

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ-DİŞ-ÇENE HASTALIKLARI
VE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

İMLANT YUVASI AÇILMASINDA OLUŞAN ISININ IN-VITRO DEĞERLENDİRİLMESİ

DOKTORA TEZİ

Dt. Ahmet Ferhat MISIR

**Samsun
Mayıs – 2008**

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ-DİŞ-ÇENE HASTALIKLARI
VE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

İMLANT YUVASI AÇILMASINDA OLUŞAN ISININ IN-VITRO DEĞERLENDİRİLMESİ

DOKTORA TEZİ

Dt. Ahmet Ferhat MISIR

Danışman: Doç. Dr. Mahmut SÜMER

Samsun
Mayıs – 2008

TEŞEKKÜR

Hayatım boyunca bana olan güvenlerini her zaman gösteren, her türlü girişimimde beni teşvik eden ve destek olan canımdan çok sevdiğim aileme,

Doktora eğitimim süresince kendisine her konuda danıştığım, içten desteğini hiçbir zaman esirgemeyen ve bana ılımlı ama istikrarlı olmanın ne demek olduğunu gösteren sevgili danışmanım Sayın Doç. Dr. Mahmut SÜMER'e,

Tezimin yazım aşamasında olduğu kadar doktora eğitimim boyunca bilim insanının nasıl olması gerektiğini gösteren Sayın Yrd. Doç. Dr. Pınar SÜMER'e,

Tezimin laboratuvar aşamasında ve tezimin oluşturulmasında ayrıntılara boğulmamamı sağlayan Sayın Yrd. Doç. Dr. Murat YENİSEY'e,

Doktora eğitimim süresince bilgi ve birikimlerini benimle paylaşan ve beni her zaman destekleyen Sayın Doç. Dr. Nergiz YILMAZ'a,

İstatistiksel değerlendirmelerdeki yardımlarından dolayı Ondokuz Mayıs Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi İstatistik Anabilim Dalı Öğretim Üyelerinden Sayın Yrd. Doç. Dr. Erol EĞRİOĞLU'na,

Tezimin laboratuvar aşamasında cihaz teminindeki desteği için Sayın Doç. Dr. Şinasi SARAÇ'a,

Tez süresince beni motive eden ve destekleyen kıymetli hocalarım Sayın Prof. Dr. Gökhan AÇIKGÖZ ve Prof. Dr. Tamer TÜRK'e,

Tezimin laboratuvar aşamasını gerçekleştirmemdeki katkılarından dolayı ITI Straumann (Batı Dental) ve Zimmer Dental (Mutlu Dental) firmalarının Samsung distribütörlerine,

Tezimin laboratuvar aşamasındaki katkılarından ötürü Mehmet ERDEM, Hayati ARSLAN, Yakup KAYNAR'a,

Doktora çalışmalarım süresince zor günlerimde yanımda olan mesai arkadaşlarıma ve Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı çalışanlarına,

Ve tezimde emeği geçen herkese sonsuz teşekkürler...

ÖZET**İMLANT YUVASI AÇILMASINDA OLUŞAN ISININ IN-VİTRO DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dt. Ahmet Ferhat Mısır, Doktora Tezi
Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Samsun, Mayıs-2008**

Diş hekimliğinde eksik dişlerin restorasyonunda dental implantların kullanılması, osseoentegrasyon kavramının kabulünden sonra belirgin bir artış göstermiştir. Dental implantların cerrahi olarak yerleştirilmesi belirli fizyolojik faktörlerin ortaya çıkardığı kemiksel cevapların meydana gelmesine neden olmaktadır. Kemik içine yerleştirilen implantların başarısı primer iyileşmenin gerçekleşmesine bağlıdır. Bu işlem ise implant yuvasının atravmatik bir şekilde açılmasına bağlıdır. Primer iyileşmenin gerçekleşmesinde sağlıklı kemik dokusu ve implant yuvasının atravmatik bir şekilde açılması gerekli olduğundan kemikte meydana gelen mekanik ve termal hasarın önlenmesi büyük önem taşımaktadır.

Son yıllarda diş hekimliğinde implant uygulamalarında, teşhis, cerrahi planlama ve tedavi amacıyla bilgisayar yazılımları, hekimler tarafından yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bilgisayarlı tomografinin implant cerrahisinde kullanılmasıyla, önemli anatomik yapılara zarar vermeden, maliyet ve tedavi sonuçlarının cerrahi öncesinde daha iyi planlanmasına olanak tanıyan cerrahi rehberler hazırlanabilmektedir. Cerrahi rehberler kullanılarak implant yuvası hazırlanırken klinik koşullarda ısı oluşumu kontrol altında tutulmalıdır. Bu amaçla bu çalışmada; iki farklı implant sistemi kullanılarak klasik yöntemle ve cerrahi rehber kullanılarak açılan implant yuvalarında oluşan ısı değerlendirilmiştir.

Sığır femoral kortikal kemiklerinin kullanıldığı bu çalışmada, oluşan ısı in vitro olarak K tipi termocouple kullanılarak ölçülmüştür. İmplant frezleriyle yuva açım işlemi 1500 rpm hızda, sabit 2 kg ağırlık altında yapılmıştır. Cerrahi rehber kullanılarak ve kullanılmadan, iki farklı implant sistemi (sistem A; dıştan soğutmalı sistem, sistem B; hem dıştan hem içten soğutmalı sistem) kullanılmıştır. Sıcaklık ölçümleri sistemlerin en son kalınlıktaki (4.2 mm ve 4.4 mm.) frezleri için yapılmıştır. Termocouple uçlar implant yuvası açılan bölgeye 1 mm. mesafede ve 3,

6 ve 9 mm. derinliklere yerleştirilmiştir. Sıcaklık değerleri, sistemlerdeki frezlerin 50. kullanımına kadar yapılmış ve bilgisayar programı ile kaydedilmiştir.

Kullanılan sistemlere bağlı olmaksızın, ölçülen maksimum sıcaklık değerleri ve kemik modellerin başlangıç sıcaklık değerlerine dönme süreleri cerrahi rehber kullanıldığında daha yüksek bulunmuştur. Her iki sistemde de ölçülen maksimum sıcaklık değerleri 9 mm. derinlikte, 3 mm. derinliktekilere göre anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur.

Bu çalışmada, ısı oluşumu açısından implant yuvası açılırken cerrahi rehber kullanıldığında implant soğutma sistemine bağlı olmaksızın daha fazla ısı oluştuğu sonucuna varılmıştır. Ayrıca implant yuva açımında kullanılan frezlerin, 35. kullanımdan sonra oluşturdukları sıcaklık değerlerinde belirgin bir artış olduğu da belirlenmiştir.

ABSTRACT**THE IN – VITRO EVALUATION OF HEAT PRODUCTION DURING
IMPLANT PREPARATION**

**Dt. Ahmet Ferhat Mısır, Ph.D. Thesis
University of Ondokuz Mayıs, Samsun, May-2008**

Since the advent of dental implantology for the restoration of missing dentition, its use has increased markedly due to the phenomenon of osseointegration. The surgical placement of a dental implant elicits an osteogenic response that is driven by specific physiologic factors. The success of an endosteal implant depends in part on its ability to achieve primary healing. This process is dependent on atraumatic preparation of the implant site. As implant site preparation and healthy bone are critical precursors to primary healing, thermal and mechanical damage to the bone must be avoided.

In recent years, computer-aided methods have been using by the surgeons as supportive tools for diagnosis, operation planning and treatment in implant dentistry. By using computed tomography, surgeons can get the surgical drill guides for placing the dental implants both avoiding the damage to anatomical structures and manage the cost, treatment and outcomes of implant surgery. While preparing the implant site using the surgical drill guides heat generation must be controlled under clinical aspect. For this purpose we evaluate the heat generated in bone by 2 implant drill systems in vitro with and without using surgical drill guides.

Temperature was measured with K type thermocouple in vitro using the bovine femoral cortical bone model. A constant drill load of 2.0 kg. was applied throughout the drilling procedures via a drilling rig at a speed of 1500 rpm. Two different implant drill systems – system A (with external irrigation) and System B (with both external and internal irrigation) – were evaluated using with surgical drill guides versus classical implant site preparation. Heat was measured at the final drill in the drilling sequence (4.2 mm. and 4.4 mm.). Thermocouples were placed 1 mm. from the osteotomy at depths of 3 mm., 6 mm., and 9 mm. Heat measurements were recorded out to 50 uses by software program.

The mean maximum temperatures, the time of drilling and the time needed for specimens to return the baseline temperature were higher with using surgical guides regardless of the system used. Significantly greater temperature increasing was noted at the 9 mm. depth versus 3 mm. depth with both systems.

From a heat generation standpoint, we conclude that preparing an implant site with using surgical drill guides generates more heat than classical implant site preparation regardless of the irrigation type. Drills reused more than 35 times exhibited an increased number of higher temperatures.

SİMGELER VE KISALTMALAR

BT: Bilgisayarlı Tomografi

TPS: Titanyum Plazma Sprey

MPa: Mega Paskal

GPa: Gigapaskal

N: Newton

TRAPase: Tartarata Dirençli Asit Fosfataz

CE: European Conformity (Avrupa Normlarına Uygunluk)

PFA: Perflour Alkoxy (Perflor Alkoksi)

C⁰: Santigrat Derece

Rpm: Rotations per minute (Dakikadaki devir sayısı)

T1: 3 mm. derinlikte ölçülen sıcaklık değeri

T2: 6 mm. derinlikte ölçülen sıcaklık değeri

T3: 9 mm. derinlikte ölçülen sıcaklık değeri

W/mK: Watt per meter per Kelvin (Watt metre kelvin)

SEM: Scanning Electron Microscope (Tarayıcı Elektron Mikroskobu)

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
İNGİLİZCE ÖZET	vi
SİMGE VE KISALTMALAR	viii
İÇİNDEKİLER	ix
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. İmplantolojinin Tarihçesi	3
2.2. İmplant Materyalleri ve Yüzeyi	5
2.3. İmplantların Sınıflandırılması	6
2.3.1. Endosseos (Kemik içi) İmplantlar	6
2.3.2. Subperiostal İmplantlar	7
2.3.3. Endodontik İmplantlar	7
2.3.4. İnamukozal İmplantlar	7
2.4. Kemiğin Yapısı	7
2.4.1. Kortikal kemik	7
2.4.2. Trabeküler Kemik	8
2.4.3. Kemiğin Mekanik Özellikleri	11
2.4.4. Kemik Hücreleri	12
2.4.5. Kemik Sınıflandırması	15
2.5. Osseoentegrasyonun Biyolojik Önemi	16
2.6. İmplant Yuvası Açılırken Isı Oluşumunu Etkileyen Faktörler	18
2.6.1. Cerraha Bağlı Faktörler	19
2.6.2. Üreticiye Bağlı Faktörler	20
2.6.3. Yuva Açılan Bölgeye Bağlı Faktörler	22
2.6.4. Hastayla İlgili Faktörler	22
2.7. Uzun Dönem İmplant Başarısını Etkileyen Biyomekanik Faktörler	23
2.8. Dental İmplantolojide Bilgisayarlı Tomografi (BT)	24

3. MATERYAL VE METOD	28
3.1. Kemik Bloklarının Hazırlanması	28
3.2. Kullanılan İmplant Frez Sistemleri	29
3.3. Termostat Kontrollü Su Banyosunun Hazırlanması	30
3.4. Termocouple Deliklerinin Açılması	32
3.5. İmplant Yuvalarının Açılması ve Sıcaklık Ölçülmesi	37
3.6. Çalışmada Elde Edilen Verilerin İstatistiksel Analizi	41
4. BULGULAR	42
5. TARTIŞMA	59
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	70
7. KAYNAKLAR	72
ÖZGEÇMİŞ	78

1. GİRİŞ

Bir veya daha fazla diş eksikliğinde kaybolan fonksiyon ve estetiğin tekrar kazandırılması amacıyla uygulanan dental implantlar günümüzde oldukça popülerdir. Başarılı bir implant tedavisi için gerekli olan osseoentegrasyon terimi ilk olarak 1978 yılında Branemark ve ark. tarafından tanımlanmıştır. Osseoentegrasyon kavramından sonra kayıp dişlerin restorasyonunda dental implantların kullanımı belirgin bir şekilde artmıştır. Osseoentegrasyon, canlı kemik dokusu ile saf titanyumdan yapılmış olan implant yüzeyi arasındaki direkt ve devamlı temas anlamına gelmektedir. Başarılı bir osseoentegrasyonun sağlanabilmesi birçok faktöre bağlıdır. Bu faktörlerden en önemlisi implant bölgesinin primer iyileşmesidir. Sağlıklı kemik ve implant yuvasının hazırlanması primer iyileşme için önemli olduğundan kemikte oluşacak termal ve mekanik zararların en aza indirilmesi gereklidir. İmplant yuvasının hazırlanması sırasında kullanılan frezler mekanik zararların yanı sıra, ısı artışından dolayı kemik dokusu hasarına da neden olabilirler. Kemiğin ısı iletiminin düşük olmasından dolayı kemik yuvası açılan bölgede oluşan ısı hızlı bir şekilde dağıtılamamaktadır. Cerrahi sırasında oluşabilecek termal, damarsal ve mekanik travmalar nekrotik bir doku oluşturarak kemik iyileşmesini olumsuz yönde etkiler ve implant başarısızlığına neden olur (Lundskog, 1972; Albrektsson ve Eriksson, 1985).

İmplant yuvası hazırlanırken oluşan ısıyı etkileyen faktörler; kemik kalınlığı ve tipi, yuva açıcı frezlerin geometrisi, açılacak yuvanın derinliği, yuva açımında kullanılan frezlerin keskinliği, frezin dönme hızı, freze uygulanan kuvvet, implant yuvasının aşamalı olarak açılması, aralıklı veya devamlı frezleme ve soğutma sistemidir (Cordioli ve Majzoub, 1997). Literatürde implant yuvası açılması sırasında meydana gelen ısının incelendiği in-vivo (Eriksson ve Albrektrson, 1983; Eriksson ve Adell, 1986) ve in-vitro (Shraway ve ark., 2002; Chacon ve ark., 2006) çalışmalar vardır. In-vivo çalışmalarda, implant yuvası açılması sırasında oluşan ısının kemik iyileşmesindeki etkileri ve nekroz oluşmaksızın, kemiğin dayanabildiği maksimum sıcaklık değerleri incelenmiş; in-vitro çalışmalarda ise implant yuvası açılması sırasında oluşan ısıyı etkileyen faktörler değerlendirilmiştir.

Bilgisayarlı Tomografi (BT)'nin sağlık alanında ve daha sonra da diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmasıyla dental implantolojide kemik yapısı ve

anatomi hakkında daha detaylı ve doğru veriler elde edilmiştir. Ayrıca vital yapıların kesin lokalizasyonu hakkında da net bilgiler elde edilebilmektedir (Cranin, 1999). BT kullanılarak cerrahi rehber hazırlanması özellikle son dönemlerde popüler olan bir uygulamadır. Bu yöntemle hazırlanan cerrahi rehber, kemik veya direk yumuşak doku üzerine yerleştirilerek implant uygulaması güvenle yapılabilmektedir (Misch, 1993).

Bu çalışmanın amacı; in-vitro koşullarda sığır femur kortikal kemikleri kullanılarak, sadece dıştan soğutmalı ve hem dıştan hem de içten soğutmalı iki farklı implant frez sisteminin, cerrahi rehber kullanılması ya da kullanılmaması sırasında oluşan sıcaklık değerlerinin üç farklı derinlikte ölçülerek karşılaştırılmasıdır. Ayrıca çalışmada implant yuvası açımında kullanılan frezlerin kullanım sayılarının kemikte oluşan sıcaklık üzerine olan etkileri de değerlendirilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. İmplantolojinin Tarihçesi

Kayıtlı ilk dental implant örnekleri, Pre-Columbian dönemine ait olan arkeolojik kazılarda bulunan bir mandibula parçasındaki alt kesici diş soketlerine yerleştirilmiş diş benzeri üç adet deniz kabuğundan oluşmaktadır (Fagan, 1990; Ring, 1993). Kaybedilen dişlerin yerine yenilerinin konulmasının izlerine Eski Mısır ve Güney Amerika medeniyetlerinde de rastlamak mümkündür. Eski Mısır yazıtlarında hayvan ve oyulmuş fildişlerinin implante edilmesi, ilkel implantolojinin en eski örneklerindendir (McKinney, 1991).

Orta çağ dönemindeki çalışmalar genellikle diş transplantasyonu üzerine olmuştur. Abul Kasım isimli Arap cerrah (936-1013), transplantasyon prosedürlerini tarif etmiş ve sığır kemiğinden implantlar üretmiştir. 15. ve 16. yy.'larda Japonya'da kronu olmayan devital dişlerin kök kanallarına yerleştirilmiş ahşap pinli kronlar, endodontik implantlara ait ilk bulgulardandır (McKinney, 1991).

Bu dönemden sonra implantolojiyle ilgili çalışmalar Avrupa'da yoğunlaşmıştır. 16. yy.'da Ambroise Pare, transplantasyonun avantajları üzerinde durmuştur (McKinney, 1991). 17. yy.'da Fransız diş hekimi M. Dupont, çekilen dişlerin sinirlerini alarak çekim boşluklarına tekrar yerleştirmiştir. 18 yy.'da diş transplantasyonu uygulamaları Pierre Fauchard (1678-1761) ve John Hunter (1728-1793) tarafından sürdürülmüştür. 18. ve 19. yy.'da İngiliz ve Amerikan kolonilerinde fakir insanların dişlerinin çekilerek zengin soylulara transplante edildiği bilinmektedir, ancak transplante edilen bu dişlerin klinik sonuçları ya ankiloz ya da kök rezorbsiyonu olmuştur. 19. yy.'ın başına kadar transplantasyon güncelliğini korusa da tatmin edici başarılı sonuçların elde edilememesi, ayrıca hastalık geçişi ve hatta ölüme neden olabileceği görüşlerinin giderek yoğunlaşması üzerine eksik dişlerin yerine koyulabilecek yeni materyallerin arayışına girilmiştir (Watzek, 1996).

Diş kayıplarının rehabilitasyonu ile ilgili çalışmalar oldukça eski dönemlere dayanmakla birlikte bilimsel ve sistemik çalışmalar 19. yy.'ın son çeyreğinde büyük bir hız kazanmıştır. 1809'da Maggiolo, yeni çekimi yapılmış bir diş soketine tek aşamalı altın implant yerleştirmiş, ancak operasyon sonrası ciddi ağrı ve gingival

enflamasyon oluştuğu gözlenmiştir. T.D. Driskell, E.J. Greenfield ve S.M. Harris gibi araştırmacılar kurşun, altın ve iridyum içerikli implantları kullanmışlardır (Block ve Achong, 2004). 1937'de Adams, günümüzde kullanılanlara benzer overdenture tarzı proteze top ataşmanla tutuculuk sağlayan yivli silindirik implant tasarımına patent almıştır. Bu implant günümüzde kullanılan silindirik implantların öncüsü sayılabilir (McKinney, 1991).

1950'lere yaklaşıldığında implant başarısı için en fazla birkaç yıldan bahsedilmekteydi. 1938'de Strock ilk uzun dönem endosseos implantı yerleştirmiştir (Block ve Achong, 2004). Bu implant, jacket kronun simantasyonu için konik şekilli başlık içeren kobalt-krom-molibden vidadan oluşmaktaydı. 1955'te hastanın trafik kazasında ölümüne kadar bu implant stabil ve asemptomatik olarak kalmıştır. Bu sayede Strock, ilk defa metalik endosteal dental implantların insan tarafından tolere edildiğini, 17 yıllık başarı oranıyla ispat etmiştir (Block ve Achong, 2004).

Çene kemiklerinin belirli bölgelerinde yeterli alveolar kemik yksekligi olmaması nedeniyle subperiosteal implantlar geliştirilmiştir. 1943'te Dahl maksiler alveol kemiğine 4 post uzantısı olan metal bir yapı yerleştirmiştir. Bu yapı örnek alınarak pek çok tasarım geliştirilmiş, ancak bunların birçoğunda yara iyileşmesinde problemler meydana gelmiştir. Blade tip implantlar Linkow, Roberts ve Roberts tarafından tanıtılmıştır. eşitlerinin çok olması ve geniş kullanım alanıyla blade tip implantlar, dünya genelinde 1960, 1970 ve 1980'lerin ilk zamanlarında en sık kullanılan implantlar olmuşlardır (Block ve Achong, 2004).

İki aşamalı titanyum implantlar ilk defa 1965'te kullanılmıştır ve çalışmalar, bu implantların önceki implantlara göre maliyet, fonksiyon ve uzun dönem başarı açısından daha avantajlı olduklarını göstermiştir (Block ve Achong, 2004). İki aşamalı, yivli ve kök şeklindeki titanyum implant, ilk olarak 1978'de Kuzey Amerika'da, Per-Ingvar Branemark tarafından tanıtılmıştır. Branemark yaptığı çalışmada tavşanların femur kemiğine yerleştirilen titanyum disklerin belirli bir iyileşme döneminden sonra osseointegre olduğunu göstermiştir (Block ve Achong, 2004). Mayıs 1982'de Toronto'da düzenlenen konferansta Kuzey Amerika Diş Hekimleri Birliği, İsveçli araştırmacıların bilimsel makalesinde geçen osseoentegrasyon kavramı olarak bilinen, kemik ile implant arasındaki ilişkiyi

tanımlamıştır. Bu yeni kavram, atravmatik olarak implant yerleştirilmesine ve gecikmiş implant yüklemesine dayanmaktadır. PI Branemark'ın öncülüğünü yaptığı İsveçli araştırma ekibi, mandibulada 15 yılı aşkın yüksek başarı oranını bildirmişlerdir. Diğer implant sistemlerinin gelişmesinde de Branemark ve arkadaşlarının çalışmaları büyük rol oynamıştır. Günümüzde Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) bu sistemle birlikte diğer birçok sistemi de kabul etmektedir (McGlumphy ve Larsen, 2003).

1988'de Ulusal Sağlık Enstitüsü (NHI)'nün konferansı Washington DC'de düzenlenmiştir. Bu konferansta dental implantların uzun dönem etkinliği değerlendirilmiş ve çeşitli dental implantların endikasyon ve kontrendikasyonları belirlenmiştir. İmplant başarısı için gerekli kriterler tartışılarak, kabul edilen implant başarı kriterleri aşağıdaki şekilde belirlenmiştir:

1. İmplantların klinik olarak hareketsiz olması,
2. Radyografik olarak implant çevresi bölgede hiçbir radyolüseni görülmemesi,
3. İmplant yerleştirildikten bir yıl sonra ortalama vertikal kemik kaybının 0.02 mm'den az olması,
4. Hiçbir inatçı ağrı, rahatsızlık veya enfeksiyonun olmaması,
5. İmplant tasarımının kron veya protezin yerleştirilmesini engellemeyecek şekilde yapılması (McGlumphy ve Larsen, 2003).

2.2. İmplant Materyalleri ve Yüzeyi

Son 40 yıl içerisinde implant materyallerinde çeşitli gelişmeler gözlenmektedir. Ticari saf titanyum, mükemmel biyo uyumluluk ve mekanik özelliklere sahip olmasının yanı sıra reaktif bir metaldir. Titanyum hava ile temas ettiğinde, yüzeyinde anında 2 ila 10 nm kalınlığında oksit bir tabaka oluşur (Block ve Achong, 2004). Bu tabaka biyo inerttir. Bunun yanında, saf titanyumun sağlamlık konusundaki yetersizliği nedeniyle titanyum alaşımları kullanılarak titanyumun sertleştirilmesi sağlanmıştır. İmplant üst yapıları ile ilgili birçok ara parça titanyum alaşımdan yapılmaktadır. İmplantın iç bağlantılarında bulunan çok küçük parçaların sertliğini arttırmak için titanyum alaşımlarının kullanılması faydalı olmuştur.

Titanyum alaşımı (Ti-6Al-4V) endosseos dental implantlar için de metal tercihi olmuştur (Block ve Achong, 2004).

Titanyum, doku içinde ve kemikte pasiftir, bu sayede kemiğin pürüzlü yüzeye doğru büyüyerek, arada sıkı bir bağlantı kurmasına izin verir. Osseoentegrasyon olarak bilinen bu bağlanma şekli fonksiyon altında olan dental implantların gerilme, sıkışma ve kesme kuvvetlerine karşı dayanıklı olmasını sağlamaktadır (Schroeder ve ark., 1996). Titanyum implantların kemik içindeki ankrajını arttırmak için bazı girişimlerde bulunulmuştur. Bunun için titanyum implant yüzeyi plazma sprej kullanılarak ince bir hidroksiapatit (HA) tabakası ile kaplanmıştır. Basınçlı hidrotermal postplazma sprej, opak HA bileşimini %77'den %96'ya çıkarmıştır. Titanyum Plazma Sprej (TPS) yüzey, implantolojide, implant yüzeyini pürüzlendirme amacıyla kullanılan ilk yöntemdir. Titanyum yüzeyi pürüzlendirme işlemi aynı zamanda kuşlama, titanyum oksit pürüzlendirme, asitle pürüzlendirme veya bunların kombine bir şekilde kullanılmasıyla da yapılabilir. 5 haftalık süre içerisindeki kemik implant birleşiminin asitle pürüzlendirme ile %72.4, TPS ile %56.8, kuşlama ile %54.8 ve mekanik pürüzlendirme ile %48.6 oranında olduğunu gösterilmiştir (Block ve Achong, 2004). Kemik içi implantların yerleştirildikten sonraki erken endosseöz peri-implant iyileşmesine verilecek biyolojik yanıtların en iyi hale getirilmesinin implant yüzey özelliklerine bağlı olduğu sonucuna varılabilir (Davies, 2003).

2.3. İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantlar 4 kategoride sınıflandırılır.

2.3.1. Endosseos (Kemik içi) İmplantlar: Bu implantlar, diş çekiminden sonra çekim boşluğuna veya dişsiz bir alanda alveol kreti içerisine frezle açılan yuvaya yerleştirilen implantlardır. Bu implantlar da kendi aralarında kök şeklinde veya silindirik implantlar, blade implantlar, transosseos veya transosteal ya da sadece mandibulada uygulandıkları için transmandibular implantlar, pin veya iğne şeklinde implantlar olarak alt sınıflara ayrılırlar. Ayrıca alveol kretine giriş yaptıkları bölge olan kretin en tepesinden ve kret içerisinde ulaştıkları en derin noktadan olmak üzere, kortikal kemikte iki yerden destek almalarına bağlı olarak bikortikal implantlar diye de isimlendirilebilirler (McGlumphy ve Larsen, 2003).

2.3.2. Subperiostal İmplantlar: Kemik üstü implantlar veya nadiren juxtaosseos implantlar olarak da isimlendirilen bu implantlar, periost altına ve alveol kreti üzerine bir eyer gibi yerleştirilen implantlardır (Tunalı, 1996).

2.3.3. Endodontik İmplantlar: Bazı araştırmacıların kemik içi implantlar sınıfına dahil ettiği bu implantlar, mevcut bir dişin kök kanalı içinden geçip çene kemiğine yerleşen ve mobilitesi olan dişleri stabilize eden yivli ve/veya yivsiz, pin Őeklindeki implantlardır. Endodontik stabilizörler, transradikler implantlar veya transdental fiksasyonlar olarak da isimlendirilirler (Tunalı, 1996).

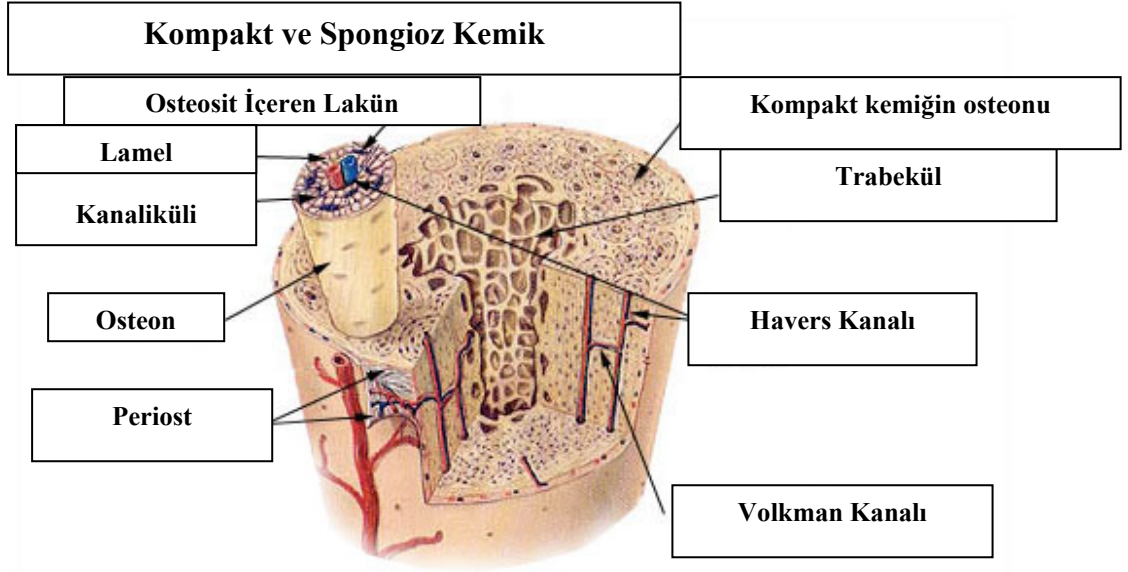
2.3.4. İnamukozal İmplantlar: Buton Şeklinde olan bu implantlar, total veya parsiyel hareketli protezlerin retansiyonunu arttırmak amacıyla, protezlerin iç kısımlarına yerleştirilen implantlardır. İnamukozal, submukozal, subdermal ya da buton implantlar diye de isimlendirilirler (Tunalı, 1996).

2.4. Kemiğin Yapısı

Vücuttaki her kemiğin kendine özgü yapısı ve fonksiyonu vardır. Mekanik destek ve metabolizmanın asıl temeli, mineralize doku, periost, kıkırdak, ilik, damarsal yapı, sinirler, tendonlar ve ligamentlerin belirli kombinasyonları tarafından oluşturulmaktadır. Kemiğin yapısı ve Şekli, genetik ve çevresel faktörlere bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Karşılıklı kemikler veya aynı kemiğin birbirine komşu bölgeleri, fonksiyonel yüklemeye bağlı olarak değişiklik gösterir. Makroskopik olarak yoğunluğuna göre kemik dokusu, kortikal ve trabeküler olarak iki tipte sınıflandırılır (Roberts ve ark., 1993).

2.4.1. Kortikal kemik: Kemiklerin dış yüzeyinde yer alan ve daha iç kısımdaki trabeküler kemiği saran lameller ve kompozit kemikten oluşan yapıdır. Kortikal kemikte prz yapılardan çok solid doku mevcuttur. Kortikal kemik, dış yüzeye paralel olarak duran ve Havers Sistemleri olarak adlandırılan, silindir Őeklindeki birimlerin bir araya gelmesiyle oluşmuştur. Her Havers Sistemi'nin merkezinde bir damar sinir demeti içeren, bir Havers Kanalı vardır ve her Havers Kanalı'nın çevresi yoğun kemik dokusu lamelleriyle sarılıdır. Lamellerin arasında

lakün adını alan ve kanalikül adlı küçük kanalcıklarla hem birbirlerine hem de merkezdeki Havers kanalına bağlanan küçük boşluklar vardır. Lakünlerde yer alan osteositler, kanalikülün içerisine doğru sitoplazmik uzantılar gönderir. Havers Sistemleri arasındaki aralıklar, aynı doku elementlerini daha az organize bir şekilde içeren interstisiyel kemik dokusundan yapılmıştır. Havers Sistemleri birbirlerinden kemik rezorpsiyon ve apozisyon alanlarını temsil eden sement çizgileriyle ayrılır (Şekil 1)(Bonucci, 2000).



Şekil 1. Kompakt ve Spongioz kemiğin yapısı

2.4.2. Trabeküler Kemik: Spongioz, kansellöz veya trabeküler kemik düşük yoğunluklu kemik dokusunun değişik adlarıdır. Olgunlaşmış trabekül, lameller kemikten oluşmuştur. Trabekülün damarsız yapıda olmasından dolayı trabeküler kemiğin kan desteği, çevresindeki ilik vasıtasıyla olmaktadır. Düşük yoğunluklu ve boşluklu yapıda olduğundan baskı kuvvetlerine çok iyi direnç gösterir. Buna en iyi örnek, omur kemikleri ve maksilladır (Roberts ve ark.,1993). Çoğunlukla daha parçalı Havers lamellerinden ve lakünlerinden yapılmış olan trabeküler kemik ve bunları çevreleyen çok sayıdaki sement çizgilerinin arasında kemik iliğiyle dolu olan geniş boşluklar bulunur. Trabeküler kemik dokusunun yüzey alanı oranının yüksek, yani yüzey alanının hacmine oranla çok daha fazla olması, bu kemik dokusunun kortikal kemiğe kıyasla metabolik bakımdan daha aktif olduğunu ve yoğunluğunu daha hızlı bir şekilde değiştirebildiğini gösterir (Bonucci, 2000).

Kemik dokusu birkaç farklı konfigürasyondan oluşmaktadır. Organizmanın yaşı, fonksiyonu ve fizyolojik geçmişe göre kemikler dört mikroskobik doku tipinden oluşmuştur. Bunlar; örgü, lameller, demetsel ve kompozit tiplerdir.

Örgü tip kemik, büyüme ve yaralanmaya cevaben oluşan yüksek oranda hücresel kemik dokusudur. Olgun kemikle kıyaslandığında, oldukça düşük mineral içeriği, rastgele sıralanmış lif oluşumu ve düşük düzeydeki direnci ile dikkat çekmektedir. Örgü kemik, endosseoz implantların iyileşme döneminin başında önemli bir stabilizasyon görevi üstlenir. Olgun kemiğe oranla oldukça esnek bir yapıda olduğundan kemik-implant ara yüzündeki iyileşme sırasındaki mikro düzeydeki hareketleri çok iyi kompanse edebilmektedir. Yükleme yapılmamış implantlar için yeterli destek sağlayabilmesine karşın, örgü tip kemiğin fonksiyonel yüklemelere karşı direnci oldukça düşüktür (Roberts ve ark., 1993).

Lameller kemik yetişkin iskeletinde yük taşımakla görevli kemik tipidir. Olgunlaşmış kortikal ve trabeküler kemiğin ana içeriğini oluşturur. Yetişkinlerde lamellerin oluşumu göreceli olarak yavaştır, yüksek oranda organize olmuş matriks ve yoğun olarak mineralizedir. Lameller kemik, oluştuğu yaşa bakmaksızın histolojik olarak benzerdir.

Demetsel kemik, ligament ve tendon bağlantılarının bulunduğu bölgelere yerleşmiştir. Periodontal ligament etrafında oluşan kemik tipi demetsel kemik tipidir. Hareketli endosseoz implantların etrafında psödoperiodonsiyum ve fibro-osseoz entegrasyon mekanizmaları gösterilmesine rağmen gerçek demetsel kemik hiçbir zaman gösterilememiştir (Roberts ve ark., 1993).

Kompozit kemik, örgü kemik matriksinde oluşan lameller kemiktir. Hızlı büyüme ve yara iyileşmesi sırasında endosteal ve periosteal yüzeylerde kan damarlarını içine alan yüksek oranda boşluklu örgü kemik oluşmaktadır. Bunun sonucunda yeterli dirence sahip reaktif kemik oluşumu görülmektedir. Ardından bu boşluklar yüksek kalitedeki lamellerin oluşmasını sağlamaktadır. Bu nedenle dental implantların stabilizasyonunda, kompozit kemik oluşumu oldukça önemlidir (Davies, 2003).

Kemik fizyolojisi, mekanik ve metabolik faktörlerin karşılıklı ilişkisiyle kontrol edilir. Kemik oluşumu temel olarak fonksiyonel yüklemeye ile düzenlenir. Diğer taraftan kalsiyum metabolizmasının biyokimyasal mediatörleri olan paratiroid hormon (PTH), östrojen ve D vitamini kemik rezorpsiyonunun kontrolünde etkindir (Roberts ve ark., 1993).

Kemik dokusu, inorganik kemik tuzları içeren, fibröz bir organik matriks içerisinde yer alan hücrelerin oluşturduğu, damar bakımından ileri derecede zengin bir bağ dokusudur. Kemik matriksi, organik ve inorganik elemanlardan meydana gelmiştir. İnorganik bölümün yaklaşık %65'i hidroksiapatit $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$, magnezyum (Mg), potasyum (K), klor (Cl), demir (Fe) ve karbonattan (CO_3) oluşmaktadır. Organik bölümün ise %90'ı çoğunlukla tip I kollajenden, %10'u da kollajen olmayan proteinlerden oluşmaktadır. Kollajen olmayan proteinler de yoğunluk olarak şu şekilde sıralanır; %23 osteonektin, %15 osteokalsin, %9 sialoproteinler, %5 α 2-HS glikoprotein, %3 albumin ve çok düşük oranda diğer proteinler (Prein, 1998). Kemiğin kollajen iskeleti, rastgele yapıya sahip bir ağdan, ileri derecede organize katmanlara veya paralel liflerden oluşan sarmal demetlere kadar değişebilen bir yapıya sahiptir (Prein, 1998).

Dental implant yerleştirilecek olan bireylerdeki kemiğin yapısal yetersizlikleri (kalite, yayılım ve kütle) dental implant uygulanmasına ciddi sınırlamalar getirmektedir (Roberts ve ark., 1993). Kemiğin, dental implantı desteklemesinde etkili olan temel faktörler;

1. Bireyin metabolik durumu,
2. İmplant bölgesinin daha önceki fonksiyonel yüklemeye hikayesi,
3. İmplant yerleştirilmesi sırasındaki cerrahi travma,
4. İyileşme fazı sırasındaki lokal sitokinlerin ve büyüme faktörlerinin cevabı,
5. Fonksiyonel faz sırasındaki biyomekanik olarak sıralanabilir (Roberts ve ark., 1993).

2.4.3. Kemiğin Mekanik Özellikleri

Kemik materyali temel olarak, sıkışma özelliklerinden sorumlu olan mineral (inorganik) komponent ve gerilme özelliklerinden sorumlu olan kollajen yapılardan oluşan organik komponentten meydana gelmiştir. Kompakt kemik, mekanik özellikleri üç farklı eksene göre değişiklik gösteren anlamına gelen anisotropik bir materyaldir. Kemik, kendisini oluşturan yapılara gelen fonksiyonel ve yükleme kuvvetlerine göre organizasyon açısından değişiklik gösterebilir. Kemiğin mikroskop altında yapısal olarak homojen olmayan bir görüntü vermesinin sebebi çeşitli dönemlerde rezorbsiyon ve apozisyon geçirmesi nedeniyle olabilmektedir. Internal fiksasyonda ve implant cerrahisinde anisotropi temel bir rol üstleniyor gibi gözükmemektedir. (Prein, 1998).

Günlük aktiviteler esnasında kemik yüksek kuvvetlere direnç göstermektedir. Kemiğin gösterebildiği maksimum dayanıklılık, çeliğin gösterdiği dayanıklılığın yaklaşık onda birine denk gelen 1 MPa değerindedir. Kemik yapılarının boyutları normal kullanım ile yüksek fiziksel aktivite gereksinimlerine bağlı olarak büyük farklılıklar gösterebilmektedir. Kemik, maruz kaldığı kuvvetlere karşı esneme kabiliyetiyle karşı koymaktadır. Kortikal kemiğin aksiyal yöndeki Young modül direnci 20 GPa.'dır. İnsan tibiasına aksiyal yönde 1000 N.'luk kuvvet uygulandığında, boyunun 10 µm. kısaldığı gösterilmiştir (Prein, 1998). Kemiğin bu derecede kısıtlı bir miktarda esneme ve minimal kemik rezorbsiyon kabiliyetine sahip olması, özellikle implant cerrahisinde kemik-implant birleşiminde, yükleme kuvvetlerine olan dayanıklılığını azaltmaktadır. Kemikteki rezorbsiyon olmadan hacmindeki az miktardaki kaybın nedeni, kuvvete maruz kaldığı süreye bağlı olarak deforme olması şeklinde açıklanabilir.

Kemiğin karakteristik diğer bir özelliği de kırılgenliğidir. Kemik kırıldığı durumda deforme olmaya karşı dayanıklılığını, eski haline oranla ancak %2 oranında koruyabilmektedir. Bu durumda kemik, karakteristik olarak lastikten daha çok camın özelliklerine daha yakın konumdadır (Prein,1998).

Kemik, insan vücudunda kompakt ve daha gözenekli yapıdaki kansellöz kemik şeklinde bulunur. Kansellöz kemik, kortikal kemikten %10 oranında daha az

dayanıklılık gösterir. Kansellöz kemiğin mekanik özellikleri, içerdiği kemik materyali, tasarımı, oryantasyonu, trabekül bağlantıları ve trabekül içerisindeki mikro yapılanmasına bağlıdır.

2.4.4.Kemik Hücreleri

Kemiğin dış ve iç yüzeyleri, kemiği oluşturan hücrelerden ve bağ dokusundan oluşan tabakalarla örtülüdür. Dıştaki tabakaya periosteum, içtekinine ise endosteum denir. Periosteumun dış tabakası kollajen lifler ve fibroblastlardan oluşmuştur. Periost, kemiğin eklem oluşturmeyen yüzeylerinde bulunur. Demetler halindeki periosteal kollajen liflerden oluşan Sharpey Lifleri, kemik matriksinin içine girerek periostu kemiğe bağlar. Periost kemikten ayrıldığında kemiğin beslenmesini sağlayan osteojenik tabaka da zarar görmektedir. Bu nedenle implant cerrahisinde mukoperiosteal flep kaldırılırken periostu korumak, yara iyileşmesi açısından çok önemlidir. Endosteum, kemiğin içindeki bütün boşlukları örter, tek katlı yassı progenitör hücreler ile çok az miktarda bağ dokusundan oluşur ve fibröz içeriği yoktur. Periosteum ve endosteumun temel işlevi, kemik dokusunun beslenebilmesi, büyüebilmesi ve onarılması için gerekli olan yeni osteoblastların aralıksız olarak sağlanmasıdır. Bu nedenle kemik cerrahisinde periosteum ve endosteumun korunmasına çok dikkat edilmelidir (Sodek ve Cheifetz, 2000).

Kemiği oluşturan hücreler; osteoprogenitör hücreler, osteoblastlar, osteoklastlar, osteositler ve kemik iliği hematopoetik hücrelerdir (Clokier ve Sandor, 2001).

Osteoprogenitör hücreler, kemiğin tüm yüzeylerinde bulunurlar. Periostun derin tabakasını ve iç medüller yüzeye uzanan endosteumu yaparlar.

Osteoblastlar, kemik matriksin organik kısımlarının sentezinden (Tip I kollajen, proteoglikan ve glikoproteinler) sorumludurlar. Kemik yapımını sağlayan, kemik matriksi sentezleyen ve mineralizasyonu düzenleyen hücrelerdir. Osteoblastların, mezanşimal kökenli osteoprogenitör hücrelerden köken aldığı düşünülmektedir. Bununla birlikte osteoblastların köken aldığı hücreler kemik iliği kök hücresi, kondrosit kök hücresi ve adipositler olabilir. Kemiğin inorganik

kısımlarının sentezlenebilmesi, osteoblastların varlığına bağlıdır. İleri derecede farklılaşmış silindirik biçimindeki bu hücreler genellikle kemik oluşumu ve yeniden biçimlenme (remodeling) alanlarının çok yakınında yer alan, tek hücreli bir tabaka oluşturur. Kemik yapımındaki en önemli olay periosteal ve endosteal yüzeye bitişik kemik iliğinde bulunan osteoblast öncü hücrelerinin çoğalması ve değişimlerinin düzenlenmesidir. Osteoblastlar kemik matriksinin esas yapısı olan tip I kollajen ile birlikte, kemik matriksin kollajen dışı proteinlerinin yaklaşık %40-50'sini oluşturan osteokalsin ve osteonektin gibi kemik kalitesinden sorumlu proteinlerini de sentezler. Osteoblastlarda sentezlenen diğer proteinler arasında kollajen fibrillerinin oluşumu ile ilişkili glikozaminoglikanlar (biglikan ve dekorin) ve integrin ile bağlanma faktörleri olarak görev alan osteopontin, kemik sialoproteini, fibronektin, vitronektin ve ombospontin yer almaktadır. Osteoblastlar, prostaglandin E2 (PGE2) ve büyüme faktörleri gibi diğer maddeleri sentezler ve sekretuar hücre olarak önemli rol oynarlar. Osteoblastlar, parathormon (PTH), D vitamini, PGE2, glukokortikoidler için reseptörlere sahiptirler. Ayrıca kemik mineralizasyon hızını düzenleyen alkalen fosfataz (ALP) da osteoblastların bir ürünüdür. Alkalen fosfatazın kemik mineralizasyonu üzerine etki mekanizması tam olarak bilinmemekle beraber, genetik olarak yokluğunda kemik mineralizasyonu bozulur (Clokier ve Sandor, 2001). Matriks sentezini yapmaya başladıklarında şekilleri kübikten prizmatikçe kadar değişebilir. Alkalen fosfataz aktivitesi artar ve sitoplazmaları bazofilik hale gelir. Sentez faaliyetleri azaldıkça şekilleri yassılaşıyor, bazofilik özellikleri de azalır. Matriksin sekresyonu, daha önceden yapılmış kemik matriksi ile temas halinde olan osteoblast yüzeylerinde olur. Böylece yeni fakat henüz kalsifiye olmamış matriks, osteoblastlar ile daha önce meydana gelmiş kemik matriksi arasında yer alır. Bu olaya kemik apoziyonu denir ve zamanla kemik tuzlarının çökmesiyle yeni kemik oluşumu tamamlanır. Osteoblastlar, yeni sentezi yapılmış matriks ile sarıldığında osteosit adını alırlar (Lang ve ark, 2003).

Osteositler, kemik yapan yüzey ilerledikçe, lakünlerin altında kalan osteoblastlardır. Kemik dokuda en çok bulunan hücre tipidir. Kemik oluşumu süresince yeni doku oluşurken, kemik yüzeyi üzerindeki osteoblastların bir kısmının salgılama kapasitesinde azalma başlar ve yapılanarak ilerleyen kemik dokunun içinde kalırlar. Matriks içinde kalan bu osteoblastların metabolizmasında ve morfolojik özelliklerinde değişiklik meydana gelir. Bu değişen hücreler osteosit adını alır.

Osteositlerde protein sentez aktivitesi azalır ve çok sayıda protoplazmik uzantılar meydana gelir. Bu uzantılar kemik dokusundaki lakünalar boyunca, osteon içindeki diğer osteositlerin uzantıları ile bağlantı oluşturur. Birbirleri arasında yaptıkları hücre bağlantıları ile besin maddelerinin hücreden hücreye geçişini sağlarlar. Osteositler ile kan damarları arasında gerçekleşen kalsiyum (Ca) ve fosfor (P) gibi moleküllerin değişimi, osteositler ve kemik matriksi arasında bulunan çok az miktardaki madde aracılığı ile olur. Bu hücreler kemik matriksinin devamlılığı ile aktif olarak ilgilidirler. Osteositlerin ölümünü takiben matriks rezorpsiyonu görülür (Lang ve ark., 2003).

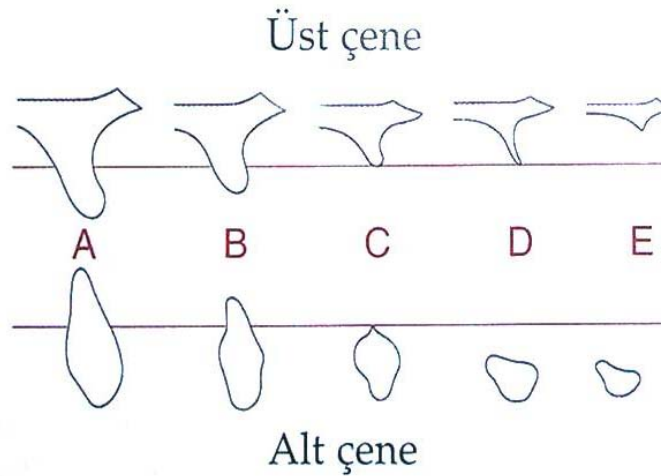
Osteoklastlar, hidrofilik enzimler salgılayarak kalsifiye kıkırdak ve kemik dokusunun rezorpsiyonunu gerçekleştiren hücrelerdir. Bu hücreler, kemik rezorpsiyonunun başladığı bölgelerde, enzimatik olarak açılmış, Howship Lakünası adı verilen çukurcularda bulunurlar. Kan kaynaklı monositlerin birleşmesiyle meydana geldikleri için mononükleer fagosit sisteme dahildirler. Erişkin osteoklastlar, çok nükleuslu, çok sayıda mitokondri, lizozom ve serbest ribozom içeren yaklaşık olarak 50-100 µm büyüklüğünde hücrelerdir. Monosit makrofaj sistemi ile hematopoetik kök hücrelerden köken alırlar. Kalsitonin reseptörü, osteoklast diferansiasyonu için en iyi göstergedir ve osteoklast diferansiasyonu sırasında kazanılırlar. Osteoklastlar, kemik yüzeyi veya Howship laküna denilen boşluklarda bulunurlar. Morfolojik olarak en karakteristik özelliği kıvrımlı hücre kenarları ve parmak şeklinde membran çıkıntılarıdır, bu şekli kemik rezorpsiyon işlevini kolaylaştırır. Bu yapılar saydam bölge denilen özel bir alanla tamamen çevrelenmiş durumdadır. Ayrıca osteoklastların sitoplazmaları içinde aktin benzeri yapılar bulunur. Osteoklastlar bu saydam bölge ile kemik yüzeyine tutunur ve rezorpsiyon süreci başlar. Matriksin mineral içeriği, osteoklastlar tarafından sağlanan asidik bir ortamda çözülür. Bu asidite, Adenozin trifosfat (ATP)-bağımlı bir proton pompasının çalışması ile sağlanır. ATP-bağımlı bu proton pompa sistemi, osteoklastların kıvrımlı hücre zarında yer alır. Kemik matriksin protein kısmı, esas olarak kollajen, matriks metaloproteinazları, katepsin K, B ve L enzimleriyle parçalanır. Osteoklastlar tarafından kemikten serbestleştirilen kalsiyum ve fosfat, hücre dışı sıvıya oradan da kana karışır. Bu süreçte fosfatazlar önemli rol oynar. Osteoklastlar tarafından erozyona uğratılan yapılar ise makrofajlar tarafından fagosite edilirler. Osteoklastların diğer bir özelliği de, çok miktarda tartarata dirençli

asit fosfataz (TRAPase) sentezleme yeteneğidir. TRAPase aktivitesi kemiklerdeki osteoklast içeriğini belirlemekte kullanılır. Genetik olarak TRAPase defekti olan farelerde orta düzeyde osteoporoz saptanmıştır. Bu osteoporozun sebebi osteoklastların rezorpsiyon yeteneğinin azalması ve geliştirmekte olan kemiklerde kıkırdak mineralizasyonunun bozulmasıdır. Osteoklast aktivitesinin düzenlenmesi konusunda en çok çalışılan faktör kalsitonin olmuştur. Sitokinlerin de osteoblastlar yoluyla osteoklastları etkilediği düşünülmektedir. Ortamın kalsiyum konsantrasyonu da osteoklast aktivitesini etkilemektedir. Endotel hücrelerinden salgılanan endotelin, nitrik oksit ve reaktif oksijen radikallerin de osteoklast aktivitesini etkilediğine dair çalışmalar bulunmaktadır (Lang ve ark., 2003).

2.4.5.Kemik Sınıflandırması

İmplant stabilizasyonunda, şekil ve kalite açısından çene kemiği sınıflandırması, 1985'te Lekholm ve Zarb tarafından yapılmıştır (Palacci ve Ericsson, 2007). Buna göre, mandibuler ve maksiller kesit şekillerine göre 5 grup tanımlanmıştır (Şekil 2):

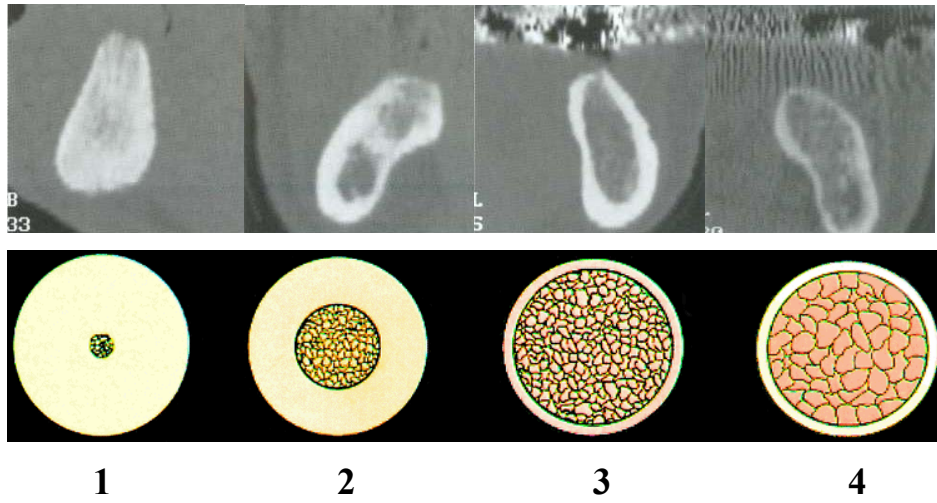
- A. Alveolar kretin büyük bir kısmı mevcuttur.
- B. Orta derecede rezidüel kret rezorpsiyonu olmuştur.
- C. İleri derecede rezidüel kret rezorpsiyonu olmuştur (sadece bazal kemik kalmıştır.).
- D. Bazal kemikte rezorpsiyon başlamıştır.
- E. Bazal kemikte aşırı rezorpsiyon oluşmuştur.



Şekil 2. Çene kemiğinin şekil yönünden sınıflandırması

Çene kemikleri kalite yönünden incelendiğinde dört gruba ayırmak mümkündür (Şekil 3) (Palacci ve Ericsson, 2007).

1. Hemen hemen tüm çene kemiği homojen kompakt kemikten oluşmuştur.
2. Kalın bir tabaka kortikal kemik, yoğun trabeküler kemiği çevreler.
3. İnce bir tabaka kortikal kemik, yoğun trabeküler kemiği çevreler.
4. İnce bir tabaka kortikal kemik, düşük yoğunlukta trabeküler kemiği çevreler.



Şekil 3. Çene kemiklerinin kalite yönünden sınıflandırılması

2.5. Osseoentegrasyonun Biyolojik Önemi

Osseoentegrasyon, klinik olarak implant mobilitesinin olmaması şeklinde ortaya çıkar. Yapısal ve morfolojik açıdan implant stabilitesi, kemik ve implant yüzeyi arasındaki temasın sonucudur. İmplant yerleşimi sırasındaki primer stabilite, esas olarak kemiğin mekanik özellikleri tarafından belirlenir. Cerrahi teknik ve implant tasarımı da bu konuda önemlidir. Primer iyileşmeden sonra ortaya çıkan sekonder stabilite, implant materyaline karşı oluşan cevabın yanında, cerrahi travma ve iyileşme koşullarına verilen biyolojik cevaptan da etkilenir. İmplant ara yüzünde ortaya çıkan kemik oluşumu ve remodelasyon, kemikle implantın sıkı sıkıya bağlanmasıyla sonuçlanır (Sernerby, 2007).

1960'ların başında Goteburg Üniversitesi'nden Per-Ingvar Branemark ve ark., desteğini direk kemikten alan, yeni bir implant terimi olan, osseoentegrasyonu tanımlamışlardır (Lindhe, 2003).

Osseoentegrasyon, ışık mikroskopu seviyesinde canlı kemikle endosseöz implant arasındaki direk birleşme anlamına gelen, histolojik bir tanımlamadır. Albrektsson ve ark., güvenilir bir osseoentegrasyonun elde edilebilmesi için gerekli faktörleri şöyle sıralamışlardır;

- a. Tamamen biyo uyumlu implant materyali
- b. İmplant ile kemiğin birbiriyle tam olarak birleşmesi
- c. Doku hasarını minimize etmek için atravmatik cerrahi teknik
- d. Yükleme olmadan gerçekleşen iyileşme dönemi (Moore, 2001).

a. Biyo Uyumlu Materyaller: İmplant materyali kesinlikle yabancı cisim reaksiyonu oluşturmayan materyallerden yapılmalıdır (Weinlaender, 1991). Eğer biyoyumlu materyaller kullanılmazsa, vücut yabancı madde olan implantın etrafını granülasyon ve bağ dokusu ile sararak izole edecektir. Hem titanyum hem de kalsiyum fosfat seramikleri biyolojik olarak inerttir.

b. İmplant ile Kemiğin Tam Olarak Birleşmesi: İmplant kemiğe yerleştirildikten hemen sonra, kemikle implant arasındaki boşluğun mesafesi osseoentegrasyonun sağlanmasında çok önemlidir. Bu mesafe primer olarak implantın yerleştirileceği kemik yuvasının hazırlanmasında kontrol edilebilir. Silindirik preparasyonlar yuva hazırlamada en uygun şekildir. Düzgün enstrümantasyon ve cerrahi prosedürlerde doğru tekniğin seçilmesi, implant ile kemik yuvası arasındaki mesafeyi minimuma indirir.

c. Doku Hasarını Minimalize Etmek İçin Atravmatik Cerrahi Teknik: Minimal mekanik ve termal hasar için atravmatik cerrahi gereklidir. Frezin dönme hızı ile ısı oluşumu arasındaki tartışma devam etse de, implant yuvası açılırken 2000 rpm'in altında ve devamlı soğutmayla çalışılması önerilmektedir. Atravmatik olarak kemik yuvası hazırlanmasında düşük hızlı, yüksek torklu ve keskin frezler gereklidir (Weinlaender, 1991).

d. Yükleme Olmadan Gerçekleşen İyileşme Dönemi: Dental implantların etrafındaki kemik iyileşmesi; doku artıklarının kaldırılması (enflamatuar faz), damarsal desteğin yeniden kazandırılması (proliferatif faz) ve yeni bir iskeletsel matriksin oluşturulması (maturasyon fazı) basamaklarını içeren doku cevaplarının oluşmasıyla elde edilir. Adenozin difosfat, serotonin, prostoglandinler ve tromboksan A₂, platelet agregasyonu ile ilk faz olan enflamatuar fazı başlatır. İlk olarak bölgeye göç eden nötrofiller zarar görmüş olan doku artıklarını fagosite ederler. Bölge artık dokulardan temizlendikten sonra yeniden damarlanma başlar. Lokal enflamatuar hücreler (fibroblastlar, osteoblastlar ve progenitör hücreler), iyileşme bölgesine gelerek kollajen yığmaya başlarlar. Oluşan kollajen matriks bölgesinde, oksijene çok az ihtiyaç duyan granülasyon dokusu oluşur. Yeniden damarlanmanın başlamasıyla iyileşme bölgesinde meydana gelen bağ dokusunun beslenmesi sağlanır. Fibroblastlar, osteoblastlar ve kondroblastlar, kollajen, glikozaminoglikanlar, glikoproteinler ve glikolipitler, ekstrasellüler matriksi meydana getirirler. Bu yapılardan fibrokartilaj kallus oluşur. Oluşan ilk kemik dokusu rastgele sıralanmış örgü kemikten oluşur. Ardından meydana gelen osteoblast hücreleri bölgede mineralizasyonu başlatarak implant-kemik arayüzünde vaskülarize osteoid tip kemiği oluşturur (Block ve Achong., 2004). Dental implantın ilk stabilitesi sağlandıktan sonra bu durum, iyileşme fazı boyunca devam ettirilmelidir. Cerrahi sonrasında oluşan hızlı kemik kaybı; periost elevasyonu, marjinal kemiğin uzaklaştırılması ve implant yuvası açılırken kemiğe zarar verilmesi gibi önlenemeyen cerrahi travmalara bağlıdır. İyileşme periyodu süresince, hareketli protez kullanması gereken hastalarda, implanta gelecek olan kuvveti azaltmak için protez altına yumuşak astar maddesi konmalıdır. Genellikle mandibuladaki kemik maksilladakilere göre daha yoğundur. Bununla birlikte maksiller kemiğin daha kansellöz yapıda olmasından dolayı daha uzun iyileşme periyodu gereklidir (McGlumphy ve Larsen, 2003).

2.6. İmplant Yuvası Açılırken Isı Oluşumunu Etkileyen Faktörler

İmplant yuvası açılırken ısı oluşumunu etkileyen faktörler; cerraha, üreticiye, bölgeye ve hastaya bağlı olmak üzere 4 grupta incelenebilir.

2.6.1. Cerraha Bağlı Faktörler

Freze Uygulanan Kuvvet: İmplant yuvası hazırlanması sırasında uygulanan kuvvet konusundaki tartışmalar hala devam etmektedir. Bazı araştırmacılar uygulanan kuvvetin artırılmasıyla oluşan ısının azalacağı yönünde görüş bildirmişlerdir (Mathews ve Hirsch, 1972; Brisman, 1996). Buna karşın frezleme sırasında oluşan sıcaklığın, kuvvetin artırılmasıyla artacağını belirten araştırmalar da mevcuttur (Hobkirk ve Rusiniak, 1977; Abouzgia ve James, 1997).

Aşamalı ve Tek Seferde Frezleme: İmplant yerleştirilecek yuvanın implanta uygun bir şekilde genişletilmesi, aşamalı olarak veya tek seferde yapılabilir. Tek seferde yuva açılması 20000 rpm hızda, fiksasyon vida ve plakları için uygundur (Eriksson ve ark., 1984a). Buna karşın aşamalı şekilde kortikal kemikten kısım kısım kemik kaldırarak yuva hazırlanması, İskandinav Osseoentegrasyon Grubu tarafından önerilen bir yöntemdir (Eriksson ve Albrektsson, 1983; Eriksson ve ark., 1984a; Eriksson ve ark., 1984b). Eriksson ve Adell'in 1986'da insan ve hayvan kemik modellerinde in vivo olarak yaptığı çalışma, bunu açık bir şekilde göstermektedir (Eriksson ve Adell, 1986).

Aralıklı ve Devamlı Frezleme: Frezleme sırasında içten veya dıştan yapılan soğutma ile oluşan ısı azaltılır. Yuva açılan bölgeden çıkan kemik parçacıklarının frezin etrafından uzaklaşabilmesi ve soğutma solüsyonunun temas edebilmesi ancak, aralıklı olarak yapılan frezleme sırasında sağlanabilir. Devamlı olarak frezleme yapıldığında frez etrafında biriken kemik artıklarının tıkaçıcı etkisiyle hem soğutma solüsyonu freze temas edemez, hem de frezin kesen kenarları tıkanır. Böylece implant yuvasının açım süresi uzayacağından oluşan ısı da artacaktır (Yacker ve Klein, 1996; Eriksson ve Adell, 1986).

Frezleme Hızı: Literatürde frez hızının değerlendirildiği birçok klinik ve deneysel çalışma bulunmasına rağmen, bu konu üzerindeki tartışmalar hala devam etmektedir. Bazı çalışmalarda, köpekler ve tavşanlarda oluşturulan kemik defektlerinde, iyileşme ve kemik onarımının değişik hızlarda frez kullanılmasıyla ilişkili olmadığı bildirilmiştir (Agren ve Arwill, 1963; Costich ve ark., 1964). Bununla birlikte, düşük hızda frezleme yapıldığında sürtünme nedeniyle oluşan

ısının da azaldığı yönünde sonuçlar bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (Thompson, 1958; Peterson, 1952). Frez hızının değerlendirilmesinde etkili olan birçok faktör bulunmaktadır. Bu faktörler çalışma yöntemi, frez kullanılan bölge, frez çeşidi ve oluşan ısıyı değerlendirme metodu olarak sayılabilir (Tehemar, 1999). Bu faktörlerin yanında üretici firma tarafından belirtilen ve döner aletin serbest olarak çalıştığı sırada ekranda okunan frez hızı ile klinik veya deneysel olarak kullanıldığında ölçülen frez hızında %50'ye kadar azalma olabilmektedir (Abouzia ve James, 1995). İmplant cerrahisinde, yüksek torklu ve 1500-2000 rpm arasındaki hızda çalışan döner aletlerin en düşük ısı artışına neden olduğu gösterilmiştir (Eriksson ve Adell, 1986).

Süre: Bu süre, frezleme süresi ve ısınan parçanın eski sıcaklığına dönmesi için geçen süre olarak iki ayrı başlık altında incelenebilir. Frezleme süresi ile sürtünmeyle oluşan ısı arasında, çok sıkı bir ilişki vardır. Eriksson ve Albrektsson, kemiğin 5 dakika boyunca 47 °C'ye kadar ısıtılmasıyla, 30 günlük sürede yaklaşık %20 oranında kemik rezorpsiyonu olacağını belirtmişlerdir (Eriksson ve Albrektsson, 1983). Bununla birlikte, 1800 rpm hızda ve 1.2 kg sabit ağırlıkla çalışıldığında, çalışma süresinde belirgin bir azalma olmaksızın kritik sıcaklık olan 47 °C'nin altında değerler ölçülmüştür. (Brisman, 1996). Cordioli ve Majzoub, insanda implant yuvası açılırken ortalama ağırlığın 2 kg ve frez hızının da 2000 rpm'i geçmeyecek oranda olması gerektiğini belirtmişlerdir (Cordioli ve Majzoub, 1997).

İmplant yuvası açılırken meydana gelen maksimum ısının normale dönmesi için gerekli olan süreye etkili olan faktörlerin; kavite derinliği, kavite çapı ve frezin geometrisi olduğu belirtilmiştir (Cordioli ve Majzoub, 1997).

2.6.2. Üreticiye Bağlı Faktörler

Frez Tasarımı ve Geometrisi: Biyolojik ve mekanik nedenlerden ötürü, kök formunda pek çok implant tasarlanmıştır. Yerleştirilmesi planlanan implant formuyla, açılan kemik yuvasının birbiriyle hemen hemen aynı çapta ve şekilde olması gerektiğinden, yuva açılmasında kullanılan frezler sıklıkla implantın morfolojik ve topografik iskeletiyle benzeşmektedirler. Günümüzde, piyasada birçok farklı frez sistemi bulunmaktadır ve bunların tek tek birbirleriyle karşılaştırılması

zordur. Genelde twist olarak adlandırılan frezler, vida şekilli implantların; triflute olarak adlandırılan frezler ise silindirik implantların yuvalarını açmak için kullanılırlar (Kay ve ark, 1991). Mathews ve Hirsch'in insan kemikleri üzerinde yaptıkları çalışmada, frez dizaynı ve geometrisinin ısıya etkisi olduğu gösterilmiştir (Mathews ve Hirsch, 1972). Cordioli ve Majzoub, sığır femur kortikal kemiklerinde değişik tipteki frezlerin ısı oluşumu üzerine etkisini incelemişler ve 4 mm.'lik triflute frezin, 3.3'lük triflute ve 2 ve 3mm.'lik twist frez'e oranla daha az ısı oluşturduğunu göstermişlerdir (Cordioli ve Majzoub, 1997).

Soğutma Sistemleri: İmplant frezlerinde, içten ve dıştan olmak üzere iki tip soğutma sistemi kullanılmaktadır. Soğutma kullanılmadan yapılan in vitro çalışmalarda, kritik seviyenin üzerine çıkan ısınma değerleri olduğu gösterilmiştir (Cordioli ve Majzoub, 1997; Yacker ve Klein, 1996). İçten soğutma sistemiyle, kemikte açılan yuvanın derinliğine bağlı olmaksızın etkili bir soğutma sağlandığı rapor edilmiştir (Tehemar, 1999). İmplant yuvası açılırken içten ve dıştan soğutmalı sistemlerin karşılaştırıldığı bir çalışmada da, ısı artışı yönünden istatistiksel bir fark bulunamamıştır (Benington ve ark., 2002). Haider ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada ise her türlü içten soğutmalı sistemde ilave dıştan soğutma yapılmasının da, özellikle kortikal kemikler için avantajlı olduğu belirtilmiştir (Haider ve ark., 1993).

Frez Keskinliği: Yuva hazırlanmasında kullanılan frezin keskinliği, ısı oluşumunda etkilidir (Peterson, 1952). Keskinliği azalmış frez kullanıldığında daha fazla ısı artışı olduğu gösterilmiştir (Mathews ve Hirsch, 1972). Frezin keskinliğini azaltan faktörler; kullanım sayısı, uygulanan kuvvet, sterilizasyon tekniği, kullanıldığı kemiğin yoğunluğu, yapıldığı materyal ve yüzey özelliği olarak belirtilmiştir (Yacker ve Klein, 1996). Bazı üreticiler tarafından frezin kullanım sayısı belirlenmiştir. Bununla birlikte, genelde önerilen; klinik kullanım sırasında frezin istenen yuvayı hızlı bir şekilde açmadığı gözlemlendiğinde, o frezin değiştirilmesidir (Tehemar, 1999).

Frezin Çapı: Literatürde frezin çapı arttıkça oluşan ısının azaldığı belirtilmekle birlikte (Cordioli ve Majzoub,1997) oluşan ısıyı, kullanılan frezin

çapından çok, yuva açımı sırasında kaldırılan kemik miktarının etkilediği bildirilmiştir (Yacker ve Klein, 1996).

2.6.3. Yuva Açılan Bölgeye Bağlı Faktörler

Kortikal Kalınlık: İmplantın stabil olabilmesi için, implantın kortikal kemiğe bağlanması gereklidir (Roberts ve ark., 1984). Kansellöz kemikte damarlanma, iyileşme kapasitesi ve termal iletim daha iyi olmasına rağmen, erken dönemde stabilite açısından kortikal kemik daha önemlidir (Albrektsson, 1980).

İyileşmiş ile İyileşmekte Olan Bölge: Son yıllarda yeni çekim yapılmış olan diş soketine implant yerleştirip, soketteki iyileşme sürecinden faydalanılarak daha hızlı bir tedavi sonucu almaya yönelik çeşitli çalışmalar yapılmıştır (Lazzara, 1989; Becker ve Becker, 1990). Bazı otörler, yeni çekim yapılmış olan bölgede, iyileşmiş olan bölgeye oranla yuva açılırken daha az ısı olduğu yönünde sonuçlara ulaşımlardır (Meffert, 1997; Gher ve ark., 1994). Diş çekimi sırasında, sokette ekspansiyon yapıldığından dolayı implant yerleştirilmesi için gereken boşluktan daha geniş bir boşluk oluşmakta ve implantı yerleştirmek için sadece apikal bölgede frezle genişletme yapılmasına ihtiyaç duyulmaktadır. Dolayısıyla yuva açılması sırasında oluşan ısı da az olmaktadır (Tehemar, 1999).

Açılan Yuvanın Derinliği: Açılan yuvanın derinliği, kullanılan frezin çapına bağlı olmaksızın, oluşan ısıda artışa neden olmaktadır (Cordioli ve Majzoub, 1997). Bununla birlikte oluşan ısıda derinlikten daha çok kullanılan soğutma tipinin etkili olduğu belirtilmektedir.

2.6.4. Hastayla İlgili Faktörler

Yaş: Yaşlı hastalarda kemikle ilgili fizyolojik değişiklikler olmaktadır. Bu değişiklikler içerisinde; kemiğin daha yoğun ve daha kırılğan olması, medüller kavitenin genişlemesi sonucu kortikal kalınlığın azalması ve iyileşme kapasitesinin azalması sayılabilir. Kemiğin ısı yönünden bazı özellikleri incelenmiş olmasına karşın, ısının yaşla olan ilişkisi üzerine yapılan herhangi bir çalışma bulunmamaktadır (Tehemar, 1999).

Kemik Yoğunluğu ve Yapısı: Kemik, yoğunluk açısından kişiden kişiye, kemikten kemiğe hatta kemiğin farklı bölgelerine göre değişiklik gösterebilir. Yacker ve Klein, implant yuvası açılması sırasında oluşan ısıda, kemik yoğunluğunun yuvanın derinliğinden daha etkili olduğunu göstermişlerdir (Yacker ve Klein, 1996).

2.7. Uzun Dönem İmplant Başarısını Etkileyen Biyomekanik Faktörler

Dental implantların çevresindeki kemik rezorbsiyonu, prematür yükleme veya tekrarlayan aşırı yükleme nedeniyledir. Dikey veya açıl kemik kaybı sıklıkla oklüzal travma nedeniyle oluşan karakteristik kemik rezorbsiyonudur. Travmatik oklüzyondan kaynaklanan basınca odaklanıldığında, kemik rezorbsiyonu, osteoklastik aktiviteyle gerçekleşir. Doğal dentisyonda kemik rezorbsiyonu, tipik olarak basınç miktarı ciddi oranda azaldığında veya elimine edildiği takdirde oluşur. Buna karşılık, osseoentegre implant sisteminde, kemik rezorbsiyonu sonrası bu durum sıklıkla gerçekleşmez. Dental implantlar primer olarak, implantın uzun eksen yönündeki kuvvetlere daha iyi direnç gösterirler. Bu nedenle, implantlar üzerine gelen lateral kuvvetlerin minimize edilmesi gerekmektedir. Posterior bölgedeki implantlara gelen lateral kuvvetler anterior bölgeye gelen lateral kuvvetlerden daha fazla yıkıcı etki göstermektedir. İmplant destekli protezler üzerine gelen lateral kuvvetler, tamamen elimine edilemediği durumlarda, bu kuvvetlerin mümkün olduğunca fazla dişe ve implanta dağıtılmasına özen gösterilmelidir.

İmplantların birbirinden uzak yerleştirilmesi de, kemik implant birleşimine iletilen kuvvetin artmasına neden olabilir. Böyle kuvvetler, potansiyel olarak kemik rezorbsiyonunu başlatabilir. Aşırı uzun kantilever köprü yapılmasına neden olan yetersiz implant planlamaları da potansiyel olarak proteze aşırı yük binmesine neden olabilir.

Doğal bir dişin fonksiyonel mobilitesiyle osseoentegre implantın hareketsizliği karşılaştırıldığında, dişin, periodontal ligamentin limitlerinde hareket edebildiği göz önünde tutulmalıdır. Bu durum, implantın boyun bölgesinde, protezin

yaptığı yüklemekten iki kat fazla stres oluşturabilir. Bu tip restorasyonların oluşturabileceği potansiyel problemler şu şekilde sıralanabilir;

- a. osseoentegrasyonun bozulması
- b. doğal abutmentlerde sement hasarı
- c. vida veya abutmentte gevşeme
- d. implantın protetik parçasında hasar

Klinik uygulamalarda, kök formunda vida tipinde yivli implantlar yaygın olarak kullanılmaktadır. Uzun dönemde geniş hasta gruplarında izlenilebilen; mandibular implantlarda başarı oranı, 5 yılda %96; 10 yılda %94 ; 15 yılda %86 olarak saptanmışken; maksillada bu oran, 5 yılda %88 ;10 yılda %82 ve 15 yılda %78'dir (McGlumphy ve Larsen, 2003).

5 yıllık izleme sürecinde başarı oranı anterior mandibula'da %99, posterior mandibulada %94, anterior maksillada %92 ve posterior maksillada %75 olarak belirlenmiştir (McGlumphy ve Larsen, 2003).

2.8. Dental İmplantolojide Bilgisayarlı Tomografi (BT)

Son yıllarda dental implantların uzun dönem başarılı bir şekilde kullanılması geniş kitlelerin bu konuya olan ilgisini çekmektedir. Eskiden operasyon öncesi radyolojik değerlendirme, lateral kafa filmleri, ağız içi dental filmler ve panoramik filmler kullanılarak yapılırken, günümüzde bilgisayarlı tomografilerin kullanılmaya başlamasıyla radyolojik değerlendirme yeni bir boyut kazanmıştır (Greenberg ve Prein, 2002).

Çapraz kesitli görüntüler spiral tomografiyle elde edilebildiği gibi spiral bilgisayarlı tomografiyle de elde edilebilir. Spiral BT kullanılarak elde edilen görüntülerde daha net bilgiye ulaşmak mümkün olmakla birlikte, radyasyon dozu ve maliyet açısından bir artış söz konusudur (Jacobs, 2003). Günümüzde bilgisayarlı tomografi görüntüleri, spiral BT tekniği kullanılarak elde edilmektedir. Bu teknik, aksiyel kesitlerin başarılı şekilde taranabilmesi açısından geleneksel tomografiden farklılık göstermektedir. Spiral BT, tarama süresini azaltmakta, lezyonların

teşhisinde daha net ve detaylı bilgi vermekte ve gerçeğe uygun üç boyutlu planlamalara olanak sağlamaktadır (Jacobs, 2003).

Bilgisayarlı Tomografi (BT)'nin sağlık alanında kullanılmaya başlaması, 1942 yılında Hounsfield ile olmuştur (Misch, 1993). BT'de, görüntüsü elde edilecek cisimin etrafında x ışını tüpünün dönmesiyle elde edilen veriler, bilgisayar tarafından yoğunluk özelliklerine göre tekrar formatlanarak yeniden oluşturulur. Bu yöntemle elde edilen kesitler ile dental implantolojide kemik yapısı ve anatomisi hakkında daha detaylı ve doğru veriler elde edilmiştir. Bilgisayar programlarının kullanılmasıyla birlikte çenelerin sadece koronal ve aksiyel görüntüleri değil, aynı zamanda panoramik BT ve üç boyutlu görüntüleri de yüksek çözünürlükte elde edilebilmektedir (Misch, 1993).

Bilgisayar yazılımları kullanılarak elde edilen görüntüler, iki ayrı metod kullanılarak cerrahi aşamaya yardımcı olmaktadır. Bunlardan ilki; bilgisayar ekranında operasyon yapılması planlanan bölgenin tüm anatomik özellikleri detaylı bir şekilde görülerek, BT görüntülerinin ışığında operasyonun yapılmasıdır. Bu şekilde cerrahi alanın minimize edilmesi mümkün olmaktadır. Bilgisayar destekli programlar kullanılmasına rağmen, planlanan verilerin cerrahiye tam olarak aktarılması önemli bir konudur. Üç boyutlu bilgisayar destekli cerrahi rehberler kullanıldığında ortalama 1.1° rotasyon, 0.2 mm kayma tespit edilmiştir (Fortin ve ark., 2002). Bu değer, iki boyutlu geleneksel tomografide meydana gelen hatadan çok daha düşüktür (Jacobs, 2003). Diğer metod ise direk olarak cerrahiye yönlendiren rehberler hazırlanarak, bunların operasyon sırasında kullanılmasıdır (Jacobs, 2003).

Dental implantların yerleştirilmesi öncesinde yapılan cerrahi planlama, modern dişhekimliği işlemleri arasında en karmaşık olanlardan biridir. İmplantın yerleştirileceği kemiğin kalite ve kantitesinin belirlenmesinden, daha sonraki osseoentegrasyon aşamasında protetik üst yapının tercihine kadar uzanan geniş bir bakış açısı altında değerlendirilmesi gereklidir. Bununla birlikte, operasyon sahası çevresindeki önemli anatomik yapıların (sinirler, venler, arterler, diş kökleri, vb.) değerlendirilmesi de planlama açısından büyük önem taşımaktadır (Bennett, 2005).

Dental implantolojide, BT ile elde edilen görüntülerin birçok avantajı bulunmaktadır. Cisimlerin üst üste gelerek çakışması sorunu ortadan kalkmakta ve tüm dokuların görüntüsü net bir şekilde elde edilmektedir. Kesit görüntüleri üzerinde milimetrik cetvellerle ölçüm yapılabilmekte, böylece cerrahi sırasında ortaya çıkan istenmeyen sürprizlerin önüne geçilebilmektedir. Kemik yoğunluğu hakkında kesin bir bilgi elde edilebilmekte ve bu durum Hounsfield Birimi ile net bir şekilde ifade edilebilmektedir. Ayrıca vital yapıların kesin lokalizasyonu hakkında net bilgilere ulaşılabilmektedir (Cranin, 1999). Buna karşın, metal dental restorasyonların oluşturduğu artefaktlar ve maliyetin rutin görüntüleme yöntemlerine oranla daha fazla olması gibi dezavantajları da bulunmaktadır (Misch, 1993).

BT kullanılarak cerrahi rehber hazırlanması özellikle son dönemlerde popüler olan bir uygulamadır. Bu yöntemde hazırlanan rehber, kemik üzerine veya direk yumuşak doku üzerine yerleştirilerek implant uygulaması yapılabilir (Babbush, 2001). Rehber hazırlamak için, öncelikle hastadan ölçü alınarak elde edilen modellere uygun radyoopak tarama protezi oluşturulur. Hasta tomografi çekimi sırasında bu tarama protezini dişleri istirahat aralığında olacak şekilde takıyor olmalıdır. Elde edilen tomografi görüntüleri, uygun bilgisayar yazılımı kullanılarak analiz edilmektedir. Uygun uzunluk ve çaptaki dental implantlar veritabanından seçilerek uygun pozisyonda yerleştirilmektedir (Hobkirk ve ark, 2003). Alveol kretinin yüksekliği, genişliği ve anteroposterior uzunluğu, burun tabanının, maksiler sinüs, foramina ve kanalların konumu, interoklüzal mesafe, dişlerin periodontal durumları ve sağlıklı yapışık dişeti miktarı üç boyutlu olarak kontrol edildikten sonra stereolithographic model ve cerrahi rehber elde edilmektedir (Cranin, 1999). Model üzerinde elde edilen rehber, çene kemiğine ve komşu dişler üzerine tam olarak oturmalıdır. Dental implantların yerleştirileceği kemik yuvalarını hazırlamak için kullanılacak frez boyuna ve sayısına göre cerrahi rehber üzerinde metal bilezikler bulunmaktadır (Hobkirk ve ark, 2003). Cerrahi rehber üzerindeki metal bilezikler, implant yuvası hazırlanmasında kullanılan frezlerin çapına ve implantların yerlerine uygun olarak konumlandırılır. İleri görüntüleme yöntemlerinin ve bilgisayar destekli cerrahi rehberlerin kullanımı ile, kemik içi dental implantların başarısı oldukça artmıştır (Galanis ve ark., 2007). Her vaka için gerekli olmasa da özellikle komplike vakalarda kullanılması faydalıdır (Greenberg ve Prein, 2002). Günümüzde ticari olarak piyasada bulunan yazılımlar arasında; Simplant, Materialise, Leuven, Belçika,

NobelGuide, Nobel Biocare, Yorba Linda, CA, coDiagnostix, IVS-SolutionsAG, Chemnitz, Almanya, ImplantMaster, I-Dent Imaging, Ft. Lauderdale, FL, Med3D, med3D AG, Zurich, İsviçre ve Ay Tasarım Tıbbi ve Endüstriyel Ürünler Makina Sanayi ve Ticaret Limited Şirketi, Ankara, Türkiye bulunmaktadır. Üreticiden üreticiye ufak farklılıklar bulunsa da temel olarak bütün sistemlerde, elde edilen cerrahi rehberler kullanılarak implant yuvasının istenilen konumda, derinlikte ve açıda hazırlanması sağlanmaktadır (Mupparapu ve Singer, 2004). Bilgisayar yazılımları kullanılarak elde edilen cerrahi rehberlerin başarısında önemli diğer bir nokta da rehberlerin hasta ağızına her kullanımda aynı konumda yerleştirilmesi ve çalışma sırasında hareket ettirilmemesidir (Klein, 2002). Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim (CAD-CAM) teknolojisi kullanılarak elde edilen cerrahi rehberlerin tek seansta üçten fazla implantın cerrahi olarak yerleştirilmesi planlanan vakalarda, maliyet ve klinik sonuç açısından da faydalı olduğu belirtilmiştir (Benjamin, 2002).

3. MATERYAL VE METOD

Çalışma, Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yürütüldü. Çalışmada altı adet sığır femur kortikal kemiğinden elde edilen 80 adet kemik bloğu kullanıldı.

3.1. Kemik Bloklarının Hazırlanması

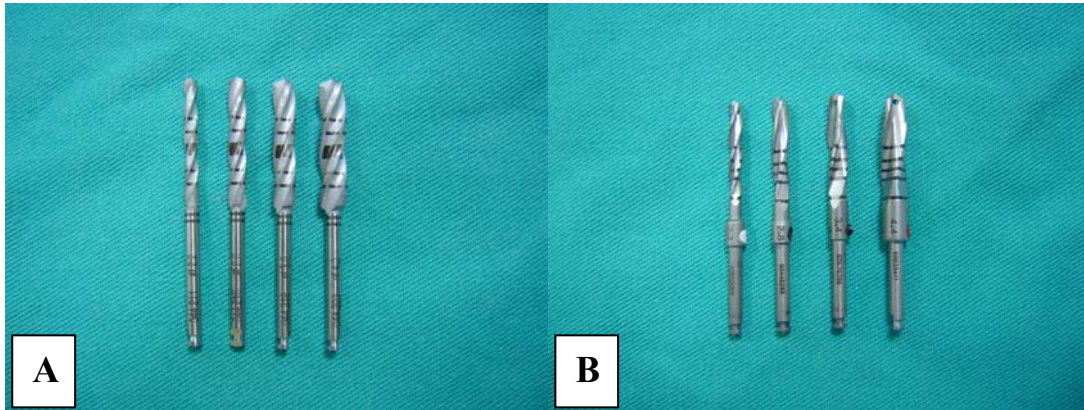
Kemikler kasaptan taze olarak alındı ve seçilen kemiklerin mümkün olduğunca aynı boyutlarda olmasına dikkat edildi. Kemiklerin üzerindeki kas ve periost tamamen sıyrıldıktan sonra kortikal kısımlarının kalınlıkları eşit olacak şekilde, ortalama boyutları 4 cm³ (2x2x1 cm.) parçalara ayrıldı (şekil 4). Ayrılan parçalar kullanılıncaya kadar -10 °C'de derin dondurucuda bekletildi. Kemiklerin fiziksel özelliklerinde değişiklik olmaması için laboratuvar çalışması 3 hafta içerisinde tamamlandı.



Şekil 4. Çalışmada kullanılan kemik bloklar

3.2. Kullanılan İmplant Frez Sistemleri

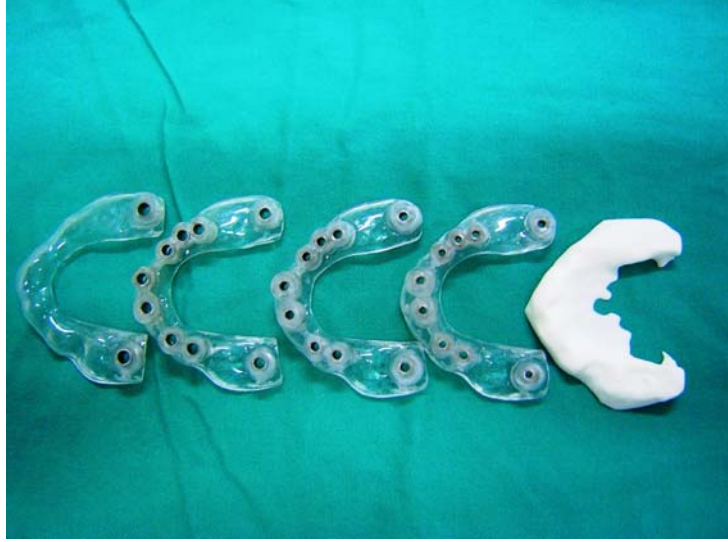
Çalışmada 2 farklı implant frez sistemi kullanıldı. Sistemlerden biri sadece dıştan soğutmalı¹, diğeri ise hem içten hem de dıştan soğutmalı² frezleri içermekteydi (şekil 5). Sadece dıştan soğutmalı frez sisteminde; 2.2, 2.8, 3.5 ve 4.2 mm. çapında, hem içten hem dıştan soğutmalı frez sisteminde ise 2.3, 2.8, 3.4 ve 4.4 mm. çapında 4'er frez kullanıldı. Her bir implant sisteminden hiç kullanılmamış, yeni, ikişer takım temin edildi. Bu takımlardan biri rutin implant cerrahisi için, diğeri ise implant cerrahisinde rehber olarak kullanılan stentlerdeki metal bileziklerle birlikte kullanıldı. Metal bilezikler, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Lokal Ameliyathanesi'nde opere edilen implant hastalarında, Ay Tasarım Firması'nın Zimmer Dental ve ITI Straumann frezlerine uygun olarak hazırladığı cerrahi stentlerden elde edildi (şekil 6).



Şekil 5. İmplant yuva açımında kullanılan frez takımları. Sadece dıştan soğutmalı sistem (A), hem içten hem de dıştan soğutmalı sistem (B)

¹ Straumann, Basel, İsviçre

² Zimmer Dental, CA, ABD



Şekil 6. Cerrahi rehber hazırlanmasında kullanılan metal bilezikli stentler

3.3. Termostat Kontrollü Su Banyosunun Hazırlanması

In-vitro yapılan bu çalışmada, ağız ortamına benzer bir ortamın oluşturulması için, 25x30x12 cm. boyutlarında, tabanı 5 mm.'lik metal plakadan, duvarları 4 mm.'lik camdan oluşan bir termostat kontrollü su banyosu düzeneği hazırlandı. Banyodaki suyun ısıtılması ve sıcaklığın sabit tutulmasını sağlayacak ısıtıcının³ yerleştirilmesi için 30 cm.'lik cam yüzeyin tabanından 5 cm. yukarıya, 3 cm. çapında bir delik açıldı. Açılan deliğe ısıtıcı, silikon ile sabitlendi. Su banyosunun sıcaklığını gözlemleyebilmek için, 30 cm.'lik cam duvarın iç tarafına civalı termometre konuldu. Ayrıca su sıcaklığının homojen olması için 25 cm.'lik cam duvara su sirkülasyon motoru⁴ yerleştirildi.

Kemikte standart şekilde implant yuvası açabilmek için freze cihazı⁵ kullanıldı. Hazırlanan su banyosu düzeneği freze cihazına yerleştirildi. Freze cihazıyla düzeneğin hareketsiz bir şekilde sabitlenmesi için, su banyosunun tabanı metalden oluşturuldu. Bu sayede freze cihazındaki elektromanyetik mıknatıs vasıtasıyla düzenek ve kemik tutucu parça freze cihazına sabitlendi.

³ Atman, JMP002785, 100 W, Çin

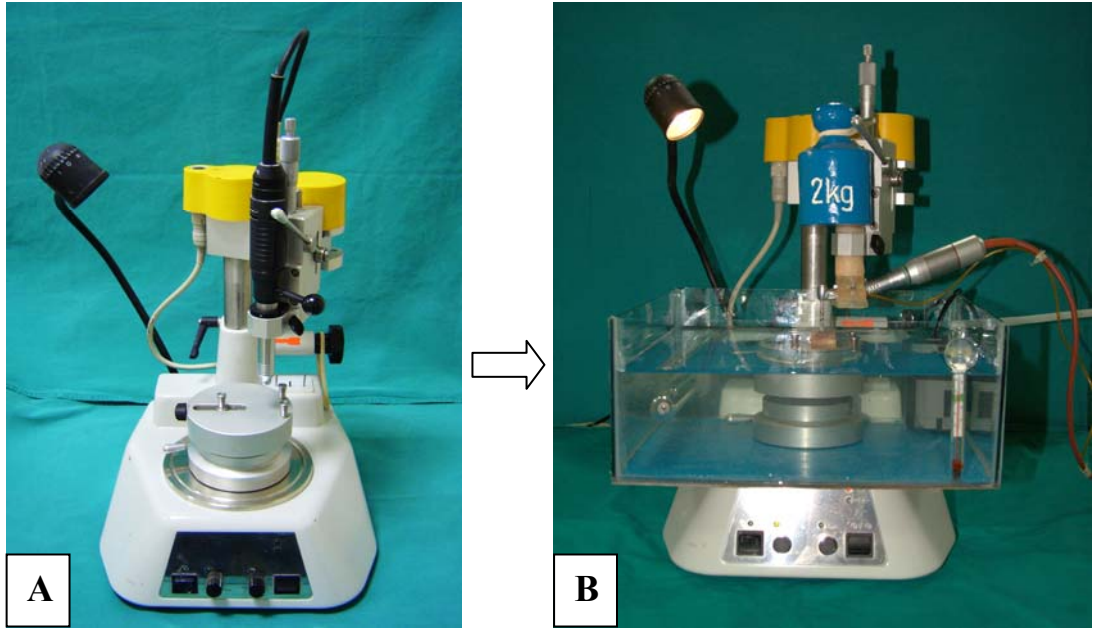
⁴ Atman, AT 005F, Çin

⁵ Bego, Paraskop M, 288 383, Bremen, Almanya

Freze cihazında bulunan piyasemen, çalışma koşullarına uygun olmadığı için cihazdan çıkarıldı. Bunun yerine çalışmada kullanılacak olan anguldruva⁶, otopolimerizan akrilik⁷ ile piyasemenin çıkarıldığı yuvaya adapte edildi. Bir kilit sistemi ile freze cihazına istenildiği zaman sabitlenmesi sağlandı. Aynı zamanda açılan iki olukla içten ve dıştan soğutmalı implant frez sistemleriyle kullanılmaya uygun hale getirildi.

Anguldruvanın otopolimerizan akrilik ile oluşturulan bölümünün üzerine 2 kg.'lık sabit ağırlık yerleştirildi. Böylece tüm implant yuvalarının sabit yük altında standart olarak açılması sağlandı. Aynı zamanda implant yuvaları açılırken kullanılacak olan Fizyodispenser⁸, anguldruvaya bağlandı (şekil 7).

İmplant yuvası açımında, serum fizyolojik soğutması⁹ altında çalışırken, düzenekteki su miktarının sabit kalabilmesi için yandaki cam yüzeyin tabanının 9 cm. yukarısına, elmas frez kullanılarak açılan deliğe tahliye amacıyla plastik boru yerleştirildi.



Şekil 7. İmplant yuvalarının açımında kullanılan freze cihazının (A) termostat kontrollü su banyosu düzeneğiyle birleştirilerek çalışmaya uygun hale getirilmesi (B)

⁶ W&H, 985 AE, 1:10, Avusturya

⁷ Dentaurum, 161-100-00, Ispringen, Almanya

⁸ Nouvag AG, Micro Dispenser 7/8000, CH 9403, İsviçre

⁹ Polifarma İlaç San. Tic AŞ,%0.9 NaCl, Çatalca, İstanbul, Türkiye

3.4. Termocouple Deliklerinin Açılması

Çalışmada her bir frez sisteminin sadece en geniş çaplı frezleri için ısı ölçümü yapılması planlandı.

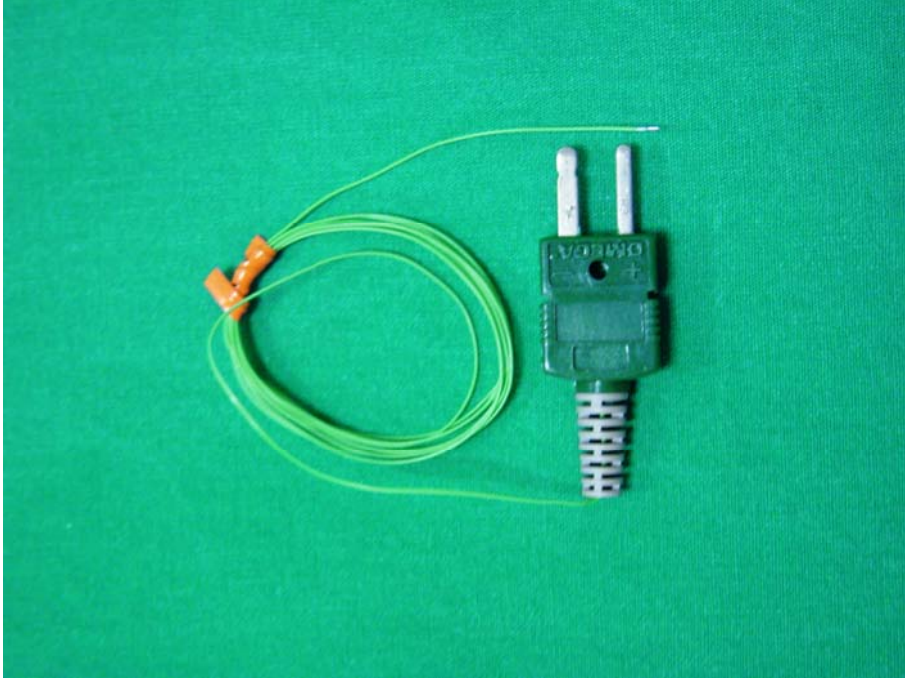
İmplant yuvası hazırlanırken oluşan ısıyı ölçmek ve kaydetmek için 4 kanallı Termometre¹⁰ (şekil 8) (Four Channel, Handheld Data Logger Thermometer) ve termocouple¹¹ (ısıya duyarlı uç) (şekil 9) (Ready-Made Insulated Thermocouple) kullanıldı.



Şekil 8. Sıcaklık ölçümünde kullanılan termometre

¹⁰ Omega, HH147, Manchester, İngiltere

¹¹ Omega, 5SRTC-TT-KI-36-1M, Manchester, İngiltere



Şekil 9. Sıcaklık ölçümünde kullanılan K Tipi termocouple

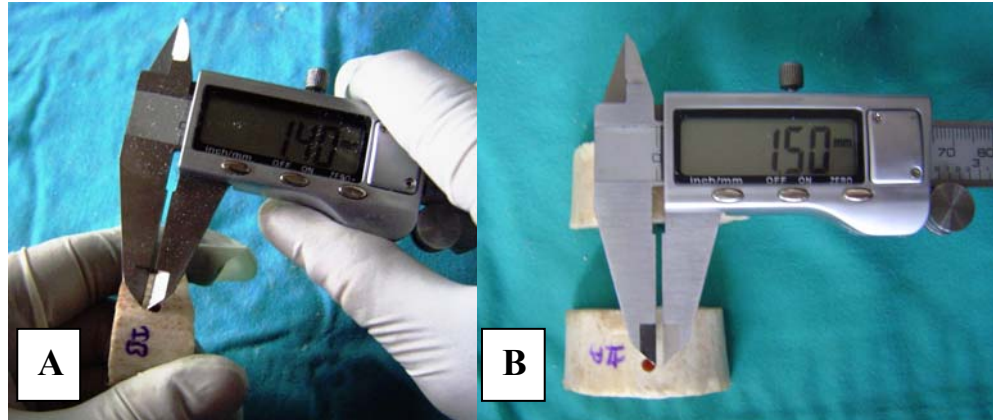
Çalışmada kullanılan termometre, 164x76x32 mm. boyutlarında, 270 gr. ağırlığında, aynı anda 4 ayrı termocouple'ın bağlanabildiği ve sıcaklık değerlerini ayrı ayrı 0.1 °C hassasiyetinde ölçebilen özelliklere sahipti. Termometre, K,J,E,T,R/S ve N tipindeki termocouple uçlarla çalışabilmekteydi. Bu çalışmada -100 °C ile 1300 °C (-148 °F ile 2372 °F) arasındaki sıcaklıkları ölçmek amacıyla kullanılan K tipi termocouple tercih edilmiş ve termometre 07040482 seri numarasıyla K tipi termocouple kullanılması için özel olarak kalibre ettirilmiştir. Bu kalibrasyon sayesinde termometre, CE standartlarına, Amerikan Ulusal Standartları ve Teknolojileri Enstitüsü'nün (U.S. National Institute of Standarts and Technology) verilerine ve ANSI/Z540-1-1994 standart ve gereksinimlerine uygun hale getirilmiştir. Yapılan sıcaklık ölçümleri, termometre'nin likid kristal ekranından gözlenebilmekte ve kaydedilebilmektedir. Bununla birlikte, RS 232 ara bağlantısıyla Windows yazılımına uygun bir bilgisayara bağlanarak, verilerin bilgisayar ortamına aktarılmasına da imkan tanımaktadır.

Sıcaklık değerlerini ölçmek amacıyla 1m. uzunluğunda, 0.25 mm. çapında, 1. sınıf hassasiyette kablodan yapılmış, K tipi termocouple kullanıldı. Perflour

Alkoxy (PFA) kaplı teflon termocouple, maksimum 260 °C'ye kadar ölçüm yapabilmekteydi.

Termocouple deliklerinin yerinin belirlenmesi için, 80 adet kortikal kemik parçası üzerinde implant yuvası açılması planlanan bölge işaretlendi. Kortikal kemiklerin 40 tanesi dıştan soğutmalı frez sistemi için, kalan 40 tanesi ise hem dıştan hem de içten soğutmalı frez sistemi için kullanıldı. Kemikler üzerinde işaretlenen bölgelere, serum fizyolojik soğutması altında, freze cihazı ve termostat kontrollü su banyosu ile hazırlanan düzeneğe kullanılarak implant yuvaları açıldı. Bu yuvaların açılmasında, her iki implant sisteminin frezlerinden ilk üçü sırasıyla kullanıldı. Son frezler daha sonra sıcaklık ölçümlerinde kullanılmak üzere ayrıldı.

Termocouple deliklerinin yeri, açılan implant yuvaları rehber alınarak ve daha sonra kullanılacak olan en son kalınlıktaki frezin çapı göz önünde bulundurularak planlandı. Dijital kumpas¹² (Şekil 10) kullanılarak ölçümler yapıldı ve son kullanılacak olan frezin en dış noktasından 1 mm.'lik mesafede, kemiklerin yan yüzeyinde, açılan implant yuvasının doğrultusuna dik olacak şekilde; 3., 6. ve 9. mm.'lerde freze cihazı¹³ kullanılarak (Şekil 11) 1 mm. çapında, 3 adet termocouple deliği açıldı (şekil 12).



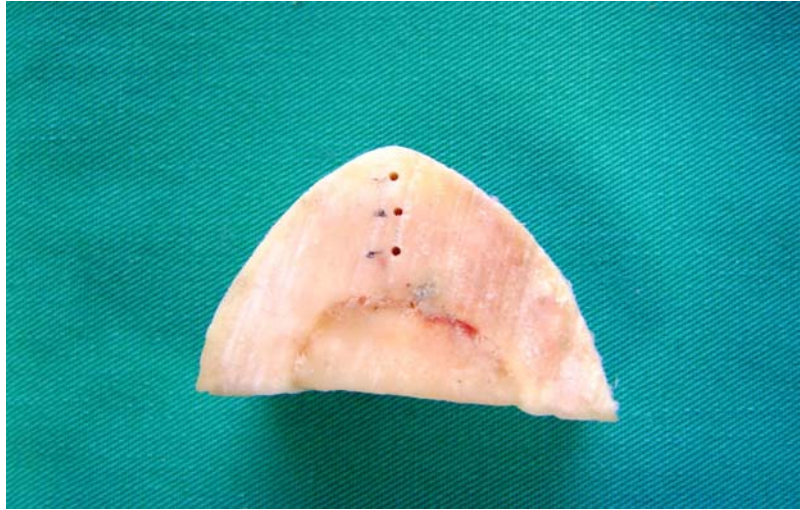
Şekil 10. Termocouple yerleştirilecek deliklerin açımında implant yuvasıyla termocouple uçlarının mesafesinin dijital kumpas kullanılarak ölçümü. Sadece dıştan soğutmalı sistem (A); hem içten hem de dıştan soğutmalı sistem (B)

¹² Metalsan Makine San. Tic. Ltd. Şti, Ostim, Ankara, Türkiye

¹³ BCD, 24050, Pavia, İtalya



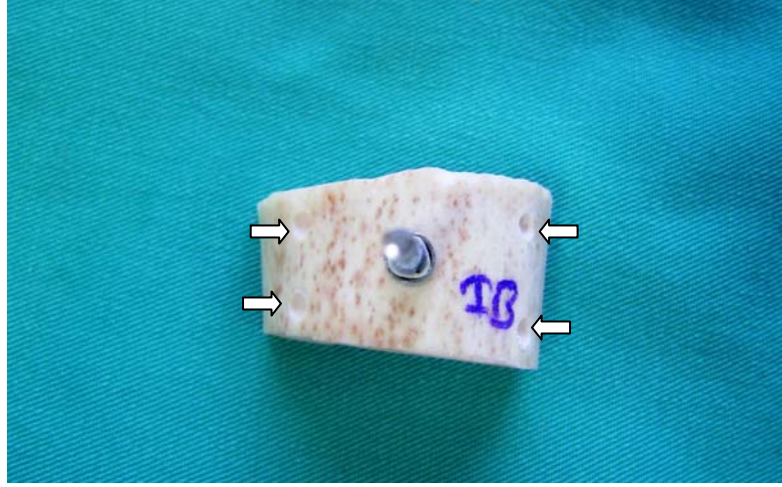
Şekil 11. Freze Cihazı kullanılarak Termocouple deliklerinin açılması



Şekil 12. 3., 6. ve 9. mm.'lerde açılan termocouple delikleri

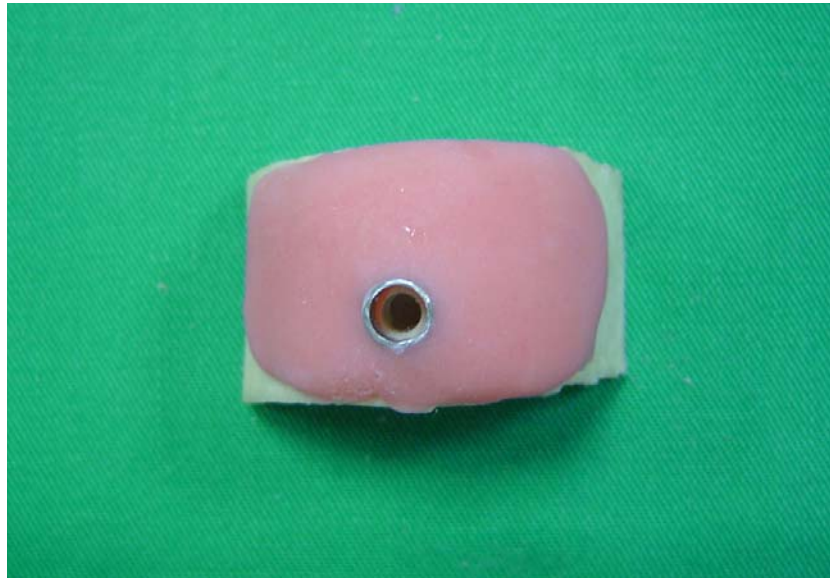
Her iki implant frez sisteminde kullanılacak olan 40 kemikten, 20'ser tanesi metal bileziklerin yerleştirilmesi amacıyla ayrıldı. Metal bilezikler için ayrılan toplam 40 kemik için açılan implant yuvaları rehber alınarak, kullanılan 3. frezin etrafına poliüretan lastik kılıf geçirildi. Daha sonra lastik kılıfın etrafına metal bilezik yerleştirildi. Bu sayede en son kullanılacak frezin, mevcut kemik yuvasını her taraftan eşit şekilde genişletmesi sağlandı. Kemiklerin her iki tarafına, yuva açılacak

bölgeden ortalama 3 cm. uzakta, rond frez¹⁴ kullanılarak 2mm. derinliğinde, çift taraflı ikişer adet retansiyon yuvası açıldı (şekil 13).



Şekil 13. Cerrahi stentlerde kullanılan metal bileziklerin ölçüm yapılacak frezler için uygun konuma getirilmesi ve açılan retansiyon yuvaları

Metal bileziklerin bu haliyle kemik üzerinde stabil kalabilmesi için retansiyon yuvalarına yerleşen otopolimerizan akrilikten rehberler hazırlandı (şekil 14).

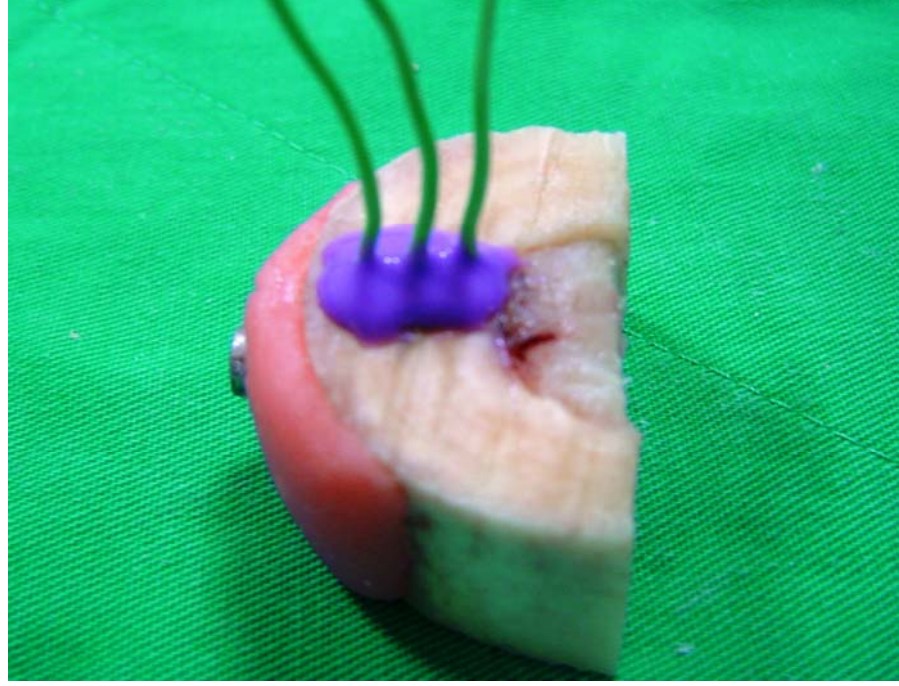


Şekil 14. Hazırlanan akrilik cerrahi rehber

¹⁴ Komet, H141A, Lemgo, Almanya

3.5. İmplant Yuvalarının Açılması ve Sıcaklık Ölçülmesi

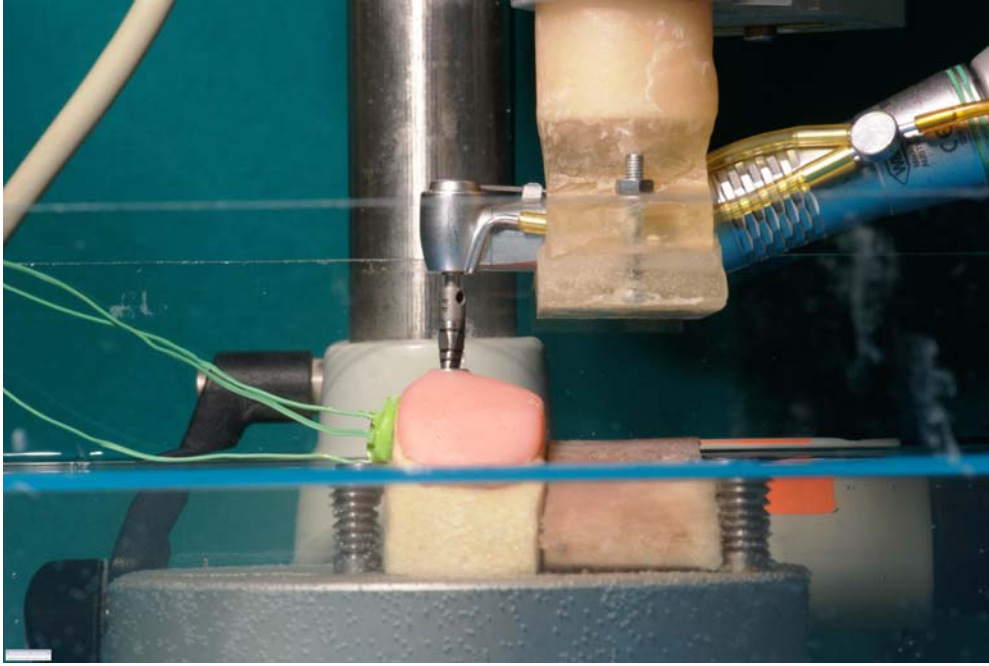
Termostat kontrollü su banyosu düzeneği $\frac{3}{4}$ oranında su ile dolduruldu. Rezistanslı su ısıtıcısı ve su sirkülasyon motoru çalıştırıldı. Su sıcaklığının ortalama 30°C olması beklendi. Kemikler tamamen kurutulduktan sonra hazırlanan deliklere termocouple uçları yerleştirildi. Termocouple uçlarının su ile temasını önlemek için silikon esaslı ölçü maddesiyle¹⁵ yalıtım yapıldı (şekil 15). Su sıcaklığının kontrolü için ayrıca termocouple uçlarından bir tanesi suyun çalışma yapılmayan uzak bir bölgesine sabitlendi ve su sıcaklığının aynı zamanda hassas termometre kullanılarak da kontrol altında tutulması sağlandı.



Şekil 15. Termocouple uçlarının yerleştirilmesi ve yalıtımı

¹⁵ Zhermack, Elite H-D Light Body Fast Setting, ISO Spec. 4823, Type 3-Low Consistency, İtalya

Ölçü maddesi sertleştikten sonra kemik blok, su banyosunda yarıya kadar suyla temas halinde olacak şekilde, freze cihazının platformuna sabitlendi (Şekil 16). Freze cihazındaki elektromanyetik mıknatıs devreye sokularak, platform ile su banyosu ve freze cihazı hareketsiz hale getirildi.



Şekil 16. Kemik blokların düzeneğe yerleştirilmesi

Hassas termometre bilgisayara¹⁶ bağlanarak, termocouple uçlarından ölçülen sıcaklık değerlerinin bilgisayar monitöründen takip edilmesi sağlandı. Öncelikle kemik blokların sıcaklık değerlerinin 29 ± 2 °C olması beklendi. Daha sonra frez sistemleri ile implant yuvalarının açılması işlemine geçildi. Oda sıcaklığındaki (25 °C) serum fizyolojik soğutmasıyla, sabit kuvvet (2 kg.) uygulanarak, ITI Straumann ve Zimmer Dental frez sistemleri ile 1500 rpm sabit hızda implant yuvaları açıldı (Şekil 17).

¹⁶ AMD Athlon XP 2500+, 1.83 GHz, 512 MB RAM, Samsung SP0802N Harddisk, NVIDIA GeForce FX 5200, Windows XP Professional 2002



Şekil 17. İmplant yuvalarının açılmasında kullanılan düzenek

İmplant yuvası açılırken termometre tarafından ölçülen sıcaklık değerleri, frezlerin 1., 3., 5., 7., 10., 13., 15., 17., 20., 23., 25., 27., 30., 33., 35., 37., 40., 43., 45. ve 50. kullanımlarında birer saniye aralıklarla bilgisayara kaydedildi (şekil 18). Yuva açım işlemi tamamlandıktan sonra, 120 saniye süresince sıcaklık ölçümlerinin yapılmasına devam edildi.



Şekil 18. İmplant yuva açımı sırasında ölçülen sıcaklık değerlerinin bilgisayara kaydedilmesi

Yuva açımında kullanılan frezler her iki kullanımdan sonra yumuşak fırça ile yıkandı ve ultrasonik temizleme cihazında¹⁷ temizlenerek otoklavda¹⁸ steril edildi. Frezler, ölçüm yapılmayan kullanımlarında farklı kemik bloklarda eskitildi.

İmplant yuva açımında kullanılan frezler, ilk kullanımdan 15. kullanıma kadar yeni; 16. kullanımdan 30. kullanıma kadar orta ve 31. kullanımdan 50. kullanıma kadar eski olarak sınıflandırıldı.

¹⁷ Coltene/Whaledent Inc, Biosonic, UC 100-230, ABD

¹⁸ SciCan, Statim 5000, 202201/2, Toronto, Kanada

3.6. Çalışmada Elde Edilen Verilerin İstatistiksel Analizi

Çalışmada kullanılacak örneklem sayısını belirlemek için, NCCS-PASS¹⁹ programı kullanıldı. Elde edilen verilerin istatistiksel değerlendirilmesinde SPSS²⁰ yazılım programı kullanıldı. Verilerin normal dağılım göstermemesi nedeniyle farklı soğutma sistemleriyle çalışan implant sistemleri ve cerrahi rehber kullanılmasına göre implant yuva açımı sırasında elde edilen ortalama maksimum sıcaklık verileri Mann Whitney U testi kullanılarak değerlendirildi. Farklı derinliklere göre ve frezlerin kullanım sayılarına göre implant yuva açımı sırasında elde edilen ortalama maksimum sıcaklık verileri ise Kruskal Wallis H hipotez testi kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirildi.

¹⁹ Cruncher Statistical Systems, 2004, Kaysville, Utah, ABD

²⁰ SPSS, 15.0 for Windows, Chicago, IL, ABD

4. BULGULAR

İmplant yuvası açımında, iki farklı implant sistemi için cerrahi rehber kullanılarak ve kullanılmadan toplam 80 adet sığır femoral kemik bloğu kullanılmıştır. Yuva açım işlemi sırasında 3 mm., 6 mm. ve 9 mm. derinliklere yerleştirilen termocouple uçlarıyla ölçülen ortalama maksimum sıcaklık değerleri, frezlerin 1., 3., 5., 7., 10., 13., 15., 17., 20., 23., 25., 27., 30., 33., 35., 37., 40., 43., 45. ve 50. denemelerinde bilgisayar ortamına kayıt edilmiştir. Çalışma sabit kuvvet (2kg.), sabit hız (1500 rpm) ve oda sıcaklığında serum fizyolojik soğutması altında yapılmıştır. İmplant yuvalarının hazırlanmasında herhangi bir problemle karşılaşılmamıştır.

Çalışma süresince su banyosundaki suyun sıcaklık ortalaması 30.13 ± 0.74 °C olarak ölçülmüştür (Tablo 1).

Marka	Ortalama (°C)	N	Standart sapma	Minimum (°C)	Maksimum (°C)
ITIBLI	30,2850	20	,89753	28,90	32,50
ITI BSIZ	30,1400	20	,73370	28,50	31,60
ZIMMERBLI	30,3000	20	,67823	29,40	32,60
ZIMMERBSIZ	29,8100	20	,59639	28,80	31,20
Toplam	30,1338	80	,74748	28,50	32,60

Tablo 1. Çalışma süresince su banyosundaki suyun sıcaklık değerleri

İmplant yuvası açımı sırasında, sadece dıştan soğutmalı implant sistemi (ITI Starumann) için elde edilen ortalama maksimum sıcaklık değeri 31.98 ± 4.33 °C, hem içten hem de dıştan soğutmalı implant sistemi (Zimmer Dental) için ise 36.18 ± 10.36 °C olarak ölçülmüştür.

İmplant yuvası açımı sırasında, cerrahi rehber kullanıldığında ve cerrahi rehber kullanılmadan ölçülen ortalama maksimum sıcaklık değerleri sırasıyla 37.92 ± 10.10 °C ve 30.23 ± 1.74 °C olarak ölçülmüştür.

Sıcaklık ölçümlerinin yapıldığı üç farklı derinlik olan 3 mm., 6 mm., ve 9 mm.'lerde ölçülen ortalama maksimum sıcaklık değerleri ise sırasıyla 31.50 ± 4.62 °C, 35.27 ± 9.29 °C ve 35.47 ± 9.31 °C olarak ölçülmüştür. Her iki implant sistemi için kullanım sayılarına göre, üç farklı derinlikte ölçülen sıcaklık değerleri Tablo 2 ve 3'te gösterilmiştir.

Dıştan Soğutmalı Sistem						
Deneme	Bilezikli			Bileziksiz		
	3 mm	6 mm.	9 mm.	3 mm.	6 mm.	9 mm.
1	29.6 °C	30.3 °C	30.4 °C	27.1 °C	30.1 °C	32.0 °C
3	28.4 °C	29.8 °C	30.3 °C	28.7 °C	30.6 °C	31.1 °C
5	29.7 °C	30.5 °C	35.0 °C	28.5 °C	31.5 °C	34.7 °C
7	31,2 °C	32.7 °C	35.1 °C	28.7 °C	30.6 °C	31.9 °C
10	30,7 °C	31.2 °C	31.4 °C	27.9 °C	29.5 °C	29.5 °C
13	28,3 °C	28.7 °C	27.8 °C	28.6 °C	30.0 °C	30.6 °C
15	29,8 °C	31.3 °C	33.5 °C	27.3 °C	29.3 °C	29.8 °C
17	33.0 °C	32.2 °C	32.3 °C	29.0 °C	29.6 °C	30.1 °C
20	28.3 °C	31.8 °C	31.1 °C	29.8 °C	34.7 °C	34.4 °C
23	28.7 °C	30.1 °C	37.6 °C	29.6 °C	31.3 °C	33.0 °C
25	28.3 °C	31.5 °C	36.3 °C	30.1 °C	30.5 °C	31.8 °C
27	28.2 °C	30.8 °C	30.1 °C	28.4 °C	32.7 °C	31.8 °C
30	30.2 °C	31.9 °C	31.1 °C	28.2 °C	30.6 °C	29.3 °C
33	31.1 °C	38.0 °C	37.8 °C	32.5 °C	35.2 °C	32.8 °C
35	31.9 °C	35.3 °C	38.2 °C	29.5 °C	30.1 °C	29.1 °C
37	31.7 °C	33.8 °C	34.7 °C	30.0 °C	31.0 °C	34.1 °C
40	33.3 °C	33.0 °C	34.2 °C	30.8 °C	31.4 °C	29.2 °C
43	38.1 °C	41.3 °C	53.8 °C	28.1 °C	30.6 °C	32.4 °C
45	38.5 °C	47.8 °C	47.5 °C	28.1 °C	30.6 °C	32.4 °C
50	31.2 °C	38.1 °C	41.3 °C	28.5 °C	31.5 °C	34.7 °C

Tablo 2. Dıştan soğutmalı sistem için kullanım sayılarına göre ölçülen maksimum sıcaklık değerleri

Hem İçten Hem Dıştan Soğutmalı Sistem						
Deneme	Bilezikli			Bileziksiz		
	3 mm	6 mm.	9 mm.	3 mm.	6 mm.	9 mm.
1	33.6 °C	36.8 °C	31.1 °C	29.7 °C	30.3 °C	29.9 °C
3	34.7 °C	33.7 °C	31.9 °C	27.9 °C	29.1 °C	29.0 °C
5	36.8 °C	37.6 °C	35.9 °C	27.5 °C	28.9 °C	28.2 °C
7	39.4 °C	33.6 °C	36.3 °C	29.5 °C	29.5 °C	29.4 °C
10	29.3 °C	34.3 °C	36.2 °C	28.2 °C	32.1 °C	29.6 °C
13	36.3 °C	37.7 °C	34.3 °C	29.6 °C	30.5 °C	29.8 °C
15	38.1 °C	41.2 °C	35.3 °C	29.9 °C	32.5 °C	29.5 °C
17	37.3 °C	45.8 °C	40.2 °C	29.2 °C	33.1 °C	32.9 °C
20	43.1 °C	51.5 °C	36.2 °C	29.7 °C	31.9 °C	30.5 °C
23	36.2 °C	42.2 °C	37.7 °C	29.7 °C	30.3 °C	29.9 °C
25	36.2 °C	39.5 °C	37.7 °C	28.4 °C	29.7 °C	31.5 °C
27	34.0 °C	38.2 °C	37.2 °C	29.4 °C	30.6 °C	31.2 °C
30	37.3 °C	35.4 °C	44.4 °C	27.9 °C	29.8 °C	31.6 °C
33	31.3 °C	33.3 °C	31.0 °C	28.2 °C	32.4 °C	31.4 °C
35	41.5 °C	44.2 °C	38.9 °C	30.0 °C	30.1 °C	30.0 °C
37	39.4 °C	39.8 °C	36.4 °C	33.7 °C	39.4 °C	33.3 °C
40	48.2 °C	56.6 °C	54.4 °C	30.0 °C	31.2 °C	29.4 °C
43	39.4 °C	51.6 °C	45.8 °C	29.2 °C	32.2 °C	31.0 °C
45	42.5 °C	70.3 °C	68.2 °C	30.2 °C	31.6 °C	34.2 °C
50	45.4 °C	65.9 °C	70.9 °C	28.9 °C	30.7 °C	31.3 °C

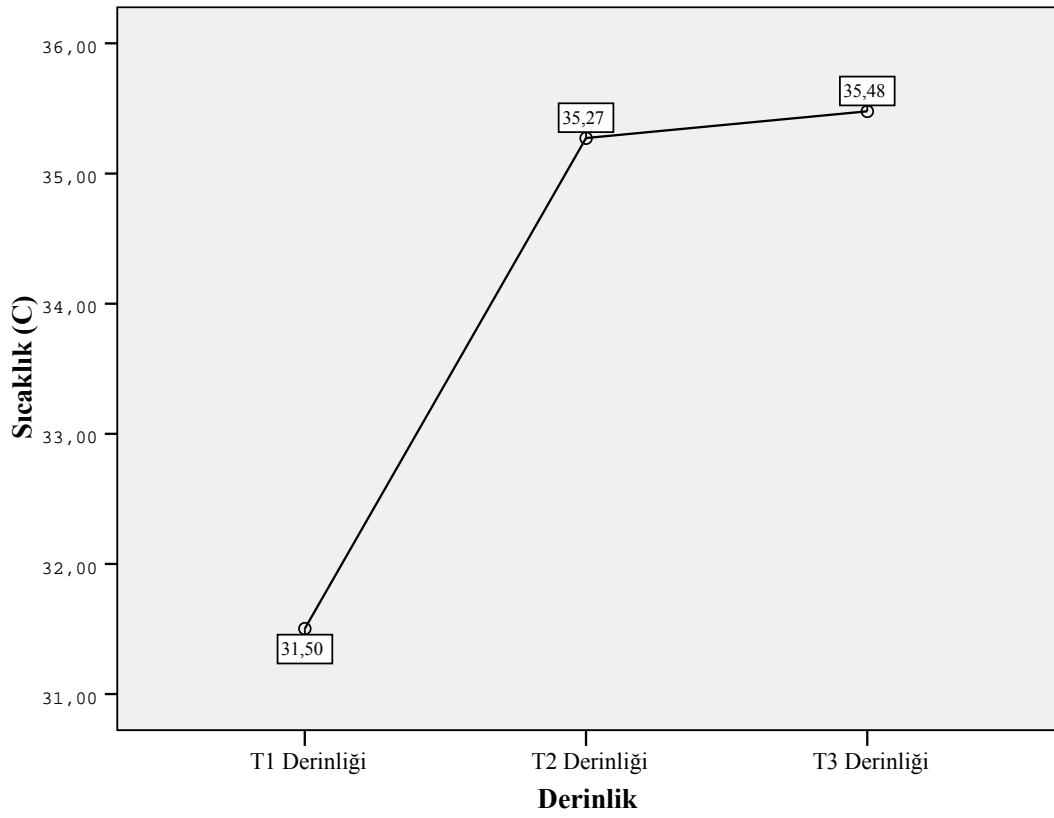
Tablo 3. Hem içten hem dıştan soğutmalı sistem için kullanım sayılarına göre ölçülen maksimum sıcaklık değerleri

İmplant yuvası açım süresi ortalama 18.11 ± 5.49 sn olarak ölçülmüştür. Bu süre hem içten hem de dıştan soğutmalı sistemde; cerrahi rehber kullanıldığında 25.3 ± 5.17 sn, cerrahi rehber kullanılmadığında 16.5 ± 2.11 sn olarak bulunurken, sadece dıştan soğutmalı sistemde; cerrahi rehber kullanıldığında $17,3 \pm 3.19$ sn, cerrahi rehber kullanılmadığında ise 13.3 ± 1.59 sn olarak bulunmuştur (Tablo 4).

Marka	Ortalama (sn)	N	Standart Sapma	Minimum (sn)	Maksimum (sn)
ITIBLI	17,3000	20	3,19704	14,00	26,00
ITI BSIZ	13,3500	20	1,59852	11,00	16,00
ZIMMERBLI	25,3000	20	5,17179	18,00	38,00
ZIMMERBSIZ	16,5000	20	2,11511	13,00	20,00
Toplam	18,1125	80	5,49797	11,00	38,00

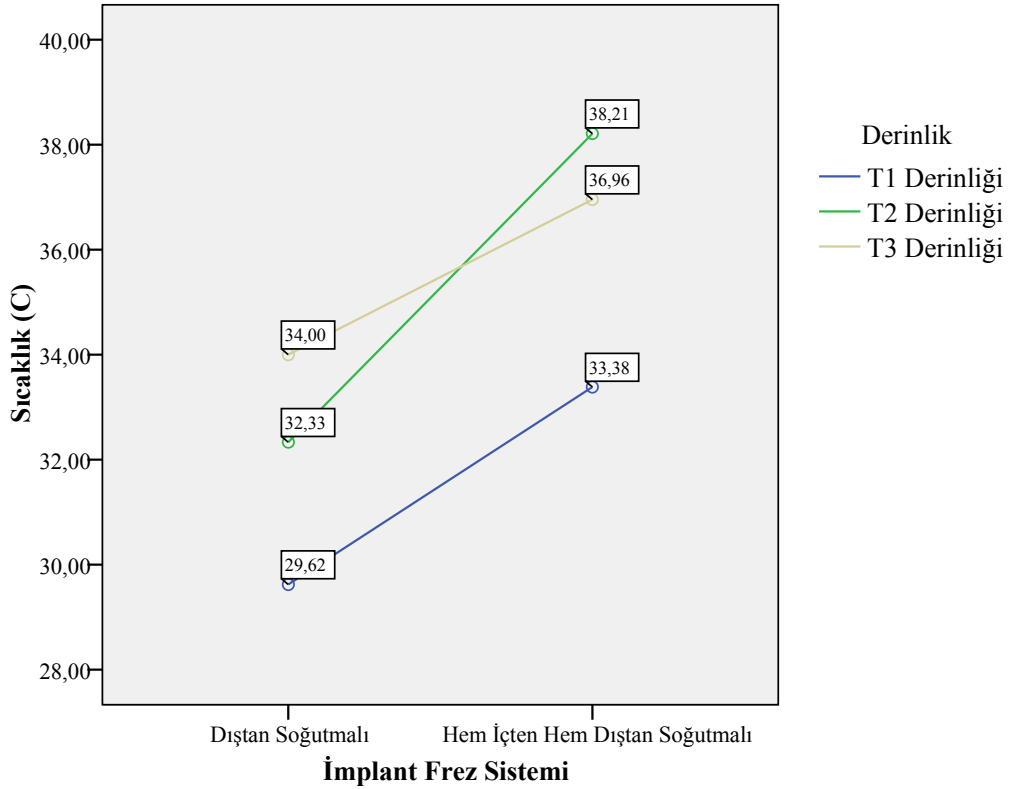
Tablo 4. İmplant yuvası açım süreleri

Sıcaklık değerleri 3 mm.(T1), 6 mm.(T2) ve 9 mm.(T3)'lik üç ayrı derinlikte ölçülmüş ve elde edilen ortalama maksimum değerler sırasıyla 31.50 ± 4.62 °C, 35.27 ± 9.29 °C ve 35.47 ± 9.31 °C olarak bulunmuştur. Sıcaklık ölçümü yapılan derinliklere göre elde edilen değerler Tablo 5'te gösterilmiştir. Bu sonuçlara göre 3 mm. derinlikte ölçülen ortalama maksimum sıcaklık değerleriyle 6 mm.(P=0.000) ve 9 mm.(P=0.000) derinlikte ölçülen değerler arasında anlamlı bir fark varken; 6 mm. ile 9 mm.(P=0.867) derinliklerde ölçülen değerler arasında istatistiksel olarak bir fark yoktur.



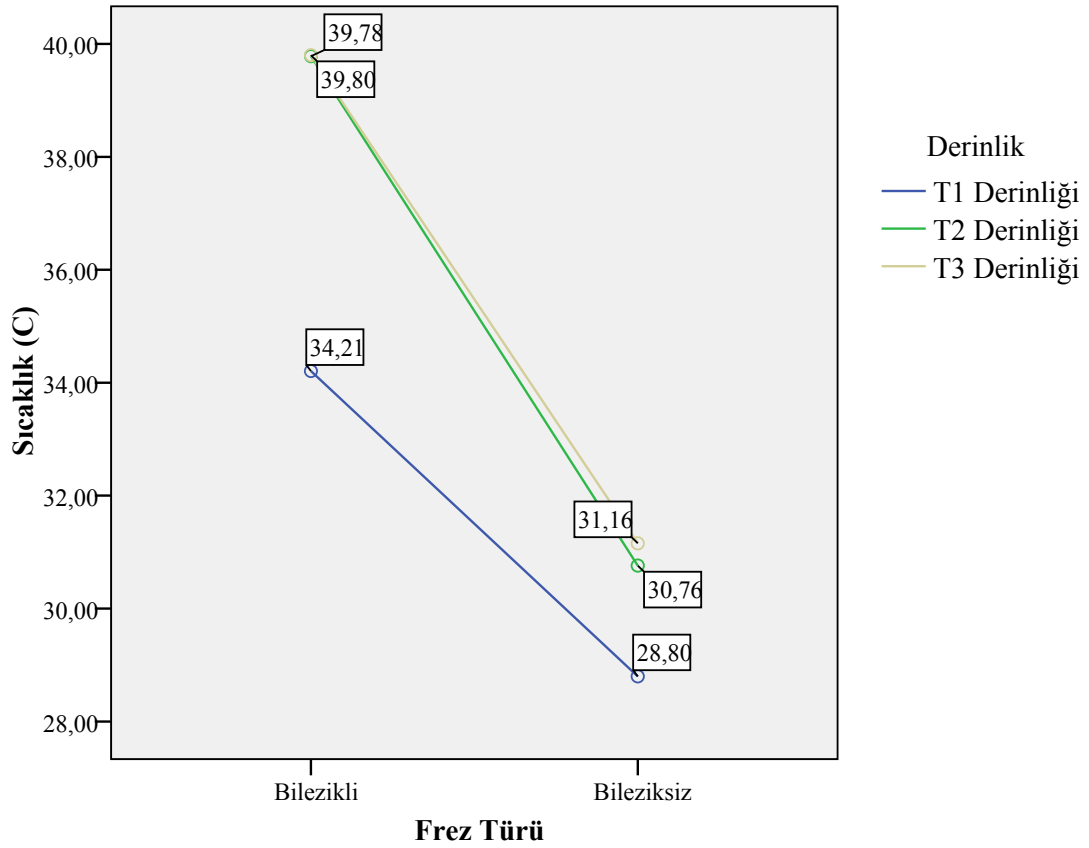
Tablo 5. Üç farklı derinlikte ölçülen ortalama maksimum sıcaklık değerleri

İmplant frez sistemlerine göre, üç farklı derinlikte ölçülen ortalama maksimum sıcaklık değerleri, dıştan soğutmalı sistem için derinlik arttıkça yükselmekteyken, hem içten hem de dıştan soğutmalı sistemde 9 mm. derinlikte ölçülen ortalama maksimum sıcaklık değeri 6 mm. derinlikte ölçülenden daha az bulunmuştur (Tablo 6). İmplant frez sistemlerine göre sadece 3 mm. ($P_{T1}=0.014$) derinlikte ölçülen ortalama maksimum sıcaklık değerleri arasında anlamlı bir fark bulunurken, 6 mm. ($P_{T2}=0.530$) ve 9 mm. ($P_{T3}=0.987$) derinliklerde istatistiksel bir farka rastlanmamıştır.



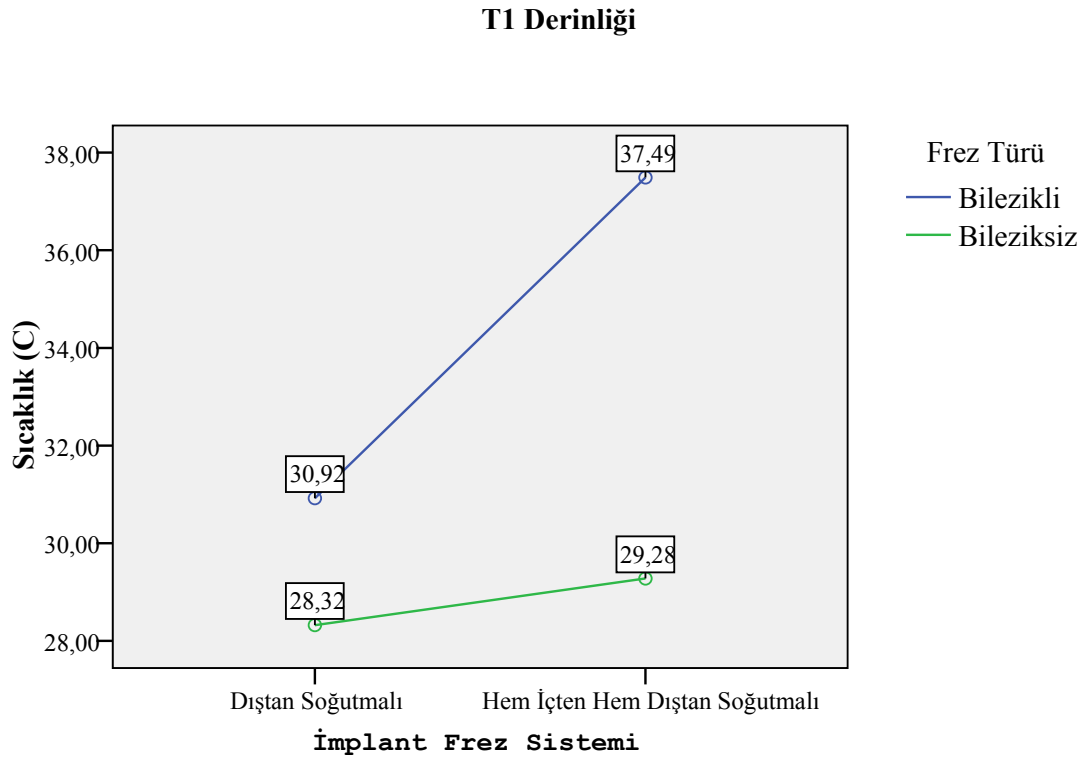
Tablo 6. İmplant sistemlerinin farklı derinliklerde ölçülen sıcaklık değerleri

İmplant yuva açımında, cerrahi rehber kullanılmasına göre üç farklı derinlikte ölçülen ortalama maksimum sıcaklık değerleri Tablo 7’de gösterilmektedir. Cerrahi rehber kullanıldığında 3 mm., 6 mm. ve 9 mm derinliklerde ölçülen ortalama maksimum sıcaklık değerleri sırasıyla, 34.20 ± 5.25 °C, 39.78 ± 11.55 °C ve 39.80 ± 11.61 °C olarak bulunurken, cerrahi rehber kullanılmadığında bu değerler, 28.80 ± 0.98 °C, 30.76 ± 1.07 °C ve 31.15 ± 1.99 °C olarak bulunmuştur. Bu sonuçlara göre 3 mm., 6 mm. ve 9 mm. derinlikte cerrahi rehber kullanılmasıyla kullanılmaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($P_{T1}=0.000$, $P_{T2}=0.001$, $P_{T3}=0.000$).



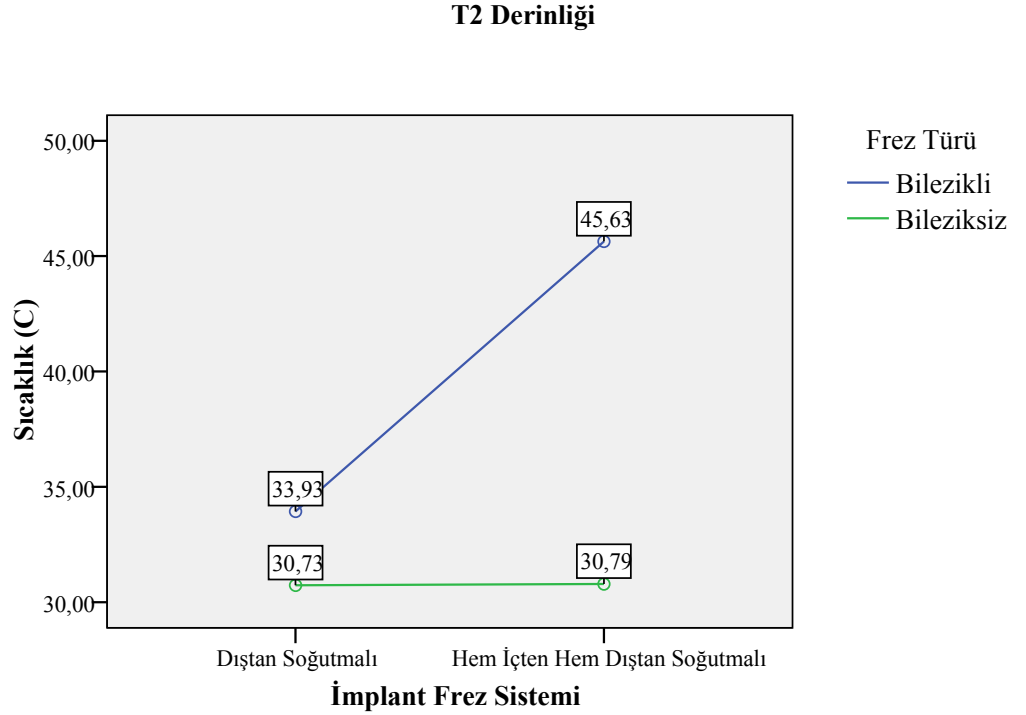
Tablo 7. Cerrahi rehber kullanılmasına göre üç farklı derinlikte ölçülen ortalama maksimum sıcaklık değerleri

Sadece dıştan soğutmalı sistem için cerrahi rehber kullanıldığında 3 mm. derinlikte ortalama maksimum sıcaklık değeri 30.92 ± 3.06 °C olarak ölçülmüştür. Buna karşın hem içten hem de dıştan soğutmalı sistem için cerrahi rehber kullanıldığında 3 mm. derinlikte ortalama maksimum sıcaklık değeri 37.48 ± 5.00 °C'dir. Aynı sistemler için cerrahi rehber kullanılmadığında 3 mm. derinlikte ölçülen ortalama maksimum sıcaklık değerleri sırasıyla 28.32 ± 0.85 °C ve 29.07 ± 0.90 °C olarak bulunmuştur. Buna göre, implant frez sistemleri için cerrahi rehber kullanılması ile kullanılmaması açısından, 3mm. derinlikte ölçülen sıcaklık değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ($P_{bli}=0.012$, $P_{bsiz}=0.03$) (Tablo 8).



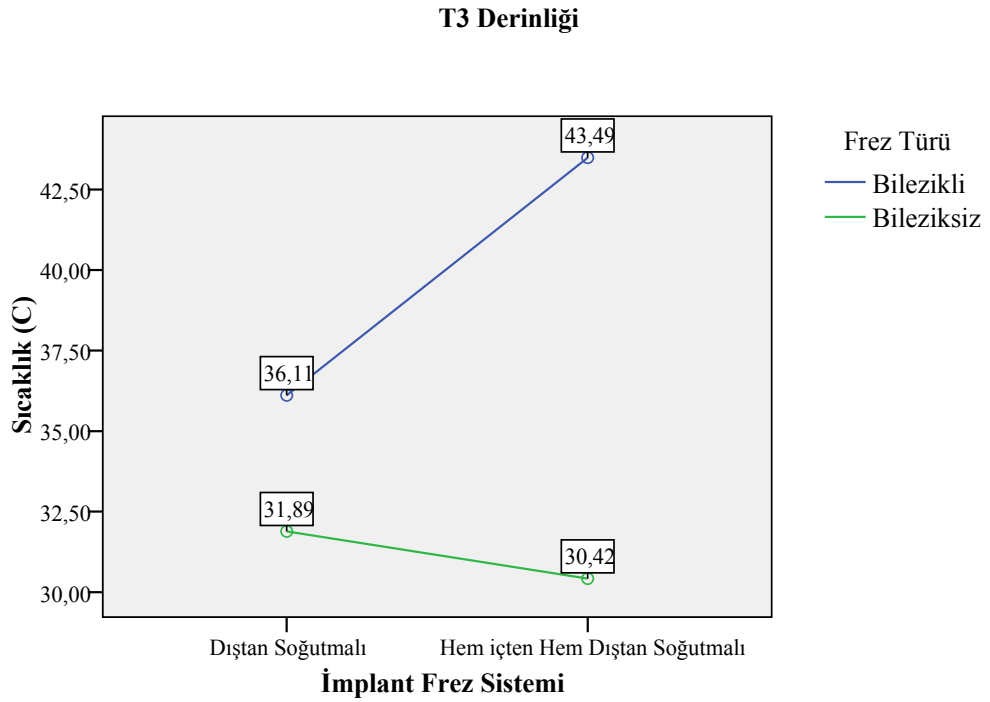
Tablo 8. 3mm derinlikte ölçülen ortalama maksimum sıcaklık değerleri

Sadece dıştan soğutmalı sistem için cerrahi rehber kullanıldığında, 6 mm. derinlikte ortalama maksimum sıcaklık değeri 33.93 ± 5.86 °C olarak ölçülmüştür. Buna karşın hem içten hem de dıştan soğutmalı sistem için cerrahi rehber kullanıldığında 6 mm. derinlikte ortalama maksimum sıcaklık değeri 45.63 ± 13.12 °C'dir. Aynı sistemler için cerrahi rehber kullanılmadığında, 6 mm. derinlikte ölçülen ortalama maksimum sıcaklık değerleri sırasıyla 30.73 ± 1.10 °C ve 30.78 ± 1.11 °C olarak bulunmuştur. İki farklı implant sistemi için cerrahi rehber kullanılmadığında 6 mm. derinlikte ölçülen sıcaklık değerleri arasında istatistiksel bir fark olmamasına rağmen, cerrahi rehber kullanıldığında anlamlı bir fark bulunmuştur ($P_{bli}=0.009$, $P_{bsiz}=0.723$) (Tablo 9).



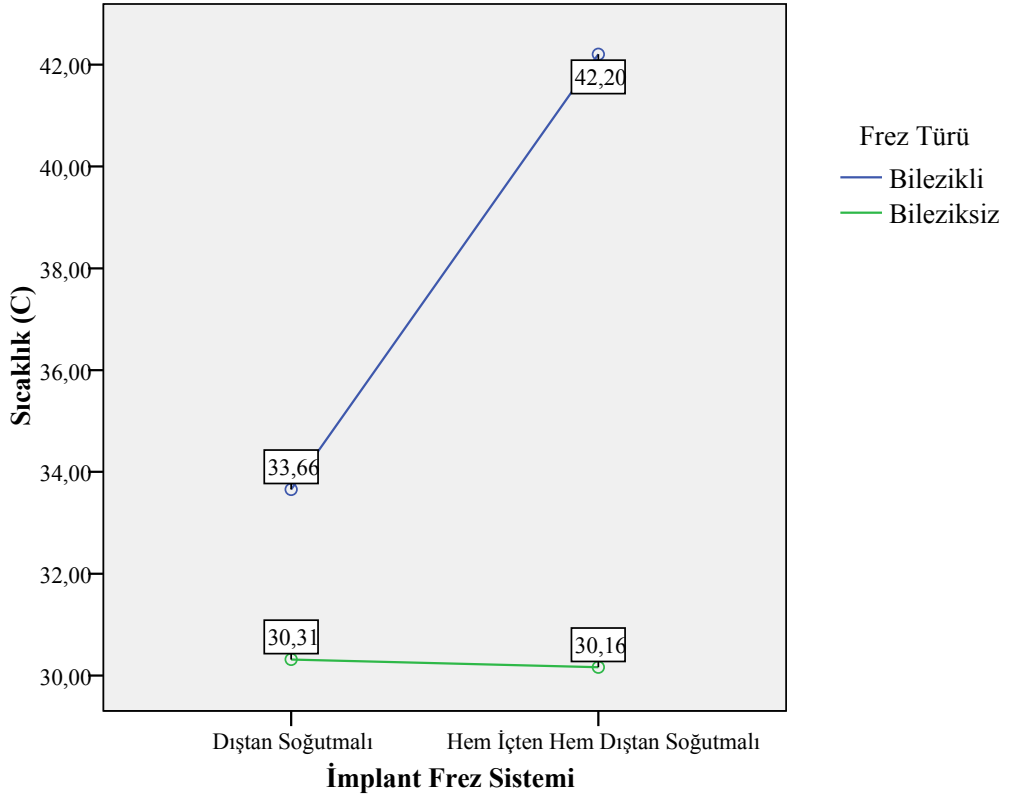
Tablo 9. 6mm derinlikte ölçülen ortalama maksimum sıcaklık değerleri

Sadece dıştan soğutmalı sistem için cerrahi rehber kullanıldığında 9 mm. derinlikte ortalama maksimum sıcaklık değeri 36.11 ± 5.72 °C olarak ölçülmüştür. Buna karşın hem içten hem de dıştan soğutmalı sistem için cerrahi rehber kullanıldığında 9 mm. derinlikte ortalama maksimum sıcaklık değeri 43.48 ± 14.94 °C'dir. Aynı sistemler için cerrahi rehber kullanılmadığında 6mm derinlikte ölçülen ortalama maksimum sıcaklık değerleri sırasıyla 31.88 ± 2.09 °C ve 30.42 ± 1.68 °C olarak bulunmuştur. İki farklı implant sistemi için cerrahi rehber kullanılması ile kullanılmaması açısından 9 mm. derinlikte ölçülen sıcaklık değerleri arasında istatistiksel bir fark yoktur ($P_{bli}=0.297$, $P_{bsiz}=0.185$)(Tablo 10).



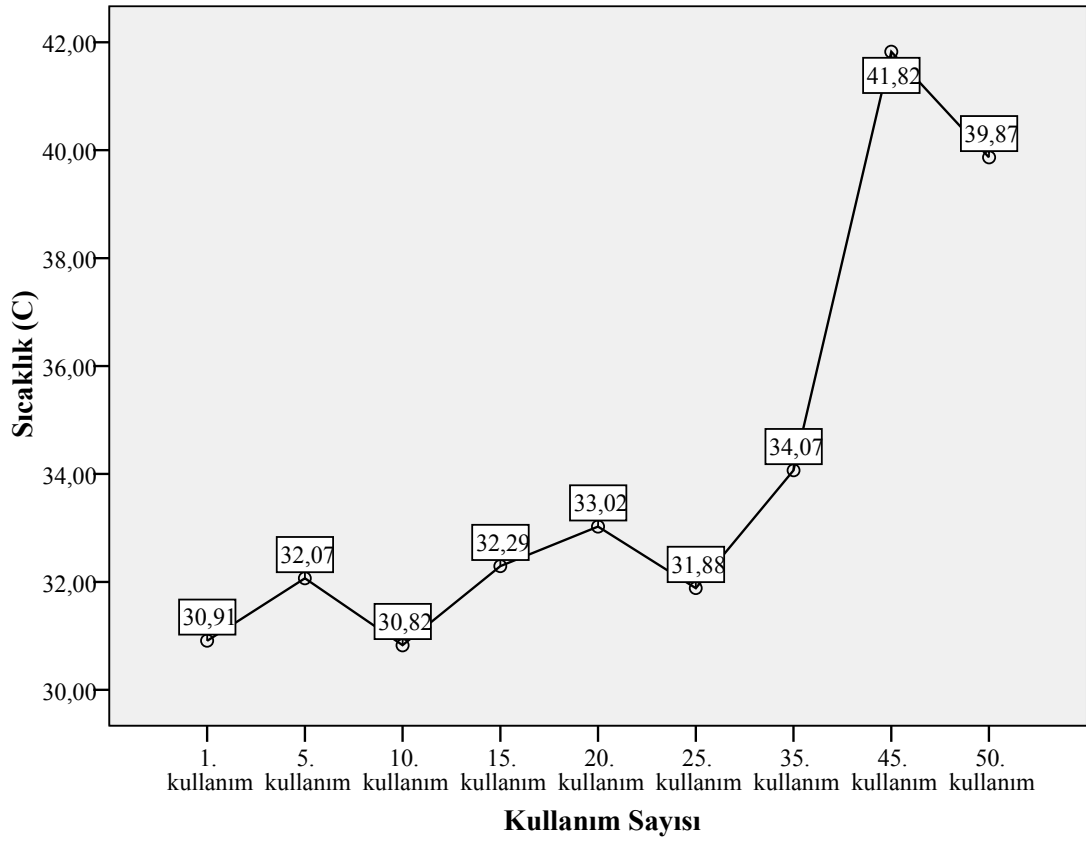
Tablo 10. 9 mm. derinlikte ölçülen ortalama maksimum sıcaklık değerleri

Üç farklı derinlikte ölçülen sıcaklık değerlerinin ortalamaları dikkate alındığında, implant yuvası açımında cerrahi rehber kullanılmadığında, dıştan soğutmalı sistem için ölçülen ortalama maksimum sıcaklık değeri 30.31 ± 2.06 °C iken, hem dıştan hem de içten soğutmalı sistem için bu değer 30.16 ± 1.39 °C olarak bulunmuştur. Buna karşın cerrahi rehber kullanıldığında dıştan soğutmalı sistem için ortalama maksimum sıcaklık değeri 33.65 ± 5.31 °C, hem içten hem de dıştan soğutmalı sistem için ise 42.20 ± 11.90 °C olarak ölçülmüştür. Buna göre cerrahi rehber kullanılması ile kullanılmaması arasında, ölçüm yapılan derinliğe bağlı olmaksızın anlamlı bir fark bulunmuştur ($P_{T1}=0.000$; $P_{T2}=0.001$; $P_{T3}=0.000$). Ölçüm yapılan derinliğe bağlı olmaksızın cerrahi rehber kullanılması ile kullanılmaması arasındaki ilişki Tablo 11’de gösterilmiştir.



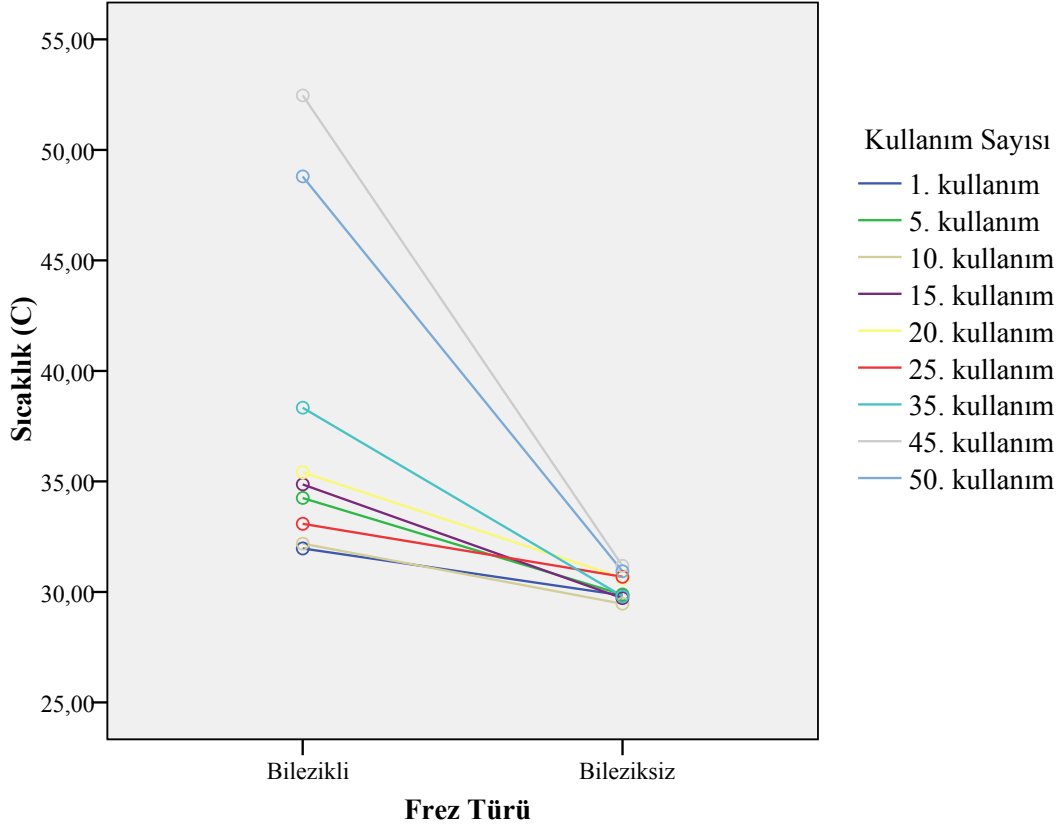
Tablo 11. Üç farklı derinlikte ölçülen sıcaklık değerlerinin ortalamaları dikkate alındığında, implant sistemlerinin cerrahi rehber kullanımına bağlı olarak ölçülen ortalama maksimum sıcaklık değerleri

İmplant yuva açımında kullanılan frezlerin kullanım sayılarına göre oluşturdukları ortalama maksimum sıcaklık değerleri, hem ayrı ayrı hem de yeni, orta ve eski olarak üç grup halinde karşılaştırılarak değerlendirilmiştir. Kullanım sayılarının ayrı ayrı değerlendirildiği grafik Tablo 12’de gösterilmektedir. Kullanım sayısına göre ölçülen ortalama maksimum sıcaklık değerleri açısından 45. ve 50. kullanımdaki değerler ile diğer değerler arasında anlamlı bir fark bulunurken ($P=1.000$), diğer kullanım sayıları arasında istatistiksel bir farka rastlanmamıştır ($P=0.000$).



Tablo 12. İmplant yuva açımında kullanılan frezlerin kullanım sayılarına göre oluşturduğu ortalama maksimum sıcaklık değerleri

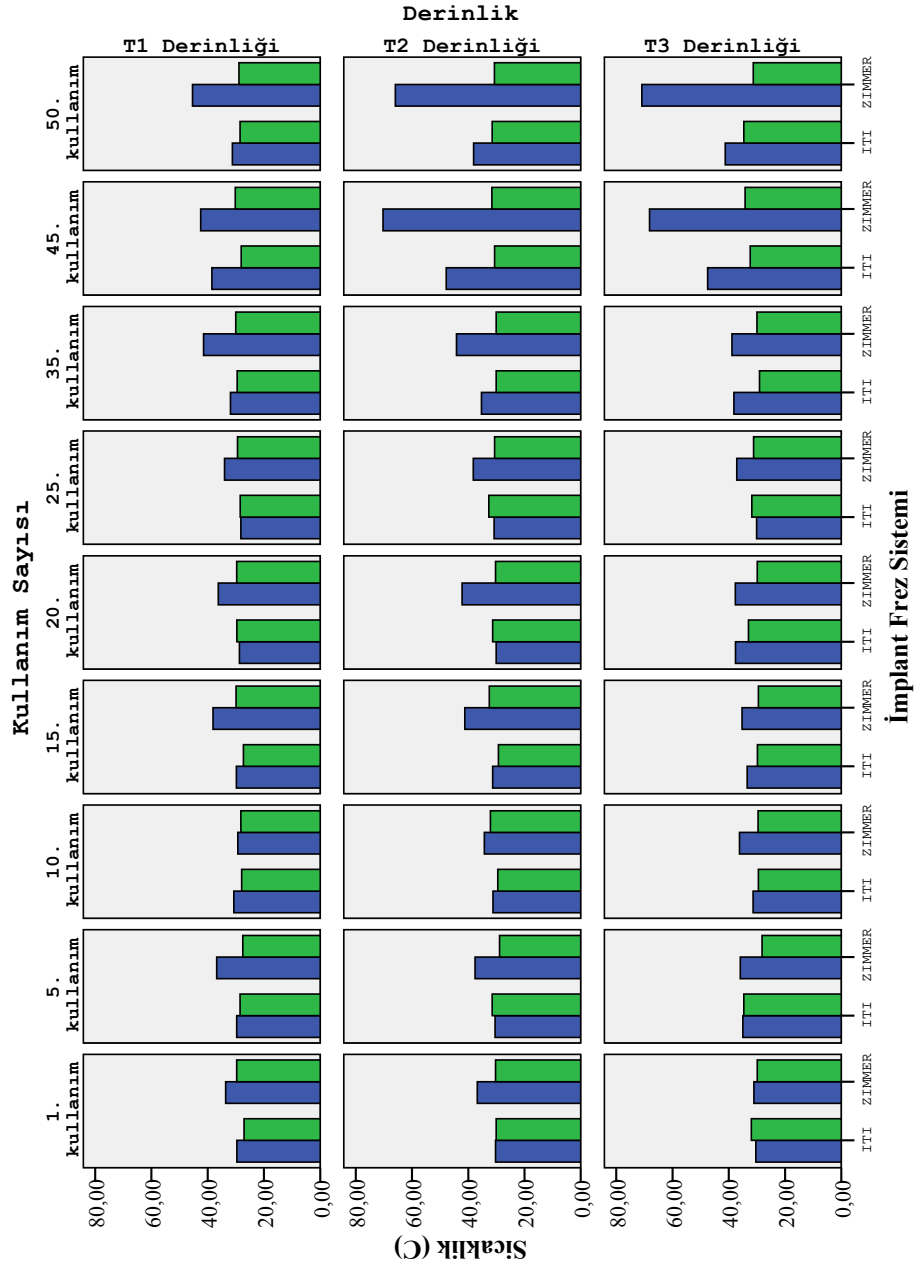
İmplant yuva açımında kullanılan frezlerin kullanım sayılarıyla cerrahi rehber kullanımı arasındaki ilişki Tablo 13'te gösterilmektedir.



Tablo 13. İmplant frezlerinin kullanım sayılarına göre cerrahi rehber kullanılması arasındaki ilişki

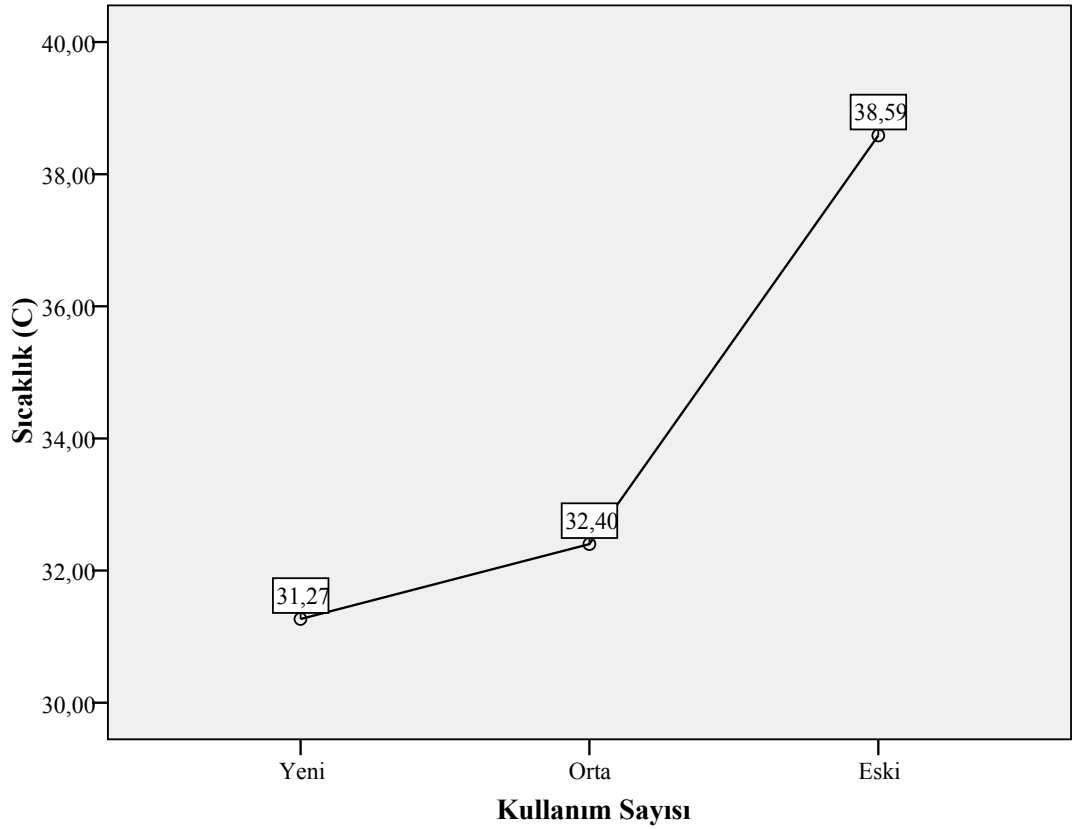
Cerrahi rehber kullanıldığında frezin kullanım sayısının artmasıyla kemikte oluşturduğu ısı belirgin oranda artmaktayken cerrahi rehber kullanılmadığında kullanım sayısının etkisi oldukça düşük olmaktadır (Tablo 14).

Frez Türü
■ Bilezikli
■ Bileziksiz



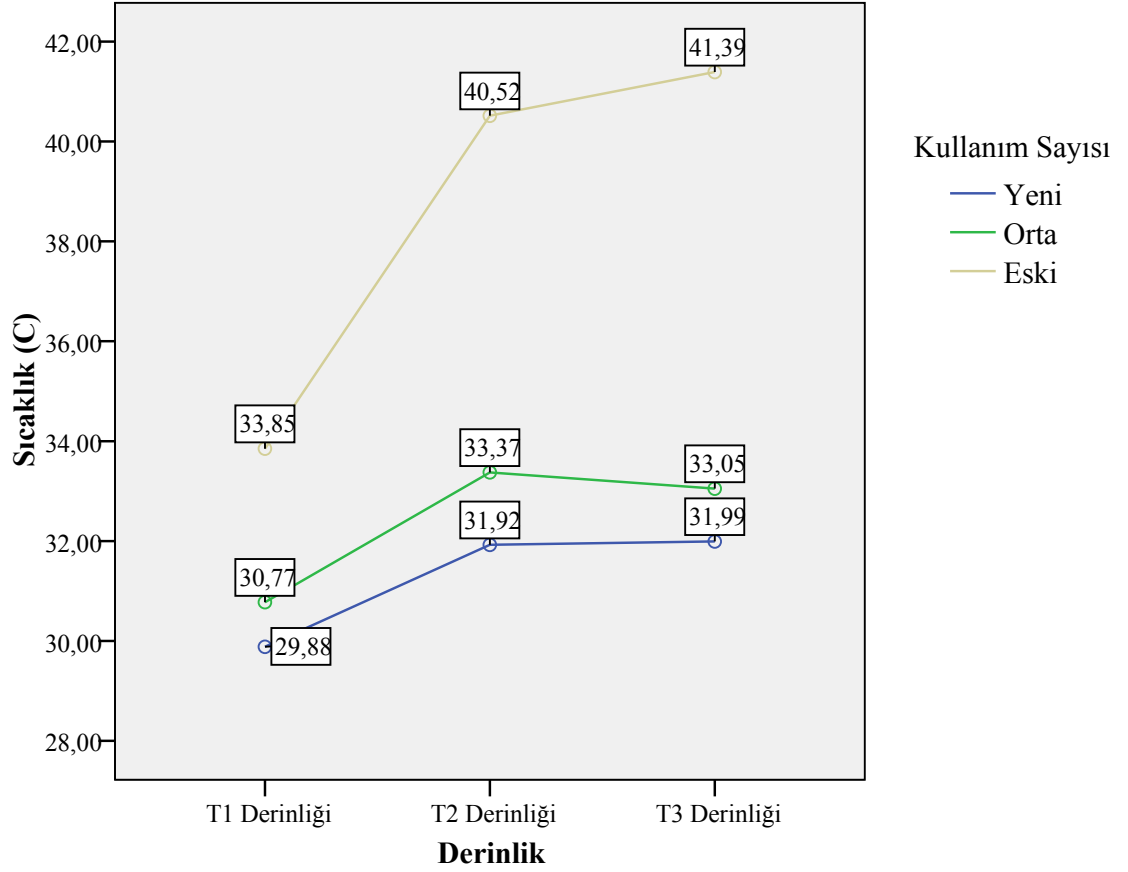
Tablo 14. Üç farklı derinlikte implant frez sistemlerinin, cerrahi rehber kullanımı ile implant frezlerinin kullanım sayıları arasındaki ilişkisi

Çalışmada kullanılan implant frezlerinin yeni, orta ve eski olarak gruplandırıldığında ölçülen ortalama maksimum sıcaklık değerleri sırasıyla 31.26 ± 2.88 °C, 32.40 ± 3.82 °C ve 38.58 ± 12.24 °C olarak bulunmuştur. Bu sonuçlara göre yeni frezler ile orta (P=0.024) ve eski frezler (P=0.000) arasında anlamlı bir farka rastlanırken orta ile eski grup frezler arasında (P=0.184) herhangi bir farka rastlanmamıştır (tablo 15).



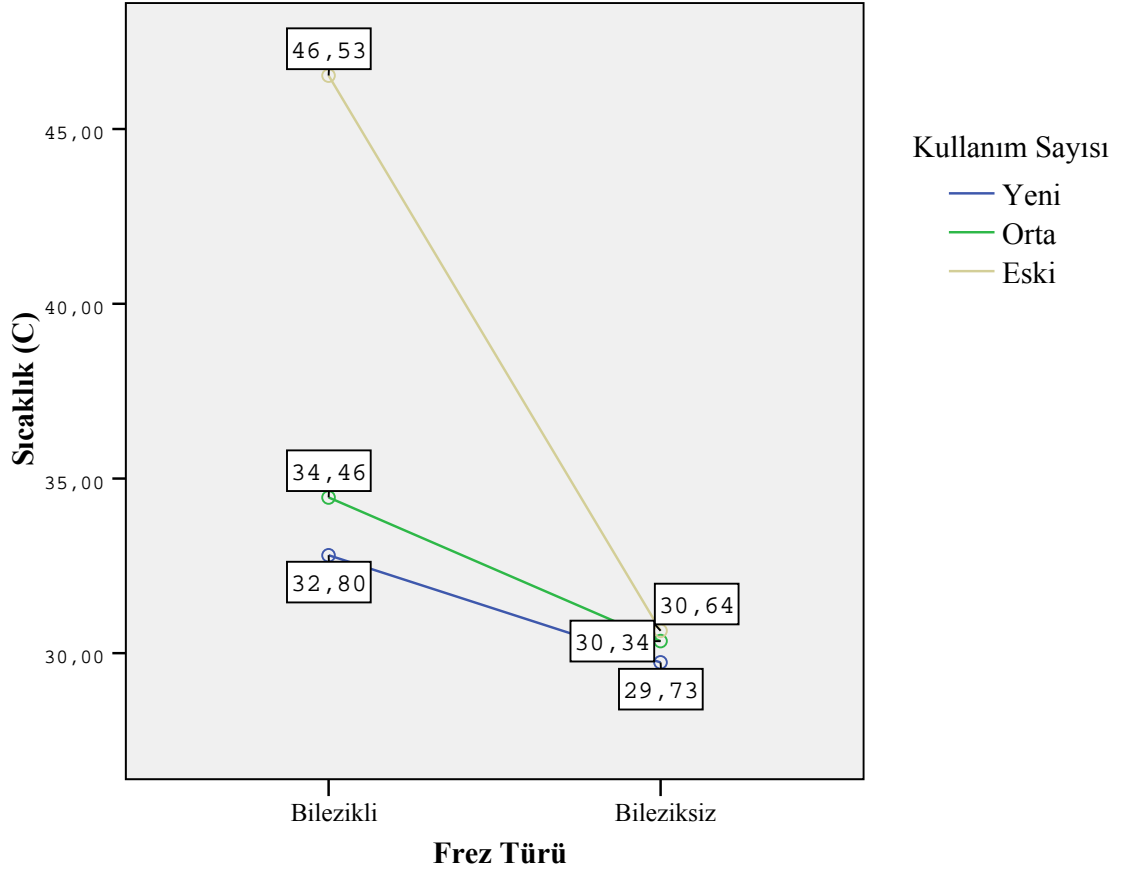
Tablo 15. İmplant frezlerinin kullanım sayılarına göre oluşturdukları sıcaklık değerleri

Kullanım sayılarının gruplandırılmış haliyle, üç farklı derinlikte ölçülen ortalama maksimum sıcaklık değerleri ortalamaları arasında ise anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($P_{T1}=0.122$; $P_{T2}=0.182$; $P_{T3}=0.070$)(Tablo 16).



Tablo 16. İmplant frezlerinin kullanım sayılarına göre üç farklı derinlikte ölçülen sıcaklık değerleri

İmplant frezlerinin kullanım sayılarının gruplandırılmış haliyle, cerrahi rehber kullanılması ile kullanılmaması arasındaki ilişki Tablo 17’de gösterilmiştir. Buna göre frezlerin kullanım sayısı ile cerrahi rehber kullanılıp kullanılmaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur (P=0.0001).



Tablo 17. Cerrahi rehber kullanılıp kullanılmaması ile implant frezlerinin kullanım sayıları arasındaki ilişki

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, in-vitro koşullarda sığır femur kortikal kemikleri kullanarak, sadece dıştan soğutmalı ve hem dıştan hem de içten soğutmalı iki farklı implant frez sisteminde, cerrahi rehber kullanılması ya da kullanılmaması sırasında oluşan sıcaklık değerleri üç farklı derinlikte ölçülerek karşılaştırılmıştır. Ayrıca çalışmada implant yuvası açımında kullanılan frezlerin kullanım sayılarının kemikte oluşan sıcaklık üzerine olan etkileri de değerlendirilmiştir.

Literatürde implant yuvası açılırken oluşan sıcaklığın incelendiği pek çok çalışma mevcuttur. Bu çalışmalarda, canlı hayvan (Eriksson ve ark., 1984a; Eriksson ve ark., 1984b; Eriksson ve Albrektsson, 1983; Eriksson ve Albrektsson, 1984) ve insan kemikleri (Eriksson ve ark., 1984a; Eriksson ve Adell, 1986), cansız kemik (Lavelle ve Wedgwood, 1980; Yacker ve Klein, 1996; Abouzgia ve Symington, 1996; Cordioli ve Majzoub, 1997; Bachus ve ark., 2000; Davidson ve James, 2000; Benington ve ark., 2002; Sharawy ve ark., 2002; Ercoli ve ark., 2004; Chacon ve ark., 2006) ve polimerik materyaller (Harris ve Kohles, 2001) gibi çeşitli çalışma modelleri kullanılmıştır. Yapılan in-vivo çalışmalarda (Eriksson ve Albrektrson, 1983; Eriksson ve ark., 1984; Eriksson ve Adell, 1986) kemikte implant yuvası açılması sırasında oluşan ısının kemik iyileşmesine olumsuz etkileri ve kemikte nekroz meydana gelmeden, kemiğin dayanabildiği maksimum sıcaklık değerleri incelenmiştir. Yapılan in-vitro çalışmalarda ise (Shraway ve ark., 2002; Chacon ve ark., 2006) implant yuvası açılması sırasında oluşan ısıyı etkileyen faktörler değerlendirilmiştir. Yacker ve Klein, implant yuvası açılırken farklı derinliklerde sıcaklık ölçümleri yaparak, kemik modelinin yoğunluğunun yuvanın derinliğinden daha önemli bir faktör olduğunu belirtmişlerdir (Yacker ve Klein, 1996).

Kemiğin fiziksel özellikleri onun termal iletkenliği açısından önemlidir. Kemik, yapısal ve mekanik özellikler bakımından anizotropiktir, ancak anizotropinin termofiziksel özellikler üzerine olan etkisi hakkında çok fazla bilgi bulunmamaktadır. Abozgia ve James, insan kadavralarının femoral kortikal kemiklerinde yapılan bir çalışmada, longitudinal yöndeki ısı iletiminin, transvers yöne göre daha fazla olduğunu gösterildiğini belirtmiştir. (Abouzgia ve James, 1997).

Yapılan ısı iletimi deneylerinde, sığır kortikal kemiğinin termal iletim değeri 0.56 ± 0.039 W/mK olarak bulunmuştur. Buna göre sığır kortikal kemiği termal olarak izotropik olarak değerlendirilmiştir. Aynı zamanda bulunan bu değer insan kortikal kemiğinin termal iletkenlik değeriyle de uyduğu gösterilmiştir (Davidson ve James, 2000).

Yacker ve Klein yaptıkları çalışmada, sığır kortikal kemik bloklarının yoğunluğunu BT kullanarak 1400 Hounsfield Birimi değerinde olduğunu ve insan mandibulasının 1400-1600 değeriyle sığır kortikal kemik yoğunluğuna benzer olduğunu göstermişlerdir (Yacker ve Klein, 1996).

Bu çalışmada, insan çene kemikleriyle yoğunluk ve termal iletkenlik değerleri açısından benzer olması nedeniyle sığır femur kortikal kemiklerinin kullanımı tercih edilmiştir. Kemiğin fiziksel özelliklerinin bozulmaması için, kemik bloklar -10°C 'de bekletilmiş ve laboratuvar aşaması 3-4 hafta içerisinde bitirilmiştir (Sedlin ve Hirsch, 1966).

İmplant yuvası açılırken oluşan ısıyı ölçmek için kullanılan yöntemler arasında; termocouple (Eriksson ve Adell, 1986; Yacker ve Klein, 1996; Bachus ve ark., 2000; Sharawy ve ark., 2002; Chacon ve ark., 2006), kızılötesi termografi (Watanabe ve ark., 1992, Benington ve ark., 1996), matematiksel hesaplama (Tehemar, 1999) ve frez üzerine bağlanan elektriksel güç kaynağı (Abouzia ve James, 1995) bulunmaktadır. Atravmatik olarak değerlendirilen termografik tekniğin (kızılötesi ve gerçek zamanlı termografi) termocouple yöntemine göre, sıcaklığı ölçülmek istenen tüm alanın sıcaklık değerini vermesi, kemik içinde herhangi bir delik açılmasını gerektirmemesi ve elde edilen değerler arasındaki hata payının daha düşük olması gibi üstünlükleri bulunmaktadır. Bununla birlikte, yüksek maliyeti nedeniyle kullanımının kısıtlı olması, kullanımı için teknik tecrübeye ihtiyaç duyulması ve en önemlisi irrigasyon varlığında uygulanamaması gibi dezavantajları da vardır (Benington ve ark., 1996).

Kemikte yuva açımı sırasında oluşan ısıyı ölçmek amacıyla birçok çalışmada K tipi termocouple kullanılmıştır (Eriksson ve Adell, 1986; Reingewirtz, ve ark., 1997; Abouzia ve James, 1997; Cordioli ve Majzoub, 1997; Kerawala ve

ark., 1999; Sharawy ve ark., 2002; Chacon ve ark., 2006). Bu nedenle çalışmamızda da literatüre uyumlu olarak K tipi termocouple tercih edilmiştir.

Yapılan çalışmalarda, termocouple uçların kemik içerisinde yuva açılan bölgeye olan uzaklıkları ve sayıları oldukça değişiklik göstermektedir. Eriksson ve Adell'in insan mandibulasında in-vivo olarak yaptığı çalışmada, tek bir termocouple uç, 8 mm. derinlikte ve açılan implant yuvasına 0.5 mm. mesafede yerleştirilmiştir (Eriksson ve Adell, 1986). Başka bir çalışmada ısıya duyarlı termocouple uçlar frezlerin çapına göre ortalama 0.5 mm uzaklığa, 4 ve 8 mm derinliğe yerleştirilmiştir (Cordioli ve Majzoub,1997). Reingewirtz ve ark.'larının yaptıkları çalışmada, termocouple uç ile frez arasındaki mesafe 0.8 mm.'dir (Reingewirtz ve ark., 1997). Sharawy ve ark. ise implant yuvası açılacak bölgeden yaklaşık 1 mm. mesafede, mezial, distal, bukkal ve lingual yönlerde 4 ayrı termocouple ucu, 8 mm. derinliğe, yuva açılan doğrultuya paralel olarak yerleştirmişlerdir (Sharawy ve ark., 2002). 2004 yılında Ercoli ve ark.'larının yaptıkları bir çalışmada, termocouple uçlar, yuva açılan deliğe 1 mm mesafede yerleştirilmiştir (Ercoli ve ark., 2004). Üç farklı implant yuva açım sisteminin karşılaştırıldığı diğer bir çalışmada da termocouple uçlar 0.5 mm. mesafede ve 15 mm. derinliğe yerleştirilmiştir (Chacon ve ark., 2006).

İmplant yuvası açılan bölgede oluşan ısıyı ölçmek için tam yuva açılan bölgeden ölçüm yapmak gerekse de bu pratik olarak pek mümkün olmamaktadır. Jochum ve Reichart, sıcaklık ölçen termocouple uçların kemik yuvası açılan bölgenin 0.3 mm. den 0.7 mm.'ye uzaklaştırılmasıyla ölçülen sıcaklık değerlerinde 2 °C'lik fark olduğunu, 0.55 mm. ile 0.7 mm. arasında ise fark olmadığını belirtmişlerdir (Jochum ve Reichart, 2000).

Literatürde, termocouple uçların kemik içerisinde yuva açılan bölgeye göre mesafeleri ve sayıları değişiklik göstermesine rağmen, tüm çalışmalarda termocouple uçları yuva açılan bölgeye paralel (longitudinal) olarak yerleştirilmiştir. Çalışmamızda termocouple uçlar implant yuvasına 1mm. mesafede, kemiğin üç farklı bölgesinden sıcaklık ölçümü yapılabilmesi amacıyla üç ayrı derinlikte (3 mm., 6 mm. ve 9 mm.) ve mesafenin daha rahat gözlemlenebilmesi için yuva açılan bölgeye dik olarak yerleştirilmiştir.

Termocouple kullanılarak ısı ölçümü yapılırken, hassas uçların bölgenin gerçek sıcaklık değerini yansıtabilmesi için, dış ortam koşullarından izole edilmesi gerekmektedir (Tehemar, 1999). Bu amaçla izolasyon materyali olarak ortodontik mum (Chacon ve ark., 2006), pembe mum (Shrawy ve ark., 2002), silikon (Jochum ve Reichart, 2000), silikon tüpler (Eriksson ve Adell, 1986), ısı iletken macun (Abouzgia ve Symington, 1996) ve özel cilalar (Iyer ve ark., 1997a) kullanılmıştır. Çalışmamızda termocouple uçların izolasyonu için silikon esaslı izolasyon materyali kullanılmıştır.

Literatürdeki çalışmalarda ortam sıcaklığı ile ilgili çeşitli görüşler bulunmaktadır. Eriksson ve Adell, in vivo olarak insan mandibulasında yaptıkları çalışmada, başlangıç sıcaklık değerinin 27.6 ila 31 °C arasında olduğu belirtmişlerdir (Eriksson ve Adell, 1986). Yapılan in-vitro çalışmalarda başlangıç sıcaklığı olarak 22-25 °C (Cordioli ve Majzoub, 1997), 31.1-31.3 °C (Iyer ve ark., 1997a), 29±2 °C (Ercoli ve ark., 2004) tercih edilmiştir. Sedlin ve Hirsch'in yapmış olduğu çalışmaya göre 21-37 °C arasında, klinik koşulların sağlanması açısından belirgin bir farkın olmadığı bulunmuştur (Sedlin ve Hirsch, 1966). In-vitro çalışmalarda klinik koşulları sağlamak için uygun sıcaklık aralığının 21-37 °C arasında olduğu genel olarak kabul görmüştür (Abouzgia ve James, 1997). Bizim çalışmamızda da bu bilgiler ışığında, çalışma süresince su banyosu sıcaklığımız 28.5-32.6 °C arasında tutulmuştur.

İmplant uygulamalarında sürtünme nedeniyle kemikte oluşan ısıyı etkileyen faktörler, uygulanan kuvvetin büyüklüğü (basınç), frezin şekli, hızı, boyu, soğutma sistemi ve frezleme süresidir.

Frez kullanımı sırasında, uygulanan kuvvetin artırılması sonucu kemikte oluşan ısının azalacağını bildiren çalışmalar bulunmaktadır. Bu çalışmalarda, uygulanan kuvvetin artırılmasıyla kemik kesisinin daha hızlı yapılacağı, bu nedenle frezleme süresinin kısılacağı ve oluşan ısının da buna bağlı olarak azalacağı bildirilmiştir (Mathews ve Hirsch, 1972, Brisman, 1996). Brisman, 1.2 – 2.4 kg arasındaki ağırlıklar ile 1800- 2400 rpm arası frez hızlarını değerlendirdiği çalışmasında, kemikte oluşan ısı üzerinde uygulanan kuvvetin frez hızına göre daha etkili olduğunu belirtmiştir. Abouzgia ve Symington'ın yaptıkları çalışmada ısı oluşumunda fazla kuvvet ve yüksek hızda frezlemenin, az kuvvet ve düşük hızda

frezleme yapılmasından daha az ısı artışına neden olduğu bildirilmiştir (Abouzgia ve Symington, 1996). Bununla birlikte, Abouzgia ve James, literatürde uygulanan kuvvetin artırılmasıyla oluşan ısının da artacağı yönünde çalışmalar olduğunu ancak bu çalışmalarda uygulanan kuvvetin 30 N.'dan daha az miktarda olduğunu belirtmişlerdir (Abouzgia ve James, 1997).

Cordioli ve Majzoub, insanda implant yuvası açımında uygulanan kuvvete karşılık gelen ortalama ağırlığın 2 kg. olduğunu ve frez hızının da 2000 rpm'i geçmemesi gerektiğini belirtmişlerdir (Cordioli ve Majzoub, 1997). Chacon ve ark., sığır femoral kortikal kemik modeli üzerinde termocouple teknolojisi ile yaptıkları çalışmada 2.4 kg.'lık ağırlık kullanmışlardır (Chacon ve ark., 2006). Ercoli ve ark. frez kullanım sayısını değerlendirdikleri çalışmalarında, 2000 gr.'a denk gelen ağırlık kullanmışlardır (Ercoli ve ark., 2004). Benington ve ark., içten ve dıştan soğutma sistemlerini karşılaştırdıkları araştırmalarında 1700 gr. ağırlıkla çalışmışlardır (Benington ve ark., 2002). Themar, aksi ispatlanmadıkça ortalama 2 kg. civarında kuvvet uygulanmasının ısı artışını azaltacağını bildirmiştir. (Themar, 1999). Çalışmamızda literatüre uyumlu olarak uygulanan kuvvete karşılık 2 kg.'lık sabit ağırlık kullanılmıştır.

Literatürde frez hızının değerlendirildiği birçok klinik ve deneysel çalışma bulunmasına rağmen, bu konu üzerindeki tartışmalar hala devam etmektedir. Frez hızının değerlendirilmesinde etkili olan birçok faktör bulunmaktadır. Bu faktörler; çalışma yöntemi, frezin kullanıldığı bölge, frez çeşidi ve oluşan ısıyı değerlendirme metodu olarak sıralanabilir (Themar, 1999). Aynı zamanda üretici firma tarafından belirtilen ve döner aletin serbest olarak çalıştığı sırada ekranda okunan frez hızı ile klinik veya deneysel olarak kullanıldığında gerçekte ölçülen frez hızı (%50'ye kadar azalma gösterebilir) aynı olmamaktadır (Abouzgia ve James, 1995; Abouzgia ve Symington, 1996).

Thompson, 125-2000 rpm arasındaki hızlarda soğutma kullanılmadan yapmış olduğu çalışmada, sıcaklığın 38.3 °C'den 65.5 °C'ye çıktığını bildirmiştir (Thompson, 1958). 1972'de Mathews ve Hirsch, frez hızı ile kemikte oluşan ısının direk olarak ilişkili olduğunu göstermiştir (Mathews ve Hirsch, 1972).

Kemikte yuva açımı sırasında oluşan ısının, kullanılan frezin dönme hızına bağlı olan etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada, üç farklı hızda (2000 rpm., 30000 rpm. ve 400000 rpm.) ölçülen sıcaklık değerleri sırasıyla 35.7, 33.5 ve 31.4 °C olarak bulunmuş ve frez hızı arttıkça oluşan ısıda düşme olduğu bildirilmiştir (Iyer ve ark., 1997a). Aynı araştırmacılar çalışmanın 2. bölümü olarak düşük, orta ve yüksek hızlarda frezleme sonrası iyileşmeyi karşılaştırmışlar ve en iyi iyileşmenin yüksek hızda çalışıldığında elde edildiğini belirtmişlerdir. Bunun nedenini de yüksek hızda çalışıldığında daha az ısı artışı olmasına bağlamışlardır (Iyer ve ark., 1997b).

Sharawy ve ark., üç farklı hızda (1225 rpm., 1667 rpm., 2500 rpm.) yaptıkları çalışmada, hem içten soğutmalı hem de dıştan soğutmalı implant sistemlerinde yüksek hızda çalışıldığında daha düşük sıcaklık değerleri elde edildiğini ve 2500 rpm. ile implant yuvasının hazırlanmasında kemik hasar riskinin azaldığını bildirmişlerdir (Sharawy ve ark., 2002). Chacon ve ark. çalışmalarında 2500 rpm, Yacker ve Klein 2000 rpm, Ercoli ve ark ise 1500 rpm. hız ile implant yuvalarını açmışlardır (Chacon ve ark., 2006; Yacker ve Klein, 1996; Ercoli ve ark., 2004). İmplant cerrahisinde yüksek torklu ve 1500-2000 rpm arasındaki hızda çalışan döner aletlerin en düşük ısı artışına neden olduğu ve implant yuvası açılırken en ideal uygulama olduğu gösterilmiştir (Eriksson ve Adell, 1986). Çalışmamızda yapılan araştırmalardan yola çıkarak 1500 rpm hızla çalışılmıştır.

İmplant yuvası açımında dıştan ve hem içten hem de dıştan olmak üzere iki tip irrigasyon sistemi kullanılmaktadır. İrrigasyon kullanılmadan yapılan karşılaştırmalı in vitro çalışmalarda kritik seviyenin üzerine çıkan sıcaklık değerleri elde edildiği gösterilmiştir (Cordioli ve Majzoub, 1997; Yacker ve Klein, 1996).

İmplant yuvası açılırken içten ve dıştan soğutmalı sistemlerin karşılaştırıldığı bir çalışmada, ısı artışı yönünden istatistiksel bir fark bulunmamıştır (Benington ve ark., 2002). Lavelle ve Wedgwood içten soğutmalı sistemlerde, Sharawy ve ark.'ları ise dıştan soğutmalı sistemlerde daha az ısı oluşturduğunu belirtmişlerdir (Lavelle ve Wedgwood, 1980; Sharawy ve ark., 2002). Ercoli ve ark. içten soğutma sistemiyle çalışan 2 ve dıştan soğutma sistemiyle çalışan 5 olmak üzere toplam 7 sistemi karşılaştırdıkları çalışmalarında, oluşan sıcaklık değerleri açısından istatistiksel bir fark bulamamışlardır (Ercoli ve ark., 2004). Sutter ve ark.,

içten ve dıştan soğutma arasında bir fark bulamamışlar ve içten soğutmalı sistemlerde frezlerin devamlı kuvvet altında kullanılması durumunda, soğutma sıvısının frezin dışına çıkmasını sağlayan deliklerin kemik parçacıklarıyla dolması ve tıkanması nedeniyle oluşan ısının arttığını belirtmişlerdir. Bu nedenle aralıklı olarak frezleme yapılması veya yüksek basınç altında soğutma sıvısı kullanılması önerilmektedir (Sutter ve ark., 1992). Bizim çalışmamızda da cerrahi rehber kullanılmadığında, dıştan soğutmalı sistem ile hem içten hem de dıştan soğutmalı sistem arasında ölçülen sıcaklık değerlerinde istatistiksel olarak bir fark olmamasına rağmen, cerrahi rehber kullanıldığında sistemler arasında anlamlı bir fark bulunmaktadır.

Frezlerle veya testerelerle alveolar kemikte yapılan kesiler, kemiğin fazla ısınmasına bağlı olarak periodontal kemik kaybına neden olur ve diş köklerine zarar verebilir. Isı oluşumunu azaltmak için kullanılan aletlerin keskin olması ve irrigasyonla soğutma uygulanması gereklidir (Abouzia ve James, 1997). Literatürde kemik kesisi veya frezleme yapılırken oluşan ısının 300 °C'ye kadar çıktığı ve nekroza neden olduğunu gösteren birçok çalışma bulunmaktadır (Mathews ve Hirsch, 1972; Lavelle ve Wedgwood, 1980; Eriksson ve ark, 1984; Abouzia ve James, 1997). Klinik açıdan bakıldığında Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi sınıflamasında, tip I kemikte implant başarısızlığında en etkili faktör, frezleme sırasında sürtünme kuvveti nedeniyle oluşan ısıdır (Brisman, 1996). Kemiğin ısı iletiminin düşük olmasından dolayı, kemik yuvası açılan bölgede oluşan ısı hızlı bir şekilde dağıtılamamaktadır. Bu durum, lokal nekroza ve dolayısıyla geç iyileşmeye neden olmaktadır (Abouzia ve James, 1997).

İmplant yuvası açılırken oluşan ısının miktarını ve kemik nekrozunun gerçekleştiği kritik sıcaklık değerini belirlemek için çeşitli çalışmalar yapılmıştır (Eriksson ve ark., 1984a; Eriksson ve Albrektsson, 1983; Eriksson ve Albrektsson, 1984; Weinlaender, 1991).

Kemiğin aşırı ısınması hiperemi, nekroz, fibrozis, osteositik dejenerasyon ve artmış osteoklastik aktiviteye neden olarak kemik dokusunun tamir aktivitesini bozmaktadır (Lavelle ve Wedgwood , 1980). Berman ve ark., 56-70 °C'de alkalın fosfataz'ın denatüre olmasından dolayı, bu sıcaklık değerlerinin kemik dokusuna

zararlı olduğunu bildirmişlerdir (Berman ve ark., 1984). Eriksson ve ark.'ların 1984 yılında yaptıkları çalışmada, 50 °C sıcaklıkta, 1 dakika sürede, yağ dokusu hücrelerinin rezorbe olduğunu ve yavaşlayan kan akımı nedeniyle kemik onarımının bozulduğunu göstermişlerdir (Eriksson ve ark., 1984). 1983 ve 1984 yıllarında aynı yöntemler kullanılarak yapılan çalışmalarda, kemik nekrozu için kritik sıcaklığın 47 °C olduğu belirtilmiştir (Eriksson ve Albrektsson, 1983; Eriksson ve Albrektsson, 1984). Hayvan kemikleri üzerinde yapılan bir çalışmada, sıcaklığın her 1 °C artmasıyla, kemiğin bu sıcaklık derecesine maruz kalma süresi sonucu oluşan biyolojik etki arasında, negatif yönde yarı yarıya bir ilişki söz konusu olduğu gösterilmiştir. Bu durumda 47 °C sıcaklığa bir dakika süreyle maruz kalan kemik ile 48 °C sıcaklığa 30 saniye maruz kalan kemikte oluşan hasar miktarı benzerdir (Kerawala ve ark., 1999).

Eriksson ve Adell, Branemark frez sisteminin kullanımı sırasında oluşan ortalama maksimum değerinin 30.3 °C ve ulaşılan en yüksek sıcaklığın ise 33.8 °C olduğunu bildirmişlerdir (Eriksson ve Adell, 1986). Watanabe ve ark., frezin kemikten çıkarılmasına rağmen oluşan ısının çevre kemiğe doğru yayılmaya devam ettiğini ve normal sıcaklığa dönme süresinin 60 saniyeyi bulduğunu göstermişlerdir (Watanabe ve ark., 1992). Çalışmamızda yuva açım işlemi bittikten sonra da sıcaklık değerlerinin kayıt işlemine 120 saniye devam edildi ve her iki sistem için sıcaklık değerlerinin düştüğü ve 120 saniye sonunda, maksimum sıcaklığın 32.8 °C'de kaldığı gözlemlendi.

Sharawy ve ark., domuz çenelerinde 8 mm. derinliğe yerleştirdikleri 4 adet K tipi termocouple ile, üç farklı frez hızının (1225 rpm., 1667 rpm., 2500 rpm.) sıcaklık oluşumuna etkisini incelemişlerdir. İki içten ve iki dıştan soğutmalı implant frez sisteminin kullanıldığı çalışmada, hem içten soğutmalı hem de dıştan soğutmalı sistemlerde yüksek hızla çalışıldığında, düşük sıcaklık değerleri elde edilmiştir. Çalışmada maksimum sıcaklık 41.5 °C olarak ölçülmüş ve bu değer 20 saniyeden kısa süreli olmuştur (Sharawy ve ark., 2002). Bizim çalışmamızda, cerrahi rehber kullanılmadığında ölçülen maksimum sıcaklık değeri 35.2 °C'dir (ortalama: 30.23±1.74 °C) ve bu çalışmaya göre daha düşüktür. Bilgimiz dahilinde literatürde cerrahi rehber kullanılarak açılan implant yuvalarındaki sıcaklık ölçümleri ile ilgili yapılan herhangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Çalışmamızda cerrahi rehber

kullanıldığında ölçülen maksimum sıcaklık değeri 70.9°C 'dir (ortalama: $37.92\pm 10.10^{\circ}\text{C}$) ve bu değer yüksek olması, kullanılan cerrahi rehber nedeniyle soğutma sisteminin etkisinin azalmasına bağlı olabilir.

Ercoli ve ark. sığır kaburga kemiklerinde 7 farklı implant sistemini karşılaştırdıkları çalışmalarında, 5 mm. ve 15 mm. derinliğe yerleştirdikleri termocouple uçların başlangıç sıcaklık ortalamalarını sırasıyla 30.4°C ve 28.4°C , çalışma sırasında ölçülen maksimum sıcaklık ortalamalarını ise 31.9°C ve 30.9°C olarak bulmuşlardır. Çalışmada ölçülen ortalama sıcaklık değerleri başlangıç sıcaklığına göre az miktarda artış göstermiş ve sadece 5 denemede oluşan sıcaklık değeri 47°C 'nin üzerine çıkmıştır (Ercoli ve ark., 2004). 47°C 'nin üzerine çıkan bu değerler 15 mm.'lik yuva açılırken son 5 mm.'de oluşmuştur. Bunun nedeni olarak frezin ilerletilmesinde devamlı ve uzun süreli frezleme yapılması gösterilmiştir. Bununla birlikte, 5 mm ile 15 mm derinliklerde ölçülen sıcaklıklar arasında belirgin bir fark bulunamamıştır (Ercoli ve ark., 2004). Buna karşın bizim çalışmamızda üç farklı derinlikte ölçülen ortalama maksimum sıcaklık değerleri arasında anlamlı bir fark görülmüştür. Bunun nedeni olarak, kullanılan kemik modelin, implant sistemlerinin, hazırlanan düzeneğin ve uygulanan yöntemin farklı olması gösterilebilir.

Kerawala ve ark.'ları, insan kadavra kemikleri üzerinde yaptıkları çalışmada, yuva açımı sırasında soğutma kullanılmadığında 70°C 'nin üzerinde sıcaklık değerleri ölçmüşlerdir. Bununla birlikte döner alete sabitlenmiş bir şekilde dıştan soğutma sistemi (integral external irrigation) kullanıldığında ölçülen sıcaklık değerlerinin kritik değer olan 47°C 'yi aşmadığını belirtmişlerdir. Döner aletle birlikte kullanılan dıştan soğutma sisteminin, kemikte yuva açımı sırasında, bir asistan tarafından şırınga ile yapılan soğutma yöntemine göre daha etkili olduğu sonucuna varmışlardır (Kerawala ve ark., 1999). Her ne kadar dıştan soğutma sistemiyle oluşan ısının artması engellense de, 15 mm. veya daha derin yuvalar açılacağı durumlarda dıştan soğutmayla birlikte içten soğutmanın da kullanılmasının, kemikte yuva açımı sırasında oluşan ısı üzerine oldukça etkili olduğu belirtilmiştir (Lavelle ve Wedgwood, 1980). Bizim çalışmamızda sadece dıştan ve hem içten hem de dıştan soğutma sistemleri, cerrahi rehber kullanılarak ve kullanılmadan, farklı derinliklerde

elde edilen ortalama sıcaklık değerleri açısından karşılaştırılmış ve sonuçta kritik sıcaklık değeri olan 47⁰C'nin altında değerler elde edilmiştir.

Ercoli ve ark., implant yuvası açımında frezlerin birçok kez kullanılabilereğini bildirmişlerdir (Ercoli ve ark., 2004). Literatürdeki bilgilere uyum sağlayacak şekilde bizim çalışmamızda frezler 50. kullanım sayısına kadar başarıyla kullanılmıştır. Bununla birlikte ilk kullanımdan 15. ve 16.-35. kullanıma kadar frezlerin kemikte oluşturduğu sıcaklık değerleri ortalamaları ile 36.-50. kullanıma kadar olan frezlerin oluşturduğu sıcaklık ortalamaları arasında belirgin bir fark bulunmuştur.

Jochum ve Reichart, frezlerin kesicilik özelliklerini çeşitli temizleme, dezenfeksiyon ve sterilizasyon prosedürlerine göre scanning elektron mikroskopuyla (SEM) incelemiş ve otoklavda sterilizasyonun frezlerin körelmesine neden olduğunu ve frezlerin 40 kullanımdan sonra oluşturdukları ısı değerlerinin kemik hasarı oluşturacak düzeyde olduğunu bildirmişlerdir (Jochum ve Reichart, 2000).

Jochum ve Reichart, her 10 kullanım sonrasında dezenfektan ve otoklavla frezlerin steril edilmesinin, frezlerin keskinliğini azalttığını ancak oluşan sıcaklık ile sadece suyla temizlenerek tekrar kullanılan frezler için oluşan sıcaklık arasında belirgin bir fark olmadığını ve değerlerin 47 ⁰C'nin altında olduğunu rapor etmişlerdir (Jochum ve Reichart, 2000). Harris ve Kohles, otoklavda sterilizasyonun frezlerin özelliklerini etkileyebileceğini ama bu etkiyi açıklamanın zor olduğunu ve asıl faktörün frezin tasarımından kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir (Harris ve Kohles, 2001).

Chacon ve ark. sığır femoral kortikal kemikleri kullanarak yaptıkları çalışmada, üç farklı implant sisteminde, frezlerin kullanım sayılarına göre oluşturdukları sıcaklık değerlerini 15 mm. derinliğe yerleştirdikleri K tipi termocouple ile ölçmüşlerdir. Çalışmada dakikada 40 ml soğutma sıvısı verebilen bir şırınga sistemi kullanılarak, 37 ⁰C'ye sabitlenmiş su banyosu içerisinde, kemiklerin başlangıç sıcaklıkları 37±1 ⁰C'ye geldiğinde yuva açım işlemine başlanılmıştır. Frezlerin 1., 5., 10., 15., 20. ve 25. kullanımlarda ve sadece implant sistemlerinin son frezi için sıcaklık ölçümü yapılmıştır. Frezler her iki kullanımda bir, ultrasonik

temizleme cihazında 10 dakika dezenfekte edildikten sonra otoklavda steril edilmiştir. Çalışma sonunda kullanılan 3 implant frez sisteminden birinde, 25. kullanımda 60 °C'yi aşan sıcaklık değerleri ölçülmüştür. Bu sonuç, implant frezlerinin yapısı, geometrisi ve frez sayıları arasındaki farka bağlanmıştır (Chacon ve ark., 2006). Çalışmamızda frezlerin 1., 3., 5., 7., 10., 13., 15., 17., 20., 23., 25., 27., 30., 33., 35., 37., 40., 43., 45. ve 50. kullanımlarındaki sıcaklık ölçümleri değerlendirilmiştir. Yuva açımında kullanılan frezler Chacon ve ark.'ların çalışmasına benzer olarak, her iki kullanımdan sonra yumuşak fırça ile yıkanmış ve ultrasonik temizleme cihazında temizlenerek otoklavda steril edilmiştir. Frezler, ölçüm yapılmayan kullanımlarında farklı kemik bloklarda eskitilmiştir. Çalışmamızda, Chacon ve ark.'larının sonuçlarına uyumlu olarak, 25. kullanıma kadar implant frez sistemlerinin oluşturduğu sıcaklık değerleri 47 °C'nin altındadır. Frezlerin 45. ve 50. kullanımlarında oluşturdukları sıcaklık değerleri ile ilk kullanımdan 35. kullanıma kadar olan sıcaklık değerleri arasında belirgin bir fark olmasına rağmen yine de kritik değer olan 47 °C'nin altında bulunmuştur.

Çalışmamızda cerrahi rehber kullanıldığı ve kullanılmadığı durumlarda ortaya çıkan sıcaklık değerleri arasında istatistiksel olarak fark vardır. Sıcaklık değerleri arasında oluşan bu farkın, cerrahi rehberlerde kullanılan 5 mm yükseklikteki metal bilezikler nedeniyle soğutma sıvısının etkisinin azalmasına bağlı olduğunu düşünmekteyiz. Ayrıca frezlerin metal bileziklere sürtünmesi nedeniyle keskinliğinin azalması da etkili bir faktör olabilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

İki farklı dental implant frez sisteminin, sığır femoral kortikal kemikleri üzerinde yuva hazırlanması sırasında, K tipi termocouple ile üç farklı derinlikte, cerrahi rehber kullanılmadan ve kullanılarak, 50. kullanımına kadar oluşturdukları sıcaklık değerlerini karşılaştırdığımız çalışmamızda,

1. K tipi termocouple ile implant yuvası açımında, istenilen derinliklerde ısı ölçümü yapılabileceği görülmüştür. Bu yönüyle K tipi termocouple, ısı ölçümü için güvenilir bir yöntemdir.

2. Kortikal kemikte implant yuvası hazırlanırken cerrahi rehber kullanıldığında klasik yonteme göre daha fazla ısı artışı görülmüştür. Bu sonuç, cerrahi rehberlerde kullanılan metal bilezikler nedeniyle soğutma sıvısının etkisinin azalmasına bağlı olabilir.

3. Yuva açımı sırasında kemikte meydana gelebilecek hasarın miktarı oluşan sıcaklığın düşürülmesiyle azaltılabilir. Kemikte implant yuvası açılırken oluşan ısıda, işlem sırasında yapılan soğutma ve soğutma sıvısının bölgeye erişebilirliği önemlidir.

4. İmplant frezleri, kullanım sayıları arttıkça kemikte oluşturdukları sıcaklık değerleri de yükselme göstermektedir. İmplant yuva açıcı frezlerin 35 kullanıma kadar, kemik dokusunda hasara neden olacak sıcaklık değerlerine ulaşmadan, başarıyla kullanılabilmesi mümkündür.

5. Çalışmamızda implant yuvası hazırlanırken, hem içten hem dıştan soğutmalı sistemin sadece dıştan soğutmalı sisteme göre kortikal kemikte daha fazla sıcaklık artışına neden olduğu tespit edilmiştir. Bununla birlikte iki farklı implant sisteminin yuva açıcı frezlerinin tasarımı, geometrisi ve mekanik özellikleri birbirinden farklı olduğundan kesin bir yargıya varmak mümkün olmamıştır.

6. İmplant yuvaları hazırlanırken yerleştirilmesi planlanan implantın boyu ile orantılı olarak kemikte açılan yuvanın derinliği arttıkça, kemikte oluşan sıcaklık değerlerinde artış gözlemlenmiştir. Bu durum özellikle cerrahi rehber varlığında daha da fazla olmaktadır. Bu sonuçlara göre 10 mm.'den daha uzun implantların yerleştirilmesi planlandığında, hazırlanacak kemik yuvalarında soğutma sıvısının etkisinin azalacağı göz önüne alınarak kemikte daha yüksek sıcaklıklar meydana gelebileceği akılda tutulmalıdır.

7. Klinik uygulamalarda son frezin cerrahi rehber olmaksızın kullanımı oluşacak sıcaklığın kontrolünde etkili olabilir.

8. Çalışmadaki sıcaklık değerleri implant yuvasından 1 mm. mesafede ölçüldüğü için, direk implant yuvasında oluşan sıcaklığın daha yüksek olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

9. Çalışmamız klinik koşulların sağlanmasına dikkat edilerek in-vitro ortamda gerçekleştirilmiştir. Kliniğe uygunluğunun değerlendirilebilmesi için in-vivo çalışmalara ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

- Abouzgia, M. B., James, D. F. (1995). Measurements of Shaft Speed While Drilling Through Bone. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery*, **53(11)**, 1308-1315.
- Abouzgia, M. B., James, D. F. (1997). Temperature Rise During Drilling Through Bone. *The International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, **12(3)**, 342-353.
- Abouzgia, M. B., Symington, J. M. (1996). Effect of Drill Speed on Bone Temperature. *International Journal of Oral Maxillofacial Surgery*, **25(5)**, 394-399.
- Agren, E., Arwill, T. (1963). High-speed or Conventional Dental Equipment for the Removal of Bone in Oral Surgery. 3. A Histologic and Microradiographic Study on Bone Repair in the Rabbit. *Acta Odontologica Scandinavica*, **26(3)**, 223-246.
- Albrektsson, T. (1980). The Healing of Autologous Bone Grafts After Varying Degrees of Surgical Trauma. A Microscopic and Histochemical Study in the Rabbit. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, **62(3)**, 403-410.
- Albrektsson, T., Eriksson, A. (1985). Thermally Induced Bone Necrosis in Rabbits: Relation to Implant Failure in Humans. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, **195**, 311-312.
- Babbush, C. A. (2001). *Dental Implants The Art and Science, Second Edition*, W.B. Saunders Company, Philadelphia.
- Bachus, K. N., Rondina, M. T., Hutchinson, D. T. (2000). The Effects of Drilling Force on Cortical Temperatures and Their Duration: an in Vitro Study. *Medical Engineering & Physics*, **22(10)**, 685-691.
- Becker, W., Becker, B. E. (1990). Guided Tissue Regeneration for Implants Placed into Extraction Sockets and for Implant Dehiscences: Surgical Techniques and Case Report. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, **10(5)**, 376-391.
- Benington, I. C., Biagionni, P. A., Crossey, P. A., Sheridan, S., Lamey, J. (1996). Temperature Changes in Bovine Mandibular Bone During Implant Site Preparation: an Assessment Using Infra-Red Thermography. *Journal of Dentistry*, **24(4)**, 263-267.
- Benington, I. C., Biagionni, P. A., Briggs, J., Sheridan, S., Lamey, P-J. (2002). Thermal Changes Observed at Implant Sites During Internal and External Irrigation. *Clinical Oral Implants Research*, **13(3)**, 293-297.
- Benjamin, L. (2002). Using a Customized Surgical Template for Computer-Guided Implant Surgery. Interview by Arun K. Garg. *Dental Implantology Update*, **13(7)**, 49-53.

- Bennet, A. D. (2005). Computed Tomography: Reducing the Cost and Increasing the Effectiveness of Dental Implantology. *Dental Implantology Update*, **16(8)**, 57-63.
- Berman, A. T., Reid, J. S., Yanicko Jr, D. R., Sih, G. C., Zimmerman, M. R. (1984). Thermally Induced Bone Necrosis in Rabbits. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, **186**, 284-292.
- Block, M. S., Achong, R. M. (2004). Osseointegration. In: *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery, Second Edition*, Eds, Ghali, G. E., Larsen P. E., Waite P. D.: B.C. Decker Inc., Hamilton, London, 189-203.
- Bonucci, E. (2000) Basic Composition and Structure of Bone. In: *Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface, Second Edition*, Eds, An, Y. H., Draughn, R.A. CRC Pres, USA, 3-21.
- Brisman, D.L. (1996) The Effect of Speed, Pressure, and Time on Bone Temperature During the Drilling of Implant Sites. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, **11(1)**, 35-37.
- Chacon, G. E., Bower, D. L., Larsen, P. R., McGlumphy, E. A., Beck, F. M. (2006). Heat Production by 3 Implant Drill Systems After Repeated Drilling and Sterilization. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **64(2)**, 265-269.
- Clokic, C. M. L., Sandor, G. K. B. (2001). Bone: Present and Future. In: *Dental Implants The Art and Science, Second Edition.*, Eds, Babbush, C. A. W.B. Saunders Company, Philadelphia, 59-84.
- Cordioli, G., Majzoub, Z. (1997). Heat Generation During Implant Site Preparation: An in Vitro Study. *International Oral Maxillofacial Implants*, **12(2)**, 186-193.
- Costich, E. R., Youngblood, P. J., Walden, J. M. (1964). A Study of the Effects of High-Speed Rotary Instruments on Bone Repair in Dogs. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*, **17**, 563-571.
- Cranin, A. N., Klein, M., Simons, A. M. (1999). *Atlas of Oral Implantology, Second Edition*, Mosby.
- Davidson, S. R., James, D. F. (2000). Measurement of Thermal Conductivity of Bovine Cortical Bone. *Medical Engineering & Physics*, **22(10)**, 741-747.
- Davies, J. E. (2003). Understanding Peri-Implant Endosseous Healing. *Journal of Dental Education*, **67(8)**, 932-949.
- Ercoli, C., Funkenbusch, P. D., Lee, H-J., Moss, M. E., Graser, G. N. (2004). The Influence of Drill Wear on Cutting Efficiency and Heat Production During Osteotomy Preparation for Dental Implants: A Study of Drill Durability. *The International Oral Maxillofacial Implants*, **19(3)**, 335-349.

- Eriksson, R. A., Adell, R. (1986). Temperatures During for the Placement of Implants Using the Osseointegration Technique. *Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, **44(1)**, 4-7.
- Eriksson, R. A., Albrektsson, T. (1983). Temperature Threshold Levels for Heat-Induced Bone Tissue Injury: a Vital-Microscopic Study in the Rabbit. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **50(1)**, 101-107.
- Eriksson, R. A., Albrektsson, T. (1984). The Effect of Heat on Bone Regeneration: An Experimental Study in the Rabbit Using the Bone Growth Chamber. *Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, **42(11)**, 705-711.
- Eriksson, R. A., Albrektsson, T., Albrektsson, B. (1984a). Heat Caused by Drilling Cortical Bone. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, **55(6)**, 629-631.
- Eriksson, R. A., Albrektsson, T., Magnusson, B. (1984b). Assessment of Bone Viability After Heat Trauma. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, **18(3)**, 261-268.
- Fagan, M. J. (1990). *Implant Prosthodontics: Surgical and Prosthetic Techniques for Dental Implants*, Mosby-Year Book, Inc., St. Louis.
- Fortin, T., Champleboux, G., Bianchi, S., Buatois, H., Coudert, J. L. (2002). Precision of Transfer of Preoperative Planning for Oral Implants Based on Cone-Beam CT-Scan Images Through a Robotic Drilling Machine. *Clinical Oral Implants Research*, **13(6)**, 651-656.
- Galanis, C. C., Sfanskopoulos, M. M., Koidis, P.Y., Kafantaris, N. M., Mpikos, P.G. (2007). Computer Methods for Automating Preoperative Dental Implant Planning: Implant Positioning and Size Assignment. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, **86(1)**, 30-38.
- Gher, M. E., Quintero, G., Assad, D., Monaco, E., Richardson, A. C. (1994). Bone Grafting and Guided Bone Regeneration for Immediate Dental Implants in Humans. *Journal of Periodontology*, **65(9)**, 881-891.
- Greenberg, A. M., Prein, J. (2002). *Craniomaxillofacial Reconstructive and Corrective Bone Surgery*, **First Edition**, Springer-Verlag Inc, New York.
- Haider, R., Watzek, G., Plenck, H. Jr. (1993). Effects of Drill Cooling and Bone Structure on IMZ Implant Fixation. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **8(1)**, 83-91.
- Harris, B. H., Kohles, S. S. (2001). Effects of Mechanical and Thermal Fatigue on Dental Drill Performance. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **16(6)**, 819-826.
- Hobkirk, J. A., Rusiniak, K. (1977). Investigation of Variable Factors in Drilling Bone. *Journal of Oral Surgery*, **35(12)**, 968-973.

- Hobkirk, J. A., Watson, R. G., Searson, L. J. J. (2003). *Introducing Dental Implants, First Edition*, Churchill Livingstone.
- Iyer, S., Weiss, C., Mehta, A. (1997a). Effects of Drill Speed on Heat Production and the Rate and Quality of Bone Formation in Dental Implant Osteotomies. Part I: Relationship Between Drill Speed and Heat Production. *The International Journal of Prosthodontics*, **10(6)**, 411-414.
- Iyer, S., Weiss, C., Mehta, A. (1997b). Effects of Drill Speed on Heat Production and the Rate and Quality of Bone Formation in Dental Implant Osteotomies. Part II: Relationship Between Drill Speed and Healing. *International Journal of Prosthodontics*, **10(6)**, 536-540.
- Jacobs, R. (2003). Preoperative Radiologic Planning of Implant Surgery in Compromised Patients. *Periodontology 2000*, **33**, 12-25.
- Jochum, R. M., Reichart, P. A. (2000). Influence of Multiple Use of Timedur-Titanium Cannon Drills: Thermal Response and Scanning Electron Microscopic Findings. *Clinical Oral Implants Research*, **11(2)**, 139-143.
- Kay, J. F., Gilman, L., May, T. C. (1991). The Tri-spade Drill For Endosseous Dental Implant Installation. *The Journal of Oral Implantology*, **17(4)**, 424-428.
- Kerawala, C. J., Martin, I. C., Allan, W., Williams, E. D. (1999). The Effects of Operator Technique and Bur Design on Temperature During Osseous Preparation for Osteosynthesis Self-Tapping Screws. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, **88(2)**, 145-150.
- Klein, M. (2002). Implant Surgery Using Customized Surgical Templates: The Computer-Guide Surgical Template System. Interview. *Dental Implantology Update*, **13(6)**, 41-46.
- Lang, N. P., Araujo, M., Marring, T. (2003). Alveolar Bone Formation. In: *Clinical Periodontology and Implant Dentistry, Fourth Ed.*, Eds, Lindhe, J., Karring, T., Lang, N. P.: Blackwell Publishing Company, USA, 866-896.
- Lavelle, C., Wedgwood, D. (1980). Effect of Internal Irrigation on Frictional Heat Generated From Bone Drilling. *Journal of Oral Surgery*, **38(7)**, 499-503.
- Lazzara, R. J. (1989). Immediate Implant Placement into Extraction Sites: Surgical and Restorative Advantages. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, **9(5)**, 332-343.
- Lindhe, J. (2003). *Clinical Periodontology and Implant Dentistry, Forth Edition*, Blackwell Publishing Inc, USA.
- Lundskog, J. (1972). Heat and Bone Tissue. An Experimental Investigation of the Thermal Properties of Bone and Threshold Levels for Thermal Injury. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, **9**, 1-80.

- Matthews, L. S., Hirsch, C. (1972). Temperatures Measured in Human Cortical Bone When Drilling. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, **54(2)**, 297-308.
- McGlumphy, E. A., Larsen, P. E. (2003) Contemporary Implant Dentistry. In: *Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery, Fourth Edition*, Eds, Peterson, L.J., Hupp, J., Tucker, M.R., Ellis E. Mosby Inc., USA, 305-342.
- McKinney, R.V. (1991). *Endosteal Dental Implants*, Mosby-Year Book, Inc., St. Louis.
- Meffert, R. M. (1997). Issues Related to Single-Tooth Implants. *Journal of the American Dental Association*, **128(10)**, 1383-1390.
- Misch, C. E. (1993). Diagnostic Evaluation. In: *Contemporary Implant Dentistry, First Edition*, Ed, Misch, C. E.: Mosby-Year Book, St. Louis, 103-121.
- Moore, U. J. (2001). *Principles of Oral Maxillofacial Surgery, Fifth Edition*, Blackwell Science Ltd, USA.
- Mupparapu, M., Singer, S. R. (2004). Implant Imaging for the Dentist. *Journal of Canadian Dental Association*, **70(1)**, 32.
- Palacci, P., Ericsson, P. (2007). Anterior Maksilla Sınıflaması. *İmplant Diş Hekimliğinde Estetik: Yumuşak ve Sert Doku Düzenlemeleri çeviride*, **Birinci Baskı**, Editör, Palacci, P. Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti., İstanbul, 89-100.
- Peterson, L. T. (1952). Principles of Internal Fixation with Plates and Screws, *A.M.A. Archives of Surgery*, **64(3)**, 345-354.
- Prein, J. (1998). *Manual of Internal Fixation in the Cranio- Facial Skeleton, First Edition*, Springer, Germany.
- Reingewirtz, Y., Szmukler-Moncler, S., Senger, B. (1997). Influence of Different Parameters on Bone Heating and Drilling Time in Implantology. *Clinical Oral Implants Research*, **8(3)**, 189-197.
- Ring, M. E. (1993). *Dentistry, An Illustrated History*, Mosby-Year Book, Inc., St. Louis.
- Roberts, W. E., Garetto, L. P., Brezniak, N. (1993). Bone Physiology and Metabolism. In: *Contemporary Implant Dentistry, First edition*, Eds, Misch, C. E.: Mosby-Year Book., St. Louis, 327-353.
- Roberts, W. E., Smith, R. K., Zilberman, Y., Mozsary, P. G., Smith, R. S. (1984). Osseous Adaptation to Continuous Loading of Rigid Endosseous Implants. *American Journal of Orthodontics*, **86(2)**, 95-111
- Schroeder, A., Sutter, F., Buser, D., Krekeler, D. (1996). *Oral Implantology, Second revised edition*, Thieme Medical Publishers Inc., New York.

- Sedlin, E. D., Hirsch, C. (1966). Factors Affecting the Determination of the Physical Properties of Femoral Cortical Bone. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, **37(1)**, 29-48.
- Sennerby, L. (2007). Implant Entegrasyonu ve Stabilitesi. *İmplant Diş Hekimliğinde Estetik: Yumuşak ve Sert Doku Düzenlemeleri çeviride*, **Birinci Baskı**, Editör, Palacci, P. Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti., İstanbul, 15-31.
- Sharawy, M., Misch, C. E., Weller, N., Tehemar, S. T. (2002). Heat Generation During Implant Drilling: The Significance of Motor Speed. *Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, **60(10)**, 1160-1169.
- Sodek, J., Cheifetz, S. (2000). Molecular Regulation of Osteogenesis. In: *Bone Engineering*, **First ed.**, Eds, Davies, J. E.: Em Squared Inc, Toronto, 31-43.
- Sutter, F., Krekeler, G., Schwammberger, A. E., Sutter, F. J. (1992). Atraumatic Surgical Technique and Implant Bed Preparation, *Quintessence International*, **23(12)**, 811-816.
- Tehemar, S. H. (1999). Factors Affecting Heat Generation During Implant Site Preparation: A Review of Biologic Observations and Future Considerations. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **14(1)**, 127-136.
- Thompson, H. C. (1958). Effect of Drilling into Bone. *Journal of Oral Surgery*, **16(1)**, 22-30.
- Tunalı, B. (1996). *Multi-Disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantolojiye Giriş*, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, **Birinci Baskı**, İstanbul.
- Watanabe, F., Tawada, Y., Komatsu, S., Hata, Y. (1992) Heat Distribution in bone during preparation of implant sites: Heat Analysis by Real-Time Thermography. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **7(2)**, 212-219.
- Watzek, G. (1996). *Endosseous Implants: Scientific and Clinical Aspects*, Quintessence Publishing Co, Inc.
- Weinlaender, M. (1991). Bone Growth Around Dental Implants. *Dental Clinics of North America*, **35(3)**, 585-601.
- Yacker, M. J., Klein, M. (1996). The Effect of Irrigation on Osteotomy Depth and Bur Diameter. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **11(5)**, 634-638.

ÖZGEÇMİŞ

03.02.1980 yılında Mersin’de doğdum. İlk öğrenimimi Barbaros ilkokulu’nda, Orta ve Lise öğrenimimi İçel Anadolu Lisesi’nde 1998 yılında tamamladım. 1998 yılında girdiğim Ondokuzmayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden 2003 yılında mezun oldum. 2003 yılı Eylül ayında Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı’nda doktora öğrencisi olarak göreve başladım. 2004 yılı Şubat ayında Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı’na araştırma görevlisi olarak atandım. Mart – Ağustos 2007 tarihleri arasında İngiltere, Londra St. George’s Üniversite Hastanesi, Oral ve Maksillofasiyal Cerrahi Departmanı’nda klinik gözlemci programına katılarak, “Bimaksiller Cerrahi Geçiren Hastalarda Nazal Yumuşak Doku Değişikliklerinin İncelenmesi” başlıklı araştırma projesinde görev aldım. Halen Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı’nda araştırma görevlisi olarak görev yapmaktayım. Yabancı dilim İngilizce’dir. Bekarım.