır. Bu implantlar sadece alt çene n bölgeye yerleştirilen, çenenin altına metalik bir plak uygulamasıdır (57).

2.1.3. Dental implant materyalleri

Dental implantların kimyasal ve fiziksel yapısı, implantların klinik prognozunu ve iyileşme sürecini belirleyen iyi rapor edilmiş etkenler olarak belirtilmiştir. Bu etkenler, implantın mikroyapısı, yüzey özelliği, karakteristiği ve tasarım faktörlerini içermektedir (58).

İdeal bir implant materyalinde olması gereken özellikler;

- Biyouyumluluk
- Sertlik
- Mekanik dayanım
- Korozyona direnç
- Kırılmalara karşı dayanıklılıktır.

İmplantların tasarımı materyallerin özelliklerine uygun yapılmalıdır. Dental implantların üretiminde kullanılan materyaller kimyasal kompozisyonlarına veya implante edildiklerindeki biyolojik reaksiyonlarına göre sınıflandırılabilirler (59).

Kimyasal yapılarına göre dental implantlar;

- Metal
- Seramik
- Polimerler olarak gruplara ayrılabilirler (Tablo 2.1.) (60-64).

Tablo 2.1. Dental implantların üretildikleri kimyasallara göre sınıflandırılması

İmplant Materyalleri	Kısaltması
1. Metaller	
Titanium	CpTi
	Ti-6Al-4V ekstra low interstitial (ELI)
	Ti-6Al-4V
	Ti-6Al-7Nb
Titanyum alaşımları	Ti-5Al-2.5Fe
	Ti-15 Zr-4Nb-2Ta-0.2Pb
	Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr
	Roxolid (%83-%87Ti-%13-%17Zr)
Çelik	SS, 316 LSS
Kobalt-Krom alaşımı	Vitalyum, Co-Cr-Mo
Altın alaşımları	Au alaşımları
Tantal	Ta
2. Seramikler	
Alumina	Al ₂ O ₃ , Polikristalin alümina veya tek kristal safir
Hidroksiapatit	H A, Ca ₁₀ (PO ₄) ₁₀ , (OH) ₂
Beta-Trikalsiyum fosfat	β-TCP, Ca ₃ (PO ₄) ₂
	C
Karbon	Düşük sıcaklık izotropu (LTI)
	Çok düşük sıcaklık izotropu (ULTI)
Karbon-Silikon	C-Si
Biocam	SiO ₂ /CaO/Na ₂ O/P ₂ O ₅
Zirkonya	ZrO ₂
Zirkonya emdirilmiş alümina	ZTA
3. Polimerler	
Polimetilmetakrilat	PMMA
Politetrafloroetilen	PTFE
Polietilen	PE
Polisülfon	PSF
Poliüretane	PU
Polieter eter keton	PEEK

Altın içeren metal, çelik ve krom-kobalt alaşımlarının ağızda kalma sürelerinin kısa olması ve biyouyumlu olmamaları, bu materyallerin dental implant endüstrisinde geride kalmalarına sebep olmuştur (59, 65). Uzun dönemli klinik çalışmalarda, implantların ağızda kalma oranları karşılaştırıldığında, titanyumdan üretilmiş kemik içi implantların en başarılı sonuçları gösterdiği bildirilmiştir (65-67).

2.1.3.1. Titanyum ve titanyum alaşımları

American Association of Testing Materials'a (ASTM) göre implant biyomateryali olarak kullanılan titanyumun 6 farklı çeşidi vardır. Bu 6 farklı grubun içerisinde 4 grup saf titanyum (CpTi) ve iki grup titanyum (Ti) alaşımları bulunmaktadır. Saf titanyumun mekanik ve fiziksel özellikleri tamamen farklıdır ve metalde bıraktığı oksijen artığına göre değişkenlikler göstermektedir (68).

Titanyum alaşımlar diş hekimliğindeki kullanımlarında 3 farklı yapıda bulunur. Bu formlar alfa (α), beta (β) ve alfa-beta formudur. Bu üç faz titanyumun alüminyum ve vanadyum elementleriyle belli konsantrasyonlarda karıştırılıp erime aşamasında soğutulmasıyla oluşur. Alüminyum alfa (α) fazı stabilizatördür ve alaşımın yoğunluğunu azaltırken dayanıklılığını artırır. Vanadyum ise beta (β) fazı stabilizatörüdür (68).

Alfa-beta kombinasyonundaki titanyum alaşımlar dental implantlarda sıklıkla kullanılır. Bu alaşımlar %6 alüminyum ve %4 vanadyum (Ti-6Al-4V) içerir. Düşük yoğunluğa, kırılma ve korozyona karşı yüksek dirence sahiptirler. Kemikten daha serttirler ve elastik modülleri bazı saf titanyumlar haricinde diğerlerine göre daha yakındır (69).

Son zamanlarda diş hekimliğine dar çaplı implantlar için (Roxolid, Strauman, Basel, İsviçre) yeni bir alaşım sunulmuştur (64, 70). Bu alaşım %83-%87 titanyum, %13-%17 zirkonyum içerir (64, 70). Bu alaşımın CpTi ve Ti-6Al-4V'ye göre daha iyi mekanik özelliklere sahip olduğu, gerilme

direncinin de ISO 14801 testlerine göre 953 MPa, yorulma direncinin 230 N olduğu bildirilmiştir (70).

2.1.3.2. Seramikler

Seramik implantlar, titanyum implantların peri implanter dokularından yansıyan siyah renginin yarattığı estetik sorunları çözmek için alternatif olarak üretilmiştir (71-73). Ayrıca, tükürük ve florun sebep olduğu galvanik korozyonun, az da olsa rapor edilen alerjik reaksiyonun ve bağışıklık sisteminde neden olduğu rahatsızlıkların azaltılması amacıyla da kullanılması önerilmektedir (71-75).

Seramik implantlar 30-40 yıl önce üretilmiş ve klinik olarak kullanılmaya başlanmıştır. Seramik implantlarda kullanılan ilk materyal alüminyum oksittir (poli kristal veya tek kristal). İsviçreli diş hekimi Prof. Sandhaus ilk alüminyum oksit (alümina) implantı üretmiş ve kullanmıştır (76-78). Birkaç yıl sonra Cerasand adlı seramik implantları üretmiştir (77). 1970'lerin sonuna doğru Tübingen implant sistemleri çıkmıştır (79, 80). Bu alümina implant sistemi de hem klinik hem de laboratuvar çalışmalarında incelenmiştir (81). Tübingen implantlardan on yıl sonra Kuzey Almanya'da aynı seramik içeriğiyle Bionit implant sistemi geliştirilmiştir (82). 1970'lerin sonu ve 1980'lerin ortasında seramik metal implantlar geliştirilmiştir (83, 84).

Polikristalin alüminyum oksit materyalinin yanında tek kristal alümina (safir) da implant materyali olarak kullanılmıştır (85). Tek kristal alümina polikristalin alüminaya göre daha camsı bir özelliğe sahiptir. Bioceram adlı bu implantlar ticari amaçla Japonya Kyocera'da üretilmiştir (86).

Alümina fiziksel özelliklerinden dolayı çok sert ve yüksek esneklik katsayısına sahiptir. Bu özellikler alüminayı kırılğan yapmaktadır. Bükülme ve kırılma direncinin düşük olmasından dolayı yüklemelere karşı

elverişsizdir. Bu nedenle alümina implantlar günümüzde piyasadan kaldırılmıştır (87).

Seramik implantlar için son gelinen nokta, yttria ile stabilize edilmiş zirkonya (Y-TZP) veya seryum ile stabilize edilmiş zirkonya (Ce-TZP) implantların üretilmesidir. Alüminayla karşılaştırıldığında Y-TZP'nin daha yüksek mekanik özelliklere, daha düşük elastik modülüne ve daha yüksek kırılma direncine sahip olduğu gözlenmiştir. Hayvan çalışmaları zirkonya esaslı seramiklerin biyouyumluluklarının ve kemikle bağlantılarının dental implantlarda kullanımı için uygun olduğunu göstermektedir (87-89). Ancak tüm bu avantajlarına rağmen, zirkonya implantların rutin klinik kullanımları, zirkonyanın yüzey özelliklerinin değiştirilmesinin zor olması ve düz implant yüzeylerinin osseointegrasyona uygun olmamasından dolayı kısıtlıdır (90).

Zirkonya tek başına implant materyali olarak kullanıldığı gibi zirkonya partikülleri, titanyum implantlar yüzeyinde kaplama materyali olarak da kullanılabilir. Zirkonya partikülleriyle titanyum implantların yüzeyine kaplama işleminin yapılmasının, osseointegrasyonu arttırmak için alternatif bir yöntem olabileceğinden bahsedilmektedir (91).

2.1.3.3. Polimerler

Polimerler, düşük dirençleri ve yüksek plastisiteyi nedeniyle dental implant sahasında geniş kullanım alanı bulamamıştır. Seramiklere benzer şekilde yüzey kaplama materyali olarak tercih edilirler. Polimerler genellikle greft materyali olarak kullanılırlar (92, 93).

2.1.4. İmplant yüzey özellikleri

İmplantların yüzey özellikleri osteoblastların adezyonu, farklılaşması ve aynı zamanda uzun dönem kemik remodelingi için kritik bir önem taşımaktadır (94, 95).

Dental implantların yüzeyleri;

- makro yüzeyler
- mikro yüzeyler
- nano yüzeyler olarak üç gruba ayrılabilir.

2.1.4.1. Makro yüzeyler

İmplantların makro topografyasını, görünen geometrik dizaynı oluşturur. İmplant yuvasının implantın makro geometrisiyle uyumu klinik başarının önemli kurallarındandır (96).

2.1.4.2. Mikro yüzeyler

1990'lara kadar dental implantlar tornalanmış, millenmiş veya cilalanmış (machined) yüzeylere sahipti (97). Cilalı implantların iyileşme süresi 3-6 ay arası olarak belirlenmiştir. İmplantların mikro topografyalarının pürüzlülüğü, 1-100 µm'lik skalada, makine, asitle pürüzlendirme, anodizasyon, kumlama, püskürtme veya çeşitli materyallerle kaplanma yöntemleriyle elde edilmektedir. İmplantların mikro topografyalarındaki değişim, implantların yüzey alanlarını arttırmaktadır. Mikro yüzeyler, sitokinlerin ve büyüme faktörü salgılayan osteojenik hücrelerin büyüme, metabolize olma ve migrasyonlarını sağlamaktadır (98, 99). İmplantların mikro yüzeylerinin yapım teknikleri iyi dökümanate edilmiştir ve on yıldan fazla klinik kullanımları bulunmaktadır (100).

2.1.4.2.1. Kumlanmış ve asitlenmiş implantlar

SLA (Sandblasted Large-Grit Acid Etched/ Kumlanmış Büyük Partüküllü Asitlenmiş) yüzey, 0,25-0,5 mm büyüklüğündeki alüminyum oksit parçacıklarının 5 bar basınçta kumlanmasıyla oluşturulmaktadır (101). Mikro topografik yüzey yapısı, yüksek sıcaklıkta hidroklorik / sülfürik asit (HCl / H₂SO₄) ile yapılan aşındırma işleminin sonucudur (102). Homojen pürüzlülükteki aktif yüzey alanı hücre adezyonunu arttırmaktadır (98).

2.1.4.2.2. Kum püskürtülmüş, asitlenmiş ve nötralize implantlar

Friadent plus yüzeyi, Dentsply firmasının Anklylos, Xive ve Frialit implantlara adapte edilmiştir. Sıcaklığın kontrol altında tutulduğu büyük partiküllü (354-500 µm) kumlamadan sonra hidroklorik, sülfürik, hidroflorik ve oksalik asit ile asitlenir, tescilli nötralize edici teknik ile sonlandırılır. Mikrotopografyadaki pürüzlülük birkaç seviyeden oluşur ve ortalama 3,19 µm büyüklüğündedir (103). Kumlamayla ortaya çıkan mikropürüzlülük düzensiz ve ortalama 2-5 µm büyüklüğündeki mikroporlardan oluşmaktadır. Bu yüzey daha küçük bir seviyede de mikroporlar içermektedir (94). Bu mikroporlar, yüzeyin ıslanabilirliği üzerinde dinamik değişiklikler oluşturmakta ve hücre proteinlerine bağlanarak başlangıçtaki hidrofobik yüzeyi, 0°'lik su temas açısı ile hidrofilik hale getirmektedir (103).

Friadent plus yüzey özellikli implantların klinik araştırmaları çok az araştırma ile sınırlıdır (100). Degidi ve arkadaşları (104) 3 farklı Dentsply marka implant tipi ile Friadent plus yüzey özellikli implantı karşılaştırdıkları çalışmalarında, implantları yerleştirdikten 1 yıl sonra, %99,6'lık toplam başarı oranı immediate ve erken yüklenmiş implantlar arasında herhangi bir fark görülmemiştir.

2.1.4.3. Nano yüzeyler

Nanoteknolojide, implantların nano topografyaları 1-100 nm'lik skalada yer almaktadır. İmplantların mikro topografyalarının osseointegrasyonu hücresel açıdan etkilediği görülünce, nano topografyanın da hücresel ve protein seviyesinde etkilerinin olabileceği düşünülmüştür (105). İmplantların nano topografyalarındaki değişikliklerin, fiziksel, kimyasal ve biyolojik seviyede osteojenik hücrelerin adezyonunu ve buna bağlı olarak da osseointegrasyonu arttırdığı gösterilmiştir (100).

2.1.4.3.1. Ayrı kristal birikimi

NanoTite ve onun destekçisi 3i T3 implantların yüzeyleri, Osseotite çift asitlenmiş titanyum alaşımının nanometre düzeyinde modifiye edilmesiyle elde edilmektedir (106, 107). İmplantların çift asitlenmiş yüzeyine, 20-100 nm büyüklüğündeki kalsiyum fosfat partiküllerinin, "Discrete Crystalline Deposition", yani ayrı kristal birikimi yöntemiyle yüklenmesiyle oluşturulmaktadır. Kalsiyum fosfat kristalleri yüzey alanını %50 arttırmakta ve eski kalsiyum fosfat yükleme yöntemlerine kıyasla daha çok adezyona sebep olmaktadır (106). Osseotite yüzeye oranla bakteri adezyonu da daha az görülmektedir (107).

2.1.4.3.2. Lazer ablasyon

Lazer Lok tekniği, implantın çevre yumuşak dokuyla arasındaki bağlantıyı arttırmak için geliştirilmiş bir diğer yöntemdir. Lazer Lok implantın boyun kısmı, mikro ve nano-mikro kanallar oluşturmak için lazerle mikro işleme aşamasından geçmiştir. Bu mikro kanallar, bağ dokusu ve kemiğin bağlanmasını sağlayarak epitel dokunun azalmasını engelleyerek biyolojik bir mühür oluşturmaktadır (108).

2.1.4.3.3. Anodik oksidasyon

Konvansiyonel implantların titanyumdioksit (TiO₂) tabakasının pürüzlülüğünü 17-200 nm'den 600-1000 nm'ye yükseltebilmek amacıyla, elektromekanik olarak anodik oksidasyon ile modifiye edilmesiyle elde edilen yüzeylerdir. Bu implant yüzeyi aynı zamanda "titanyum pöröz oksit" veya "anodize titanyum yüzey" olarak da adlandırılmaktadır (100, 109). Anodik oksidasyonda, implant anot pozisyonunda iken elektrik çemberine maruz bırakılmaktadır. Hücre deneylerinde anodik oksidasyon sayesinde implantın boyun kısmında sıkı bir yumuşak doku bariyeri oluşturulduğu görülmüştür (100). Nanoyüzeyle anodik oksidasyonlu titanyum implantların, gingival fibroblastların adezyonunu, proliferasyonunu ve ekstraselüler matriks depolanmasını arttırdığı bildirilmiştir (109).

2.1.4.3.4. Titanyum oksit püskürtülmüş ve asitlenmiş implantlar

Spesifik yüzey yapısı iki aşamada hazırlanmaktadır. Önce titanyum oksit püskürtme ile yüzey pürüzlülüğü oluşturulur. Daha sonra hidroflorik asitlemeyle nanoyüzey yapısı elde edilir (96). Bu nanoyüzey yapısı florürün yüzeyde birikmesini sağlamaktadır (110). Floridli yüzeyin, erken osseointegrasyona sebep olabileceği bildirilmiştir (110).

2.1.4.4. Yüzey ıslanabilirliği

İmplantların topografyalarının ve pürüzlülüklerinin yanında yüzey ıslanabilirlikleri veya hidrofilik özellikleri osseointegrasyon için diğer önemli bir unsurdur. Bu kimyasal özellik, su temas açısına göre adlandırılır. Hidrofilik yüzeyde suyun değme açısı 0° dereceye kadarken, hidrofobik yüzeylerin suyla temas açısı 90°'den büyüktür. Hidrofilik yüzey yapısı, proteinlerin yapısını ve fonksiyonunu korurken, hidrofobik yüzey yapısının proteinlerin denatürasyonunu tetiklediği savunulmuştur (111). Hücrelerin implantın yüzeyine doğru hareketi ve bağlanması, protein absorpsiyonuna

bağlıdır. Hidrofilik yüzeylere proteinlerin bağlanması, hidrofobik yüzeylerden daha fazladır (111). Hidrofilik yüzeyli implantların kullanılmasının sekonder stabiliteyi hızlandırdığı bildirilmiştir (100).

2.1.4.5. UV ışını uygulaması

Dental implantların UV ışınlarına maruz bırakılmasının, titanyum yüzeyinde yarattığı değişimle birlikte moleküler düzeyde hücre ve proteinlerin aktivitesini arttırarak, biyoaktiviteyi, hücrelerin osteokondüktif özelliklerini ve osseointegrasyonu arttırdığı bildirilmiştir (112). UV ışını uygulaması, hidrokarbonların yüzeyini arttırarak yüzey enerjisini ve ıslanabilirliğini arttırmaktadır. UV ışınlarının protein absorpsiyon seviyesini ve titanyum yüzeye hücre bağlantısını arttırdığı, ve yaşa bağlı bozulan biyoaktiviteyi tamir ettiği bildirilmiştir (112, 113).

2.1.4.6. Yüzey kaplanması

İmplantoloji alanındaki bilimsel çalışmalar yüzey kaplanması işlemi üzerine odaklanmaktadır. Kaplama işlemi belirli maddelerle, ilaçlarla, protein veya büyüme faktörleriyle yapılmaktadır. Biyomateryal çalışmalarının amacı; osseointegrasyonu etkileyerek implant stabilizasyonunu arttırmak, implant çevresi yumuşak dokuları iyileştirmek ve bakteri üremesini azaltmak olmuştur. Yüzey kaplamasının amacı ise, implantı yerleştirirken oluşan doku parçalanmasını azaltmaktır (114).

2.2. DENTAL İMPLANTLARIN YÜKLEME PROTOKOLLERİ

Branemark 1969'da kemik içi titanyum dental implantların iyileşmesini ve uzun dönem stabilitesini etkileyen bir klinik rapor hazırlamıştır (52). Bu rapor daha sonra bizim günümüzde osseointegrasyonla ilgili bildiğimiz tüm

prensiplere öncülük edecektir. İmplant yerleştirildiğinde ilk amaç implant kemik arasında bağlantının fibröz kapsülasyondan daha fazla olmasıdır (53).

İmplantların ilk yerleştirildiği andaki stabilitesine ‘primer stabilite’ adı verilir. Primer stabilite kemiğin kalite ve miktarına, implantın dizaynına, yüzey özelliklerine ve uygulanan cerrahi prosedüre bağlı olarak değişmektedir. İmplantların osteointegre olduktan sonraki stabilitesine ise ‘sekonder stabilite’ adı verilir. Sekonder stabilite, implant ve kemik arasında oluşan yeni kemik dokusuna ve remodelingine bağlıdır (7, 9).

İmplant yükleme protokolleri 3 ana başlık altında incelenebilir;

- İmmediat yükleme
- Erken yükleme
- Klasik yükleme (115).

2.2.1. İmmediat yükleme protokolü

İmmediat yükleme, hastalar için implant tedavilerinin klinik aşamalarının sayısını azaltmış ve daha konforlu ve tercih edilebilir bir tedavi seçeneği haline getirmiştir (116). Birçok klinik çalışma, erken yükleme protokollerinin geç yükleme protokolleriyle benzer klinik başarılarla sahip olduğunu göstermiştir (117-124).

İmmediat yükleme, ilk olarak 2002 yılında Barcelona’da gerçekleştirilen ‘World Congress Concensus Meeting’te açıklanmıştır. Buna göre immediat yükleme, implantın cerrahi olarak yerleştirildikten sonra restorasyonun 3-4 gün içerisinde tamamlanması anlamına gelmektedir (125).

2.2.2. Erken yükleme protokolü

İmplantın cerrahi olarak yerleştirilmesinden sonra, 1 hafta- 2 ay arasında geçen sürede yüklemenin yapılmasıdır (126).

2.2.3. Geç (klasik) yükleme protokolü

İmplant cerrahisinden en az 2 ay sonra yüklemenin yapılmasıdır (126).

2.2.4. Parsiyel dişsizliklerde tek implant yükleme protokolleri

Tek üye implant üstü kuronların yüklenmesinde, immediat ile erken veya konvansiyonel yükleme arasında, implantın ağızda kalma süresi, marjinal kemik kaybı, implant çevresi yumuşak doku stabilitesi, estetik ve hastaların memnuniyet değerleri arasında farklılıklar ortaya çıkmaktadır (127).

Tek üye implant üstü kuron yüklemelerinde tavsiye edilen;

- Primer stabilitenin 20 ile 45 Ncm arasında olması veya ISQ değerinin 60-65 arasında olması,
- Sistemik veya parafonksiyon, büyük kemik defektleri, sinüs operasyonları gibi lokal bir kontraendikasyonun olmaması,
- Klinik avantajların risklerden fazla olmasıdır.

Anterior ve premolar bölgesinde tek üye implant üstü kuronların immediat yüklenmesi, implantın ağızda kalma süresi, stabilitesi ve marjinal kemiğin korunması için öngörülen prosedürlere dendir. Fakat sadece yumuşak dokuya bakılarak estetik beklentinin olduğu bölgelerde immediat veya erken yükleme yapmak rutin bir prosedür haline gelebilecek kadar güvenilir değildir. Bazı durumlarda bu prosedür, klinisyenin tecrübesine kalmıştır (127).

Alt çene molar bölgede tek üye implant üstü kuronlarına immediat veya erken yükleme yapılması, klinik olarak yararlı olabileceği durumlarda tavsiye edilir. Üst çene molar bölgesinde ise immediat veya erken yükleme yapılması tavsiye edilmez. Bu bölgede konvansiyonel yüklemenin daha güvenilir bir tedavi seçeneği olduğu belirtilmektedir (127).

2.2.5. Kısmi dişsiz çenelerde dişsiz bölgede yükleme protokolleri

Kısmi dişsiz hastalarda, sonu dişsiz sonlanan bölgelerde başka bir tedavi seçeneği yok ise mikro yüzey yapılı solid vidalı implantların 4-8 hafta sonra erken yüklemesi kabul edilebilir bir tedavi seçeneğidir (126).

Sonu dişsiz biten hastalarda posterior bölgede immediat yükleme klinik yararlarının dışında sınırlı bir tedavi seçeneğidir. Anterior bölgede ise dikkatli ve deneyimli klinisyenler tarafından yükleme zamanına karar verilmesi tavsiye edilir. Bu tarz tedaviyi destekleyen çalışmalar yetersizdir (128).

Sonu dişsiz biten hastalarda dişsiz kısımda yükleme yapabilmek için, primer stabilite, implantın dizaynı ve çapı, oklüzal faktörler, hastanın alışkanlıkları, sistemik durumu ve klinisyenin deneyimi göz önünde bulundurulmalıdır (127).

2.2.6. Tam dişsiz çenelerde sabit protezlerin yükleme protokolleri

Tam dişsiz çenelerin implant üstü sabit restorasyonlarının tedavi porsedürü oldukça karmaşıktır. Bu nedenle, vakayı iyi seçmek, iyi planlama yapmak, iyi bilgi birikimi, yetenek ve tecrübeye sahip olmak gerekmektedir. Tam dişsiz çenelerin tek parça sabit protez ile immediat veya erken yüklenmesi, tedavi süresinin kısalması, hasta konforunun artması ve dişeti şekillenmesinin istenilen şekilde sağlanması açısından tavsiye edilen bir uygulamadır (127).

Tam dişsiz çenelerde immedat yükleme yapıldığında, hasta açısından tedavi süresinin kısalması, protezin hemen fonksiyon görmesi ve geçici hareketli protezin yaratacağı rahatsızlığın oluşmaması gibi faydalar sağlanmış olur. Yerleştirme torkunun 30 Ncm'den yüksek olması, ISQ değerinin 60'tan fazla olması, minimum implant uzunluğunun 10 mm'den uzun olması, alt çenede İmplant sayısının 2-10 arası, üst çenede ise 4-12 arası olması immedat yükleme yapılabilmesi için gerekli koşullardır (126).

İmplant sayısı, implantların primer stabilitesi, protez dizaynı, arkin formu ve kemiğin kalitesi tam dişsiz hastaların yükleme protokollerini belirlemek için önemli faktörlerdir. Kemik ogmentasyonu veya sinüs yükseltme işlemleri immedat yükleme için bir kontraendikasyondur (127).

2.2.7. İmplant üstü hareketli protezlerin yükleme protokolleri

İmplant üstü hareketli protezlerde immedat yükleme yapılacak hastalarda, implant ve protez parametreleri ile birlikte, hastanın psikolojik, sosyal, fonksiyonel ve finansal durumu da göz önünde bulundurulmalıdır. İmplant yerleştirme torkunun 30 Ncm veya daha fazla, ISQ değerinin ise 60'tan yüksek olduğu durumlarda immedat yükleme protokollerinin değerlendirilebileceği bildirmiştir (126).

2.3. OSSEOİNTEGRASYON DEĞERLENDİRME YÖNTEMLERİ

Osseointegrasyon, düzenli, canlı kemik ile implant arasındaki direkt ve fonksiyonel bağlantıdır. Kemik içi implantların stabilitelerinde ve uzun dönem klinik başarılarında kritik önem taşımaktadır. Osseointegrasyon ilk başlarda implant gövdesi ve alveol kemiği arasında kenetlenme sağlarken, sonrasında kemik apozisyonu ve remodelingi arasında biyolojik bir fiksasyon sağlamaktadır (3).

Klinik olarak implante edilmiş alloplastik bir materyalin osseointegrasyonunu göstermek için birçok yöntem kullanılmaktadır. Altın standart olarak mikroskopik ve histolojik analizler kabul edilmektedir (14). Fakat bu yöntemlerin invaziv olması ve estetik problemler yaratması sebebiyle farklı yöntemler kullanılmaktadır. Bu yöntemler (15, 129);

1. Klinik olarak mobilitenin olmaması
2. Radyografik olarak kemik implant arasında direkt kontakt görülmesi
3. Metal bir aletle implanta vurularak gelen sesin değerlendirilmesi
4. Kesme torku direnci
5. Tersine tork testi
6. Periotest
7. Resonans frekansı analizleridir.

Osseointegrasyon aynı zamanda iki farklı seviyede primer ve sekonder stabilite olarak değerlendirilen implant stabilitesini belirleme yöntemidir. Primer stabilite kemikle olan mekanik bağlantıya bağlıken, sekonder stabilite implant kemik arasındaki kemik oluşumu ve remodelingi olarak değerlendirilir (3). Güvenilir bir primer stabilite, iyi bir sekonder stabilitenin habercisidir (130). Sekonder stabilitenin artması implantasyondan 4 hafta sonra başlar (130). Bu zaman aralığında en düşük implant stabilitesi beklenir. Bu sebeple Branemark protokolleri 3 aydan 6 aya kadar, yükleme yapılmadan iyileşme zamanının beklenmesini destekler (131).

Primer stabiliteyi etkileyen faktörler (14);

-Kemiğin kalitesi ve miktarı

-Cerrahi teknik ve cerrahın el becerisi

-İmplantın geometrisi, uzunluğu, çapı ve yüzey karakteristiğidir.

Sekonder stabiliteyi etkileyen faktörler ise;

-Primer stabilite

-Kemiğin modeling ve remodelingi

-İmplantın yüzey özellikleridir.

2.4. DENTAL İMPLANTLARIN BAŞARI KRİTERLERİ

İmplantların cerrahi olarak yerleştirildiği zamandaki primer stabilitesi, iyileşme sürecindeki osseointegrasyonu ve fonksiyonel yüklenebilirliği, implantların başarısını belirleyen faktörlerdir. İmplantların erken dönemdeki kaybı, implant yerleştirilmesi ile yükleme zamanları arasındaki haftalar veya aylar içerisinde kemikle osseointegre olamamasından kaynaklanır. İmplantların geç dönemdeki kayıpları ise yüklemekten sonra osseointegrasyon kaybıyla gerçekleşir (132). İmplant kayıplarının nedenleri genellikle klinik olarak mobil hale gelmesi ve marjinal kemik kaybı ile fark edilebilir. Bu mobilite ve kemik kaybı, travmatik yaralanmalar, enfeksiyon ya da fazla oklüzal yüklenmeye bağlanabilir (133).

İmplantların başarısı birçok komponentin birbiriyle olan ilişkisine bağlıdır. Bunlar (134);

- İmplant materyalinin biyouyumluluğu
- İmplantın mikroskopik ve makroskopik yüzey özellikleri ve tasarımı
- İmplant yuvasının yapısı, sağlığı ve kemik kalitesi
- Cerrahi teknik
- Dokunulmayan iyileşme fazı
- Yükleme durumlarıdır.

Smith ve Zarb adlı araştırmacılar implant başarı kriterlerini farklı yazarlara göre özetlemişlerdir (135).

Schnitman ve Schulman'a göre;

- 1 mm'den az her yöne mobilitenin olması
- Radyolojik olarak görülen fakat başarısızlık kriteri olarak görülmeyen radyolusent alanlar
- İmplantın vertikal yüksekliğinin 1/3'ünü geçmeyen kemik kaybı
- Tedavi edilebilen gingivitis
- Hastaların 5 yıllık klinik fonksiyonda %75 başarımının olmasıdır.

Chainin, Silver Branch, Sher ve Salter'e göre;

- İmplantların 60 ay veya daha fazla ağızda kalması

- Servikalde hafif belirgin radyolüsentlik
- Muhelman'ın idexine göre hemorojik alanın olmaması
- Mobilitenin olmaması
- Hassasiyet ve ağrının olmaması
- Gingival hiperplazinin olmaması
- Periimplant dokusunda radyografik bir boşluğun olmamasıdır.

Mckinney, Koth ve Steflük'e göre;

- İmplantların fonksiyonda olması
- Konforsuz bir durumun olmaması
- Hastaların estetik ve psikolojilerinde düzelme olduğunu bildirmesi
- İyi oklüzal temas ve vertikal stabilite
- İmplantın boyunun 1/3'ünden fazla olmayan kemik kaybı semptomlarının olmaması ve 5 yıldan fazla ağızda durması
- Tedavi edilebilecek gingivitis
- 1 mm'den az bukkolingual, mezyodistal ve vertikal mobilite
- Dental implanta bağlı enfeksiyonun olmaması
- Komşu dişte veya dokularda implanta bağlı bir hasarın olmaması

- Nazal duvarda, maksiller sinüste veya mandibular kanal hasarına bağlı parestezinin olmamasıdır.

2.5. İMPLANT STABİLİTESİ ÖLÇME YÖNTEMLERİ

İmplantın stabilitesi etrafındaki dokuya bağlıdır. Bu sebeple implantın stabilitesini çeşitli zamanlarda, uzun dönem takibini yapabilmek için ölçebilmek önemli bir unsurdur (14). İmplant stabilitesini ölçme yöntemleri çok tartışılmasına rağmen, henüz bir standart belirlenememiştir (136).

2.5.1. Radyografik analizler

Radyografik analizler iyileşme döneminin her aşamasında kullanılabilen ve invaziv olmayan yöntemlerdir.

Isırma radyografileri, implant başarısında önemli bir kriter olarak kabul edilen krestal kemik seviyeleri hakkında bilgi verir (137-139). Araştırmalar, yüklemenin birinci yılında 1,5 mm'lik radyografik krestal kemik kayıplarını ve sonrasında yıllık 0,1 mm'lik kemik kayıplarını normal olarak kabul etmişlerdir (2, 4, 50, 140). Fakat 1,5 mm ortalama değerdir. Radyografik analizler tek başlarına implant kayıplarını belirlemek için yeterli değillerdir.

Bunun nedenleri (141,142);

- 0,1 mm'lik kemik kayıplarını klinik olarak tespit edebilmek çok zordur.
- Krestal kemikteki kemik kayıpları ancak ilgili bölgeye x-ray cihazı paralel tutulunca tespit edilebilir.
- Konvansiyonel periapikal veya panoramik cihazlar sadece meziodistal seviyede bize kemik kayıpları hakkında bilgi verir.

- Kemik mineralizasyonundaki değişim %40'ı geçemediği sürece radyografilerde anlaşılamaz.

Radyografik analizler içerisinde bilgisayarlı tomografiler, krestal kemik seviyesindeki değişimi belirlemek için en iyi yöntemlerdir. Fakat klinik kullanımları zaman alıcıdır ve pahalı bir yöntemdir (143).

2.5.2 Kesme direnci analizleri

Kesme direnci analizleri Johansson tarafından bulunmuş, ve Friberg ve arkadaşları tarafından geliştirilmiştir (23, 144-147). Cerrahi sırasında elektrik motorundan enerji (J/mm^3) verilir ve verilen bu enerji ölçülür. Operatörün kuvvet uygulama miktarına göre enerjinin değişmemesi ve oluşan basınç kontrol altına alınmalıdır (145). Verilen bu enerjinin kemiğin yoğunluğunu gösterdiği ve implantın stabilitesini belirlediği söylenir (23, 144-146). Bu yöntem düşük yoğunluktaki kemiğin ve her türlü kemiğin yoğunluk tespitinde kullanılır. Bu yöntemle birlikte yerleştirme torkuna da bakılarak implant stabilitesi hakkında fikir sahibi olunabilir (148).

Kesme direnci yönteminin limitasyonları (146);

-İmplantın yuvası açılmadan bize kemik yoğunluğu hakkında bilgi vermemesi

-Ölçülen enerji değerlerinde alt limitin ne olduğunun bildirilmemesi

-Sadece cerrahi sırasında ve kemik iyileşmesi sırasında kullanabilir olmasıdır.

2.5.3 Yerleştirme torku testi

İmplantların yerleştirme torku implantların cerrahi olarak yerleştirilmesi sırasında ölçülür (145-147). Kemik yoğunluğu ile yerleştirme torku arasında, implant stabilitesini belirleyen önemli bir korelasyon vardır (149, 150). Kemik ne kadar yoğun ise yerleştirme torku o kadar yüksek ve implant da o ölçüde stabil olacaktır (19, 144). Klinik alışmalar

osseointegrasyonun oluşması için minimum tork değerinin 20 Ncm, maksimum tork değerini 32 Ncm olarak belirlemişlerdir (151).

Yerleştirme torku bize sadece yükleme zamanında implantın primer stabilitesiyle ilgili fikir verir. Sonrasında kemikte olan değişimler ve osseointegrasyonu ile ilgili bir ölçüm yapmaz (24).

2.5.4. Tersine tork testi

Roberts ve arkadaşları tarafından bulunan, ve Johansson ve Albrektson adlı araştırmacılar tarafından geliştirilen bu yöntem, implant-kemik arasındaki bağlantıyı kesecek kritik tork değerini ölçmektedir (152-154). Bu yöntem cerrahi olarak implant yerleştirildikten sonra, klinisyenlere implant stabilitesi hakkında bilgi vermektedir.

Tersine tork testinin yıkıcı olabileceği, osseointegrasyon sürecinde peri implantler dokuda plastik deformasyon oluşturabileceği ve implantın kaybına sebebiyet verebileceği bildirilmektedir (7). Tersine tork testleri bize osseointegre olmuş veya kayıp implantlar hakkında bilgi vermektedir. Osseointegrasyonun derecesi ile ilgili ölçüm yapamaz. Tersine tork testi daha çok *in-vitro* araştırmalarda kullanılmaktadır (14).

2.5.5. Perküsyon testi

Perküsyon testi osseointegrasyon seviyesini anlamak için uygulaması en kolay testlerden biridir (7, 21, 155, 156). Bu test vibrasyonel akustik bilime ve etki tepki teorisine dayanmaktadır. Metalik bir aletle implanta vurularak, çıkan sese göre osseointegrasyon değerlendirilmektedir. Tok bir ses iyi bir osseointegrasyonu gösterirken, silik bir ses osseointegrasyonun olmadığını göstermektedir (155, 156).

Perküsyon testi klinisyenin deneyimlerine göre değişebilecek sübjektif bir değerlendirme yöntemidir. Bu sebeple araştırmalarda standardize edilebilecek bir yöntem değildir (14).

2.5.6. Periotest

Periotest 1997 yılında Siemens AG firması tarafından üretilmiştir (157). Dişin çevresindeki periodonsiyumun karakteristiğini ölçmek için tasarlanmıştır. Fakat daha çok implant stabilitesini ölçmek için kullanılmaktadır (155).

Periotest elektromekanik olarak çalışan bir cihazdır. Elektronik olarak çalışan bir monitör ve implant ya da dişe toplamda 16 kez vurulmasını sağlayacak bir başlık vardır. Ölçme işlemi toplamda 4 saniye sürer. Vurma başlığının implantın veya dişin temas süresini kaydeden basınca duyarlı bir ucu vardır. Stabilité ne kadar düşükse o kadar uzun temas süresi vardır ve Periotest değeri de o kadar yüksek kaydedilir (157). Periotest değerleri -8 ile +50 arasındadır (157, 158).

Periotest değer aralıklarının yorumu aşağıdaki gibidir:

- 8 / 0 İyi osseointegrasyon, implanta yükleme yapılabilir.
- +1 / +9 Klinik değerlendirme gerektirir, implant yüklemeye hazır değildir.
- +10 / +50 Yetersiz osseointegrasyon, implanta yükleme yapılmamalıdır.

Periotest ile anlamlı bir ölçüm yapabilmek için ölçüm ucunun dişe veya implanta uzaklığı ve açısı doğru ayarlanmalıdır. Sistem otomatik olarak 16 tane atım verir. Güvenilir ve tekrarlanabilir ölçümler sağlayabilmek için yanlış atımlar yok sayılır (159).

Doğru ölçümler yapabilmek için (159);

- Ölçüm kolu horizontal olarak tutulmalıdır. Aşağı veya yukarı +/- 25° kabul edilebilir hata payıdır.
- Ölçüm probu ile implant veya diş arasında mesafe 0,6 - 2,5 mm olmalıdır. Eğer 0,6 mm'den yakın veya 2,5 mm'den uzak olursa ölçüm anlamlı çıkmayacaktır.
- Periotestin ölçüm kolu ile diş veya implantın uzun aksı arasındaki açı 45° olmalıdır. Molar bölgede bu açığı yakalamak her zaman mümkün değildir. Bu nedenle periotest değerlerinde +/- 1 sapma çıkabilir.

2.5.7. Rezonans frekansı analizi

İmplant stabilite ölçme yöntemlerine olan ilginin artmasıyla birlikte deneysel çalışmalar ve implantların klinik prognozu için 1996 yılında Meredith tarafından rezonans frekans analizi (RFA) geliştirilmiştir (7, 160). RFA cihazının ilk jenerasyonu, paslanmaz çelik veya titanyumdan üretilmiş transdüktör ve piezoseramik elemanları içeren bir kol içermektedir. Kolun içindeki ışın elemanları 5-15 kHz arasında değişen frekanstaki sinüzoidal sinyallerle uyarılarak titreşim oluşturmakta ve gelen cevap frekans analizörü tarafından bilgisayarda okunmaktaydı (14). İkincil olarak üretilen RFA cihazı, piezoseramik kolun tepkisini Hertz (Hz) cinsinden ölçerek, şarj amplifikatörü üretilen sinyalleri yükseltmekteydi (14). Daha sonra 1997-2000 yılları arasında daha kullanışlı bir cihaz (Osstell, Osstell AB, Göteborg, İsveç) geliştirildi (22). İlk prototiplerine göre, bu cihaz daha farklı bir dizayna ve fonksiyona sahip iken, ölçüm ünitesi otoklava girebilen ve kalibre edilebilen bir transdüktör içermektedir.

Sonraki yıllarda stabilite ölçümlerinde implant stabilite oranı (Implant Stability Quotient, ISQ) geliştirildi. ISQ değeri 1-100 arasında değerler olarak, implant stabilitesi arttıkça bu değeri artıran ölçüm birimi olarak

geliştirildi. Daha sonra dokunmadan ölçüm yapabilen ve rezonans frekansı ile aynı elektronik prensiplerle çalışan SmartPeg cihazı (Osstell AB, Göteborg, İsveç) üretildi. Bu cihazda, transdüktörün içindeki sinüzoidal sinyal kablodan geçerek manyetik atımlar oluşturur ve bu atımlar manyetik kolu uyarır. Her atımdan sonra, ölçüm probundaki elektronik halka, ölçülen manyetik alana yükselir. Probu içindeki ikinci halka manyetik atımları oluşturur. Alüminyum kolun transdüktöre göre kalibrasyon gerektirmeyen, daha basit bir dizaynı vardır (22).

ISQ'nun Hz yerine kullanılmasının en büyük sebebi daha kolay kullanılabilir olmasıdır. 2003 yılında 1 ISQ değeri 1,000 Hz'ye, 100 ISQ 10,000 Hz'ye eş tutulmuştur. Hz ISQ değerlerine dönüştürülmeden önce çok sayıda araştırma yapılmış ve daha sonra ISQ skalası yükleme protokollerinde kullanılmaya başlanmıştır (22).

Son dönem Osstell cihazlarının aktarıcısı, benzer tüm rezonans frekans analiz ölçümlerini yapabilen, implantın tipine bakmaksızın farklı implant sistemleri için de kullanılabilir. Aktarıcı, smartpeg adı verilen, implanta yaklaşık olarak 4-6 N/cm' lik kuvvetle vidalanan, uç kısmında manyetik taşıyıcılı alüminyum bir çubuktan oluşmaktadır. Cihazın ölçüm ucu smartpege temas ettirilmeksizin yaklaştırılarak elektromanyetik olarak uyarılır. Gelen sinyaller smartpeg üzerinde, birbirine dik, 2 yönlü vibrasyon oluşturur. Osstell™'in ölçüm ucu, smartpeg ile olan açı farkı 90 derece olacak şekilde konumlandırılarak, birbirini takip eden 2 ayrı ölçüm alınması tavsiye edilmektedir (16). İmplant stabilite değerleri cihazın ekranından okunarak kaydedilmektedir.

Osstell™'den sonra ortaya çıkan yeni nesil rezonans frekans analizörleri sırasıyla; Osstell™ Mentor, Osstell™ ISQ ve en son Osstell™ Idx, Osstell™ ile benzer prensiplerle çalışmakta ve smartpeg üzerinden elektromanyetik sinyaller sayesinde ölçüm yapmaktadır.

Tüm bu gelişmelerden sonra, Osstell cihazını üreten araştırmacılar, yeni jenerasyon bir RFA cihazı olan, küçük kalem şeklinde batarya ile çalışan, çok

kullanımlı transdüktörüyle (MulTiPeg™) defalarca otoklava girebilen, biyouyumlu titanyum materyalinden üretilmiş Penguin RFA'yı piyasaya sürmüştür (161). Ancak Penguin RFA cihazı ile ilgili literatürde henüz bir araştırmaya rastlanmamıştır. Bu çalışmanın amacı, dental implantların primer stabilizasyonunun değerlendirilmesinde kullanılan rezonans frekansı analizi cihazlarından Osstell ISQ ve Penguin RFA cihazlarının, tekrarlayan ölçümlerde ve farklı ortamlarda güvenilirliğinin *in vitro* olarak araştırılması ve karşılaştırılmasıdır.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda, iki farklı rezonans frekansı analizi cihazının güvenilirliğini değerlendirmek için, 40 adet dental implantın 4 farklı materyal içerisine yerleştirilerek, implantların primer stabilizasyonun ölçülmesiyle gerçekleştirildi. G*Power 3.2.9.2 programı kullanılarak yapılan güç analizi sonucunda ISQ parametresi için etki büyüklüğü 0,8215 ve standart sapma 9 olarak alındığında, Power:0,80 ve α :0,05 için tespit edilen örneklem sayısı her grup için 6 olarak saptandı. Çalışmanın gücünü arttırmak için her gruptaki örnek sayısının 10 olmasına karar verildi (n=10). İmplantların yerleştirildiği materyallerin özellikleri Tablo 3.1.'de gösterilmektedir.

Tablo 3.1. İmplantların yerleştirildiği materyaller

Materyal	Üretici Firma	Kimyasal Yapı	Lot numarası
A-tipi silikon ölçü	DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Germany	Polivinilsiloksan	1. Ölçü: 759759 2. Ölçü: 765884
Yumuşak akrilik	Viscojel, Dentsply IH Ltd, Germany	Reziliant metakrilat	Toz: 110314 Likit: 1108002069
Sert akrilik	Takilon, Anadolu Diş Deposu, İstanbul, Türkiye	Polimetilmetakrilat Metilmetakrilat	1063
Polikarboksilat siman	Adhesor, Spofa Dental a.s, Germany	Çinkooksit Poliakrilik asit	5761947-2

3.1. DENEY GRUPLARININ OLUŞTURULMASI

Çalışmamızda 40 adet 4,3 mm çapında 10 mm uzunluğunda implant (İmpliance, AGS Medikal, Trabzon, Türkiye) kullanıldı (Resim 3.1). İmplantlar her grupta 10 örnek olacak Şekilde 4 gruba ayrıldı ve 4 farklı materyal içerisine yerleştirildi. Yumuşak kemiği taklit etmek amacı ile polivinilsiloksan (DMG, Hamburg, Almanya) l materyali ve yumuşak akrilik (Viscojel, Dentsply, Almanya) kullanıldı. Sert kemiği taklit etmek amacı ile polikarboksilat siman (Adhesor, Spofa Dental, Almanya) ve sert akrilik (Takilon, Anadolu Diş Deposu, İstanbul, Türkiye) kullanıldı.



Resim 3.1. 4,3 çapında 10 mm uzunluğunda implant

3.2. DENEY ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI

İmplantlar, 15 mm çapında ve 12 mm yüksekliğindeki metal halkalara dökülen materyallerin içerisine yerleştirildi. İmplantların yivli olan kısmı metal kumpasla ölçüldü ve bu mesafenin 10 mm olduğu gözlendi (Resim 3.2). Metal halkaların i duvarları sabit kalemlle 10 mm yükseklikte iŐaretlenerek, materyallerin bu iŐaretleli kısma kadar dökülmesi planlandı (Resim 3.3).



Resim 3.2. İmplantların yivli bölümünün kumpasla ölçülmesi



Resim 3.3. Metal halkaların iç duvarının 10 mm yükseklikte işaretlenmesi

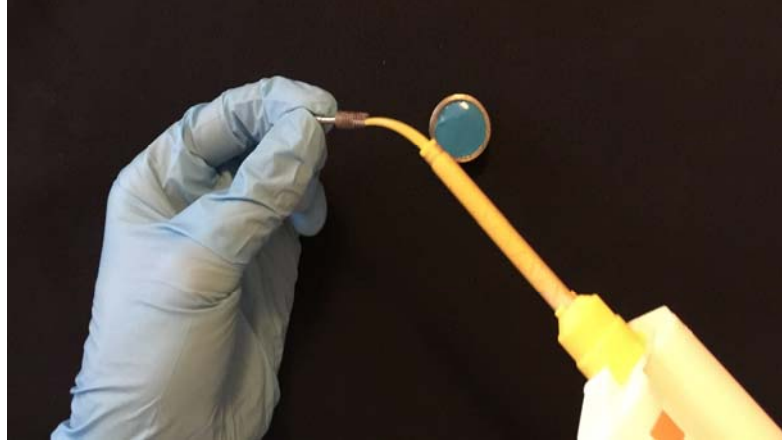
1. grupta, polivinilsiloksan ölçü materyali (Honigumun Putty Soft Fast, DMG, Almanya) kullanıldı (Resim 3.4). Kullanma talimatına uygun olarak baz ve katalizöründen eşit miktarlarda alınarak çıplak el ile rengi homojen olana kadar karıştırıldı (Resim 3.5). İmplantın boyun kısmına kadar ikinci ölçü materyali (Honigum Light, DMG, Almanya) tabancasıyla sıkılarak implant metal halkanın merkezine boyun kısmındaki parlak yüzey açıkta kalacak şekilde gömüldü (Resim 3.6). 2 dakikalık sertleşme süresinin tamamlanması beklendi ve ölçüme hazır hale getirildi (Resim 3.7).



Resim 3.4. Polivinilsiloksan ölçü materyali



Resim 3.5. Polivinilsiloksan ölçü materyalinin çıplak el ile karıştırılması



Resim 3.6. İkinci ölçü materyalinin implantın boyun kısmına kadar sıkılması



Resim 3.7. 1.grup örneklerinin ölçümlere hazır hale getirilmesi

2. grupta yumuşak akrilik olarak Viscojel (Dentsply, Germany) kullanıldı (Resim 3.8). Kullanma talimatına uygun olarak 1 ölçek toz (3 gr) ve 1 ölçek likit (2,2 ml) oranı ayarlanarak, oda sıcaklığında 30 saniye karıştırıldı (Resim 3.9.). Hava kabarcığı oluşumunu engellemek amacıyla mekanik bir vibratör (Vibromaster, Bego Bremer Goldshagerel GmBA & Co., Bremen, Almanya) 6000 devir/dk ve 0,40 mm genlik üstünde metal halkalara döküldü. İmplantlar halkaların tam merkezine gelecek şekilde yerleştirildi. 15 dakika sertleşme süresi beklendikten sonra ölçümlere hazır hale getirildi (Resim 3.10).



Resim 3.8. Yumuşak besleme materyali



Resim 3.9. Materyalin karıştırılması

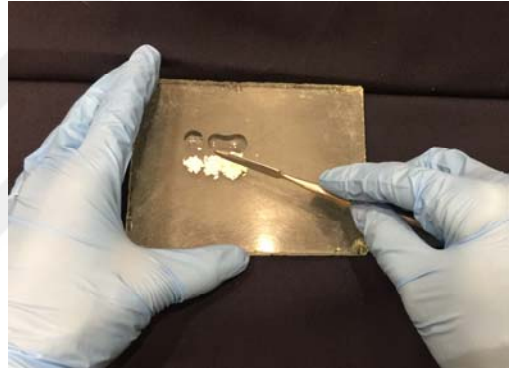


Resim 3.10. 2.grup örneklerinin ölçümlere hazır hale getirilmesi

3. grupta polikarboksilat siman (Adhesor, Spofa Dental, Almanya) materyali sert kemiği taklit etmek amacıyla kullanıldı (Resim 3.11). Firmanın kullanım talimatına uygun olarak toz/likit oranı 3/1 olarak ayarlandı ve cam bir yüzey üzerinde siman spatülü ile homojen hale gelene kadar karıştırıldı (Resim 3.12). Hava kabarcığı oluşumunu engellemek amacıyla mekanik bir vibratör 6000 devir/dk ve 0,40 mm genlik üstünde 30 saniyelik çalışma zamanı içerisinde metal halkalara döküldü. İmplantlar halkaların tam merkezine gelecek şekilde yerleştirildi. 5-8 dakikalık sertleşme süresi tamamlandıktan sonra ölçümlere hazır hale getirildi (Resim 3.13).



Resim 3.11. Polikarboksilat siman



Resim 3.12. Simanın karıştırılması

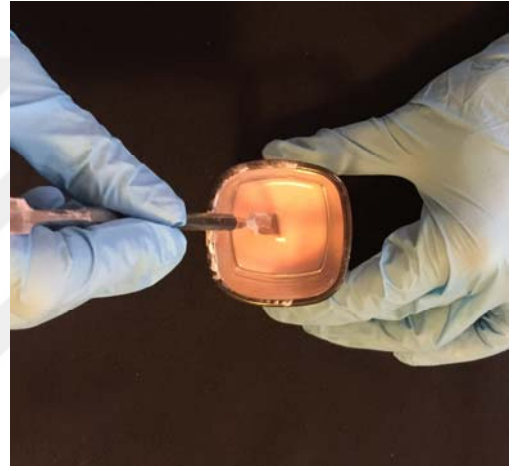


Resim 3.13. 3.grup örneklerinin ölçümlere hazır hale getirilmesi

4. grupta sert akrilik (Takilon, İstanbul, Türkiye) sert kemiği taklit etmek amacıyla kullanıldı (Resim 3.14). Kullanma talimatına uygun olarak toz/likit oranı 5/3,5 olacak şekilde ayarlandı ve cam bir kap içerisinde oda sıcaklığında 30-35 saniye karıştırıldı (Resim 3.15). Hava kabarcığı oluşumunu engellemek amacıyla mekanik bir vibratör 6000 devir/dk ve 0,40 mm genlik üstünde metal halkalara 2-2,5 dakikalık çalışma zamanı içerisinde döküldü. 15 dakikalık sertleşme süresi tamamlandıktan sonra ölçümlere hazır hale getirildi (Resim 3.16).



Resim 3.14. Soğuk akrilik



Resim 3.15. Toz ve likitin karıştırılması



Resim 3.16. 4.grup örneklerinin ölçümlere hazır hale getirilmesi

3.3. PRİMER STABİLİTE ÖLÇÜMLERİNİN YAPILMASI

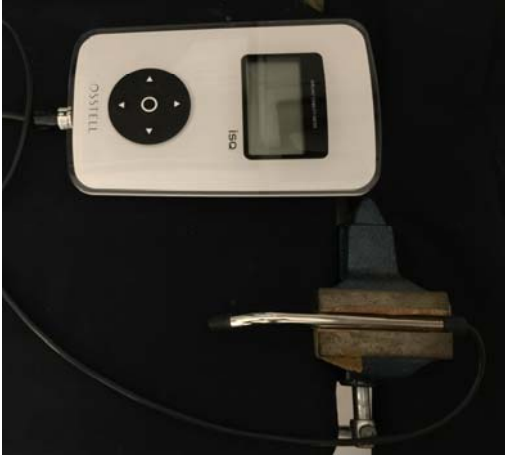
İmplantların primer stabilizasyonunun ölçümlerinde Osstell ISQ (Osstell™, Integration Diagnostics Ltd, Göteborg, İsveç) ve Penguin RFA (İntegration Diagnostics Sweden AB, Göteborg, İsveç) cihazları kullanıldı (Resim 3.17, 3.18). Osstell'in ölçüm probu sabitleyici kol aracılığı ile düz bir zemin üzerine yerleştirildi (Resim 3.19). Ölçüm yapılacak her örneğe ölçüm postu vidalandı (Resim 3.20). Ölçüm probu ölçüm postuna temas edecek şekilde sabitleyici kol üzerinde tutuldu (Resim 3.21). Her bir örnekten Osstell cihazı ile arka arkaya 3 ölçüm yapıldı ve bir sonraki örneğe geçildi. 10 adet örneğin ölçümü tamamlandıktan sonra tüm bu işlemler Penguin RFA cihazı için de gerçekleştirildi. Penguin RFA sabitleyici kol aracılığıyla düz bir zemin üzerine yerleştirildi (Resim 3.22). Penguin RFA ölçüm postuna temas edecek şekilde ölçümler gerçekleştirildi (Resim 3.23). Elde edilen tüm değerler kaydedildi.



Resim 3.17. Osstell ISQ cihazı



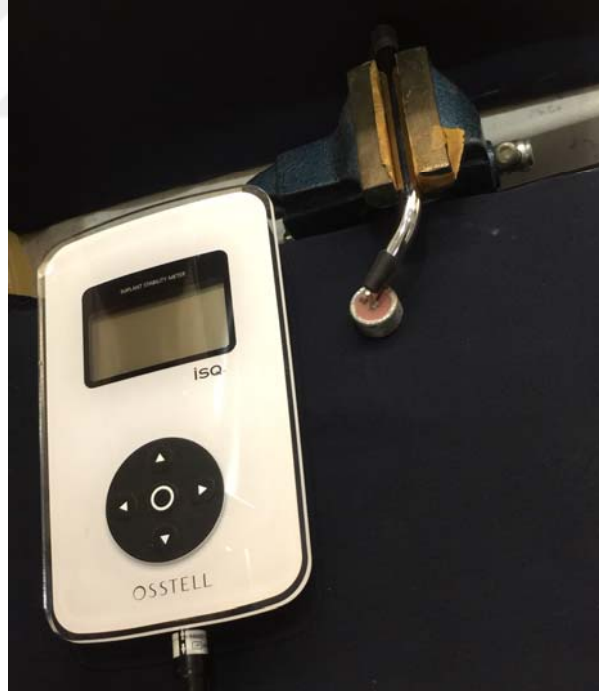
Resim 3.18. Penguin RFA cihazı



Resim 3.19. Osstell'in sabitlenmesi



Resim 3.20. Ölçü postunun vidalanması



Resim 3.21. Osstell ile ölçümlerin yapılması



Resim 3.22. Penguin RFA'nın sabitlenmesi



Resim 3.23. Penguin RFA ile ölçümlerin yapılması

3.4. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks testi ile değerlendirildi ve parametrelerin normal dağılım göstermediği saptandı. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodların (Ortalama, Standart sapma) yanısıra, parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Bonferroni Düzeltmeli Mann Whitney U test kullanıldı ve anlamlılık düzeyi $p=0.0083$ olarak kabul edildi. Ölçümler arasındaki uyumun değerlendirilmesinde 'Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı' hesaplandı. Çalışmanın genel anlamlılık düzeyi $p<0,05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

4.1. PRİMER STABİLİZASYON DEĞERLERİ

Osstell ve Penguin cihazlarının dört farklı materyal içerisindeki implant stabilizasyonunu değerleri Tablo 4.1’de gösterilmektedir.

Tablo 4.1. Osstell ve Penguin cihazlarının dört farklı materyal içerisindeki implant stabilizasyonu değerleri

			\bar{X}	sd	se	min.	maks.
Osstell	Viskojel	1.ölçüm	62,6	4,38	1,38	61	75
		2.ölçüm	61,2	0,63	0,20	61	63
		3.ölçüm	56,5	17,62	5,57	7	70
	Polivinilsiloksan	1.ölçüm	11,8	13,13	4,15	7	49
		2.ölçüm	8,4	5,06	1,60	3	22
		3.ölçüm	11,0	13,11	4,14	3	48
	Takilon	1.ölçüm	81,3	1,77	0,56	78	83
		2.ölçüm	81,3	1,77	0,56	78	83
		3.ölçüm	81,3	1,77	0,56	78	83
	Polikarboksilat Siman	1.ölçüm	84,0	1,76	0,56	80	85
		2.ölçüm	79,5	15,02	4,75	37	85
		3.ölçüm	76,8	24,56	7,77	7	85
Penguin	Viskojel	1.ölçüm	57,6	20,21	6,39	25	85
		2.ölçüm	59,4	14,35	4,54	25	85
		3.ölçüm	57,9	18,84	5,96	9	85
	Polivinilsiloksan	1.ölçüm	42,1	27,31	8,64	3	85
		2.ölçüm	38,0	20,33	6,43	3	57
		3.ölçüm	41,9	21,11	6,68	3	61
	Takilon	1.ölçüm	83,6	6,29	1,99	69	89
		2.ölçüm	83,1	6,10	1,93	69	88
		3.ölçüm	83,6	5,99	1,89	69	89
	Polikarboksilat Siman	1.ölçüm	89,7	0,48	0,15	89	90
		2.ölçüm	89,6	0,52	0,16	89	90
		3.ölçüm	89,9	0,32	0,10	89	90

Dört farklı malzeme grubunda Osstell cihazı ile yapılan ölçümlerde, implant stabilizasyonu değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p=0,000$; $p<0,05$). Anlamlılığın tespiti için Bonferroni düzeltmeli Mann Whitney U Test yapıldı ve anlamlılık düzeyi $0,0083$ ($0,05/6$) olarak kabul edildi. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Polivinilsiloksan grubunda Osstell cihazının implant stabilizasyonu değeri, Viskojel ($p=0,000$), Takilon ($p=0,000$) ve Polikarboksilat Siman ($p=0,000$) gruplarından anlamlı düzeyde düşük bulundu ($p<0,0083$). Viskojel grubundaki implant stabilizasyonu değeri, Takilon ($p:0,000$) ve Polikarboksilat Siman ($p=0,002$) gruplarından anlamlı şekilde düşük bulundu ($p<0,0083$). Takilon ve Polikarboksilat Siman grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p=0,009$; $p>0,0083$) (Tablo 4.2, Şekil 4.1).

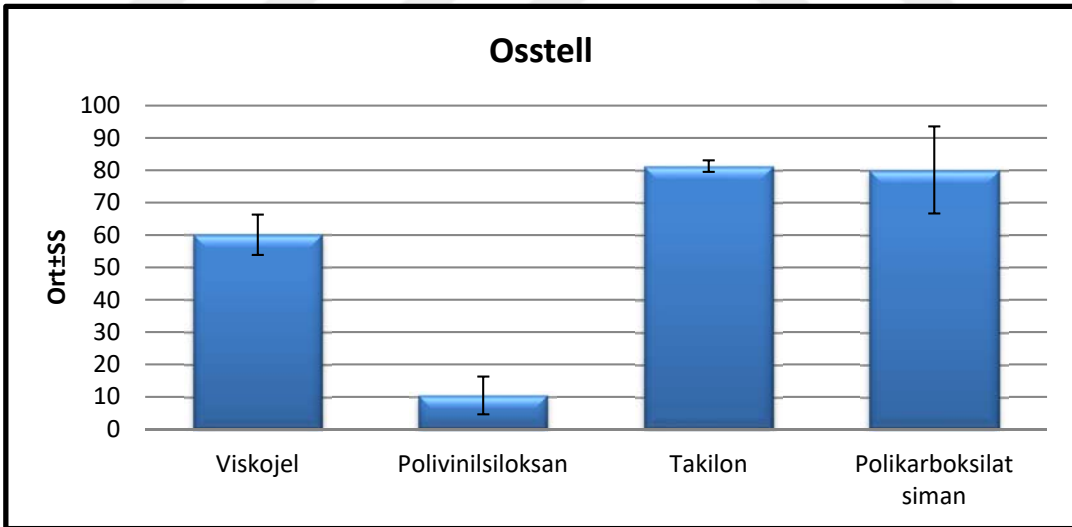
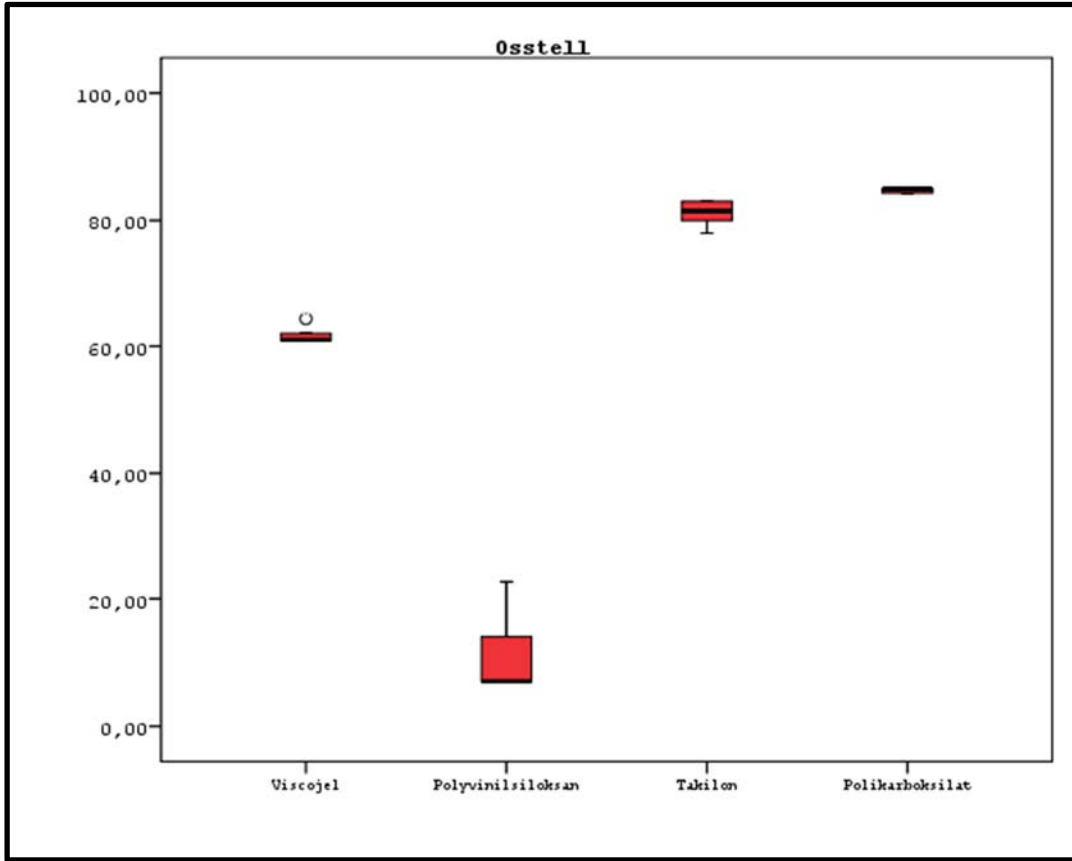
Tablo 4.2. Osstell ve Penguin cihazlarının dört farklı malzeme içerisindeki implant stabilizasyonunun değerlendirilmesi

	Osstell	Penguin
	$\bar{X} \pm sd$ (medyan)	$\bar{X} \pm sd$ (medyan)
Viskojel	$60,1 \pm 6,23$ (61) ^a	$58,3 \pm 9,25$ (60,3) ^a
Polivinilsiloksan	$10,4 \pm 5,84$ (7) ^b	$40,67 \pm 9,7$ (42,8) ^b
Takilon	$81,3 \pm 1,77$ (81,5) ^c	$83,43 \pm 6,02$ (85,8) ^c
Polikarboksilat siman	$80,1 \pm 13,46$ (85) ^c	$89,73 \pm 0,34$ (89,8) ^d
P	0,000*	0,000*

Kruskal Wallis Test

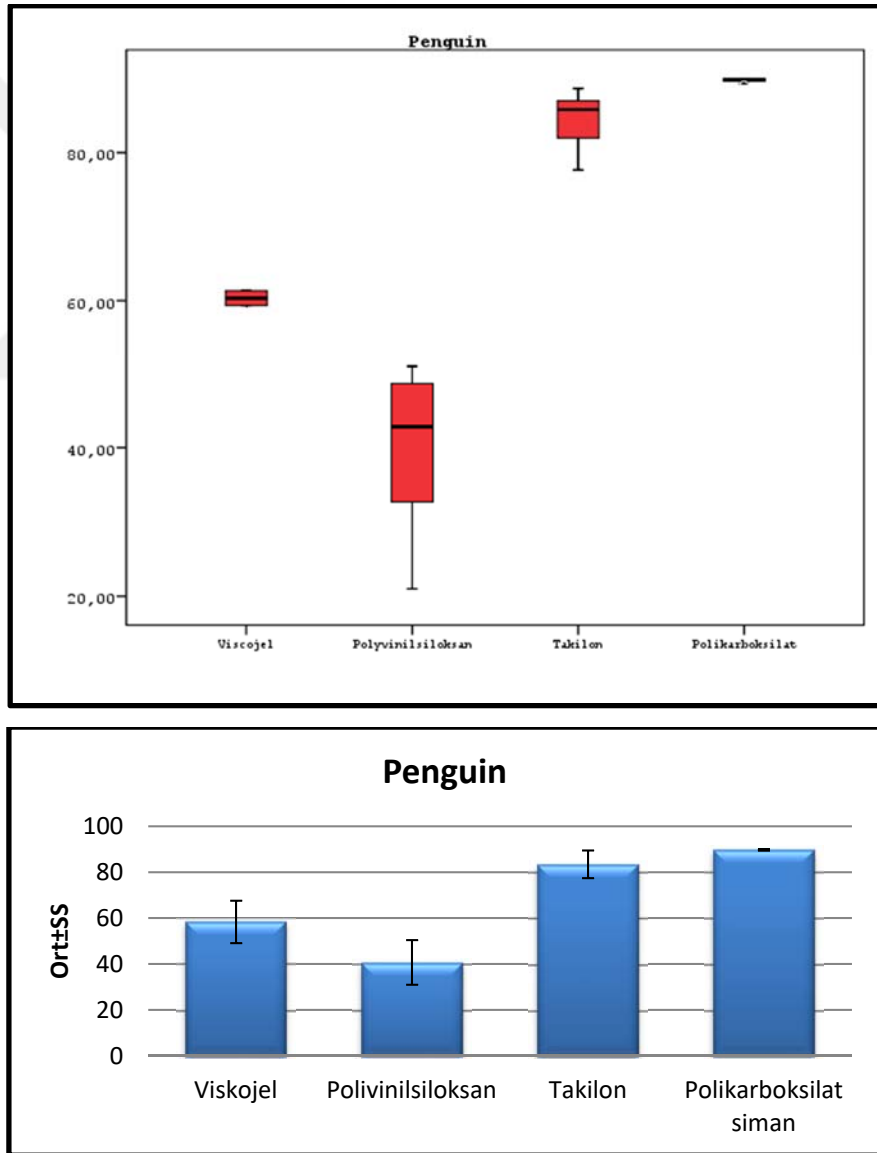
** $p<0,05$*

Sütunlardaki farklı harfler gruplar arası farklılığı göstermektedir.



Şekil 4.1. Osstell cihazının 4 farklı materyal içerisindeki ölçüm değeri grafikleri

Dört farklı malzeme grubunda Penguin cihazı ile yapılan ölçümlerde, implant stabilizasyonu değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p=0,000$; $p<0,05$). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Polivinilsiloksan grubunda Penguin cihazının implant stabilizasyonu değeri, Viskojel ($p=0,003$), Takilon ($p=0,000$) ve Polikarboksilat Siman ($p=0,000$) gruplarından anlamlı düzeyde düşük bulundu ($p<0,0083$). Viskojel grubundaki implant stabilizasyonu değeri, Takilon ($p=0,000$) ve Polikarboksilat Siman ($p=0,000$) gruplarından anlamlı şekilde düşük bulundu ($p<0,0083$). Takilon grubunun implant stabilizasyonu değeri, Polikarboksilat Siman ($p=0,000$) grubundan anlamlı şekilde düşük bulundu ($p<0,0083$) (Tablo 4.2, Şekil 4.2).



Şekil 4.2. Penguin cihazının 4 farklı materyal içerisindeki ölçüm değeri grafikler

4.2. PRİMER STABİLİZASYON ÖLÇME TUTARLILIĞI BULGULARI

Osstell cihazının 4 farklı materyal içerisindeki ölçme tutarlılıkları Tablo 4.3'te gösterilmektedir. Buna göre;

Viskojel grubunun kendi içerisindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir uyum bulunmadı ($p>0,05$).

Polivinilsiloksan grubunun kendi içerisindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir uyum bulunmadı ($p>0,05$).

Takilon grubunun kendi içerisindeki ölçümleri arasında %100 uyum bulundu ($p=0,000$; $p<0,05$).

Polikarboksilat Siman grubunun kendi içerisindeki ölçümleri arasında %48,1 düzeyinde ve istatistiksel olarak anlamlı bir uyum bulundu ($p=0,008$; $p<0,05$).

Tablo 4.3. Osstell cihazının implant stabilizasyonunu ölçme tutarlılığının değerlendirilmesi

Osstell	Sınıf içi Korelasyon Katsayısı	%95 Güven Aralığı		
		Alt Sınır	Üst Sınır	p
Viskojel	-0,030	-0,264	0,504	0,415
Polivinilsiloksan	-0,084	-0,326	0,380	0,648
Takilon	1,000	1,000	1,000	0,000*
Polikarboksilat siman	0,481	0,088	0,812	0,008*

* $p<0,05$

Penguin cihazının 4 farklı materyal içerisindeki ölçme tutarlılıkları Tablo 4.4'te gösterilmektedir. Buna göre;

Viskojel grubunun kendi içerisindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir uyum bulunmadı ($p>0,05$).

Polivinilsiloksan grubunun kendi içerisindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir uyum bulunmadı ($p>0,05$).

Takilon grubunun kendi içerisindeki ölçümleri arasında %95 düzeyinde ve istatistiksel olarak anlamlı bir uyum bulundu ($p=0,000$; $p<0,05$).

Polikarboksilat Siman grubunun kendi içerisindeki ölçümleri arasında %38.9 düzeyinde ve istatistiksel olarak anlamlı bir uyum bulundu ($p=0,026$; $p<0,05$).

Tablo 4.4. Penguin cihazının implant stabilizasyonunu ölçme tutarlılığının değerlendirilmesi

Penguin	Sınıf içi Korelasyon Katsayısı	%95 Güven Aralığı		P
		Alt Sınır	Üst Sınır	
Viskojel	-0,102	-0,336	0,358	0,684
Polivinilsiloksan	-0,236	-0,398	0,162	0,904
Takilon	0,950	0,863	0,986	0,000*
Polikarboksilat siman	0,389	-0,002	0,765	0,026*

* $p<0,05$

Her 2 ölçme cihazının implant stabilizasyonunu ölçme tutarlılıklarının karşılaştırılması Tablo 4.5'te gösterilmektedir. Buna göre, Osstell cihazının tüm ölçümleri arasında %90,5 düzeyinde ve istatistiksel olarak anlamlı bir uyum bulundu ($p=0,000$; $p<0,05$). Penguin cihazının tüm ölçümleri arasında %60,9 düzeyinde ve istatistiksel olarak anlamlı bir uyum bulundu ($p=0,000$; $p<0,05$).

Tablo 4.5. Osstell ve Penguin cihazlarının implant stabilizasyonunu ölçme tutarlılıklarının karşılaştırılması

	Sınıf içi Korelasyon Katsayısı	%95 Güven Aralığı		p
		Alt Sınır	Üst Sınır	
Osstell	0,905	0,846	0,945	0,000*
Penguin	0,609	0,440	0,752	0,000*

* $p < 0,05$

5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliğinde dental implantlar; total ve parsiyel diş eksikliklerinde sıklıkla tercih edilen tedavi seçeneklerinden biridir (162). İmplant tedavilerinin başarısı değerlendirilirken, implantların stabilizasyonunun önemli bir unsur olduğu belirtilmiştir. Primer ve sekonder stabilizasyon olarak tanımlanan bu aşamalar, implant ve kemik arasındaki ilişki hakkında fikir vermektedir. Bununla birlikte, son dönemde hasta konforunun artması ve tedavi süresinin kısaltılması gibi avantajları nedeni ile immedat yükleme prosedürleri oldukça popüler hale gelmiştir. Primer stabilitenin ise immedat yükleme için belirleyici bir faktör olduğu bildirilmiştir (36, 163, 164).

Primer stabilizasyon, implantın cerrahi olarak yerleştirildikten sonraki stabilizasyonu olarak tanımlanmaktadır ve implantın boyuna, çapına, tasarımına, kemiğin yapısına ve kullanılan cerrahi tekniklere bağlı olarak değişkenlik göstermektedir (15). İmplantların primer stabilizasyonu ne kadar iyi ise, implantın uzun dönem başarısının da o kadar iyi olacağı düşünülmektedir (14). Primer stabilite implant üstü protezlerin yükleme zamanını ve protokollerini belirlemektedir. Primer stabilitesi yeterli olan implantlarda immedat veya erken yükleme yapılabileceği iddia edilmektedir (36, 163, 164). Son yıllarda immedat implant uygulamalarına artan ilgi, primer stabilizasyon alanında yapılan çalışmaları arttırmaktadır (13, 16, 17, 24, 26-28, 30-32, 34-36, 163, 164).

İmplantların stabilizasyonunu değerlendirmek için birçok yöntem araştırılmış, ancak bir standardizasyon oluşturulamamıştır. Diğer tüm non-invaziv yöntemler subjektif olmasına rağmen, RFA cihazlarının daha objektif bir değerlendirme yapabildiği ve diğer yöntemlerden daha üstün olduğu iddia edilmektedir (13, 31, 163, 165-167). Histomorfometrik analizler, implant ile kemik arasındaki mesafenin ölçülmesinde doğruluğu ispatlanmış objektif fakat invaziv bir yöntemdir. İnvaziv yöntemler

oldukça yıkıcı olduğundan sadece deneysel çalışmalarda tercih edilmektedir (168).

Rezonans Frekans Analizi (RFA) cihazlarının klinikte ne kadar anlamlı olduğunu araştıran çalışmalar, bu yöntemi genellikle histomorfometrik analizler gibi invaziv yöntemlerle karşılaştırmışlardır (31, 35, 165, 166). Han ve ark. (165) yaptıkları araştırmada, üst posterior bölgenin klinik koşullarının taklit edildiği kemik modelleri hazırlamış ve Osstell ISQ, Periotest, yerleştirme torku ve çıkarma torku yöntemleriyle implant stabiliteyi ölçmüşlerdir. Çalışmanın sonucunda Osstell ISQ ve Periotest'in ($p < 0,05$) yerleştirme torku ve çıkarma torku yöntemlerine kıyasla ($p > 0,05$) primer stabiliteyi belirlemede klinik olarak daha anlamlı sonuçlar verdiği bildirilmiştir. Gonzales-Serrano ve ark. (166) yaptıkları araştırmada, Tip 3 kemikte iki farklı implant dizaynının primer stabilitesini Osstell ve Periotest ile ölçmüşler ve Osstell cihazının iki implant dizaynı arasındaki farkı ölçebilecek kadar hassas olduğunu (1. implant dizaynı için ISQ değeri: 61,55; 2. implant dizaynı için ISQ değeri 68,94; $p < 0,005$), ancak Periotest'in bu farkı algılayabilecek hassasiyete sahip olmadığını (1. implant dizaynı için Periotest değeri: -4,47; 2. implant dizaynı için Periotest değeri: -4,77; $p > 0,05$) belirtmişlerdir.

İnsan kadavrasında yapılan diğer bir çalışmada (31), Periotest, RFA ve yerleştirme torku yöntemleri kullanılarak, implantların primer stabilite ve histomorfometri değerlerinin arasındaki ilişki değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda, histomorfometrik değerlere yakınlığı açısından RFA'nın ($p = 0,024$), Periotest ($p = 0,277$) ve yerleştirme torkunda ($p = 0,156$) daha üstün olduğu bildirilmiştir. ISQ değeri ile histomorfometrik ölçümlerin karşılaştırıldığı bir başka çalışmada (35), istatistiksel olarak anlamlı olmamasına rağmen, kemik implant arası mesafe azaldıkça ISQ değerinin arttığı bildirilmiştir. Üst çenede 3. haftadaki kemik-implant kontağı 32,84'ten, 6. haftada 40,32'ye yükselirken, ISQ değerleri de 64,91'den 69,15'e yükselmiştir. Alt çenede ise 3. haftadaki kemik-implant kontağı 49,86'dan, 6. haftada 51,42'ye yükselirken, ISQ değerleri de 75,44'ten 82,48'e yükselmiştir. Bu sonuçlara göre, RFA'nın implant stabilizasyonu ölçümünde klinik olarak kabul edilebilir bir yöntem olduğu belirtilmiştir.

RFA yönteminin klinik başarısının yüksek olduğunu bildiren bu çalışmaların aksine, Yoshihiro Ito ve ark. (169), domuzların tibiasına yerleştirmiş 24 adet implantın stabilizasyonunu önce RFA ile ölçmüş, sonrasında da preparatlar hazırlayarak kemik implant kontağını histomorfometrik olarak değerlendirmiştir. Histolojik olarak ölçülen implant kemik kontağı ile RFA ölçümü değeri arasında bir korelasyon bulunmamıştır ($r=0,221$; $p=0,299$).

RFA cihazları iyileşmenin her aşamasında ölçüm yapabilmeleri, kolay kullanımları ve non-invaziv olmalarından dolayı en çok tercih edilen yöntem olmuştur (16, 17). Osstell cihazlarının diğer ölçüm yöntemlerinden farklılıkları ve yaptıkları ölçümlerin doğruluk düzeyleri çok sayıda araştırmada incelenmiştir (13, 24, 26-28, 30-32, 34-36, 163-167, 169, 170). Ancak cihazın tekrarlanabilirliği konusunda sınırlı sayıda araştırma bulunmaktadır (36, 163, 164, 171). Bununla birlikte, Penguin RFA cihazı ise dental markette yeni yer almaya başlamış olduğundan, yaptığı ölçümlerin doğruluğu, güvenilirliği ve tekrarlanabilirliği konusunda diğer cihazlarla karşılaştırıldığı bir çalışmaya rastlanmamıştır. Çalışmamızda, Ostell ISQ ve Penguin RFA cihazlarının, farklı yoğunluktaki materyaller içerisine gömülmüş implantların stabilizasyonunu ölçmelerindeki performansları değerlendirilmiş ve tekrarlayan ölçümlerde ne kadar tutarlı ve güvenilir oldukları *in vitro* olarak karşılaştırılmıştır.

Çalışmamızda sert ve yumuşak kemik tiplerini taklit etmek için iki farklı yumuşak, iki farklı sert malzeme kullanılmıştır. Farklı yoğunluktaki materyallerin kullanılmasındaki amacımız, cihazların kendi içerisinde sert ve yumuşak malzemelerdeki ölçüm değerleri farklılıklarını ve tekrarlayan ölçümlerdeki tutarlılıklarını karşılaştırmaktır. Sert akrilik ve polikarboksilat siman materyalleri, sert kemiği taklit etmek için kullanılmıştır. Polivinilsiloksan ve yumuşak akrilik materyalleri ise yumuşak kemiği taklit etmek için kullanılmıştır. Literatürde konuyla ilgili yapılan *in vitro* araştırmaların çoğunda, çalışmamıza benzer şekilde, sert ve yumuşak kemiği taklit etmek amacıyla farklı yoğunluktaki materyaller tercih edilmiştir (13, 32, 172).

Örneklerin standardizasyonu sağlayabilmek için her materyal grubu eşit şartlarda ve aynı zamanda hazırlanmıştır. İmplantları gömdüğümüz materyallerin eşit hacimde hazırlanmasını sağlayabilmek için, implantların 10 mm'lik yivli bölümü kumpasla ölçülmüş ve 12 mm yüksekliğindeki metal halkaların iç duvarlarında 10 mm'lik yükseklik sabit bir kalemle işaretlenmiştir. Materyaller işaretli olan kısma kadar dökülmüş, implantlar halkanın tam ortasına gelecek şekilde yerleştirilmiş ve polimerizasyonlarının tamamlanması beklenmiştir.

Ölçüm işleminin standardizasyonu için ise, hazırlanan örneklerin üzerindeki bir nokta sabit bir kalemle işaretlenmiş ve her ölçümde aynı noktadan ölçüm yapılması sağlanmıştır. Her iki cihazın her tekrarlayan ölçümde implantlara eşit mesafe ve pozisyonda tutulabilmesi için metal bir sabitleyici kol hazırlanmış ve cihazlar bu kola yerleştirilerek, sabit bir şekilde ölçümlerin yapılması sağlanmıştır. Cihazlar kullanıcı tarafından tutulmayarak, kullanıcıya bağlı faktörler ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır. Tekrarlayan ölçümler, yapılan çalışmalara benzer şekilde (36, 171, 173) her grup için 3'er kez yapılmıştır.

Çalışmamızda Osstell ve Penguin cihazlarının farklı materyallerde yaptığı ölçümlerin ISQ değerleri değerlendirildiğinde, implantların stabilite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p < 0,05$). Sert akrilik (Osstell: $81,3 \pm 1,77$; Penguin: $83,43 \pm 6,02$) ve polikarboksilat siman (Osstell: $80,1 \pm 13,46$; Penguin: $89,73 \pm 0,34$) grubundaki ölçümlerin, yumuşak akrilik (Osstell: $60,1 \pm 6,23$; Penguin: $58,3 \pm 9,25$) ve polivinilsiloksan (Osstell: $10,4 \pm 5,84$; Penguin: $40,67 \pm 9,7$) grubundan yüksek olduğu gözlenmiştir. Bu farklılığın, örneklerin yoğunluk farkından kaynaklandığı düşünülmektedir. Bu sonuç, literatürde yapılmış olan diğer *in vitro* çalışmaları destekler niteliktedir (13, 32, 172). Huang ve ark. (32) yaptıkları *in vitro* araştırmada implantın gömüldüğü materyallerin yoğunluğunu 2 ve 3 boyutlu görüntüleme yöntemleriyle inceleyerek, implant-materyal temas alanını yüzdesel olarak hesaplamış ve elde ettikleri değerlerin implantın stabilitesiyle ilişkisini araştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda, implantın gömüldüğü materyalin elastikiyeti azaldıkça ISQ

değerinin arttığını ve kemik implant temas alanının oranı ile ISQ değeri arasında anlamlı bir korelasyonun var olduğunu belirtmişlerdir. Kemik-implant temas alanı ile ISQ değeri arasındaki korelasyonu doğru yansıtması açısından, 3 boyutlu görüntüleme yöntemini ($r=0,85$, $p<0,0001$), 2 boyutlu görüntülemeye kıyasla daha başarılı bulmuşlardır ($r=0,42$, $p=0,062$). Diğer bir *in vitro* çalışmada, Osstell ve Periotest cihazlarının yumuşak ve sert yüzeylerle implant bağlantısında hassas ölçümler yapabildiği, ancak Osstell cihazının Periotest'e kıyasla, sert ve yumuşak ara yüzeylerin ölçümünde daha hassas olduğu belirtilmiştir (13). Bayarchimeg ve ark. (172) primer stabilite ve yerleştirme torqu arasındaki ilişkiyi inceledikleri *in vitro* araştırmada; Osstell Mentor cihazı ile ölçülen primer stabilitenin yerleştirme torquna bağlı olmadığını ve kemik yoğunluğu ile yakından ilişkili olduğunu rapor etmişlerdir. Bütün bu veriler, çalışmamızın sonuçlarını destekler niteliktedir.

Bir yapının rezonans frekans değeri, etkili titreşim uzunluğundan ve çevresindeki yapının sızdırmazlığından büyük ölçüde etkilenmektedir. Bu da implantolojide, kemik-implant ara yüzeyinin sıklığını ifade etmektedir (7, 174-176). ISQ değerleri kemik-implant ara yüzünün sertliğini yansıtmaktadır. Düşük kemik yoğunluğu fazla miktarda boşluklar içeren trabeküler yapıya sahiptir. Ara yüzdeki trabeküler kemik oranına bağlı olarak ISQ değerleri değişkenlik göstermektedir. ISQ değeri ne kadar yüksekse, kemik-implant arası mesafenin o kadar az, ISQ değeri ne kadar düşükse, kemik-implant arası mesafenin o kadar fazla olduğu belirtilmiştir (167).

Çalışmamızda, polivinilsiloksan grubundaki stabilite değerlerinin diğer gruplara göre düşük olmasının, bu materyalin yumuşak olmasından ve implantla iyi entegre olamamasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Ancak stabilite değerleri, diğer bir yumuşak materyal olan yumuşak akrilikte polivinilsiloksana göre daha yüksek bulunmuştur. Yumuşak akriliğin daha akışkan olması ve ölçü materyaline kıyasla implantın yivleri arasına girerek temas alanını arttırmış olabileceği kanısındayız.

Sert kemikte elde edilen ISQ değerlerinin yumuşak kemikte elde edilen değerlerden yüksek olması, yapılan klinik araştırmalar tarafından da desteklenmektedir (24, 28, 30, 167). Oh ve ark. (167) 162 hastaya uygulanan 211 adet implant için kemik sınıflaması yapmış, ve kemik kalitesiyle Periotest stabilite değeri (PTV) ve Osstell Mentor'un ISQ değeri farklılıklarını karşılaştırmışlardır. ISQ değerleri alt çenede $72,77 \pm 8,77$, üst çenede ise $65,72 \pm 8,65$ olarak ölçülmüştür. PTV değerleri ise alt çenede $-3,02 \pm 2,63$, üst çenede $-0,17 \pm 2,82$ olarak ölçülmüştür. Araştırmanın sonucunda kemik kalitesiyle Periotest ve Osstell Mentor'un ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmuştur ($p < 0,01$). Herekar ve ark. (24) yaptıkları klinik çalışmada, farklı kemik yoğunlukları (D2, D3, D4), yerleştirme torku ve ISQ değerleri arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. İmplantların primer ve sekonder stabilitelelerini ölçmüşler; primer ISQ değerlerini D2 kemik için $77,35 \pm 3,26$, D3 kemik için $70,55 \pm 4,64$, D4 kemik için $60 \pm 4,15$ olarak, sekonder ISQ değerlerini ise D2 kemik için $82,3 \pm 3,09$, D3 kemik için $75,15 \pm 4,29$ ve D4 kemik için $64,45 \pm 3,23$ olarak bulmuşlardır. Çalışmanın sonucunda, implantların primer stabilitesinin yoğun kemikte daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Türkyılmaz ve ark. (28) implantların yerleştirme zamanındaki kemik yoğunluğu, yerleştirme torku ve implant stabilitesi arasındaki ilişkiyi klinik bir çalışmada değerlendirmişlerdir. Osstell ile ölçüm yaptıkları 142 adet implantın ISQ değerlerini $70,5 \pm 7$, yerleştirme torkunu $39,1 \pm 7$ Ncm, kemik yoğunluğunu ise 751 ± 257 olarak belirlemişlerdir. Kemik yoğunluğu ve ISQ değerleri arasında gözlemledikleri anlamlı korelasyonun ($p < 0,001$), cerrahi işlemden önce implantın primer stabilitesi hakkında klinisyenlere fikir verebileceğini iddia etmişlerdir. Sim ve ark. (30) 32 hastada 32 adet implantın doku entegrasyonu sürecinde Osstell Mentor tarafından ölçülen değerin, cihazın pozisyonu, implantın uzunluğu ve kemik yapısıyla ilişkisini araştırmış ve ISQ değerinin cihazın pozisyonundan etkilenmediğini, ancak kemik yapısı ve implantın uzunluğu ile değiştiğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda Osstell cihazı ile yapılan ölçümlerde, sert akrilik ($81,3 \pm 1,77$) ve polikarboksilat siman ($80,1 \pm 13,46$) örneklerinin stabilite değerlerinin arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p > 0,05$). Bu

sonuç, iki materyalin de sert olmasından dolayı, implantların primer stabilizasyonunun benzer şekilde ve en üst seviyede sağlanmış olduğunu düşündürmektedir. Ancak, Penguin cihazı ile yapılan ölçümlerde, polikarboksilat grubunun (89,73±0,34) sert akriliğe kıyasla (83,43±6,02) daha yüksek değerlere sahip olduğu gözlenmiştir. Penguin cihazının iki sert materyalde farklı değerler vermesi, cihazın tutarlılık konusunda yetersiz olabileceği fikrini oluşturmaktadır.

RFA cihazlarının tekrarlanabilirliği ile ilgili sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Gupta ve ark. (163) yaptıkları araştırmada, Osstell cihazının farklı kullanıcılarda ve tekrarlayan ölçümlerdeki güvenilirliğini *in vivo* olarak araştırmışlardır. 3 farklı kullanıcı 50 adet implantın stabilitesini 15 dk. ara ile 3'er kez ölçmüşler; her 3 ISQ değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulamamışlar (58,075; 58,087; 58,085; $p>0,05$); ve ISQ değerlerinin kullanıcıya bağlı olmayarak tekrarlayan ölçümler verebildiği sonucuna varmışlardır. Herrero-Climent ve ark. (171), Osstell Mentor'un güvenilirliğini inceledikleri çalışmalarında, 19 hastada 58 implantın stabilizasyonunu ölçmek için 2 farklı Smart-Peg kullanarak tekrarlayan 3 ölçüm yapmıştır. Smart Peg 1 ile yapılan ölçümler, 72,43; 72,60; ve 73,26 olarak belirlenirken, Smart Peg 2 ile yapılan ölçümler, 72,98; 73,26; ve 73,74 olarak bulunmuştur. Çalışmanın sonucunda Osstell Mentor cihazının neredeyse mükemmel tekrarlanabilirliğe ve güvenilirliğe sahip olduğu yorumu yapılmıştır. Jaramillo ve ark. (36) Osstell Mentor ve Osstell ISQ cihazlarının güvenilirliklerini araştırmışlardır. 15 hastadaki 58 implantın primer stabilizasyonunu her iki cihazdan iki tane kullanarak, her biri ile 3'er kez ölçmüşlerdir. Çalışmanın sonucunda ISQ değerlerinin 1.Osstell ISQ için 72,59±7,09, 2.Osstell ISQ için 72,48±7,62, 1.Osstell Mentor için 72,43±7,19, 2.Osstell Mentor için 72,98±7,40 olduğu bildirilmiştir. Bu sonuçlara göre araştırmacılar her iki cihazın da benzer şekilde mükemmel tekrarlanabilirliğe ve güvenilirliğe sahip olduğunu rapor etmişlerdir. Snijders ve ark. (164) yaptıkları çalışmada, insan kadavrasında alt çenedeki 24 adet implant için Osstell ve Osstell Mentor cihazlarının stabilite ölçümlerini karşılaştırmışlardır. Tekrarlayan ölçümler, implantın yarısı ve tamamı kemiğe yerleştirilmişken her iki cihaz ile 2 kez gerçekleştirilmiştir.

Araştırmanın sonucunda, implantların yarısı kemiğin içindeyken yapılan ölçümlerde iki cihaz arasında farklılıklar olduğu, Osstell'in (47,33±4,14) Osstell Mentor'a (53,20±7,2) kıyasla daha düşük ölçümler yaptığı belirtilmiştir (p<0,05).

Ancak tüm bu araştırmalarda, implantlar tek tip ve yoğun kemiğe yerleştirilmiş, sert ve yumuşak kemik dokusu kıyaslaması yapılmamıştır. Bizim çalışmamızda ise, her iki cihazın, hem sert hem de yumuşak kemiği taklit eden farklı malzemeler için tekrarlanabilirliği değerlendirilmiş ve sonuç olarak; sert materyaller içerisine gömülmüş implantların ISQ değerleri arasında anlamlı bir uyum bulunurken, yumuşak materyaller içerisine gömülmüş implantların ISQ değerleri arasında anlamlı bir uyum bulunamamıştır. Bu sonuç bize RFA cihazlarının, yalnızca stabilite değerlerinin yüksek olduğu durumlarda tekrarlayan ölçümlerde tutarlılık sağlayabileceğini düşündürmektedir. Ancak Osstell ve Penguin RFA'nın tekrarlanabilirlikleri karşılaştırıldığında, Osstell ISQ'nun tekrarlanabilirliğinin Penguin RFA'a göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Bu farklılığın, çalışma prensipleri aynı olsa da, iki cihazın tasarımının farklı olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Osstell ISQ, ayrı bir kontrol ünitesine kablo ile bağlı bir tasarıma sahipken, Penguin RFA kullanım kolaylığı sağlayabileceği düşüncesiyle daha küçük ve kalem şeklinde üretilmiştir. Tasarımın basitleşmesi ile sonuçların tutarlılığının etkilenmiş olabileceği fikri ortaya çıkmaktadır. Ancak, yeni bir cihaz olan Penguin RFA'nın güvenilirliği ve tekrarlanabilirliği ile ilgili bir yargıya varabilmek için, farklı metodolere sahip çok sayıda yeni araştırmaya ihtiyaç bulunmaktadır.

Çalışmamızda tek tip implant, aynı yükseklikteki gömülme miktarı, 4 farklı materyal ve 2 tip RFA cihazı kullanılmıştır. Bundan sonra yapılacak çalışmalarda, farklı yüzey özelliklerine sahip implantların stabilizasyonları, gömüldükleri materyaller daha da çeşitlendirilerek, çok sayıda RFA cihazı ile değerlendirilebilir, operatör ve ölçüm tekrarı sayısı artırılarak, diğer stabilite ölçüm yöntemleriyle kıyaslanabilir.

6. SONUÇLAR

1. Polivinilsiloksan grubunda Osstell cihazının ISQ değeri ($10,4\pm 5,84$), Viskojel ($60,1\pm 6,23$), Takilon ($81,3\pm 1,77$) ve Polikarboksilat Siman ($80,1\pm 13,46$) gruplarından anlamlı düzeyde düşük bulundu ($p<0,0083$).

2. Viskojel grubunda Osstell cihazının ISQ değeri ($60,1\pm 6,23$), Takilon ($81,3\pm 1,77$) ve Polikarboksilat Siman ($80,1\pm 13,46$) gruplarından anlamlı şekilde düşük bulundu ($p<0,0083$).

3. Takilon ($81,3\pm 1,77$) ve Polikarboksilat Siman ($80,1\pm 13,46$) gruplarında Osstell cihazının ISQ değerleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p=0,009$; $p>0,0083$).

4. Polivinilsiloksan grubunda Penguin cihazının ISQ değeri ($40,67\pm 9,7$), Viskojel ($58,3\pm 9,25$), Takilon ($83,43\pm 6,02$) ve Polikarboksilat Siman ($89,73\pm 0,34$) gruplarından anlamlı düzeyde düşük bulundu ($p<0,0083$).

5. Viskojel grubunda Penguin cihazının ISQ değeri ($58,3\pm 9,25$), Takilon ($83,43\pm 6,02$) ve Polikarboksilat Siman ($89,73\pm 0,34$) gruplarından anlamlı şekilde düşük bulundu ($p<0,0083$).

6. Takilon grubunda Penguin cihazının ISQ değeri ($83,43\pm 6,02$), Polikarboksilat Siman ($89,73\pm 0,34$) grubundan anlamlı şekilde düşük bulundu ($p<0,0083$).

7. Osstell cihazının 4 farklı materyal içerisindeki ölçme tutarlılıkları değerlendirildiğinde, Viskojel grubunun kendi içerisindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir uyum bulunmadı ($p>0,05$). Polivinilsiloksan grubunun kendi içerisindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir uyum bulunmadı ($p>0,05$). Takilon grubunun kendi içerisindeki ölçümleri arasında %100 uyum bulundu ($p=0,000$; $p<0,05$). Polikarboksilat Siman grubunun kendi içerisindeki ölçümleri arasında %48,1 düzeyinde ve istatistiksel olarak anlamlı bir uyum bulundu ($p=0,008$; $p<0,05$).

8. Penguin cihazının 4 farklı materyal içerisindeki ölçme tutarlılıkları değerlendirildiğinde, Viskojel grubunun kendi içerisindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir uyum bulunmadı ($p>0,05$). Polivinilsiloksan grubunun kendi içerisindeki ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir uyum bulunmadı ($p>0,05$). Takilon grubunun kendi içerisindeki ölçümleri arasında %95 düzeyinde ve istatistiksel olarak anlamlı bir uyum bulundu ($p=0,000$; $p<0,05$). Polikarboksilat Siman grubunun kendi içerisindeki ölçümleri arasında %38,9 düzeyinde ve istatistiksel olarak anlamlı bir uyum bulundu ($p=0,026$; $p<0,05$).

9. Osstell ve Penguin ölçme cihazlarının implant stabilizasyonunu ölçme tutarlılıkları karşılaştırıldığında, Osstell cihazının tüm ölçümleri arasında %90,5 düzeyinde ve istatistiksel olarak anlamlı bir uyum bulundu ($p=0,000$; $p<0,05$). Penguin cihazının tüm ölçümleri arasında %60,9 düzeyinde ve istatistiksel olarak anlamlı bir uyum bulundu ($p=0,000$; $p<0,05$).

7. KAYNAKLAR

1. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg Suppl.* 1977; 16: 1-132.
2. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986; 1: 11-25.
3. Parithimarkalaignan S, Padmanabhan TV. Osseointegration: an update. *J Indian Prosthodont Soc.* 2013; 13: 2-6.
4. Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent.* 1989; 62: 567-72.
5. Albrektsson T, Zarb GA. Determinants of correct clinical reporting. *Int J Prosthodont.* 1998; 11: 517-21.
6. Annibali S, Bignozzi I, La Monaca G, Cristalli MP. Usefulness of the aesthetic result as a success criterion for implant therapy: a review. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012; 14: 3-40.
7. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont.* 1998; 11: 491-501.
8. Cochran DL, Schenk RK, Lussi A, Higginbottom FL, Buser D. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible. *J Biomed Mater Res.* 1998; 40: 1-11.
9. Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater.* 1992; 10: 153-201.
10. Sennerby L, Meredith N. Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration. *Compend Contin Educ Dent.* 1998; 19: 493-98, 500, 502; quiz 504.
11. Walker L, Morris HF, Ochi S. Periotest values of dental implants in the first 2 years after second-stage surgery: DICRG interim report no. 8. Dental Implant Clinical Research Group. *Implant Dent.* 1997; 6: 207-12.
12. Schnitman PA, Shulman LB. Recommendations of the consensus development conference on dental implants. *J Am Dent Assoc.* 1979; 98: 373-7.

13. Al-Jetaily S, Al-Dosari AA. Assessment of Osstell and Periotest (R) systems in measuring dental implant stability (in vitro study). *Saudi Dent J* 2011; 23: 17-21.
14. Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007; 22: 743-54.
15. Mistry G, Shetty S. Measuring implant stability: A review of different methods. *J Dent Implants*. 2014; 4: 165-9.
16. Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Implants Res*. 1997; 8: 226-33.
17. Barewal RM, Oates TW, Meredith N, Cochran DL. Resonance frequency measurement of implant stability in vivo on implants with a sandblasted and acid-etched surface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003; 18: 641-51.
18. Uribe R, Penarrocha M, Balaguer J, Fulgueiras N. Immediate loading in oral implants. Present situation. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2005; 10 Suppl 2: E143-53.
19. Friberg B, Sennerby L, Linden B, Grondahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Branemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1999; 28: 266-72.
20. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability. *Clin Oral Implants Res*. 2004; 15: 520-8.
21. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res*. 1996; 7: 261-7.
22. Sennerby L. Resonance frequency analysis for implant stability measurements. A review. *Integration Diagnostics Update*. 2015; 1: 1-11.
23. Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1999; 28: 297-303.

24. Herekar M, Sethi M, Ahmad T, et al. A correlation between bone (B), insertion torque (IT), and implant stability (S): BITS score. *J Prosthet Dent.* 2014; 112: 805-10.
25. Glauser R, Sennerby L, Meredith N, et al. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004; 15: 428-34.
26. Veltri M, Gonzalez-Martin O, Belser UC. Influence of simulated bone-implant contact and implant diameter on secondary stability: a resonance frequency in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2014; 25: 899-904.
27. Kunnekel AT, Nair KC, Naidu EM, Sivagami G. Validation of resonance frequency analysis by comparing implant stability quotient values with histomorphometric data. *J Oral Implantol.* 2011; 37: 301-8.
28. Turkyilmaz I, Tumer C, Ozbek EN, Tozum TF. Relations between the bone density values from computerized tomography, and implant stability parameters: a clinical study of 230 regular platform implants. *J Clin Periodontol.* 2007; 34: 716-22.
29. Han J, Lulic M, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell mentor during implant tissue integration: II. Implant surface modifications and implant diameter. *Clin Oral Implants Res.* 2010; 21: 605-11.
30. Sim CP, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell mentor during implant tissue integration: I. Instrument positioning, bone structure, implant length. *Clin Oral Implants Res.* 2010; 21: 598-604.
31. Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, et al. Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clin Oral Implants Res.* 2003; 14: 601-9.
32. Huang HL, Tsai MT, Su KC, et al. Relation between initial implant stability quotient and bone-implant contact percentage: an in vitro model study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2013; 116: e356-61.
33. Pommer B, Hof M, Fadler A, et al. Primary implant stability in the atrophic sinus floor of human cadaver maxillae: impact of residual ridge height, bone density, and implant diameter. *Clin Oral Implants Res.* 2014; 25: e109-13.
34. Choi HH, Chung CH, Kim SG, Son MK. Reliability of 2 implant stability measuring methods in assessment of various periimplant bone loss: an in vitro study with the Periotest and Osstell Mentor. *Implant Dent.* 2014; 23: 51-6.

35. Oh JS, Kim SG, Lim SC, Ong JL. A comparative study of two noninvasive techniques to evaluate implant stability: Periotest and Osstell Mentor. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009; 107: 513-8.
36. Jaramillo R, Santos R, Lazaro P, et al. Comparative analysis of 2 resonance frequency measurement devices: Osstell Mentor and Osstell ISQ. *Implant Dent.* 2014; 23: 351-6.
37. Anonymous. Glossary of implant terms. *J Oral Implantol.* 1986; 12: 284-94.
38. Anjard R. Mayan dental wonders. *J Oral Implantol.* 1981; 9: 423-6.
39. Misch, C.E., ed. *Contemporary Implant Dentistry.* 3rd ed. Generic Root Form Component Terminology. Mosby Elsevier: St. Louis; 2008.
40. Maggiolo N. Manual of dental art. Nancy, France, 1809 in: Misch, C.E., ed. *Contemporary Implant Dentistry.* 3rd ed. Generic Root Form Component Terminology. Mosby Elsevier: St. Louis; 2008.
41. Harris LM. An artificial crown on a leaden root. *Dent Cosmos.* 1887; 55: 433.
42. Lambotte A. New instruction for the banding of bone: "banding with a screw" *J C Ann Soc Belge Chir.* 1909; 9: 113.
43. Greenfield E. Implantation of artificial crowns and bridge abutments *Dent Cosmos.* 1913; 55: 364-430.
44. Schroeder, A., Sutter, F., Krekeler, G., ed. *Oral Implantology.* 1st ed. General principles and ITI implant systems. Thieme: Stuttgart; 1988.
45. Niznick GA. The Core-Vent implant system. *Oral Health* 1983; 73:13-7.
46. Strock AE. Experimental work on dental implantation in the alveolus. *Am J Orthod Oral Surg.* 1939; 25:5.
47. Bothe RT, Beaton LE, Davenport HA. Reaction of bone to multiple metallic implants. *Surgery, Gynecology and Obstetrics.* 1940; 71: 598-602.
48. Strock AE, Strock MS. Further studies on inert metal implantation for replacement. *Alpha Omega.* Sep 1949.
49. Shulman L. *Personal Communication* 1990 in: Misch, C.E., ed. *Contemporary Implant Dentistry.* 3rd ed. Generic Root Form Component Terminology. Mosby Elsevier: St. Louis; 2008.
50. Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, et al. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990; 5: 272-81.

51. Kline R, Hoar JE, Beck GH, et al. A prospective multicenter clinical investigation of a bone quality-based dental implant system. *Implant Dent.* 2002; 11: 224-34.
52. Anonymous. National Institutes of Health Consensus Development Conference statement on dental implants. *J Dent Educ.* 1988; 52: 824-7.
53. Yeshwante B, Baig N, Gaikwad S, Swami A, Doiphode M. Dental Implants- Classification, Success and Failure - An Overview *Journal of Dental and Medical Sciences.* May 2015; 14.
54. Michailidis N, Karabinas G, Tsouknidas A, Maliaris G, Tsipas D, Koidis P. A FEM based endosteal implant simulation to determine the effect of peri-implant bone resorption on stress induced implant failure. *Bio-Medical Materials and Engineering.* 2013; 23: 317-27.
55. Committee AN. Glossary of implant terms. *J Oral Implantol.* 1990; 16: 57-63.
56. Anonymous. A Dentist's Guide to Implantology. *Association of Dental Implantology* 2012; www.adi.org.uk/profession/dentist_guide-adi-dentist-guide.pdf.
57. Sciubba JJ. Dental Implants And The Dry Mouth Patient. <http://dental.ufl.edu/files/2012/06/DryMouthDisease.pdf>
58. Smith DC. Dental implants: materials and design considerations. *Int J Prosthodont.* 1993; 6: 106-17.
59. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15: 675-90.
60. Williams DF. Implants in dental and maxillofacial surgery. *Biomaterials.* 1981; 2: 133-46.
61. Lemons JE. Dental implant biomaterials. *J Am Dent Assoc.* 1990; 121: 716-9.
62. Craig, R.G., ed. *Restorative Dental Materials.* 9th ed. Mosby: St. Louis; 1993.
63. Sagomyants KB, Jarman-Smith M. The in vitro response of human osteoblast to polyetherketone (PEEK) substrates compared to commercialy pure titanium. *Biomaterials.* 2007; 24: 3115-23.
64. Berner S, Dard M, Titanium-zirconium: A novel material for dental implants. *Eur Cells Mater.* 2009; 17: 16.
65. Wataha JC. Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil.* 1996; 23: 79-90.

66. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990; 5: 347-59.
67. Jemt T, Chai J, Harnett J, et al. A 5-year prospective multicenter follow-up report on overdentures supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996; 11: 291-8.
68. Reham B, Osman MVS. A critical review of dental implant materials with an emphasis on titanium versus zirconia. *Materials*. 2015; 8: 932-58.
69. Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloy. *Mat Sci Eng*. 1998; 243: 231-6.
70. Grandin HM, Berner S, Dart M. A review of titanium (TiZr) alloys for use in endosseous dental implants. *Materials*. 2015; 5: 1348-60.
71. Heydecke G, Kohal R, Glaser R. Optimal esthetics in single-tooth replacement with the Re-Implant system: a case report. *Int J Prosthodont*. 1999; 12: 184-9.
72. Stejskal J, Stejskal VD. The role of metals in autoimmunity and the link to neuroendocrinology. *Neuro Endocrinol Lett*. 1999; 20: 351-64.
73. Tschernitschek H, Borchers L, Geurtsen W. Nonalloyed titanium as a bioinert metal-a review. *Quintessence Int*. 2005; 36: 523-30.
74. Valentine-Thon E, Schiwara HW. Validity of MELISA for metal sensitivity testing. *Neuro Endocrinol Lett*. 2003; 24: 57-64.
75. Yamauchi R, Morita A, Tsuji T. Pacemaker dermatitis from titanium. *Contact Dermatitis*. 2000; 42: 52-3.
76. Sandhaus S. Technic and instrumentation of the implant C.B.S. *Inf Odontostomatol*. 1968; 4: 19-24.
77. Sandhaus S. The Cerasand endosseous implant. *Actual Odontostomatol*. 1987; 41: 607-26.
78. Sandhaus S. Oral rehabilitation using implantation method C.B.S. *ZWR*. 1971; 80: 597-604.
79. Schulte W, Heimke G. The Tubinger immediate implant. *Quintessenz*. 1976; 27: 17-23.
80. Schulte W, Kleineikenscheidt H, Lindner K, Schareyka R. The Tubingen immediate implant in clinical studies. *Dtsch Zahnarzt Z*. 1978; 33: 348-59.

81. Krempien B, Schulte W, Kleineikenscheidt H, et al. Light and scanning electronmicroscopic studies of border surfaces of aluminum oxide-ceramic implants in the dog mandible. *Dtsch Zahnarztl Z.* 1978; 33: 332-40.
82. Muller W, Piesold J, Glien W. Properties and clinical application of dental implants of Bionit aluminium oxide ceramic. *Stomatol DDR.* 1988; 38: 673-8.
83. Brinkmann E. Ceramic-anchor implant of Mutschelknauss. *Zahnarztl Prax.* 1978; 29: 148-50.
84. Brinkmann E. Endosseous implants of aluminum oxide ceramic. *Zahnarztl Prax.* 1980; 31: 328-30.
85. McKinney RV, Koth DL, Steflik DE. The single crystal sapphire endosseous dental implant. II. Two-year results of clinical animal trials. *J Oral Implantol.* 1983; 10: 619-38.
86. Koth DL, McKinney RV, Steflik DE, Davis QB. Clinical and statistical analyses of human clinical trials with the single crystal aluminum oxide endosteal dental implant: five-year results. *J Prosthet Dent.* 1988; 60: 226-34.
87. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res.* 2009; 20 Suppl 4: 32-47.
88. Kohal RJ, Klaus G, Strub JR. Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation. *Clin Oral Implants Res.* 2006; 17: 565-71.
89. Silva NR, Coelho PG, Fernandes CA, et al. Reliability of one-piece ceramic implant. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009; 88: 419-26.
90. Puleo DA, Thomas MV. Implant surfaces. *Dent Clin North Am.* 2006; 50: 323-38.
91. Ozkurt Z, Kazazoglu E. Zirconia dental implants: a literature review. *J Oral Implantol.* 2011; 37: 367-76.
92. Lindhe, J., Karring, T., Lang, P.N., ed. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry.* 3rd ed. Blackwell: Iowa; 2000.
93. Sullivan DY. Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986; 1: 39-45.

94. Junker R, Dimakis A, Thoneick M, Jansen JA. Effects of implant surface coatings and composition on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2009; 20 Suppl 4: 185-206.
95. Le Guehenec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater.* 2007; 23: 844-54.
96. Coelho PG, Jimbo R, Tovar N, Bonfante EA. Osseointegration: hierarchical designing encompassing the macrometer, micrometer, and nanometer length scales. *Dent Mater.* 2015; 31: 37-52.
97. Esposito M, Ardebili Y, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants. *Cochrane Database Syst Rev.* 2014: CD003815.
98. Abraham CM. A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *Open Dent J.* 2014; 8: 50-5.
99. Shibata Y, Tanimoto Y. A review of improved fixation methods for dental implants. Part I: Surface optimization for rapid osseointegration. *J Prosthodont Res.* 2015; 59: 20-33.
100. Smeets R, Stadlinger B, Schwarz F, et al. Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration. *Biomed Res Int.* 2016; 2016: 6285620.
101. Wennerberg A, Galli S, Albrektsson T. Current knowledge about the hydrophilic and nanostructured SLActive surface. *Clin Cosmet Investig Dent.* 2011; 3: 59-67.
102. Fischer K, Stenberg T. Prospective 10-year cohort study based on a randomized controlled trial (RCT) on implant-supported full-arch maxillary prostheses. Part 1: sandblasted and acid-etched implants and mucosal tissue. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012; 14: 808-15.
103. Rupp F, Scheideler L, Rehbein D, Axmann D, Geis-Gerstorfer J. Roughness induced dynamic changes of wettability of acid etched titanium implant modifications. *Biomaterials.* 2004; 25: 1429-38.
104. Degidi M, Piattelli A, Gehrke P, Carinci F. Clinical outcome of 802 immediately loaded 2-stage submerged implants with a new grit-blasted and acid-etched surface: 12-month follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006; 21: 763-8.

105. Mendonca G, Mendonca DB, Aragao FJ, Cooper LF. Advancing dental implant surface technology--from micron- to nanotopography. *Biomaterials*. 2008; 29: 3822-35.
106. Bonfante EA, Granato R, Marin C, et al. Biomechanical testing of microblasted, acid-etched/microblasted, anodized, and discrete crystalline deposition surfaces: an experimental study in beagle dogs. *Int J Oral Maxillofac Implant.s* 2013; 28: 136-42.
107. Rodriguez y Baena R, Arciola CR, Selan L, et al. Evaluation of bacterial adhesion on machined titanium, Osseotite(R) and Nanotite(R) discs. *Int J Artif Organs*. 2012; 35: 754-61.
108. Nevins M, Kim DM, Jun SH, et al. Histologic evidence of a connective tissue attachment to laser microgrooved abutments: a canine study. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2010; 30: 245-55.
109. Guida L, Oliva A, Basile MA, et al. Human gingival fibroblast functions are stimulated by oxidized nano-structured titanium surfaces. *J Dent*. 2013; 41: 900-7.
110. Coelho PG, Granjeiro JM, Romanos GE, et al. Basic research methods and current trends of dental implant surfaces. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009; 88: 579-96.
111. Terheyden H, Lang NP, Bierbaum S, Stadlinger B. Osseointegration--communication of cells. *Clin Oral Implants Res*. 2012; 23: 1127-35.
112. Hori N, Ueno T, Suzuki T, et al. Ultraviolet light treatment for the restoration of age-related degradation of titanium bioactivity. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010; 25: 49-62.
113. Aita H, Hori N, Takeuchi M, et al. The effect of ultraviolet functionalization of titanium on integration with bone. *Biomaterials*. 2009; 30: 1015-25.
114. Hagi TT, Enggist L, Michel D, et al. Mechanical insertion properties of calcium-phosphate implant coatings. *Clin Oral Implants Res*. 2010; 21: 1214-22.
115. Pluim BM, Fuller CW, Batt ME, et al. Consensus statement on epidemiological studies of medical conditions in tennis, April 2009. *Clin J Sport Med*. 2009; 19: 445-50.
116. Al-Omiri M, Hantash RA, Al-Wahadni A. Satisfaction with dental implants: a literature review. *Implant Dent*. 2005; 14: 399-406.

117. Ericsson I, Randow K, Glantz PO, Lindhe J, Nilner K. Clinical and radiographical features of submerged and nonsubmerged titanium implants. *Clin Oral Implants Res.* 1994; 5: 185-9.
118. Branemark PI, Engstrand P, Ohrenell LO, et al. Branemark Novum: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 1999; 1: 2-16.
119. Degidi M, Piattelli A. Immediate functional and non-functional loading of dental implants: a 2- to 60-month follow-up study of 646 titanium implants. *J Periodontol.* 2003; 74: 225-41.
120. Becker W, Becker BE, Israelson H, et al. One-step surgical placement of Branemark implants: a prospective multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997; 12: 454-62.
121. Chiapasco M, Abati S, Romeo E, Vogel G. Implant-retained mandibular overdentures with Branemark System MKII implants: a prospective comparative study between delayed and immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001; 16: 537-46.
122. Colomina LE. Immediate loading of implant-fixed mandibular prostheses: a prospective 18-month follow-up clinical study--preliminary report. *Implant Dent.* 2001; 10: 23-9.
123. Misch CE, Wang HL. Immediate occlusal loading for fixed prostheses in implant dentistry. *Dent Today.* 2003; 22: 50-6.
124. Nkenke E, Lehner B, Fenner M, et al. Immediate versus delayed loading of dental implants in the maxillae of minipigs: follow-up of implant stability and implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005; 20: 39-47.
125. Romanos G, Froum S, Hery C, Cho SC, Tarnow D. Survival rate of immediately vs delayed loaded implants: analysis of the current literature. *J Oral Implantol.* 2010; 36: 315-24.
126. Weber HP, Morton D, Gallucci GO, et al. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24 Suppl: 180-3.
127. Gallucci GO, Benic GI, Eckert SE, et al. Consensus statements and clinical recommendations for implant loading protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014; 29 Suppl: 287-90.

128. Gallucci GO, Morton D, Weber HP. Loading protocols for dental implants in edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009; 24 Suppl: 132-46.
129. Albrektsson T, Jacobsson M. Bone-metal interface in osseointegration. *J Prosthet Dent*. 1987; 57: 597-607.
130. Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005; 20: 425-31.
131. Zarb GA, Zarb FL. Tissue integrated dental prostheses. *Quintessence Int*. 1985; 16: 39-42.
132. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L, et al. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *J Periodontol*. 1988; 59: 287-96.
133. Tonetti MS, Schmid J. Pathogenesis of implant failures. *Periodontol 2000*. 1994; 4: 127-38.
134. Tjellstrom A, Lindstrom J, Hallen O, Albrektsson T, Branemark PI. Osseointegrated titanium implants in the temporal bone. A clinical study on bone-anchored hearing aids. *Am J Otol*. 1981; 2: 304-10.
135. Prashanti E, Sajjan S, Reddy JM. Failures in implants. *Indian J Dent Res*. 2011; 22: 446-53.
136. Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R. Optimal implant stabilization in low density bone. *Clin Oral Implants Res*. 2001; 12: 423-32.
137. Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant overdentures: the Toronto study. *Int J Prosthodont*. 2004; 17: 425-33.
138. Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses: the Toronto study. *Int J Prosthodont*. 2004; 17: 417-24.
139. Hermann JS, Schoolfield JD, Nummikoski PV, et al. Crestal bone changes around titanium implants: a methodologic study comparing linear radiographic with histometric measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001; 16: 475-85.
140. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981; 10: 387-16.

141. Misch, C.E., ed. *Dental Implant Prosthetics*. 2nd ed. An implant is not a tooth: A comparison of periodontal indexes. Elsevier Mosby: St. Louis; 2005.
142. Goodson JM, Haffajee AD, Socransky SS. The relationship between attachment level loss and alveolar bone loss. *J Clin Periodontol*. 1984; 11: 348-59.
143. Misch, C.E., ed. *Dental Implant Prosthetics*. 2nd ed. Diagnostic imaging and techniques. Elsevier Mosby: St. Louis; 2005.
144. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. *Clin Oral Implants Res*. 1995; 6: 213-9.
145. Friberg B, Sennerby L, Roos J, et al. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: an in vitro study in pig ribs. *Clin Oral Implants Res*. 1995; 6: 164-71.
146. Friberg B, Sennerby L, Grondahl K, et al. On cutting torque measurements during implant placement: a 3-year clinical prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 1999; 1: 75-83.
147. Johansson P. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9: 279-88.
148. O'Sullivan D, Sennerby L, Jagger D, Meredith N. A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2004; 6: 48-57.
149. Beer A, Gahleitner A, Holm A, Tschabitscher M, Homolka P. Correlation of insertion torques with bone mineral density from dental quantitative CT in the mandible. *Clin Oral Implants Res*. 2003; 14: 616-20.
150. Ikumi N, Tsutsumi S. Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone and cutting torque values at implant placement: a clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005; 20: 253-60.
151. Ottoni JM, Oliveira ZF, Mansini R, Cabral AM. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005; 20: 769-76.
152. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod*. 1984; 86: 95-111.

153. Johansson CB, Albrektsson T. A removal torque and histomorphometric study of commercially pure niobium and titanium implants in rabbit bone. *Clin Oral Implants Res.* 1991; 2: 24-9.
154. Johansson CB, Sennerby L, Albrektsson T. A removal torque and histomorphometric study of bone tissue reactions to commercially pure titanium and Vitallium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991; 6: 437-41.
155. Meredith N, Friberg B, Sennerby L, Aparicio C. Relationship between contact time measurements and PTV values when using the Periotest to measure implant stability. *Int J Prosthodont.* 1998; 11: 269-75.
156. Rasmusson L, Meredith N, Kahnberg KE, Sennerby L. Stability assessments and histology of titanium implants placed simultaneously with autogenous onlay bone in the rabbit tibia. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1998; 27: 229-35.
157. Periotest dental measuring instrument for implantology and high quality dentistry. In: Periotest Brochure.
158. Schulte W, Lukas D. Periotest to monitor osseointegration and to check the occlusion in oral implantology. *J Oral Implantol.* 1993; 19: 23-32.
159. Berthold C, Holst S, Schmitt J, Gollner M, Petschelt A. An evaluation of the Periotest method as a tool for monitoring tooth mobility in dental traumatology. *Dent Traumatol.* 2010; 26:120-8.
160. Aparicio C, Lang NP, Rangert B. Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. *Clin Oral Implants Res.* 2006; 17 Suppl 2: 2-7.
161. Bertl MH, Weinberger T, Schwarz K, Gruber R, Crismani AG. Resonance frequency analysis: a new diagnostic tool for dental ankylosis. *Eur J Oral Sci.* 2012; 120: 255-8.
162. Gahlert M, Gudehus T, Eichhorn S, et al. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clin Oral Implants Res.* 2007; 18: 662-8.
163. Gupta RK, Padmanabhan TV. An evaluation of the resonance frequency analysis device: examiner reliability and repeatability of readings. *J Oral Implantol.* 2013; 39: 704-7.

164. Snijders RS, van Wijk AJ, Lindeboom JA. A comparative study of the Osstell versus the Osstell Mentor to evaluate implant stability in human cadaver mandibles. *J Oral Rehabil.* 2013; 40: 774-9.
165. Han HC, Lim HC, Hong JY, et al. Primary implant stability in a bone model simulating clinical situations for the posterior maxilla: an in vitro study. *J Periodontal Implant Sci.* 2016; 46: 254-65.
166. Gonzalez-Serrano J, Ortega-Aranegui R, Lopez-Quiles J. In vitro comparison of primary stability of two implant designs in D3 bone. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2017; 22:e473-7.
167. Oh JS, Kim SG. Clinical study of the relationship between implant stability measurements using Periotest and Osstell mentor and bone quality assessment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2012; 113: e35-40.
168. Gedrange T, Hietschold V, Mai R, et al. An evaluation of resonance frequency analysis for the determination of the primary stability of orthodontic palatal implants. A study in human cadavers. *Clin Oral Implants Res.* 2005; 16: 425-31.
160. Ito Y, Sato D, Yoneda S, et al. Relevance of resonance frequency analysis to evaluate dental implant stability: simulation and histomorphometrical animal experiments. *Clin Oral Implants Res.* 2008; 19: 9-14.
170. Chen HH, Lai WY, Chee TJ, Chan YH, Feng SW. Monitoring the Changes of Material Properties at Bone-Implant Interface during the Healing Process In Vivo: A Viscoelastic Investigation. *Biomed Res Int.* 2017; 2017: 1945607.
171. Herrero-Climent M, Albertini M, Rios-Santos JV, et al. Resonance frequency analysis-reliability in third generation instruments: Osstell mentor(R). *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2012; 17: e801-06.
172. Bayarchimeg D, Namgoong H, Kim BK, et al. Evaluation of the correlation between insertion torque and primary stability of dental implants using a block bone test. *J Periodontal Implant Sci.* 2013; 43: 30-6.
173. Herrero-Climent M, Santos-Garcia R, Jaramillo-Santos R, et al. Assessment of Osstell ISQ's reliability for implant stability measurement: a cross-sectional clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2013; 18: e877-82.
174. Huang HM, Chiu CL, Yeh CY, et al. Early detection of implant healing process using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2003; 14: 437-43.

175. Huang HM, Lee SY, Yeh CY, Lin CT. Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. *Clin Oral Implants Res.* 2002; 13: 65-74.
176. Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. *Clin Oral Implants Res.* 2003; 14: 251-62.



8. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Gül	Soyadı	Büyükgüçlü
Doğum Yeri	Münih	Doğum Tarihi	27.07.1988
Uyruğu	Türk	TC Kimlik No	45443010056
E-mail	buyukguclu_gul@hotmail.com	Tel	05464599774

Öğrenim Durumu

Derece	Alan	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora			
Yüksek Lisans	Diş Hekimliği	Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fak.	2013
Lisans			
Lise	-	İçel Anadolu Lisesi	2007

Bildiği Yabancı Dilleri	Yabancı Dil Sınav Notu (#)

Başarılmış birden fazla sınav varsa (KPDS, ÜDS, TOEFL; EELTS vs), tüm sonuçlar yazılmalıdır

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
		-
		-

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

Bilimsel Çalışmaları

SCI, SSCI, AHCI indekslerine giren dergilerde yayınlanan makaleler

Diğer dergilerde yayınlanan makaleler

Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında (*Proceedings*) basılan bildiriler

Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayınlar

Diğer (Görev Aldığı Projeler/Sertifikalari/Ödülleri)

