



T.C.

AYDIN ADNAN MENDERES ÜNİVERSİTESİ

TIP FAKÜLTESİ

ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

**KLİNİKTE KULLANILAN KIRSCHNER TELİ
VE MATKAP UÇLARININ KEMİKTE
OLUŞTURDUĞU NEKROZUN
HİSTOPATOLOJİK İNCELENMESİ,
DENEYSEL ARAŞTIRMA**

UZMANLIK TEZİ

DR.HÜSEYİN OLGUN

DANIŞMAN

Prof. Dr. Emre ÇULLU

AYDIN-2019

T.C.
AYDIN ADNAN MENDERES ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

**KLİNİKTE KULLANILAN KIRSCHNER TELİ
VE MATKAP UÇLARININ KEMİKTE
OLUŞTURDUĞU NEKROZUN
HİSTOPATOLOJİK İNCELENMESİ,
DENEYSEL ARAŞTIRMA**

UZMANLIK TEZİ

DR. HÜSEYİN OLGUN

DANIŞMAN
Prof. Dr. Emre ÇULLU

AYDIN-2019

Bu tez Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından
TPF-18072 proje numarası ile desteklenmiştir

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimine başladığım günden itibaren bu sürecin ömür boyu süreceğini anlamamı sağlayan, bana etik değerleri, cerrahi ilkeleri ve bilgilerini aktaran saygıdeğer hocalarım Prof. Dr. Bülent Alparslan, Prof. Dr. Emre Çullu, Prof. Dr. İlhan Özkan, Prof. Dr. Şevki Öner Şavk, Doç. Dr. Mutlu Çobanoğlu, Dr. Öğr. Üyesi Ferit Tufan Özgezmez ve Dr. Öğr. Üyesi Vahit Yıldız'a şükranlarımı sunarım.

Bu tez çalışmasının oluşturulmasında, bilimsel araştırma projesine dönüştürülmesinde ve sonuçlandırılmasında hiçbir emeğini esirgemeyen, bilimselliği, cerrahi tecrübesi ve koruduğu etik değerleri ile örnek aldığım saygıdeğer tez danışmanım Prof. Dr. Emre Çullu'ya ayrıca teşekkür ederim.

Uzmanlık eğitimim boyunca sadece kıdemli bir uzmanlık öğrencisi olmakla kalmayıp bir abi olarak sevgisini esirgemeyen, bilgisini aktaran, hep destek olan değerli abim Uz. Dr. Süleyman Kör'e ve ailesine çok teşekkür ederim.

Bu çalışmanın Veterinerlik Fakültesinde yürütülmesinde yardımcı olan Sayın Prof. Dr. Murat Sarierler'e, histopatolojik incelemesinde desteğini ve yardımını esirgemeyen Sayın Prof. Dr. Canten Tataroğlu'na teşekkür ederim.

Birlikte çalıştığım tüm uzmanlık öğrencisi arkadaşlarıma, kliniğimizin hemşirelerine, personellerine ve sekreterlerine teşekkür ederim.

Ve hiç şüphesiz bu günlere gelmemi sağlayan uzaktan da olsa bana destek olan anneme babama ve kardeşlerime çok teşekkür ederim

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	i
TABLO DİZİNİ.....	iv
ŞEKİL DİZİNİ.....	v
RESİMLER DİZİNİ	vi
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Kemik Doku ve Özellikleri	3
2.1.1. Kemik Dokunun Şekillenmesi.....	3
2.1.2. Kemik Doku Altgrupları.....	4
2.1.3. Kemik dokuda yüzey	6
2.1.4. Kemiğin Yapısı.....	6
2.1.5. Kemik Doku Hücreleri	7
2.1.6. Osteogenez	9
2.1.7. Kemik Dokunun Kanlanması	9
2.2. Kırık İyileşmesi	11
2.2.1. Primer Kemik İyileşmesi	11
2.2.2. Sekonder Kırık İyileşmesi	12
2.2.3. Osteonekroz Kavramı	13
2.3. Termografi ve Tarihçesi	13
2.3.1. Isısal Işıma.....	14
2.3.2. Salıcılık (emissivite) Kavramı ve Kemiğin Salıcılık Gücü.	16
2.4. Kirschner Teli ve Özellikleri	17
2.4.1. Kirschner Telleri ve Martin Kirschner	17
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	19

3.1. Kullanılan Araç ve Gereçler	19
3.1.1. Deney Hayvanları	19
3.1.2. Termal Kamera	19
3.1.3. Motor ve K-Telleri.....	20
3.2. Uygulanan İşlemler.....	21
3.2.1. Deney Hayvanlarının Hazırlanması.....	21
3.2.2. Cerrahi Teknik	21
3.2.3. Deneyin Sonlandırılması	23
3.3. Histopatolojik İncelemeler	23
3.3.1. Semikantitatif Değerlendirme.....	24
3.4. İstatistiksel Değerlendirme	25
4. BULGULAR	26
4.1. Histolojik inceleme.....	26
4.2. Termal Kamera Sonuçlarının Değerlendirilmesi.....	29
5. TARTIŞMA.....	31
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	36
ÖZET	37
ABSTRACT	39
KAYNAKLAR.....	41
EK-1 Etik Kurul Kararı	48

TABLO DİZİNİ

Tablo I. Kortikal ve Kansellöz Kemiğin Yapısal Farklılıkları (19).....	5
Tablo II. Flir® E6 Kamera Özellikleri	19
Tablo III. Histolojik Değerlendirme Skorlaması	24
Tablo IV. Farklı Dönme Hızlarında Oluşan Sonuçlar	27
Tablo V. 1450 rpm Dönme Hızında Delme İşlemi Sırasında Oluşan Sıcaklık Değerlerinin Ortalaması	29
Tablo VI. 330 rpm Dönme Hızında Delme İşlemi Sırasında Oluşan Sıcaklık Değerlerinin Ortalaması	30

ŞEKİL DİZİNİ

Şekil 1. Kemğin Mikroanatomik Yapısı	7
Şekil 2. Uzun Kemikte Kanlanma	10
Şekil 3. Femur Diafizinde Sekonder Kırık İyileşmesi	12
Şekil 4. Elektromanyetik Spektrum	15



RESİMLER DİZİNİ

Resim 1. Kullanılan Flir® E6 Termal Kamera	20
Resim 2. Kullanılan K-Telleri ve Dril Ucu	20
Resim 3. Kullanılan Synthes® TRS Motor.....	21
Resim 4. Histolojik Kesitler.....	28
Resim 5. Termografi Ölçümü	29



1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dünyada morbiditenin sebepleri arasında ikinci sırada kas iskelet sistemi sorunları bulunmaktadır. Ayrıca bu sorunlar ciddi iş gücü kaybı oluşturmaktadır (1). Bu kaybı azaltmak fonksiyonelliği sağlamak, ağrıya sebep olan sorunları gidermek amacıyla ortopedide birçok cerrahi işlem uygulanmaktadır. Kemiğe yönelik uygulanan cerrahi işlemlerin çoğunda delme, kesme işlemi uygulanmaktadır. Bu işlemler sırasında oluşan ısının etkisi ile oluşan termal osteonekroz bilinen bir durumdur (2). Oluşan termal osteonekroz implantların erken gevşemesine, yetmezlik gelişmesine yol açmakta ve ciddi bir endişe yaratmaktadır (3).

Kemiği delme işlemi, geçmiş çağlarda trepanasyon ve bazı yöntemlerle denenmiş olsa da Kirschner tellerinin kırık tedavisi için kullanılması yüzyıl öncesine dayanır (4). İlk olarak 1904 yılında Steinman tarafından distal femura lateralden ve medialden çiviler saplayarak yapılan traksiyon amacıyla kullanımı tariflenmiştir. Takip eden yıllarda Martin Kirschner tarafından elmas uçlu, kalınlığı 1.5 mm ile 6 mm arasında değişen kemiğe sapladıktan sonra çekiçlenerek karşı tarafa geçirilen tel tariflenmiştir (5). Martin Kirschner bu teli 1.5 mm ye kadar inceltmiş ve kemikte ilerletmek için bir alet yapmıştır. Bu tellerin ya da matkap uçlarının kemik içerisinde ilerlerken ısı enerjisi oluştuğu bilinen bir gerçektir (6). Ancak oluşan bu ısının kemik dokuda nekroz yaptığı yıllar sonra ortaya konuldu (10).Yapılan çalışmalarla oluşan ısının 47 derecenin üzerinde osteonekroz yaptığı kanıtlanmış oldu (6,7,8,9). Yıllar içinde bir çok yapı ve konfügrasyonda Kirschner telleri ve matkap uçları üretilmiş, denenmiştir.

Kirschner tellerinin (K-telleri) en büyük avantajı perkütan atravmatik kırık tesbiti sağlayabilmesi olmuştur. Bu sayede yeterli redüksiyonu sağladıktan sonra açık cerrahi gerekmeden K-telleri ile stabil bir tesbit yapılmış ve erken dönemde eklem hareketlerine başlanabilmiştir. Açık bir ameliyatın enfeksiyon, kaynama güçlüğü, eklem sertliği, fibrozise bağlı yapışıklıklar ve skar gibi olası komplikasyonları minimuma indirilmiştir(10)

Yapılan çalışmalarda K-telleri arasında trokar uçlu tellerin, iterek uygulamak yerine döndürerek göndermenin daha fazla ısı ürettiği ortaya konmuştur (11,12). Farklı hızlarda (rpm/devir) yapılan çalışmalarda ise farklı durumlarda farklı sonuçlar sağlanmıştır(13).

Klinikte kullanıldıktan sonra tel kesici ile kesilip tekrar kullanılan künt Kirschner tellerinin kemik hcreci kaybını artırıp artırmadığı bilinmemektedir. Çalışmamızda 1.0 mm çapında trochar uçlu, süngü uçlu, ucu künt kesilmiş Kirschner telleri ile birlikte 1 adet 1.0 mm matkap ucu ile oluşan nekrozun iki farklı dönme hızları ile yapılan delme işlemi sonrası histopatolojik olarak incelenmesi amaçlanmıştır. Künt uç, süngü uç, trochar uç ile matkap ucu arasındaki kemik hcreci kaybı farkları iki farklı dönme hızında ortaya konacaktır. Bu çalışmada ayrıca kemik nekroz oranının, oluşan ısı ile ilişkisi olup olmadığını saptamak için infrared(IR)termal kamera kullanılacaktır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kemik Doku ve Özellikleri

Kemik; yapısal olarak kompresyon, tension (gerilme) ve shear stres (makaslama) kuvvetlerine karşı koyan sağlam bir dokuyu tanımlamaktadır. Kemik fonksiyonlarının temel şartı olan sağlamlık; yapısındaki sertlik ve bir o kadar da elastik olmasıyla sağlanır. Kemiğe bu esnekliği sağlayan organik yapılanma(%30-40) iken sertliği sağlayan yapı inorganik (%60-70) maddelerden oluşur(14). Kemik kendi içerisinde sürekli yapım ve yıkımın olduğu dinamik bir yapıdır. Kemik; hayat boyu ara vermeden, ağrı oluşturmadan tüm fiziksel aktivitelere katlanıp, kütlelerini, şeklini ve yapısını değiştirerek uyum sağlayan, kendini tamir edebilen bir yapıdır(15).

2.1.1. Kemik Dokunun Şekillenmesi

İnsan vücudunda doğumda yaklaşık 270 olan kemik sayısı, 14 yaşında 256 ‘ ya düşmektedir. Yetişkin de ise 206 adet kemik bulunmaktadır (14). Bu kemiklerin şekilsel olarak farklılıkları kadar yapısal olarak da farklılıkları vardır. Aynı kemik dokusu olmasına rağmen sertliği ve esnekliği değişkendir. Kemiğin yapısı 1892 yılında Wolf tarafından tanımlanmıştır. Wolf Kanunu tanımı: “Kemiğin şekil ve foksiyonundaki veya sadece foksiyonundaki her bir değişiklik, dış yapıdaki değişikliğe karşılık gelen iç mimarideki değişikliği takip eder ve bu ikisi arasında matematiksel kanunlar geçerlidir.”şeklinindedir. (16,17).

Her ne kadar oluşan kemiğin şekilsel ve yapısal değişikliği yüzyıl önce matematiksel olarak ortaya konulmuş olsa da asıl soru işareti kemiğin oluşumunun ardındaki matematiksel gerçekliğin varlığıdır. Pauwels ‘in nedenli histiogenesis teorisine göre, mezenşim ana dokunun mekanik etkiler altında spesifik değişiklikler göstereceği ve bunun hücre morfolojisinde de değişikliklere yol açacağı öne sürülür (18).

Dışarıdan etki yapan kuvvetler; basınç, çekme veya itme etkileri ile kemik dokunun gelişiminde önemli rol oynarlar. Mezenşim kompleksinde bol hücre çoğalması sonucu ortaya çıkan basınç, sınır bölgelerinde ve yakınlarında sıkışmaya ve genişlemeye sebep olur. Bu bölgelerde fibril oluşur, bu da artan hücrelerin daha sağlam bir kılıf

içerisinde hapsolmasına ve böylece artan basınç sebebiyle kırıldak dokudan kemik doku gelişimi sağlanmış olur.

Günümüzde kemiğin oluşumundan, şekillenmesine ve yapısal fonsiyonunun belirlenmesine kadar tüm evrelerinin, mekanik kuvvetlerin etkisine bağlı olduğu anlaşılmıştır(17,18) Bu bilgiler ışığında kemikte açılan basit bir deliğin mekanik etkisinin bile birçok yapısal değişikliğe yol açacağı öngörülebilir.

2.1.2. Kemik Doku Altgrupları

Kemik makroskopik olarak kortikal (substansia compacta) ve kansellöz (substantia spongiosa) kemik olarak ikiye ayrılır. Uzun kemikler ise bölümlere ayrıldığında epifiz, metafiz ve diafiz olarak tanımlanır. Diafizde kalın kortikal kemik ve içinde ince kansellöz kemik bulunurken, metafizer bölgelerde çok ince kortikal kemik ve fazlaca kansellöz kemik bulunur. Erişkinde kırıldak büyüme plağının yerini kansellöz kemik alır ve iki kansellöz kemik yapısı (epifiz, metafiz) birleşir. Kortikal ve kansellöz kemiğin temel farkları Tablo I de verilmiştir (19).

Kortikal ve kansellöz kemik yapıları mikroskopik olarak incelendiğinde woven (yünsü) ve lamellar (tabaka, levha) tip olmak üzere iki tip kemikten oluşur. Embriyonel gelişen kemik dokusu woven (yünsü) tiptedir. Endokondral ve intramembranöz ossifikasyon ile oluşan kansellöz kemikler de yünsü tiptedir. Post-fetal osteogenez olan; kırık iyileşmesi, ektopik ossifikasyon ya da osteosarkomda oluşan kemikte mikroskopik olarak woven (yünsü) tiptir. Yünsü kemik, kaba kollajen fibrilleri arasında bulunan rastgele dağılmış osteositlerden oluşur. Yünsü kemik, lamellar kemikten daha kısa süre yaşar. İnsanda uzun kemiklerde 2 -3 yaşından itibaren woven kemiğin yerini lamellar tip alır. Her bir lamel 3-7 pikometredir ve aynı yönde uzanan düzgün fibrillerden oluşur.

Kortikal kemikte lamellar kemik yapısı 4 tipte bulunur. Bunlardan birincisi, sirküler halka yapabilen tiptir ve buna osteon ya da haversian sistem denilir. İkincisi osteonlar arasında izlenen intersitsiyel lamellar tiptir. Üç ve dördüncüsü ise iç ve dışta bulunan iç ve dış sirkumferansiyel lamellerdir. Kansellöz kemikte ise trabeküler paket ya da hemiosteon denilen yapı bulunur.

Tablo I. Kortikal ve Kansellöz Kemiğin Yapısal Farklılıkları (19)

Kemik Tipi	Kortikal Kemik	Kansellöz Kemik
İskelet ağırlığı	%80	%20
Kemik yüzeyi	%33	%67
Yüzey/hacim oranı	20	2.5
Yetişkinde Bulunma şekli	Haversian sistem (osteon) İntersitisyel lameller Sirkumferansiyellameller	İğsi çubuk ve plaklar Şeklinde
Porozite (gözeneklilik)	Düşük	Yüksek
Oluşum şekli	İntramembranöz kemikleşme	Endokondral kemikleşme
Yıkım ve yapım süreci	Yavaş	Hızlı
Görevi	Mekanik destek ve koruma	Mineral homeostazı ve destek
Yapısal büyüklük	Osteonal birimler,2.5 mm	Trabeküler paket olarak,1 mm
İskelettteki sayısı	21×10^6 (osteon)	14×10^6 (trabeküler paket)
Yıkım süresi	24 gün	21 gün
Yapım süresi	124 gün	91 gün
Yeniden şekillenme süresi	148 gün	112 gün
Yıllık yeniden yapım miktarı (%/yıl)	% 43	%26

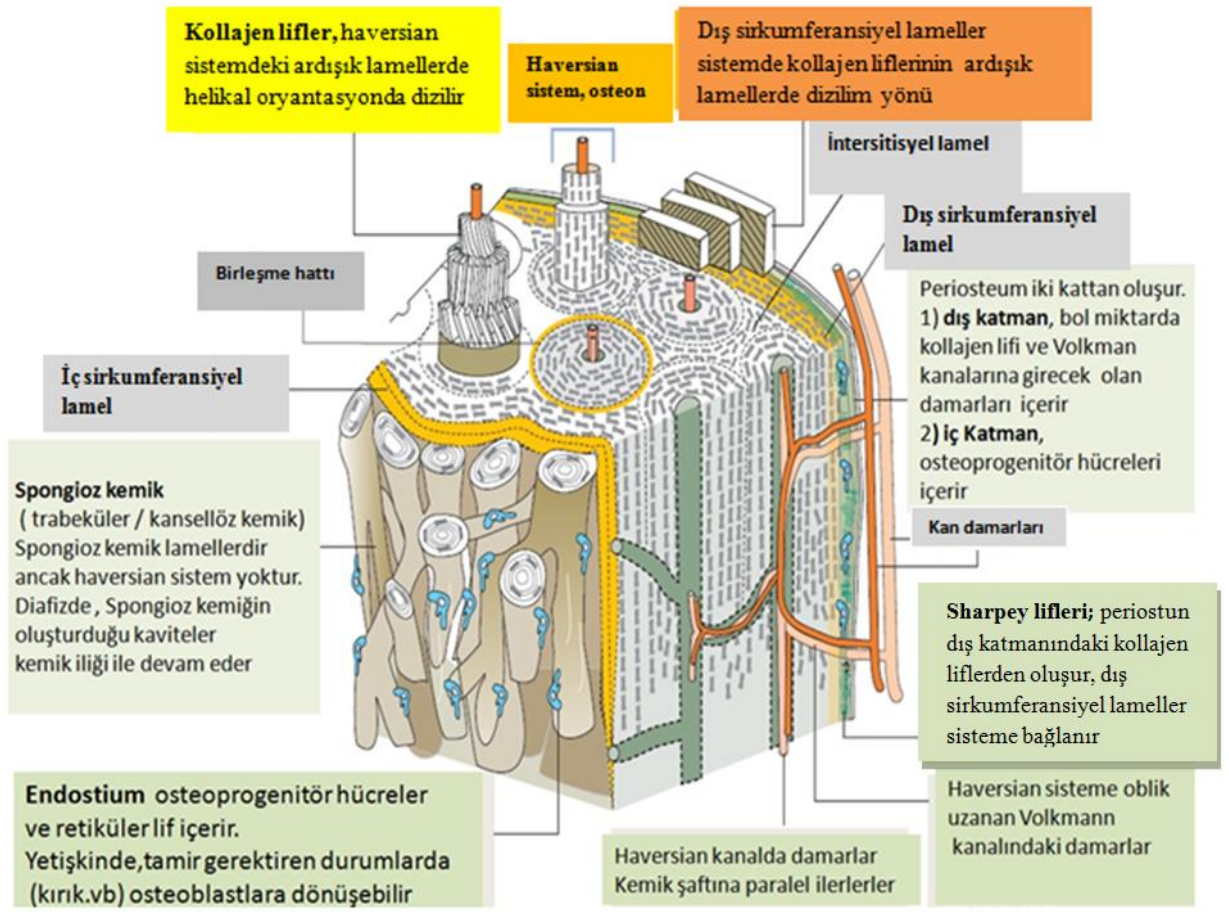
2.1.3. Kemik dokuda yüzey

Kemik yapı, içte endostium ve dışta periostium olmak üzere iki zar ile çevrilidir. Periostun yapısı, dışta fibröz tabaka ile içte undiferansiye sessiz hücrelerin olduğu kambiyum tabakasından oluşur. Kambiyum tabakasında bulunan sessiz hücreler yaralanma sonrasında osteojenik potansiyel kazanır. Dış katman zengin damar ağı içerir ve Wolkman kanallarına damarların geçişini sağlar. Bu dış katman, Sharpey lifleri ile kemiğin dış lameller yüzeyine tutunur. Periost; tendon ve ligamentlerin yapışma yeri ve eklem yüzeyinde bulunmaz. Bunun dışında subskapular bölgede, sesamoid kemiklerin yüzeyinde ve femur boynunda bulunmaz.

Endostium ise kortikal kemik ile kansellöz kemiğin bağlanma noktasıdır. Endosteal yüzey intrakortikal, endokortikal ve kansellöz yüzey olarak bölümlere ayrılır. Kemik dokuda endosteal yüzeyler ya formasyon (yapım) ya rezorbsiyon (yıkım) ya da sessiz evrede bulunurlar. Kemikte yapım yüzeyi osteoid tarafından şekillenir ve etrafında osteoblastlar bulunur. Endostiumda yıkım yüzeyi Howship lakunalarını içerir ve bu lakunalar üzerinde osteoklastlar bulunur. Sessiz evrede ise kemik yüzeyindeki osteoklastlar ve osteoblastların üzeri, kemik kaplayıcı hücreler (bone lining cell) ile kaplanmıştır. Çoğu yüzey sessiz yapıdadır (19, 20).

2.1.4. Kemiğin Yapısı

Kemik yapı olarak organik ve inorganik yapılardan oluşur. Organik yapı %90 tip 1 kollajenden oluşur. Gerisini ise proteoglikanlar, heparin sülfat ve keratin sülfat yapıları oluşturur. Kollajen yapıda olmayan yapısal proteinler ise osteoblastlar tarafından salgılanan osteokalsin, osteopontin ve osteonektinden oluşur. Osteokalsin ve osteonektinin sentezi aktif D vitamini metabolitleri aracılığıyla artar. Vitamin K ise osteokalsinin aminoasit karboksilasyonunu sağlayarak kalsiyum bağlama kapasitesini artırır. Osteopontin, kemiğin yapım evresinin sonunda osteoklastların tutunmasını sağlar.



Şekil 1. Kemiğin Mikroanatomik Yapısı (20)

2.1.5. Kemik Doku Hücreleri

Osteoblastlar; küboid şekilli epitelyum hücrelerine benzer. Bu hücreler osteoid etrafında bulunur ve mineralizasyonu düzenler. Osteoblastlar tip 1 kollajen, osteonektin, osteopontin, osteokalsin ve hematopoetik sitokinleri sentezler. Kemik yapımı tamamlandığında osteoblastlar mineralize matrix içerisindeki osteositlere dönüşür.

Osteositler; oldukça dallanmış hücrelerdir. Küçük kanallar sayesinde lakün ile bağlantılıdır. Birbirlerine ise geçit bağlantıları (gap junction) ile bağlıdır. Osteositlerin bilgi aktarımı osteositler arasında geçit bağlantıları ile oluşur. Diğer veri transferi ise lakünalardan gelen kanın küçük kanalcıklarla etkileşimi ile olur. Beslenmesini difüzyonla lakünlerden sağlar, kan akımının bozulması osteositin ve kemik matriksin kaybına neden olur. Bir osteosit yeterli akım sağlanması ile yıllarca yaşayabilir.

Bir diğerk hücre olan osteoklastlar, monosit öncü hücresinin farklılaşması ile oluşur. Kemik yapısında içindeki kanda ilerleyen monosit, osteoblastların yönlendirmesi ve kontrolü ile çok çekirdekli (yaklaşık 30) bir hücreye dönüşür. Bu hücrelerin üç temel fonksiyonu vardır. Birincisi; kemik yapım-yıkım döngüsünü sağlamak, bunun için eski kemik doku yapılarını ortadan kaldırarak osteoblastların yeni kemik doku oluşturmasına olanak sağlar. İkincisi; kemiğin kendi şeklini almasını ve korumasını sağlamak, üçüncüsü ise hematopoiez gerçekleşmesi için medullada yer açmak. Osteoklastlar; subosteoklastik bölge ya da Howship laküna adını alan bölgeler oluşturur. Osteoklastlar yoğun biçimde mitokondri ve asidik veziküller içerir. Bu veziküller de bulunan hidrojen kanalları H- ATPaz tarafından aktive edilir ve böylece asidik materyaller subosteoklastik alana (Howship lakunalarına) boşaltılır. Osteoklastların içerisindeki lizozomlarda Katepsin K ve matrix metalloproteinaz-9 yüklü veziküller bulunur. Bunların salgılanması ile organik matriksin enzimatik parçalanması sağlanır. Hidrojen kanalları aracılığı ile oluşan asidifikasyon ile rezorpsiyon süreci başlatılır. Osteoklastlar kortikal kemikte Havers kanallarında, kansellöz kemikte ise trabeküllerin yüzeyinde bulunur. Osteoklastların subosteoklastik alandaki asidifikasyonu, salgılanması bakımından midedeki asidik ortam yaratan pariyetal hücrelerin salgısına benzetilebilir. Osteoklastlar çoğunlukla istirahat halindedir.

Osteoklast oluşumu; osteoblastlar tarafından salınan Makrofaj-Colony Stimulating Faktor (M-CSF) ve Nuclear Factor Kappa B (NF-kB) Ligandı (RANKL) tarafından tetiklenir. M-CSF'nin uyarılması ile osteoklast öncüsü hücreler çoğalmaya başlar. RANKL yapı olarak Tumor Necrosing Factor(TNF) alt grubudur ve RANKL reseptörüne (RANK) bağlanması ile osteoklast öncüsü olan hücrelerde TNF- Associated Faktor 6 (TRAF-6)'nın aktivasyonunu sağlar. Böylece hücrede osteoklast öncü hücresi oluşumu başlatılmış olur. Osteoklast oluşumu osteoblast tarafından salınan M-CSF ve RANKL ile aktive edilirken yine osteoblastlar tarafından sentezlenen osteoprotegerin tarafından inhibe edilir. Salınan osteoprotegerin RANKL affinitesi yüksek bir maddedir ve RANKL ile bağ oluşturur. Böylece RANKL reseptörüne bağlanamaz. Bu sayede osteoklast yapımının kontrolü sağlanmış olur. Osteoklastlar kana geçen kalsiyum miktarını metabolik talebe bağlı olarak geçici süre aktive edilebilir. Aktivasyonu; kalsitonin, D3 vitamini ve osteoblastlar tarafından salgılanan düzenleyici moleküllerce sağlanır. Paratiroid hormonu RANKL salınımını stimüle eder. Böylece kan kalsiyumu düzenlenir. Denosumab; osteoprotegerin gibi RANKL yapısına bağlanarak osteoklast aktivasyonunu ve kemik yıkımını durdurur.

Osteoklastik hücrelerin kontrolünü sağlayan bir diğer madde seks steroidleridir. Postmenapozal dönemde azalan östrojen sebebiyle osteoklast sayısında artış meydana gelir. Böylelikle yapım-yıkım döngüsü hızlanır, yıkım yapımdan fazla olur ve osteoporoz gelişir, tedavide osteoklast üzerine etki edebilecek ajanlar kullanılır.

Osteoklast oluşması için osteoblastlar tarafından salgılanan RANKL ve M-CSF'ye ihtiyaç vardır. Bunların bozulması osteoklast oluşmamasına ya da yetersiz oluşmasına sebep olur ve osteopetrozis oluşur. Osteoskleroz ise osteoklast yokluğuna bağlı olmayıp osteoblastik aktivite artışına bağlı olarak yapımın artmış olmasıdır. Yine bir diğer hastalık olan osteomalazide ise osteositlerde vitamin D yolağındaki bozukluklara bağlı olarak mineralizasyon defekti oluşur.

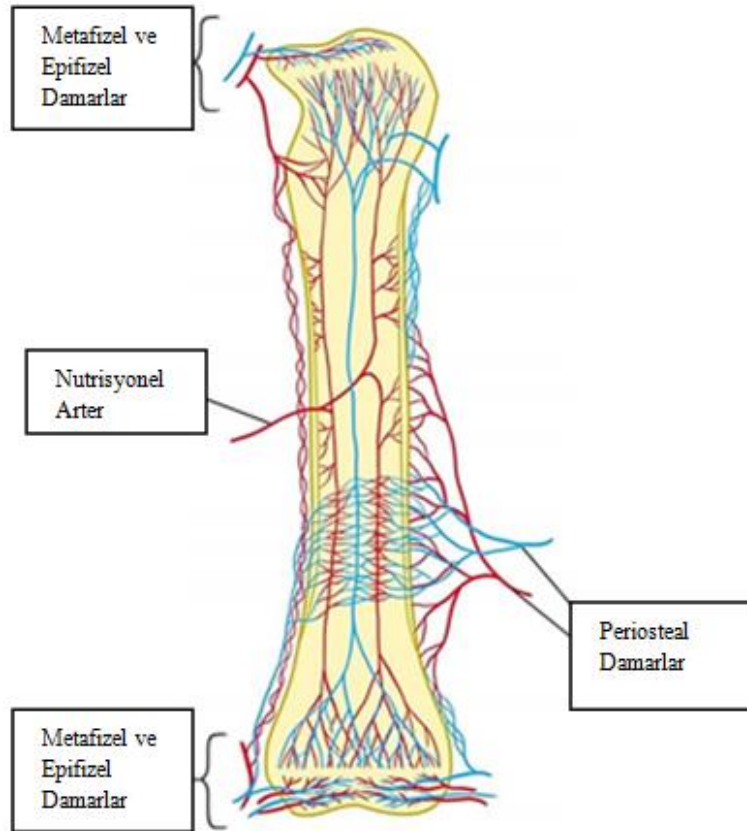
2.1.6. Osteogenez

Kemik yapımı insanda iki şekilde olmaktadır. Birincisi; intramembranöz ossifikasyon; bu yolakta mezenşimal hücre osteoblastik hücreye dönüşür. Embriyonik bağ dokuda (mezenşim) kanlamanın artması ile birlikte mezenşimal kök hücreler bir araya toplanır (agregasyon). Bu agregasyon olan hücreler osteoblasta dönüşür. Oluşan osteoblastlar salgı yapmaya başlar ve osteoid bone matrix oluşur. Her bir yapı birleşerek trabeküler bir yapı oluşturur. Bu yapı süngerli şeklinden dolayı spongiöz kemik adını alır. Trabeküller arasında rastgele kollajen lifleri yerleşir. Böylelikle yünsü kemik yapı oluşur. Daha sonra bu lifler düzenli hale gelerek lameller kemiği oluşturur. Diğer kemikleşme ise endokondral kemikleşmedir. Kıkırdak yapının merkezindeki kondrosit çoğalmaya ve tip X kollajen sentezlemeye başlar. Salgılanan Vascular Endotelial Cell Growth Factor(VEGF) ile kondrositlerin etrafındaki perikondriumu delen damarlar oluşur ve primer ossifikasyon merkezi oluşur. Böylece ekstremiteler, vertebral kolon ve pelvis gelişir. Epifizlerde oluşan ise sekonder ossifikasyon merkezleridir. Damarlanmanın artması ve osteoprogenitör hücrelerin epifizlere göçü ile sekonder ossifikasyon merkezleri oluşur. Epifiz ile diyafiz arasında bulunan büyüme plağı sekonder ossifikasyon merkezidir.

2.1.7. Kemik Dokunun Kanlanması

Kemik doku oldukça zengin damar ağına sahip bir dokudur. Kardiyak outputun %10-15'i iskelet sisteminde dolaşır. Oksijen, nutrisyenler, hormonlar, büyüme faktörleri ve

nörotransmitterler damarlar yoluyla kemiğe ulaşır. Kemik doku adaptasyon, rejenerasyon, remodelling ve iyileşme kapasitesine sahiptir ve bunu damarlar yoluyla sağlamaktadır. Kemik dokunun kanlanması ile ilgili ilk çalışmalar 1754 yılında Albinus'un yaptığı anjiyografi ile ortaya kondu (62). Son yüzyılda ise osteosentez kavramı geliştikçe hangi damarlarında sakrifiye edilebileceği en önemli soru oldu ve bu yönde araştırmalar hayvan çalışmaları ile devam etti (61). Endotel hücrelerinden damar gelişimi osteogenez ve anjiogenez sırasında salınan Vasküler Endotelyal Growth Factor(VEGF) sayesinde oluşur. Uzun kemiklerde kan akımı makroskopik düzeyde 3 arter aracılığıyla olur. Bunlar; metafizel- epifizyel arterler, santral nutrisyonel arter ve periosteal arterlerdir (Şekil.2).Santral nutrisyonel arter medulla ve iç taraftan kortikal kemiğin 2/3'ünü kanlandırırken, periosteal arter dış 1/3'ünü kanlandırır. Mikroskopik düzeyde ise akım santral Haverisan kanallardan perforan Volkman kanallarına geçer sonrada spongiöz kemikteki trabeküler yapıya geçer (63)



Şekil 2. Uzun Kemikte Kanlanma (63)

2.2. Kırık İyileşmesi

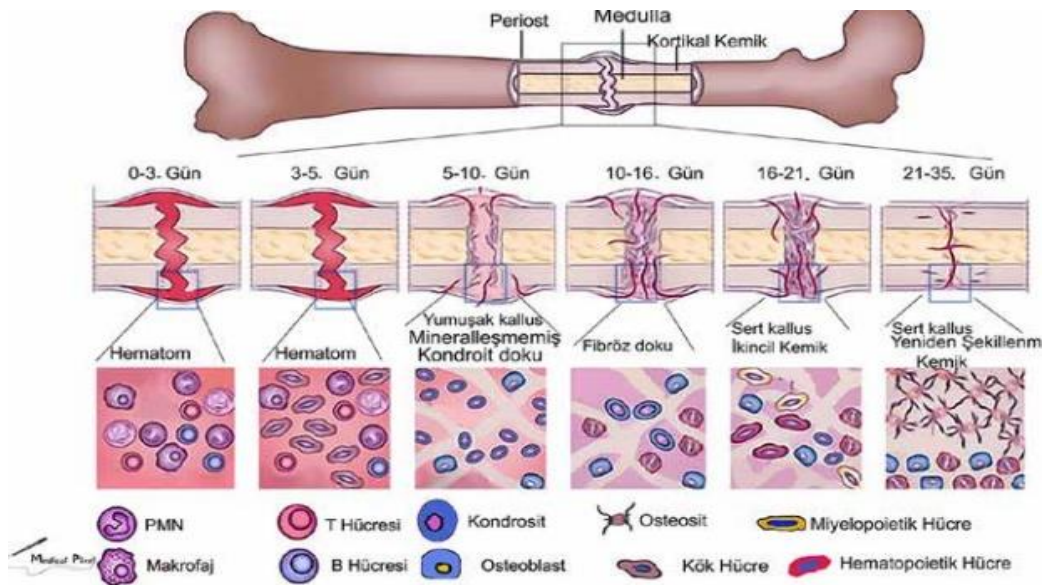
Kırık iyileşmesi, skar bırakmadan rejenerasyonla oluşan eşsiz bir mimaridir. Kırık iyileşmesi, iyileşmenin ve yeniden şekillenmenin oluşturduğu bir bütündür. Kırık iyileşmesi mutlak stabilitenin sağlandığı yapılarda primer iyileşme, göreceli tesbit sağlanan yapılarda sekonder kırık iyileşmesi olmak üzere ikiye ayrılır. Kırık oluşumunun ardından hücreler kırık uçlarına göç etmekte ve oradaki mekanik stimulasyona göre farklılaşmaktadır. Kırık iyileşmesi sırasında oluşan bu mekanoregülasyon ile ilgili birkaç algoritma vardır. Bunlardan ilki 1960 yılında Pauwels tarafından öne sürüldü. Pauwels'e göre deviatorik gerilim fibroz bağ dokuyu oluştururken, hidrostatik gerilim kırık dokunun oluşumunu sağlar. Bu iki kuvvet etrafında yeterli yumuşak doku oluşup stres azaldıktan sonra kemik yapısı oluşmaya başlar. 1979 yılında Perren ve arkadaşları kallus oluşumunun miktarının interfragmenter hareketliliğe bağlı olduğunu belirtti (67). Claes ve Heigele 1999 yılında kırık iyileşmesinde yeni kemik oluşumunun, kemik ve ya kalsifiye dokular arasında kalan bölgede lokal stres (gerilim) ve strain (gerinim) etkisi altında geliştiğini belirttiler (68). Ancak bu çalışma intramembranöz kemikleşmeyi açıklamada yetersiz kalıyordu. Lacroix ve arkadaşları 2002 yılında yaptıkları çalışmada kallusun etraf yumuşak doku ve perisottan göç eden prekürsör hücreler tarafından oluşturulan granülasyon dokusu olduğunu ortaya koydular (69). Hala kemik iyileşmesi üzerine birçok modelleme yapılmakta ve çalışmalar devam etmektedir (64,65). Kırık iyileşmesi temel olarak primer ve sekonder olarak ikiye ayrılır.

2.2.1. Primer Kemik İyileşmesi

Primer kemik iyileşmesi kırık uçlarının tamamen immobil olmasına bağlıdır. Immobil olan kırık uçları kallus oluşumunu baskılar. Böylelikle fibröz doku ve kartilaj doku yerine woven tip kemik dokunun olduğu intramembranöz ossifikasyon izlenir. Primer kırık iyileşmesi iki aşamada izlenir (70). İlki gap healing şeklindedir ve küçük kırık boşlukları woven kemikle dolar. Ardından kontakt iyileşme başlar ve woven kemik yapısı içinde osteoklastlar küçük kanallar açar ve buralarda haversian kanallar ve osteon yapısı oluşur. Kırık arasındaki boşluklar ne kadar küçükse ilk faz o kadar hızlı gelişir ve çabuk iyileşme sağlanır (70,71).

2.2.2. Sekonder Kırık İyileşmesi

Sekonder kemik iyileşmesi enkontral kemik oluşumudur. Bu iyileşmede; yaralı bölgenin stabilizasyonu, hasarlı dokuların uzaklaştırılması ve damarsal yapıların rejenerasyonu ve kemik dokunun remodellingi hedeflenir. Sekonder kırık iyileşmesinin belirli evreleri vardır (58,59). Ancak bu evreleri kesin zaman dilimlerine ayırmak mümkün değildir. İlki inflamatuvar evredir. Bu evre yaralanma anında başlar ve yaklaşık bir hafta sürer. Bu evrede ilk olarak hemostaz sağlamak için bir araya gelen plateletlerden transforming growth factor- β (TGB- β) ve platelet derived growth factor (PDGF) salgınır. Bu faktörler mezenşimal primitif hücrelerin ve makrofajların kırık hattına göçünü sağlar. Makrofajlar oluşan debrisin, nekrotik dokuların ve patojenlerin ortadan kaldırılmasını sağlar. Makrofajlar ayrıca fibroblast growth factor (FGF) 1 ve 2 yi salgılayarak angiogenezisin başlatılmasına yardımcı olur. Böylece reparative faz başlar. Oluşan kallus dokusunun periferinde primitif hücreler osteoblastlara dönüşür ve osteoblastlar TGF- β , FGF-1,FGF-2, Bone morphojenic protein (BMP) ve İnsulin like growth factor(IGF-1) salgılar. Artan kondrositler nonapoptotik ölüme gider ve metalloproteinazlar aktive olur. Oluşan süreçte beslenmeyen kondrositler up-regulasyon ile VEGF salgılamaya başlar. Bu süreç kırık dokunun vaskuler yapı kazanıp ossifikasyonuna sebep olur. Osteoklastlar da bu yapıyı temizlerken kalan mineralize yapıyı osteblastlar kullanır ve yünsü kemik dokusu şekillenmiş olur. Yünsü kemik dokusunun remodelling aşaması oldukça uzun sürer. Osteoklastların aktivasyonu ile remodelling sağlanır ve lameller kemik dokusu oluşturulur.



Şekil 3. Femur Diafizinde Sekonder Kırık İyileşmesi (77)

2.2.3. Osteonekroz Kavramı

Nekroz, dış etkene bağlı olarak geri dönüşümü olmayan hücre ölümüdür. Osteonekroz ise kemik dokunun geçici ve ya kalıcı olarak kan akımının bozulması sonucu ölmesidir (25, 58). Kan akımının bozulmasının birçok sebebi olabilir. Bu sebepler travma ilişkili olabileceği gibi bunun dışında ilaçlar, kan hastalıkları ve alkol kaynaklı olabilir. Isı travması osteonekroz yapan travmaların bir alt grubudur ve bu nekroz tipi termal osteonekroz olarak isimlendirilir (23). Delme işlemi ile ilişkilendirilen osteonekroz aslında karışık bir fenomendir. Delme işlemi termal etkisi dışında da kemik hasarına sebep olmaktadır (60). Delme işlemi sonrasında kan akımının bozulması ve iskemi oluşur (76). Ortaya çıkan ısı, enzimatik ve membran proteinlerinin denature olmasına sebep olur ostoblastik ve osteoklastik aktivitede azalma olur. Hücre ölümü sonrası inflamasyon ve kemik iyileşme süreci başlar. Termal osteonekroz kullanılan cerrahi aletler sonucu oluşmaktadır. Özellikle vida öncesi matkap kullanılması ya da Kirschner teli kullanılması termal osteonekroza sebep olabilir. Osteosentezi sağlamak için kullanılan materyallerin osteonekroz yaratması istenilebilecek en kötü sonuçtur. Termal osteonekrozu azaltarak hem kurulan sistemin stabilitesini sağlamak hem de oluşan ısının oluşturacağı nekrozu engellemek üzere; matkap uçları ve Kirschner telleri ile ilgili in-vivo, in-vitro olarak birçok çalışma yapılmış ve en az termal osteonekrozu yapanı bulmak amaçlanmıştır. Yapılan bir çalışmada 50 °C üzerinde termal osteonekroz olduğu ortaya konuldu (7). Yine başka çalışmada Erikson ve arkadaşları 47 °C de 1 dakika delme işlemi yapılan kemikte aseptik gevşemenin oluştuğunu ortaya koydu (6). Başka bir çalışmada Bonfield ve arkadaşları 50 °C üzerinde kemik yapısında irreversible değişiklikler olduğunu ortaya koydu (73). Bu çalışmalardan farklı olarak Mathews ve arkadaşları yaptıkları çalışmada lokal ısı artışı ile aseptik gevşeme arasında ilişki olmadığını belirtti (39).

2.3. Termografi ve Tarihçesi

Infrared Radyasyon (IR), 1800' lü yılların başlarında bir astronom olan Herschel tarafından; bir prizma, kâğıt tablo ve farklı renklerin ısını ölçebilen siyahlaştırılmış hazneli bir termometre kullanılarak yaptığı ilk deneyler ile tanımlanmıştır. Herschel, prizmadan gün ışınını geçirerek gökkuşağı renklerini elde etmiş ve sonrasında bu renkleri bir termometreye yansıtıp termometreyi hareket ettirince ısıda değişimler olduğunu farketmiştir.

Radyasyon (ışınma) oluşturan bu ısı hissedilmekte ancak görülememektedir. Herschel bu görülemeyen radyasyona kalorifik ışın ismini vermişse de radyasyonun tam olarak açıklanması 1900 de Max Plank tarafından yapılmıştır ve bugün kızılötesi ışın olarak bilinmektedir. Kızılötesi ışını görüntüleme sistemleri yıllar içinde gelişmiş 1970-80 lerde tıp alanında kullanılmaya başlamıştır (27,28,29).

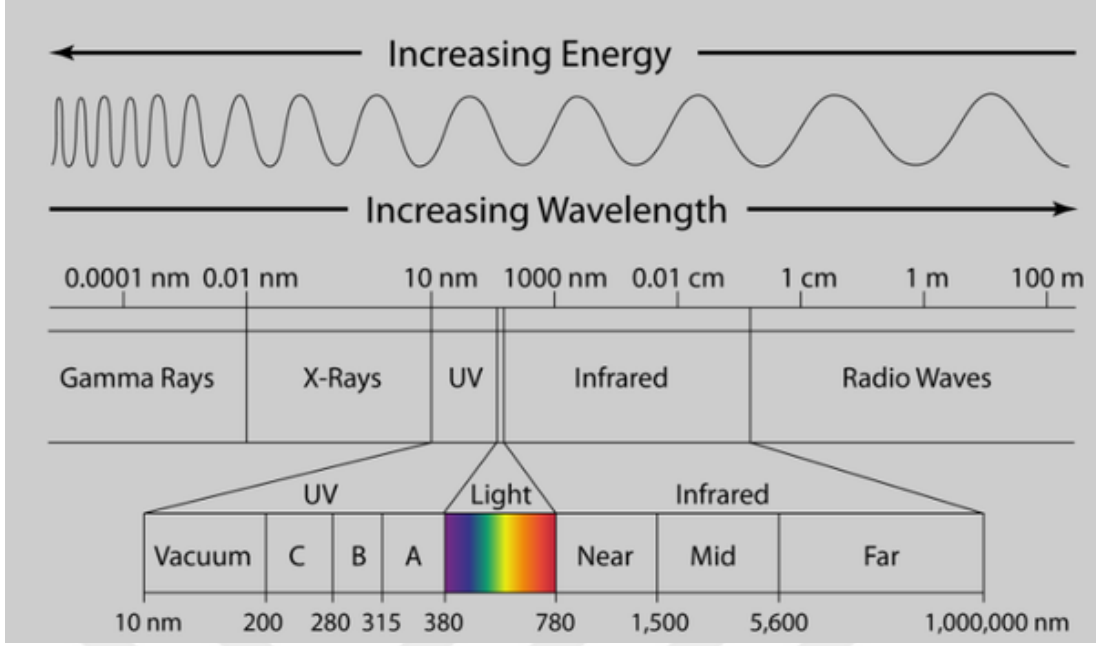
2.3.1. Isısal Işıma

Isının iletim yolları; konveksiyon, iletim ve ışıma olarak üçe ayrılır. Işıma (radyasyon), ısının bir elektromanyetik dalga olarak boşlukta yayılması ile oluşur. Mutlak sıfırın (0 K= - 273°C) üstünde sıcaklığa sahip her cisim bir kızılötesi ışın yapar. Bütün cisimler Stefan- Boltzman yasası olarak bilinen yasaya uygun olarak yüzeylerinden çevreye ışıma yaparlar.

$$I = e\sigma T^4$$

Burada I ışımanın şiddetini ya da birim alan başına gücü, e cisim yüzeyinin ışıma yayılabilirlik katsayısını, σ Stefan-Boltzmann sabitini ve T ise sıcaklığı (Kelvin cinsinden) temsil etmektedir. e sayısı 0 ile 1 arasında boyutsuz bir sayıdır. Isısal ışıma yüksek sıcaklıkta bulunan moleküllerin, atomların ve elektronların taban enerji düzeyine geçişi sırasında yayımladıkları elektromanyetik enerjidir. Sıcak bir cisim ışıma yaptığında çevresine yaydığı enerji elektromanyetik spektrumun IR bölgesine düşer. Bir maddenin kızıl ötesi ışımanın enerjisini o maddenin sıcaklığı, ısıyı yayma özelliği (emissivity) ve yayılan enerjinin dalga boyu belirler. Dalga boyu, maddelerin sıcaklığı arttıkça artar. Işıma miktarı, ışıma yapan maddenin sıcaklığından dördüncü kuvveti oranında etkilenir.

Elektromanyetik ışıma spektrumunda dalga boyları gösterilmektedir (Şekil 4). Şekilde de görüldüğü gibi normal bir kameranın algıladığı dalgaboyu yaklaşık 450–750 (görünür bölge) nanometre aralığındayken, kızılötesi kameralar 7,5–13 μm dalga boyunda çalışmaktadır. 5–7 μm arası dalgalar atmosferdeki su buharı nedeniyle soğurulduğu için termal kameralar bu aralıkta tespit yapamamaktadır.



Şekil 4. Elektromanyetik Spektrum

Termografi bir çeşit görüntüleme yöntemidir. Yaklaşık 900-14000 nanometre aralığındaki elektromanyetik ışınımı tespit eder ve bu ışınımın resimleri oluşturur. Kızılötesi ışınım sıcaklıklarına göre tüm cisimlerden salınır. Stephan-Boltzman kanununa göre, termografi görünür ışık olmadan cisimlerin görünmesini sağlar. Salınan ışınımın miktarı sıcaklık arttıkça artar, böylece termografi o maddelerin ısı farklarının sıcaklık değerlerini görmemizi sağlar. Termografik bir kamera ile görüntüleme, sıcak cisimler soğuk cisimlerden daha çok ön plana çıkar ve göze çarpar. Dolayısıyla gece ve gündüz ışık gerekmeden sürekli görüntü oluşturulur.

Gözle görmek için ışık gereklidir. Görme fonksiyonunun sağlanması bir ışık kaynağından saçılan ışığa bağlıdır ve direk bir kaynak gerekir. Ancak termal ölçüm için ısısı 0 Kelvin (-273 °C) üzerinde her madde kaynak olur. Termal radyasyonda görünür ışık gibi bir elektromanyetik dalgadır ancak dalga boyu daha uzundur.

Termal kameralarda dedektör, mercekten gelen kızıl ötesi ışını elektronik veriye dönüştüren yapıdır. Aynı sıcaklıktaki maddeleri ayırt etmek zordur. Bu tür kameralarda kullanılan dedektörler çok küçük sıcaklık farklarını yakalayabilen (0.01 °C gibi) ve bu farklılıktan görüntü oluşturabilen özelliktedir. Dedektörler görüntü oluşturabildikleri belli bir sıcaklık aralığına sahiptirler. Her sıcaklık değerinde farklı dalga boyunda kızılötesi ışınım oluştuğu için dedektörler belli dalga boyları ya da belirli sıcaklık aralığında çalışır.

Elektronik sinyal işleme yazılımları, kamerada odak noktasını ve maddenin yayılım değerinin düzeltilmesini sağlar. Her madde farklı ısı yayım oranına sahiptir. Bu değer 0.0 iletimsiz, 1.0 iletimli arasında değerlendirilir.

Termal kameralarda oluşan verinin görülmesi için ekran mevcuttur. Oluşan verinin aktarıldığı ekranın duyarlılığı pixel oranına bağlıdır. Kullanımda 160x120,320x240, 640x480 pixel içeren ekranlar bulunmaktadır. Çalışmamızda kullanılan kamera özellikleri Tablo II’de verilmiştir.

2.3.2. Salıcılık (emissivite) Kavramı ve Kemiğin Salıcılık Gücü.

Salıcılık (emissivite) kavramı ϵ işareti ile sembolize edilir. Salıcılık, bir maddenin gelen dalgaları yansıtma gücünü gösteren bir değerdir. Siyah cisimlerin (black body) salıcılık gücü 1 olarak kabul edilir. Gelen tüm ışınları soğurur. Diğer cisimlerin salıcılık gücü değerleri 0-1 arasında bulunur. Siyah cisim gibi davranan; sıcaklık değişimi; yansıtma özelliğine etki etmeyen maddelere gri cisim (grey body) denir. Bu yapılar herhangi dalga boyunda sabit yansıtma değerine sahiptir. Birçok maddenin salıcılık gücü hesaplanmıştır. (29,30,31). Tablolar halinde salınım gücü belirlenmiş olsa da, günlük yaşantıda her cisim farklı yüzeye sahiptir. Farklı yüzey yapıları, o maddenin farklı salınım yapmasına sebep olur. Bu da bir cisimde önceden hesaplanmış salıcılık gücünün kullanılması sebebiyle yanlış sıcaklık ölçülmesine sebep olabilir. Ayrıca cisim ve yüzey aynı olsa bile gelen ışının yönü, dalga boyu da salıcılık gücünü etkiler. Bu sebeple verilen salıcılık gücü yerine salıcılık gücü yeniden belirlenmelidir. Bunu sağlamak için ölçüm yapılacak yüzeye ilk olarak siyah cisim yerleştirilir. Siyah cisim için salıcılık gücü standart olarak 1 kabul edilir. Ölçüm yapılacak yüzeye, aynı noktadan aynı açıyla, üzerine yerleştirilen siyah cisimde sıcaklık ölçümü yapılır. Daha sonra siyah cisim kaldırılır ve tekrar ölçüm yapılır. Sıcaklık değerinin eşit olmasını sağlayan salıcılık gücü değeri o cisimde o yüzey için gerçek salıcılık gücü değerini oluşturur.

Kemikte salıcılık gücünün belirlenmesi için yapılan çalışmalarda kullanılan metalin (delici uç) gri cisim özelliği sebebiyle kemikte ölçüm yaparken salıcılık gücünün değişmediği anlaşılmıştır. Bu değer $\epsilon = 0,96 \pm 0,001$ olarak belirlenmiştir(29).

2.4. Kirschner Teli ve Özellikleri

Kirschner teli 1909 yılında tanıtıldığından beri birçok tipte ve çapta üretilmiştir. Ortopedik cerrahide gün geçtikçe daha yaygın kullanılmaya başlanmıştır. Distal radius kırıklarında, olekranon kırıklarında, çocuklarda suprakondiler humerus kırıklarında, el bileği ve falanks kırıklarında kullanılmıştır. Falanks kırıklarında en sık kullanılan tesbit materyali olmuştur. Bunlar dışında metatars kırıklarında, klavikula kırıklarında da tesbit materyali olarak kullanılmıştır. K-telleri kullanılmasının belli avantajları ile birlikte belli komplikasyonları da mevcuttur. En sık oluşan komplikasyonlar çivi dibi enfeksiyonları, yetersiz stabilite sebebiyle non/mal-union, yumuşak doku reaksiyonları, sinir hasarı ve telin migrasyonu olmuştur (33,34,35).

Kirschner telinde, matkap ucu gibi keskin açılı kesici bir yüzey ve yiv bulunmadığı için oluşan debrisin temizlenmesi mümkün olmamaktadır. Oluşan debris, tel ve kemik arasına sıkışarak matkap ucuna göre daha fazla ısı oluşturmaktadır. Bu sebeple daha fazla termal nekroz oluşturmaktadır. Bu sorunu engellemek için dönme hızı, uç yapısı, kalınlık üzerine birçok çalışma yapılmıştır(10).

2.4.1. Kirschner Telleri ve Martin Kirschner

Kirschner teline ismini veren Martin Kirschner'in bu başarısı 1909 yılında iskelet traksiyon yapmak üzere kullanılan 5 mm elmas uçlu çiviyi kullanmış olmasından değildir. Kirschner 1927 yılında katıldığı kongrede tel kullanmanın doğru olmadığını savunan tarafta bulunmuştur. Tel kullanılmasına karşı olmasına rağmen tel ile daha az yara yeri enfeksiyonu olduğu gerçeğini önemsemiştir. Bu fikirle geliştirilen tel- çivi uygulamasının öncüsü olmuştur. Kalınlığı 0,7-1.5 mm krom kaplı piyano tellerini, yaptığı konduktör isimli aletle tünel açmadan teli kemikten geçirmiş ve bunu yayınlamıştır. Bu teknik kısa sürede yayılmış ve bir şekilde Almanya da çivi-tel denilmesine rağmen İngilizceye Kirschner teli olarak ve kısaltılarak K-teli ismi ile geçmiştir. Martin Kirschner ortopedide ismi verilmiş olmasına rağmen büyük başarılarını farklı alanlarda kazanmıştır. Bugün kullanılan turnikenin uygulanabilir hale gelmesini sağlamıştır. Bunu kolda turnike yapıldıktan sonra venöz damar yoluna lokal anestezi madde vererek oluşan anesteziyi izleyebilmek için yapmıştır. Martin Kirschner spinal uygulamada hastalara uygulanan anestezi maddenin hangi seviyeden hangi dozlarda yapılması gerektiğini ortaya

koymuştur. Bunlarla yetinmeyip yaptığı birçok cerrahi vardır. Epilepside kraniotomi, mide cerrahileri sonrası özafagoplasti, inguinal herni, yarık damak dudak cerrahisi ve vajinoplasti Martin Kirschner tarafından tekniği modifiye edilen ve tariflenen ameliyatlardır. Martin Kirschner başarılı olan ilk pulmoner arter embolektomisini yapmıştır. Belki ortopediye yansıyan tarafı daha sönük kalıyor bile olabilir. Yayın sayısı 249 olan ve ona söylendiği gibi tam anlamıyla bir “action man”dir. Takip eden zamanda K-tellerini kullanabilmek üzere cihazlar ve motorlar tariflenmiştir. İkinci Dünya savaşı yıllarında ilk Murray tarafından klavikula da intramedüller olarak yerleştirilmeye başlanmıştır. Bu düşünce önce distal radius sonra metakarp kırıklarında kullanılmak üzere yayılmıştır (5,37,38).

K-teli zaman içerisinde birçok değişikliğe uğramıştır. Hem kalınlık olarak hemde uç tipleri bakımından incelenmiştir. K- teli ile oluşan sürtünme ile açığa çıkan ısıyı en aza indirmek amaçlanmıştır. İlk olarak 1909 yılında yapılan Kirschner çivisi 30 yıl sonra K-teli olarak matkap ile delme işleminin ardından yerleştirilmiştir. Kirschner yüksek muhtemeldir ki ilk olarak çekiç yardımıyla gönderilen K- telleri ile çalıştığı için sonra gelişen dril kullanma yönteminde daha fazla enfeksiyon oluştuğunu gözlemlemiştir. Bu sebeple ölümünden sonra 1942 yılında yayımlanan makalesinde döndürerek göndermek yerine çekiçle iterek göndermenin daha az hasar verdiğini ortaya koymuş ve K-telini çekiçle itme işlemi için alet bile yapmıştır. Kirschner teli için bir çok uç tipi test edilmiş. Bu tipler arasında ise trochar uç fazla kuvvet gerektirmesi ve fazla ısınmasına karşın daha iyi tutunduğu ortaya konmuştur. Yine K-tellerinin 1,1 mm’den küçük çaplı olanların uçtan bağımsız daha fazla ısındığı saptanmıştır. K-telini kemiğe döndürerek göndermek yerine çekiçle iterek göndermenin daha az nekroz yaptığı ortaya konmuştur(9,11,37).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı'nın TPF-18072 no'lu araştırma projesi desteğiyle 2018-2019 yılları arasında, Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Tıp Fakültesi Deney Hayvanları Laboratuvarı ve Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Tıp Fakültesi Patoloji Anabilim Dalı Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. Gerekli etik kurul onayı, Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Hayvan Deneyleleri Yerel Etik Kurulu'nun 26.07.2018 tarih ve 64583101/2018/086 sayılı kararı ile alınmıştır. Etik kurul kararı Ek 1'dedir.

3.1. Kullanılan Araç ve Gereçler

3.1.1. Deney Hayvanları

Çalışmamızda, sertifikalı yetiştirici olan Dokuz Eylül Multidisiplin Laboratuvarı Deney Hayvanları Birimi'nde üretilen ağırlıkları 2700–3300 gr arasında olan 16 adet dişi Yeni Zellanda tavşanı kullanıldı.

3.1.2. Termal Kamera

Çalışmamızda bir adet 2018'de Estonya'da üretilen Flir® E6 Wifi termal kamera kullanıldı. Seri numarası 639036959'dır.

Tablo II. Flir® E6 Kamera Özellikleri

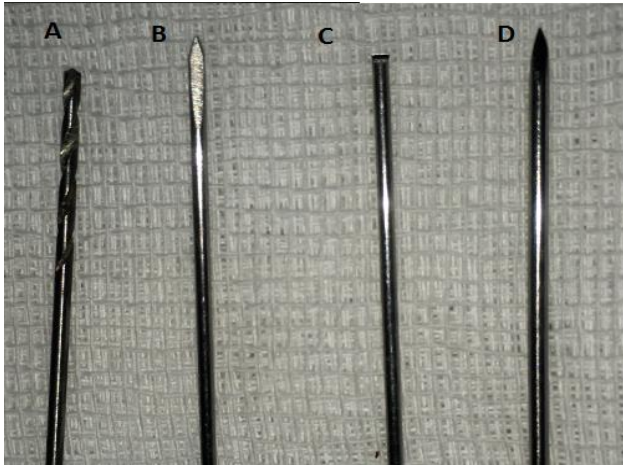
Model	Flir E6
Ekran Çözünürlük	160x120
Hata payı	Ortam sıcaklığı 10-35 °C arasında cisim sıcaklığı 0°C dan yüksek ise +- 2 °C hata
Cisim sıcaklık ölçüm aralığı	-20°C ile 250 °C arasında
Ölçülen dalga boyu	7,5-13 µm
Kamera duyarlılığı	0,06 °C dir



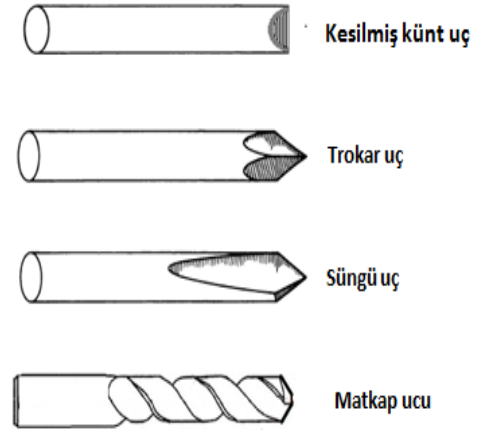
Resim 1. Kullanılan Flir® E6 Termal Kamera

3.1.3. Motor ve K-Telleri

Çalışmamızda delme işlemi Hastanemizde 013397 seri no ile kayıtlı olan Synthes® TRS motor ile yapıldı. Delme işlemi için Hipokrat® İzmir marka 1.0 mm 16 adet trochar uçlu, 16 adet süngü uçlu, 16 adet künt kesilmiş K-telleri ve 16 adet 1.0 mm matkap ucu kullanıldı. Tüm delme işlemi yeni uçla yapıldı.



A-Matkap ucu. B-Süngü uç. C-Kesilmiş künt uç. D-Trokar uç



Resim 2. Kullanılan K-telleri ve matkap ucu



Resim 3.Kullanılan Synthes® TRS Motor

3.2. Uygulanan İşlemler

3.2.1. Deney Hayvanlarının Hazırlanması

Araştırmada Dokuz Eylül Multidisiplin Laboratuvarı Deney Hayvanları Birimi'nden temin edilen ağırlıkları 2700–3300 gr olan 16 adet dişi Yeni Zelanda tavşanı kullanılmıştır. Çalışma süresince bakımları Adnan Menderes Üniversitesi Tıp Fakültesi Deney Hayvanları Laboratuvarı'nda sürdürülen tavşanlar, 50x60x80 cm galvanize saçtan yapılmış kafesler içerisinde altlarında talaş olacak şekilde barındırıldı. Tavşanlar, her kafeste 1'er adet olmak üzere, sıcaklığı 18-24 °C ve 12 saat aydınlık/12 saat karanlık döngüsü sağlanacak şekilde ışığı ayarlanmış odaya yerleştirildi ve günlük beslenmeleri ad libitum (serbest yeme) olarak sağlandı. Tüm denekler işlem öncesinde hassas terazide tartılarak ağırlıkları tespit edildi.

3.2.2. Cerrahi Teknik

Tüm cerrahi girişimler, Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Tıp Fakültesi Deney Hayvanları Laboratuvarı'nda aynı cerrah tarafından yapıldı. Cerrahi işleme başlamadan

önce %10'luk Ketamin HCl (50 mg/kg Alfamine® IM) ve %2'lik Ksilazin HCl'nin (5 mg/kg Alfazyne® IM) uygulanması ile genel anestezi sağlandı. Tavşanlar ameliyat masasına sabitlendi. Tüm ameliyat sahası, her iki femuru içine alacak şekilde traş edildi. Polivinilpirolidon iyot (Batticon %10, Adeka İlaç, Sanayi ve Ticaret A.Ş., Samsun Türkiye) ile cerrahi alan dezenfeksiyonu sonrasında, deney hayvanı, operasyon bölgesi açıkta kalacak şekilde steril örtü ile örtüldü

İlk olarak sağ femurun lateral yüzeyine yaklaşık 4 cm uzunluğunda bir cilt insizyonu yapıldı ve sırası ile cilt, cilt altı bağ dokusu, yağ dokusu, kas dokusu diseke edilerek kemik açığa çıkarıldı. Operasyon bölgesindeki yumuşak dokular kemik yüzeyinde çalışma yapılacak alandan ekarte edildi. Ardından diafizer bölgeye 0.8 mm ara ile proksimalden distale 4 adet delik açıldı. Sağ femurda delme işlemi Synthes® TRS motorun “drill” modunda oluşan 1450 rpm dönme hızında yapıldı. Birinci delik 1mm trochar uçlu K-teli, ikinci delik 1mm süngü uçlu K-teli, üçüncü delik 1mm kesik künt uçlu K-teli ile yapıldı ve dördüncü deliğe 1mm matkap ucu ile delme işlemi uygulandı. Bu işlem tüm cerrahilerde aynı şekilde proksimalden distale 1 den 4'e kadar aynı sırayla uygulandı. Femura ait periost ve kas dokuları karşılıklı yaklaştırılarak 3/0 absorbe edilebilen sütür materyali (Sentesorb®, polyglycolic, Boz, Türkiye) ile primer kapatıldı (Resim 20). Son olarak cilt 2/0 absorbe edilemeyen sütür materyali (ipek/silk, Doğsan, Trabzon, Türkiye) ile yara dudakları tam karşılıklı gelecek şekilde sütüre edildi. Tüm deneklerde ilk olarak sağ alt ekstremitte opere edildi ardından sol femura da aynı işlem Synthes® TRS motorun “ream” modunda oluşan 330 rpm dönme hızında uygulandı.

Operasyon sırasında kemiğe 30 derece açıyla 50 cm lik uzaklıkta yerleştirilen Flir® E6 model termal kamera ile kayıt alındı. Tüm kayıtlar kamera ile bağlı olan USB kablosu aracılığıyla Flir® Tools+ programı kullanılarak bilgisayarda yapıldı. Herbir vakada sağ ve sol olmak üzere iki kayıt oluşturuldu ve olgu numarası ile klasörün içine kaydedildi. Kamera kayıtları incelenirken yine 1-2-3-4 deliklerin delinme sırasına dikkat edildi. Kamerada delme sırasında ölçülen en yüksek sıcaklık değerleri yine aynı kodlama ile kaydedildi.

Operasyon sonrası deneklerin bakımı ve enfeksiyondan korunmaları amacıyla tüm deneklere operasyon öncesi 1 gün ve sonrasında 2 gün trimetoprim-sulfametaksazol (Ba-Sülfa TMP® 2 mg/kg IM) ve analjezi için meloksikam (Maxicam® 1 mg/kg IM)

enjeksiyonu yapıldı. Çalışmada bir deneğe ait sol femur anestezi süresinin kısıtlaması sebebiyle cerrahi yapılamadı, çalışma dışı bırakıldı.

3.2.3. Deneyin Sonlandırılması

Tavşanlar cerrahi işlemi izleyen 8. günde yüksek dozda inhalasyon anestezi ile sakrifiye edildi. Femurlar çıkarılıp 10 mm lik kapaklı plastik kutulara konulurken de aynı sırayla yerleştirildi ve aynı sıra ile (1/R/1.....16/R/4 vb)kodlandı. Bu kodlama hazırlanan preparatlara da aynı şekilde uygulandı. Steril biyopsi kapları içerisindeki %10'luk formalin ile fikse edilip incelenmek üzere Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Tıp Fakültesi Patoloji Anabilim Dalı Laboratuvarı'na gönderildi.

3.3. Histopatolojik İncelemeler

Tavşanların sağ ve sol femurları çıkarıldıktan sonra, materyaller %10'luk tamponlanmış formaline yerleştirilerek, histopatolojik değerlendirmeler için Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Tıp Fakültesi Patoloji Anabilim Dalı Laboratuvarı'na gönderilmiştir. Gönderilen materyaller %10'luk tamponlanmış formalin (pH 7.4) (Merck, Darmstadt, Almanya) ile yeterli süreyle fikse edildi. Örneklerin tamamı %10'luk tamponlu formalin çözeltisi ile elde edilmiş %20'lik formik asit solüsyonu ile gün aşırı solüsyonların yenilenmesi yapılarak 1 hafta içerisinde dekalsifiye edildi. Kalsifikasyonu tamamlanan örneklerden işlem yapılan defekti ortalayacak şekilde aksiyel planda kesitler alındı. Elde edilen kesitler kasetlenerek Leica ASP 300 otomatik doku takip cihazına (Leica Instruments GmbH, Almanya) konuldu. Doku takip cihazı içerisinde, otomatik programa bağlı kalınarak örnekler; %10'luk formalinde 3 saat süresince tespit edildikten sonra, her birinde birer saat olacak şekilde artan konsantrasyonlardaki alkollerden geçirildi (%70-%80-%90-absolu alkol). Daha sonra toplam 4 saat ksilol'de bekleyen örnekler vakum ve basınç altında, 6 saat süresince parafinin impregnasyonu (emdirilmesi) sağlandı. Takip cihazından çıkan örneklerden, aksiyel planda seri kesitlerin alınabileceği şekilde, Shandon Histocentre 2 cihazı (Thermo Shandon, İngiltere) yardımı ile parafine gömüldü. Yapılan parafin bloklar soğuduktan sonra, örnekler kasetlerden çıkarıldı ve Leica RM 2145 (Leica Instruments GmbH, - 59 - Almanya) mikrotom cihazında 20 µ aralıklarla aksiyel planda 5 mikron kalınlıkta seri kesitler alındı. Alınan kesitler, örnek numarası ile örnekten alınan kesit sayı sırasına göre lamın kenarına sabit kalemle yazılarak numaralandırıldı.

Kesitler, parafinin erimesi için, 65 °C derecelik etüv’de (Heraeus Hanau, Almanya) yaklaşık olarak 30-45 dakika bekletildi. Parafin eridikten sonra, kesitler on dakika sıcak ksilol’de bekletildi, Shandon Varistain® 24/4 (Life Sciences Int, İngiltere) preparat boyama cihazında, kesitlerin Hemotoksilen-Eozin boyamaları yapıldı. Hematoksilen-Eozin boyamaları yapılan kesitler lamel ile kapatıldı ve Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Tıp Fakültesi Patoloji Anabilim Dalı'nda incelendi.

3.3.1. Semikantitatif Değerlendirme

Kesitler üzerinde semikantitatif inceleme Olympus BX52 ışık mikroskobu (Minneapolis, A.B.D.) altında inflamasyon yoğunluğu, mikrofraktür varlığı, hemoraji yoğunluğu, osteoblastik aktivasyon ve osteonekroz yoğunluğu değerlendirildi. Osteonekroz; yok, az, çok olarak, osteoblastik aktivasyon var, yok olarak; inflamasyon yok, az ve çok olarak, hemoraji yok, az ve çok olarak değerlendirildi (11).

Grupların histolojik incelemesi Tablo III teki skorlamaya göre yapılmıştır.

Tablo III. Histolojik Değerlendirme Skorlaması

Osteonekroz alanı	0-yok	1-Az	2-Çok
İnflamasyon yoğunluğu	0-yok	1-Az	2-Çok
Hemoraji miktarı	0-yok	1-Az	2-Çok
Mikrofraktür oluşumu	0-yok	1-var	
Osteoblastik aktivasyon	0-yok	1-var	

Grupların değerlendirilirken denek numarası/taf/delik sırası olarak kodlandı.

Delik sırası standart olarak trokar uç-1,sümgü uç-2, künt uç-3 ve matkap ucu 4 numara ile kodlanmıştır. Denek sayısı 1 den 16 ya kadar kodlandı. Sağ taraf için R sol taraf için L kısaltması kullanıldı.

Verilerin değerlendirilmesi bu kodlama üzerinden Patoloji Anabilimdalında alanında uzman tek patolog tarafından kör olarak değerlendirildi. Kodlamalar 1 -16/R-L/1-2-3-4(2R4,1R2...vb) numuneler üzerine kodlanmış ancak anlam ve içeriği patoloğa sunulmadı.

3.4. İstatistiksel Değerlendirme

Nicel değişkenlerin normal dağılıma uygun olup olmadığı Kolmogorov-Smirnov testi ile incelendi. Normal dağılım göstermeyen değişkenler bakımından gruplar Mann Whitney U ya da Kruskal Wallis H testi ile karşılaştırıldı. Normal dağılım gösteren değişkenler bakımından ise gruplar tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile karşılaştırıldı. Normal dağılan nicel değişkenlerin tanımlayıcı istatistikleri ortalama, \pm standart sapma, normal dağılmayan nicel değişkenlerin tanımlayıcı istatistikleri ise medyan (25-75. persantil) şeklinde gösterildi. Nitel değişkenler arasındaki bağımlılık kıkare analizi ile incelendi. Nicel değişkenler arasındaki ilişki Spearman korelasyon analizi ile incelendi. Bu değişkenlerin tanımlayıcı istatistikleri frekans (%) şeklinde ifade edildi. $p < 0.05$ değerleri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4.BULGULAR

Çalışmamızda 16 adet tavşan kullanılmış olup, bir deneğin anestezi süresinin uzamasından dolayı sol alt ekstremitesi kullanılmadı. Dolayısıyla sağda 16 solda 15 adet femur kullanıldı. İncelemede grupların histolojik incelenmesi, termografik ısı değişimi ve ikisi arasındaki korelasyon değerlendirildi.

4.1. Histolojik inceleme

Çalışmamızda histolojik değerlendirmede iki farklı dönme hızında oluşan histolojik değişiklikler; osteonekroz alanı, inflamasyon yoğunluğu, hemoraji miktarı, mikrofraktür oluşumu ve osteoblastik aktivite varlığı açısından istatistiksel olarak değerlendirildi.

Osteonekroz alanı açısından yapılan istatistikseldeğerlendirmede; 1450 rpm ve 330 rpm dönme hızları karşılaştırıldı. Dönme hızı 1450 rpm olan femurlarda süngü uç kullanılan deliklerin kesilmiş künt uç kullanılanlarla osteonekroz alanı açısından benzer olup trokar ve matkap ucu kullanılan deliklerden anlamlı farklı ve yüksek olduğu izlendi ($p=0.039$). Dönme hızı 330 rpm ile oluşturulan delikler için yapılan değerlendirmede ise osteonekroz alanının süngü uç ile oluşturulan deliklerde; trokar, kesilmiş künt uç ve matkap ucundan anlamlı olarak fazla olduğu izlendi. Dönme hızı 330 rpm ile oluşturulan deliklerde matkap ucu ile oluşturulan deliklerin osteonekroz alanının diğerlerinden anlamlı olarak az olduğu izlendi ($p=0,001$). İki farklı dönme hızları ile oluşturulan delikler karşılaştırıldığında osteonekroz alanı açısından 1450 rpm ve 330 rpm dönme hızları arasında anlamlı bir fark izlenmedi. ($p=0,108$)

Mikrofraktür oluşumu açısından yapılan istatistiksel değerlendirmede, 1450 rpm dönme hızında oluşturulan deliklerde trokar uçla oluşan mikrofraktür sayısının diğerlerinden anlamlı olarak daha az olduğu izlenmiştir ($p=0,017$). Mikrofraktür oluşumu açısından 330 rpm ile oluşturulan deliklerde uç tipleri arasında anlamlı fark izlenmedi ($p=0,762$). İki farklı dönme hızları ile oluşturulan delikler karşılaştırıldığında mikrofraktür sayısı açısından 1450 rpm ve 330 rpm dönme hızları arasında anlamlı bir fark izlenmedi. ($p=0,892$)

Hemoraji miktarı açısından yapılan değerlendirmede, 1450 rpm dönme hızında oluşturulan deliklerde oluşan hemoraji miktarı ile K-telleri ve matkap uçları arasında

anlamli fark izlenmedi. (p=0,328).Dönme hızı 330 rpm ile oluşturulan deliklerde hemoraji miktarının, matkap ucu ile yapılan delme işleminde K-tellerinden daha az oluştuğu izlendi.(p=0,070). İki farklı dönme hızları ile oluşturulan delikler karşılaştırıldığında hemoraji miktarı açısından 1450 rpm ve 330 rpm dönme hızları arasında anlamlı bir fark izlenmedi.(p=0,246)

İnflamasyon yoğunluğu açısından yapılan değerlendirmede, 1450 rpm dönme hızında oluşturulan deliklerde oluşan inflamasyon yoğunluğu açısından K-telleri ve matkap uçları arasında anlamlı fark yoktu (p=0,523). İnflamasyon yoğunluğu açısından 330 rpm dönme hızında oluşturulan deliklerde 1450 rpm dönme hızında oluşturulan delikler gibi gruplar arasında anlamlı fark izlenmedi.(p=0,209). İki farklı dönme hızları ile oluşturulan delikler karşılaştırıldığında hemoraji miktarı açısından 1450 rpm ve 330 rpm dönme hızları arasında anlamlı bir fark izlenmedi.(p=0,755)

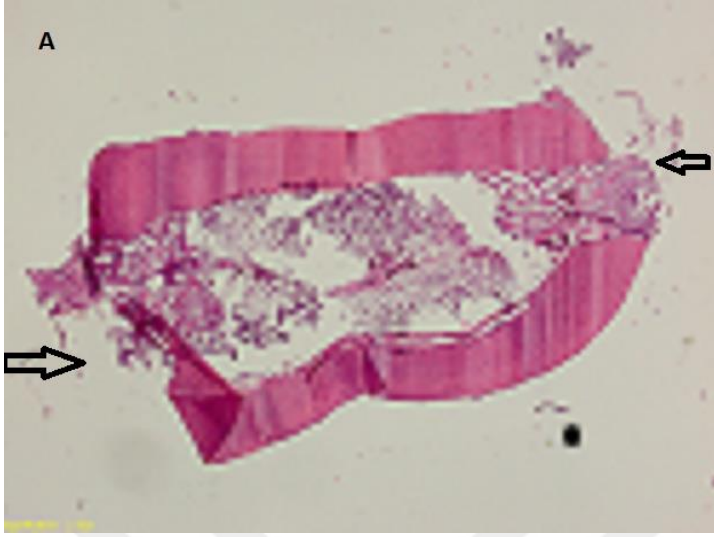
Osteoblastik aktivite açısından yapılan değerlendirilmede, 1450 rpm dönme hızında oluşturulan deliklerde oluşan osteoblastik aktivite açısından K-telleri ve matkap uçları arasında anlamlı fark yoktu (p=0,122). Osteoblastik aktivite açısından 330 rpm dönme hızında oluşturulan deliklerde 1450 rpm dönme hızında oluşturulan delikler gibi gruplar arasında anlamlı fark izlenmedi.(p=0,636) İki farklı dönme hızları ile oluşturulan delikler karşılaştırıldığında osteoblastik aktivasyon açısından 1450 rpm ve 330 rpm dönme hızları arasında anlamlı bir fark izlenmedi (p=0,289).

İstatiksel değerlendirmede anlamlı fark elde edilen sonuçlar tablo IV te verilmiştir.

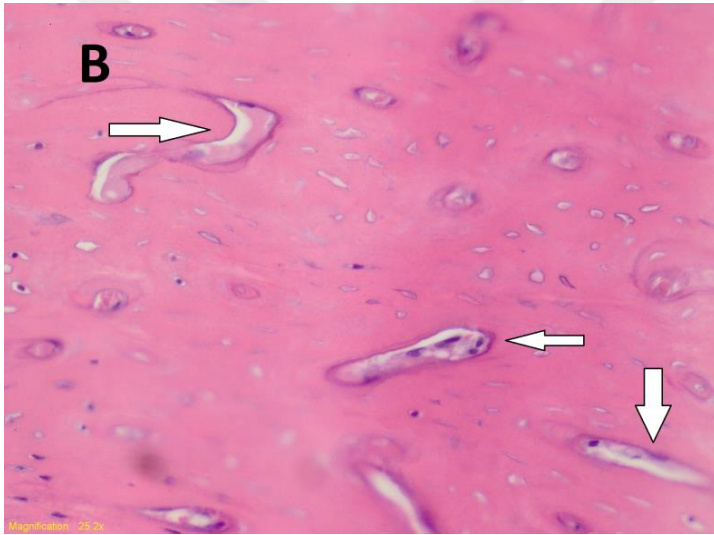
TabloIV. Farklı Dönme Hızlarında Oluşan Sonuçlar

Uç Tipi	Dönme Hızı- 1450 rpm	Dönme Hızı-330 rpm
Trokar	Mikrofraktür anlamlı az, künt ve süngü uçtan ostenekroz alanı anlamlı az	
Süngü	Ostenekroz alanı anlamlı yüksek	
Kesilmiş-Künt	Ostenekroz alanı anlamlı yüksek	
Matkap ucu		Ostenekroz anlamlı az, Hemoraji anlamlı az

Resim 4. Histolojik Kesitler.



A; Okla işretli; K-teli giriş ve çıkışı x100 HE 9.denek süngü uç 1450 rpm dönme hızı

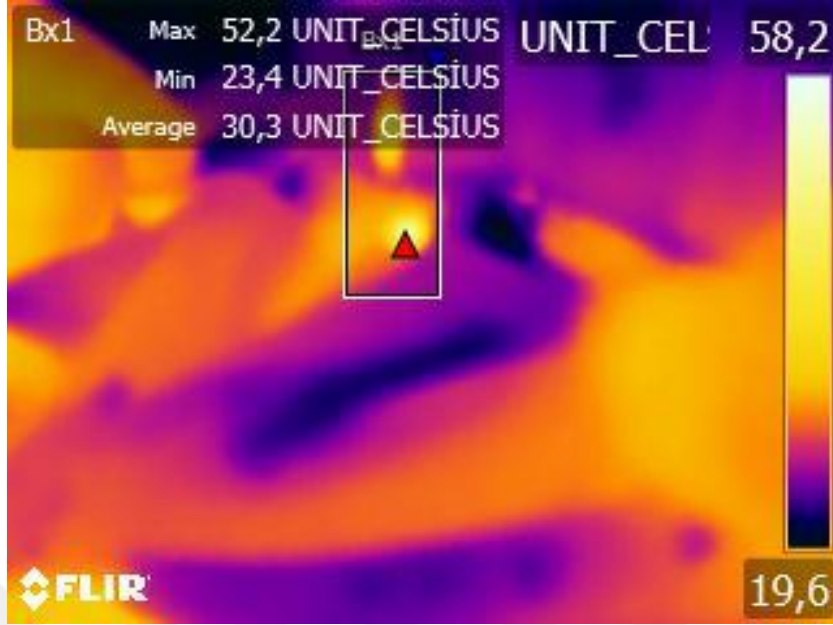


B; Nekrotik ve canlı osteositler x400, HE 10. denek trokar uç 330 rpm delme hızı



C; çevredeki osteoid nekrozu ve granulasyon dokusu x 100, HE.10. denek süngü uç 1450 rpm dönme hızı

4.2. Termal Kamera Sonuçlarının Değerlendirilmesi



Resim 5. Termografi Ölçümü; “Δ” ile gösterilen nokta, femur giriş deliği, en yüksek sıcaklık değerinin izlendiği nokta; 52.2 °C

Tablo V.1450 rpm Dönme Hızında Delme İşlemi Sırasında Oluşan Sıcaklık Değerlerinin Ortalaması

Trokar uç-1450 rpm dönme hızı	50.25(36.55;64.00)
Süngü uç-1450 rpm dönme hızı	43.00(39.9;51.00)
Kesilmiş kunt uç-1450 rpm dönme hızı	41.45(38.00;42.25)
Matkap ucu-1450 rpm dönme hızı	35.10(35.00;37.15)

Dönme hızı 1450 rpm’de matkap ucu ile delme işlemi sırasında oluşan sıcaklık değeri diğer uçlarla karşılaştırıldığında anlamlı düşük olduğu izlendi.(p= 0,005). Trochar uçla oluşan sıcaklık değeri ortalama 50 °C, kesilmiş kunt uçla oluşan sıcaklık değeri ortalama 41 °C, süngü uçla oluşan sıcaklık değeri ortalama 43 °C olarak izlendi. Bu değerler arasında istatistiksel anlamlılık sağlanmadı.

TabloVI. 330 rpm Dönme Hızında Delme İşlemi Sırasında Oluşan Sıcaklık Değerlerinin Ortalaması

Trokar uç-330 rpm dönme hızı	55.00±7.53
Süngü uç-330 rpm dönme hızı	49.18±9.03
Kesilmiş küt uç-330 rpm dönme hızı	40.67±3.32
Matkap ucu-330 rpm dönme hızı	36,1±2.55

Dönme hızı 330 rpm'de trokar ve süngü uçları arasında sıcaklık ölçümleri açısından anlamlı fark izlenmedi. Dönme hızı 330 rpm ile delme işlemi sırasında kesilmiş küt uçla ortalama 41 °C sıcaklık değeri oluştu ve bu değer trochar ve süngü uçla yapılan delme işlemi sırasında oluşan sıcaklık ortalamasından anlamlı düşük olduğu izlendi.(p=0,001,p=0.013). Matkap ucu ile yapılan delme işlemi sırasında oluşan sıcaklık değeri diğer tüm uç tiplerinde oluşan sıcaklık değerinden düşük olarak izlendi.(p=0,00, p=0,00, p=0,001)

Dönme hızları ile oluşan sıcaklık ortalamaları değerlendirildiğinde gruplar arasında anlamlı fark izlenmedi.

5. TARTIŞMA

Yüzyıl önce bulunan Kirschner tellerinin bugüne kadar kullanım yaygınlığı gittikçe arttı. Bugün hemen hemen tüm ortopedik cerrahilerde geçici veya kalıcı tesbit materyali olarak kullanılmaktadır. Franssen ve arkadaşları yaptıkları çalışmada K-tellerinin yüzyıllık gelişim sürecinin ortaya koydu(37). Bu makalede ortopedik cerrahilerde en sık kullanılan implant materyalinin gelişim süreci değerlendirildi. Kirschner tellerinin artan yaygınlığına rağmen en büyük sorun, komplikasyonlarında yaygın olmasıdır. Bu komplikasyonlar; telin migrasyonu, çivi dibi enfeksiyonları, kırıkta erken stabilite kaybı, mal-nonunion...vb. şekilde bir çok kez değerlendirildi.(34,35,46). Bu komplikasyonlara sebep olan delme işlemini etkileyen parametreler de bir çok kez değerlendirildi (10,13,47).

Kirschner tellerinin komplikasyonlarını azaltmak amacıyla; en çok araştırma, uç tipi ve dönme hızı üzerine yapılmıştır. Bunun dışında matkap ile delme işlemi yerine çekiçle ilerletme üzerine de araştırmalarda yapılmıştır. Elde edilen sonuçların değerlendirilmesi ve tartışılması kadar uygulanan yöntemin literatürle uygunluğu ve kabul edilebilirliği de oldukça önemlidir. Uygulanan yöntem parametrelerine bakıldığında çalışmamız;16 adet tavşanla yapılan, Synthes® TRS motor ile drill ve ream modlarında sağlanan iki farklı (1450 ve 330 rpm) dönme hızlarında, delme işlemi sonrasında incelenen histopatolojik sonuçları ve Flir E6 kamera ile kaydedilen termografik sonuçlar içermektedir. Çalışmamızda kullanılan denek sayısı; etki büyüklüğü 1.776088, alfa değeri 0,001 ve istatistiksel güç 0,99 olmak üzere 16 adet denek kullanılarak şekilde belirlendi. Dönme hızları üzerine yapılan çalışmalarda, özellikle 2000 rpm altında olan dönme hızlarında yapılan delme işleminde oluşan sıcaklık değerlerini daha az bulundu. (39,40). Termal kamera ile ısı ölçümü 2 boyutlu bir ölçüm sağlarken termokoupl ile bu ölçümleri yapmak 3 boyutlubir ısı ölçümü sağlayacaktır ancak klinikte olan haliyle planlanan bu çalışmada, literatürde kullanım bulunduğu şekilde girişimsel olmayan yöntem tercih edildi (41,42,43).

Eriksson ve arkadaşları yaptığı çalışmada 47°C derecede 1 dakika süre ile delme işlemi sonrasında osteonekroz oluştuğunu ortaya koydu (7). Bu çalışmada 30 adet tavşan 3 gruba bölünmüş ve tibia metafizlerine 7 mm çapında delikler açılıp içine yerleştirilen iki parçalı sistem ile 50 C°, 47 C° ve 44 C°derecede bir dakika ısıtılıp 0.5 mm uzaklığa

yerleştirilen termocoupllar ile de ısı ölçümü yapıldı. Yapılan çalışmada 50 C° ve 47C° derecede ısıtılan implantların çoğunluğu ameliyat sonrasında el ile çıkarılırken 44 C° derecede ısıtılan implantların hiç biri el ile çıkarılmadı. Çalışmamızda termografik ölçümlerde bu sıcaklık değerlerinin üzerine çıkıldığı ortaya konuldu. Ancak oluşan sıcaklık değerleri ile ortaya çıkan osteonekroz yoğunluğu arasında bir korelasyon ortaya konulamadı. Bu korelasyon ile ilgili literatürde de bilgi yoktur. Matthews ve arkadaşları yaptığı çalışmada 55°C derecenin üzerinde oluşan osteonekrozdan bahsetti ancak, oluşan sıcaklık derecesinin değerinin bir katsayı derecesi olduğundan bahsetmedi (40). Franssen ve arkadaşları yaptıkları çalışmada osteosit kaybının 37.saniyeden sonra arttığını ortaya koydu (11). Ancak klinikte kullanılan haliyle yapılan (daha kısa sürelerde yapılan) delme işleminde (çalışmamızda) oluşan osteonekrozun elde edilen sıcaklık değerleri ile korelasyonu ortaya konulamadı.

Çalışmamızda kullandığımız yöntem K-tellerinin dönerek gönderilmesi (drilling) üzerinedir. Ancak Zengius ve arkadaşları yaptıkları çalışmada çekiçle iterek ilerletmenin ortalama 31 °C, döndürerek ilerletmenin ise ortalama 47° C kadar ısındığını ortaya koydu ve çekiçle iterek ilerletmenin (hammering) avantajını savundu (48). Wassennar ve arkadaşları da yaptıkları çalışmada çekiçle iterek ilerletmenin daha iyi fiksasyon sağladığını ortaya koydu (49). Franssen ve arkadaşları döndürerek ilerletmenin daha fazla osteosit lakünalarının kaybına sebep olduğunu histolojik olarak ortaya koydu (11). Çekiçle iterek ilerletmenin üstünlüğü Martin Kirshner tarafından da savunuldu. Ancak hala döndürerek ilerletme yaygın olarak kullanılan yöntemdir.

Çalışmamızda kliniklerde sıklıkla kullanılan Synthes® TRS motor tercih edildi. Dönme hızı olarak bu motorun drill ve ream modlarında oluşan 1450 ve 330 rpm dönme hızı uygulandı. Pearce ve arkadaşları yaptıkları çalışmada 656, 1180, 2000 rpm hızla dönen K telleri (0.8, 1, 1.6 mm çapta) ile 10, 15, 20,25,30,35 ve 40. saniyedeki oluşan sıcaklık derecelerini termocouple yardımıyla ölçtüler (52). Ölçümlerde 40. saniyede ısının arttığını ancak ısının aynı çaptaki K-tellerinde 1180 rpm de 656 ve 2000 rpm'den daha az arttığını izlediler. 1.6 mm çaplı K-tellerinin en yüksek ısıyı oluşturduğunu izlediler. Bizim çalışmamızda ise tüm K-telleri ve matkap uçları aynı kalınlıkta 1.0 mm olarak kullanıldı. İki farklı dönme hızında (330 ve 1450 rpm) delme işlemi uygulandı. Kullanılan bu

hızlarda oluşan sıcaklık değerleri ve histopatolojik inceleme açısından; dönme hızı ve oluşan osteonekroz arasında anlamlı bir korelasyon izlenmedi.

Mathews ve arkadaşları yaptıkları çalışmada 700 ve 300 rpm dönme hızında oluşan sıcaklık değerlerini karşılaştırdı (40). Bu çalışmada 700 rpm hızla oluşan sıcaklığın 0.5 mm uzaklıktaki termocouple ile ölçümünde sıcaklık değerinin daha fazla olduğunu ortaya koydu. Ancak 1 mm uzaklıktan yapılan ölçümde bir sıcaklık farklılığı izlemediler. Namba ve arkadaşları 400 ve 800 rpm hızla yaptıkları çalışmada düşük hızda yapılan delme işleminden sonra K-tellerini çıkarmak için daha fazla kuvvet gerektiğini ortaya koydu. Çalışmamızda aynı çapta matkap ucu kullanılmıştır. Çalışmamızda matkap ucunun diğer K-tellerine oranla anlamlı olarak daha az sıcaklık oluşturduğu izlenmiştir. Wiggins ve arkadaşları yaptıkları çalışmada matkap uçlarının ucunun K-tellerine göre daha az ısı ürettiğini ortaya koymuşlardır (53). Lee ve arkadaşları yaptıkları derlemede matkap uçları üzerine etki eden parametreleri değerlendirdiler. Çalışmalarında 50-500 rpm arasındaki dönme hızı ve oluşan sıcaklık değerleri arasında doğru orantı olduğunu belirttiler(2). Farklı olarak Udiljak ve arkadaşları yaptıkları çalışmada iki farklı matkap ucunu karşılaştırdılar. Bu çalışmada ısı ölçümünü 60 derece açıyla yerleştirilen termal kamera ile yaptılar ve emissivite değeri olarak 0,95 kullandılar. Bu çalışmada yüksek hızla delmenin sıcaklık artışını azalttığını ortaya koydular. Nam ve arkadaşları yaptıkları çalışmada 600 ve 1200 rpm dönme hızlarında oluşan ısıyı termal kamera ile ölçtüler ve 1200 rpm hızda daha yüksek sıcaklık oluştuğunu ortaya koydular (56). Bu çalışmalar K-telleri ve matkap uçlarının farklı dönme hızında farklı sıcaklık oluşturduğunu göstermektedir.

Çalışmamızda aynı çapta, üç farklı uç tipinde K-teli ve bir adet matkap ucu kullanılmıştır. Kullanılan matkap ucunun daha az ısı ürettiği ortaya konulmuştur. K-tellerinin uç tipleri üzerine daha önce araştırma yapılmıştır. Namba ve arkadaşları yaptıkları deneysel çalışmada trokar, elmas ve el ile oblik kesilmiş uç tiplerinin köpek metakarpal kemikleri üzerinde 400 ve 800 rpm dönme hızlarındaki aksiyel yüklenme, tork, giriş sırasında yer değiştirme ve çıkarmak için gereken kuvvetleri yönünden özelliklerini değerlendirdi (9). Bu çalışmada kemiğe yerleştirilen trochar ucu post-op çıkarmak için daha fazla kuvvet gerekirken, üç hafta sonra K-tellerini çıkarmak için gereken kuvvetler arasında bir fark saptanmadı. Mikroskopik düzeyde kesik uç daha geniş delik oluşturdu. Trokar uç kemiği delmek için daha fazla yük gerektirdi. Bu yüzden daha fazla ısı

değişikliği oluşturdu ve yine oluşan ısının K telinin tutunma yetisi için bir etken olmadığı ortaya kondu. Bizim çalışmamızda ise yüksek dönme hızında mikrofraktürün ve ısı değişikliğinin trokar uçta diğerlerinden anlamlı yüksek olduğunu ortaya koyduk ve Namba'nın çalışması ile uyumaktadır. Yine yüksek sıcaklık oluştuğu ama tutunmanın daha fazla olduğunu belirtip ısının tutunma gücü üzerine etken olmadığını saptadık.

Bizim çalışmamızda trokar uç daha fazla sıcaklık değeri oluşturmasına rağmen osteonekroz alanı değerlendirildiğinde künt ve süngü uç anlamlı yüksek bulunmuştur. Trochar uç bu yönünden Namba ve arkadaşlarının çalışması ile uyumludur. Namba çalışmasında kesik uçların daha geniş bir delik oluşturduğunu ve çıkarmak için gereken kuvvetin daha az olduğunu belirtti. Bizim çalışmamızda histolojik olarak incelemede kesik uç ile süngü uç arasında osteonekroz açısından fark saptanmamıştır. Namba ve arkadaşlarının ardından Egmond ve arkadaşları yayınladıkları makalede delme işlemi sırasında oluşan ısının önemli olduğunu sadece tutunma gücünün değerlendirilmesinin yetersiz olduğunu savundu(57). Yeterli tutunma olsa bile oluşan osteonekroz sebebiyle küçük damarların hasar göreceğini belirtti. Hasarlı damarların istenmeyen sonucunun resorbsiyon sürecinde ortaya çıktığını ve ilk evrede tutunma yeterli olsada birkaç hafta sonra tel migrasyonun ortaya çıktığını savundu. Fazla ısı üreten telin kullanılmasına karşı çıktı.

Khanna ve arkadaşları yaptıkları çalışmada 0,8 mmden 2 mm ye kadar farklı kalınlıklarda ve tipte K-telleri ile metatars amputatında delikler açıp oluşan sıcaklık değişimini değerlendirdiler (51). Delme işlemi sırasında oluşan sıcaklık değerleri termocuopl ile kaydedildi. Oluşan sıcaklık değerleri değerlendirildiğinde 1.1 mm altındaki K- tellerinin ve trokar uçlu K-tellerinin daha fazla sıcaklık oluşturduğunu ortaya koydular. Mathews ve arkadaşları trokar, süngü, hofman, yarı dril ve modifiye yarı dril olmak üzere beş tipte ucu değerlendirdikleri çalışma yaptı (40). Çalışmada kadavra tibiası üzerinde öndelme işlemi yaptıktan sonra ya da yapmadan 300 ve 700 rpmde K-tellerini yerleştirdiler. Ön delme işlemi yaptıklarında daha az sıcaklık oluşurken bu işlemi yapmadıklarında süngü ve trochar ucun diğerlerinden anlamlı olarak daha yüksek sıcaklık oluşturduğunu ortaya koydular. Farklı dönme hızında sadece 0.5 mm uzaklıktaki termocouplda değişiklik olduğunu belirttiler. Çalışmalarında K-tellerini yerleştirmeden önce öndelme işleminin yapılmasının daha az sıcaklık oluşturduğunu ortaya koydular.

Çalışmamızda da yapılan çalışmalarda olduğu gibi, trokar ucu yüksek sıcaklık oluşturmaktadır. Dönme hızının ve kalınlığın karşılaştırıldığı farklı çalışmalarda farklı sonuçlar elde edilmiştir. Çalışmamızda oluşan osteonekroz alanı değerlendirildiğinde, trochar uçta oluşan yüksek sıcaklığa rağmen osteonekroz alanının daha az olduğu ortaya konulmuştur.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda; oluşan osteonekroz alanları ve sıcaklık değerleri arasında anlamlı bir korelasyon saptanmadı. Farklı dönme hızlarında (330 ve 1450 mm) yapılan delme işleminde oluşan osteonekroz alanı ve sıcaklık değerleri arasında korelasyon izlenmedi. Aynı çapta, farklı uç tipinde K-telleri tipleri ile yapılan delme işlemi sırasında trokar uçta oluşan sıcaklık değerinin fazla olduğu izlendi. Süngü ve künt uçta oluşan osteonekrozun alanın anlamlı fazla olduğu bulundu. Trochar uçla yapılan delme işleminde mikrofraktürün anlamlı az olduğu ortaya konuldu. Trochar uç daha fazla ısı oluştursada geçmiş çalışmalarda çıkarmak için gereken kuvvetin fazlalığı ortaya konmuştu. Bu çalışmayla trochar ucun fazla ısı oluşturmaya rağmen künt ve süngü uçtan daha az osteonekroz yaptığı ortaya konulmuş oldu. Kesilmiş ucun, Namba ve arkadaşlarının çalışmasında daha geniş bir delik oluşturduğu ortaya konulmuştu. Çalışmamızda da trochar uca göre daha fazla osteonekroz alanı oluşturduğu ortaya konuldu. Çalışmamızda 1450 ve 330 rpm dönme hızında yapılan işlemlerin histolojik değerlendirmede gruplar arasında anlamlı bir fark izlenmedi.

Literatürde bir dakika sürede oluşan ısının termal osteonekroz yaptığı ortaya konuldu. Oluşan ıyı azaltmak üzere birçok uç tipi, dönme hızı ve diğer parametreler biyomekanik olarak test edildi. Çalışmamızda elde edilen bilgiler değerlendirildiğinde ise oluşan sıcaklık değerleri ile histopatolojik bulgular arasında korelasyon olmadığı ortaya konuldu.

ÖZET

KLİNİKTE KULLANILAN KIRSCHNER TELİ VE MATKAP UÇLARININ KEMİKTE OLUŞTURDUĞU NEKROZUN HİSTOPATOLOJİK İNCELENMESİ. DENEYSEL ARAŞTIRMA

Amaç. Ortopedik cerrahide Kirschner telleri sıklıkla kullanılmaktadır. Kullanılan Kirschner tellerinin (K-teli) termal osteonekroz oluşturması ise en büyük dezavantajdır. Oluşan osteonekrozu azaltmak amacıyla birçok çalışma yapılmıştır. Çalışmamızda iki farklı dönme hızlarında üç farklı uçlu K-tellerinin ve bir matkap ucunun oluşturacağı ısının ve osteonekrozun incelenmesi amaçlanmıştır.

Mateyal ve Metod: Çalışmamızda ağırlıkları 2700-3300 gr arasında olan 16 adet dişi Yeni Zellanda türü tavşan kullanıldı. Denekler genel anestezi altında steril olarak hazırlandıktan sonra uyluk lateralinden yapılan kesi ile girildi. Femur diafizine proksimalden distale 1.0 mm kalınlıkta trokar, süngü, kesilmiş künt K-telleri ve matkap ucu ile delikler açıldı. Sağ taraf 1450 rpm hızla, sol taraf 330 rpm dönme hızlarıyla delindi. Delme işlemi sırasında oluşan ısı 50 cm uzaklıkta 30 derece açıyla yerleştirilen termal kamera ile kaydedildi. Cerrahi sonrası denekler 8. günde sacrikiye edildi ve çıkarılan femurlar histolojik inceleme için hazırlandı. Oluşan osteonekroz alanı histolojik olarak değerlendirilip K-teli tipleri ve oluşan sıcaklık korelasyonu istatistiksel olarak araştırıldı.

Bulgular: Histolojik preparatlarda osteonekroz alanı, hemoraji miktarı, inflamasyon miktarı ve mikrofraktür varlığı değerlendirildi. Oluşan osteonekroz alanı ile dönme hızları arasında korelasyon izlenmedi ($p=0,108$). Oluşan mikrofraktür sayısı açısından yapılan istatistiksel değerlendirmede 1450 rpm dönme hızında trokar ucla oluşan mikrofraktürlerin diğerlerinden anlamlı olarak daha az olduğu izlendi. ($p=0,017$) Oluşan sıcaklığın değerlendirilmesinde, 1450 rpm dönme hızında oluşan sıcaklık trochar uçta anlamlı daha yüksek olduğu ortaya konuldu ($p0,001$). Oluşan sıcaklık trochar uçla delme işleminde anlamlı yüksek olmasına rağmen 1450 rpm dönme hızında süngü ve künt uçlarla oluşan osteonekroz alanı diğerlerinden anlamlı yüksek çıkmıştır. ($p 0.039$).

Sonuçlar: Çalışmamızda oluşan sıcaklık değerleri ile osteonekroz alanı değerleri arasında korelasyon saptanmadı. Trokar uçla delme işlemi sırasında oluşan sıcaklık

değerleri diğerlerinden anlamlı yüksekken oluşan osteonekroz alanı künt ve süngü uçla yapılan delme işleminden anlamlı az olduğu izlendi. Bu sebeple oluşan osteonekrozun alanının kısa sürelerde ısıya bağlı olup olmadığını anlamak için ileri araştırmalar gerekmektedir. Künt uç kullanılması ile ilgili geçmiş çalışmalarda, geri çekmek için gereken kuvvetin az olması, kendi çapından daha geniş delik oluşturması sebebiyle yetersiz olduğu belirtildi. Bu çalışmayla oluşturduğu osteonekroz alanının fazla olduğu ortaya konuldu ve kullanılmamasını önermekteyiz.

Anahtar Kelimeler: Kirschner Telleri, Termal Osteonekroz, Termografi.

İletişim Adresi: hu.olgn@gmail.com

ABSTRACT

HISTOPATHOLOGIC ASSESMENT OF OSTEONECROSIS WHILE DRILLING OF BONE WITH KRISCHNER WIRES AND DRILL BITS AS USED IN CLINICS, EXPERIMENTAL STUDY

Aim: Kirschner wires are frequently used in orthopedic surgery. Thermal osteonecrosis is a miserable complication of using K-wires in ortopeadic clinics. To avoid the thermal osteonecrosis many experimental studies published. Our experimental study aims to assesment of thermal osteonecrosis while drilling with three different types of K-wires point configuration an one drill bit at two drilling speed and its thermographic assessment.

Material and method: In our study, 16 female New Zeland rabbits weighting between 2700-3300 gr were used. All subjects operated under general anesthesia in steril operating room. Firstly, 4 cm longitudinal lateral aproach made to the right femur and then right femur drilled with 1.0 mm trochar, obtuse, and spade type K- wires and 1.0 mm drill bit at 1450 rpm speed . Left femur drilled with same type 1mm K-wires and drill bit at 330 rpm speed. The thermal changes saved with Flir® E6 Thermal Camera from 50 cm distance and 30 degree angle. All subject sacrificed in post-operative 8. day and specimens are prepared. All specimens are evalueted by the experienced patholojist. The results of osteonecrosis asesment score and termographic corrolation eveluated using SPSS program.

Results: Histolojic specimens were eveluated using scoring of osteonecrosis, hemorraji, microfracture and inflamation. There was no correlation between osteonecrosis and the drilling temprature. There was meaningly less microfracture zone which drilled with trochar type K-wire at speed of 1450 rpm($p=0.017$). And the drilling temprature of trochar type K-wire meaningly more higher than the others.($p=0.001$) Although this, osteonecrosis zone of spade and obtuse type K-wire meaningly more than trochar type K-wire ($p=0.039$)

Conclusion: Our experiment showed that there is no meaningful corelation between osteonecrosis score and drilling temprature. Trochar type Kirschner wire create

meaningly higher drilling temprature but meaningly less osteonecrosis than spade and obtuse type K-wire. These results show that we need more studies to understand about osteonecrosis and it's relation with drilling heat temprature. Even must be sure osteonecrosis only caused by drilling heat. Using obtuse type K-wire causes more osteonecrosis and we suggest not to use.

Key words: Kirschner Wire, Thermal Osteonecrosis, Thermography.

Contact address: hu.olgn@gmail.com



KAYNAKLAR

- 1) Disease and Injury Incidence and Prevalence Collaborators. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 328 diseases and injuries for 195 countries, 1990–2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study, *Lancet* 2017; 390: 1211–59
- 2) Lee J, Chavez LJ, Park J. Parameters affecting mechanical and thermal responses in bone drilling: a review, *Journal of Biomechanics* 2018;71:4-21
- 3) Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrina DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch. Orthop. Trauma Surg*, 2008;128: 71–77.
- 4) Velasco-Suarez M, Martinez Bautista J, Garcia Oliveros R, Weinstein RR. Archaeological Origins of Cranial Surgery: Trephination in Mexico. *Neurosurgery*, 1999;31(2): p. 313-319
- 5) Huber W. Historical remarks on Martin Kirschner and the development of the Kirschner (K)-wire, *Indian Journal of plastic Surgery*. 2008 Jan-Jun; 41(1): 89–92.
- 6) Eriksson RA, Albrektsson T, Albrektsson B. Heat caused by drilling cortical bone. *Acta Orthopædica Scandinavica* 1984; 55: 629–631.
- 7) Eriksson RA, Albrektsson T, Magnusson B. Assessment of bone viability after heat trauma: a histological, histochemical and vital microscopic study in the rabbit. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery* 1984; 18:261–268.
- 8) Piska M, Yang L, Reed M, Saleh M. Drilling efficiency and temperature elevation of three types of Kirschner-wire point. *J Bone Joint Surg [Br]* 2002;84:137-140.
- 9) Namba RS, Kabo JM, Meals RA. Biomechanical effects of point configuration in Kirschner-wire fixation. *Clin.Orthop Relat Res* 1987 ; 214 : 19-22
- 10) Franssen BB. KirschnerWires: insertion techniques and bone related consequences www.kirschnerwire.com. p:31-32

- 11) Franssen BB, Van Diest PJ, Schuurman AH, Kon M. Keeping osteocytes alive : a comparison of drilling and hammering K-wires into bone. *J Hand Surg Eur Vol* 2008 ; 33 : 363-368.
- 12) Franssen BB, Van Diest PJ, Schuurman AH, Kon M. Hammering versus drilling of sharp and obtuse trocar-point K-wires. *The Journal of Hand Surgery (European Volume)* 2009; 34(2): 215–218
- 13) Fincham MB, Jeablon T. The Effect of Drill Bit, Pin, and Wire Tip Design on Drilling; *J. Am. Acad Orthop Surg* 2011;19: 574-579
- 14) Arıncı K, Elhan A. *Anatomi 1.Cilt 5. Baskı Güneş Tıp Yayınevi, Ankara. 2014*
- 15) Koch JC. The laws of bone architecture. *American Journal of Anatomy* 1917; 21(2): 177–298.
- 16) Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *The Angle Orthodontist*. 1994;64(3):175-88.
- 17) Kummer B. Functional Adaption of the Bone to its Mechanical Stress. *Fortschritte der Osteologie in Diagnostik und Therapie*. 1988; 3-16
- 18) Roesler H. The history of some fundamental concepts in bone biomechanics. *Journal of Biomechanics*.1987; 20(11-12), 1025–1034.
- 19) Cowin SC. *Bone Mechanics Handbook 2. Baskı CRC Press.2001.London*
- 20) Kierszenbaum AL, Tres LL. *Histology and Cell Biology an Introduction to Pathology Elsevier Press 4.Edition. 2016.PHp.*
- 21) Marsell R, Einhorn TA. The Biology Of Fracture Healing. *Injury*. 2011 June ; 42(6): 551–555.
- 22) Giashi MS, Chen J, Vaziri A, Rodriguez EK, Nazarian A. Bone fracture healing in mechanobiological modeling: A review of principles and methods. *Bone Reports* 2017; 6: 87–100
- 23) Timon C, Keady C. Thermal Osteonecrosis Caused by Bone Drilling in Orthopedic Surgery: A Literature Review. *Cureus* 2019 ; 11(7)

- 24) Weinstein A, Amstutz H, Pavon G, Franceschini V. Orthopedic implants—a clinical and metallurgical analysis. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1973; 7(3): 297–325
- 25) Fondi C, Franchi A. Definition of bone necrosis by the pathologist. *Clinical Cases in Mineral and Bone Metabolism* 2007; 4(1): 21-26
- 26) Schroeder JE, Weil YA, Khoury A, Liebergall M, Mosheiff R. Thermal tibial osteonecrosis: A diagnostic challenge and review of the literature. *Injury*, 2010;41(2): 235–238.
- 27) Möllmann KP, Vollmer M. Infrared thermal imaging as a tool in university physics education; *European Journal of Physics*. 2007; 28:37–50
- 28) Çalışan M., Turkoğlu İ., Termal kameralar ve uygulamaları; *Elektrik elektronik ve bilgisayar Sempozyumu Kitapçığı 2. Cilt* , 2011, p:41-50
- 29) Tattersall G.J, *Infrared thermography: A non-invasive window into thermal physiolog. Comparative Biochemistry and Physiolog Part A*, 2016
- 30) Feldmann A, Zysset P. Experimental determination of the emissivity of bone *Medical Engineering and Physics*. 2016; 38:1136–1138
- 31) Augustin G, Davila S, Udiljak T, Vedrina DS, Bagatin D. Determination of spatial distribution of increase in bone temperature during drilling by infrared thermography: preliminary report. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2009; 129(5): 703–709
- 32) Benington IC, Biagioni PA, Crossey PJ, Hussey DL, Sheridan S, Lamey P.J. Temperature changes in bovine mandibular bone during implant site preparation: an assessment using infra-red thermography. *Journal of Dentistry*. 1996; 24(4):263–267.
- 33) Botte MJ, Davis JLW, Rose BA, Vonschroeder HP, Gellman H, Zinberg EM, Abrams RA. Complications of Smooth Pin Fixation of Fractures and Dislocations in the Hand and Wrist. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1992;276:194-201

- 34) Stahl S, Schwartz O. Complications of K-wire fixation of fractures and dislocations in the hand and wrist. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2001;121(9):527–530.
- 35) Hsu LP, Schwartz EG, Kalainov DM, Chen F, Makowicz RL. Complications of K-Wire Fixation in Procedures Involving the Hand and Wrist. *The Journal of Hand Surgery*. 2011; 36(4): 610–616
- 36) Dick W. Martin Kirschner: 1879–1942. A surgeon in prehospital care. *Resuscitation*. 2006; 68(3): 319–321.
- 37) Franssen BB, Schuurman AH, Van der Molen AM, Kon M. One century of Kirschner wires and Kirschner wire insertion techniques: a historical review *Acta Orthop Belg*. 2010 Feb;76(1):1-6.
- 38) Wolf HJ. Martin Kirschner and his stepwise technical Improvement of the Direct Traction Method in Bone Fractures (Wire Extension) *Orthopedics and Traumatology*. 1993; 2(4):262–267
- 39) Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg [Am]*. 1972;54:297-308.
- 40) Matthews LS, Green CA, Goldstein SA. The thermal effects of skeletal fixation-pin insertion in bone. *J Bone Joint Surg [Am]* 1984;66:1077-1083.
- 41) Sharawy M, Misch CE, Weller N, Tehemar S. Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed. *J. Oral Maxillofac. Surg*. 2002; 60: 1160–1169.
- 42) Hillerya MT, Shuaib I. Temperature effects in the drilling of human and bovine bone. *J. Mater. Process. Technol*. 1999; 92: 302–308.
- 43) Alam K, Silberschmidt V. Analysis of temperature in conventional and 2 ultrasonically-assisted drilling of cortical 3 bone with infrared thermography *Technology and Health Care*. 2014; 1–10
- 44) Zohman GL, Tsenter M, Kabo JM, Meals RA. Biomechanical comparisons of unidirectional and bidirectional Kirschner-wire insertion. *Clin Orthop Relat Res* 1992;284:299-302.

- 45) Ip NY, Chow SP. A prospective study of 924 digital fractures of hand. *Injury* 1996; 27(4):279-285
- 46) Kirschner M. Einige Neuerungen der Drahttextensionsbehandlung der Knochenbrüche. *Der Chirurg* 1942;14:673-677
- 47) Berman AT, Reid JS, Yanicko DR Jr, Sih GC, Zimmerman MR. Thermally induced bone necrosis in rabbits. Relation to implant failure in humans. *Clin Orthop Relat Res* 1984;186:284-292.
- 48) Zegunis V, Toksvig-Larsen S, Tikuisis R. Insertion of K-wires by hammer generates less heat. A study of drilling and hammering K-wires into bone. *Acta Orthop Scand* 1993;64:592-594.
- 49) Wassenaar EB, Franssen BB, Egmond van DB, Kon M. Fixation of Kirschner wires: A comparison between hammering and drilling K-wires into ribs of pigs. *Eur J Of Plast Surg* 2006;29:153-156.
- 50) Lee JE, Ozdoganlar OB, Rabin Y. An experimental investigation on thermal exposure during bone drilling. *Med Eng Phys* 2012;34 (10):1510-1520
- 51) Khanna A, Plessas SJ, Barrett P, Bainbridge LC. The thermal effects of Kirschner wire fixation on small bones. *J Hand Surg [Br]* 1999;24:355-357.
- 52) Pearce G, Bainbridge C, Patrick J, Kibble M, Jones G. An investigation into thermal necrosis of bone associated with surgical procedures *Transactions on Biomedicine and Health, Vol 8, WIT Press, 2005*
- 53) Wiggins KL, Malkin S. Drilling of bone. *J Biomech.* 1976;9(9):553-559.
- 54) Udiljak T, Ciglar D, Skoric S. Investigation into bone drilling and thermal bone necrosis. *Advances in Production engineering and management.* 2007;3:103-112
- 55) Anderson SR, Inceoglu S, Wongworawat MD. Temperature Rise in Kirschner Wires Inserted Using Two Drilling Methods: Forward and Oscillation. *Hand* .2017;13(4): 423–427.
- 56) Nam O, Yu W, Choi MY, Kyung HM. Monitoring of Bone Temperature During Osseous Preparation for Orthodontic Micro-Screw Implants: Effect of Motor Speed and Resure Key *Engineering Materials Vols.*2006; 321:1044-1047

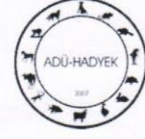
- 57) Egmond DB, Hovius SER, Van der Meulen JC, Den Ouden A. Heat recordings at tips of Kirschner wires during drilling through human phalanges. *Journal of Hand Surgery*. 1994; 19:648–652.
- 58) Einhorn TA, Gerstenfeld L. C. Fracture healing: mechanisms and interventions. *Nature Reviews Rheumatology*. 2014; 11(1): 45–54.
- 59) Cottrell JA, Turner JC, Arinzech TL, O'Connor JP. The Biology of Bone and Ligament Healing. *Foot and Ankle Clinics*. 2016; 21(4):739–76
- 60) Pandet RK, Panda SS. Drilling of bone: A comprehensive review, *journal of clinical orthopaedics and trauma* 2013;4:15-30
- 61) Brookes M, Harrison RG, The vascularization of the rabbit femur and tibiofibula, *J. Anat.* 1957;91: 61-67
- 62) Dabrowski Z, Tabarowski Z. History of discoveries of bone marrow and bone vascularisation and innervation, in *Bone Circulation and Vascularization in Normal and Pathological Conditions*, Schoutens, A., Arlet, J., Gardeniers, J.W.M., and Hughes, S.P.F., Eds., Plenum Press. 1993. New York.
- 63) Filipowska J, Tomaszewski KA, Niedźwiedzki Ł, Walocha JA, Niedźwiedzki T. The role of vasculature in bone development, regeneration and proper systemic functioning. *Angiogenesis*. 2017;20(3):291–302
- 64) Weinkamer R, Eberl C, Fratzl P. Mechanoregulation of Bone Remodeling and Healing as Inspiration for Self-Repair in Materials. *Biomimetics*. 2019; 4(3): 46.
- 65) Isaksson H, Wilson W, van Donkelaar CC, Huiskes R, Ito K. Comparison of biophysical stimuli for mechano-regulation of tissue differentiation during fracture healing. *Journal of Biomechanics*. 2006; 39(8):1507–1516.
- 66) Firoozbakhsh K, Cowin SC. All Analytical Model of Pauwels' Functional Adaptation Mechanism in Bone *Journal of Biomechanical Engineering*. 1981;103:247
- 67) Perren SM. Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1979; 175–196.

- 68) Claes LE, Heigele CA. Magnitudes of local stress and strain along bony surfaces predict the course and type of fracture healing. *Journal of Biomechanics*. 1999;32:255–266.
- 69) Lacroix D, Prendergast PJ, Li G, Marsh D. Biomechanical model to simulate tissue differentiation and bone regeneration: application to fracture healing. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2002; 40:14–21
- 70) Clarke B. Normal bone anatomy and physiology. *Clin J Am Soc Nephrol* 2008; 3(3):131–9.
- 71) Hadjidakis DJ, Androulakis II. Bone remodeling. *Ann N Y Acad Sci* 2006;1092: 385–96.
- 72) Noble B. Bone microdamage and cell apoptosis. *Eur Cell Mater*. 2003;6:46-56.
- 73) Bonfield W, Li CH. The temperature dependence of the deformation of bone. *J Biomech*. 1968;7(2):323-329.
- 74) Berman AT, Reid JS, Yanicko DR, Sih GC, Zimmerman MR. Thermally induced bone necrosis in rabbits: relation to implant failure in humans. *Clin Orthop*. 1984;186:284-292.
- 75) Christie J. Surgical heat injury of bone. *Injury*. 1981;13:188-190.
- 76) Field JR, Sumner-Smith G: Bone blood flow response to surgical trauma. *Trauma*. 2002;33:867-877
- 77) Tanrıku S, Gönen E. Fracture Healing. *Totbid Dergisi*. 2017;16:455-475

Ek-1 Etik Kurul Kararı



T.C.
ADNAN MENDERES ÜNİVERSİTESİ
HAYVAN DENEYLERİ YEREL ETİK
KURULU
(ADÜ-HADYEK)



Aydın 26 Temmuz 2018

Oturum : Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurulu 2018 Yılı VII. Oturum
Sayı : 64583101/2018/086
Proje Başlığı : Klinikte kullanılan Kirschner teli ve matkap uçlarının kemikte oluşturduğu nekrozun histopatolojik incelenmesi.
Proje Yürütücüsü : Emre ÇULLU
Proje Ekibi : Ferit Tufan ÖZGEZMEZ, Hüseyin OLGUN, Murat SARIERLER, Canten TATAROĞLU

Bu çalışmanın hiçbir bölümünde:

İnsan embriyosu ve fötüsü kullanılması
İnsan embriyosu ve fötüsü dokularının kullanılması
Diğer insan doku ve hücrelerinin kullanılması

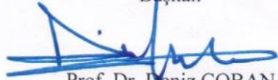
Hayvan Çalışması İnsanlarda araştırma
İnsan olmayan primatların kullanılması
Transgenik hayvanların kullanılması
Hayvanlarda genetik modifikasyon öngörülmemiştir.

Bu çalışmanın yapılmasında etik açıdan bir sakınca bulunmamaktadır.



Prof. Dr. M. Dinçer BİLGİN
Başkan

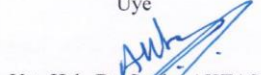
(Toplantıya Katılmadı)
Prof. Dr. Turhan DOST
Başkan Yardımcısı

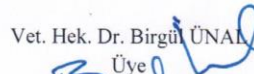

Prof. Dr. Işıl SÖNMEZ
Üye


Prof. Dr. Deniz ÇOBAN
Üye

(Yıllık İzinli)
Prof. Dr. Yücel KOCA
Üye


Doç. Dr. Evrim DERELİ FİDAN
Üye


Vet. Hek. Dr. Sordar AKTAŞ
Üye


Vet. Hek. Dr. Birgül ÜNAL
Üye

(Toplantıya Katılmadı)
Yurdagül ALTINBAŞ
Üye

Bu rapor, sadece Adnan Menderes Üniversitesi'nde yapılacak çalışmalar için geçerlidir.