



T.C.
GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**İKİ FARKLI SOĞUTMA SİSTEMİNİN, FARKLI DEĞİŞKENLER
EŞLİĞİNDE İMPLANT FREZLERİNİN KEMİK DOKUDA
MEYDANA GETİRDİKLERİ SICAKLIK ÜZERİNE ETKİLERİNİN
İN-VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

EMRE TAŞDEMİR
UZMANLIK TEZİ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Dr. Öğretim Üyesi Ebru Deniz KARSLI

GAZİANTEP
2021

BEYAN

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

Emre TAŞDEMİR

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimde ve tezimin hazırlanmasında destek ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen tez danışmanım, kıymetli hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Ebru Deniz KARSLI' ya,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini bizlerle paylaşan başta Prof. Dr. Metin GÜNGÖRMÜŞ olmak üzere tüm değerli hocalarıma,

Asistanlık eğitimim boyunca birlikte çalışma şansı bulduğum tüm asistan arkadaşlarıma ve bütün personelimize,

Bugünlere gelmemde emeklerini ve haklarını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim, tüm hayatım boyunca maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen değerli anneme, babama ve kardeşlerime,

Uzmanlık eğitim sürem boyunca tüm sıkıntılarında yanımda olan, gösterdiği sabır ve destekten dolayı tüm engelleri birlikte aşabildiğimiz sevgili yol arkadaşım Ayşe Nur KOLUKISSA' ya en içten duygularıyla teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	i
İÇİNDEKİLER	ii
KISALTMALAR VE SİMGELER	iv
ŞEKİLLER LİSTESİ	v
TABLOLAR LİSTESİ	vi
RESİMLER LİSTESİ	vii
ÖZET	1
ABSTRACT	2
1. GİRİŞ ve AMAÇ	3
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Dental İmplant Kavramı	5
2.2. Dental İmplant Tarihçesi.....	5
2.3. Dental İmplantların Sınıflandırılması	6
2.4. Osseointegrasyon Tanımı	7
2.5. Osseointegrasyonun Biyolojik Süreci	8
2.5.1. Osteofilik faz	8
2.5.2. Osteokonduktif faz	9
2.5.3. Osteoadaptif faz	9
2.6. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler	10
2.6.1. İmplant materyali	10
2.6.2. İmplant dizaynı	10
2.6.3. İmplantın yüzey özellikleri	11
2.6.4. Kemik kalite ve kantitesi	11
2.6.5. Cerrahi teknik	12
2.6.6. İmplantın yüklenmesi	13
2.7. Dental İmplantların Başarı Kriterleri	14
2.8. Kemik Dokusu	14
2.8.1. Osteoblastlar	15
2.8.2. Osteositler	15
2.8.3. Osteoklastlar	16
2.8.4. Ostoprogenitör hücreler	16

2.9. Alveolar Kemik Ve Rezorpsiyonu	16
2.10. Dental İmplant Uygulamalarında Temel Cerrahi Prensipler	17
2.10.1. Flep tasarımı	17
2.10.2 Kemikte dril ile yuva açma	18
2.10.3.İmplant yerleştirilmesi	18
2.11. Dental İmplantların Stabilitesi	19
2.11.1.Osseointegrasyonu ve implant stabilitesini değerlendirmede kullanılan yöntemler .	19
2.11.1.1 Histolojik ve histomorfometrik analiz	20
2.11.1.2. Çıkarma torku testi	20
2.11.1.3. Radyografik analiz	21
2.11.1.4. Yerleştirme torku	21
2.11.1.5. İmpuls testi (İmplatest)	21
2.11.1.6. Perküsyon testi	22
2.11.1.7. Periotest	22
2.11.1.8. Dental mobility checker (DMC)	22
2.11.1.9. Rezonans frekans analizi (RFA)	23
2.12. Sıcaklık Ölçüm Yöntemleri	24
2.12.1. Kızılötesi (Infrared) termografi	24
2.12.2. Sonlu elemanlar yöntemi	24
2.12.3. Isıl çiftler (Termokupl)	25
3. GEREÇ ve YÖNTEM	26
3.1. Deney Düzenğinde Kullanılan Malzemeler	26
3.2. Çalışma Grupları	26
3.3. Çalışma Tasarımı	27
4. BULGULAR	33
4.1.İstatistiksel Yöntem	33
4.2. Genel Tanımlayıcı İstatistikler	33
4.3. Üç Yönlü Varyans Analizi Sonuçları	36
4.4. Çoklu Karşılaştırmalar	37
5. TARTIŞMA	42
6. SONUÇ	47
7.KAYNAKLAR	48

KISALTMALAR VE SİMGELER

DMC	Dental Mobility Checker
RFA	Rezonans Frekans Analizi
IRTT	İnfrared Termografi Tekniği
rpm	Rounds Per Minute



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2. 1. Kemik yoğunluğu sınıflaması [50]	12
Şekil 4. 1. Soğutma sistemi- çap değişkenlerinin ortalama sıcaklık değerleri	38
Şekil 4. 2. Soğutma sistemi- derinlik değişkenlerinin ortalama sıcaklık değerleri	40
Şekil 4. 3. Derinlik- çap değişkenlerinin ortalama sıcaklık değerleri	41



TABLolar LİSTESİ

Tablo 2. 1. İmplantların sınıflandırılmasında kullanılan bazı parametreler	7
Tablo 2. 2. İmplant stabilite ölçüm teknikleri	20
Tablo 2.3. İmplant stabilite yöntemlerinin karşılaştırılması.....	23
Tablo 3. 1. Çalışma grupları	27
Tablo 4. 1. Grupların faktöriyel analiz sonuçları	33
Tablo 4. 2. Soğutma sistemi, çap ve derinlik faktörlerinin sıcaklık üzerindeki etkisine ilişkin Three-Way ANOVA analizinin sonuçları	35
Tablo 4. 3. Gruplar arası interaksiyon değerlendirilmesi.....	36
Tablo 4.4. Soğutma sistemi ve çap interaksiyonu çoklu karşılaştırma testi	37
Tablo 4. 5. Soğutma sistemi ve derinlik interaksiyonu çoklu karşılaştırma testi	39

RESİMLER LİSTESİ

Resim 3. 1. İç ve dış soğutma sistemleri bir arada	28
Resim 3. 2. Yalnızca dış soğutma sistemi	28
Resim 3. 3. Genel çalışma düzeneği	29
Resim 3. 4. Termokupl ısı ölçer uçlarının çalışma düzeneğine uygulanması	30
Resim 3. 5. Dril ile ısı sensör yuvalarının anguldruva başlığın ısı sensörlerine teması nedeniyle tam olarak gösterilemeyen paraleliliğini göstermek amacıyla ısı sensör yuvalarına frezler yerleştirilerek gösterilmesi	31
Resim 3. 6. Sığır femur kortikal kemiğinin drilleme yapılan ve 1 mm uzaklığındaki ısı ölçer uçların kemikteki yerleşim yerleri	31
Resim 3. 7. İki adet termokupl ve ısı ölçer uçların görüntüleri	32

ÖZET

İKİ FARKLI SOĞUTMA SİSTEMİNİN, FARKLI DEĞİŞKENLER EŞLİĞİNDE İMPLANT FREZLERİNİN KEMİK DOKUDA MEYDANA GETİRDİKLERİ SICAKLIK ÜZERİNE ETKİLERİNİN İN-VİTRO OLARAK İNCELENMESİ

Emre TAŞDEMİR

Uzmanlık Tezi

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Dr. Öğretim Üyesi Ebru Deniz KARSLI

2021

Günümüzde implant tedavisi, diş kayıplarının çözümü olarak klinik ve literatürde önemli bir yer tutmaktadır. Bu tedavinin zorunlu girişimleri osseointegrasyonu olumsuz etkileyebilmektedir. Termal travmadan kaçınmak için işlem sırasında soğutma yapılması kemik dokuyu koruyucu ve implant başarısını artıran bir unsurdur. Çalışmamızda, iki farklı soğutma sisteminin -aynı firma tarafından üretilmiş implant frezleri ile farklı derinlik ve çaplarda drilleme yapılarak kemikte oluşturdukları sıcaklık değişimleri üzerine- etkilerinin in-vitro olarak incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışmamızda taze sığır femur kemiği kullanılmıştır. Bir dakika boyunca frezleme işlemi yapılmıştır. Drilleme sırasında kemikte meydana gelen ısıyı ölçmek için 2 adet “K tipi termokupl ısı sensörü” yerleştirilerek ölçümler yapılmıştır. Kullanılan frez belirlenen derinliğe ulaştığında ölçülen sıcaklık değerleri kaydedilmiştir. Uygulama, 8 grup oluşturularak ve her bir grup için 30’ar kez tekrarlanmış; toplamda 240 işlem gerçekleştirilmiştir. Elde edilen veriler, istatistiksel analizlerle değerlendirilmiştir. İstatistiksel analizler sonucunda, soğutma sistemlerinin çalışmamızda oluşturulan iki farklı uygulaması arasında ve tercih edilen farklı çapta drillerle gerçekleştirilen uygulamaların sonuçları arasında anlamlı fark görülmüştür. En belirgin farklılık ise 14 mm frezleme derinliğinde iki farklı soğutma uygulaması arasında görülmüştür ($p=0,001$). Sonuç olarak, çalışmamızda elde edilen verilerle drilleme derinliği arttıkça; kombine soğutma sisteminin, yalnızca dış soğutma sistemine göre daha etkin olduğu gözlenmiştir. Bununla birlikte daha kapsamlı çalışmalar yapılmasında yarar olacağı görüşündeyiz.

Anahtar sözcükler: Dental implant, Drilleme, Osseointegrasyon, Sıcaklık, Soğutma sistemi

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE EFFECTS OF TWO DIFFERENT IRRIGATION SYSTEMS ACCOMPANIED BY DIFFERENT VARIATIONS ON THE HEAT CAUSED BY IMPLANT DRILLS ON BONE AN IN-VITRO STUDY

Emre TAŞDEMİR

Specialty Thesis

Department of Oral and Maxillofacial Surgery

Supervisor: Assistant Professor Ebru Deniz KARSLI

2021

Today, implant therapy has an important place both in the literature and clinics for the solution of tooth loss. The compulsory procedures of this treatment can has adverse effects on osteointegration. Cooling systems are protecting factors both to avoid thermal trauma and to improve the implant survival. In our study, it was aimed to investigate the heat on the bone caused by drills of same trade mark with two different diameters at two different depths and with two different cooling systems in-vitro. Fresh boven femur bone was used. Drilling was performed for one minute. In order to measure the heat during drilling termocouple sensors of K type were used by inserting into the bone. The heat measurements were recorded as the drills achieved the aimed depth. Eight groups were planned and 30 procedures were repeated for each group; at the end totally 240 procedures were done. The data was analyzed statistically. As a result, there was significance difference between the cooling systems and the chosen diameters in our study statistically. The most significant difference has been recorded between two cooling systems at the depth of 14 mm of drilling ($p=0,001$). As a conclusion, with the data in our study; it was observed that the combined cooling system was more effective than the external cooling system alone as the drilling depth was getting higher. However we think that more detailed examinations will be useful.

Keywords: Cooling System, Dental Implant, Drilling, Osteointegration, Temperature

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Stomatognatik sistemin ana unsurları olan çiğneme ve konuşma fonksiyonun sürdürülmesinde diş eksikliğinin/eksikliklerinin olmaması önemli yer tutmaktadır. Günümüzde dental implantlar diş eksikliklerinin giderilmesinde kullanılan güvenilir bir tedavi seçeneğidir. Kaybedilen diş veya dişlerin yerine uygulanacak olan protezlere ve doğal destek dokulara uyumlu materyallerin, kemik dokusu içerisine cerrahi yöntemlerle yerleştirilmesi “implantasyon” olarak tanımlanmaktadır. Kemik dokusu içerisine yerleştirilen bu materyaller de “implant” olarak isimlendirilmektedir [1]. İmplantın yerleştirilmesiyle sıkı bir kemik-implant bağlantısı oluşturmak ve bu bağlantının sürdürülmesi hedeflenmektedir. Bu sağlıklı bağlantı “osseointegrasyon” olarak belirtilmektedir [2].

İmplant cerrahisinde kemik dokusu hazırlığı genellikle kesici aletlerle motorlu aygıtlar yardımıyla yüksek hızlarda çalışılarak yapılır [3]. Travmatik cerrahi, implant çevresinde bağ dokusu oluşumuna yol açacak ve bu da başarısız bir implant tedavisine neden olacaktır [4]. Atravmatik cerrahi için en önemli faktörlerden biri, osteotomi hazırlığı sırasında kemik sıcaklığı artışını en aza indirmektir [5]. Drilleme esnasında oluşan ısının 1 dakikalık bir periyotta 47 °C yi geçmesi durumunda implant ile doğrudan ilişkili kemik yüzeyinde rezorpsiyon ve yağ hücrelerinde dejenerasyon geliştiği ve osseointegrasyonun sağlanamadığı, yapılan çalışmalarla gösterilmiştir [6]. Girişim, kullanılan sistemden bağımsız olarak, kemik dokusu proteinlerini denatüre edip o bölgede nekroz oluşturabileceğinden, osteotomi protokolleri, dokuda en az sıcaklık değişimine yol açarak, 47 °C' yi geçmeyecek şekilde uygulama yapılması gerektiğini bildirmektedir [7]. İmplantların yerleştirilmesi için osteotomi uygulaması sırasında travmayı ve sonuç olarak inflamatuvar reaksiyonları azaltmak için farklı irrigasyon sistemleri, keskinliği ve şekli farklı dril tasarımları, farklı çalışma süreleri, drilleme hızları, aşamalı ya da kesintisiz çalışma prensipleri ve kullanılan ekipmanın değerlendirildiği pek çok çalışma benzer sonuçlarla fikir birliği göstermektedir [3], [8], [17], [18], [9]–[16].

Çalışmamız ile, günümüzde her geçen gün artan implant tedavisinin uygulanması sırasında tedavinin başarısı ve osseointegrasyon için önemli hale gelen “termal travmayı elimine etmeye katkıda bulunmak” amaçlanmıştır. Bunun için günümüzde kullanılan iki farklı irrigasyon sisteminin -farklı bir kombinasyonla- etkinlikleri karşılaştırılarak en etkin işlemi uygulamak hem tedavinin başarısı hem de termal travma sorununu ortadan kaldırmak için yardımcı olacaktır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplant Kavramı

İmplant sözcüğü; Latince “in=içine” ve “planto=yerleştirmek, dikmek” anlamındaki sözcüklerin birleşiminden oluşur. İnsan vücudundaki eksik bir bölümü restore etmek amacıyla doku içine yerleştirilen suni aygıtlara verilen isimdir. İmplantı doku içine yerleştirme işlemi ise implantasyon olarak tanımlanmaktadır [19].

Tıp alanında implant terimi genel olarak “tedavi amacıyla suni bir materyalin vücut içerisine yerleştirilmesi” olarak kullanılmaktadır. Günümüz diş hekimliği pratiğinde ise geniş bir kullanım alanına sahip dental implantlar, üzerine yapılacak olan proteze dayanak olması amacıyla çene kemiğinin içine yerleştirilen diş kökü vazifesi görmesi beklenen materyallerdir [20].

2.2. Dental İmplant Tarihçesi

Kaybedilen dişlerin rehabilitasyonu insanlık tarihi kadar eski bir sürece dayanmaktadır. Antik çağlarda taş, tahta, hayvan dişleri ve deniz kabuğunun insan dişine benzer form verilip çenelere yerleştirilmesiyle ilk dental implant çalışmalarının yapıldığı bilinmektedir [21],[22].

İlk dental implant uygulaması, 1931 yılında bulunan ve M.S. 600 yıllarında yaşamış olduğu düşünülen Mayalar’a ait mezar kazısından elde edilen alt çenede görülmüştür. Eksik olan üç kesici dişin yerlerinin, alloplastik materyaller ile (deniz hayvanı kabuklarının diş şekline dönüştürülerek) tedavi edildiği gözlenmiştir [23]. 1970 yılında sözü edilen Maya alt çene modelinden alınan radyografide alloplastik materyallerin etrafında “blade tip implantların” çene dokusunda oluşturduğu gibi “kompakt kemik oluşumu” geliştiği görülmüştür. İmplantoloji amacı ile ilk yontulmuş taşların kullanımı M.S. 800 yılında Honduran Kültürü’nden kalma mezarlarda bulunan alt çene örneklerinde görülmüştür [24].

1500–1800 yılları arasında Avrupa’da sosyal haklardan yoksun bırakılmış kişilerden veya kadavralardan alınan dişler, diş eksikliği olan bölgelere transplante edilmiştir. Bu yöntem “allotransplantasyon” yöntemidir. O dönemde, Dr. John Hunter, gelişimi tamamlanmamış dişlerin beslenmelerinin daha iyi olması gereğiyle transplante edilmelerini önermiştir [24].

Ülkemizde dental implantlara ait en eski veri, İzmir yakınlarındaki 1993 yılındaki kazı çalışmalarında bulunmuştur. Kanin diş formu verilmiş olan taş parçasının, M.Ö. 550 yıllarına ait olduğu belirlenmiştir [25]. Dental implantolojideki büyük atılım 1965 yılında, İsveç’te Lund Üniversitesi’nin Vital Mikroskopi Laboratuvarında çene cerrahisi olarak çalışan Dr. Ingvar Branemark başkanlığındaki İsveçli araştırma grubu tarafından gerçekleştirilmiştir [26].

Adell ve ark., 1981’de Branemark’ın implantı dental olarak uygulamasından tam 16 yıl sonra dişsiz hastalarda uyguladıkları implantların 15 yıllık sonuçlarını bildirmişlerdir. Bu yayın, modern implantolojinin doğmasına ve dünyada yaygınlaşmasına ışık tutan ilk çalışmadır [27]. Daha sonraki yıllarda, özellikle implant yüzeylerindeki gelişmelere bağlı olarak yenilikler yapılmış ve çalışmalarda daha çok osseointegrasyon kavramına yer verilmiştir [28],[29]. 2000’li yıllara gelindiğinde ise genellikle yeni cerrahi teknikler ve estetik başarı ön plana çıkmıştır [30],[31]. İmplant yüzey özelliklerinin geliştirilmesi ile ilgili çalışmalar ise günümüzde de devam etmektedir [32].

2.3 Dental İmplantların Sınıflandırması

Dental implantların sınıflamasında genellikle; implantların yüzey özellikleri, implant morfolojileri ve implantların yerleştirildikleri destek dokular esas alınmıştır.

Literatürde, endosseöz implantlar ile ilgili ilk sınıflama Murotori tarafından yapılmıştır [33]. Güncel sınıflamada, implant formu (silindirik, konik), implantın boyun bölgesi, implantın çap ve uzunlukları (dar, geniş, kısa, uzun), implantın yüzey morfolojisi (asitle

prüzlenmiş, Titanyum Plazma Sprey, Hidroksi apatit) ve implant yiv formları esas alınmaktadır [34].

Sınıflandırma Kriterleri	Alt Gruplar
İmplant destek dokuları	Subperiostal implant (kemik üzeri) Transosseal implant (kemik boyunca) Endosteal (kemik içi)
İmplant materyali	Titanyum Alüminyum Zirkonyum
İmplant Formu	Silindirik tip Konik tip Blade tip Vent tipi
İmplantın çap ve uzunluğu	Dar, geniş, uzun, kısa
İmplantın yüzey morfolojisi	Asitle prüzlenmiş yüzey Titanyum plazma sprej yüzey Hidroksi apatit yüzey

Tablo 2. 1. İmplantların sınıflamasında kullanılan bazı parametreler

2.4. Osseointegrasyon Tanımı

Osseointegrasyon terimi latince os ‘kemik’ ve integrate ‘birleşmek’ sözcüklerinin bir araya getirilmesi ile meydana gelmiş olup ilk olarak Branemark ve ark. (1969) tarafından yaptıkları deneyler sonucu ortaya çıkmıştır. Branemark’ın osseointegrasyon tanımı ‘Canlı kemik dokusu ve titanyum implant yüzeyi arasındaki, herhangi bir fibröz doku olmaksızın gerçekleşen direkt temas’ olarak tanımlanmıştır [35].

Osseointegrasyonun 2000’li yıllara kadar yapılan tanımlamaları, implant stabilitesinin sadece klinik ve histolojik gözlemlerinden oluşmaktadır. 2005’te Branemark ve ark. osseointegrasyonu farklı bakış açılarına göre bir kez daha tanımlamışlardır. Buna göre makroskobik ve mikroskobik biyoloji ve tıbbi açıdan osseointegrasyon; implantla uyumlu halde yani implantın girinti ve çıkıntılarını dolduracak şekilde yeni oluşan ve

tekrar şekillenen kemik dokusunun, implant yüzeyiyle temas etmesidir. Işık mikroskopuyla yapılan incelemelerde kemikle implant arasında bağ dokunun bulunmaması ile karakterizedir. Direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantıyla normal fizyolojik yükleri taşıırken aşırı deformasyon göstermeyen ve kontakta reaksiyon mekanizması başlatmayan implantlar osseointegre olarak kabul edilmektedir [36].

Osseointegrasyon biyolojik bir olaydır ve implantın stabilitesi ile retansiyonunun sağlanabilmesi için gerçekleşmesi vazgeçilmezdir [37].

2.5. Osseointegrasyonun Biyolojik Süreci

İmplantların çevresindeki kemiğin iyileşmesi, kemik-implant ara yüzeyinin yeni oluşan kemik doku ile kaplanmasına kadar devam eden hücre içi ve hücre dışı biyolojik olaylar zincirinden meydana gelmektedir [38].

İmplantın kemiğe yerleştirilmesinden sonra çevre kemiğin iyileşme süreci 3 aşamada gerçekleşmektedir. Bu aşamalar:

- Osteofilik faz
- Osteokonduktif faz
- Osteoadaptif faz [39].

2.5.1. Osteofilik faz

İmplantasyon işleminden kaynaklanan travmaya bağlı olarak gelişen kanama ile implant yüzeyi ve cerrahi olarak hazırlanan implant sahası arasında kan ile dolu bir boşluk oluşmaktadır. Bu şekilde implant yüzeyi plazma proteinlerinden oluşan bir tabaka ile kaplanır. Trombositlerin implant yüzeyi ile temasıyla birlikte hücre içi granüller serbest kalır ve bunu platelet adezyonu, aktivasyonu ve degranülasyonu ile karakterize pıhtı oluşumu izler [40]. Yara iyileşmesinin bu aşamasında hâkim hücre grubu nötrofiller olup bu hücrelerin asıl görevleri debridman ve yaralanmış dokuları fagosite etmektir.

Dokuların sindirimi nötrofillerin yapısında bulunan elastaz, kollajenaz gibi enzimler aracılığıyla gerçekleşir [41]. Bu durum reperatif süreç tamamlanana kadar devam eder. İyileşme sürecinin ilk 7-10 günlük döneminde osteofilik fazdan bahsedilebilir [39].

2.5.2. Osteokonduktif faz

Bu safha “yeni damarlanma” dönemidir ve bu aşamada komşu kemik dokulardan implanta doğru mikrovasküler büyüme gerçekleşir [40]. Anjiyogenez öncelikle, endotelial hücrelerin çukur kapiller tomurcuklar oluşturmak üzere kemotaktik gradyan boyunca göç ettiği post kapiller venüllerde başlatılır [42]. Sonrasında kandaki amino asitlerden spiral yapıda olan kollajen zincir oluşur. Kollajen zincirler örgü gibi birbirleri üzerine sarılarak kollajen lifler meydana getirirler. Sonuç olarak immatür bağ dokusu oluşumu başlamış olur. Dördüncü ve altıncı haftalarda, başlangıçta oluşan “woven bone – örgü kemik” adı verilen fibröz doku ve matriks yapı, fibrokartilajenöz kallusa dönüşür [43].

2.5.3. Osteoadaptif faz

Oluşan örgü kemiğin lameller kemiğe dönüşme süreci, implantlar yük taşımaya başladıktan sonra bu faz içinde başlar [44]. Yeniden şekillenme 3. ay dolaylarında başlar ve birkaç haftalık artan yüksek aktivite sonrasında tekrar düşer; ama yaşam boyu devam eder [45].

Kemik oluşumu aşağıdaki olaylar zinciri şeklinde gerçekleşmektedir:

- Primitif mezenşimal hücre proliferasyonu
- Osteoblast prekürsör hücre diferansiyasyonu
- Osteoprogenitör, preosteoblast oluşumu ve osteoblasta dönüşüm
- Matriks oluşumu ve mineralizasyon

2.6. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler

Osseointegrasyon biyolojik bir süreç olup bu süreç hücresel ve moleküler düzeyde karmaşık bir dizi aşamalar içerir [46].

Schröder ve ark.'nın 1970'lerde yaptığı çalışmalar, osseointegre implantların öncüsü olan Bränemark ve ark.'larının 1960'arda yaptığı çalışmaları desteklemektedir. Her iki ekibin çalışmalarının sonuçları, titanyum ile kemik arasında direkt bir bağlantı olduğunu göstermiş ve bu olay "osseointegrasyon" olarak tanımlanmıştır.

İmplantlar ilk geliştirildiklerinde kemik içi implantların osseointegrasyonunun gerçekleşmesi için 6 aya yakın bir zamana gereksinim duyulduğu; ancak günümüzde çeşitli implant sistemleri ve implant yüzey özelliklerinin geliştirilmesi sayesinde osseointegrasyon için gereksinim duyulan sürenin 1-3 aya kadar düştüğü bildirilmektedir [47].

Osseointegrasyon kompleks bir süreç olup, bu süreçte implant materyali, implant dizaynı, implantın yüzey özellikleri, kemik kalitesi ile kantitesi, uygulan cerrahi teknik ve implantın yüklenme koşulları gibi pek çok faktör etkili olabilmektedir [48].

2.6.1. İmplant materyali

Canlı organizmada kullanılan bütün biyomateryallerin; fiziksel, kimyasal, mekanik, termal özelliklerinin ve dokuda oluşturabileceği tüm reaksiyonların uygulama öncesinde bilinmesi gerekmektedir [49].

İmplant materyali olarak günümüze kadar birçok metal ve metal alaşımları, seramikler, polimerler ve kompozitler kullanılmıştır. Canlı dokulara uyumluluğu ve kemiğe adapte olabilme özelliğine sahip reaktif bir materyal olan titanyum ve alaşımları günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır [50]. Titanyum elementi biyoyumluluğu, düşük ağırlığı, dayanıklılığı, korozyona direnci, kimyasal olarak stabil olması, düşük elastisite

modülü ve kolay şekillendirilebilmesi gibi özellikleri nedeniyle en sık kullanılan implant materyalidir [51].

2.6.2. İmplant dizaynı

İdeal implant dizaynı üzerine yapılan sayısız çalışmalar sonucunda yivli, silindirik veya vida şekilli implantların en fazla kemik temasını sahip oldukları ve bu nedenle daha iyi osseointegrasyon sağlayabildikleri bildirilmektedir [52], [53].

2.6.3. İmplantın yüzey özellikleri

Kemik ile implantın doğrudan temasında; implant tasarımı ve geometrisi primer stabiliteye katkıda bulunurken, implant yüzey özellikleri implant kemik arasındaki mikro retansiyonun sağlanmasında önemli rol oynar. İmplant yüzeyinin pürüzlendirmesi, implant yüzey alanını artırarak osteoblastların implant yüzeyine tutunma oranını da artırarak istenilen osseointegrasyonun elde edilmesinde önemli katkısı sağlamaktadır [54].

Dental implant yüzeylerinin pürüzlendirme yöntemlerinde, asitleme/kumlama ve hidroksiapatit kaplama işlemleri ile edinilen sonuçlar diğer yöntemlere göre daha başarılı sonuçlar göstermektedir [55].

Bununla birlikte implant yüzey özelliklerinin birbirine olan üstünlükleri ve klinik önemi hâlen araştırılmaktadır [56].

2.6.4. Kemik kalite ve kantitesi

Başarılı bir implant tedavisinin tamamlanması osseointegrasyonun sağlıklı bir şekilde elde edilmesine bağlıdır. Osseointegrasyonun sağlanmasında ise; kemiğin genişlik ve yüksekliğinin yanı sıra kemiğin kalitesi ve kantitesi oldukça önemli yer tutmaktadır. Cerrahi planlanan bölgedeki kemiğin durumu uygulanması planlanan cerrahi tekniğin ve implant tasarımının seçiminde ayrıca protetik yükleme zamanını belirlemede önemli

bir parametredir. Günümüzde kullanılan ve en çok kabul edilen sınıflama Misch tarafından yapılan sınıflamadır [57].

Misch kemik yoğunluğunu 5 farklı sınıfa ayırmıştır:

_ D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemikten oluşur ve aşırı rezorbe dişsiz anterior mandibulada bulunur.

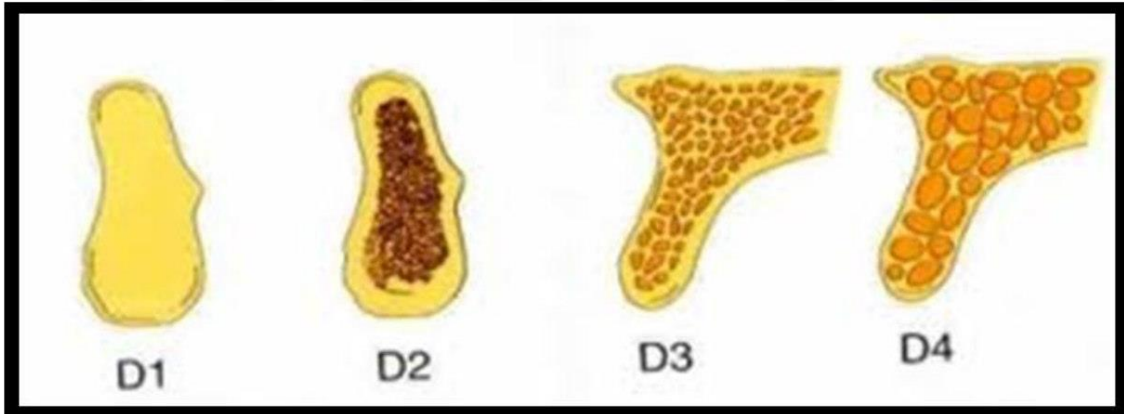
_ D2 kemik: Kret tepesinde yoğun ve kalın pöröz kortikal kemik ve altında kaba

dokulu spongiöz kemikten oluşur. Anterior posterior mandibula, anterior maksillada ve nadiren posterior maksillada görülür.

_ D3 kemik: Kret tepesinde ince pöröz kortikal kemik ve altında ince dokulu spongiöz kemikten oluşur. Anterior posterior maksilla ve posterior mandibulada görülür.

_ D4 kemik: Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur. Kemik tamamı ince spongiöz kemikten oluşur. Sıklıkla posterior maksillada görülür.

_ D5 kemik: Mineralizasyonu tamamlanmamış kemik [23].



Şekil 2. 1. Kemik yoğunluğu sınıflaması [57]

2.6.5. Cerrahi teknik

İmplant cerrahisi öncesinde klinik ve radyografik değerlendirmeler ile protetik planlamanın yapılarak implantların yerleştirileceği bölgelerin belirlenmesi gerekmektedir [58].

Cerrahi işlem esnasında sterilitenin korunması, frezlemenin uygun hızda minimal basınçla yapılması, yeterli soğutmanın sağlanması ve flebin gerilimsiz bir şekilde kapatılmasına dikkat edilmesi gerekmektedir [59].

Dental implant cerrahisi sırasında çalışılan bölgenin canlı bir doku olduğu bilinciyle; kemik preparasyonu sırasında aşırı stresten kaçınmak, kemik iyileşmesini olumsuz yönde etkileyecek ısı değerlerinden uzak durmak, kemiği travmatize etmeden beslenmesine ve yenilenmesine izin verecek şekilde çalışmak ana cerrahi prensipler olarak karşımıza çıkmaktadır [60].

Yapılan çalışmalarda kemikte oluşan ısının 1 dakika boyunca 47 °C ve üzerinde olması kemik nekrozu ile sonuçlanmakta ve implant için gerekli olan osseointegrasyon gerçekleşmemektedir.

İmplant cerrahisi sırasında oluşan ısı bazı faktörlere bağlıdır. Bu faktörler başlıca; frezin keskinliği, frez tasarımı, frezlerin kullanım sayısı, frezlerin üzerine gelen kuvvet miktarı, frezin kullanım hızı, kemiğin dansitesi, irrigasyon gibi parametrelerdir. Bu parametreler ısı oluşumunun derecesini belirleyen başlıca faktörlerdir [61].

2.6.6. İmplantın yüklenmesi

İmplantların üzerine statik veya dinamik olarak uygulanan kuvvetlere yükleme denir. Yüklemenin fonksiyonel kuvvetlerden az veya çok olması durumunda kemikte rezorpsiyon meydana gelebilmektedir. Cerrahi sonrası aşırı yüklemeler sonucunda oluşabilecek mikro hareketin, kemik implant ara yüzünde osseointegrasyon yerine fibröz tamire yol açabildiği ileri sürülmüştür [62]. Fonksiyonel ve estetik gereksinimlerin uzun süre sağlanabilmesi için, implantların üzerine uygulanan kuvvetleri destek kemiğe dengeli bir biçimde ve uygun doğrultuda iletmesi gerekmektedir. Kuvvetleri karşılayabilecek osseointegrasyona en kısa sürede ulaşılması ve uzun süre korunabilmesi tedavinin başarısını artırmaktadır [63].

Yükleme zamanı implantın üzerine yapılan protezin zamanlamasını tanımlar ve 3 farklı şekilde olabilir [64].

1. İmmediyat (hemen) yükleme: İmplant cerrahisinden sonraki 48 saat içerisinde restorasyonun tamamlanmasıdır.
2. Erken yükleme: İmplant yerleştirildikten 48 saat sonra ile 12 hafta aralığındaki zaman diliminde restorasyonun tamamlanmasıdır.
3. Geç (konvansiyonel) yükleme: İmplant yerleştirildikten sonraki 3 ay ve sonraki zaman diliminde restorasyonun tamamlanmasıdır.

2.7. Dental İmplantların Başarı Kriterleri

Osseointegrasyonun daha iyi anlaşılması ile dental implant başarısı önemli ölçüde artmıştır ve subjektif kriterler kabul görmemeye başlamıştır. İmplantoloji bilgisi ve başarısının artmasını takiben, zamanla yeni başarı kriterleri ortaya atılmıştır. Amerikan Periodontoloji Akademisi 2000 yılında yayınladığı raporunda başarı ölçütlerini Albrektsson vd [65] ile Smith ve Zarb'ın [66] kriterlerini esas alarak açıklamıştır. Bu ölçütler şöyledir;

- Ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi gibi ısrarcı belirti ve semptomların olmaması ve canlı dokulara zarar verilmemesi.
- İmplantın mobilitesinin olmaması.
- İmplant çevresinde radyografik olarak radyolusensi olmaması.
- Fonksiyonun ilk yılındaki fizyolojik remodelingden sonra, ihmal edilebilir derecede progresif (ilerleyici) bir kemik kaybı olması (yılda 0.2 mm'den az).
- İmplant destekli restorasyonun hem hekimi hem de hastayı memnun etmesi.

2.8. Kemik Dokusu

Kemik, yumuşak dokuların desteklenmesi ve korunması, kalsiyum ve fosfatın yanı sıra kemik iliğinin de depolanması gibi vücutta önemli işlevleri yerine getiren özel bir bağ dokusudur [67]. Yapısı, ilk olarak kuvvetlerin karşılanmasını, ardından hayati organların korunmasını ve vücudun iç dengesinin sağlanmasına katkıda bulunan hücre ve mineral

deposu olarak işlev görmesini sağlar [68]. Kemiğin organik matriksi ağırlıklı olarak kollajen fibrillerinden, inorganik matriksi ise mineral tuzlarından oluşmuştur. Bu tuzların %85'i kalsiyum fosfat, %10'u kalsiyum karbonat, %5'i de kalsiyum florit ve magnezyum florittir. Kemik içerisindeki mineraller esas olarak hidroksiapatit formu halinde bulunurlar [69]. Kemiğin genel yapısı kansellöz (süngerimsi) ve kortikal (kompakt) olarak sınıflandırılabilir. Bu sınıflandırmada kortikal ve kansellöz kemik, woven (primer) veya lameller (sekonder) kemikten oluşur. Kortikal ve süngerimsi kemiğin benzer bir matriks yapısı ve bileşimi vardır ancak kortikal kemik daha büyük bir kütle-hacim oranına sahiptir [70].

Kemik Hücreleri [71]:

1. Osteoblastlar
2. Osteositler
3. Osteoklastlar
4. Ostoprogenitör hücreler

2.8.1. Osteoblastlar

Osteoblastlar kemik yapımından ilk sırada görevli olan hücrelerdir. Organik ekstrasellüler matriks sentezinden sorumludurlar. Bir süre sonra kemik matriksi içine gömülürler ve osteosite dönüşürler. Matriks üretimi ve mineralizasyonundan sorumludurlar [72].

2.8.2. Osteositler

Osteositler lakün olarak bilinen boşluklarda mineralize kemik matriksi içine gömülmüş yıldız şeklindeki hücrelerdir. Sitoplazmik çıkıntıları ile bir iletişim ağı oluştururlar. Osteositlerin kan kalsiyum dengesinin ayarlanmasında ve mekanik kuvvetlerin tanımlanıp bunlarla osteoblast ve osteoklast hücrelerini uyarmada etkili oldukları düşünülmektedir [73].

2.8.3. Osteoklastlar

Osteoklastlar kemik rezorpsiyonunu gerçekleştiren hücrelerdir ve etkinlikleri paratiroid hormonu tarafından kontrol edilir [74]. Osteoklastlar; histolojik olarak büyük, çok çekirdekli ve dev hücreler gibi görünen kaynaşmış monositlerdir. Mineralleşmiş kemik yüzeyleri boyunca sığ çukurcuklarda (Howship lakünaları) bulunurlar [75].

2.8.4. Ostoprogenitör hücreler

Kemik iliği stromasında çeşitli hücrelere dönüşebilme özelliği olan farklılaşmamış hücrelerdir. Bunların osteoblastlara, kondrositlere, miyositlere, adipositlere ve beta pankreas adacık hücrelerine dönüşebildiği gösterilmiştir [76].

2. 9. Alveolar Kemik ve Rezorpsiyonu

Alveolar kemik, periodontal ligament ve sementum ile birlikte dişleri destekleyen üç dokudan biridir. Alveolar kemik, mandibula ve maksilla oluşumu sırasında intramembranöz kemikleşme ile meydana gelir. Alveolar kemik aslında iki bileşenden oluşur. Birincisi, maksilla ve mandibulada bulunan alveolar uzantıdır. Bu kemikli yapı gelişmekte olan diş tomurcuklarını ve dişler sürdükten sonra kökleri barındırmak için oluşmuştur. Ayrıca dentisyon için yapısal destek sağlar. Dişler kaybedildiğinde, alveolar kemiğin yapısal destek fonksiyonu zamanla azalarak kemikte rezorpsiyona sebep olur. İkinci tip kemik ise alveolar proper (esas) kemiğidir ve diş soketini kaplayan kemik kısmıdır. Periodontal ligament ve ilgili diş için bir bağlantı bölgesi sağlar [77].

Alveolar kemiğin dış tabakası kortikal, iç bölgesi ise kansellöz kemikten oluşur. Kortikal kemik, iskelet sisteminin diğer bölgelerine benzer şekildedir ve lameller kemikten oluşur; kemik onarımı ve remodelasyonu için Haversian sistemlerini içerir. Alveolar uzantı, kemiği ve dişleri destekleyen sınırları ve kan damarlarını içerir. Alveolar kemikte kemik iliği ve önemli miktarda adipoz hücreye ek olarak, osteojenik hücreler ve hemopoitik doku bulunmaktadır. Kortikal kemik, maksillada mandibulada

olduğundan daha ince olma eğilimindedir. Kortikal kemik, mandibulanın premolar ve molar bölgesinde en kalındır. Bu kalınlık, implant planlamasında önemli bir husustur [77].

Diş kayıplarından sonra, periodontal lifler ve dişler tarafından herhangi bir yük iletimi olmadığından kemik rezorpsiyonu başlamaktadır. İlerlemiş periodontal hastalıklar, endodontik hastalıklar veya travma sebebiyle oluşan diş kayıplarından sonra birinci yıl içerisinde toplam kemik genişliğinde %25 oranında azalma meydana gelmektedir [78]. Birinci yıldan sonra rezorpsiyon miktarı azalarak devam eder [79]. Rezorpsiyon hızı, ileri yaşta kadınlar erkekler oranla fazla olmakla birlikte mandibulada maksilladan daha fazladır [80].

2. 10. Dental İmplant Uygulamalarında Temel Cerrahi Prensipler

İmplant tedavilerinde en önemli aşamalardan birisi de kuşkusuz cerrahi fazdır. İmplant yerleştirilmesi işleminde, tek aşama cerrahi, çift aşama cerrahi, immedat implantasyon gibi farklı cerrahi teknikler yer almaktadır. Bunların dışında, alveol kret boyunca insizyon yapılmaksızın implant yerleştirme işlemi flepsiz implant cerrahisi olarak adlandırılmaktadır. Literatürde bu yöntemin, minimal invaziv olduğu ve implant başarısını olumsuz bir etkisinin olmadığı savunulmuştur [81], [82].

Dental implant cerrahisinin temel hedefi ileride yapılacak olan protetik tedavi için destek oluşturmaktır [83].

2.10.1. Flep tasarımı

Temel olarak dental implant cerrahisinde uygulanan iki flep tasarımı bulunmakta; vestibül insizyon ve krestal insizyon olarak karşımıza çıkmaktadır. Hunt ve ark.'ı yaptıkları çalışma sonucunda vestibüler insizyonun veya krestal insizyon tekniklerinin tercih edilmesinin genel klinik iyileşmeyi veya osseointegrasyonu etkilemediğini göstermişlerdir [84].

2.10.2. Kemikte dril ile yuva açma

Drilleme sırasında dikkat edilmesi gereken önemli noktalardan biri drilin pozisyonudur. Çünkü implanta rehberlik edecek yuva bu aşamada hazırlanmaktadır. Drilin açısı, implantın açısı demektir ve ideal okluzyonun sağlanması buna bağlıdır. Ayrıca drilleme açısı ve uzunluğu anatomik bölgelere ulaşım riski göz önünde bulundurularak ayarlanmalıdır. Özellikle mandibulada çalışırken olası bir lingual korteks perforasyonu özellikle premolar ve molar bölgelerde fasiyal ve submental artere hasar verebilir ve hayatî komplikasyonlara sebep olabilir [85],[86].

Kemikte yuva açılırken dikkat edilmesi gereken en önemli konu ise dril ile kemik arasında oluşan sürtünme ısısıdır. Protein denatürasyonu ile osteoblast hasarı oluşturarak kemiğin remodelasyonunu engelleyen kritik ısı değerinin 47 °C olduğu bilinmektedir [87]. Eriksson, Albrektsson ve ark. yaptıkları mikroskopik inceleme sonucu ısı travmasına uğramış kemik dokusunun yerini osseointegrasyonun sağlanması için gereken kemik adaptasyon süreçlerine adapte olamayan başkalaşmış bir dokunun aldığını göstermişlerdir. Bu çalışmanın sonucu olarak da yaşayan kemik dokusundaki ısı hassasiyetinin daha önce bildirilen çalışmalara göre çok daha fazla olduğunu altını çizmişlerdir. Yani oluşan sürtünme ısısı bu kritik değeri aştığında, kemik yüzeyinde geri dönüşümsüz hasar oluşarak kemik nekrozu gelişmekte ve dolayısıyla da implantlar kaybedilmektedir [88].

2.10.3. İmplant yerleştirilmesi

İmplantın yerleştirilmesi için tercih edilen pozisyon normal diş pozisyonudur. Yani meziodistal ve bukkolingual diş konumu hesaplanarak implant yerleştirilmelidir. Biyomekanik kuvvetleri esas alarak implant sayısı ve konumunu belirlemek çok önemlidir. İmplantların birbirine paralel olarak yerleştirilmesi de protetik restorasyon açısından önemlidir. Ters biyomekanik kuvvetler ile yükleme kuvvetleri dağıtılamazsa bu durum implantlar kaybedilmesiyle sonuçlanabilir [89].

2.11. Dental İmplantların Stabilitesi

Osseointegre implantların uzun dönem başarısı için aranan en önemli kriter, implantın kemik içinde stabil olmasıdır. İmplant-kemik bağlantısı oluşurken primer ve sekonder olmak üzere iki tip stabilizasyon oluşmaktadır. Başarılı bir osseointegrasyon için primer ve sekonder stabilite ön koşul olarak görülmektedir [90], [91]. Primer stabilite; implant osteotomisi esnasında oluşturulan boşluğa implant yerleştirildiğinde implantın mobilite göstermemesi, herhangi bir hareketinin olmaması olarak tanımlanmaktadır. Bu süreçten sonra zamanla meydana gelen iyileşme ve kemik ile implant arasında gerçekleşen bir takım biyokimyasal olaylar sonucunda oluşan osseointegrasyon sürecinin ardından tespit edilen stabilite primer stabilitenin yerini almış ve sekonder stabilite olarak adlandırılmaktadır [92].

2.11.1. Osseointegrasyonu ve implant stabilitesini değerlendirmede kullanılan yöntemler

Başarısız olan implantlarda genel olarak görülen belirtiler implantın mobilitesi ve implant etrafında kemik kaybının görülmesidir. Basitçe ve klinik koşullarda uygulanacak çeşitli testlerle bu implantların başarısızlığı önceden öngörülebilir ya da implantın osseointegrasyon derecesi ölçümlendirilebilir [93].

Osseointegrasyon; optik mikroskop veya elektron mikroskobu ile kemik-implant temas özelliklerinin değerlendirilmesi yolu ile tespit edilebilir [94]. Klinik olarak ise osseointegrasyonda bir sorun varlığı; radyografide marjinal kemik kaybının var olması ve bir miktar mobilitenin olması ile belirlenebilir [95].

İmplant stabilitesi günümüzde invaziv ya da non-invaziv yöntemler ile ölçülebilmektedir. Histolojik ve histomorfometrik incelemeler, gerilim testi, itme/çekme testleri ve çıkarma tork testi invaziv yöntemlerdir. Radyografi, perküsyon testi, yerleştirme torku (implant yerleştirildiği andaki kesme torku), periotest (Siemens AG, Bensheim, Germany) ve rezonans frekans analizi (Osstell AB, Göteborg, Sweden) ise non-invaziv yöntemlerdir [96]. Stabilite ölçüm yöntemleri tablo 2.2’de gösterilmiştir [97].

İnvaziv (Yıkıcı) Teknikler	Noninvaziv (Yıkıcı Olmayan) Teknikler
Histolojik ve Histomorfometrik analiz Çıkarma torku	Radyografik analiz Yerleştirme torku Perküsyon testi İmpuls testi (İmplatest) Dental mobility checker (DMC) Periotest Rezonans frekans analizi (RFA)

Tablo 2. 2. İmplant stabilite ölçüm teknikleri

2.11.1.1. Histolojik ve histomorfometrik analiz

Osseointegrasyonun değerlendirilmesinde kullanılan histolojik ve histomorfometrik teknikler, en objektif ve invaziv metodlardandır [98]. Bu yöntem implant ve implant çevresindeki kemikten alınan histolojik kesitin boyalı örneğinin incelenip, kemik implant kontakt noktalarının hesaplanmasına dayanır. Hassas bir ölçüm yöntemidir [99].

2.11.1.2. Çıkarma torku testi

Bu yöntemde implantlara 10 Ncm'den 20 Ncm'ye kadar tork uygulanarak implantların osseointegrasyonun yeterli olup olmadığı değerlendirilmektedir. Böylece hem implant-kemik arasındaki bağlantının makaslama kuvvetine olan direnci hem de implantın çevre dokulara bağlanma kalitesi ölçülmektedir. Ancak implantasyonda iyileşmenin aşamaları daha doğru anlaşıldıktan sonra bu yöntemin kullanımı sınırlanmış ve yerini daha modern test yöntemlerine bırakmıştır [100].

2.11.1.3. Radyografik analiz

Radyografiler implantın uygulanacağı bölgedeki kemiğin miktarını ve kalitesini belirlemede ve primer stabilitesinin tahmininde yardımcıdırlar. Bununla birlikte osseointegrasyon sürecini ve implant çevresi bölgenin durumunu gözlemlenmede yararlıdırlar. Tanısal değerleri düşük de olsa uygulama kolaylığı ve yaygınlığı ile implant değerlendirilmesinde sıkça kullanılırlar [94].

2.11.1.4. Yerleştirme torku

İmplantı yerleştirme sırasında uygulanan tork değeri ölçümleri kullanılarak primer implant stabilitesi değerlendirilebilir [101]. Bu yöntem ile bölgesel kemiğin kalitesi hakkında bilgi elde edilir. Bu bilgi ortalama iyileşme süresinin tahmin edilmesinde kullanılabilir. Bu teknik yerleştirme sırasında kemik kalitesi hakkında bilgi verirken cerrahi öncesi kemik kalitesini belirlemek için kullanılamamaktadır. Sadece cerrahi sırasında ölçüme olanak tanımaktadır [102]. Yerleştirme torku, implant elle gönderilirken bir raşet yardımıyla, implant döner sistemle gönderilirken fizyolojik dispenser cihazının ekranındaki tork değeri göstergesi yardımıyla belirlenebilmektedir.

2.11.1.5. İmpuls testi (İmplatest)

2002 yılında Dario ve arkadaşları tarafından geliştirilmiştir. Cihazın kayıt yapan ucunda esnek bir membran içine yerleştirilmiş olan bir akselometre mevcuttur. Cihazın dinamik mekanizmasından uyarım alan akselometre implanta darbede bulunarak kaydı gerçekleştirir [103]. İmplantın stabilitesi cihazın ekranında gösterilen grafiklerle değerlendirilir. Ekranı yansıyan grafik doğrusal ve düz bir çizgi olarak görülürse bu durum stabilize için olumlu olarak değerlendirilirken girintili çıkıntılı grafik görünümü, osseointegrasyonun yetersiz olduğu sonucunu verir [104].

2.11.1.6. Perküsyon testi

İmpanta perküsyon uygulaması metal bir aletle arkasından hafice vurulmasıyla duyulan sesin değerlendirildiği en basit yöntemlerden biridir. Kusursuz net bir ses duyulması osseointegrasyonun gerçekleştiğini düşündürebilirken, az yoğun ve künt bir ses duyulması yumuşak dokudan zengin bir iyileşmeyi düşündürebilmektedir. Ne var ki; uygulamaya bağlı ve çok öznel olması sebebiyle kullanımı yaygın değildir [105].

2.11.1.7. Periotest

İlk olarak diş mobilitesini değerlendirmek amacı ile ortaya çıkmıştır. Diş hekimliği pratiğinde 1986'dan beri kullanılmaktadır. Periotest cihazı periodontal dokuların dinamik ölçümünü objektif olarak sağlamak için kullanılmıştır. Daha sonraları implant stabilitesinin değerlendirilmesi için de kullanılmaya başlanmıştır [106]. Periotest, dişe iletilen kuvvetlere karşı periodonsiyumun sönümlenme etkisini değerlendirir. Test yüzeyine yapılan perküsyona- diş ya da implant yüzeyine temas halinde olan çubuğun elektronik olarak yaptığı uyarana- gelen yanıtın süresi ölçülerek sonuç alınır. -8 ile 0 değerleri yeterli osseointegrasyonu tanımlarken; +1 ile +9 arası değerleri klinik olarak muayene gereksinimini; +10 ile +50 arası değerler ise osseointegrasyonun yetersiz olduğunu tanımlamaktadır [107].

2.11.1.8. Dental mobility checker (DMC)

Diş/implanta kesikli kuvvet uygulayarak mobilitesini değerlendirme ilkesiyle çalışır. Aoki ve Hiraka tarafından bulunmuştur [108]. DMC yönteminin cerrahiden sonraki ileri dönemlerde osseointegrasyonu değerlendirmek için kullanıldığında alınan sonuçlar son derece tartışmasız sonuçlar olup, çenelerde arka bölgelerde kullanıldığında da kullanımı pratiktir. Uygulama -cerrahi esnasında- implanta ekstra kuvvet verebileceğinden çok önerilmemektedir [108]-[110].

2.11.1.9. Rezonans frekans analizi (RFA)

Bu yöntem girişimsel ve yıkıcı olmayan bir stabilite ölçme yöntemidir. İmplantların hem primer stabilizasyonunu değerlendirirken hem de sekonder stabilizasyonunu değerlendirmekte kullanılabilir. Kullanımı kolay, sonuçları güvenli ve öngörülebilirdir. İlk olarak 1996 yılında Meredith tarafından geliştirilmiştir [111]. Yöntem diğer yöntemlere kıyasla yeni olmasına karşın daha çok popülerlik kazanmıştır. Bu yöntem makaslama, germe ve baskı kuvvetlerini içeren karmaşık bir sistemin ölçümünün yapılmasına olanak vermektedir. Ayrıca yöntemin stabilizasyon ve elastikiyet değişimlerinin değerlendirilmesine izin vermesi de yönteme olan talebi arttırmıştır [112]. Objektif sonuçlar elde edilebilmesini sağlayan ve invaziv olmayan bir uygulamadır [113].

İmplant stabilite yöntemlerinin karşılaştırılması tablo 2.3.' de gösterilmiştir [114].

Yöntem	Operasyon öncesinde ölçüm	Operasyon esnasında ölçüm	Operasyon sonrasında ölçüm	Girişimsel olmayan	Objektiflik
Histolojik analiz	+	+	+	-	+++
Perküsyon testi	-	++	++	+	+
Radyografi	++	++	++	++	-
Ters tork analizi	-	-	++	-	++
periotest	-	++	++	++	++?
RFA	-	+++	+++	+++	++?

(++++ yüksek güvenilirlik, +++= orta güvenilirlik, += düşük güvenilirlik, - =kullanılamaz, ?= daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır)

Tablo 2.3. İmplant stabilite yöntemlerinin karşılaştırılması

2.12. Sıcaklık Ölçüm Yöntemleri

2.12.1. Kızılötesi (Infrared) termografi

Bir cismin elektromanyetik spektrumun infrared (termal) ışık (IR) bandında yaymakta olduğu termal enerjiyi, görünen bir resme çevirme yöntemine infrared termografi tekniği (IRTT) denir [115]. Bu metot, cisme müdahale etmeden ve herhangi bir şekilde zarar vermeden termal enerjiyi gözle görme imkânı sağlar.

IRTT, sanayi alanında kullanımı gittikçe artan bir yöntem iken medikal alanında da özellikle son dönemlerde ilgi çekmekte ve kullanımı ile başarılı sonuçlara ulaşılmaktadır. Tıp sektöründe bu kadar geç uygulama alanı bulmasının en büyük sebebi ekipmanların pahalı olması ve ısı çift ile yapılan ölçümlerin ucuz ve yeterli olmasından kaynaklanmaktadır. Ancak IRTT ile ısı çift kıyaslandığında, IRTT ile daha büyük yüzey alanlarında ölçüm yapılabilmesi ve sıcaklık değişim bölgelerini birbirinden bağımsız olarak belirleyebilmesi, ihtiyaç duyulan ölçümlerde bu yöntemi cazip kılmaktadır [116].

2.12.2. Sonlu elemanlar yöntemi

Sonlu elemanlar yöntemi, çözülmesi zor, karmaşık ve vakit alan problemleri daha basit alt problemlere ayırıp, bunların her birine kendi içerisinde çözüm sunmaktadır [117]. Özellikle fizik ve mühendislik alanında kullanılmakta ve birçok karmaşık problemi çözmeye yarayan en ileri sayısal yöntemlerden birisi olmaktadır. Diş hekimliğinde ise dental implantı çevreleyen kemikteki stres dağılımının incelenmesi için bu yöntemden yararlanılmaktadır [118], [119]. Dental implant cerrahisi sırasında açığa çıkan ısıyı ölçmek için bu yöntemi kullanan özgün bir çalışma bildiğimiz kadarıyla yoktur. Sonlu elemanlar yöntemi daha çok implant yerleştirildikten sonra implant yoluyla kemiğe iletilen ısı analizleri ile okluzal stres dağılımını incelemek için kullanılan bir yöntem olarak karşımıza çıkmaktadır [119]–[122].

2.12.3. Isıl çiftler (Termokupl)

Sıcaklık ölçümü için diğer çeşitli yöntemlerle kıyaslandığında en basit elektriksel sıcaklığa duyarlı aygıt ısıl çifttir [123]. Isıl çift birleştirilmiş iki farklı metal teldeki elektrik akımını sonuçlarının termoelektrik etkisi üzerine kurulu olan, basit ama etkili bir sıcaklık ölçü elemanıdır. Tellerden biri sıcak nokta diye adlandırılır ve ısı ölçümü yapılacak olan nesneye dokundurulur. Diğer uç soğuk nokta olarak isimlendirilir ve daha düşük bir sıcaklıkta sabit tutulur. Isıl çiftlerin çalışma mekanizması, sıcak nokta ile soğuk nokta arasındaki sıcaklık farkının oranı esasına dayanmaktadır [124].

Literatüre bakıldığında dental implant cerrahisi sırasında oluşan ısıyı ölçmek için yapılan çalışmaların çoğunda ısıl çiftlerin kullanıldığı görülmektedir. İlk olarak Eriksson ve Adell [87] dental implant cerrahisi sırasında kemikte oluşan ısıyı ölçmek için ısıl çift yöntemini kullanmışlardır. Chacon ve ark. [12], farklı tasarıma sahip dental implant drillerinin kemik yüzeyde oluşturduğu ısı farklarını araştırmak için yine ısıl çift yöntemini kullanmışlardır. Kerawala ve arkadaşları da buna benzer bir çalışmalarında kemik preparasyonu esnasında uygulanan cerrahi tekniklerin ve dril tasarımının sıcaklık değişimleri üzerine etkisini incelemek için ısıl çift kullanmışlardır. Isıl çift kullanma sebebini basit ve az yer kaplamasının yanı sıra ısı değişimlerine anında cevap verme özelliğine sahip olması olarak açıklamışlardır [125].

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Tez çalışmamız 2021 yılı Mayıs ayında Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Laboratuvarı'nda, taze sığır femur kortikal kemiğinden elde edilen kemik bloklar üzerinde, in-vitro olarak gerçekleştirilmiştir.

3.1 Deney Düzenğinde Kullanılan Malzemeler

- Fizyodispenser set (NSKSurgic XT Plus NE179 NAKANISHI Inc. Japan)
- İmplant Anguldurvası (Dentsply Frios, Germany)
- 2,9 ve 3,8 mm çapında driller (Ankylos, Germany)
- Paralelometre (Dentalfarm, Torino, Italy)
- Kemik bloklar (Taze sığır femur kemiği)
- İzotonik serum fizyolojik solusyon (Biofleks®, İstanbul Türkiye)
- Isıl çift (Termokupl) (Eym TM-902C İstanbul, Türkiye)
- Sıcaklık ölçer (TRESNA HTC-1 masa ve duvar tipi saat ısı ve nem ölçer, İstanbul, Türkiye)
- İç ve dış soğutma sistemi aparatları (Dentsply Frios, Germany)
- 3 kg'lık ağırlık (Bofigo dambıl, İzmir, Türkiye)

3.2. Çalışma Grupları

Yapılan bu çalışmada, 8 farklı grup oluşturulmuştur. Grupların bir yarısında yalnızca dış soğutma sistemi, diğer yarısında ise iç ve dış soğutma sistemleri eş zamanlı olarak bir arada kullanılmıştır. Drilleme derinliği olarak 8mm ve 14 mm çalışılmış, dril çapları 2,9 mm ve 3,8 mm tercih edilmiştir.

Gruplar tablo 3.1’de verilmiştir.

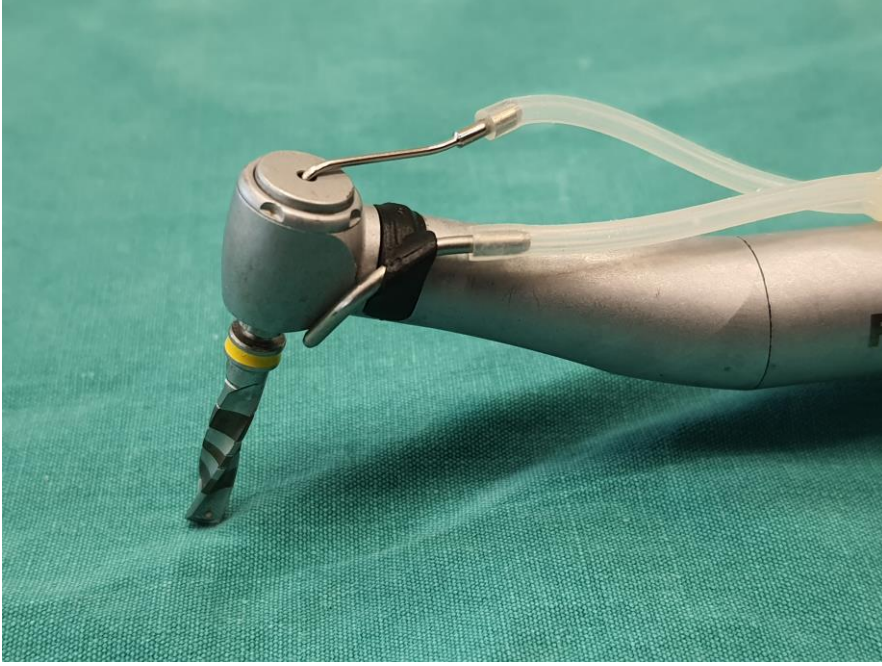
Gruplar	Soğutma sistemi	Çap	Derinlik
1	Yalnızca dış soğutma sistemi	2,9 mm	8 mm
2	Yalnızca dış soğutma sistemi	2,9 mm	14 mm
3	Yalnızca dış soğutma sistemi	3,8 mm	8 mm
4	Yalnızca dış soğutma sistemi	3,8 mm	14 mm
5	Dış soğutma sistemiyle kombine iç soğutma sistemi	2,9 mm	8 mm
6	Dış soğutma sistemiyle kombine iç soğutma sistemi	2,9 mm	14 mm
7	Dış soğutma sistemiyle kombine iç soğutma sistemi	3,8 mm	8 mm
8	Dış soğutma sistemiyle kombine iç soğutma sistemi	3,8 mm	14 mm

Tablo 3. 1. Çalışma grupları

3.3. Çalışma Tasarımı

Çalışmamızda, drilleme esnasında kemik dokuda meydana gelen ısının zararlı etkilerinden korunmak için geliştirilmiş olan iki farklı soğutma yönteminin karşılaştırması amaçlanmıştır. Rutin olarak kullanılmakta olan iç soğutma ya da dış soğutma sistemlerinin her ikisi bir arada kullanılarak erişilen ısı ile yalnızca dış soğutma kullanılarak erişilen ısı değerleri karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada farklı iki derinlikte (8 ve 14 mm) çalışılmış ve farklı iki çapta dril (2,9 ve 3,8 mm) kullanılmıştır. Her bir drilleme işlemi 60 sn (1 dak) sürdürülmüştür. Çalışma ortamının ısı ve nemi, normal

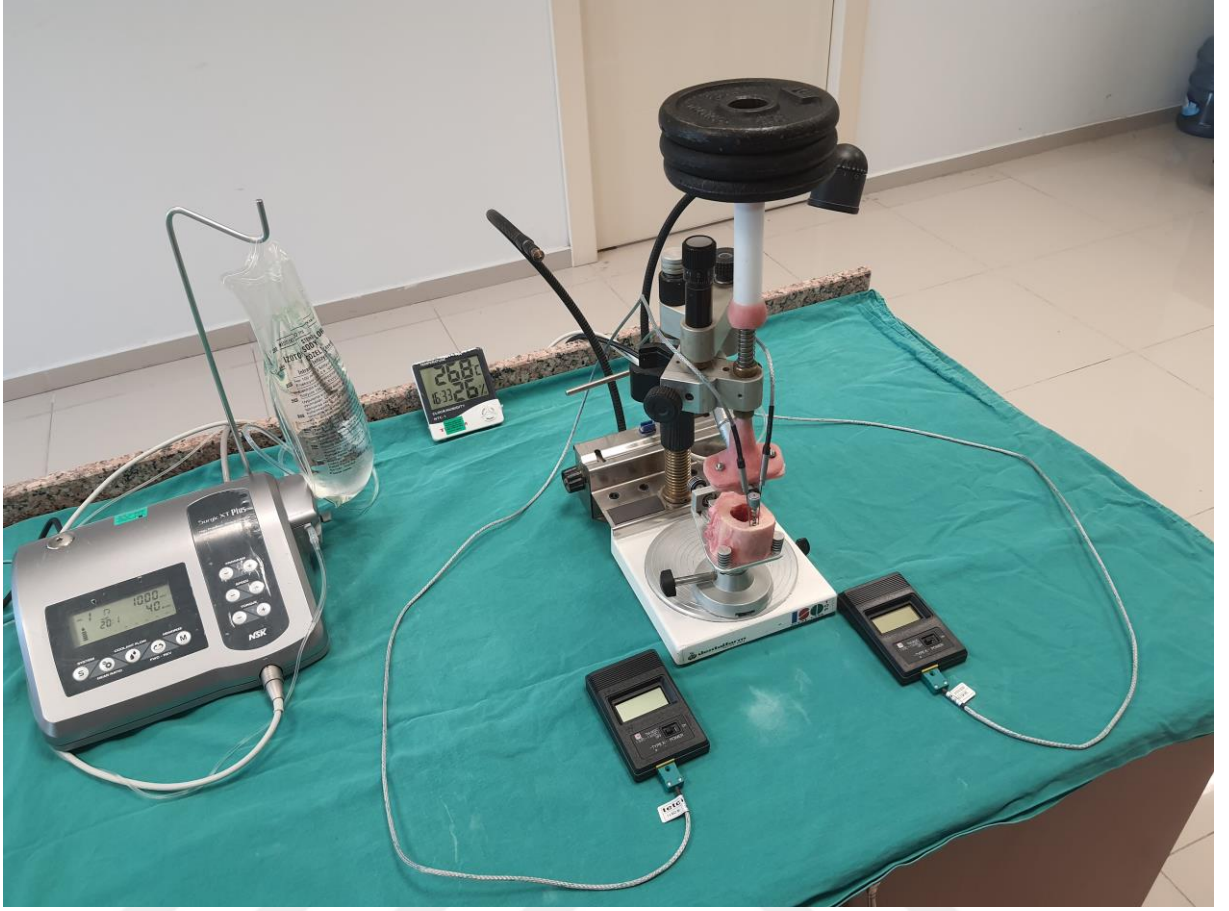
oda sıcaklığı ve nem miktarı sınırları içinde tutulmuştur [126]. Çalışma modelimizi oluşturan kemikler, kaynağından elde edildikten sonra en fazla bir hafta süreyle soğuk kuşakta bekletilerek çalışmaya alınmış, kemik içi sıcaklık 23°C'a erişilmeden drilleme yapılmamıştır. Her bir dril girişinin 1 mm uzağına iki farklı noktadan ısı ölçer yerleştirilerek ısı ölçümü yapılmıştır. Ölçümlerin hepsi kaydedilmiştir.



Resim 3. 1. İç ve dış soğutma sistemleri bir arada

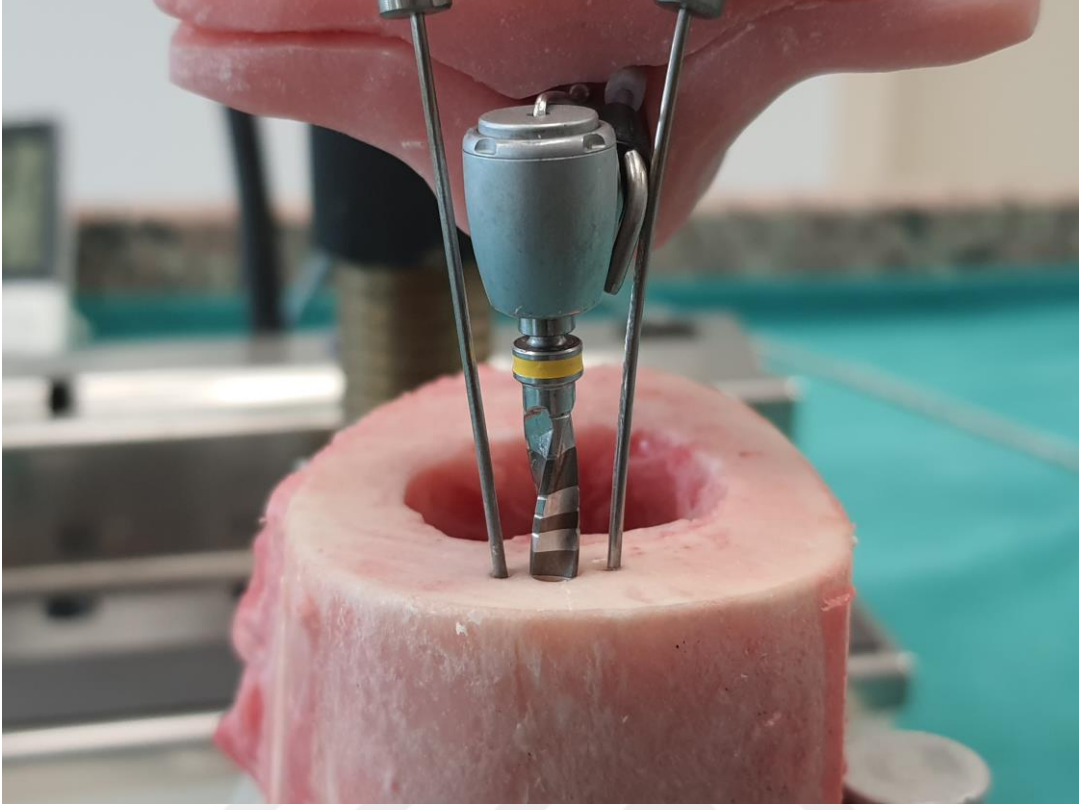


Resim 3. 2. Yalnızca dış soğutma sistemi



Resim 3. 3. Genel çalışma düzeneği

Çalışmamızda kullanılan kemikler; $-4\text{ }^{\circ}\text{C}$ ' de dondurulmuş taze sığır femur kortikal kemiği olup kemik ısısı çalışma günü oda sıcaklığına geldikten sonra bir paralometre ile sabitlenmiştir. 3 kg'lık kuvvet uygulanmış ve fizyodispenser 1000 rpm hızında sabitlenerek standardize edilmiş; bu şekilde uygulayıcıya bağlı olası değişken faktörler elimine edilmiştir.

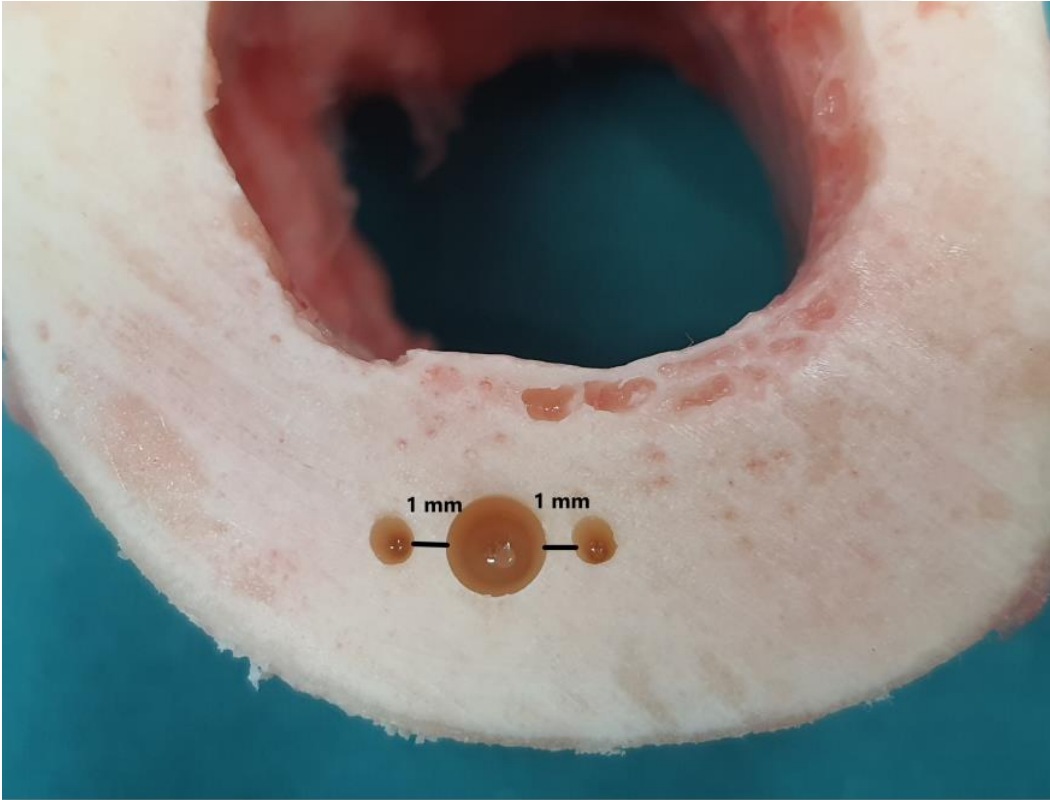


Resim 3. 4. Termokupl ısı sensörlerinin çalışma düzeneğine uygulanması

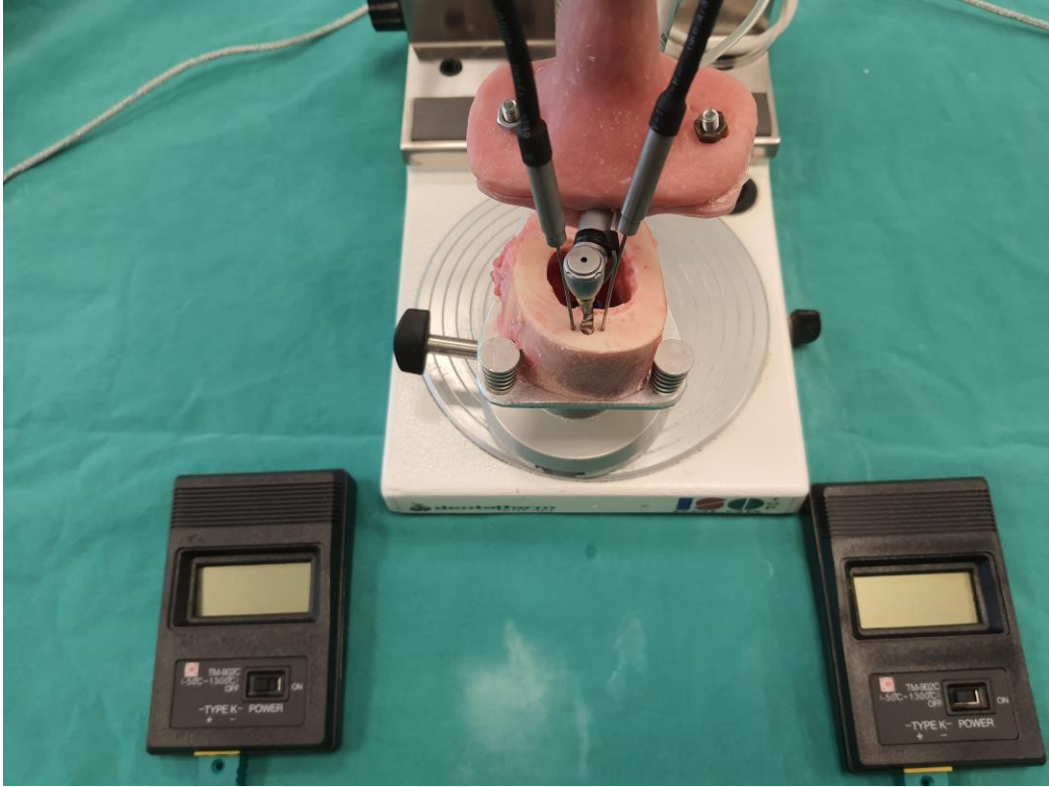
Cerrahi tura bağlı angulduruva kemiğe dik olacak şekilde paralelometreye özel bir aparatla sabitlenmiştir. Drillenecek bölgenin 1 mm uzaklığında ısı sensörleri yerleştirilmiş ve farklı değişkenler eşliğinde sistem ayarlanmıştır.



Resim 3. 5. Dril ile ısı sensör yuvalarının anguldruva başlığın ısı sensörlerine teması nedeniyle tam olarak gösterilemeyen paraleliğini göstermek amacıyla ısı sensör yuvalarına frezler yerleştirilerek gösterilmesi



Resim 3. 6. Drilleme yapılan ve 1'er mm uzaklığındaki ısı sensörlerinin yerleştirildiği sığır femur kortikal kemiğin görüntüsü.



Resim 3. 7. İki adet termokupl ve ısı ölçer uçların görüntüleri (Eym TM-902C İstanbul, Türkiye).

Yapılan tüm drillemeler oda sıcaklığında olan serum fizyolojik irrigasyon altında yapılmıştır. Frez, belirlenen derinliğe ulaşılan kadar 1 dakika boyunca drilleme işlemine devam edilmiştir. Bu işlem her grup için 30 kez ayrı olarak tekrarlanmıştır. Isı ölçümlerinde belirlenen derinliğe ulaşıldığında ortaya çıkan ısı, erişilen en yüksek sıcaklık değeri olarak kaydedilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. İstatistiksel Yöntem

Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shaphiro Wilk Testi ile test edilmiş, normal dağılan sıcaklık değişkeninin üzerine 3 farklı faktörün düzeylerinin etkisinin değerlendirilmesinde 3 yönlü Varyans analizi uygulanmıştır. Anlamli bulunan interaksiyon etkileri LSD çoklu karşılaştırma testi ile değerlendirilmiştir. Analizlerde SPSS for Windows 22 yazılımı kullanılmış, p değerinin 0,05 den küçük olması istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4.2. Genel Tanımlayıcı İstatistikler

Tablo 4. 1. Grupların faktöriyel analiz sonuçları

Gruplar			N	Ort \pm St.Sapma
Yalnızca dış soğutma sistemi	2,9 mm	8 mm	30	25,43 \pm 0,18
		14 mm	30	27,56 \pm 0,16
		Total	60	26,5 \pm 1,09
	3,8 mm	8 mm	30	25,62 \pm 0,18
		14 mm	30	27,67 \pm 0,2
		Total	60	26,65 \pm 1,05
	Total	8 mm	60	25,53 \pm 0,2
		14 mm	60	27,62 \pm 0,19
		Total	120	26,57 \pm 1,07

İç ve dış kombine soğutma sistemi	2,9 mm	8 mm	30	$25,37 \pm 0,16$	
		14 mm	30	$25,68 \pm 0,16$	
		Total	60	$25,53 \pm 0,22$	
	3,8 mm	8 mm	30	$25,42 \pm 0,17$	
		14 mm	30	$25,72 \pm 0,14$	
		Total	60	$25,57 \pm 0,22$	
	Total	8 mm	60	$25,4 \pm 0,16$	
		14 mm	60	$25,7 \pm 0,15$	
		Total	120	$25,55 \pm 0,22$	
	Total	2,9 mm	8 mm	60	$25,4 \pm 0,17$
			14 mm	60	$26,62 \pm 0,96$
			Total	120	$26,01 \pm 0,92$
3,8 mm		8 mm	60	$25,52 \pm 0,2$	
		14 mm	60	$26,69 \pm 1$	
		Total	120	$26,11 \pm 0,93$	
Total		8 mm	120	$25,46 \pm 0,19$	
		14 mm	120	$26,66 \pm 0,98$	
		Total	240	$26,06 \pm 0,92$	

Tablo 4. 2. Soğutma sistemi, çap ve derinlik faktörlerinin sıcaklık üzerindeki etkisine ilişkin Three-Way ANOVA analizinin sonuçları

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	P
Soğutma sistemi	63,140	1	63,140	2198,483	0,001*
Çap	0,532	1	0,532	18,525	0,001*
Derinlik	85,801	1	85,801	2987,519	0,001*
Soğutma sistemi * çap	0,176	1	0,176	6,130	0,014*
Soğutma sistemi * derinlik	47,793	1	47,793	1664,125	0,001*
Çap * derinlik	0,030	1	0,030	1,058	0,305
Soğutma sistemi * çap * derinlik	0,022	1	0,022	0,767	0,382
Error	6,663	232	0,029		
Total	163188,610	240			
Corrected Total	204,158	239			
a. R Squared = 0,967 (Adjusted R Squared = 0,966)					

4.3. Üç Yönlü Varyans Analizi Sonuçları

Soğutma sistemi, çap ve derinlik faktörleri bir araya geldiğinde sıcaklıktaki değişimi %97 oranında açıklamaktadır.

Soğutma sistemi, çap ve derinlik diğer etkilerden bağımsız değerlendirildiğinde sıcaklık üzerine anlamlı etkisi bulundu. Soğutma sistemi ile çap ve soğutma sistemi ile derinlik arasında interaksiyon etkisi anlamlı bulundu ($p=0,001$).

Tablo 4. 3. Gruplar arası interaksiyon değerlendirilmesi

Varyasyon kaynağı	Kareler toplamı	Sd	Kareler ortalaması	F	P
Soğutma sistemi	63,140	1	63,140	2198,483	0,001*
Çap	0,532	1	0,532	18,525	0,001*
Derinlik	85,801	1	85,801	2987,519	0,001*
Soğutma sistemi * çap	0,176	1	0,176	6,130	0,014*
Soğutma sistemi * derinlik	47,793	1	47,793	1664,125	0,001*
Çap * derinlik	0,030	1	0,030	1,058	0,305
Soğutma sistemi * çap * derinlik	0,022	1	0,022	0,767	0,382
Error	6,663	232	0,029		
Total	163188,610	240			
Corrected Total	204,158	239			
$R^2=0,97$					

Sd: Serbestlik derecesi *0,05 düzeyinde anlamlı

4.4. Çoklu Karşılaştırmalar

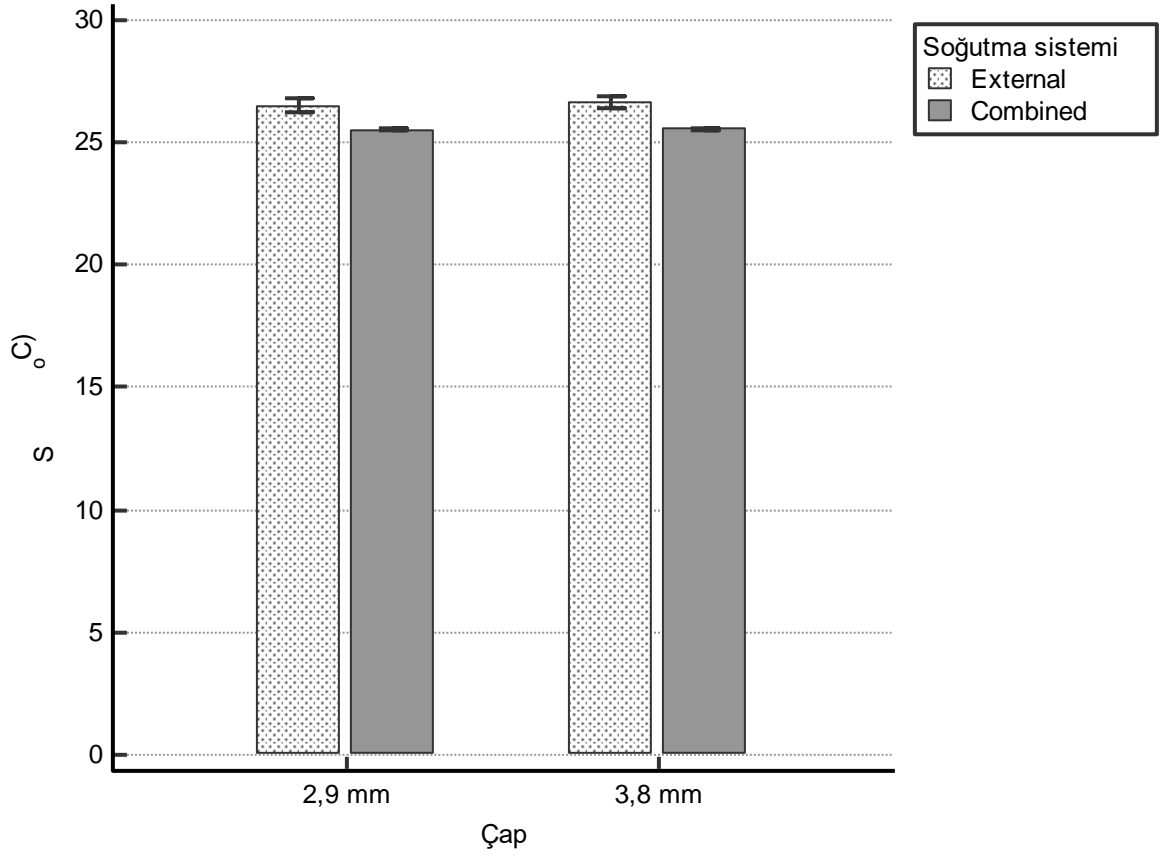
Soğutma sistemi ve çap etkileşimi için LSD çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Soğutma sistemi ve çap etkileşimi için tahmin edilmiş marjinal ortalamalar

Tablo 4.4. Soğutma sistemi ve çap etkileşimi için çoklu karşılaştırma testi

Soğutma sistemi	Çap	Ortalama	Std. hata	%95 GA	
				Alt sınır	Üst sınır
External	2,9 mm	26,49	0,02	26,45	26,54
	3,8 mm	26,64	0,02	26,60	26,69
Combined	2,9 mm	25,52	0,02	25,48	25,57
	3,8 mm	25,56	0,02	25,52	25,61

	Soğutma sistemi	Çap	1	2	3	4
1	External	2,9	-	0,001*	0,001*	0,001*
2	External	3,8	0,001*	-	0,001*	0,001*
3	Combined	2,9	0,001*	0,001*	-	0,197
4	Combined	3,8	0,001*	0,001*	0,197	-



Şekil 4. 1. Soğutma sistemi- çap değişkenlerinin ortalama sıcaklık değerleri

Dış soğutma sisteminde 2,9 mm çap ile kombine soğutma sistemindeki 2,9 mm çap arasında sıcaklık artışı yönünden anlamlı düzeyde farklılık gözlemlendi ($p=0,001$).

Dış soğutma sisteminde 3,8 mm çap ile kombine soğutma sistemi 3,8 mm çap arasında sıcaklık artışı yönünden anlamlı düzeyde farklılık gözlemlendi ($p=0,001$).

Kombine soğutma sistemi eşliğinde kullanılan 2 farklı frez çapı arasında anlamlı farklılık gözlemlenmedi ($p=0.197$).

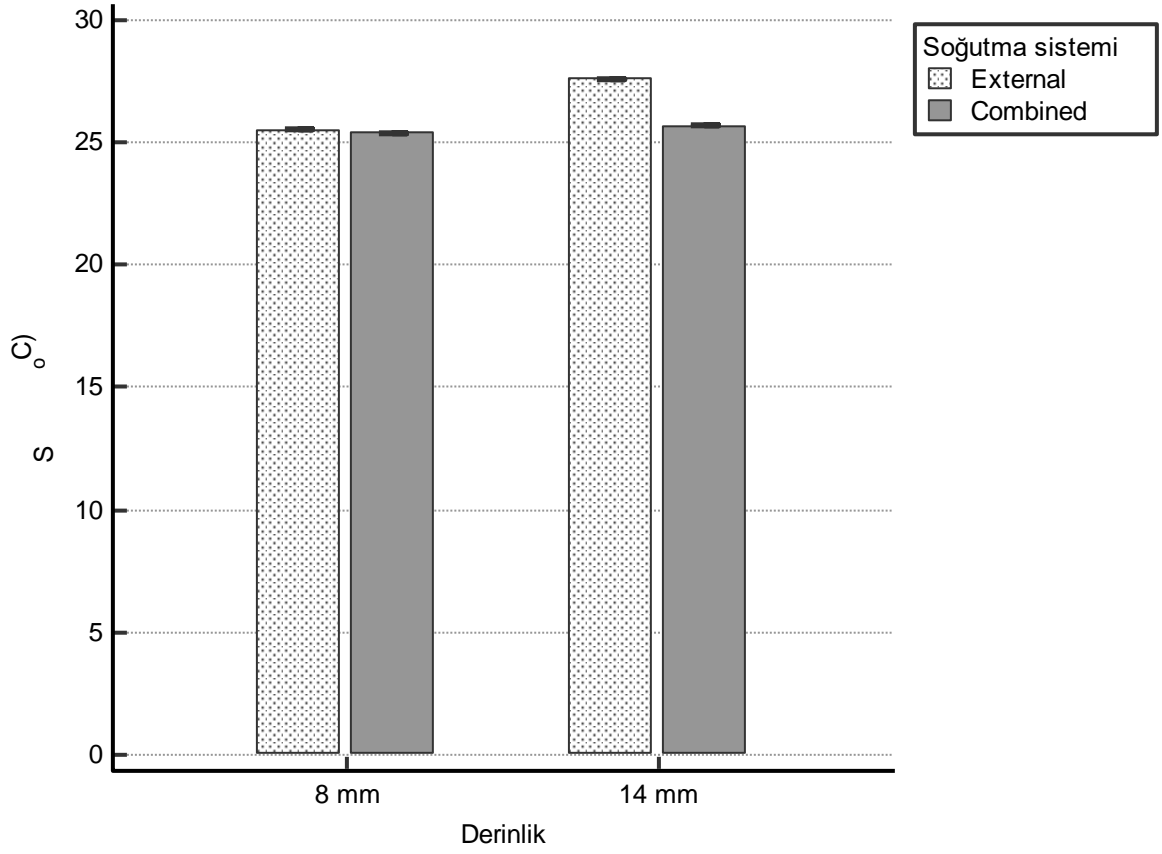
Soğutma sistemi ve derinlik etkileşimi için LSD çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Soğutma sistemi ve derinlik interaksyonu için tahmin edilmiş marjinal ortalamalar

Tablo 4. 5. Soğutma sistemi ve derinlik interaksyonu çoklu karşılaştırma testi

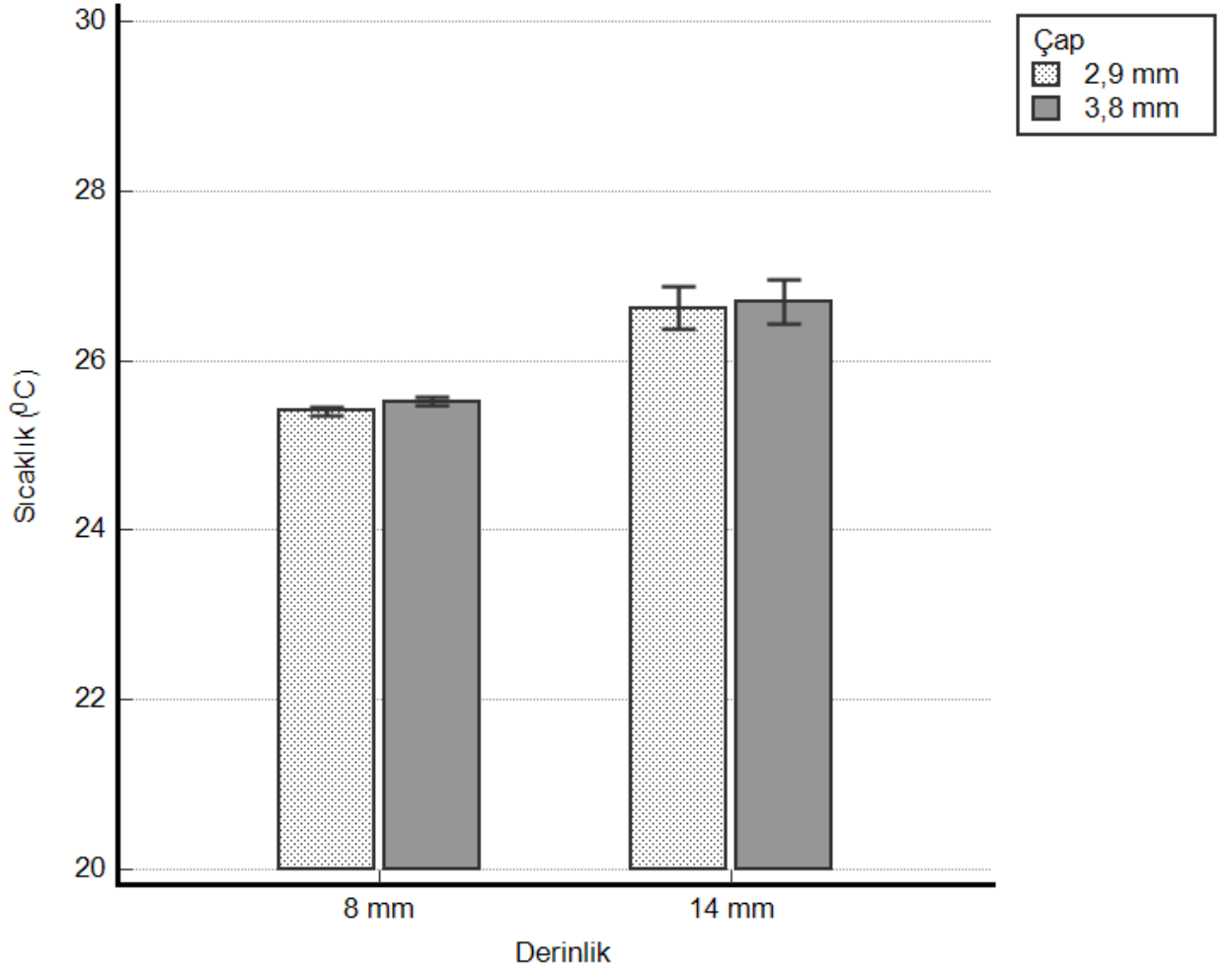
Soğutma sistemi	Derinlik	Ortalama	Std. hata	%95 GA	
				Alt sınır	Üst sınır
External	8 mm	25,528	0,022	25,485	25,571
	14 mm	27,617	0,022	27,574	27,660
Combined	8 mm	25,395	0,022	25,352	25,438
	14 mm	25,698	0,022	25,655	25,741

	Soğutma sistemi	Derinlik	1	2	3	4
1	External	8	-	0,001*	0,001*	0,001*
2	External	14	0,001*	-	0,001*	0,001*
3	Combined	8	0,001*	0,001*	-	0,001*
4	Combined	14	0,001*	0,001*	0,001*	-



Şekil 4. 2. Soğutma sistemi- derinlik değişkenlerinin ortalama sıcaklık değerleri

Dış ve kombine soğutma sistemleri ile farklı derinliklerde erişilen sıcaklık değerleri arasında anlamlı düzeyde farklılık gözlemlendi ($p=0,001$).



Şekil 4. 3. Derinlik- çap değişkenlerinin ortalama sıcaklık değerleri

Derinlik ve çap interaksyonu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p=0,305$).

5. TARTIŞMA

Dental implantların günümüzde ilerlemiş çalışmalar ışığında üretilmiş materyaller ile gerçekleştirilmesinin yanı sıra başarısızlığa yönelik kayıtlar da gelişmeye yönelik araştırmaların halen sürdürülmesi gerekliliğini ortaya koymaktadır. Dünyanın her yerinde üretim ve uygulama ölçütleri neredeyse standardize edilmeye çalışılarak bu tedavinin başarısının artırılması hedeflenmektedir. Literatür paylaşımlarının bu başarıdaki katkıları çok önem taşımaktadır. Yüzey özellikleri ve kemik içine yerleştirilme kural ve gereçleri ilk uygulanmaya başladığı yıllara göre artırılmış olmakla birlikte, osseointegrasyonun sağlanmasında cerrahi sırasında canlı dokuyu koruyucu girişimlerin önemi tartışılmazdır [127].

Dental implantların avantajlarına rağmen yaygın kullanımına bağlı olarak tedavilerde komplikasyonlar da artmaya başlamış ve yapılan çalışmalarda komplikasyon oranının % 5-11 arası olduğu belirtilmiştir [128]. Bu komplikasyonların azaltılmasındaki ön koşulun kemik dokusu ve implant arasında osseointegrasyonun sağlanması gerektiği çalışmalarda bildirilmektedir [129]. Osseointegrasyon, normal remodele kemik ve implant arasında kemik dışında herhangi bir doku oluşmaksızın elde edilen, stresi taşıyarak yükün implanttan kemik içine dağılmasını sağlayan “implant-kemik kontağı” olarak tanımlanabilir [130], [131].

Osseointegrasyonun sağlanmasında, implant yerleştirilecek kemiğin niteliği, implant materyalinin doku uyumluluğu ve dizaynı, cerrahi teknik ve yük iletimi ile yüzey özelliklerinin önemli bir yeri vardır. Operasyon sonrasında implant yuvasının hazırlandığı kemik çevresinde bir miktar alanın nekroze olması kaçınılmazdır. Nekrotik alanın genişliğinin cerrahi işlem sırasında açığa çıkan ısıya bağlı olduğu kadar, kemik içerisinde, bölgeden bölgeye farklılık gösteren anatomik faktörlere de bağlı olduğu düşünülmektedir [127]. Medüller kemiğin, kortikal kemiğe göre daha düşük yoğunlukta oluşu, drillemeye karşı daha az direnç göstererek daha az aşınmasına neden olur; bu da, yıkama olmadan bile bu alanda daha küçük ısı ölçümleri almamızı sağlar. Üretilen ısı,

önemli miktarda kan akışının varlığı nedeniyle in vivo olarak süngerimsi kemikte hızla dağıtılabılır. Bu nedenle, kortikal düzeyde ölçülen sıcaklık değişiklikleri, osteotomi bölgesini çevreleyen kemikte drilleme sırasındaki en yüksek ısı farklılıklarının nedenini açıklamaktadır [132]. Çalışmamızda da en yüksek sıcaklık farklılıklarının meydana geldiği mandibular kemiğe benzer yapı sergileyen taze sığır kortikal kemiği kullanılmıştır.

Çalışmamızda taze cansız sığır femur kemiği kullanılmasının bir diğer nedeni, sığır kemiği ile insan mandibular kemiği arasındaki kortikal ve süngerimsi kemik yoğunluğu ilişkisi bakımından benzerliklerdir [133]–[136]. Yapılan yoğunluk analizi çalışmalarında, insan ve sığır kemiği kortikal ve medüller yoğunluğu bakımından benzer Hounsfield değerleri elde edildiği gösterilmiştir. Ortalama bir insan çene kemiğindeki Hounsfield kortikal kemik birimlerinin 1400-1600, medüllerin ise 400-600 Hounsfield birimi olduğu gözlemlenmiştir. Sığır kortikal kemiğin 1400 Hounsfield birim ve medüller kemiğin 470 Hounsfield birimi olduğu gösterilmiştir [5]. Sığır kemiği, yoğunluğu, geometrisi, kortikal ve süngerimsi bileşeni arasındaki ilişkisi bakımından insan mandibular kemiğine benzediği için in vitro çalışmalarda yaygın olarak kullanılmaktadır [133]–[135], [137].

Travmatik biçimde yapılan dental implant cerrahilerinde, iyileşme sürecinde implant çevresinde bağ doku formasyonu görülmekte ve bu durum implant tedavilerinde başarısızlıklara neden olabilmektedir. İmplant yuvası için drilleme işlemi esnasında oluşan ısının, implant yerleştirilen bölgedeki canlı kemik dokusunu olumsuz etkilemesi kaçınılmazdır [4],[138]. Bu ısınmanın, drilleme esnasında kemik dokusu ile frez arasında gerçekleşen sürtünme nedeniyle oluştuğu ve kemik dokusunda gerçekleşen iyileşmenin, 47 ° C'nin üzerindeki sıcaklıklarda olumsuz yönde etkilendiği çalışmalarla gösterilmiştir [139],[140],[141].

Chacon ve ark.(2006) yaptıkları çalışmada 3 farklı dizayna sahip frezleme sistemlerini incelemişler ve implant frez geometrisinin kemik preparasyonu esnasında oluşan ısı üzerine etkisinin önemli bir yer tuttuğunu ve kemik iyileşme potansiyelini etkilediğini göstermişlerdir [12]. Frez biçimi farklılıklarının drilleme ile erişilen ısı karşılaştırması

için yanıtıcı olabileceği düşüncesiyle çalışmamızda aynı firmaya ait aynı biçimli implant frezleri kullanılmıştır.

Drilleme hızının kemik preparasyonu esnasında açığa çıkan ısı artışına etkisini inceleyen Sharawy ve ark. dört farklı implant sisteminde üç farklı hız (1225, 1667 ve 2500 devir/dk) kullanmışlar ve aynı soğutma yöntemi altında tüm implant sistemlerinde yüksek hızla çalışmanın daha az sürtünme ısıyı oluşturduğunu belirtmişlerdir [142]. Iyer ve ark.'nın yapmış oldukları başka bir çalışmada 2000, 30000 ve 40000 devir/dk hızlarında oluşan ısı ölçülmüş ve yüksek devirde yapılan drillemelerde sürtünmenin daha az oluştuğunun gözlemlendiği rapor edilmiştir [143]. Diğer bir çalışmada Brisman ve ark., hız ve kuvvet parametlerinin her ikisi birden benzer oranlarda artırıldığı zaman sürtünme ısının düştüğünü, hız ve kuvvet değişkenlerinin birbirinden bağımsız tek başlarına artırılmaları durumunda ise kontrolsüz şekilde ısı artışı olduğunu göstermişlerdir [144].

Kemik preparasyonu esnasında oluşan ısının, dril üzerine uygulanan kuvvet ile direkt ilişki içinde olduğu gerçeği yapılan çalışmalar ile gösterilmiştir [145]. Abouzgia ve James kemik yüzeyinde oluşan ısıyı değerlendirmek için 1,5 N ve 9 N arasında değişen kuvvetleri 48000 devir/dk sabit hız ile dril üzerine uygulayarak oluşan ısıyı değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda 4N'dan daha yüksek kuvvet değerlerinde ısının azaldığını görmüşlerdir [146].

Çalışmamızda da bu bilgiler göz önünde bulundurularak kuvvet ve hız parametleri ısı farklılıklarına sebep olacağından, her iki değişken de sabit tutularak sistem standardize edilmiş ve uygulanan yük de 3kg olarak tercih edilerek yaklaşık 30 N'luk kuvvet uygulanmıştır.

Marcovic tarafından yapılan bir çalışmada ise implant yerleştirilmesi esnasında oluşan ısı değerlendirilmiştir. 288 implantın kullanıldığı bu çalışmada implantlar sırasıyla 30, 35 ve 40 N tork değerleri ile yerleştirilmiş ve yerleştirme esnasında oluşan ısılar 1mm, 5 mm ve 10 mm derinliğindeki bölgelerde ölçülmüştür. Yapılan bu araştırma sonucunda

self-tapping implantların yerleştirmesi esnasında uygulanan tork değerlerinin düşük tutulması ile ısı değişimlerinin daha az izleneceği bildirilmiştir [147].

Kemik preparasyonu sırasında oluşan sıcaklık değişimlerini incelemek için kullanılan en sık yöntemler ısıl çift yöntemi ve kızılötesi termografidir. Yapılan çalışmalara bakıldığında Eriksson ve Adell ilk olarak dental implant cerrahisinde kemik preparasyonu sırasında oluşan ısıyı ölçmek için termokupl yöntemini kullanmışlardır [61]. Yine benzer şekilde kemik yuvalardaki sıcaklık değişimleri üzerine etkiyi ölçmek için, şener ve arkadaşları implant yuvasını drilleme esnasında farklı derecelerde serum fizyolojik ile yıkama yaparak, farklı derinliklerde ne kadar ısı artışı olduğunu ısıl çift kullanarak değerlendirmişler ve değişim olduğunu gözlemişlerdir [148]. Bizim çalışmamızda da kemik preparasyonu sırasında oluşan ısıyı değerlendirmek için yapılan diğer benzer çalışmalarda olduğu gibi ısıl çift kullanılmış, farklı ısı derecelerinde değil; oda sıcaklığında serum fizyolojik ile yıkama yapılmıştır.

Drilleme esnasında ısı artışına engel olmak için irrigasyon işlemi yapılmaktadır. Yapılan irrigasyon işlemindeki amaç, kemikte oluşabilecek sıcaklık artışlarının azaltılmasıdır [149]. Kemiğin drillenmesi esnasında oluşan kemik yüzeyinde oluşan ısıyı azaltmak için çalışılan en önemli konulardan biri de bu irrigasyon yöntemleri üzerinedir. Dış soğutma yöntemi genel olarak kabul edilmektedir ve yayınlanmış araştırmaların çoğu dış soğutma sistemleri ile yapılmıştır. Yazarlar ve klinisyenler dış soğutma sisteminin kortikal kemik alanlarındaki yüzeysel yerlerde daha uygun olduğunu ve friksiyonel ısıyı azaltmak için daha derin bölge osteotomilerinde iç soğutma sisteminin daha faydalı olabileceğini öne sürdüklerinden, implant dış hekimliğinde iç irrigasyon için kılcal cerrahi frezler üretilmiştir [60], [150]–[152].

İç soğutma sisteminin yalnızca dış soğutma sistemine göre eşdeğer sonuçlar görüleceğini düşünöldüğünden ve ayrıca iç sulama kanalının olası tıkanması ve mikrop kontaminasyonu rapor edildiğinden, iç sulama sisteminin kullanımının faydaları hâlâ tartışmalıdır [152]–[154]. Ancak yeterli ön temizleme ve sterilizasyonun, iç soğutmalı frezlerde enfeksiyon riski oluşturmadığı yapılan çalışmalarla gösterilmiştir [155]. Bu nedenle bizim çalışmamızda da Ankylos marka iç soğutmalı frezler kullanılmıştır.

Ayrıca, daha derin bölge osteotomilerinde iç soğutma sisteminin faydalı etkisini sağlamak için, iç soğutmanın sürekli erişime izin vermek ve kemik parçalarının kesici kenar ve frez olukları üzerindeki tıkanma etkisini önlemek için uygun bir osteotomi girişimi yeğlenmelidir. Bu nedenle, dış ve iç irrigasyonun çeşitli faydalı etkilerini birleştirmek için araştırmacılar daha önce implant osteotomileri sırasında kombine soğutma kullanılmasını tavsiye etmişlerdir [60], [134], [151]. Çalışmamızda da dış soğutma sistemine ek iç soğutma sistemi (kombine soğutma sistemi) kullanılmıştır.

Bu konu ile ilgili Lavelle ve Wedgwood yaptıkları çalışmalarında, dıştan soğutmalı ile içten soğutmalı veya irrigasyon olmadan yapılan uygulamaları karşılaştırmışlar ve içten soğutmalı sistem ile daha kabul edilebilir sonuçlar aldıklarını bildirmişlerdir [150]. Şener ve ark., 2009 yılında yayınladıkları bir çalışmada farklı drilleme derinlikleri ve farklı serum sıcaklıkları değişkenleri ile üç farklı soğutma sistemi kullanmışlardır. En yüksek sıcaklık artışları beklendiği gibi herhangi bir irrigasyon yöntemi olmaksızın ve en az artış ise iç-dış kombine soğutma ile görülmüştür [156]. Yapmış olduğumuz çalışma da biz de kombine soğutma sisteminde daha düşük ısı ölçümleri elde ettik. Strbac ve arkadaşları da 2012 yılındaki bir yayınlarında iki farklı frezleme derinliği ve iki farklı implant frezi geometrisi kullanmışlar, yine üç farklı soğutma sistemini karşılaştırmışlar. Yaptıkları çalışmada kombine soğutma sisteminin daha derin yapılan drillemelerde diğer sistemlere göre daha etkin olduğunu göstermişlerdir [136]. Bizim de yapmış olduğumuz çalışmamızda sık olan drillemelerde anlamlı bir fark görülmezken, daha derin yapılan drillemelerde dış ile kombine yapılan iç soğutma sisteminin günümüzde sık kullandığımız yalnızca dıştan yapılan soğutma sistemine göre daha etkili olduğu gösterilmiştir.

6. SONUÇ

- Çalışmamızda soğutma sistemi, çap ve derinlik diğer etkilerden bağımsız değerlendirildiğinde sıcaklık üzerine anlamlı etkisi bulunmuştur.
- Dış soğutma sisteminde 2,9 mm çap ile kombine soğutma sistemindeki 2,9 mm çap arasında farklılıkları anlamlı düzeyde sıcaklık artışı gözlenmiştir.
- Dış soğutma sisteminde 3,8 mm çap ile kombine soğutma sistemi 3,8 mm çap arasında sıcaklık değerleri bakımından farklılığın anlamlı olduğu gözlenmiştir.
- Kombine soğutma sisteminin iki farklı çapı arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0.197$).
- Çalışmamızdaki değişkenler göz önünde bulundurularak en anlamlı farklılık ise 14 mm derinlikte gözlenmiştir ($p=0,001$).
- Çalışmamızın sonuçlarına bakıldığında kemik osteotomilerinde derinlik arttıkça kombine soğutma sisteminin yalnızca dış soğutma sistemine göre soğutmada daha etkin olduğu, çok derin olmayan osteotomilerde ise anlamlı bir fark olmadığı sonucuna varmaktayız. Fakat kombine soğutma sisteminin yalnızca dış soğutma sistemine göre göstereceği etki ve kullanımı konusunda daha net bilgiler elde edilebilmesi amacıyla daha fazla klinik ve laboratuvar çalışmaları yapılmasına ihtiyaç olduğunu düşünmekteyiz.

7. KAYNAKLAR

- [1] “Fagan MJ. Implant prosthodontics: surgical and prosthetic techniques for dental implants: Year Book Medical Pub, 1990.”
- [2] “Hupp JR, III EE, Tucker MR. Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery Seventh Edition. 2019. 653 p.”
- [3] “Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg* 1986;44: 4-7.”
- [4] “Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 1983;50:101-7.”
- [5] “Yacker MJ, Klein M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:634-8.”
- [6] “Albrektsson, T., et al., Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 1981. 52(2): p. 155-170.”
- [7] “Eriksson A.R., Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit. *J. Prosthet. Dent.* 1983;50:101–107. doi: 10.1016/0022-3913(83)90174-9.”
- [8] “Sannino G., Capparé P., Gherlone E.F., Barlattani A. Influence of the implant drill design and sequence on temperature changes during site preparation. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 2015;30:351–358. doi: 10.11607/jomi.3747.”
- [9] “Bernabeu-Mira J.C., Pellicer-Chover H., Peñarrocha-Diago M., Peñarrocha-Oltra D. In Vitro Study on Bone Heating during Drilling of the Implant Site: Material, Design and Wear of the Surgical Drill. *Materials.* 2020;19:1921. doi: 10.3390/ma13081921.”
- [10] “Gehrke S.A., Loffredo Neto H., Mardegan F.E. Investigation of the effect of movement and irrigation systems on temperature in the conventional drilling of cortical bone. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2013;51:953–957. doi: 10.1016/j.bjoms.2012.10.023.”

- [11] “Augustin G, Zigman T, Davila S, et al. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. *Clin Biomech* 2012;27:313–325.”
- [12] “Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, et al. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *J Oral Maxillofac Surg* 2006; 64: 265-269.”
- [13] “Strbac, G.D., Giannis, K., Unger, E., Mittlböck, M., Vasak, C., Watzek, G. & Zechner, W. (2015) Drilling- and withdrawing-related thermal changes during implant site osteotomies. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 17: 32–43.”
- [14] “Harder S, Egert C, Wenz HJ, Jochens A, Kern M. Influence of the drill material and method of cooling on the development of intrabony temperature during preparation of the site of an implant. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2013;51:74–78.”
- [15] “Kondo S, Okada Y, Iseki H, et al. Thermological study of drilling bone tissue with a high-speed drill. *Neurosurg* 2000;46:1162–1168.”
- [16] “Sener BC, Dergin G, Gursoy B, Kelesoglu E, Slih I. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:294–298.”
- [17] “Reingewirtz Y, Moncler S, Senger B. Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:189–197.”
- [18] “Watanabe F, Tawada Y, Komatsu S, Hata Y. Heat distribution in bone during preparation of implant sites: Heat analysis by real-time thermography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:212–219.”
- [19] “Misch CE. *Contemporary implant dentistry*, 2nd edition. Chicago: Mosby. 1999.”
- [20] “Atilla, G. A rare find in Anatolia--a tooth implant (mid-sixth century BC). *The Journal of oral implantology*, 1993. 19(1): p. 54.”
- [21] “Ring ME. A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1. *Compend Contin Educ Dent*, 1995, 16: 1060, 1062, 1064 passim.”
- [22] “Ring ME. A thousand years of dental implants: a definitive history--part 2. *Compend Contin Educ Dent*, 1995, 16: 1132, 1134, 1136 passim.”
- [23] “Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *Int J oral Implantol* *Implantol*.

- 1990;6(2):23.”
- [24] “Abraham, Celeste M. ‘Suppl 1: A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments.’ *The open dentistry journal* 8 (2014): 50.”
- [25] “Atilla G, (1993). A rare find in Anatolian-A tooth implant. (mid-sixth century B.C.) *J of Implanology*. 19: 54-57.”
- [26] “Brånemark, P., et al., Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery*, 1969. 3(2): p. 81-100.”
- [27] “Adell, R. , et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery*, 1981. 10(6): p. 387-416.”
- [28] “Fenton A. The role of dental implants in the future. *Journal of the American Dental Association*. 1992;123(1):36-42.”
- [29] “Caplanis N, Kan JY, Lozada JL. Osseointegration: contemporary concepts and treatment. *Journal of the California Dental Association*. 1997;25(12):843-51.”
- [30] “Mankoo T. Contemporary implant concepts in aesthetic dentistry--part 3: adjacent immediate implants in the aesthetic zone. *Practical procedures & aesthetic dentistry : PPAD*. 2004;16(4):327-34; quiz 36.”
- [31] “Schuler RF, Roberts FA. Advanced surgical techniques to enhance implant success in the maxilla. *Practical procedures & aesthetic dentistry : PPAD*. 2005;17(10):697-704; quiz 6.”
- [32] “Schwarz F, Herten M, Sager M, Wieland M, Dard M, Becker J. Bone regeneration in dehiscence-type defects at chemically modified (SLActive) and conventional SLA titanium implants: a pilot study in dogs. *Journal of clinical periodontology*. 2007;34(1):78-86.”
- [33] “Muratori G. [Classification of endosseous implants]. *Informatore Odontostomatologico*. 1969;2(2):9-13.”
- [34] “Ratner BD. Replacing and renewing: synthetic materials, biomimetics, and tissue engineering in implant dentistry. *Journal of dental education*. 2001;65(12):1340-7.”
- [35] “Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1983;50(3):399-410.”

- [36] “Brånemark PI. The osseointegration book: from calvarium to calcaneus. Quintessence, Berlin, Chicago, xvii, 494 p, 2005.”
- [37] “Buser D, Mericske-Stern R, Dula K, Lang NP. Clinical experience with one-stage, nonsubmerged dental implants. *Advances in dental research*, 1999, 13: 153-161.”
- [38] “Fini M, Giavaresi G, Torricelli P, Borsari V, Giardino R, Nicolini A, Carpi A. Osteoporosis and biomaterial osteointegration. *Biomed Pharmacother* 2004;58:487-93.”
- [39] “Garg, A.K., Bone. Biology, harvesting, grafting for dental implants (Rationale and Applications), 2004: p. 3-20.”
- [40] “Block MS. Osseointegration (2nd ed) , In: Peterson’s Principles of Oral and axillofacial Surgery, BC Decker Inc, Canada. 2004: 192.”
- [41] “Block MS, A.R., Osseointegration, In: Peterson’s Principles of Oral and Maxillofacial Surgery. 2nd ed. Volume I BC Decker Inc., 2004: Canada. p. 192.”
- [42] “Aral A. Enjekte Edilebilen Kalsiyum Fosfat Esaslı Greft Materyalinin Üst Çene rka Bölgede Maksiller Sinüs Ogmentasyonu _çin _mplantlar Etrafında Kullanılması: oyunlar Üzerinde Yapılan Karşılaştırmalı Çalışma, Doktora Tezi, _stanbul niversitesi Sağlık Bili.”
- [43] “Cooper, L.F., Biologic determinants of bone formation for osseointegration: clues for future clinical improvements. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1998. 80(4): p. 439-449.”
- [44] “Schenk, R.K. and D. Buser, Osseointegration: a reality. *Periodontology* 2000, 1998. 17(1): p. 22-35.”
- [45] “Schenk RK, Buser D. Osseointegration: a reality. *Periodontol* 2000 1998; 17: 2-35.”
- [46] “Albrektsson, T.O., C.B. Johansson, and L. Sennerby, Biological aspects of implant dentistry: osseointegration. *Periodontology* 2000, 1994. 4(1): p. 58-73.”
- [47] “Miller M, Daarbar UR, Morkus S. Temel implantolojiye giriş İstanbul:Medya Yayın Grubu;2010.”
- [48] “Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson H-A, Lindström J. Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-toimplant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*. 1981;52(2):155–70.”

- [49] “Doglioli P, Scortecchi G, Falatouni M. A novel spectrofluorometric technique for specific biocompatibility testing of implantable materials by cell culture. Report on use for multiparameter analysis of human osteoblasts cultured on commercially pure titani.”
- [50] “Lautenschlager, E.P. and P. Monaghan, Titanium and titanium alloys as dental materials. *International dental journal*, 1993. 43(3): p. 245-253.”
- [51] “Khan SN, Ramachandran M, Kumar SS, Krishnan V, Sundaram R. Osseointegration and more—A review of literature. *Indian J Dent*. 2012;3(2):72–6.”
- [52] “Linkow LI. Endosseous oral implantology: a 7-year progress report. *Dent Clin North Am*. 1970;14(1):185.”
- [53] “Predecki P, Stephan JE, Auslaender BA, Mooney VL, Kirkland K. Kinetics of bone growth into cylindrical channels in aluminum oxide and titanium. *J Biomed Mater Res*. 1972;6(5):375–400.”
- [54] “Martin, J., et al., Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). *Journal of biomedical materials research*, 1995. 29(3): p. 389-401.”
- [55] “Gülay U. , K. Filiz. İmplantların Yüzey Özellikleri ve Osseointegrasyon. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2007.”
- [56] “Galante, J.O. and J. Jacobs, Clinical performances of ingrowth surfaces. *Clinical orthopaedics and related research*, 1992(276): p. 41-49.”
- [57] “Misch, C., *Partial and complete edentulous maxilla implant treatment plans*. Dental Implant Prosthetics St Louis, Elsevier/Mosby, 2005: p. 295-300.”
- [58] “Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(4).”
- [59] “Anitua E, Carda C, Andia I. A novel drilling procedure and subsequent bone autograft preparation: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2007;22(1):138.”
- [60] “Tehemar SH. Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1999; 14: 127-136.”
- [61] “Eriksson, R. and R. Adell, Temperatures during drilling for the placement of

- implants using the osseointegration technique. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1986. 44(1): p. 4-7.”
- [62] “Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille J. Timing of loading and effect of micromotion on bone–dental implant interface: review of experimental literature. *Journal of biomedical materials research*, 1998, 43: 192-203.”
- [63] “Kocabalkan B. Düşük Enerji Yoğunluklu Lazer Ve Ozon Terapilerinin Lateral Yaklaşım ile Gerçekleştirilen Sinüs Tabanı Yükseltme İşlemi İle Aynı Seansta Uygulanan İmplantlarda Osseointegrasyona Etkilerinin Değerlendirilmesi (Uzmanlık Tezi, Akdeniz Üniversitesi.”
- [64] “Grütter L, Belser UC. Implant loading protocols for the partially edentulous esthetic zone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2009, 24.”
- [65] “Albrektsson T, Zarb G, Worthington D, Eriksson R. The long term efficiency of currently used dental implants. A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986; 1(1): 11-25.”
- [66] “Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989; 62(5): 567-572.”
- [67] “Robling AG, Castillo AB, Turner CH. Biomechanical and molecular regulation of bone remodeling. *Annu Rev Biomed Eng*. 2006;8:455-498.”
- [68] “Amman PRR. Bone strength and its determinants. 2003(*osteoporosis international*):13-8.”
- [69] “Roodman GD. Advances in bone biology: the osteoclast. *Endocr Rev*.1996;17(4):308-332.”
- [70] “Buckwalter JA, Glimcher MJ, Cooper RR, Recker R. Bone biology. I: Structure, blood supply, cells, matrix, and mineralization. *Instr Course Lect*. 1996;45:371-386.”
- [71] “KUTLU M, ODABAŞI E. Kemik doku ve fizyolojisi. *Türkiye Klinikleri Journal of Endocrinology*. 2004;2(2):73-89.”
- [72] “Gartner LP, James JL. *Color Textbook of Histology. Cartilage and Bone*. Third Edition. Saunders Elsevier, Philadelphia. 2007:7-136.”
- [73] “Burger EH, Klein-Nulend J, Van Der Plas A, Nijweide PJ. Function of osteocytes in bone—their role in mechanotransduction. *The Journal of*

- nutrition.1995;125(suppl_7):2020S-3S.”
- [74] “Mundy GR. Bone Remodeling and Its Disorders. Mundy GR (ed). London 1999; 1-11.”
- [75] “Bonucci E. New knowledge on the origin, function and fate of osteoclasts. Clin Orthop Relat Res. 1981;(158):252-269.”
- [76] “Rodan, G.A.(1992).Introduction to bone biology.Bone 13 suppl 1:S3-6.”
- [77] “Tien-Min GC, Sean S, William J. Babler Basic and Applied Bone Biology 2014;225-242.”
- [78] “Bernstein S, Cooke J, Fotek P, Wang HL. Vertical bone augmentation: where are we now?. Implant Dent. 2006;15(3):219-228.”
- [79] “Whitmyer C, Esposito SJ, Alperin S. Longitudinal treatment of a severely atrophic mandible: a clinical report. J Prosthet Dent. 2003;90(2):116-120.”
- [80] “Karkazis HC, Lambadakis J, Tsihlakis K. Cephalometric evaluation of the changes in mandibular symphysis after 7 years of denture wearing. Gerodontology. 1997;14(2):101-105.”
- [81] “Romero-Ruiz MM, Mosquera-Perez R, Gutierrez-Perez JL, Torres-Lagares D. Flapless implant surgery: A review of the literature and 3 case reports. Journal of clinical and experimental dentistry. 2015;7(1):e146-52.”
- [82] “Brodala N. Flapless surgery and its effect on dental implant outcomes. The International journal of oral & maxillofacial implants. 2009;24 Suppl:118-25.”
- [83] “Branemark PI, Albrektsson T. Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry, Quintessence, Chicago 1985.”
- [84] “Hunt, B.W., et al., Effect of flap design on healing and osseointegration of dental implants. International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, 1996. 16(6).”
- [85] “Sakka S, Krenkel C. Hemorrhage Secondary to Interforaminal Implant Surgery: Anatomical Considerations and Report of a Case. J Oral Implantol doi: <http://dx.doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-10-00173>.”
- [86] “Dubois L, de Lange J, Baas E, et al. Excessive bleeding in the floor of the mouth after endosseus implant placement: a report of two cases. Int J Oral Maxillofac Surg 2010; 39: 412-415.”
- [87] “Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of

- implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg* 1986; 44: 4-7.”
- [88] “Eriksson RA, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofac Surg* 1984; 42: 705-711.”
- [89] “Jemt T, Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5- year follow-up report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 635-640.”
- [90] “Watzek G. Endosseous implants: scientific and clinical aspects. 1996: Quintessence Pub Co.”
- [91] “Pan, R., S, Ying. Mechanical properties of bone-implant interface: an in vitro model for the comparison of stability parameters affecting various stages during osseointegration for dental implant. in *Engineering in Medicine and Biology Society*, 2004. IEMB.”
- [92] “Christina PC, Sim Niklaus PL. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstellmentor during implant tissue integration: Instrument positioning, bone structure, implant length, *Clin Oral Impl Res* 2010; 21: 598-604.”
- [93] “Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7: 261-267.”
- [94] “Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The longterm efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986; 1: 11-25.”
- [95] “Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI, Lindhe J, Eriksson B. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. A 3-year longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1986; 15: 39-52.”
- [96] “Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont*. 1998;11(5).”
- [97] “Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:743-54.”
- [98] “Roberts, W.E., et al., Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *American journal of orthodontics*, 1984. 86(2): p. 95-111.”

- [99] “Öncü E, Büyükerkmen EB. Dental implantlarda stabilite ölçüm yöntemleri, E Ü Diğ hek Fak Derg 2015; 36(3):115-120.”
- [100] “Meredith, N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. Int J Prosthodont, 1998. 11(5): p. 491-501.”
- [101] “Aparicio C, Lang NP, Rangert B. Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. Clin Oral Implants Res 2006;17 (Suppl): 2–7.”
- [102] “Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. Int J Prosthodont 1998;11:491–501.”
- [103] “Zanetti EM, Pascoletti G, Calì M, Bignardi C, Franceschini G. Clinical assessment of dental implant stability during follow-up: what is actually measured, and perspectives. Biosensors. 2018;8(3):68.”
- [104] “Dario LJ, Cucchiaro PJ, Deluzio AJ. Electronic monitoring of dental implant osseointegration. J Am Dent Assoc 2002; 133: 483-4.”
- [105] “Rasmusson L, Meredith N, Kahnberg KE, Sennerby L. Stability assessments and histology of titanium implants placed simultaneously with autogenous onlay bone in the rabbit tibia. Int J Oral Maxillofac Surg 1998;27:229–235.”
- [106] “Yeler H, Köşger H, Öztürk M, Ay S. Gömülü alt üçüncü molar dişlerin cerrahi çekiminden sonra ikinci molar diş mobilitesinin Periotest ile değerlendirilmesi. Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi 1999; 2: 122-126.”
- [107] “Susin, C. and U.M. Wikesjo, Regenerative periodontal therapy: 30 years of lessons learned and unlearned. Periodontol 2000, 2013. 62(1): p. 232-42.”
- [108] “Aoki H. The mobility of healthy teeth as measured with the impact hammer method. Kanagawa Shigaku. 1987 Jun;22(1):13-31.”
- [109] “Harirforoush R. Dental implant stability analysis by using resonance frequency method: Applied Science: School of Engineering Science; 2012.”
- [110] “Hirakawa K. An attempt to measure tooth mobility in terms of time domain wave forms. Kanagawa Shigaku. 1987;21(4):529-43.”
- [111] “Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. Clin Oral Implants Res 1996;7(3):261-7.”
- [112] “Meredith N ve ark. Resonance frequency measurements of implant stability in

- vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Imp Res* 1997;8(3):226-33.”
- [113] “Meredith, N., et al., The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. *Clinical oral implants research*, 1997. 8(3): p. 234-243.”
- [114] “Atsumi M, Park S-H, Wang H-L. Methods used to assess implant stability: current status. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2007;22(5).”
- [115] “Burnay SG, Williams TL, Jones CH. *Applications Of Thermal Imaging*. Adam Hilger, Bristol, 1988.”
- [116] “Er Ö. Devamlı Dalgı Kondensasyon Yöntemi İle Uygulanan Kök Kanal Dolgu Tekniğinde Kök Yüzeyinde Oluşan Isı Etkisinin Sonlu Elemanlar Yöntemi İle İncelenmesi, Gazi Üniversitesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara, 2004.”
- [117] “Topçu M. *Mühendisler İçin Sonlu Elemanlar Metodu*. 1997.”
- [118] “Xin H, Ma X, Ying L, et al. The application of infinite element method to endodontic endosseous implant stress analysis. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2002; 37: 183- 186.”
- [119] “Hedia HS. Stress and strain distribution behavior in the bone due to the effect of cancellous bone, dental implant material and the bone height. *Biomed Mater Eng* 2002; 12: 111-119.”
- [120] “Hedia HS. Effect of coating thickness and its material on the stress distribution for dental implants. *J Med Eng Technol* 2007; 31: 280-287.”
- [121] “Wang F, Lee HP, Lu C. Thermal-mechanical study of functionally graded dental implants with the finite element method. *J Biomed Mater Res A* 2007; 80: 146-158.”
- [122] “Wong K, Boyde A, Howell PG. A model of temperature transients in dental implants. *Biomaterials* 2001; 22: 2795-2797.”
- [123] “<http://katalog.elimko.com.tr/tidbt.htm>, 2012.”
- [124] “http://www.allaboutcircuits.com/vol_1/chpt_9/5.html (05.09.2012).”
- [125] “Kerawala, C., et al., 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 Endodontology, 1999. 88(2): p. 145-15.”
- [126] “[https://web.archive.org/web/20100410144100/http://www.merriam-webster.com/medical/room%20temperature.](https://web.archive.org/web/20100410144100/http://www.merriam-webster.com/medical/room%20temperature)”
- [127] “Buser D, Schenk RK, Steinmann S, Fiorellini JP, Fox C, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. J Biomed Mater Reserach 1991;25:889-902.”
- [128] “O’Mahony, A. and P. Spencer, Osseointegrated implant failures. J Ir Dent Assoc, 1999. 45(2): p. 44-51.”
- [129] “Bra-nemark, P.-I., et al., Tissue-integrated prostheses. osseointegration in clinical dentistry. 1986, LWW.”
- [130] “American Academy of Implant Dentistry. Glossary of implant terms. J Oral Implantol 12:284-294, 1986.”
- [131] “Meffert RM, Block MS, Kent JN. What is osseointegration? Int J Periodontics Restorative Dent. 1987;7(4):9-21.”
- [132] “Gehrke, Sergio Alexandre, et al. ‘The influence of drill length and irrigation system on heat production during osteotomy preparation for dental implants: an ex vivo study.’ Clinical oral implants research 29.7 (2018): 772-778.”
- [133] “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. International Journal of Oral a.”
- [134] “Laurito, D., Lamazza, L., Garreffa, G. & De Biase, A. (2010) An alternative method to record rising temperatures during dental implant site preparation: a preliminary study using bovine bone. Annali dell’Istituto Superiore di Sanit_a 46: 405– 410.”
- [135] “Sumer, M., Misir, A.F., Telcioglu, N.T., Guler, A.U. & Yenisey, M. (2011) Comparison of heat generation during implant drilling using stainless steel and ceramic drills. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery 69: 1350– 1354.”
- [136] “Strbac, G.D., Unger, E., Donner, R., Bijak, M., Watzek, G. & Zechner, W.

- (2012) Thermal effects of a combined irrigation method during implant site drilling. A standardized in vitro study using a bovine rib model. *Clinical Oral Implants Research*. doi: 10.”
- [137] “Oliveira, N., Alaejos-Algarra, F., Mareque-Bueno, J., Ferr_es-Padr_o, E. & Hern_andez-Alfaro, F. (2012) Thermal changes and drill wear in bovine bone during implant site preparation. A comparative in vitro study: twisted stainless steel and ceramic drills.”
- [138] “Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(1):35-7.”
- [139] “Eriksson AR, Albrektsson T, Albrektsson B. Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthop Scand* 1984; 55: 629-631.”
- [140] “Albrektsson T, Eriksson A. Thermally induced bone necrosis in rabbits: relation to implant failure in humans. *Clinical orthopaedics and related research*. 1985(195):311-2.”
- [141] “Eriksson A, Albrektsson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone. A vital-microscopic description of heat effects. *International journal of oral surgery*. 1982;11(2):115-21.”
- [142] “Sharawy, M., et al., Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2002. 60(10): p. 1160-1169.”
- [143] “Iyer, S., C. Weiss, and A. Mehta, 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. *International Journal of Prosthodontics*, 19.”
- [144] “Brisman, D.L., The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1996. 11(1).”
- [145] “Bachus, K.N., M.T. Rondina, and D.T. Hutchinson, The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. *Medical engineering & physics*, 2000. 22(10): p. 685-691.”
- [146] “Abouzgia, M.B. and D.F. James, Temperature rise during drilling through bone.

- International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1997. 12(3).”
- [147] “Marković, A., et al., Heat generation during implant placement in low-density bone: effect of surgical technique, insertion torque and implant macro design. Clinical oral implants research, 2013. 24(7): p. 798-805.”
- [148] “Sener, B.C., et al., Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. Clinical oral implants research, 2009. 20(3): p. 294-298.”
- [149] “Li CH, Chou CT. Bone sparing implant removal without trephine via internal separation of the titanium body with a carbide bur. International journal of oral and maxillofacial surgery. 2014;43(2):248-50.”
- [150] “Lavelle, C. and D. Wedgwood, Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. Journal of oral surgery (American Dental Association: 1965), 1980. 38(7): p. 499-503.”
- [151] “Haider, R., Watzek, G. & Plenk, H. (1993) Effects of drill cooling and bone structure on imz implant fixation. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 8: 83–91.”
- [152] “Benington, I.C., Biagioni, 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: 293–297.”
- [153] “Sutter, F., Krekeler, G., Schwammberger, A.E. & Sutter, F.J. (1992) Atraumatic surgical technique and implant bed preparation. Quintessence International 23: 811–816.”
- [154] “Misir, A.F., Sumer, M., Yenisey, M. & Ergioglu, E. (2009) Effect of surgical drill guide on heat generated from implant drilling. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery 67: 2663–2668.”
- [155] “Proff, P., Bayerlein, T., Kramer, A., Allegrini, S. Jr, Dietze, S., Fanghanel, J. & Gedrange, T. (2006) Requirements and infection prophylaxis for internally cooled implant drills. Folia Morphologica 65: 34–36.”
- [156] “Sener, B.C., Dergin, G., Gursoy, B., Kelesoglu, E. & Slih, I. (2009) Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. Clinical Oral Implants Research 20: 294–298.”