

**KEMİK DELME İŞLEMLERİNDE FARKLI KESME  
KOŞULLARININ VE KESME  
PARAMETRELERİNİN KESME SICAKLIĞI  
ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Abdurrahman REİS**

**Danışman  
Prof. Dr. Kubilay ASLANTAŞ**

**MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI  
Temmuz 2020**

**AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**KEMİK DELME İŞLEMLERİNDE FARKLI KESME  
KOŞULLARININ VE KESME PARAMETRELERİNİN KESME  
SICAKLIĞI ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

**Abdurrahman REİS**

**Danışman  
Prof. Dr. Kubilay ASLANTAŞ**

**MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**Temmuz 2020**

## TEZ ONAY SAYFASI

Abdurrahman Reis tarafından hazırlanan “Kemik Delme İşlemlerinde Farklı Kesme Koşullarının ve Kesme Parametrelerinin Kesme Sıcaklığı Üzerindeki Etkisinin Araştırılması” adlı tez çalışması lisansüstü eğitim ve öğretim yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca 01 / 07 / 2020 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından **oy birliği** ile Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Makine Mühendisliği Anabilim Dalı’nda YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

**Danışman** : Prof. Dr. Kubilay ASLANTAŞ

**Başkan** : Prof. Dr. Bekir YALÇIN  
Isparta Uygulamalı Bilimler Üniversitesi,  
Teknoloji Fakültesi

**Üye** : Prof. Dr. Kubilay ASLANTAŞ  
Afyon Kocatepe Üniversitesi,  
Teknoloji Fakültesi

**Üye** : Dr. Öğr. Üyesi Şükrü ÜLKER  
Afyon Kocatepe Üniversitesi,  
Teknoloji Fakültesi

Afyon Kocatepe Üniversitesi  
Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu’nun  
..... /..... /..... tarih ve  
..... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....  
Prof. Dr. İbrahim EROL  
Enstitü Müdürü

**BİLİMSEL ETİK BİLDİRİM SAYFASI**  
**Afyon Kocatepe Üniversitesi**

**Fen Bilimleri Enstitüsü, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;**

- Tez içindeki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu,
- Atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
- Ve bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı

**beyan ederim.**

**01 / 07 / 2020**

**Abdurrahman REİS**

## ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

### KEMİK DELME İŞLEMLERİNDE FARKLI KESME KOŞULLARININ VE KESME PARAMETRELERİNİN KESME SICAKLIĞI ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI

Abdurrahman Reis

Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Makina Mühendisliği Anabilim Dalı

**Danışman:** Prof. Dr. Kubilay ASLANTAŞ

Kemik delme, ortopedide kırık tedavisi, rekonstrüktif cerrahi ve kemik biyopsisi için yaygın olarak kullanılmaktadır. Kemik delmede ısı üretimi, kemik sıcaklığında artışa neden olarak osteonekroza (kemik dokusu ölümü) sebep olarak iyileşme süresinin uzamasına veya fiksasyonun gevşemesine neden olabilir.

Bu çalışmada, kemik delme işleminde farklı takım geometrisinin ve takım malzemesinin, farklı kesme sıvılarının ve kesme parametrelerinin kesme sıcaklığı üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Delme işlemi sırasında nekroza neden olan veya olabilecek olan tüm unsurlar belirlenmeye çalışılmıştır. Deneylerde 12 saat önce canlı olan sığırın femur kemikleri kullanılmış ve delme bölgesine çok yakın noktalarda kesme sıcaklığı deneysel olarak tespit edilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre devir sayısının sıcaklığı önemli ölçüde arttırmaktadır. Gagalama tekniği kemik sıcaklığını önemli ölçüde düşürmektedir. 0,04 l/dk debide uygulanan salin sıvısı kemik sıcaklığını düşürmektedir. Aynı zamanda matkap geometrisinin etkilerine yer verilmiştir.

**2020, xi + 96 sayfa**

**Anahtar Kelimeler:** Kemik Delme, Kesme Hızı, İlerleme Hızı, Osteonekroz, Kesme Sıvısı.

## **ABSTRACT**

M.Sc. Thesis

### INVESTIGATION OF THE EFFECT OF DIFFERENT CUTTING CONDITIONS AND CUTTING PARAMETERS ON CUTTING TEMPERATURE IN BONE DRILLING

Abdurrahman REİS

Afyon Kocatepe University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Mechanical Engineering

**Supervisor:** Prof. Kubilay ASLANTAŞ

It is generally used for bone drilling, orthopedic fracture treatment, reconstructive surgery, and bone biopsy. The production of heat in bone drilling may cause an increase in bone temperature, causing osteonecrosis (bone tissue death), prolonged recovery time or relaxation of fixation.

In this study has been investigated that, the effect of different tool geometry and tool material, different cutting fluids and cutting parameters on cutting temperature in bone drilling. During the drilling process, all the factors that cause or could cause necrosis were tried to be determined. Femur bones of the bovine that were alive 12 hours ago were used in the experiments and the cutting temperature was determined experimentally at the points very close to the puncture site. According to the results obtained, the temperature of the speed increases significantly. The pecking technique significantly reduces bone temperature. Saline fluid applied at a flow rate of 0.04 L/min lowers bone temperature. Also, the effects of drill geometry are included.

**2020, xi + 96 pages**

**Keywords:** Bone Drilling, Cutting Speed, Feed Rate, Osteonecrosis, Coolant.

## TEŞEKKÜR

Bu araştırmanın konusu, deneysel alışmaların ynlendirilmesi, sonuçların değerlendirilmesi ve yazımı aşamasında yapmış olduğu büyük katkılarında dolayı ve tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Kubilay ASLANTAŞ'a ve her konuda öneri ve eleştirileriyle yardımlarını gördüğüm hocalarıma ve arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Bu araştırma boyunca maddi ve manevi desteklerinden dolayı aileme ve tüm manevi desteğinden dolayı Av. Merve etin'e teşekkür ederim.

Abdurrahman REİS  
Afyonkarahisar 2020

## İÇİNDEKİLER DİZİNİ

	<b>Sayfa</b>
ÖZET .....	i
ABSTRACT .....	ii
TEŞEKKÜR .....	iii
İÇİNDEKİLER DİZİNİ .....	iv
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ .....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ .....	xi
1. GİRİŞ .....	1
2. LİTERATÜR BİLGİLERİ .....	3
2.1 Kemik Yapısı ve Isıl Hasarı .....	3
2.1.1 Kemik Yapısı .....	3
2.1.2 Kemik Tipleri .....	4
2.1.3 Kemik Yoğunluğu .....	5
2.1.4 Kemiğin Isıl Hasarı (Termal Osteonekroz) .....	6
2.2 Delik Delme İşlemi ve Matkap Geometrisi .....	9
2.2.1 Delik Delme İşlemi .....	9
2.2.2 Matkap Uç Geometrisi .....	10
2.2.3 Delme Parametreleri .....	13
2.3 Cerrahi Kemik Delme İşlemi .....	15
2.3.1 Cerrahi Uygulamalarda Geometri Etkisi .....	16
2.3.1.1 Matkap Çapının Etkisi .....	16
2.3.1.2 Matkap Uç Açısının Etkisi .....	18
2.3.1.3 Helis Açısının Etkisi .....	22
2.3.1.4 Boşluk Açısının Etkisi .....	24
2.3.1.5 Talaş Açısının Etkisi .....	25
2.3.1.6 Takım Aşınmasının Etkisi .....	26
2.3.2 Kesme Parametrelerinin Etkileri .....	29
2.3.2.1 Kesme Hızının Etkisi .....	29
2.3.2.2 İlerleme Hızının Etkisi .....	31
2.3.2.3 Delme Derinliğinin Etkisi .....	34



2.3.3 Soğutucu Kesme Sıvısının Etkisi.....	34
2.4 Kemik Sıcaklığının Ölçülmesi ve Deney Düzenekleri .....	36
3. MATERYAL ve METOT .....	40
3.1 Kullanılan Deney Düzeneği.....	40
3.2 Kesici Takımlar.....	41
3.3 Veri Alma Yöntemleri .....	44
3.4 Soğutma Sistemi ve Soğutucu Akışkanlar .....	49
3.5 Numunelerin Hazırlanması .....	51
3.6 Kesme Parametreleri ve Deney Takımları.....	55
4. BULGULAR .....	59
4.1 Kesici Takım Geometrisinin Kemik Delme Üzerindeki Etkileri.....	59
4.1.1 Uç Açısının Etkileri .....	59
4.1.2 Helis Açısının Etkileri.....	61
4.2 Kesici Takım Malzemesinin Kemik Delme Üzerindeki Etkileri.....	63
4.3 Kesme Parametrelerinin Kemik Delme Üzerindeki Etkileri .....	66
4.3.1 Devir Sayısının Etkileri.....	66
4.3.2 İlerleme Hızının Etkileri .....	69
4.4 Kesme Koşullarının Kemik Delme Üzerindeki Etkileri.....	72
4.4.1 Delme Yönteminin Etkisi.....	72
4.4.2 Soğutma Yönteminin Etkisi .....	73
4.5 Termokupl Konumunun Ölçüm Sonuçları Üzerindeki Etkileri.....	79
5. SONUÇLAR ve ÖNERİLER.....	81
5.1 Sonuçlar .....	81
5.2 Öneriler.....	85
6. KAYNAKLAR.....	87
ÖZGEÇMİŞ.....	96

## SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

### Simgeler

---

$V_c$	Kesme hızı
$V_f$	İlerleme hızı
$n$	Mil hızı
$f_z$	Diş başına ilerleme hızı
$f$	Devir başına ilerleme
$a_p$	Talaş genişliği
$z$	Kesici kenar sayısı
$A$	İş kesit alanı
$^{\circ}\text{C}$	Santigrat derece
$\text{K}$	Kelvin
$\text{N}$	Newton
$\text{mm}$	Milimetre
$\text{Nmm}$	Newton milimetre
$\varphi$	Uç açısı
$\lambda$	Helis açısı
$D$	Matkap çapı
$k$	Matkap özü
$\alpha$	Serbest açısı
WC-Co	Tungsten karbür-kobalt

### Kısaltmalar

---

AVN	Avesküler nekroz
MRI	Manyetik rezonans görüntüleme
rpm	Dakika başına devir sayısı
SLE	Sistemik lupus eritematozus

---

## ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 1.1 a) Cerrahi el matkapları, b) Bir kemik fiksasyonu örneği (İnt. Kyn. 1).....	1
Şekil 2.1 Kemiğin üzerindeki dokular (İnt. Kyn. 2).....	4
Şekil 2.2 Kemik tipleri, a) Uzun kemik (Zani vd. 2015), b) yassı kemik ve düzensiz kemik (Psillakis vd. 1979), c) kısa kemikler (Ünver 2013).....	5
Şekil 2.3 Avesküler nekrozun şematik gösterimi (İnt. Kyn. 3).....	7
Şekil 2.4 Delme sırasında kesme işleminin şematik gösterimi: (a) kesme dudağı boyunca bir kesme elemanı, (b) her bir kesme elemanındaki kesme hareketini temsil eden eğik kesme geometrisi ve (c) normal düzlem (kesme kenarına dik) büyük ısı üretim mekanizmalarına karşılık gelen üç ana deformasyon bölgesi ile kesme işlemini gösteren: (I) kayma deformasyonu bölgesi, (II) takım talaş yüzü ile talaş arasındaki sürtünme bölgesi ve (III) kesici takımın serbest yüzeyi ile iş parçasının yeni oluşturulan yüzeyi arasındaki sürtünme (Lee vd. 2011).....	8
Şekil 2.5 İmplant çevresindeki termal nekroz (Oh ve Pandher 2010).....	9
Şekil 2.6 Delik delme işlemindeki temel hareketler ( $V_f$ : ilerleme hızı (mm/s), $V_c$ : kesme hızı (mm/s), $n$ : mil hızı (RPM), $f_n$ : Devir başına ilerleme (mm/dev)) (İnt. Kyn. 4).....	10
Şekil 2.7 Matkap ucu geometrisi (İnt. Kyn. 5).....	11
Şekil 2.8 a) Kemik kırığının plakalar ile fiksasyonu: şematik (İnt. Kyn. 6), b) Plakalar ile fiksasyonu yapılmış bir tibia kemiği (Perren 2002). ....	15
Şekil 2.9 Sıcaklık-Matkap çapı grafiği (Kalidindi 2004). ....	16
Şekil 2.10 Farklı çaplardaki matkaplarla yapılan delme işlemlerinde termokupul sensör ile ölçülen kemik sıcaklığı değerleri, a) Soğutmalı delme, b) Soğutmasız Delme (Gök 2014). ....	18
Şekil 2.11 Matematiksel kemik delme işleminde farklı delme derinlikleri için uç açısının sıcaklık üzerindeki etkileri (Lee vd. 2011). ....	19
Şekil 2.12 Uç açısına bağlı maksimum kemik sıcaklığı (Akhbar ve Yusoff 2018). ....	21
Şekil 2.13 Matematiksel kemik delme işleminde farklı delme derinlikleri için helis açısının sıcaklık üzerindeki etkileri (Lee vd. 2011). ....	23
Şekil 2.14 Helis açısına bağlı maksimum kemik sıcaklığı (Akhbar ve Yusoff 2018). ..	24
Şekil 2.15 a) İnceltilmiş matkap ucu, b) standart matkap ucu (Natali vd 1996). ....	25
Şekil 2.16 Boşluk açısı ve talaş açıları: (a) talaş açısı ve boşluk açısının geometrisi (İnt. Kyn. 7); (b) pozitif talaş açısı; (c) negatif talaş açısı; (d) sıfır talaş açısı (Lee vd. 2018).....	26
Şekil 2.17 Domuz çene kemiği delme işleminde kullanılmış matkap uçları: (a) yeni matkap ucu, (b) Önceden 600 adet delme işlemi yapmış matkap ucu, (c) tamamen aşındırılmış matkap ucu (Allan vd. 2005). ....	27

<b>Şekil 2.18</b> Üç farklı matkap için sıcaklık değişikliklerini gösteren kutu grafikleri. Koyu halkalar ortalama sıcaklık artışını, hata çubukları ise sıcaklık aralığını gösterir (Allan vd. 2005). .....	28
<b>Şekil 2.19</b> Bir femur içinde kırılmış ve yerinde bırakılmış matkap ucunun radyografisi (Wolfson vd. 2000).....	29
<b>Şekil 2.20</b> Farklı kesme koşulları için ölçülen kemik maksimum sıcaklıkları (Lee vd. 2012a).....	30
<b>Şekil 2.21</b> Kesme hızının kemik sıcaklığı üzerindeki deneysel ve matematiksel sonuçları (Sui vd. 2015) .....	31
<b>Şekil 2.22</b> Matematiksel kemik delme işleminde farklı delme derinlikleri için ilerleme hızının kemik sıcaklığı üzerindeki etkileri (Lee vd. 2011).....	32
<b>Şekil 2.23</b> İlerleme hızının kemik sıcaklığı üzerindeki deneysel ve matematiksel sonuçları (Sui vd. 2015). .....	33
<b>Şekil 2.24</b> Kesme hızına bağlı olarak soğutma metotlarının kemik sıcaklıkları üzerindeki etkileri (Shakouri vd. 2017).....	36
<b>Şekil 2.25</b> Deney düzeneği (Bachus vd. 2000). .....	37
<b>Şekil 2.26</b> Termokuplun sıcaklık probu muhafazası vasıtası ile sıcaklık ölçmek üzere pozisyonlandırılması (Staroveski vd. 2015). .....	38
<b>Şekil 2.27</b> Deney düzeneği (Yang vd. 2010).....	39
<b>Şekil 2.28</b> Deney düzeneği (Augustin vd. 2008).....	39
<b>Şekil 3.1</b> Mikro işleme tezgâhı. ....	40
<b>Şekil 3.2</b> CNC 3 eksenli dikey freze tezgâhı. ....	41
<b>Şekil 3.3</b> Paslanmaz çelik ticari kesici takımın temel geometrisi. ....	42
<b>Şekil 3.4</b> Sıcaklık ölçümünde kullanılan 8 kanallı veri alma modülü. ....	44
<b>Şekil 3.5</b> Sıcaklık ölçümünde kullanılan LabView modülü, a) ara yüz görünümü, b) akış diyagramı. ....	45
<b>Şekil 3.6</b> a) Sıcaklık ölçümü için genel delme planı, b) termokupl ile matkap ucu (yeni delme noktası) arasındaki mesafe, c) termokupl mastarının genel görünüşü, d)k kesit görünüşü ve sıcaklık ölçüm mesafesi .....	46
<b>Şekil 3.7</b> a) Kistler 9119AA1 dinamometre, b) Kistler 5070 çok kanallı amplifikatör. 47	
<b>Şekil 3.8</b> Ham kuvvet ve tork verileri (smooth uygulanmış), a) matkap ucunun kemiğe nüfuz ettiği bölge, b) delme işleminin stabil devam ettiği bölge, c) matkap ucunun kemikten ayrıldığı bölge. ....	48
<b>Şekil 3.9</b> Bir pilot delik (a) üç ayrı kesme bölgesi ve (b) ilgili itme kuvveti ve tork varlığında delme grafiği (Lee vd. 2012b).....	48
<b>Şekil 3.10</b> Soğutma sisteminin şematik gösterimi. ....	49
<b>Şekil 3.11</b> Soğutma düzeneği. ....	50
<b>Şekil 3.12</b> Soğutucu nozülünün konumlandırılma şekli.....	50

Şekil 3.13 Kemiklerin parçalanarak deney numunelerinin hazırlandığı dikey şerit testere.....	52
Şekil 3.14 Deney numuneleri, a) kuvvet ve tork deneyleri için hazırlanmış numune (kesitten), b) kuvvet ve tork deneyleri için kesilmiş numune, c) sıcaklık ölçüm deneyleri için hazırlanmış numune (delme işleminden hemen önce). ....	53
Şekil 3.15 Salin sıvısında bekletilen numuneler, a) kuvvet ve tork ölçümünde kullanılacak numuneler, b) sıcaklık ölçümünde kullanılacak numuneler. ....	53
Şekil 3.16 Kuvvet ve tork ölçüm deneyleri için üretilen mengene ve üzerine bağlanmış bir numunenin görüntüsü.....	54
Şekil 3.17 a) Ölçüm mesafesinin ölçüm sonuçlarına etkilerinin incelendiği deney numunesi, b) Maksimum kemik sıcaklığı ölçümlerinin yapıldığı deney numunesi (delikler arası 0,1mm).....	55
Şekil 3.18 Gagalama tekniğinin şematik gösterimi.....	58
Şekil 4.1 Matkap uç açısının sıcaklık üzerindeki etkileri.....	60
Şekil 4.2 Matkap uç açısının kesme kenarı uzunluğuna etkisi.....	60
Şekil 4.3 Matkap uç açısının ilerleme kuvveti ve torku üzerindeki etkileri.....	61
Şekil 4.4 Matkap helis açısının sıcaklık üzerindeki etkileri.....	62
Şekil 4.5 Matkap helis açısının ilerleme kuvveti ve torku üzerindeki etkileri.....	63
Şekil 4.6 Matkap malzemesinin sıcaklık üzerindeki etkileri.....	64
Şekil 4.7 Matkap malzemesinin ilerleme kuvveti üzerindeki etkileri.....	65
Şekil 4.8 Matkap malzemesinin tork üzerindeki etkileri.....	66
Şekil 4.9 Devir sayısının sıcaklık üzerindeki etkileri.....	67
Şekil 4.10 Devir sayısının ilerleme kuvveti ve torku üzerindeki etkileri.....	68
Şekil 4.11 Kemik talaşı, a) 3000 rpm, b) 5000, c) 7500 rpm, d) 10000 rpm. ....	69
Şekil 4.12 İlerleme hızının sıcaklık üzerindeki etkileri.....	70
Şekil 4.13 İlerleme hızının ilerleme kuvveti ve torku üzerindeki etkileri.....	71
Şekil 4.14 İlerleme hızının sıcaklık üzerindeki etkilerine ait ham veri grafiği. ....	72
Şekil 4.15 Kesme metodunun sıcaklık üzerindeki etkileri.....	73
Şekil 4.16 Soğutma metodunun sıcaklık üzerindeki etkileri.....	74
Şekil 4.17 Salin soğutma metodunda gagalama tekniğinin sıcaklık üzerindeki etkileri.....	75
Şekil 4.18 16°C hava soğutma metodunda gagalama tekniğinin sıcaklık üzerindeki etkileri.....	75
Şekil 4.19 -5°C hava soğutma metodunda gagalama tekniğinin sıcaklık üzerindeki etkileri.....	76
Şekil 4.20 0,016 l/dk ile salin soğutma sırasında gözlenen talaş sıkışması ve matkap ucu kırılması.....	77

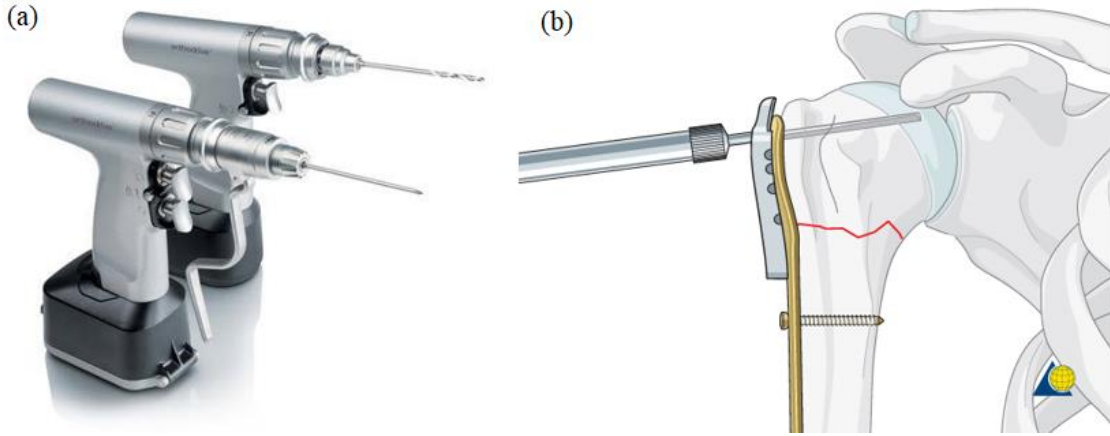
<b>Şekil 4.21</b> 16°C hava sürekli delme ve Tip-2 Gagalama koşullarında yapılan bir deneye ait sıcaklık-zaman grafiği. ....	78
<b>Şekil 4.22</b> a) Soğutmasız sürekli delme durumunda talaş birikmesi, b) hava tazyiki ile talaş birikmesinin önlenmesi. ....	79
<b>Şekil 4.23</b> Ölçüm mesafesinin, ölçüm sonuçları üzerindeki etkileri. ....	80
<b>Şekil 4.24</b> Deney sonuçlarına benzer şekilde modellenmiş bir deliğin çevresindeki sıcaklık dağılımı. ....	80

## ÇİZELGELER DİZİNİ

	<b>Sayfa</b>
<b>Çizelge 2.1</b> Kesici takımların temel geometrik parametreleri.....	11
<b>Çizelge 3.1</b> AISI 316L Kesici takımların temel geometrik parametreleri. ....	42
<b>Çizelge 3.2</b> AISI 316L paslanmaz çeliğinin kimyasal bilemişi (Guo vd. 2017).....	42
<b>Çizelge 3.3</b> AISI 316L paslanmaz çeliğinin temel mekanik özellikleri (Ratner vd. 2004).....	43
<b>Çizelge 3.4</b> Ürettirilen tungsten karbür matkap uçlarının değişken parametreleri.....	43
<b>Çizelge 3.5</b> Tungsten karbür matkap uçlarının kimyasal bileşimi. ....	44
<b>Çizelge 3.6</b> Uygulanan soğutma metotları ve soğutucuların debi ve sıcaklıkları. ....	51
<b>Çizelge 3.7</b> Uygulanan kesme parametreleri.....	56
<b>Çizelge 3.8</b> Deney takımları, referans parametreler ve değişken parametreler.....	57

## 1. GİRİŞ

İnsanlar günlük hayatlarında kazalar veya istenmeyen travmalarla karşı karşıya gelebilirler. Bu kazaların veya travmaların neticesinde iskelet sisteminde kırık, çatlak gibi ciddi hasarlar oluşabilir. Kemik çatlağı gibi durumlarda, deri dokusunun dışından yerleştirilen metal ya da tahta destekler ile çatlak bölgenin hareketi engellenirken, kemik kırığı gibi daha ciddi problemlerde kemiğin kaynamasına yardımcı olacak daha profesyonel ortopedik cerrahi yöntemleri devreye girmektedir. Ortopedik cerrahide kemik delme işleminde cerrah tarafından elle müdahale edilen motor sürücülü araçlar kullanılır. Müdahalelerin büyük bir çoğunluğunda el matkapları kullanılmaktadır (Şekil 1.1a). Kemik fiksasyonu plakalar ve vidalar yardımıyla yapılmaktadır (Şekil 1.1b). Ancak delinecek kemiğin geometrisine ve delinecek bölgenin hayati bir önem taşıması durumuna göre (örneğin kafatası kemiğinde freze çakılarına benzer küresel kesici uçlar) farklı kesici uçlar da kullanılmaktadır. Benzer şekilde kemik kırılması durumunda fiksasyonu sağlayabilmek adına K-Teli (Kishner Wire) denilen çiviler ile sabitleme yapılabilmektedir.



Şekil 1.1 a) Cerrahi el matkapları, b) Bir kemik fiksasyonu örneği (İnt. Kyn. 1).

Delme işlemi sırasında sürtünme ve kayma deformasyonundan dolayı matkap ve kemik ara yüzünde bir ısı meydana gelmektedir. Bu ısı kritik sıcaklık olarak kabul edilen sıcaklık değerini aştığı takdirde, kemik ve çevre dokularında geri dönüşü olmayan hasarlara sebep olmaktadır. Nekroz (necrosis) olarak adlandırılan bu olayda kemiğin



doğal yapısı değişmekte ve hücre yapısı bozulmaktadır. Nekroza sebep olan en büyük etmen artan kemik sıcaklığından dolayı kemik dokusuna olan dolaşımın engellenmesi ve dehidrolize olması yani susuz kalmasıdır. Nekroz, kemik ve çevre dokularında oluşan hasarlar, kemik ve implant arasında gevşeme problemleri veya uyumsuzluk meydana getirerek, implantasyon başarısını azaltmaktadır. Nekrozun görülme durumu genellikle maksimum kemik sıcaklığı ve maruz kalma süresi arasındaki bir ilişkiye bağlıdır. Delme işleminin gerçekleştirildiği alandan uzaklaştıkça maksimum kemik sıcaklığı azalacağından, nekroz oluşumu da azalarak kaybolur. Bu duruma sebep olan ısınma, delme parametrelerinden kesici takım geometrisine, soğutma ve delme metoduna kadar birçok faktöre bağlıdır. Sürtünme ve kayma deformasyonu sebebiyle ısınmadan kaynaklanan sıcaklığın kontrol edilmesi veya önlenmesi meydana gelecek hasarların azaltılması veya yok edilmesi açısından çok önemlidir. Özellikle kemik delme sırasında oluşan ısıyı kesici kenardan uzağa iletmek oldukça zordur. Çünkü kemiğin ısı iletim katsayısı zayıftır ve kemik ısıya karşı çok hassastır. Delme sırasında oluşan bu sıcaklık, delme parametrelerinden kesici takım geometrisine kadar birçok faktöre bağlıdır. Oluşan bu sıcaklığın kontrol edilmesi, meydana gelecek hasarların minimize edilmesi açısından önemlidir, böylelikle hem operasyon sonrası oluşabilecek komplikasyonların önüne geçilmiş hem de yapılan implantasyonun sağlamlığı garanti altına alınarak, hastanın iyileşme süresi kısaltılmış olacaktır.

Bu çalışmanın amacı; kesme parametrelerinden ilerleme hızı ve kesme hızının etkilerini ve matkap ucu geometrilerinden uç açısı ve helis açısının etkilerini araştırmaktır. Cerrahi uygulamalarda sıklıkla kullanılan enjektör ile kesme bölgesine salın sıvısı damlatmanın, salın sıvısının belirli debiler ile uygulanması durumunun ve farklı sıcaklıklardaki havanın soğutucu akışkan olarak kullanıldığı durumların kemik sıcaklığına olan etkilerini araştırmaktır. Ayrıca literatürde pek yer verilmeyen gagalama yönteminin kemik sıcaklığı üzerindeki etkilerini araştırmaktır. AISI-316L paslanmaz çeliği ile WC-Co malzemeden üretilmiş matkap uçlarının cerrahi kemik delme işlemlerinde kemik ve matkap ucu arasındaki sürtünmeden ve kayma deformasyonundan kaynaklanan sıcaklık artışını üzerindeki etkilerini araştırmaktır.

## 2. LİTERATÜR BİLGİLERİ

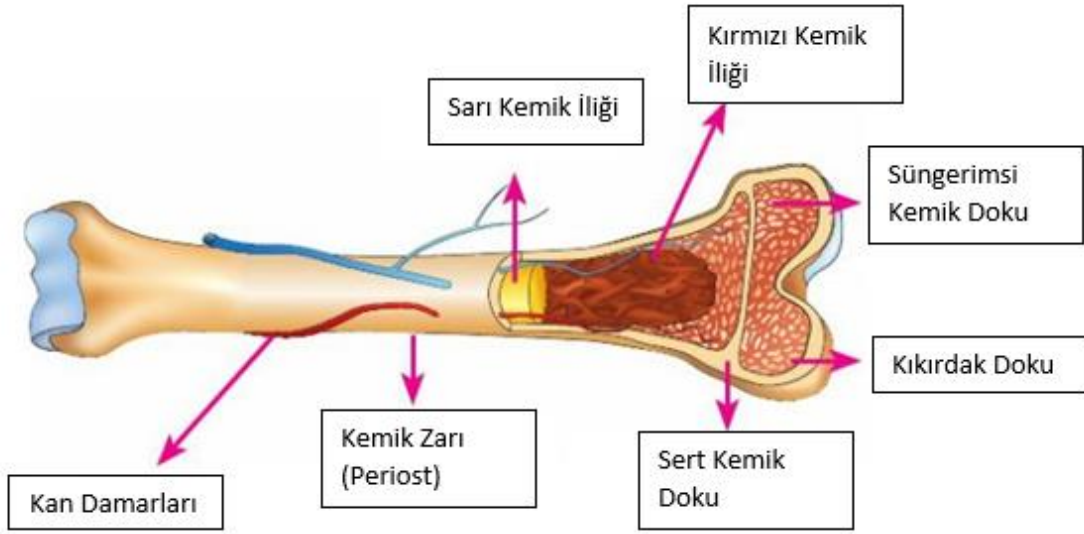
Literatürde, kemik delme işlemleri ile ilgili birçok çalışma mevcuttur. Bu çalışmaları, kemik tipi ve yoğunluğu, delme parametrelerinin etkisi, ısı oluşumu ve sıcaklığın ölçülmesi, cerrahi matkap ucu ve geometrisi, kemik delme için medikal cihazların geliştirilmesi, soğutma kullanımı başlıkları ile sınıflandırabiliriz.

### 2.1 Kemik Yapısı ve Isıl Hasarı

#### 2.1.1 Kemik Yapısı

Kemikler vücudun en sert dokularıdır. Bağ dokusunun kemik dokusuna dönüşmesiyle oluşurlar ve hücreler arası dokusunda organik ve inorganik maddeler bulunur. Organik maddeler kemik dokusunun %60-70'lik kısmını oluşturur. Büyük bölümü Tip-1 Kollajen fibrillerden meydana gelir. Kollajen lifler birbirine paralel dizilmişlerdir ve aralarında hidroksiapatit kristalleri yerleşmiştir, hidroksiapatit dokuya sertlik veren maddedir. İnorganik materyaller ise %30-40'lık kısmı oluşturur ve bunun %85'i kalsiyum fosfat, %10'u kalsiyum karbonat, %5'i ise kalsiyum florid, magnezyum florid, hidroksit ve sülfat bileşikler ve sodyum ile potasyumdur. Kemik hem malzeme özelliklerinde hem de geometride homojen olmayan kompleks bir anizotropik gözenekli viskoelastik kompozittir (Bertollo ve Walsh 2011).

Kemik, hücreler arası kalsifiye materyalden oluşan özel bir bağ dokusu türüdür. Dış sert tabaka (corical) ve süngerimsi (cancellous) olmak üzere iki tür dokudan oluşur. Kemik iliği kemiğin dış yüzeyi periosteum adı verilen sert bir osteojenik (kemik oluşturucu) bağ dokusunun arasında kalan boşlukta bulunur ve bu tabaka ile kaplıdır. Kemiğin iç yüzeyi de endosteum adı verilen osteojenik özelliklere sahip benzer bir hücre tabakası ile kaplanmıştır. Hem periosteum hem de endosteum, kemik büyümesi ve onarımı için besin ve oksijen sağlayan kemik vasküler sistemini içerir (Hillery vd. 1999). Şekil 2.1'de bir uzun kemiğin üzerinde bulunan bu dokular gösterilmiştir.



Şekil 2.1 Kemiğin üzerindeki dokular (İnt. Kyn. 2).

### 2.1.2 Kemik Tipleri

1- Uzun Kemikler: Uzunluğu, genişlik ve kalınlığından fazla olan kemikler uzun kemikler (*Ossa Longum*) olarak isimlendirilirler. İskelet sisteminde üst yan ve alt yanlarda bulunurlar, kol, ön kol, bacak ve parmak kemikleri uzun kemiklerdir. Uzun kemiklerin ortalarındaki uzun gövde kısmına diafiz denir ve gövdenin içerisinde *cavitas medullaris* olarak isimlendirilen kesmik iliği boşluğu bulunur. Bu boşluğu çevreleyen doku kompakt (sert) yapıdadır.

2- Kısa kemikler (*Ossa Brevia*): uzunluğu, genişliği ve kalınlığı birbirine eşit olan kemiklerdir. El bileği ve ayak bileği kemikleri kısa kemiklerdir.

3- Yassı kemikler (*Ossa Plana*): ince, yassı ve kavisli kemiklerdir. Kafatası kubbesi kemikleri (alın kemiği, duvar kemiği, şakak kemiği, artkafa kemiği), kaburgalar, kürek kemiği, göğüs kemiği ve kalça kemikleri yassı kemiklerdir.

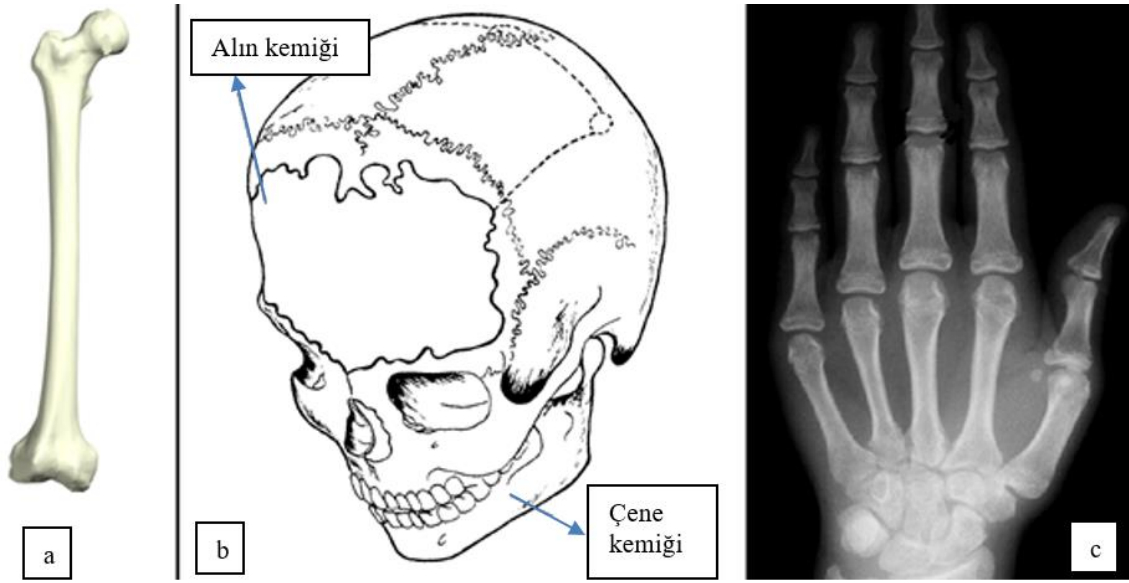
4- Düzensiz kesmikler (*Ossa Irregulare*): uzun, yassı ve kısa kemik türlerine uymayan, belirli bir şekli olmayan kemiklerdir. Düzensiz kemikler baskılara karşı oldukça dayanıklı kemiklerdir. Omurlar, temel kemik, kalbur kemik, alt çene ve üst

çene kemikleri ve elmacık kemikleri düzensiz kemiklerdir.

5- Susamsı Kemikler (*Ossa Sesamoidea*): bazı tendonlar ile kasları, kemikleri bağlayan fibröz bağlar içinde bulunan kemiklerdir. Diz kapağı kemiği ve el bileğinde bulunan nohut kemik susamsı kemiklerdendir.

6- Havalı Kemikler (*Ossa Pneumaticum*): İçerisinde hava dolu boşluklar bulunan kemiklerdir. Bu kemikler baş iskeletinde bulunur. Alın kemiği, temel kemik, kalbur kemik, üst çene kemiği, şakak kemiği bu türe örnektir.

Şekil 2.2’de uzun kemikler, kısa kemikler ve yassı kemikler ve düzensiz kemiklere birer örnek gösterilmiştir.



Şekil 2.2 Kemik tipleri, a) Uzun kemik (Zani vd. 2015), b) yassı kemik ve düzensiz kemik (Psillakis vd. 1979), c) kısa kemikler (Ünver 2013).

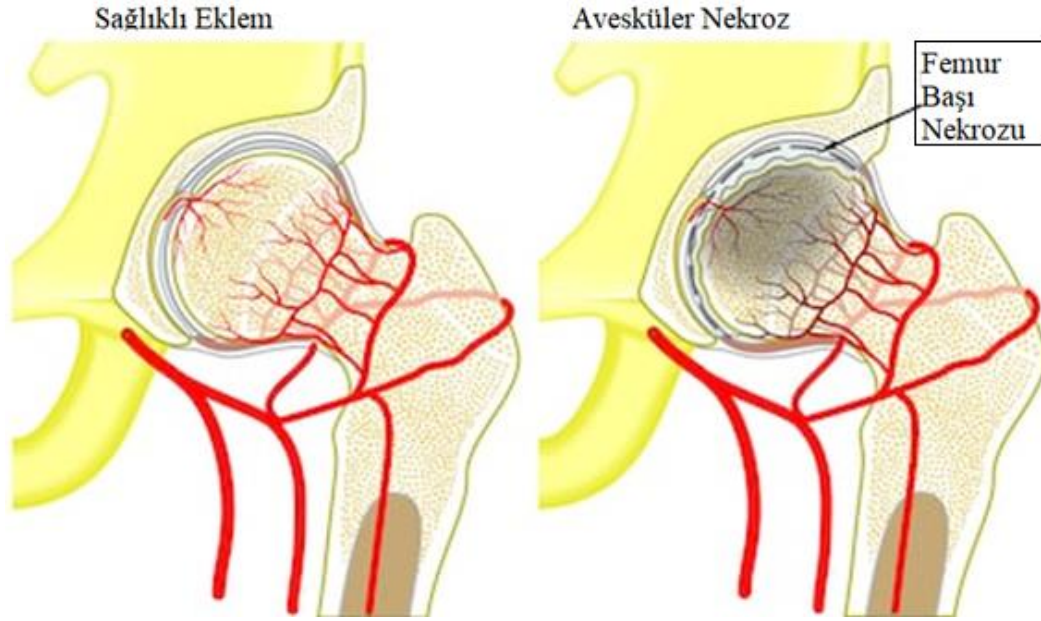
### 2.1.3 Kemik Yoğunluğu

Kemik yoğunluğu ve kemik türü, kemiğin yapısı ve sertliği açısından önemlidir. Örneğin yaşlı insanlar ile genç insanların kemik mineral yoğunluğu nispeten çok farklıdır. Kemiğin kimyasal bileşenlerinden olan kalsiyumun miktarı kemik yoğunluğu ve sertliğini etkilemektedir. Bazı araştırmacılar (Karaca 2011) kemik mineral

yoğunluğu ile kemik sıcaklık değişimini araştırmak amacıyla deneyler gerçekleştirmiştir. Kemik mineral yoğunluğu fazla olan kemiklerin delme işlemlerinde oluşan ısının daha yüksek olduğunu açıkladılar. Hastanın yaşı, vücuttaki kemiğin alanı ve kişiden kişiye kemik özelliklerindeki değişim aynı zamanda kemik delme sırasında oluşan sıcaklık üzerinde etkili parametrelerdir. Bu faktörler kemik yoğunluğu ile ilişkilendirilebilir.

#### **2.1.4 Kemiğin Isıl Hasarı (Termal Osteonekroz)**

Osteonekroz, kemik yapısının ölmesine ve eklem ağrısına, kemik tahribatına ve fonksiyon kaybına yol açan kemiğin lmdr. Travmatik veya diğer sebeplerle gerçekleşen osteonekrozun temel sebebi kemik dokusuna olan kan akışının kesilmesi veya yetersizliği ile ilgilidir. Osteonekrozun eşanlamlıları avasküler nekroz (AVN), ischemic nekroz, subkondral avasküler nekroz, kemiğin aseptik nekrozu ve osteokondrit diskanslarıdır. Kemik ve eklem kırıkdağının hasarı eklem replasman cerrahisi (eklemin kullanılamayacak duruma gelmesi ardından, işlevini yerine getirebilmesini sağlamak amacıyla protezler yerleştirilmesi operasyonu) gerektirecek kadar şiddetlidir. Osteonekroz yaygın bir hastalıktır ve Amerika Birleşik Devletleri'nde yıllık olarak yapılan 500.000 eklem replasmanı cerrahi operasyonunun %10'unu veya daha fazlasını oluşturmaktadır. Osteonekrozlu hastaların yaklaşık %75'i 30 ila 60 yaş arasındadır. Sistemik lupus eritematozus (SLE) hastaları hariç, hastalık ağırlıklı olarak erkeklerde görülür (7: 3 erkek-kadın oranı) (Dayan vd. 2002). şekil 2.3'te avasküler nekrozun şematik gösterimi verilmiştir.

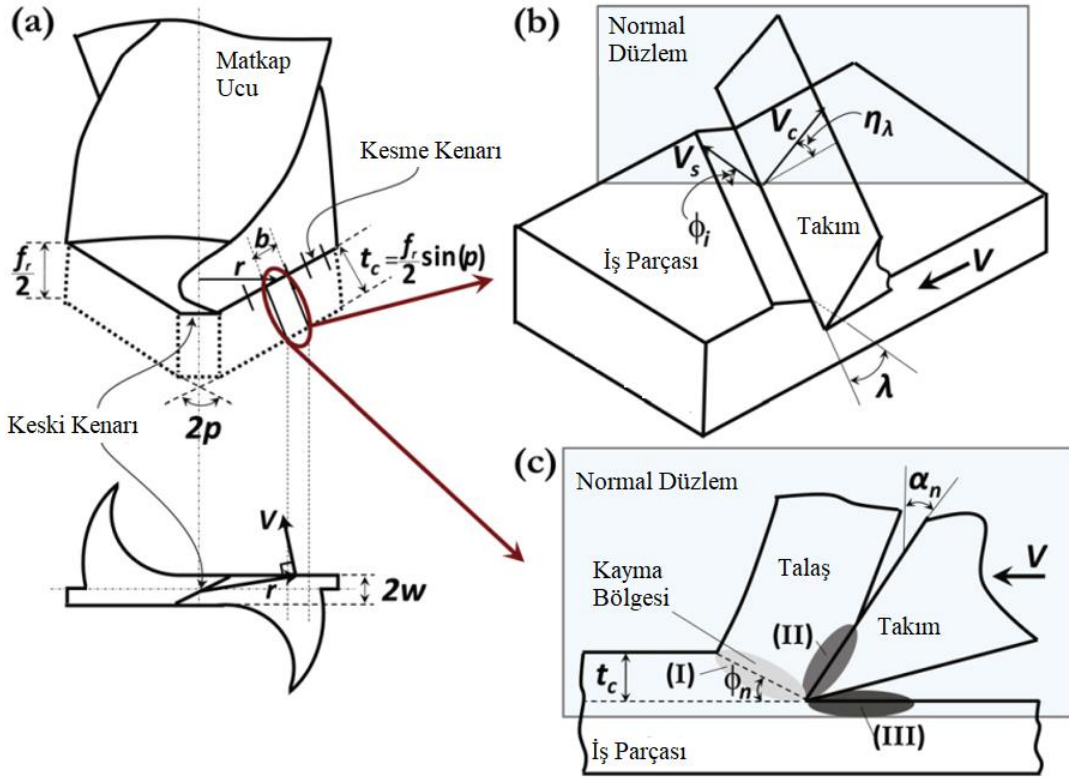


**Şekil 2.3** Avesküler nekrozun şematik gösterimi (İnt. Kyn. 3).

Osteonekrozun tanısının koyulması son 10 yıl içerisinde manyetik rezonans görüntüleme (MRI), konvansiyonel radyografi, radyonüklid kemik taraması ile gerçekleştirilir. Belirgin olarak hastalığın görülme sebepleri travmalar, anemi, alkol tüketimi, gut hastalığı, gebelik, SLE, lazer cerrahi, radyasyon maruziyeti, organ naklidir (Dayan vd. 2002).

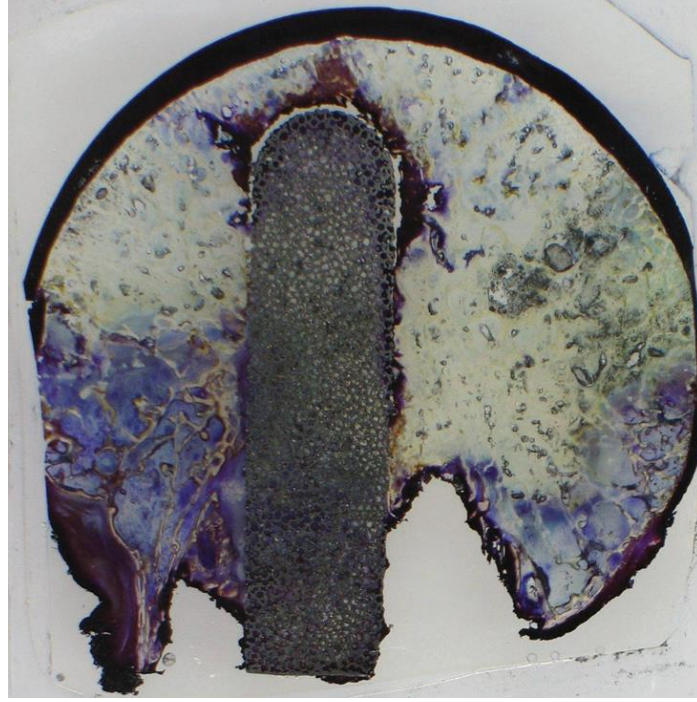
Cerrahi delme işleminde geleneksel talaşlı imalat yöntemlerinde de görülen ısı oluşumu meydana gelir. Şekil 2.4'te görüldüğü gibi (I) kemiğin kayma deformasyonu gerçekleştirmesi sebebiyle, (II) takım-talaş ara yüzeyindeki sürtünme sebebiyle ve (III) takım serbest kenarının yeni oluşan kemik yüzeyiyle yaptığı sürtünme sebebiyle önemli miktarda ısı oluşmaktadır. Oluşan bu ısı kesici takım (matkap ucu), kemik ve kemik talaşı arasında paylaşılmaktadır. Isının büyük çoğunluğunu (kayma deformasyonundan dolayı oluşan ısı) kemikten çıkarılan talaş almaktadır. Oluşan bu ısının kemik dokusu üzerinde meydana getirdiği sıcaklık artışı, belirli bir kritik değeri ve kritik süreyi aştığında kemik dokusunda geri dönüşü oldukça zor olan hasarlar bırakmaktadır. Bu hasar kemik dokusunuz kansız kalması sebebiyle gerçekleşen kemik nekrozudur (osteonektroz). Literatürde bu sınır sıcaklık ve sınır süre ilgili yapılan çalışmalar bulunmaktadır. Bu çalışmalara göre sıcaklığın 1 dakika boyunca 47°C'yi geçmesi

halinde veya 1 saat boyunca  $43^{\circ}\text{C}$ 'yi geçmesi durumunda meydana gelir (Kondo vd. 2000, Augustin vd. 2008, Augustin vd. 2012, Dolan vd. 2012, Tai vd. 2015). Aynı zamanda Mortiz ve Henrique (1947) yaptıkları çalışmada kemiğin  $70^{\circ}\text{C}$ 'nin üzerinde bir sıcaklığa maruz kaldığında hemen hücrelerin zarar göreceğini bildirdiler. Bir takım araştırmacılara göre ise termal nekroz, implantasyon yapılan bölgede kemik rezorpsiyonu ile sonuçlandığı ve implantın gevşemesine ve osteosentezin başarısız sonuçlanmasına sebep olduğunu raporlamışlardır (Thompson 1958, Pallan 1960, Matthews vd. 1984, Abouzgia ve James 1997, Hillery ve Shuaib 1999, Toews vd. 1999, Hutchinson vd. 2000, Ashford vd. 2001, Dolan vd. 2012). Şekil 2.5'te implantın etrafındaki dokunun termal nekroza uğramış bir görüntüsü verilmiştir.



**Şekil 2.4** Delme sırasında kesme işleminin şematik gösterimi: (a) kesme dudak boyuncu kesme elemanı, (b) her bir kesme elemanındaki kesme hareketini temsil eden eğik kesme geometrisi ve (c) normal düzlem (kesme kenarına dik) büyük ısı üretim mekanizmalarına karşılık gelen üç ana deformasyon bölgesi ile kesme işlemini gösteren: (I) kayma deformasyonu bölgesi, (II) takım talaş yüzü ile talaş arasındaki sürtünme bölgesi ve (III) kesici takımın serbest yüzeyi ile iş parçasının yeni oluşturulan yüzeyi arasındaki sürtünme (Lee vd. 2011).





Şekil 2.5 İmplant çevresindeki termal nekroz (Oh ve Pandher 2010).

## 2.2 Delik Delme İşlemi ve Matkap Geometrisi

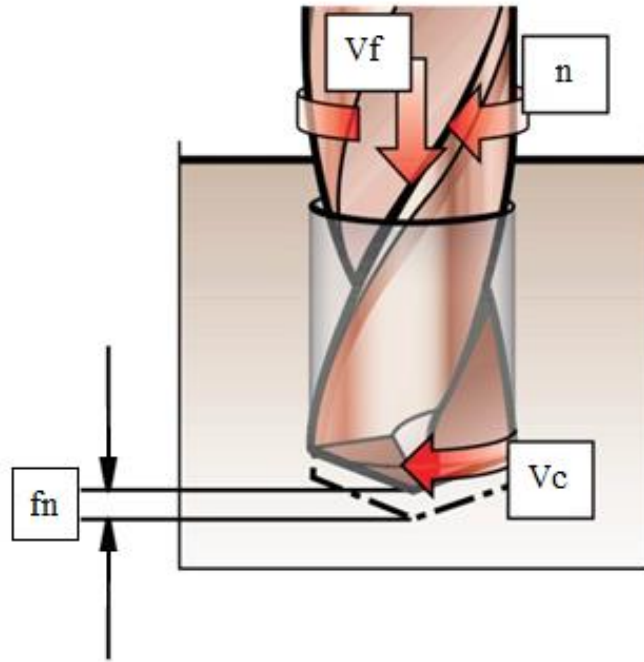
### 2.2.1 Delik Delme İşlemi

Endüstride metal alaşımları ve metal olmayan alaşımlar üzerinde talaş kaldırma yöntemlerinden biri olarak, farklı amaçlar ile silindirik deliklerin oluşturulması işlemi delik delme olarak adlandırılır. Delik delme işlemi kısa ve derin delik delme olarak ikiye ayrılabilceği gibi, raybalama, fatura açma (kademeli delik), broşlama, havşa yuvası açma, parlatma gibi son işlemleri de içerir. Delik delme işlemini etkileyen bazı faktörler bulunmaktadır. Delinecek malzemenin türü, delme parametreleri, kullanılan matkap ucunun geometrisi, soğutma sıvısı kullanımı bu faktörler arasındadır.

Bütün bu işlemlerde ortak olan temel 2 hareketten oluşmasıdır. Bu hareketlerden ilki Şekil 2.6'dan görülebileceği gibi kesici ucun kendi ekseninde dönmesi hareketidir, 2'ncisi ise kesici ucun açılacak delik eksenine paralel yönde ilerlemesidir. Geleneksel talaşlı imalat yöntemleri olan tornalama ve frezeleme işlemlerine kıyasla talaşın kırılması ve uzaklaştırılması önemli konulardır. Çünkü derin delik açma işleminde talaşın kırılması, tahliyesi ve soğutucu akışkanın kesme bölgesine iletilmesi



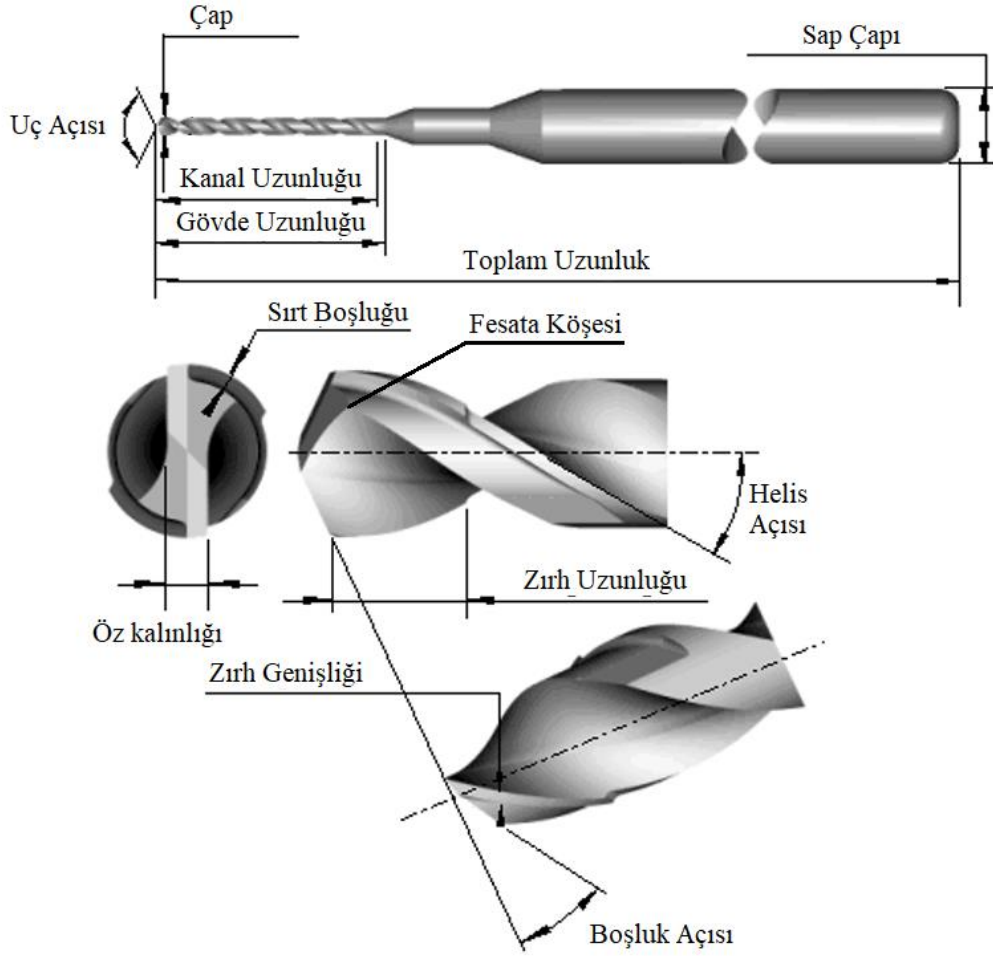
deliğin derinliği ile orantılı olarak zorlaşmaktadır.



**Şekil 2.6** Delik delme işlemindeki temel hareketler ( $V_f$  : ilerleme hızı (mm/s),  $V_c$  : kesme hızı (mm/s),  $n$  : mil hızı (RPM),  $f_n$  : Devir başına ilerleme (mm/dev)) (İnt. Kyn. 4).

### 2.2.2 Matkap Uç Geometrisi

Matkap uç geometrileri, talaş kırmanın ve tahliyesinin zorluğundan dolayı diğer talaşlı imalat takımlarına kıyasla komplekstir. Kesilecek olan iş parçasının alaşım türüne göre matkap uç geometrileri farklılık göstermektedir. Şekil 2.7’de bir matkap ucunun temel unsurları verilmiştir. Çizelge 2.1’de bu çalışmada sıklıkla kullanılacak olan bazı geometriler için açıklamalar yapılmıştır.



Şekil 2.7 Matkap ucu geometrisi (İnt. Kyn. 5).

Çizelge 2.1 Kesici takımların temel geometrik parametreleri.

Geometrik Parametre	Açıklama
Öz kalınlığı (k)	Takımın üzerindeki kesici kenarları birbirine bağlayan özdür.
Radyal ağız açısı ( $k_a$ )	Matkap ucunun radyal ağız ile kesici kenarı arasında kalan açıdır.
Sap Çapı ( $D_s$ )	Matkap ucunun, matkap tezgâhına veya el matkabına bağlanmasına yarayan kısımdır.
Sırt ( $R_i$ )	İki talaş kanalı arasında bulunan matkap gövdesinin en dış kısmıdır. (Kaynak 2006)
Sırt Çapı ( $D_c$ )	İki sırt arasında kalan maksimum uzunluk.
Kanal Uzunluğu ( $L_1$ )	Matkap ucundaki helis kanallarının açıldığı uzunluktur.

**Çizelge 2.1 (Devam)** Kesici takımların temel geometrik parametreleri.

<b>Geometrik Parametre</b>	<b>Açıklama</b>
Gövde Uzunluğu ( $L_2$ )	Matkap ucunun kesici kenarlarının en dış kısmından, boyuna veya sapa kadar olan kısmının uzunluğudur.
Sap Uzunluğu ( $L_3$ )	Matkap ucunun, tezgâha bağlandığı sap kısmının boyuna veya helis kanallarının başladığı bölgeye kadar olan kısmının uzunluğudur.
Uç açısı ( $\varphi$ )	Matkap ucunun uç kısmında bulunan kesici kenarlar arasında kalan açıdır.
Helis Açısı ( $\lambda$ )	Matkap kanallarının matkap eksenine ile yaptığı açıdır.
Serbest Açı ( $\alpha$ )	Kesme kenarının arka yüzüyle iş parçası arasında kalan açıdır.

Uç açısı talaş kaldırma performansı açısından önemli bir parametredir. Dar uç açılı matkap uçları ( $90^\circ$ ) genellikle yumuşak malzemelerin delinmesinde kullanılırken, geniş uç açılı matkap uçları ( $130^\circ$ - $140^\circ$ ) sert malzemelerin delinmesinde kullanılır. Standart uç açılı matkap uçları ( $118^\circ$ - $120^\circ$ ) ise genel amaçlı kullanım içindir (Kaynak 2006).

Kanalların helis açısı, matkabın talaş açısını belirler. Bu genel durumdur çünkü etkili talaş ve doğru talaş açısını belirleyen başka faktörlerde vardır. Helis açısı, ilerleme kuvveti ve torku azaltır. Genel amaçlı HSS matkapların helis açıları  $22^\circ$ - $33^\circ$  arasında matkabın çapına bağlı olarak değişir (Donaldson vd. 1973). Matkapların helis açısı standart olarak  $30^\circ$  yapılır. Bu matkaplar, uç açıları  $118^\circ$  bilerek, genel uygulamalarda; çelik döküm vb. parçaların delinmesinde kullanılır (Gök 2014).

Matkap uçlarında kesici ağzın serbest açısı oldukça önemlidir. Yeterli kesici ağız serbest açısı olmazsa düzgün bir delme işlemi gerçekleştirilemezken, fazla olan kesici ağız boşluk açıları ise takım ömrü azalacaktır. Normal şartlarda her kesme kenarı için serbest açıları eşit olmalıdır (Kaynak 2006). Kesici ağız serbest açısı matkap çapına, kesici ağız boyuna ve iş parçası malzemesine bağlıdır. Matkap çapı arttıkça serbest açı azalır. Genel olarak  $12^\circ$ - $15^\circ$  arasında olmaktadır. Örneğin; alaşımli çelikler için  $12^\circ$ - $15^\circ$

iken, yüksek mukavemetli çelikler için 8°-10°, titanyum alaşımlar için 7°-10°, alüminyum ve bakır alaşımlar için ise 12°-15°'dir (Kaynak 2006).

### 2.2.3 Delme Parametreleri

Delme işleminde ana hareket takım veya iş parçası tarafından yapılan dönme hareketidir. Ana hareketi oluşturan ana mil hızı (n) dakikada yapılan devir sayısı olarak tanımlanır. Delme işlemi için kesme hızı ( $V_c$ ), çevresel hızdan yararlanılarak belirlenir, bu hız dakikadaki devir sayısı bilindiği takdirde denklem 2.1'deki gibi kolaylıkla hesaplanabilir. Eğer çap mm cinsinden verilmişse, kesme hızının m/dak cinsinden ifade edilebilmesi için sonuç 1000'e bölünür (Kaynak 2006).

$$V_c = \frac{\pi \times D \times n}{1000} \quad (2.1)$$

Burada,

D = matkap çapı,

n = devir sayısıdır.

İlerleme hızı veya parçaya nüfuziyet hızı ( $V_f$  mm/dak) birim zamanda alınan yol olarak tanımlanan, takımın iş parçasına göre veya alternatif olarak iş parçasının takıma göre ilerlemesidir ve denklem 2.2'deki gibi hesaplanır. Bu aynı zamanda tezgâhın veya tablanın ilerleme hızı olarak da bilinir (Kaynak 2006).

$$V_f = f \times n \quad (2.2)$$

Burada,

f = devir başına ilerleme (mm/dev),

n = devir sayısıdır.

Devir başına ilerleme (f-mm/dev) ilerleme hızını hesaplamak için kullanılan bir büyüklük olup takım veya iş parçasının bir devirdeki ilerlemesidir. Denklem 2.3'deki gibi hesaplanır (Kaynak 2006).

$$f_z = \frac{f}{z} \quad (2.3)$$

Burada,

$f$  = devir başına ilerleme (mm/dev),

$z$  = kesici ağız sayısıdır.

Talaş genişliği veya radyal talaş genişliği ( $a_p$  - mm) takımın temasta olduğu iş parçası yüzeyidir ve tornalamada olduğu gibi yarıçap cinsinden ifade edilir. Denklem 2.4'deki gibi hesaplanır (Kaynak 2006).

$$a_p = \frac{D}{2} \quad (2.4)$$

Burada,

$D$  = matkap çapıdır.

Takımda birden fazla kesici kenar olduğundan ( $z$  kesici kenar sayısı) iş kesit alanının ( $A$ -mm<sup>2</sup>) tanımında kenar başına ilerleme ( $f_z$  - mm/z) değeri kullanılır. Bu alan bir kenar tarafından kaldırılan malzemenin alanıdır ve radyal talaş derinliği ile kesici kenar başına ilerlemenin çarpımına eşittir. Denklem 2.5'deki gibi hesaplanır (Kaynak 2006).

$$A = a_p \times f_z \quad (2.5)$$

Burada,

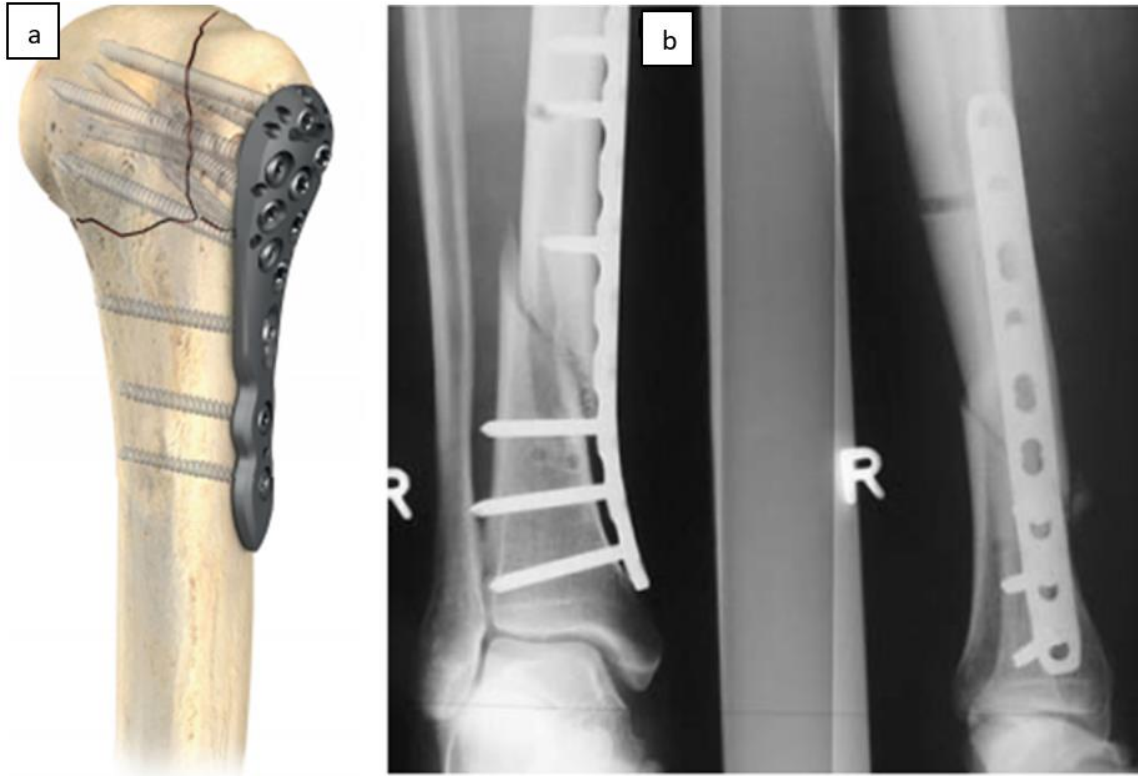
$f_z$  = kesici kenar başına ilerleme,

$a_p$  = talaş genişliğidir.

Bu tanımlardan bazıları kullanılarak talaş debisi ( $V$ -mm<sup>3</sup>/dak) veya birim zamanda kaldırılan talaş hacmi hesaplanabilir. Burada talaş hacmi, kesme hızı ile talaş kesit alanının çarpımıdır. Kesme hızı (m/dk) cinsinden ifade edilirse, talaş debisinin (mm<sup>3</sup>/dk) cinsinden de elde edilebilmesi için sonuç 1000 ile çarpılır (Kaynak 2006).

### 2.3 Cerrahi Kemik Delme İşlemi

Çeşitli sebepler ile oluşan kemik kırıklarının hızlı tedavi edilebilmesi ve düzgün bir biçimde kaynamalarını sağlamak için kırık parçaların biyouyumlu destek plakaları yardımıyla birleştirilmeleri gerekir. Bu plakalar birleştirilen kemiğin doğrusallığını sağlarken, plakaların sabitlenmesi işlemi vidalar vasıtasıyla sağlanır. Plaka üzerindeki vida boşluklarına uygun boyutlarda kemiğin delinmesi gerekmektedir. Cerrahi matkap uçları, tipik olarak 0,5mm ila birkaç milimetre arasında değişen çaplarda, çeşitli konfigürasyonlarda ve boyutlarda mevcuttur ve seçilen çap uygulamaya özeldir ancak normalde çap nadiren 14 mm'yi aşacaktır (Garcia vd. 2004). Şekil 2.8a'da kırık bir kemiğin plaka ile sabitlenmesinin şematik gösterimi verilirken, Şekil 2.8b'de kırık bir tibia kemiğinin cerrahi delme işlemi ardından çekilen radyografi görüntüsü verilmiştir.



**Şekil 2.8** a) Kemik kırığının plakalar ile fiksasyonu: şematik (İnt. Kyn. 6), b) Plakalar ile fiksasyonu yapılmış bir tibia kemiği (Perren 2002).

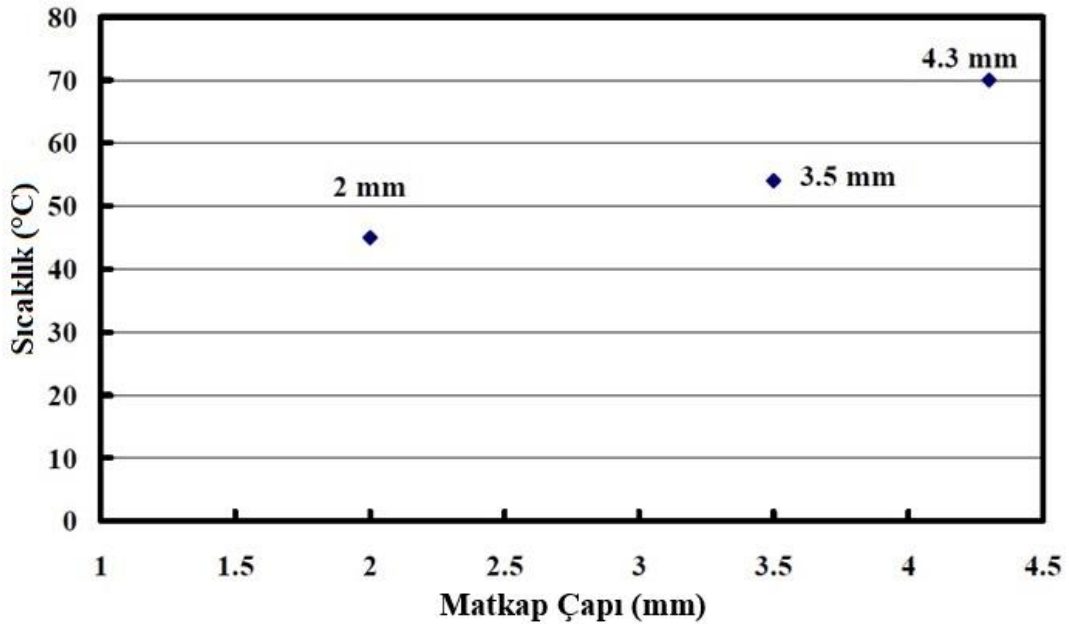
Daha önce bahsedilen geleneksel delik delme işlemi etkileyen faktörler cerrahi delik delme işlemi de etkilemektedir. Daha önce değinilen bu faktörler, delinen malzemenin türü, delme işleminde kullanılan matkap ucunun geometrisi, kesme parametreleri,

soğutucu/yağlayıcı sıvı kullanımı idi.

### 2.3.1 Cerrahi Uygulamalarda Geometri Etkisi

#### 2.3.1.1 Matkap Çapının Etkisi

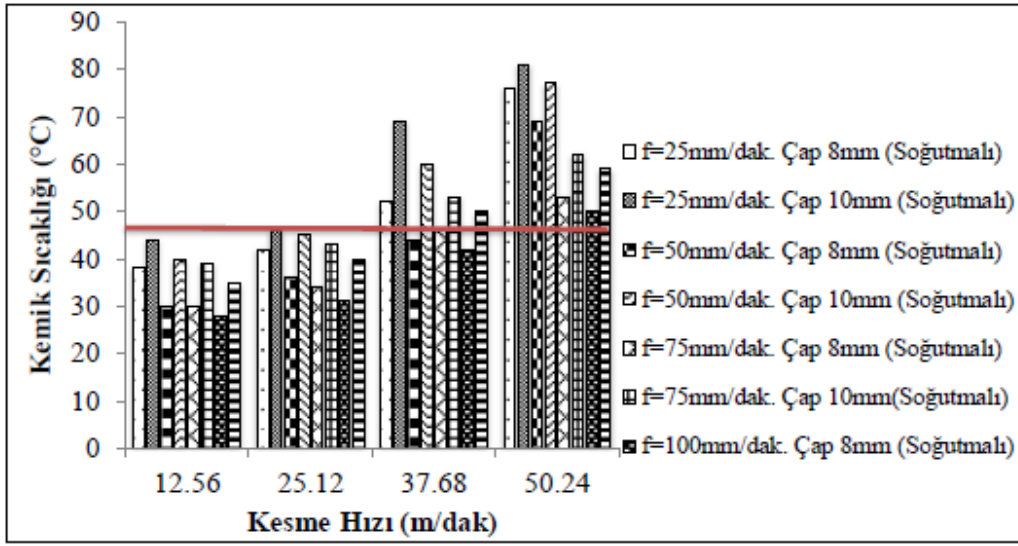
Kalidindi (2004) insan kemiği üzerinde 2 mm, 3,5 mm, 4,3 mm çaplarındaki matkap uçları ile 1200 rpm, 1800 rpm, 2200 rpm devir sayılarında, 0,00508 mm/sn, 0,01016 mm/sn, 0,01524 mm/sn ilerleme hızlarında insan kemiği üzerinde deneysel çalışmalar gerçekleştirmişlerdir. Matkap ucu çapının etkilerinin araştırıldığı deney serisinde 0,42 mm/sn ilerleme hızı ve 1200 rpm kullanmıştır. Yaptığı deney serisinin sonucunda Şekil 2.9'dan görülebileceği gibi matkap çapı arttıkça ulaşılan maksimum sıcaklık eksponansiyel olarak artmaktadır. Araştırmacı sıcaklıktaki bu artışın sebebi olarak, artan talaş kesiti ve delme işlemi sırasında oluşan sürtünme alanının artmasını göstermektedir. Matkap çapının artması, kesici ağız uzunluğunun artması anlamına gelir. Artan kesici ağız uzunluğu da birim zamanda kesilmeye çalışılan malzeme miktarının artmasına neden olacaktır. Matkap çapının artışı ile birlikte takım-iş parçası ara yüzeyi artmakta ve dolayısıyla sürtünme kaynaklı oluşan ısı enerjisi iş parçası ve matkap ucundaki sıcaklık artışı olarak neticelenmektedir.



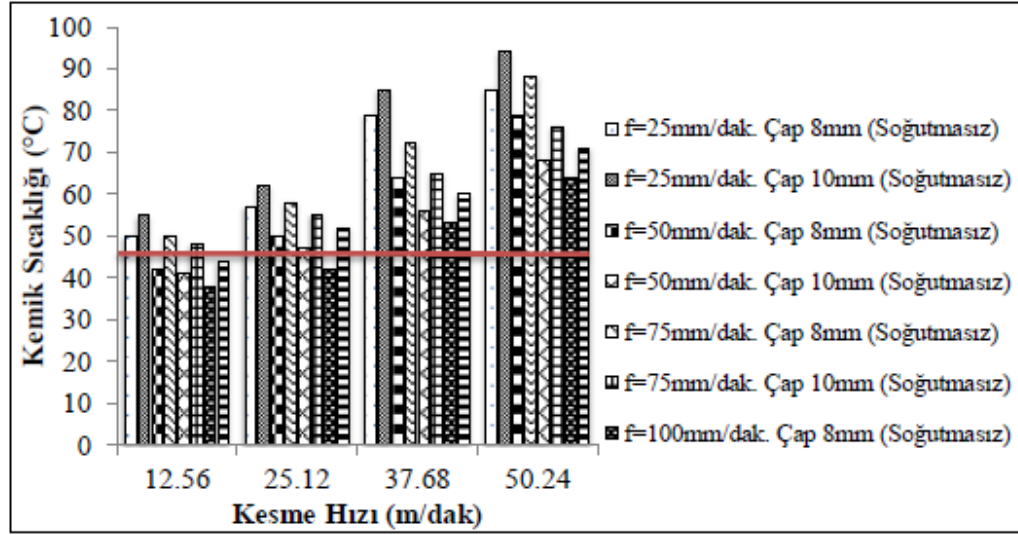
Şekil 2.9 Sıcaklık-Matkap çapı grafiği (Kalidindi 2004).

Gök (2014) kemik delme sırasında oluşan nekrozu engellemek için gizli soğutma kanalları olan matkap uçları ile sığır kemikleri üzerinde gerçekleştirdiği deneylerde 2 farklı çapta (8 mm ve 10 mm) matkap ucu kullanmıştır. Deneylerinde 12,56 m/dk, 25,12 m/dk, 37,68 m/dk, 50,24 m/dk kesme hızlarını ve 25 mm/dk, 50 mm/dk, 75 mm/dk, 100 mm/dk ilerleme hızlarını kullanmıştır. Tüm deneylerini soğutmalı ve soğutmasız olarak tekrarlamıştır. Deneylerinin sonucunda, Şekil 2.10'dan görüldüğü gibi; soğutmalı ve soğutmasız olmak üzere tüm ilerleme hızları ve kesme hızlarında 10mm çaplı matkap ile yapılan deneylerdeki sıcaklık değeri 8 mm matkap çapında ölçülen sıcaklıklardan daha yüksek ölçülmüştür. Araştırmacı bu sıcaklık artışını matkap ucu ile kemik yüzeyi arasında artan sürtünme yüzey alanına bağlamıştır. Yazarın yaptığı bu yorum, kesici kenar başına düşen talaş derinliğinin artması olarak da yorumlanabilir. Çünkü ham delik delmede, 2 kesme kenarına sahip matkabın bir kenarı, toplam matkap çağının yarısı kadar talaş derinliği kaldıracaktır.





(a)



(b)

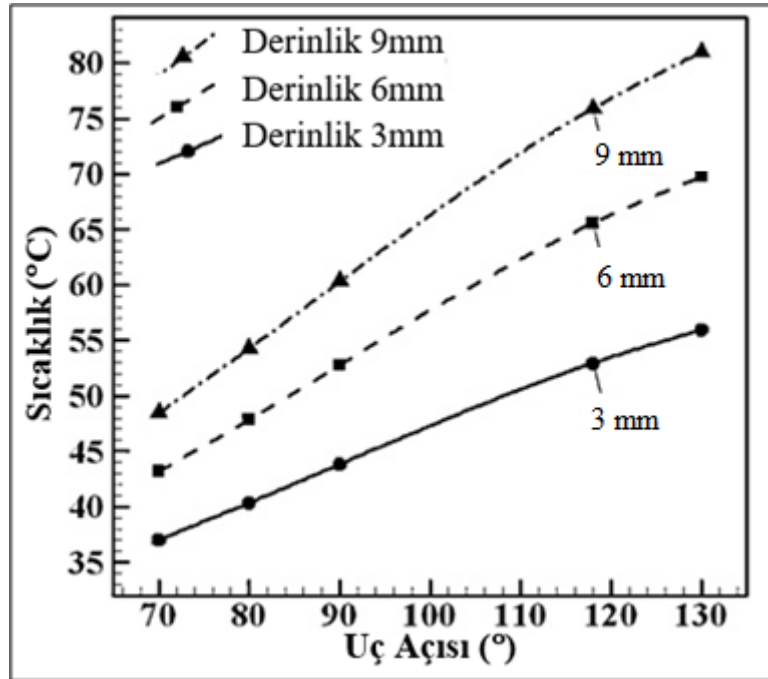
**Şekil 2.10** Farklı çaplardaki matkaplarla yapılan delme işlemlerinde termokupul sensör ile ölçülen kemik sıcaklığı değerleri, a) Soğutmalı delme, b) Soğutmasız Delme (Gök 2014).

### 2.3.1.2 Matkap Uç Açısının Etkisi

Literatürde uç açısının kemik delme üzerindeki etkileri ile ilgili bir uzlaşma sağlanamamıştır. Kimi araştırmacılar uç açısının artışı ile kemik sıcaklığının artışı savunurken, kimileri düştüğünü savunmaktadır. Düzenli bir etkinin gözlenemediğini savunanlar da vardır.

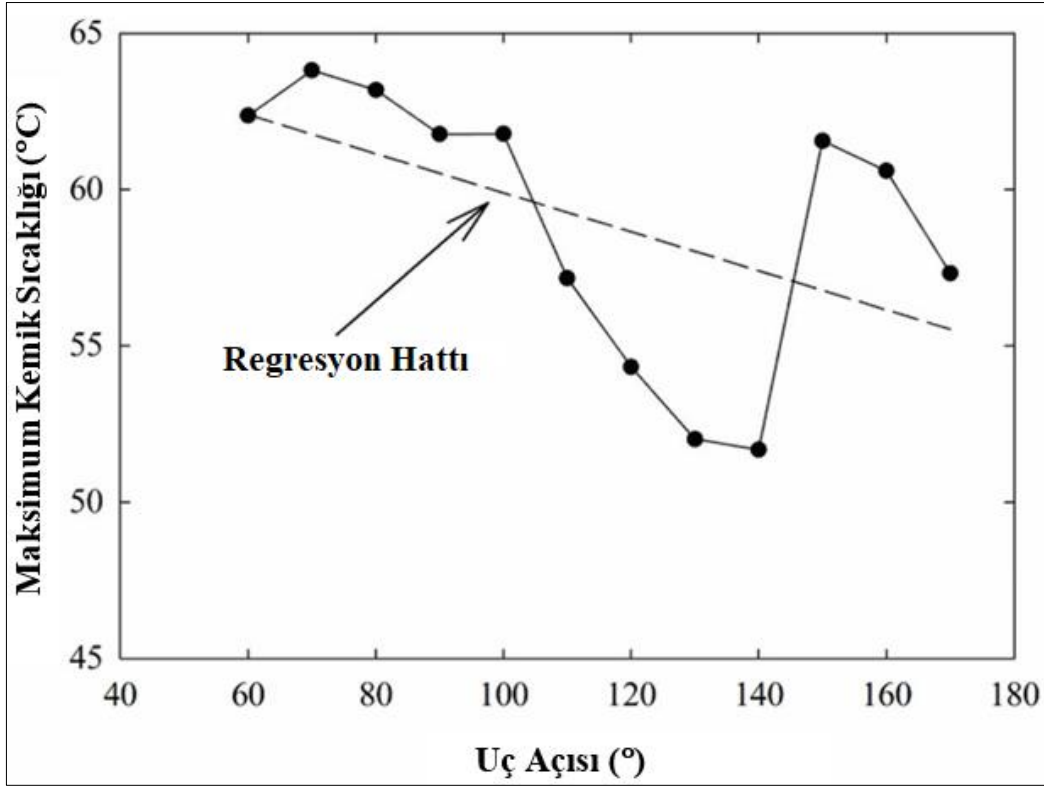
Lee vd. (2011) matkap çapı, soğutma, uç açısı, helis açısı, kesme hızı ve ilerleme

hızının kemik delme üzerindeki etkilerini araştırmak üzere bir matematiksel model geliştirmişlerdir. Geliştirdikleri bu matematiksel modelde değişken parametrelerin etkisini gözlemlemek için devir sayısı 400 rpm ila 3000 rpm ve ilerleme hızı 0,42 mm/sn ile 3,3 mm/sn arasında, matkap çapı, ortopedik cerrahi uygulamasına uygun olarak 1,5 mm ile 4,5 mm arasında, uç açısı literatürle uyumlu olarak 70°–130° aralığında ve helis açısı literatürle de uyumlu olarak 12°-38° aralığında incelenmiştir. Matematiksel model sığır femur kemiğinin kortikal kalınlığına uyumlu olarak 9 mm derinliğe nüfuz edecek şekilde çalıştırılmıştır. Kemik delme işlemlerinde uç açısının etkilerini gözlemleyebilmek için diğer parametrelerin referans değerleri; 2400 rpm, 2 mm/sn ilerleme hızı, 3,5mm çapında paslanmaz çelik cerrahi matkap, 23° helis açısı seçilmiş ve kemik başlangıç sıcaklığı 37°C, matkap ucu başlangıç sıcaklığı 20°C seçilmiştir. Uç açısı 70°'den 130°'e kadar arttırıldığında 9mm derinlikte 48,5°C ila 80,9°C değerleri arasında hesaplanmıştır. Uç açısının artışı ile sıcaklıkta gözlenen bu artışa sebep olarak, yüksek uç açılarında kemik malzemesinin daha yüksek kayma deformasyonuna maruz kalması gösterilmiştir. Uç açısı ile ilgili elde ettikleri sonuçlar Şekil 2.11'de verilmiştir.



Şekil 2.11 Matematiksel kemik delme işleminde farklı delme derinlikleri için uç açısının sıcaklık üzerindeki etkileri (Lee vd. 2011).

Akhbar ve Yusoff (2018), sonlu elemanlar metodu kullanarak tasarladıkları kemik delme modelinde, delme parametrelerinin ve matkap ucu geometrisinin kemik sıcaklığı üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. Yaptıkları analizleri doğrulamak amacıyla sığır femur kemikleri üzerinde bir dizi deney yapmışlardır. Deneylerinde 60° ile 170° arasındaki uç açlarına sahip matkapları kullanmışlardır. Bu deneyler yapılırken diğer değişken parametreler; 4,5 mm matkap çapı, 30° helis açısı, 2000 rpm ve 0,13 mm/devir ilerleme hızı ve 5 mm delik derinliği referans değerler olarak sabit tutulmuştur. Yaptıkları deneylerin sonucunda 110° ile 140° arasındaki matkap uç açılarını, çıkılan maksimum sıcaklık yönüyle önermektedirler. Bu deneylerde Şekil 2.12'den görülebileceği gibi 60° ile 100° uç açıları aralığında sıcaklıkta anlamlı bir değişim gözlenmemiştir. Bununla birlikte 100° uç açısından 140° uç açısına kadar kemik maksimum sıcaklığında düşme gözlemlenmiştir. Araştırmacılar 110° ile 140° arasındaki bu önemli sıcaklık düşüşünü, büyük uç açılarında kesme kenarlarının kemik malzemesine daha iyi bir tam birleşme (batma) sağlamasına ve dolayısı ile kesme kenarı ile kemik malzemesi arasında sürtünme olmadan sadece kesme işleminin gerçekleşmesine bağlamışlardır. Aynı zamanda büyük uç açılarında kesme kenarının uzunluğunu azalttığı için daha dar talaş ürettiğini ve aksel kuvvetin bu nedenle azalarak daha düşük ısı üretildiğini savunmuşlardır. Uç açısının 140°'nin üstünde olduğu durumda ki sıcaklık artışını ise, kemik malzemesinde kesme sırasında artan kayma deformasyonuna bağlamışlardır.



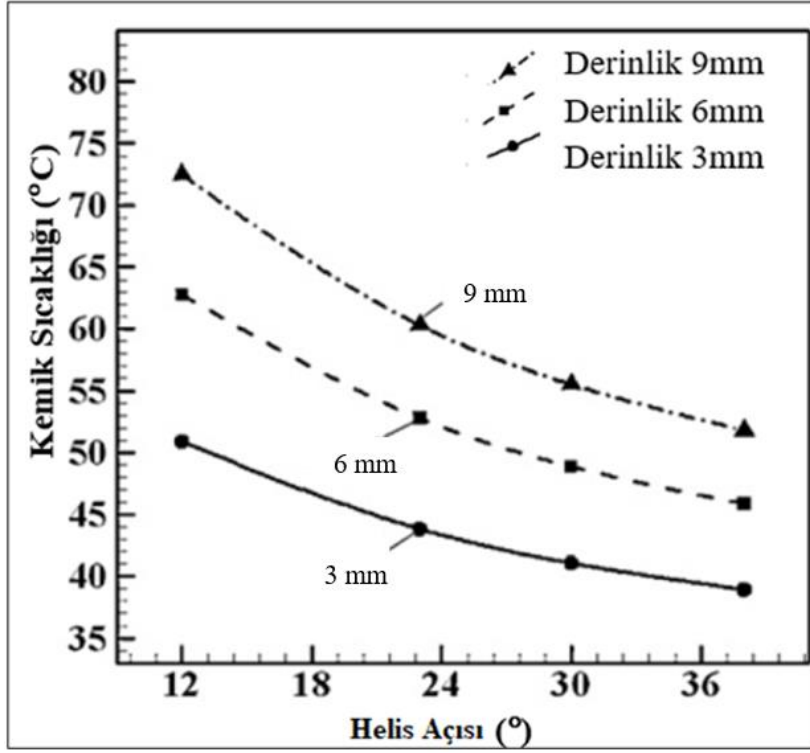
Şekil 2.12 Uç açısına bağlı maksimum kemik sıcaklığı (Akhbar ve Yusoff 2018).

Benzer şekilde Sneath (1964) çalışmasında 130°-140° uç açılarını önermiştir. Farnworth ve Burton (1974) ortopedik cerrahi üzerine yaptıkları çalışmalarında, ilerleme kuvveti, tork, delik kalitesi ve penetrasyon oranı açılarından 120°-140° uç açısını önermişlerdir. Wiggins ve Malkin (1976) kemik delme üzerine yaptıkları çalışmalarında, daha az tork ile karşılaştıklarından 118° uç açılı matkap uçlarını önermişlerdir. Saha vd. (1982) ve Natali vd. (1996) ise çeşitli matkap uçları için cerrahi delik delme performansı üzerine yaptıkları çalışmada 118° uç açısına sahip matkap uçlarını önermektedirler. Fuchserberger (1988) ise tüm bu yüksek uç açısı önerilerine rağmen en düşük maksimum sıcaklık için 70° uç açılı matkap uçlarının kullanımını önermiştir. Bechtol vd. (1959) ve Jacob vd. (1976) ise cerrahi kemik delme operasyonları için 90° uç açılı matkap uçlarının kullanımını önermişlerdir.

Görüldüğü gibi her ne kadar 110° ile 140° uç açıları arasını öneren araştırmacılar çoğunlukta olsa da daha düşük uç açıları önerileri de literatürde mevcuttur.

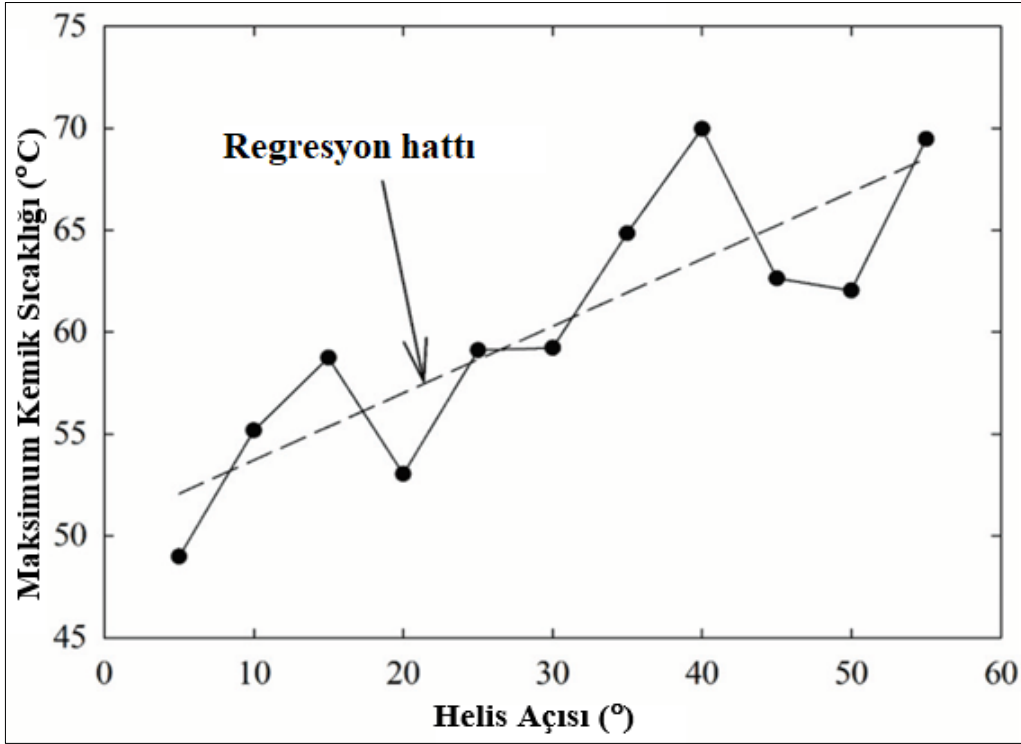
### 2.3.1.3 Helis Açısının Etkisi

Farnworth ve Burton (1974) çalışmalarında helis açısının kesme performansı üzerindeki etkilerinin uç açısının etkilerine kıyasla nispeten daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir ve cerrahi delme işlemleri için 27° helis açılı matkap uçlarını önermişlerdir. Lee vd. (2011) geliştirdikleri matematiksel hesaplama modelinde 12°, 23°, 30° ve 38° helis açısına sahip matkap uçlarının cerrahi kemik delme işlemindeki etkilerini gözlemlemişlerdir. Matematiksel modellerini bu doğrultuda çalıştırmak için diğer parametrelerin referans değerleri, 2400 rpm, 2 mm/s ilerleme hızı, cerrahi paslanmaz çelik malzeme özelliklerinde 3,5 mm çapında matkap, 90° uç açısı, 37°C kemik sıcaklığı ve 20°C matkap ucu başlangıç sıcaklıkları şeklinde belirlenmiştir. Matematiksel model 3 mm, 6 mm, 9 mm delik derinliği için çalıştırıldığında, Şekil 2.13'teki sonuçlar elde edilmiştir. Simülasyon sonuçlarına göre 9 mm derinlik için maksimum sıcaklıklar 12° ile 38° arasında 72,5°C ile 51,8°C arasında değişmiştir. Helis açısı arttıkça maksimum sıcaklık düşmektedir. Wiggins ve Malkin (1976) yaptıkları çalışmalarında 28° helis açısına sahip matkap ucunu daha düşük tork üretimine sebep olduğu için önermişlerdir. Benzer şekilde Natali vd. (1996) çeşitli matkap uçları için cerrahi delik delme performansı üzerine yaptıkları çalışmada yüksek helis açılı matkap uçlarını önermişlerdir.



**Şekil 2.13** Matematiksel kemik delme işleminde farklı delme derinlikleri için helis açısının sıcaklık üzerindeki etkileri (Lee vd. 2011).

Literatürde yüksek helis açılı matkap uçlarının kemik delme işlemlerinde daha etkili olduğunu savunanlar olduğu gibi, düşük helis açılı matkap uçlarının daha etkili ve daha düşük sıcaklıklara sebep olduğunu savunanlar da mevcuttur. Örneğin Akhbar ve Yusoff (2018) çalışmalarında helis açısının artışı ile sıcaklığın arttığını gözlemlemişlerdir. Şekil 2.14'ten görülebileceği gibi, maksimum sıcaklık olan 70°C'yi 40° helis açısına sahip matkap ucunda gözlemlemişlerdir. Helis açısı ile azalan maksimum sıcaklık değerini, küçük helis açılarında çıkarılan talaş miktarının yüksek olması ve dolayısıyla kesme bölgesinden uzaklaştırılan ısı ile açıklamışlardır. Helis açısının düşüşü yüksek ilerleme kuvvetlerine sebep olacak ve sıcaklığı arttıracakken, çıkarılan talaşın ve dolayısıyla uzaklaştırılan ısı miktarının buna baskın geldiğini savunmuşlardır. 40° helis açısından sonra 45°-50° helis açılarında ise maksimum sıcaklığın %10 civarında düşmesini, yüksek helis açılarında azalan tork ve ilerleme kuvvetlerine atfetmişlerdir.

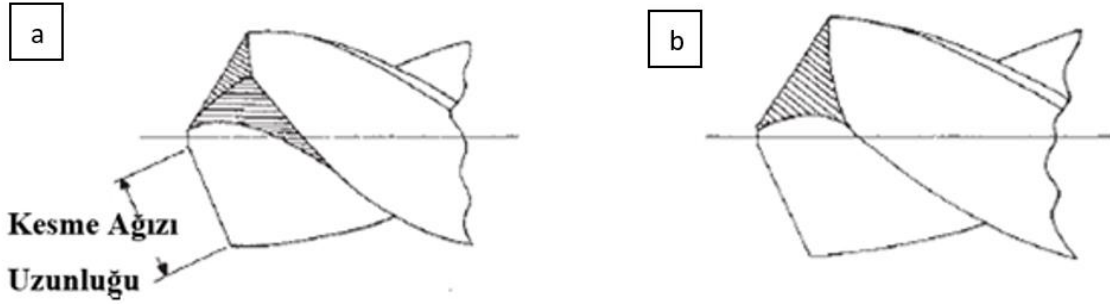


Şekil 2.14 Helis açısına bağlı maksimum kemik sıcaklığı (Akhbar ve Yusoff 2018).

### 2.3.1.4 Boşluk Açısının Etkisi

Delik delme işleminde matkap ucuna verilen boşluk açısı, genellikle iş parçası ile takım arasındaki sürtünmeyi en aza indirmek amacıyla kullanılır. Matkabın yanak yüzeyi delme sırasında sürtünme için büyük bir yüzey alanı oluşturmaktadır. Boşluk açısı ise iş parçası ile yanağın istenmeyen temasını azaltmak için kullanılan bir etkidir. Malzemeyi temizleyen matkabın yanak yüzeyindeki açı boşluk açısıdır (Natali vd. 1996). Matkabın yanak bölgesinin büyük yüzeyinden elde edilen boşluğa rağmen delme sırasında iş parçasıyla yüksek sürtünmeler oluşur. Bu sürtünme olayı kesme bölgesinde ısı üretilmesine ve üretilen bu ısının bir sonucu olarak sıcaklık artışı beklenmektedir (Pandey ve Panda 2013). Literatürde ki mevcut çalışmalarda, boşluk açısı için genel olarak 12° ile 15° aralığındaki değerler tavsiye edilmektedir. Karmani ve Lam (2004) cerrahi matkap uçlarının ve Kishner tellerinin (k-wires) tasarımı ile ilgili yaptıkları araştırmalar sonucunda, cerrahi delme işlemleri için en uygun boşluk açısının 12° ile 15° aralığında olduğunu savunmuşlardır. Benzer şekilde, Farnworth ve Burton (1974) ve Saha vd. (1982) de kemik delme işlemleri için en uygun boşluk açısının 15° olduğunu

savunmuşlardır. Natali vd. (1996) yaptıkları çalışmada, kemik yüzeyi ile yanak arasındaki sürtünmeyi azaltmak için inceltilmiş olarak adlandırılan yüzey boyunca boşluk açısını ikiye bölmeyi önermişlerdir. Önerdikleri matkap ucu tasarımı Şekil 2.15'te gösterilmiştir.



Şekil 2.15 a) İnceltilmiş matkap ucu, b) standart matkap ucu (Natali vd 1996).

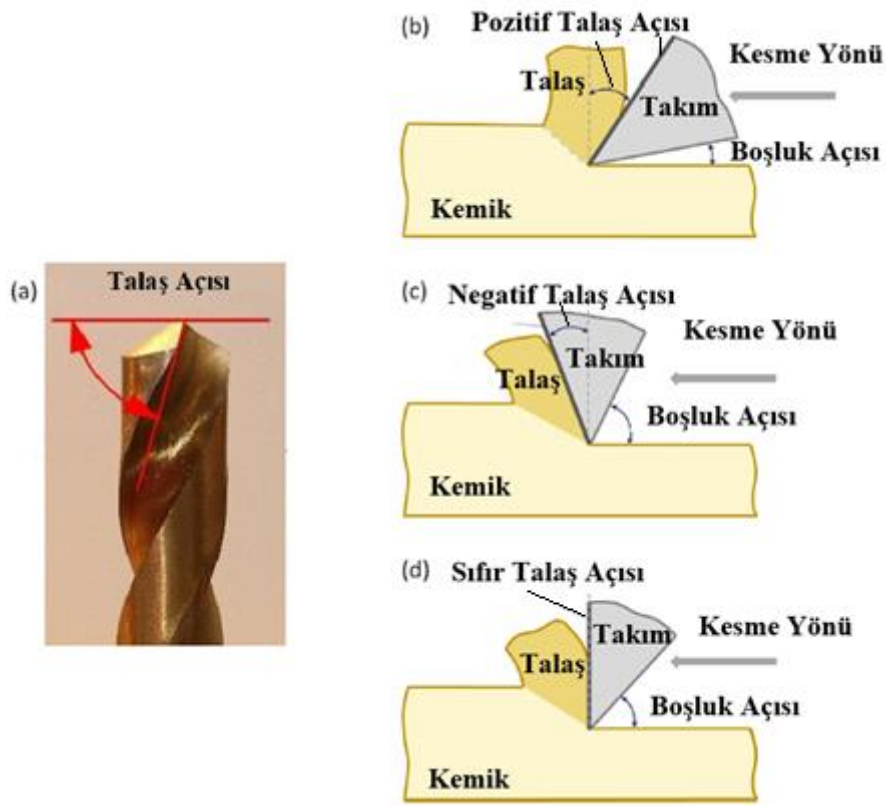
### 2.3.1.5 Talaş Açısının Etkisi

Şekil 2.16a'da gösterildiği gibi, talaş açısı takımın talaş yüzü ile iş parçasına dik düzlem arasındaki açıyı ifade eder. Kesme işleminde, malzemeye ait talaş, takımın talaş yüzeyi üzerinden akar (Lee vd. 2018). Seçilen talaş açısı, malzemenin çıkarılması ve talaş oluşumundan doğrudan sorumludur (Wiggins ve Malkin 1978), böylece delme işlemindeki kuvvetleri ve delik yüzeyi kalitesini etkiler. Delme sırasında ısı üretimi aynı zamanda malzeme kesme ve sürtünme enerjileri arasındaki bağlantıdan dolayı doğrudan talaş açısıyla da ilişkilidir (Lee vd. 2011). Matkap ucunun talaş yüzeyi ile talaşlar arasındaki sürtünmeden kaynaklanan ısı, toplam ısı üretimi ve delme işlemindeki sıcaklık artışı üzerinde güçlü bir etkiye sahiptir. Pozitif bir talaş açısı (Şekil 2.16b) kesme kuvvetlerini azaltır ve kesme verimliliğini artırır. Bununla birlikte, negatif talaş açısı (Şekil 2.16c) takımın kesme kabiliyetini azaltması nedeniyle kesme kuvvetlerini ve ısı üretimini önemli ölçüde artırır (Lee vd. 2018). Uygun bir talaş açısı kesmeyi kolaylaştırabilir, talaş akışını iyileştirebilir, malzeme deformasyonunu azaltabilir ve kesme enerjisini azaltabilir (Karmani ve Lam 2004, Fincham ve Jaebon 2011).

Literatürde kemik delmede talaş açısının uygun değerlerini belirleyerek olumsuz mekanik ve termal sorunları önlemek için deneysel araştırmalar bulunmaktadır. Daha



önceki zamanlarda, matkap ucunun kortekse nüfuz ederken kemik yüzeyine batmasını ve parçalamasını önlemek için sıfır talaş açısı (Şekil 2.16d) önerilmiştir (Bechtol 1959). Daha sonra, pozitif bir talaş açısının, spesifik kesme enerjisinde ve kesme kuvvetinde belirgin bir azalmaya yol açtığı ve daha iyi talaş oluşumuna yol açtığı görülmüştür (Jacobs vd. 1974, Wiggins ve Malkin 1978). Çeşitli çalışmalar kortikal kemik delmede, daha düşük kuvvetler ve spesifik enerjiler nedeniyle uygun bir talaş açısı aralığının 20°-35° olabileceğini öne sürmüştür (Jacob vd. 1976, Wiggins ve Malkin 1978, Saha vd. 1982, Hillery ve Shuaib 1999, Plaskos vd. 2003, Yeager vd. 2008, Soriano vd. 2013).



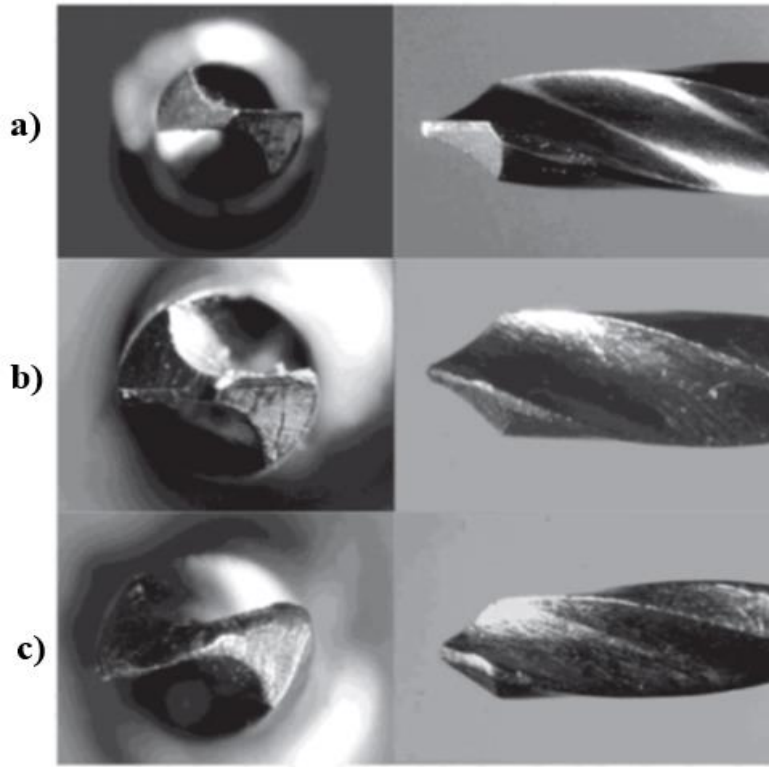
**Şekil 2.16** Boşluk açısı ve talaş açıları: (a) talaş açısı ve boşluk açısının geometrisi (İnt. Kyn. 7); (b) pozitif talaş açısı; (c) negatif talaş açısı; (d) sıfır talaş açısı (Lee vd. 2018).

### 2.3.1.6 Takım Aşınmasının Etkisi

Matkap ucunun kesici kenarları işleme sırasında mekanik ve termal olarak yüklenir. Kesme yüzeyindeki birikimli aşınma, cerrahi matkap uçlarının kesim verimi üzerinde zararlı bir etkiye sahiptir. Bu etkiler, kesme için gerekli ilerleme kuvvetinde artış, maksimum kemik sıcaklığındaki bir artış ve titreşim (kesme kenarlarının yüzey

pürüzlülüğündeki artış nedeniyle) olarak ortaya çıkmaktadır. Taramalı elektron mikroskobu (SEM), kesme kenarlarındaki aşınmayı analiz etmek için kullanılabilir bir görüntüleme yöntemidir. Kesme kenarında görülen başlıca aşınma tipleri, abrasiv aşınma ve plastik deformasyondur. Talaş yüzeyinde ise krater aşınması gözlemlenir (Ercoli vd. 2004, Allan vd. 2005, Marciniak vd. 2007).

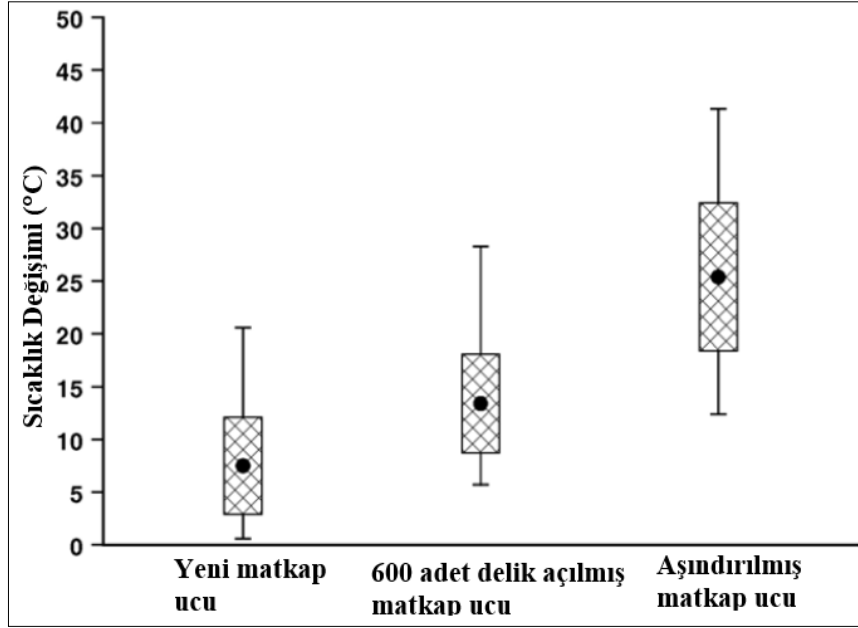
Allan vd. (2005), farklı aşınma derecelerinin kortikal kemikte maksimum sıcaklık artışı üzerindeki etkilerini araştırdılar. Delikler, yeni, 600 adet delik açmış ve doğrudan aşınmış matkap uçları (1,5 mm çap, 2 kanallı) kullanılarak domuz çene kemiklerinde açılmıştır. Öncesinde 600 adet delik açmış matkap uçları, yeni matkap uçlarına (kontrol) kıyasla, sıcaklıkta istatistiksel olarak anlamlı bir yükseklik üretmek için gereken miktardı. Kesme yüzeyindeki aşınma derecesi Şekil 2.17’de görülebilir.



**Şekil 2.17** Domuz çene kemiği delme işleminde kullanılmış matkap uçları: (a) yeni matkap ucu, (b) Önceden 600 adet delme işlemi yapmış matkap ucu, (c) tamamen aşındırılmış matkap ucu (Allan vd. 2005).

Yaptıkları deneylerin sonucunda, gözlenen en yüksek sıcaklık artışı tamamen aşınmış matkap ucunda gözlemlenmiştir. Bu değişim ortalama 25,4°C (minimum 12,4°C,

maksimum 41,3°C). Ardından daha öncesinde 600 adet delik delme işleminde kullanılmış olan matkap ucunda sıcaklık artışı ortalama 13,4°C (minimum 5,7°C, maksimum 28,3°C) ve takiben yeni matkap ucunda sıcaklık artışı ortalama 7,5°C (minimum 0,6°C, maksimum 20,5°C) olarak gözlemlenmiştir. Deneyler sonucunda oluşturulmuş grafik Şekil 2.18’de verilmiştir.



**Şekil 2.18** Üç farklı matkap için sıcaklık değişimlerini gösteren kutu grafikleri. Koyu halkalar ortalama sıcaklık artışını, hata çubukları ise sıcaklık aralığını gösterir (Allan vd. 2005).

Aşınmış matkap ucunda meydana gelen titreşim, kesme sırasında oluşan burulma momentiyle birleştiğinde, Şekil 2.19’da görülebileceği gibi, matkap ucunun kemik içerisinde kırılmasına sebep olabilir. Cerrahi delici uçlar biyolojik olarak inert malzemelerden üretilmektedir, bu nedenle herhangi bir komplikasyon veya endişe olmadan yerinde bırakılabilir. Ancak önemli bir husus, matkap ucunun aşınma partikülleri veya kırılan parçanın, yerleştirilecek olan implant ile temas halinde olmaması sağlamaktır. Bu tür bir durum iki farklı metal arasındaki tepkimedenden kaynaklı metal iyonları üretebilir ve osteoliz (kemiğin çürümesi, nekrozu, erimesi) ile sonuçlanan iltihaplı bir komplikasyon ortaya çıkarabilir (Bertollo ve Walsh 2011).



**Şekil 2.19** Bir femur içinde kırılmış ve yerinde bırakılmış matkap ucunun radyografisi (Wolfson vd. 2000).

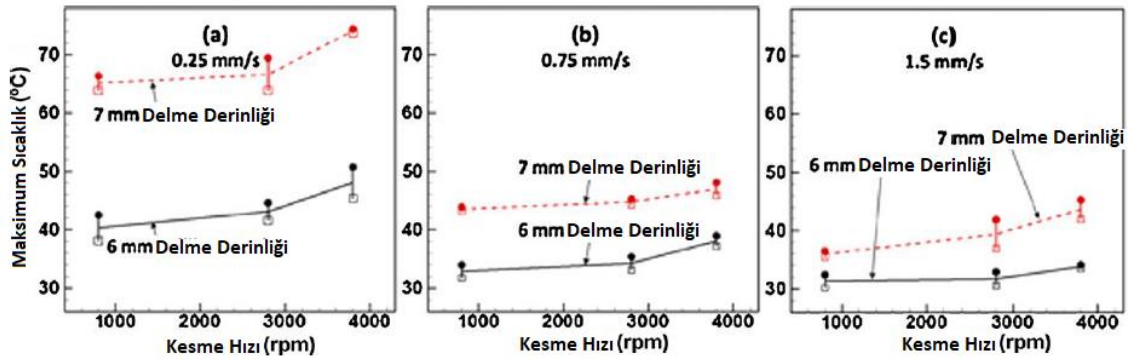
### **2.3.2 Kesme Parametrelerinin Etkileri**

Kesme parametrelerinin cerrahi kemik delme işleminde oluşan kuvvet ve torku bizzat etkilemesinden dolayı kemik sıcaklığında bir etkiye sahip olacağı ön görülebilir. Literatürde kesme parametrelerinin kemik sıcaklığı, tork ve kuvvet üzerindeki etkileri üzerine birçok çalışma bulunmaktadır.

#### **2.3.2.1 Kesme Hızının Etkisi**

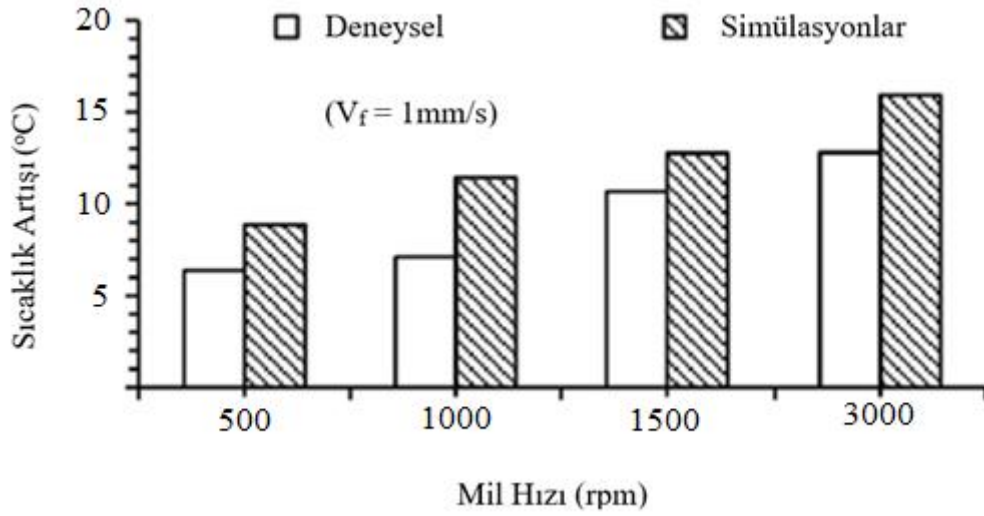
Wang vd. (2014), kemik delme işlemlerinde titreşimli delik delmenin sıcaklık üzerindeki etkilerini araştırdıklarını çalışmalarında, ultrasonik titreşimin kesme sıcaklığını düşürdüğünün yanı sıra kesme hızının artışı ile sıcaklıkta bir artış görüldüğünü savunmuşlardır. Matthews vd. (1972) insan kadavrasından aldıkları femur kemiği üzerinde yaptıkları kemik delme deneyleri sonucunda, devir sayısı 345 rpm'den 2900 rpm'e çıkartıldığında sıcaklıkta önemli bir artış olmadığını raporlamışlardır.

Ancak ilerleme kuvvetinde ciddi bir artış tespit ettiler, buna göre devir sayısı 345 rpm'den 2900 rpm'e çıkartıldığında, ilerleme kuvveti 19,6 N'dan 117,6 N'a çıkmaktaydı. Nam vd. (2006), ortodontik mikro-implant yerleşimi için kemik delmede kesme hızının ve ilerleme kuvvetinin, kemik sıcaklığındaki etkilerini, sığır kaburga kemiği üzerinde araştırdıkları çalışmalarında her iki parametrenin de kemik sıcaklığında artışa sebep olduğunu gözlemlemişlerdir. Lee vd. (2012) kemik delme işlemlerinde kesme hızı, maruz kalma süresi ve ilerleme hızının etkilerini sığır femur kemiği üzerinde araştırdıkları çalışmalarında Şekil 2.20'den görülebileceği gibi kesme hızının artışı ile kemik sıcaklığında bir artış olduğunu gözlemlediler.



Şekil 2.20 Farklı kesme koşulları için ölçülen kemik maksimum sıcaklıkları (Lee vd. 2012a).

Sui vd. (2015) kemik delme işlemlerinde kesme parametreleri ve matkap ucu geometrilerinin kemik sıcaklığındaki etkilerini gözlemek üzere geliştirdikleri matematiksel modeli doğrulamak için bir takım kemik delme deneyleri gerçekleştirmişlerdir. Yaptıkları deneylerde 500 rpm, 1000 rpm, 1500 rpm ve 3000 rpm devir sayılarını test etmişlerdir. Deneylerin sonucunda, devir sayısı arttırıldığında, kemik sıcaklığında artış gözlemlenmiştir (Şekil 2.21). Kemik sıcaklığında ki bu sıcaklık artışına sebep olarak, kesme hızının artışı ile 1. deformasyon bölgesinde kayma gerilmesinin artışı ve takımın talaş yüzeyi boyunca akan talaş miktarının artması ve dolayısıyla takım-talaş ara yüzeyinde artan sürtünmeden doğan ısı olduğunu göstermişlerdir. Ön gördükleri bir diğer durum ise, artan kesme hızı ile matkap kanallarından nispeten daha yüksek hacimde talaş uzaklaştırılmaktadır. Dolayısıyla talaştaki ısının kemiğe transfer edileceği süre düşmektedir. Ancak sıcaklığı arttıran faktörlerin, bu etkiyi karşılayabilecek kadar yüksek olduğu aşikârdır.



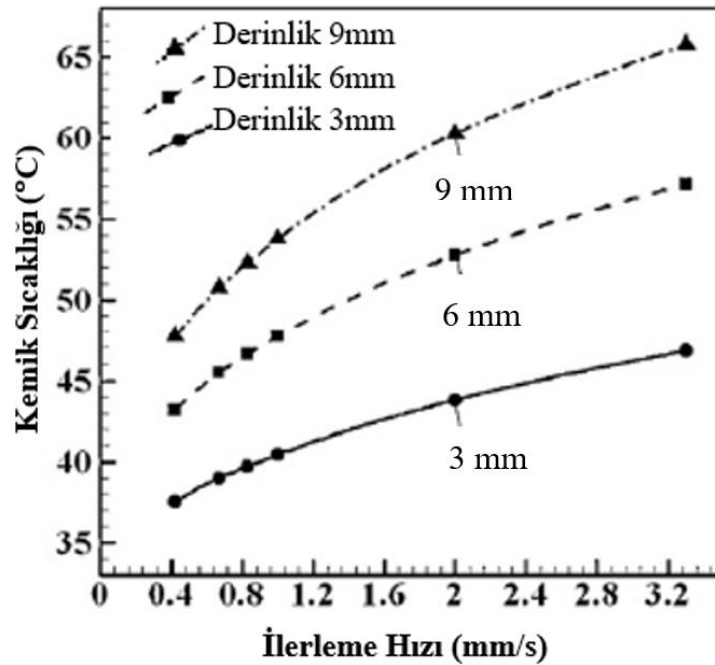
Şekil 2.21 Kesme hızının kemik sıcaklığı üzerindeki deneysel ve matematiksel sonuçları (Sui vd. 2015)

Alam vd. (2011), yaptıkları çalışmada kemik delme işleminde oluşan kuvvetleri düşürmeyi hedef alan çalışmalarında, geleneksel delme işlemi ve ultrasonik titreşimler ile yapılan delmenin kemik delme kuvvetleri üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. Buna göre sığır femur kemiği üzerinde yaptıkları delme işlemlerinde, ultrasonik titreşimler yardımıyla kesme kuvvetlerinin geleneksel delme işlemine göre daha düşük kesme kuvvetlerinin meydana geldiğini gözlemlediler. Buna göre her iki delme metodunda da kesme hızı artışına bağlı olarak ilerleme kuvvetinin düştüğünü gözlemlediler. Benzer şekilde Wang vd. (2014) çalışmalarında sığır femur kemiği üzerinde yaptıkları delme işlemlerinde, kesme hızı artışına bağlı olarak, kesme kuvvetlerinde ve tork değerlerinde düşüş gözlemlemişlerdir. Karşılaştıkları bu sonucu artan kesme hızının etkisiyle kemik-matkap ara yüzeyindeki ortalama sürtünme katsayısının azalmasına bağlamışlardır. Aynı zamanda daha yüksek hızlarda yapılan kesme işleminde oluşan talaş formunun da kuvvetleri etkileyebileceğini düşünmüşlerdir. Aynı çalışmada ilerleme hızı artışı ile delme torku da artış gözlemlenmiştir.

### 2.3.2.2 İlerleme Hızının Etkisi

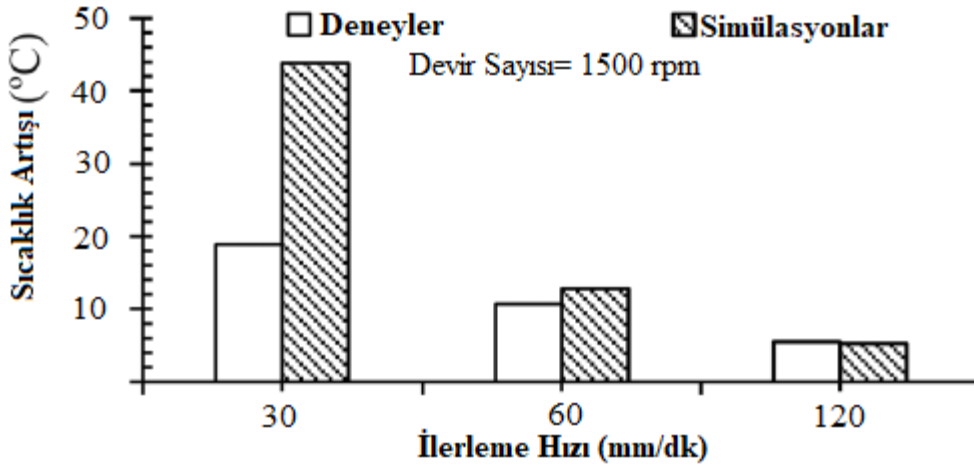
Yüksek ilerleme hızları, ısı üretimini artıran daha büyük kesme ve sürtünme enerjilerine sebep olur. Üretilen ısının miktarı önemli olmakla beraber aynı derecede önemli olan ısıya maruz kalma süredir. Delme süresi doğrudan daha yüksek ilerleme hızının daha

kısa delme süresine yol açtığı ilerleme hızına bağlıdır. Bu nedenle ilerleme hızı kemikteki sıcaklık dağılımını önemli ölçüde etkileyecektir (Abouzgia ve James 1995). İlerleme hızının kemik delme işlemleri üzerindeki etkisinin araştırılması ile ilgili literatürde farklı çalışmalar bulunmaktadır. Lee vd. (2011) yaptıkları çalışmada, kemik delme işlemlerinde değişken parametrelerin kemik delme üzerindeki etkilerini gözlemek üzere bir matematiksel model geliştirmişlerdir. İlerleme hızının etkilerini gözlemek için yaptıkları deneylerde diğer tüm değişken parametreler referans noktasında tutuldu. Bu referanslar; kemik başlangıç sıcaklığı 37°C, matkap ucu başlangıç sıcaklığı 20°C, uç açısı 90°, helis açısı 23°, paslanmaz çelik 3,5 mm çapında matkap ucu ve 2400 rpm şeklinde seçilmiştir. Şekil 2.22'den görülebileceği gibi, kemik sıcaklığının ilerleme hızı ile güçlü bir bağ içinde olduğu söylenebilir. 3 mm, 6 mm ve 9 mm derinliklerde alınan sıcaklık verileri göstermektedir ki, delik derinliği arttığında, nispeten düşük ilerleme hızlarında dahi termal sınırı aştığı görülebilir. Böyle yüksek sıcaklıklarda termal hasara maruz kalma süresi esas alınmalıdır. Yüksek ilerleme hızlarında, maruz kalma süresi azalmasına rağmen termal hasar söz konusu olabilir. Sıcaklıkta ki bu artışa sebep olarak yüksek ilerleme hızlarında ki yüksek ilerleme kuvveti gösterilir.



**Şekil 2.22** Matematiksel kemik delme işleminde farklı delme derinlikleri için ilerleme hızının kemik sıcaklığı üzerindeki etkileri (Lee vd. 2011).

Benzer şekilde Sui vd. (2015) çalışmalarında, kemik delme işlemlerinde kemik sıcaklığının artışı modellemek için bir matematiksel model geliştirmişlerdir ve geliştirdikleri modelin doğrulunu test etmek için bir takım kemik delme deneyleri yapmışlardır. Devir sayısının 1500 rpm olarak sabit tuttukları deneylerinde, sırasıyla 0,5 mm/s, 1 mm/s ve 2 mm/s ilerleme hızlarının etkisini gözlemişlerdir. Şekil 2.23'te görüldüğü gibi, kemik maksimum sıcaklığı artan ilerleme hızı ile düşüş göstermiştir. Ancak kesme sırasında oluşan ısının yüksek ilerleme hızlarında daha fazla olduğunu düşünen araştırmacılar, kemik maksimum sıcaklığındaki bu düşüşü yüksek ilerleme hızlarında oluşan ısının kemiğe dağılmadan, talaş ile uzaklaşmasına bağlamışlardır. Benzer şekilde Gök (2014), dâhili soğutma kanallı matkap uçlarının kemik delme işlemlerinde ki performans etkilerini gözlemlediği çalışmasında 8 mm ve 10 mm çaplarında kullandığı matkap uçlarıyla yaptığı deneylerin sonucunda ilerleme hızının artışına bağlı olarak kemik sıcaklığında da bir artış gözlemlemiştir. Bununla birlikte tutarlı birçok çalışma artan ilerleme hızının kemik içinde daha düşük sıcaklıklara neden olduğunu raporlamışlardır (Costich vd. 1964, Matthews vd. 1984, Toews vd. 1999, Mellinger vd. 2002, Augustin vd. 2008).



**Şekil 2.23** İlerleme hızının kemik sıcaklığı üzerindeki deneysel ve matematiksel sonuçları (Sui vd. 2015).

Alam vd. (2011), yaptıkları çalışmada kemik delme işleminde oluşan kuvvetleri düşürmeyi hedef alan çalışmalarında, geleneksel delme işlemi ve ultrasonik titreşimler ile yapılan delmenin kemik delme kuvvetleri üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. Buna göre sıgır femur kemiği üzerinde yaptıkları delme işlemlerinde, ultrasonik titreşimler



yardımıyla kesme kuvvetlerinin geleneksel delme işlemine göre daha düşük olduğunu gözlemledir. Yaptıkları deneylere göre ilerleme hızının kesme kuvveti üzerindeki etkisi her iki metot için de aynıydı. Kesme kuvvetlerinin ilerleme hızı arttırıldıkça arttığını gözlemledirler. Benzer şekilde Gupta ve Pandey (2016) kemik delme işlemleri sırasında oluşan kuvvet ve torku düşürmek için farklı metotlar denedikleri çalışmalarında ilerleme hızının artışı ile kuvvet ve torkta artış gözlemlemişlerdir.

### **2.3.2.3 Delme Derinliğinin Etkisi**

Kemik kortikal kalınlıkları farklı canlılarda, hatta farklı cinsiyetteki aynı tür canlılar arasında değişmektedir. Eriksson vd. (1984), çalışmalarında tavşan, köpek ve insan tibia kemiklerinin delinmesi sırasında ulaşılan maksimum sıcaklık farkını gözlemişlerdir. Benzer koşullar altında ölçülen maksimum kemik sıcaklığı sonuçları sırasıyla; 40°C, 56°C ve 89°C'dir. Aradaki bu farklı kortikal kemik kalınlıklarına atfetmişlerdir. Benzer bir çalışmaya göre parametreler sabit tutularak, yapılan deneylerde sığır kemiğinde, insan kemiğine göre oldukça yüksek sıcaklıklar saptandı ve bu sonucu insan kemiğinin (3 mm ila 5 mm), sığır kemiğinden (7 mm ila 9 mm) daha ince kortikal kalınlığa sahip olmasına atfettiler (Hillery ve Shuaib 1999).

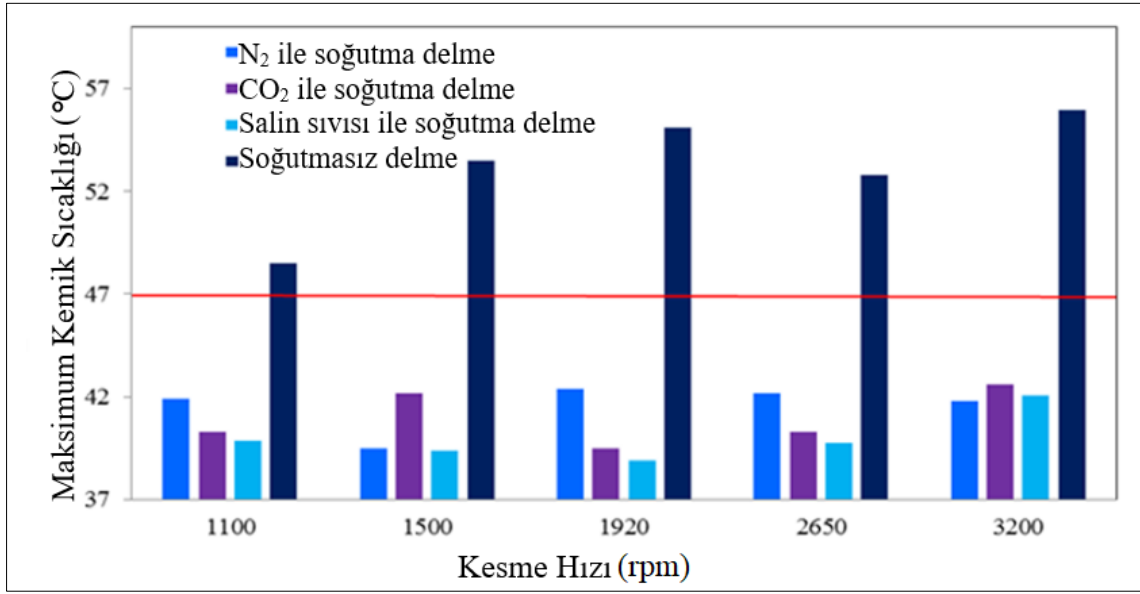
Önceden değinilen bir çalışmada (Sui vd. 2015), 3 mm, 6 mm ve 9 mm delme derinlikleri için sıcaklık değerleri ölçüldüğünden bahsedilmişti. Elde edilen sonuçlara göre, delme derinliğinin artışı ile kemik sıcaklığında artış gözlemlenmiştir. Cordioli ve Majzoub (1997) çalışmalarında 200 N eksenel yük uygulayarak 1500 rpm devir sayısı ile 2 mm ve 3 mm çaplarında matkap uçları kullanarak, sığır femur kemikleri üzerinde yaptıkları deneylerde, delme derinliği ve ulaşılan maksimum kemik sıcaklığı arasında açık bir ilişki olduğunu göstermişlerdir.

### **2.3.3 Soğutucu Kesme Sıvısının Etkisi**

Soğutucu akışkan ya da gaz kullanımı geleneksel delme işleminde olduğu gibi cerrahi kemik delme işleminde de sıcaklık dağılımı üzerinde etkilere sahiptir. Günümüz cerrahi operasyonlarında bir şırınga vasıtası ile biyolojik uyumlu olması sebebiyle salin (%0,9

NaCl çözeltisi) sıvısı operasyon bölgesine damlatılmak suretiyle kullanılmaktadır. Ancak literatürde soğutma metodolojisi üzerine çalışmalarda 2 tip soğutma şekli dikkat çekmektedir. Bunlar matkap içerisindeki kanallar vasıtası ile içeriden soğutma ve dışarıdan soğutmadır.

Shakouri vd. (2017) çalışmalarında, kemik delme işleminde soğutucuların etkilerini gözlemek üzere deneyler gerçekleştirmişlerdir. Deneylerinde sığır femur kemiği üzerinde soğutmasız delme, gaz soğutmalı delme ve sıvı soğutmalı delme işlemleri gerçekleştirmişlerdir. Gaz soğutucu olarak CO<sub>2</sub> ve N<sub>2</sub> gazlarını, dâhili soğutuculu matkap ucu kullanarak kesme bölgesine göndermişlerdir. Deney sonuçları Şekil 2.24'te verilmiştir. Sonuçlara göre salin sıvısı kullanımında kesme hızının artışı ile kemik sıcaklığındaki artış dikkat çekmektedir. Araştırmacıya göre bunun nedeni artan dönme hızı ile soğutucunun kesme bölgesine inmesi zorlaşmıştır. Soğutucu akışkanın kesme bölgesine ulaşmak için tek yolu matkap ucu kanallarıyken, kesme bölgesinden uzaklaştırılan talaşın tahliye yolu da bu kanallardır. Talaş geometrisinden de kaynaklanan bir problem olarak, kemik talaşının tahliyesi zorlaşmış ve soğutucu kesme bölgesine ulaşamamıştır. Kanallarda biriken talaş ile kemik yüzeyinde sürtünme artmış ve kemik sıcaklığında yükselmeye sebep olmuştur. Dâhili gaz soğutmasında ise farklı delme parametrelerinde ki sıcaklık ölçüm değerleri arasındaki fark dikkat çekmektedir. CO<sub>2</sub> ve N<sub>2</sub> gazlarının standart ortam şartlarındaki (1 ATM ve 25°C) özgül ısı kapasiteleri sırasıyla 0,846 KJ(kg<sup>-1</sup>K<sup>-1</sup>) ve 1,04 KJ(kg<sup>-1</sup>K<sup>-1</sup>)'dir. Buna rağmen salin sıvısının ısı kapasitesi 4,18 KJ(kg<sup>-1</sup>K<sup>-1</sup>) olarak bildirilmiştir. Bu durumda CO<sub>2</sub> ve N<sub>2</sub> gazlarında ölçülen sıcaklık değerlerinin birbirine yakın olması normal karşılanırken, salin ile yapılan deneylerde daha yüksek soğutma beklenir. Ancak sonuçlara göre sıvı soğutma yöntemindeki soğutma miktarı ile gaz soğutma yöntemindeki soğutma miktarları hemen hemen aynıdır. Araştırmacı bu durumu; sıvı soğutucunun kesme bölgesine ulaşma gücüne bağlamıştır. Sıvı kesme bölgesine ulaşsa dahi soğutma şeklinin doğal taşınım ısı transfer metoduyla gerçekleşeceğine bağlamıştır. Gaz soğutucularda ise kesme bölgesine direkt olarak gönderilmesinden dolayı zorlanmış taşınım ısı transfer metodunun ön planda olduğuna ve dâhili olarak enjekte edilen gazların talaş tahliyesine katkıda bulunarak, ana ısı taşıyıcısı olan talaşların kesme bölgesinden hızlı bir biçimde uzaklaştırılmasına bağlamaktadır.



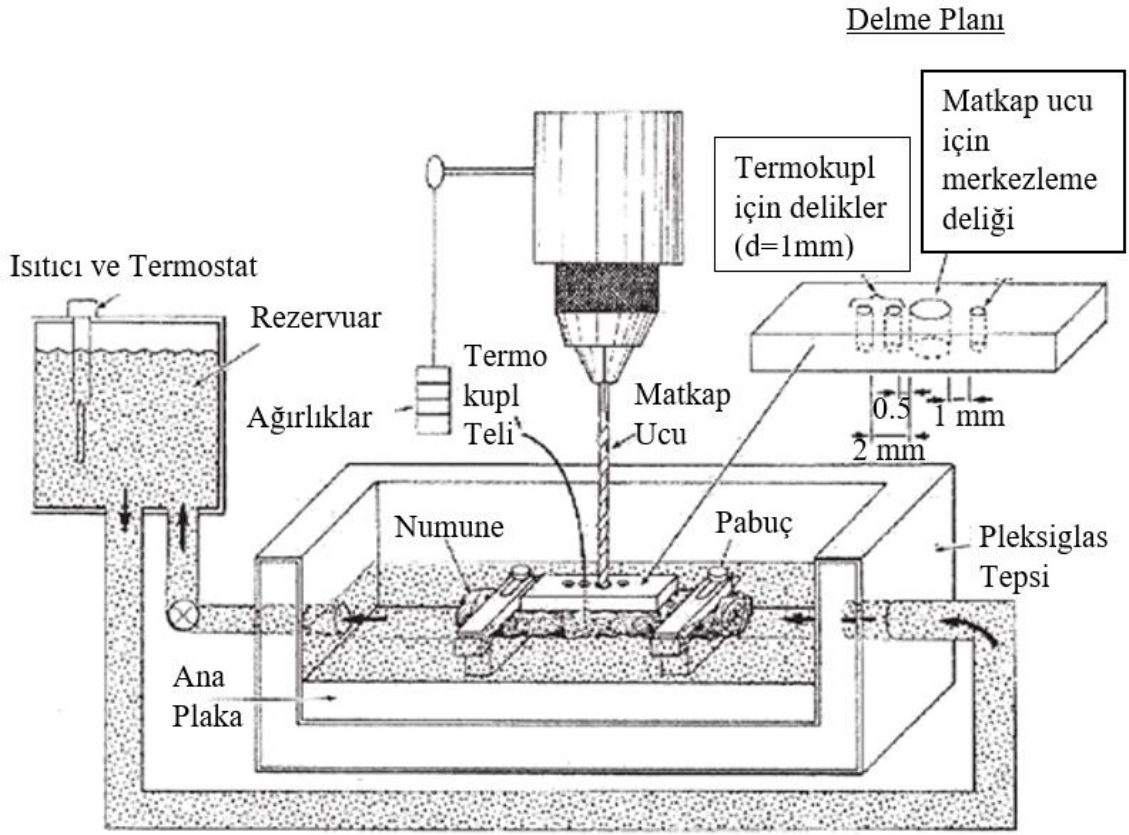
**Şekil 2.24** Kesme hızına bağlı olarak soğutma metotlarının kemik sıcaklıkları üzerindeki etkileri (Shakouri vd. 2017).

## 2.4 Kemik Sıcaklığının Ölçülmesi ve Deneysel Düzenekleri

Kemiğin delinmesi sırasında sıcaklığın ölçümü geleneksel olarak klasik termokupl tekniği kullanılarak yapılmaktadır. Daha yakın zamanlarda, kızılötesi termal görüntüleme kameralarının maliyetinin azalması ve kullanılabilirliğinin artması, kemiğin delinmesi sırasındaki sıcaklık artışlarının deneysel olarak belirlenmesi için kullanılmasına neden olmuştur (Udiljak vd. 2007, Augustin vd. 2008, Augustin vd. 2009, Bertollo vd. 2010, Yang vd. 2010). Her iki sıcaklık ölçüm yönteminin de negatif ve pozitif özellikleri vardır. Termal kameralar, cerrahi amaçlı delinen deliğin çevresindeki kemik dokusunun sıcaklık dağılımını termokupllara göre daha yüksek bir çözünürlükle verebilir (Augustin vd. 2009).

Literatürde termokupl tekniği ile sıcaklık ölçümü yapılan çalışmalarında genel olarak kesme bölgesine ölçüm uzaklığı olarak 0,5 mm, 1 mm ve 3 mm değerleri kullanılmış ve bu değerler normal olarak kabul edilmiştir. Termokupl ile sıcaklık ölçüm tekniğinin negatif özellikleri olarak, delik delme işlemi öncesinde sıcaklık ölçümü yapılabilmesi için pilot delik oluşturma zorunluluğu ve termal görüntüleme kameralı sistemlere göre 3 boyutlu olan sıcaklık dağılım bölgesini 2 boyuta indirgenmiş olmasıdır.

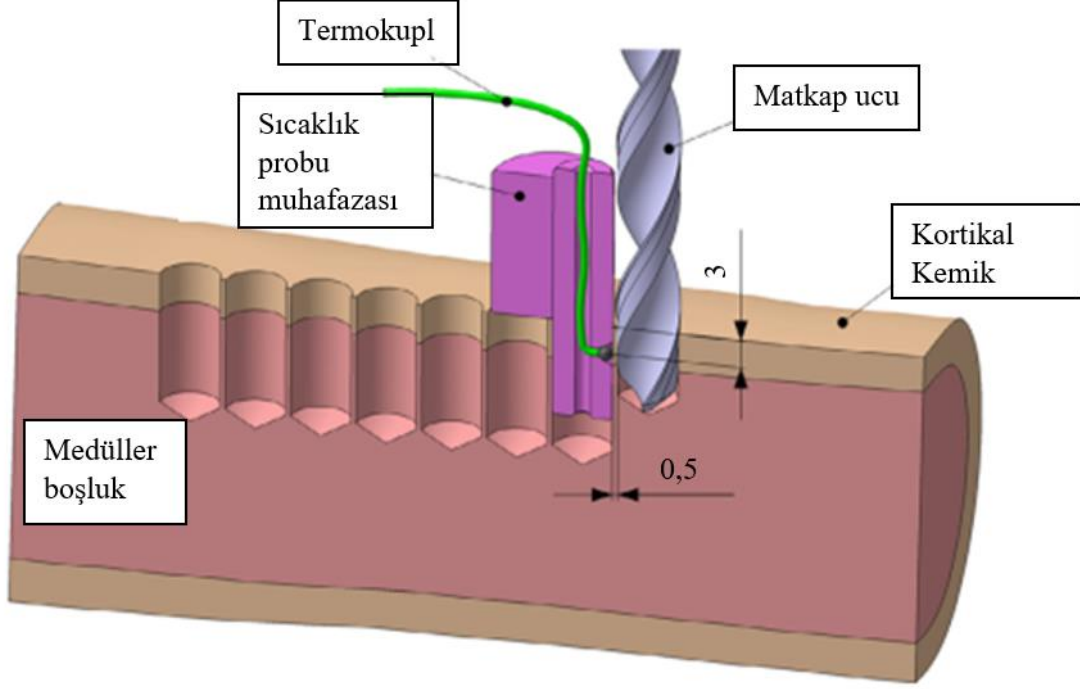
Bachus vd. (2000) delme tekniklerindeki değişiklerin delme işleminin çevresindeki kortikal kemik dokusundaki sıcaklığa etkilerini gözlemlemek için bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Deneylerinin sonucunda, delme sırasında yüksek itme kuvvetlerinin uygulanmasının hem delme işleminin gerçekleştiği noktanın etrafındaki kortikal kemik sıcaklığında düşüşe sebep olduğuna hem de 50°C'nin üzerinde ki maruz kalma süresini etkili bir şekilde azalttığını gözlemlediler. Şekil 2.25'te deney düzenekleri görülmektedir.



Şekil 2.25 Deney düzenegi (Bachus vd. 2000).

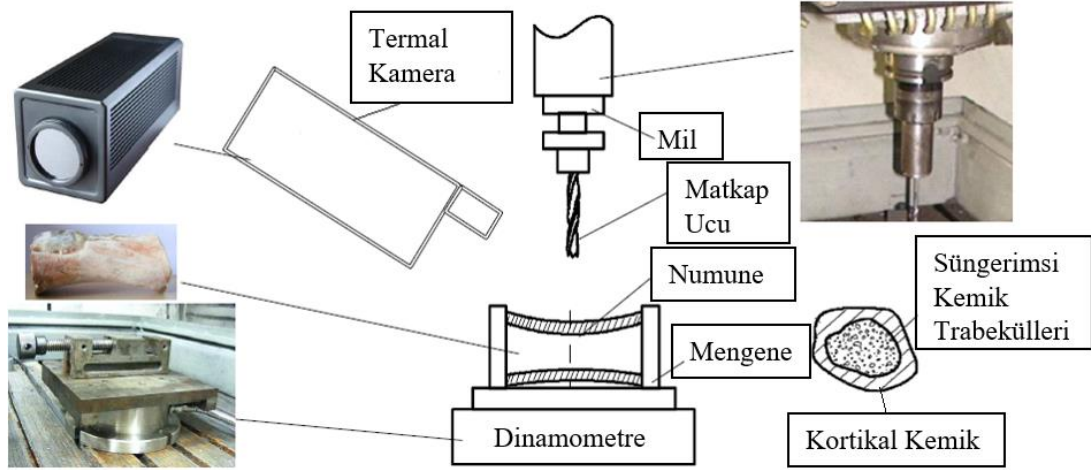
Staroveski vd. (2015), cerrahi matkapların mekanik ve kimyasal sebepler ile maruz kaldıkları aşınmanın kemik maksimum sıcaklığı üzerindeki etkilerini araştırdığı çalışmada, sığır tibia kemiğindeki maksimum sıcaklığı termokupl metodu ile ölçmüştür. Termokupl ile sıcaklık ölçüm metodunun, pilot delik açma problemini Şekil 2.26'da gösterilen mastar ile çözmüştür. Buna göre sadece ilk deliğın delinmesi

sırasında sıcaklık ölçümü mümkün olmazken, sırası ile delinen her bir delik için sıcaklık ölçmeyi kolaylaştırmaktadır.



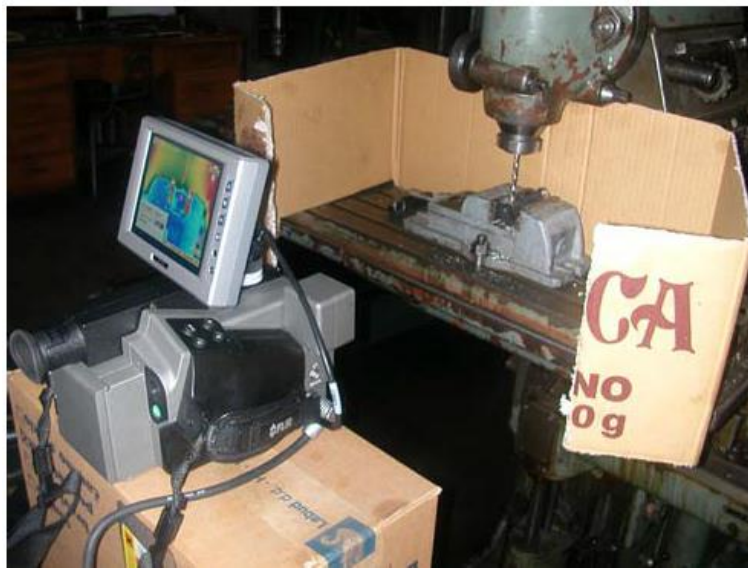
**Şekil 2.26** Termokuplun sıcaklık probu muhafazası vasıtası ile sıcaklık ölçmek üzere pozisyonlandırılması (Staroveski vd. 2015).

Yang vd. (2010), domuz tibia kemiklerinde, yeni bir matkap ucu tasarımının kemik delme operasyonunda sıcaklık ve kuvvetlere olan etkilerini araştırmışlardır. Buna göre 3 adet kesme kenarına sahip yeni tasarım matkap ucu, paslanmaz çelik helisel matkap ucuna ve karbür helisel matkap ucuna göre  $47^{\circ}\text{C}$ 'nin altında kalarak uygun sonuçlar vermiştir. Aynı zamanda kesme hızı ve ilerleme hızı ile kesme kuvvetinin azaldığı sonucuna varmışlardır. Yeni tasarım matkap ucunun kesme kuvvetleri paslanmaz çelik matkap ucuna göre daha düşük değerlerde çıkmıştır. Bu deney düzeninde sıcaklık ölçümü için termal görüntüleme kamerası kullanılmıştır. Şekil 2.27'de deney düzenekleri görülmektedir.



Şekil 2.27 Deneysel düzenek (Yang vd. 2010).

Augustin vd. (2009), çalışmalarında kemiğin uzamsal sıcaklık dağılımını belirlemek için 26°C oda sıcaklığında harici soğutma olmadan 100° uç açılı 4,5 mm çapında matkap ucu ile 1820 rpm de ve 1,4 mm/s ilerleme hızında domuz femur kemiklerinde deneyler gerçekleştirmişlerdir. Delme sırasında kemik sıcaklığındaki artış, iki dikey düzlemde kızılötesi termografik kamera ile analiz edildi. Deneysel sonuçlarına göre kemik sıcaklığındaki artışın, kemiğin en kompakt bileşeni olan kortikal kemik boyunca maksimum artışla düzensiz bir şekilde olduğunu göstermektedir. Şekil 2.28’de kullanılan deneysel düzenek fotoğrafı verilmiştir.



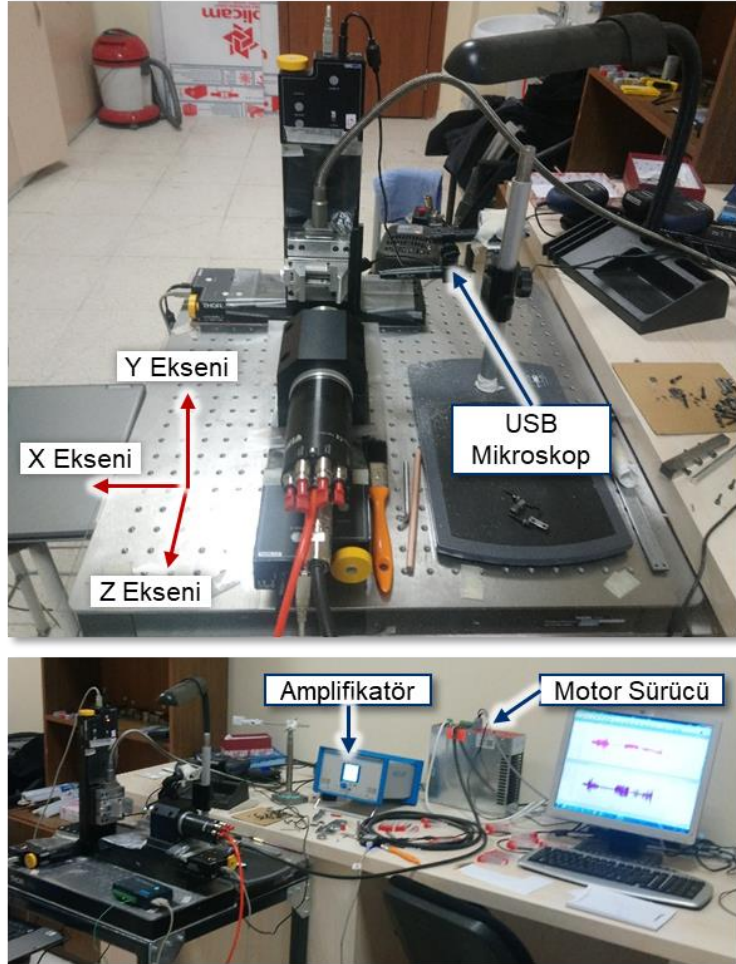
Şekil 2.28 Deneysel düzenek (Augustin vd. 2008).



### 3. MATERYAL ve METOT

#### 3.1 Kullanılan DeneY Düzeneyi

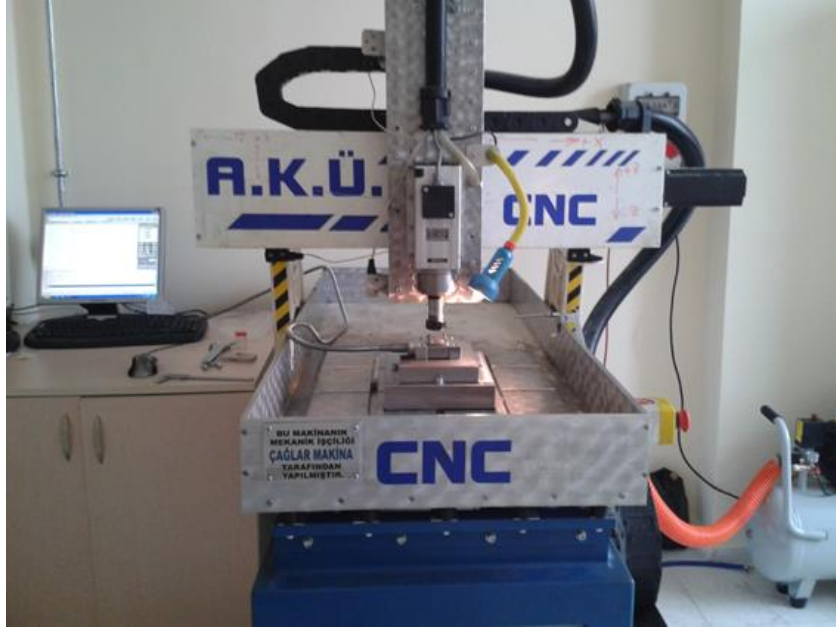
Bu çalışmada deneyler Afyon Kocatepe Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı bünyesindeki tezgahlarda gerçekleştirilmiştir. Delme işlemlerinde oluşan kuvvet ve torkların ölçüldüğü deneyler Mikro İşleme Laboratuvarındaki mikro işleme tezgahında yapılmıştır. Bu tezgâh Şekil 3.1’de tüm detayları görülen gibi 3 adet eksenin her birisi için ThorLabs marka ve LTS150/M model entegre denetleyicili lineer taşıma platformlarından ve spindle olarak IMT marka maksimum 2,7 KW gücünde 60 000 rpm dönme kapasitesine sahip motoru barındırmaktadır.



Şekil 3.1 Mikro işleme tezgâhı.

Sıcaklık ölçümlerinin tek bir büyük kemik numunesi üzerinden daha stabil bir şekilde

yapılabilmesi için Şekil 3.2’de gösterilen CNC 3 eksenli freze tezgâhı kullanılmıştır. Bu tezgâh 2,2 KW gücünde 24 000 rpm dönme kapasitesine sahiptir.



Şekil 3.2 CNC 3 eksenli dikey freze tezgâhı.

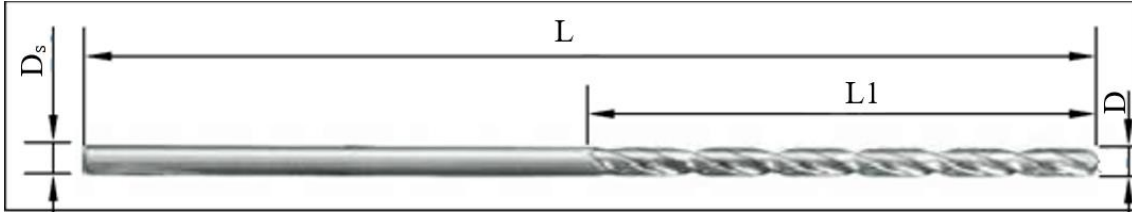
Deneilerin iki ayrı tezgâhta yapılmasının sebebi, kuvvet ve torkun ölçüldüğü mikro işleme tezgâhında dinamometre yer alması ve dinamometrenin boyutlarına uygun küçük kemik numunelerinin hazırlanması zorunluluğu olmuştur. Kemik kalınlığı tek bir hayvana ait kemik üzerinde dahi sık sık değiştiği için, tüm sıcaklık ölçüm deneyleri tek parça büyük numuneler üzerinde yapılmak istenmiş ve daha büyük bir mengene kullanmak amacıyla 3 eksenli dikey CNC freze tezgâhı tercih edilmiştir.

### 3.2 Kesici Takımlar

Kemik delme deneylerinde kullanılmak üzere 2 ayrı malzemeye sahip matkap uçları kullanıldı. Bunlar paslanmaz çelik (AISI 316L) ve Tungsten karbür (WC-Co) takımlardır. Piyasada ticari olarak satın alınabilecek cerrahi matkap uçları paslanmaz çelikten üretilmektedir ve birçoğu ithal ürünler olduğu için oldukça maliyetlidirler. Bu sebeple sadece malzeme farkının kemik maksimum sıcaklığına etkilerini gözlemlemek üzere yapılacak deneyler için Şekil 3.3’te gösterilen Safir Surgical Instruments marka cerrahi matkap uçları satın alınmıştır. Kesme parametrelerinin ve matkap ucu



geometrisinin maksimum kemik sıcaklığı üzerindeki etkilerini gözlemlemek amacıyla yapılacak deneylerde Maraton Hole firmasına özel tungsten karbür matkap uçları ürettirilmiştir. Satın alınan cerrahi matkap uçlarının üzerindeki tüm geometrik faktörler uç açısı ve helis açıları değiştirilmek kaydıyla kopyalanarak tungsten karbür matkap uçları ürettirilmiştir. Böylelikle bu iki geometrik faktörün maksimum kemik sıcaklığı üzerindeki etkisi gözlemlenebilecektir.



Şekil 3.3 Paslanmaz çelik ticari kesici takımın temel geometrisi.

Çizelge 3.1’de ticari cerrahi matkap ucunun temel geometrik parametreleri verilmiştir. İşaretili parametreler tungsten karbür matkap uçlarının imalatında korunmuştur. Buna göre yalnızca helis açısı ve uç açısının kemik maksimum sıcaklığı üzerindeki etkileri araştırılacaktır. Diğer parametreler referans değer olarak sabit bırakılmıştır. Sabit parametrelerden matkap ucu çapı 3mm olarak, boşluk açısı 12°, talaş açısı 0° olarak literatür ile uyumlu bir şekilde seçilmiştir. Çizelge 3.2’de AISI 316L paslanmaz çelik alaşımının kimyasal bileşimi, Çizelge 3.3’te ise temel mekanik özellikleri verilmiştir. Cerrahi uç tavllanmış çelikten üretilmiştir.

Çizelge 3.1 AISI 316L Kesici takımların temel geometrik parametreleri.

D	D <sub>s</sub>	L	L <sub>1</sub>	Φ	λ	α	γ	Kanal	K	Helisel
Çap (mm)	Sap Çapı (mm)	Uzunluk (mm)	Kanal Uzunluğu (mm)	Uç Açısı (°)	Helis Açısı (°)	Serbest Açı (°)	Talaş Açısı (°)	derinliğ i (mm)	(mm)	Adım (mm)
3*	3*	70*	35*	110	19	12*	0*	1*	1*	25,4

\*Bu ölçüler tungsten karbür matkap uçlarında da sabittir.

Çizelge 3.2 AISI 316L paslanmaz çeliğinin kimyasal bileşimi (Guo vd. 2017).

Materyal	Kimyasal Bileşim (%)					
	C	Si	Mo	Ni	Cr	Fe
AISI	0.08	1	2.1	12.5	17.8	66.52

**Çizelge 3.3** AISI 316L paslanmaz çeliğinin temel mekanik özellikleri (Ratner vd. 2004).

<b>AISI 316L</b>	<b>Çekme Dayanımı (MPa)</b>	<b>Akma Dayanımı (MPa)</b>	<b>Elastisite Modülü (MPa)</b>	<b>Yorulma Dayanım Sınırı (<math>10^7</math> çevrimde, R=-1) (MPa)</b>
Tavlanmış	586	331	190	241-276
%30 Soğuk İşlenmiş	930	792	190	310-448
Soğuk Dövülmüş	1351	1313	190	820

Tungsten karbür matkap uçları bahsedildiği gibi, paslanmaz çelik uçların yalnızca helis açısı ve uç açısı değiştirilerek üretilmiştir. Çizelge 3.4'te üretilmiş tungsten karbür matkap uçlarının kemik maksimum sıcaklığı üzerindeki etkileri araştırılacak referans geometrik parametreye göre referans olarak sabit bırakılan geometrileri verilmiştir. Buna göre Helis açısının maksimum kemik sıcaklığı üzerindeki etkilerinin araştırılabilmesi için  $19^\circ$  helis açısı referans alınarak  $70^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $110^\circ$  ve  $130^\circ$  uç açlarına sahip matkap uçları üretilmiş, uç açısının maksimum kemik sıcaklığı üzerindeki etkilerinin araştırılabilmesi için  $110^\circ$  uç açısı referans alınarak literatürle uyumlu olarak  $12^\circ$ ,  $19^\circ$  ve  $30^\circ$  helis açlarına sahip matkap uçları üretilmiştir. Deneylerde matkap ucu aşınmasının etkisini en aza indirmek farklı geometrik varyasyonlara sahip matkap uçlarından üç adet üretilerek her bir geometrik parametrede yeni matkap ucu kullanılmıştır. Benzer şekilde devir sayısının etkileri, ilerleme hızının etkileri, soğutma tipleri ve gagalama tekniğinin etkilerinin araştırılacağı deneylerde de her bir etken parametre için yeni bir matkap ucu kullanılmıştır.

**Çizelge 3.4** Üretilen tungsten karbür matkap uçlarının değişken parametreleri.

<b>Uç Açısının Etkileri</b>	<b>Helis Açısı (<math>\lambda</math>)</b>	<b>Değişken Uç Açıları(<math>\phi</math>)</b>			
	$19^\circ$	$70^\circ$	$90^\circ$	$110^\circ$	$130^\circ$
<b>Helis Açısının Etkileri</b>	<b>Uç Açısı(<math>\phi</math>)</b>	<b>Değişken Helis Açıları (<math>\lambda</math>)</b>			
	$110^\circ$	$12^\circ$	$19^\circ$	$30^\circ$	

Her bir parametrenin etkilenin gözlemlenebilmesi için tungsten karbür malzemenin

ürettirilen matkap uçlarının sahip olduğu kimyasal bileşim Çizelge 3.5’te verilmiştir.

**Çizelge 3.5** Tungsten karbür matkap uçlarının kimyasal bileşimi.

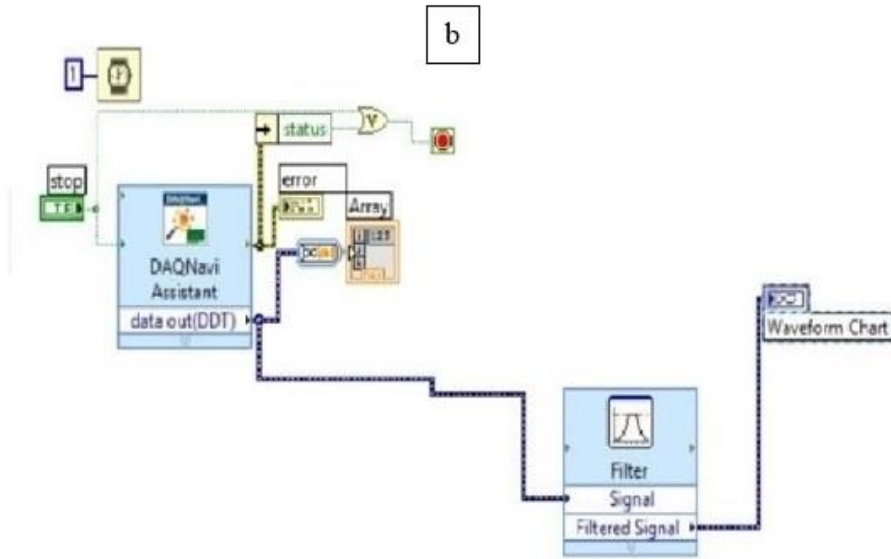
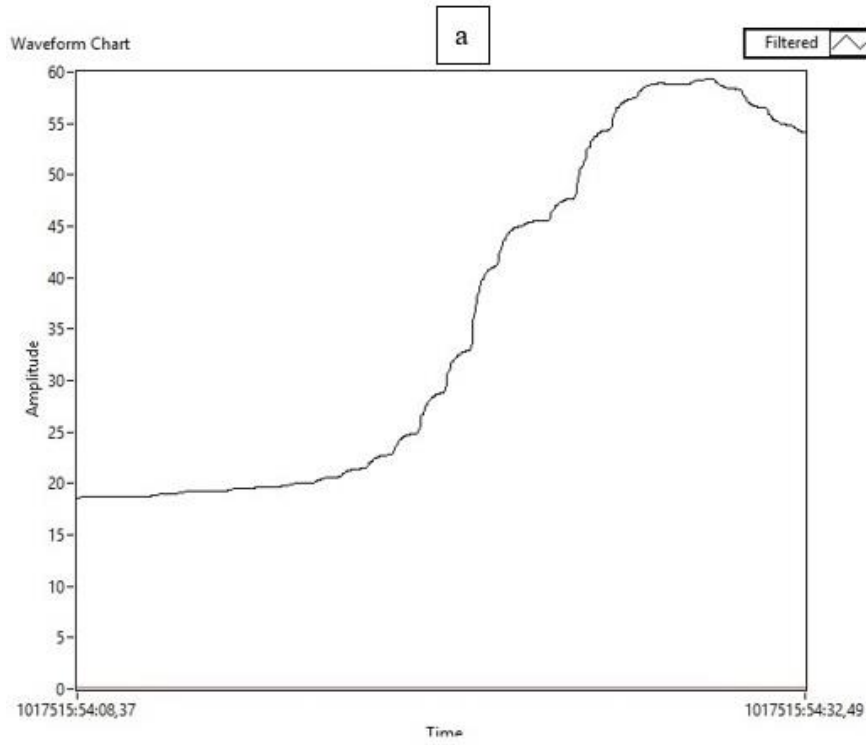
Materyal	Kimyasal Bileşim (%)	
	WC	Co
WC-Co	88	12

### 3.3 Veri Alma Yöntemleri

Kemik delme deneylerinde kemik maksimum sıcaklığının ölçülmesinde termokupl tekniği kullanılmıştır. Sıcaklık ölçümleri için K-Tipi termokupl kullanılmakla beraber, ölçüm sinyalleri Şekil 3.4’te gösterilen Advantech marka ve USB-4718 model 8 kanallı taşınabilir veri toplama modülü aracılığı ile bilgisayara gönderilmiştir. Gönderilen sinyaller LabView yazılımında Advantech markasının LabView modülü aracılığıyla Sıcaklık-Zaman grafiklerine ve veri tabanı dosyalarına dönüştürülmüştür. Kemik delme işlemlerinde kemik sıcaklığı olarak maksimum kemik sıcaklıkları seçilmiştir. Sinyal işlemede kullanılan modülün ara yüzü ve akış diyagramı Şekil 3.5’te verilmiştir.



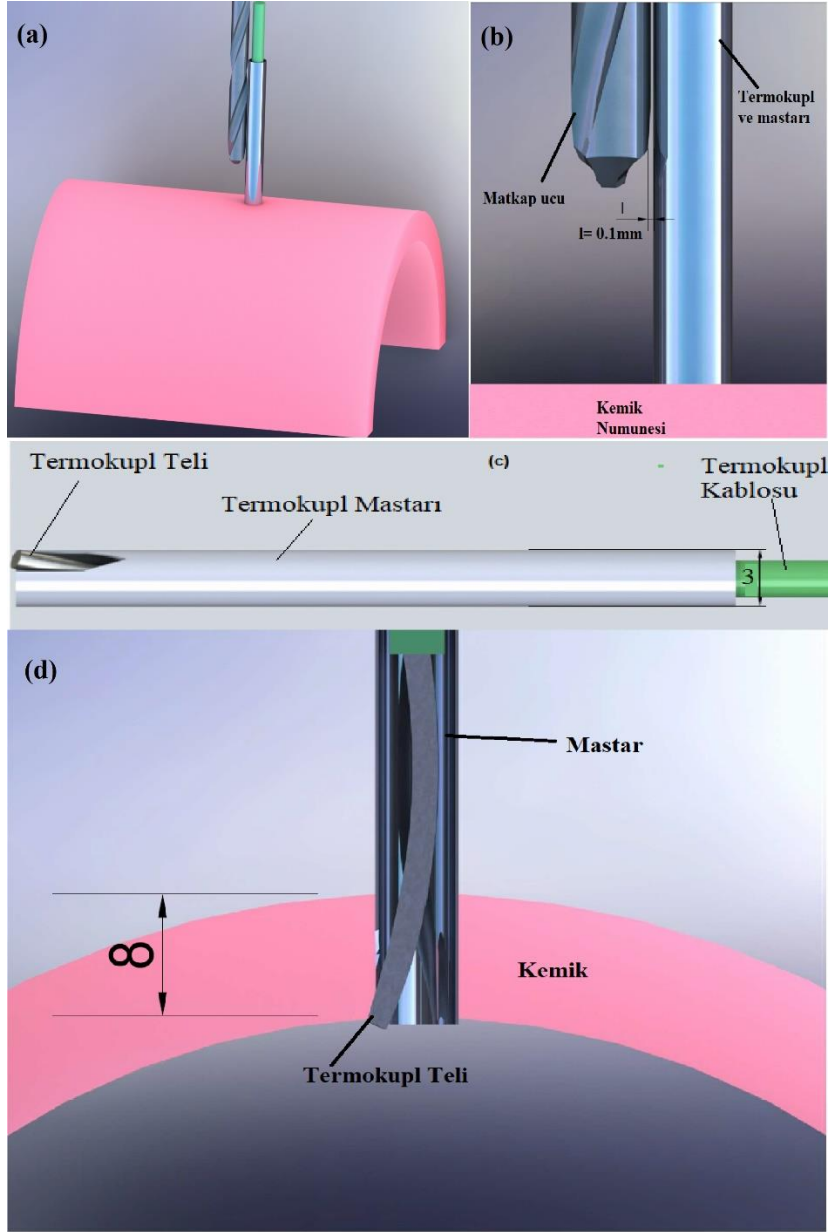
**Şekil 3.4** Sıcaklık ölçümünde kullanılan 8 kanallı veri alma modülü.



**Şekil 3.5** Sıcaklık ölçümünde kullanılan LabView modülü, a) ara yüz görünümü, b) akış diyagramı.

Maksimum sıcaklığın daha doğru ölçülebilmesi için delme bölgesine olabildiğince yakın bir noktadan sıcaklık ölçümü yapılması gerekmektedir. Bu sebeple termokupl delme noktasından 0,1 mm uzaklığa yerleştirilmiştir. Ve literatür araştırmasına göre delme derinliğinin artışı ise sıcaklığın maksimum değerler aldığı bilindiği için termokupl matkabın kemik kortikal kalınlığının tümünü delmek üzere olduğu noktaya (8 mm-9 mm) yerleştirilmiştir (Şekil 3.6d). Stoveski vd. (2015)'nin çalışmalarında

kullandıkları termokupl mastarına benzer bir mastar 3mm çapında çelik boru malzemeden yapılmıştır. Bu işlem sonrasında, her bir ölçüm yapılacak delme işlemi öncesinde pilot delik açılması zorunluluğu ortadan kaldırılmıştır, yapılan bir önceki deney termokupl için pilot delik görevi görmüştür. Yapılan mastara ait görüntü ve termokuplun yerleşim planı Şekil 3.6’da verilmiştir.



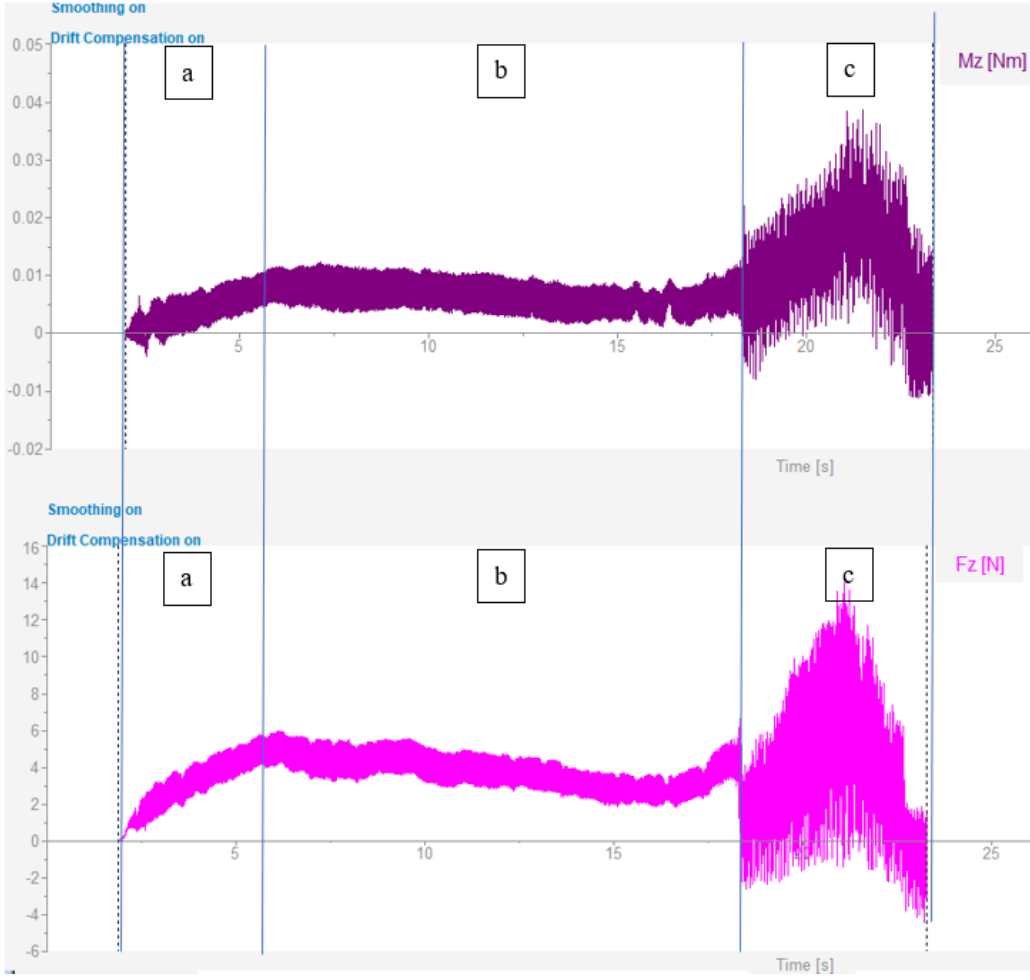
**Şekil 3.6** a) Sıcaklık ölçümü için genel delme planı, b) termokupl ile matkap ucu (yeni delme noktası) arasındaki mesafe, c) termokupl mastarının genel görünüşü, d) kesit görünüşü ve sıcaklık ölçüm mesafesi

Bu deneyler daha öncede bahsedildiği gibi CNC 3 eksenli dikey freze tezgâhında

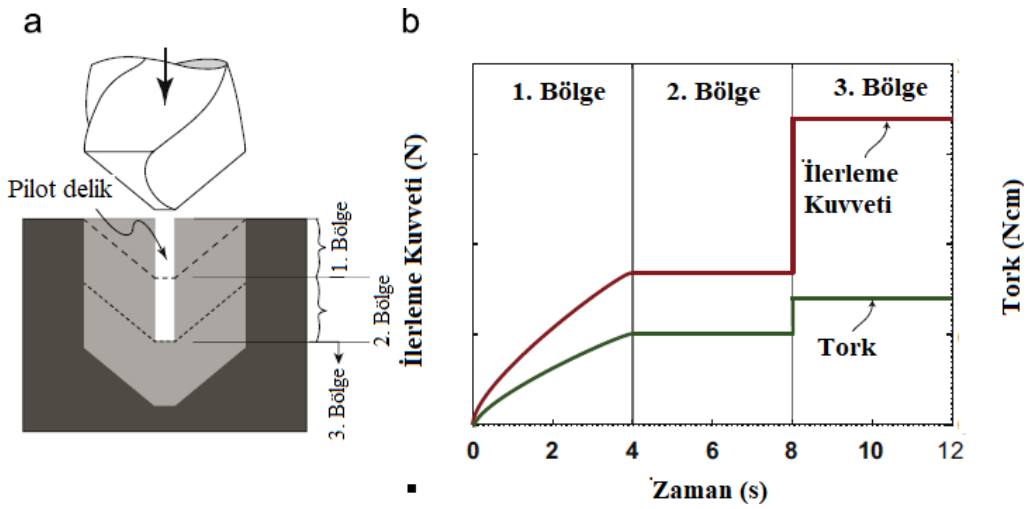
gerçekleştirildi. Kemik delme esnasında meydana gelen kuvvet ve torkun ölçülme işlemi ise mikro işleme tezgâhında gerçekleştirildi. Kuvvet ve tork verileri ise Şekil 3.7’de gösterilen Kistler marka 9119AA1 model dinamometre ve Kistler marka 5070 model çok kanallı amplifikatör aracılığı ile bilgisayara gönderilmiştir. Bilgisayarda DynoWare isimli yazılım sayesinde gönderilmiş olan sinyallerin ortalamaları alınarak kullanılmıştır. Delik delme sırasında elde edilen ham verilerin bir örneği Şekil 3.8’de gösterilmiştir. Buna göre şekilde belirtilen her iki veri içinde en stabil görünen bölgelerden (Şekil 3.8b) ortalama değerleri alınmış ve değerlendirilmiştir. Bunun sebebi Şekil 3.9’da şematik olarak gösterilen kesme bölgelerinden, 1. bölgede matkap ucunun kemiğe nüfuz etmesiyle artan kuvvet, 2. bölgede kesme kenarı tamamen kemiğin içindeyken kuvvetler sadece kesme dudaklarından kaynaklanır. 3. Bölgede ise oluşan kuvvetler keski kenarı ve kesme dudaklarında oluşan kuvvetlerin toplamıdır (Lee vd. 2012b). Bu sebeple bu stabil bölgeden veri almak en uygundur.



Şekil 3.7 a) Kistler 9119AA1 dinamometre, b) Kistler 5070 çok kanallı amplifikatör.



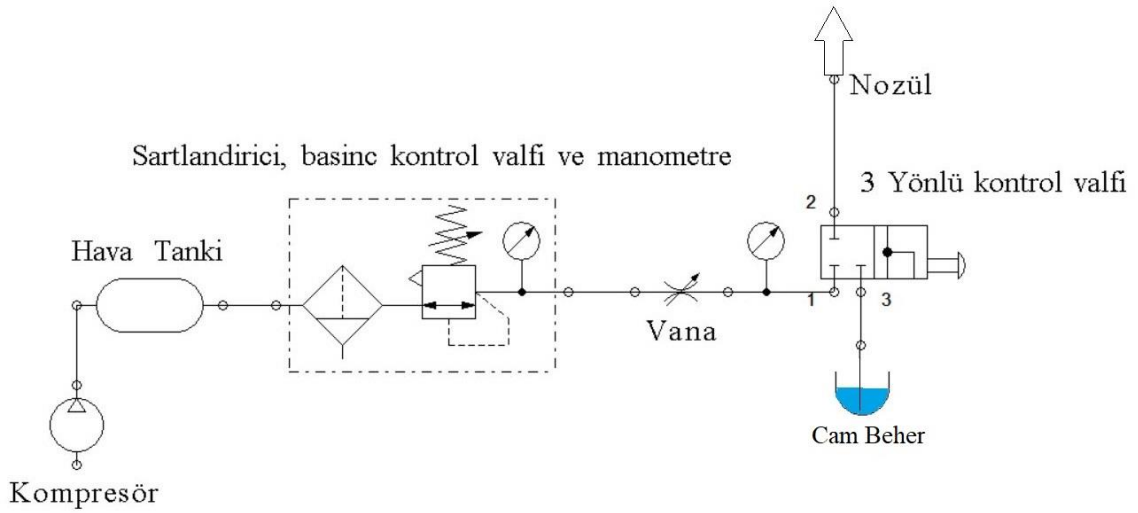
**Şekil 3.8** Ham kuvvet ve tork verileri (smooth uygulanmış), a) matkap ucunun kemiğe nüfuz ettiği bölge, b) delme işleminin stabil devam ettiği bölge, c) matkap ucunun kemikten ayrıldığı bölge.



**Şekil 3.9** Bir pilot delik (a) üç ayrı kesme bölgesi ve (b) ilgili itme kuvveti ve tork varlığında delme grafiği (Lee vd. 2012b).

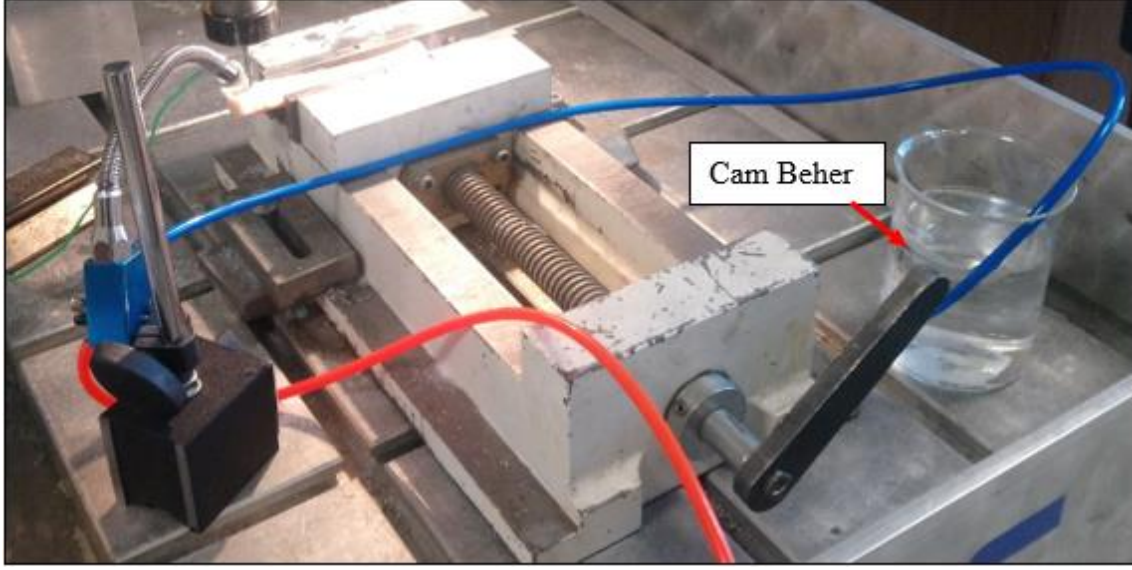
### 3.4 Soğutma Sistemi ve Soğutucu Akışkanlar

Kemik delme deneyleri soğutmasız, sıvı soğutmalı, basınçlandırılmış hava ile ve  $-5^{\circ}\text{C}$  basınçlandırılmış hava ile yapılmıştır. Soğutma sistemi, kompresör, 3 yönlü kontrol valfi, cam beher ve nozülünden oluşmaktadır. Soğutma sistemine ait şematik gösterim Şekil 3.10'da verilmiştir ve kurulmuş hali Şekil 3.11'de verilmiştir. Buna göre, kompresörde basınçlandırılan hava 3 yönlü valfe girmekte ve cam beherin içine giren hortum içerisinde oluşan vakum ile salin sıvısı (%0,9 NaCl çözeltisi) sisteme dahil edilerek nozülünden kesme bölgesine verilmektedir. Nozül her bir delme öncesinde matkabın helis açısına uygun biçimde konumlandırılmıştır. Salin sıvısının debisi valf üzerindeki elle kontrol musluğundan ayarlanarak 2 farklı debi için deneyler gerçekleştirilmiştir.



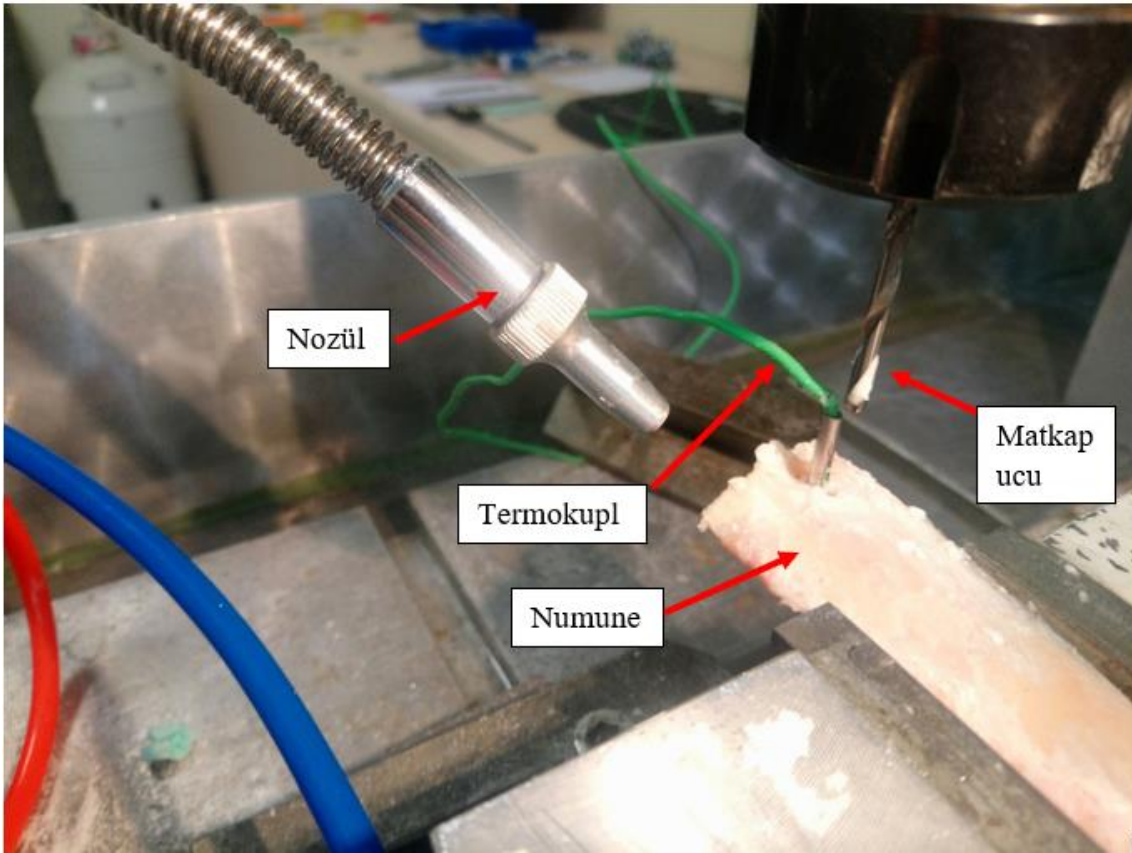
Şekil 3.10 Soğutma sisteminin şematik gösterimi.





Şekil 3.11 Soğutma düzeneği.

Şekil 3.12’de nozülün kesme bölgesine konumlandırılma şekline ait bir görsel verilmiştir.



Şekil 3.12 Soğutucu nozülünün konumlandırılma şekli.

Soğutma sıvısının debileri 0,016 l/dk ve 0,04 l/dk olarak ayarlanmış ve her bir debi için deneyler yapılarak maksimum kemik sıcaklığı ölçülmüştür. Aynı zamanda cerrahi uygulamada kullanılan şırınga içerisinde bizzat kesme bölgesine damlatma yapılarak uygulanan soğutma işlemi de denenmiştir. Soğutma sisteminde soğutucu olarak hava kullanıldığı durumda, içerisine salin sıvısı doldurulmuş olan cam beher boşaltılmış ve sisteme dahil edilen sıvı hattı vana üzerinden kesilmiştir. Sistemde devamlı 2 bar basınçta hava verilmesini sağlayacak şekilde kompresör üzerindeki ayar vanası ayarlanmıştır. Soğutulmuş hava için CO<sub>2</sub> tüpü kullanılmıştır. Havanın sıcaklığı debisi değiştirilerek ayarlanmış, soğuk havanın çıktığı nozüle 2 cm uzaklığa termokupl yerleştirilerek, sistem dengelenene kadar çalıştırılmış ve yaklaşık 1 dakikalık ölçümün ardından termokuplun ölçtüğü sıcaklık -5°C de sabitlenmiştir. Soğutulmuş havanın soğutucu akışkan olarak kullanıldığı deneylerde de nozül, diğer akışkanlarda olduğu gibi matkap helis açısına uygun bir şekilde pozisyonlandırılmıştır. Uygulanan tüm soğutma metotları Çizelge 3.6'da verilmiştir.

**Çizelge 3.6** Uygulanan soğutma metotları ve soğutucuların debi ve sıcaklıkları.

<b>Akışkan</b>	<b>Debi (l/dk)</b>	<b>Oda Şartlarındaki sıcaklığı (°C)</b>
Salin	0.016	16
Salin	0.04	16
Salin(Damla Sulama)	-	16
Hava		16
Hava		-5

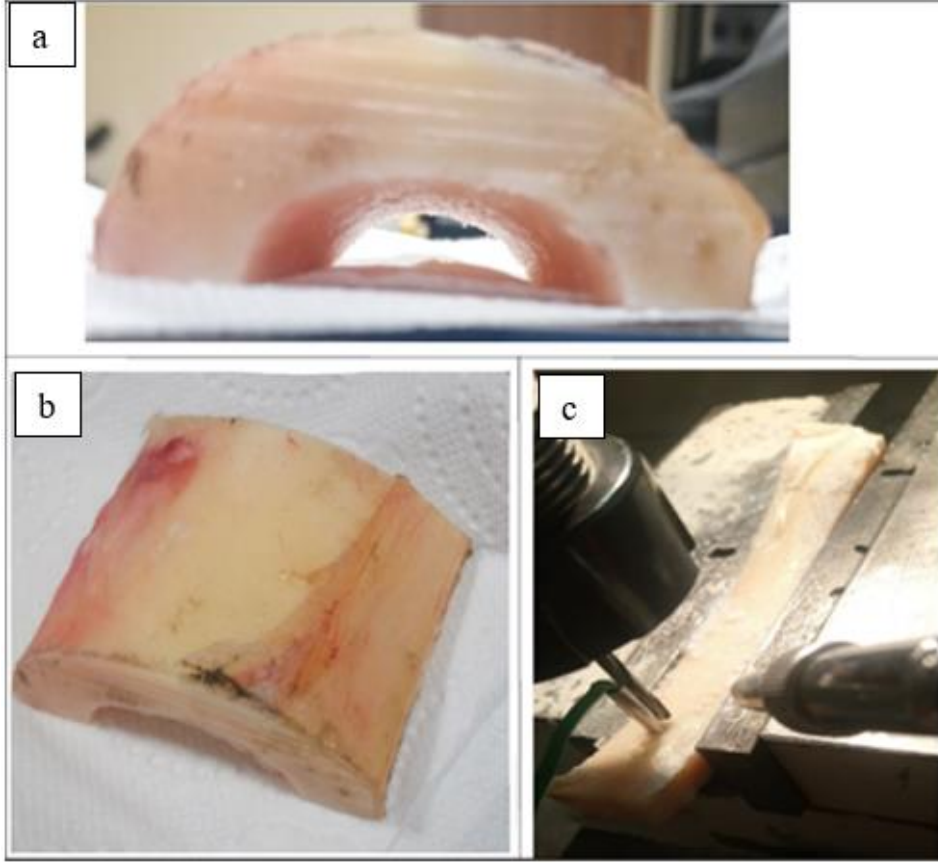
### **3.5 Numunelerin Hazırlanması**

Deneylerde kullanılan femur kemikleri Afyonkarahisar ilindeki yerel mezbahalarda ticari amaçlarla öldürülen, görünür bir hastalığı bulunmayan ve 1 yaşından küçük sığırlardan temin edilmiştir. Deneyler hayvanların ölümünü takip eden 12 saat içerisinde yapılmıştır. Çünkü kemik dolaşım sistemin ayrıldıktan sonra dehidrolize olarak sertleşmektedir. Kemikler bir bütün halinde alındıktan sonra, tezgâhlarda mangelere bağlanabilecek boyutlarda numuneler oluşturulmuştur. Kuvvet ve tork ölçümü için

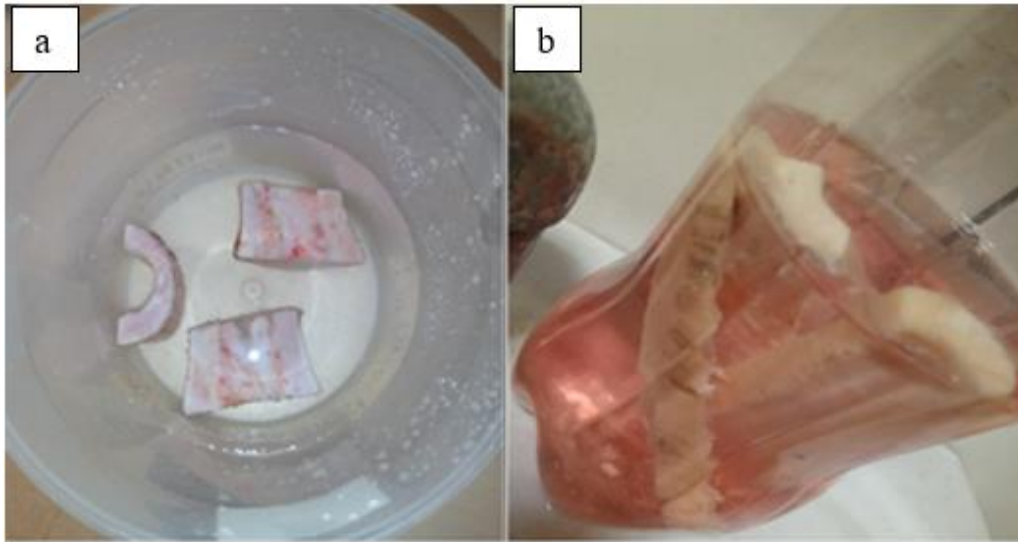
hazırlanan numuneler 4 cm uzunluğundadır ve kemik kendi ekseninden ortaya ayrılmış silindir formu bozulmuştur. Aynı şekilde sıcaklık ölçümlerinin yapılacağı numuneler kemiğin kalınlığının etkilerini en aza indirmek kemiğin morfolojik yapısının sabit kalmasını sağlamak için 15 cm uzunluğundaki numuneler hazırlanarak yapılmıştır. Benzer şekilde kemik yine ekseninden iki parçaya ayrılmıştır. Kemiklerin bu şekilde numunelere ayrılma işlemi Şekil 3.13'te gösterilen dikey şerit testerede gerçekleştirilmiştir. Bu numuneler Şekil 3.14'te gösterilmiştir. Deneylere başlanmadan önce ilik kısmı kemikten ayrılmış ve sadece kortikal kemik üzerinde delme işlemi yapılmıştır. Numuneler delme işlemine girene kadar Şekil 3.15'te gösterildiği gibi 16°C salin sıvısı içerisinde bekletilmiş ve dehidrolizasyonun deney sonuçlarına etkisi en aza indirilmek istenmiştir.



**Şekil 3.13** Kemiklerin parçalanarak deney numunelerinin hazırlandığı dikey şerit testere.



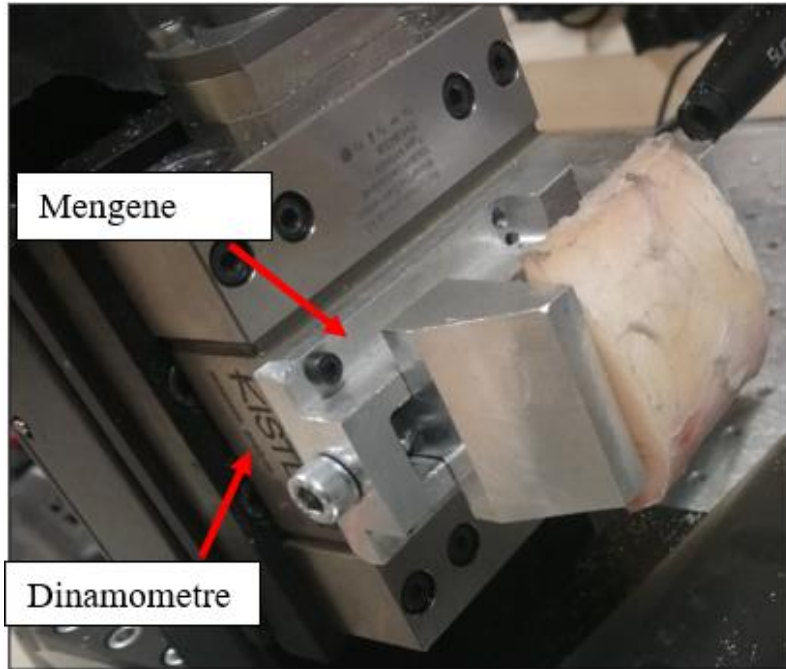
**Şekil 3.14** Deney numuneleri, a) kuvvet ve tork deneyleri için hazırlanmış numune (kesitten), b) kuvvet ve tork deneyleri için kesilmiş numune, c) sıcaklık ölçüm deneyleri için hazırlanmış numune (delme işleminden hemen önce).



**Şekil 3.15** Salin sıvısında bekletilen numuneler, a) kuvvet ve tork ölçümünde kullanılacak numuneler, b) sıcaklık ölçümünde kullanılacak numuneler.

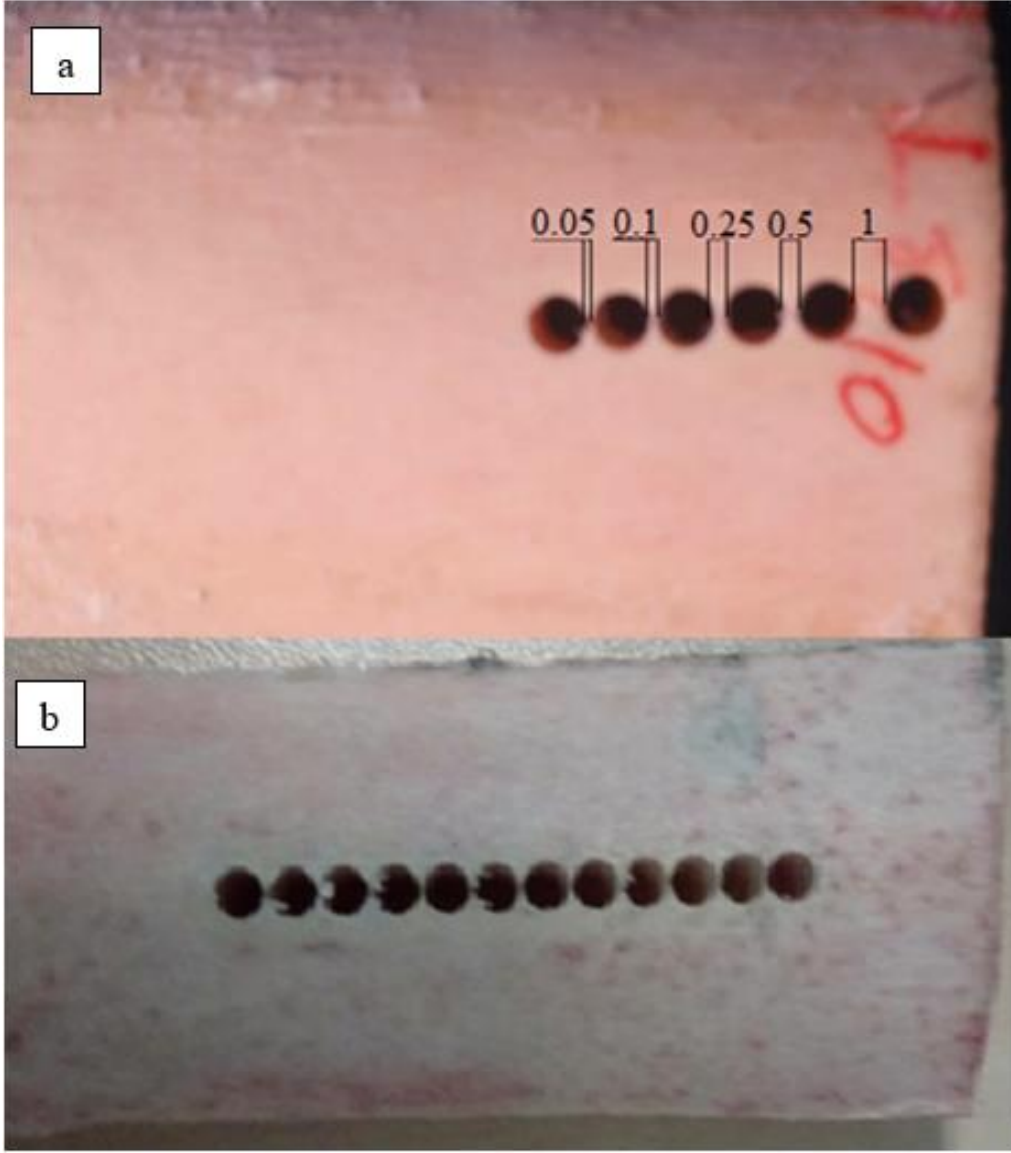
Literatürde yer alan bir çalışmada (Alam vd. 2016a) matkap kanallarının tıkanmasını engellemek için periosteum isimli ince elastik zar matkap ucu kanallarının tıkanmasına sebep olabileceğinden dolayı soyulmuştur. Bu film salin sıvısında bekletilen deney numuneleri üzerinde gözlemlenmiştir ancak soyulması işlemi yapılmamıştır. Bu işlemin yapılmamasının sebebi, deneylerin cerrahi kemik delme operasyonları ile benzerliğini bozacağı düşüncesi olmuştur.

Kuvvet ve tork ölçümlerinin yapıldığı Kistler 9119AA1 dinamometresinin üzerine monte edilmek üzere küçük bir alüminyum mengene tasarlanıp üretilmiştir. Bu mengene tüm delme kuvveti ve torku ölçümlerinde kullanılmıştır. Üretilip kullanılan bu mengene Şekil 3.16'da gösterilmektedir. Şekil 3.17a'da ölçüm mesafesinin ölçme sonuçlarına etkilerinin incelendiği deney numunesinin deneylerden sonraki görüntüsü verilmiştir. Şekil 3.17b'de sıcaklık ölçümlerinin yapıldığı deney numunesinin deneylerden sonraki bir görüntüsü verilmiştir. Hazırlanan bu deney numuneleri alındığı hayvanın ölümü üzerinden 12 saat geçmeyecek şekilde planlanarak derhal kullanılmıştır. Böylelikle kemik dehidrolizasyonunun etkilerinin azaltılması hedeflenmiştir.



**Şekil 3.16** Kuvvet ve tork ölçüm deneyleri için üretilen mengene ve üzerine bağlanmış bir numunenin görüntüsü.





**Şekil 3.17** a) Ölçüm mesafesinin ölçüm sonuçlarına etkilerinin incelendiği deney numunesi, b) Maksimum kemik sıcaklığı ölçümlerinin yapıldığı deney numunesi (delikler arası 0,1mm).

### 3.6 Kesme Parametreleri ve Deney Takımları

Çalışmanın önemli bir kısmı da, kesme parametrelerinin maksimum kemik sıcaklığına, ilerleme kuvvetine ve torka etkileri araştırılmıştır. Bunun için literatürle de uyumlu olarak bazı kesme hızı ve ilerleme hızı değerleri seçilmiştir. Seçilen bu kesme hızı ve ilerleme hızı değerleri Çizelge 3.7’de verilmiştir.

**Çizelge 3.7** Uygulanan kesme parametreleri.

<b>Kesme Parametresi</b>	<b>Değer</b>
Devir sayısı (rpm)	3000, 5000, 7500, 10000
İlerleme Hızı (mm/s)	0,25, 0,5, 1

Buna göre, devir sayısının kemik delme üzerindeki etkilerinin araştırıldığı deneylerde matkap ucu için geometrik referans parametreler,  $110^\circ$  uç açısı,  $30^\circ$  helis açısına sahip WC-Co malzemeden üretilmiş takım iken, referans ilerleme hızı 0,5 mm/s seçilmiştir. İlerleme hızının etkilerinin araştırıldığı deneylerde, matkap ucu için geometrik referans parametreler,  $110^\circ$  uç açısı,  $30^\circ$  helis açısına sahip WC-Co malzemeden üretilmiş takım iken, devir sayısı 3000 rpm seçilmiştir. Benzer şekilde uç açısının etkilerinin araştırıldığı deneylerde devir sayısı 3000 rpm, ilerleme hızı 0,25 mm/s ve helis açısı  $19^\circ$ , WC-Co matkap ucu kullanılmıştır. Helis açısının kemik delme üzerindeki etkilerinin araştırıldığı deneylerde, devir sayısı 3000 rpm, ilerleme hızı 0,25 mm/s iken uç açısı  $110^\circ$  WC-Co malzemeden üretilmiş matkap ucu kullanılmıştır. Soğutucu akışkanların maksimum kemik sıcaklığı üzerindeki etkilerinin araştırıldığı deneylerde devir sayısı 3000 rpm, ilerleme hızı 0,25 mm/s iken,  $110^\circ$  uç açısı,  $19^\circ$  helis açısına sahip WC-Co malzemeden üretilmiş matkap ucu kullanılmıştır. Gagalama metodunun maksimum kemik sıcaklığı üzerindeki etkilerinin araştırıldığı deneylerde devir sayısı 3000 rpm, ilerleme hızı 0,25 mm/s iken,  $110^\circ$  uç açısı,  $19^\circ$  helis açısına sahip WC-Co malzemeden üretilmiş matkap ucu kullanılmıştır. Matkap ucu malzemesinin kemik delme üzerindeki etkilerinin araştırıldığı deneylerde devir sayısı 3000 rpm, ilerleme hızı 0,25 mm/s iken,  $110^\circ$  uç açısı,  $19^\circ$  helis açısına sahip matkap uçları kullanılmıştır.

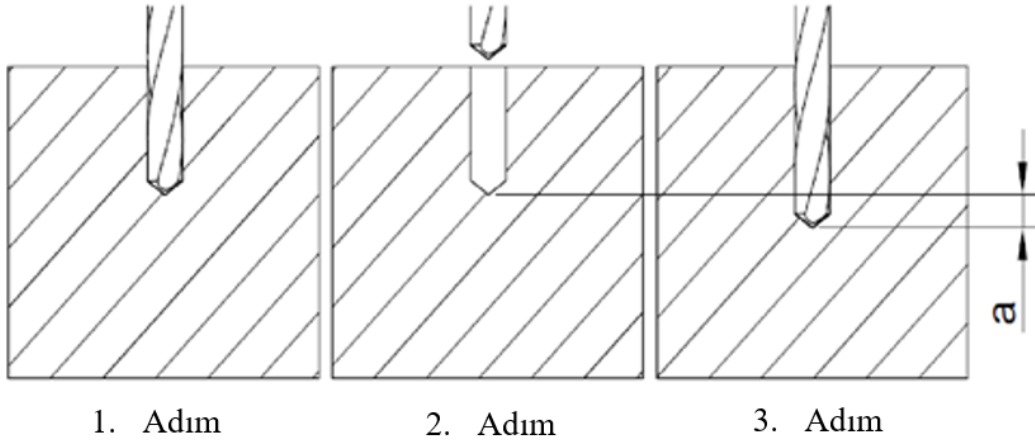
Kemik delme üzerindeki etkileri araştırılan tüm parametreler, tüm değişkenler ve tüm referans parametreleri Çizelge 3.8’de verilmiştir. Her bir parametre için standart sapma ve hata değerlerini en aza indirmek amacıyla üçer adet deney gerçekleştirilmiştir. Ancak literatürde hakkında fikir bütünlüğü olmayan uç açısı gibi parametrelerde deney sayısı 9’a kadar çıkartılmıştır. Bu tür parametrelerin deney sayıları bulgular kısmında belirtilecektir. Tüm parametreler için yapılan deneylerde ölçülen sonuçların aritmetik ortalamaları dikkate alınmıştır.

**Çizelge 3.8** Deney takımları, referans parametreler ve değişken parametreler.

Etkisi Araştırılan Parametre	Değişken Değerleri	Referans Parametreler						
		Takım Malzemesi	n(rpm)	V <sub>f</sub> (mm/s)	φ (°)	λ (°)	Soğutma Metodu	Delme Metodu
n (rpm)	3000, 5000, 7500, 10000	WC-Co	-	0,25	110	30	Kuru	Sürekli
V <sub>f</sub> (mm/s)	0,25, 0,5, 1	WC-Co	3000	-	110	30	Kuru	Sürekli
φ (°)	70, 90, 110, 130	WC-Co	3000	0,25	-	19	Kuru	Sürekli
λ (°)	12, 19, 30	WC-Co	3000	0,25	110	-	Kuru	Sürekli
Malzeme Farkı	WC-Co, AISI 316L	-	3000	0,25	110	19	Kuru	Sürekli
Soğutma Metodu	-Kuru, -Salin (damlatma, 0,016 l/dk, 0,04 l/dk)	WC-Co	3000	0,5	110	19	-	Sürekli Gagalama
Delme Yöntemi	-Sürekli, -Gagalama	WC-Co	3000	0,25	110	19	-Tüm soğutma tipleri Kuru	-

Deneylerde uygulanan delme metotları sürekli delme, 1 mm delip tekrar çıkma ve 2 mm delip tekrar çıkmadır. Bu iki gagalama metotları çalışmanın devamında, 1 mm gagalama için Gagalama Tip-1, 2 mm gagalama için Gagalama Tip-2 olarak isimlendirilmiştir. Gagalama tiplerine ait şematik gösterim Şekil 3.18'de gösterilmiştir. Buna göre, gagalama metodunda, delme adımı kadar delme işlemi yapılır matkap ucu delikten tamamen çıkartılır ve akabinde delme adımı kadar delme işlemi yapılır. Bu işlem delik tamamen açılana kadar devam edilir.





Gagalama Tip-1 →  $a = 1\text{mm}$

Gagalama Tip-2 →  $a = 2\text{mm}$

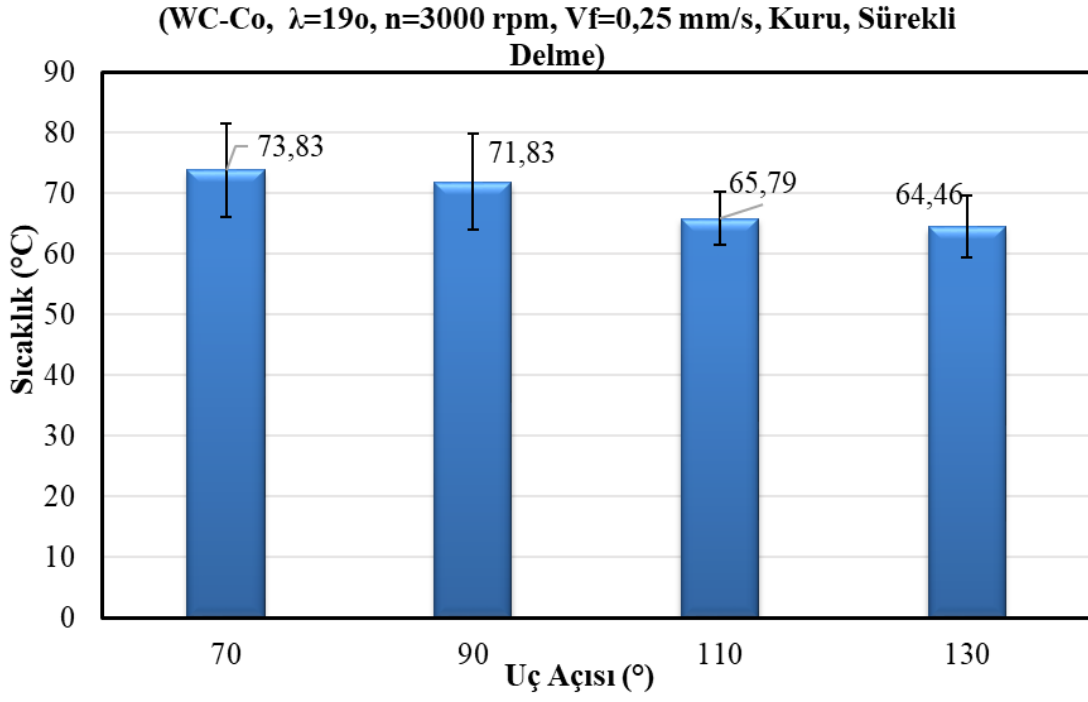
Şekil 3.18 Gagalama tekniğinin şematik gösterimi.

## **4. BULGULAR**

### **4.1 Kesici Takım Geometrisinin Kemik Delme Üzerindeki Etkileri**

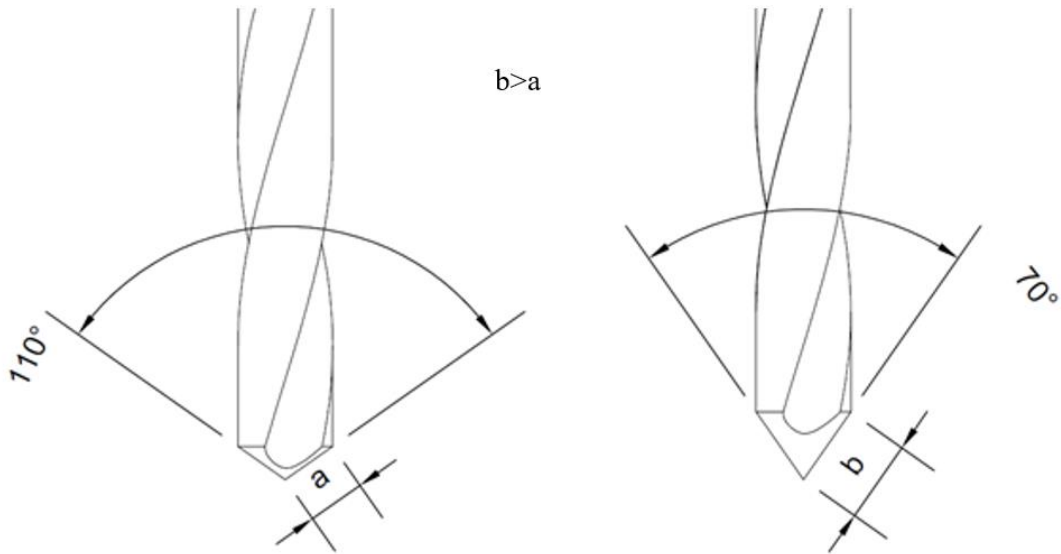
#### **4.1.1 Uç Açısının Etkileri**

Uç açısının kemik delme üzerindeki etkilerini incelemek için, referans parametreler ile deneyler gerçekleştirilmiştir. Literatürde uç açısı ile ilgili kesin bir sonuç bulunamadığı için uç açısının etkisini tespit edebilmek adına deney sayısı 9'a kadar çıkartıldığı zamanlar olmuştur. Her bir uç açısı için elde edilen maksimum ve minimum sıcaklık değerleri de hata çubuğu olarak grafiğe dâhil edilmiştir. Şekil 4.1'de matkap uç açısının sıcaklık üzerindeki etkisi gösterilmiştir. Sonuçlara göre, uç açısı arttıkça maksimum kemik sıcaklığında bir düşüş gözlemlenmektedir. Sonuçlar Akhbar ve Yusoff (2018)'un çalışmalarında ki 70° uç açısından 130° uç açısına kadar olan sonuçlara benzerlik göstermektedir. Uç açısının artması ile kesme kenarı uzunluğunun azalması kemik malzemesinde kayma deformasyonunun gerçekleşeceği 1. Deformasyon bölgesinin hacmen azalması anlamına gelmektedir. Daha da önemlisi, artan uç açısıyla birlikte, kesici ağızların kemiğe tam anlamıyla dalma süresini azaltır. Bu da delme işleminin daha kısa sürede gerçekleşmesi anlamına gelir. Sonuç olarak matkap ile kemik arasında daha az sürtünme süresi, bu da daha az ısı üretimi anlamına gelir.



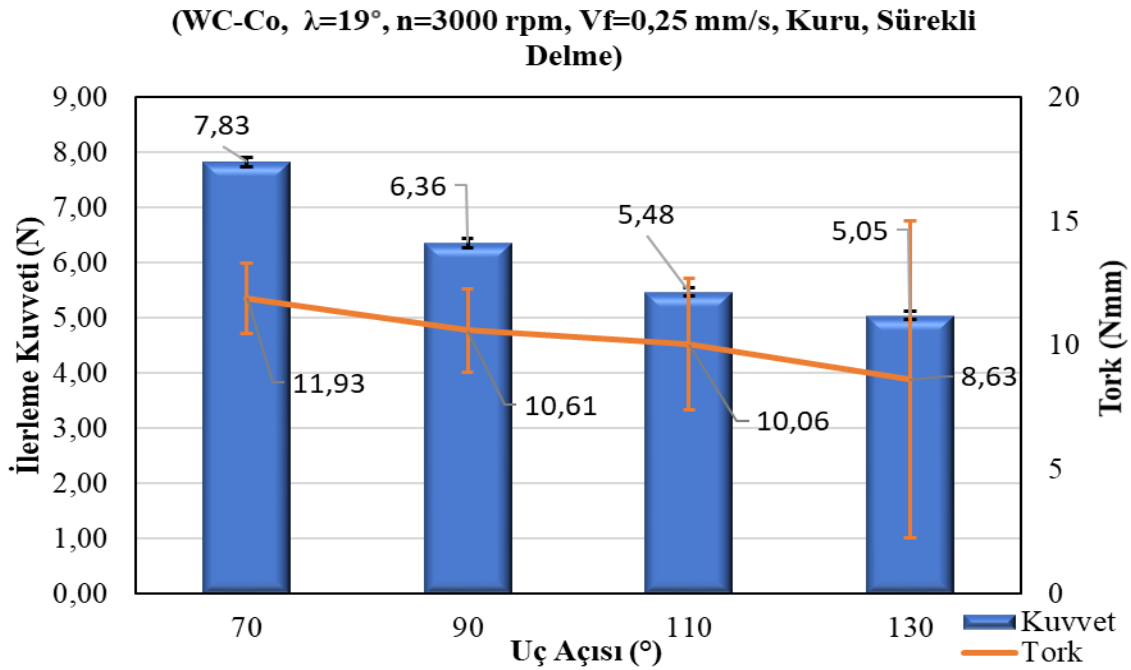
**Şekil 4.1** Matkap uç açısının sıcaklık üzerindeki etkileri.

Aynı çapta, uç açısının artması ile kesme kenarı uzunluğu azalmaktadır. Bu azalma Şekil 4.2’de şematik olarak gösterilmektedir. Buna göre uç açısının artması ile kesme kenarı uzunluğu azalmakta ve takım-talaş temas uzunluğu azalmaktadır. Dolayısı ile sürtünmenin azalmasından kaynaklanan bir sıcaklık düşüşü gözlemlenmiştir.



**Şekil 4.2** Matkap uç açısının kesme kenarı uzunluğuna etkisi.

Şekil 4.3'te farklı uç açıları için hem ilerleme kuvveti hem de delme torku üzerindeki etkisi gösterilmiştir. Grafikte dikkati çeken ilk unsur artan uç açısının ilerleme kuvvetinin azalmasına neden olduğudur. Grafiğe göre uç açısı ile ilerleme kuvveti arasında doğrusal bir ilişkiden söz edilebilir. Helisel matkaplarda artan uç açısı kesme kenar uzunluğunun da azalması anlamına gelir (Oswald ve Muñoz 1996). Aynı çapta ama daha düşük uç açısına sahip matkaplarda kesme kenar uzunluğu daha büyüktür. Bu da kesme sırasında ilerleme kuvvetinin artmasına neden olduğu düşünülmektedir. Küçük uç açılı matkap uçlarında yüksek kuvvet değerlerinin görülmesine, delik çevresindeki yüksek sürtünmenin sebep olduğu düşünülmektedir (takım-talaş temas uzunluğunun artması) (Soylu 2007). Artan uç açısı delme torkunun azalmasına neden olduğu Şekil 4.3'den görülmektedir. Dolayısıyla oluşan tork azaldığından, kesme için gerekli enerjide azalmaktadır.

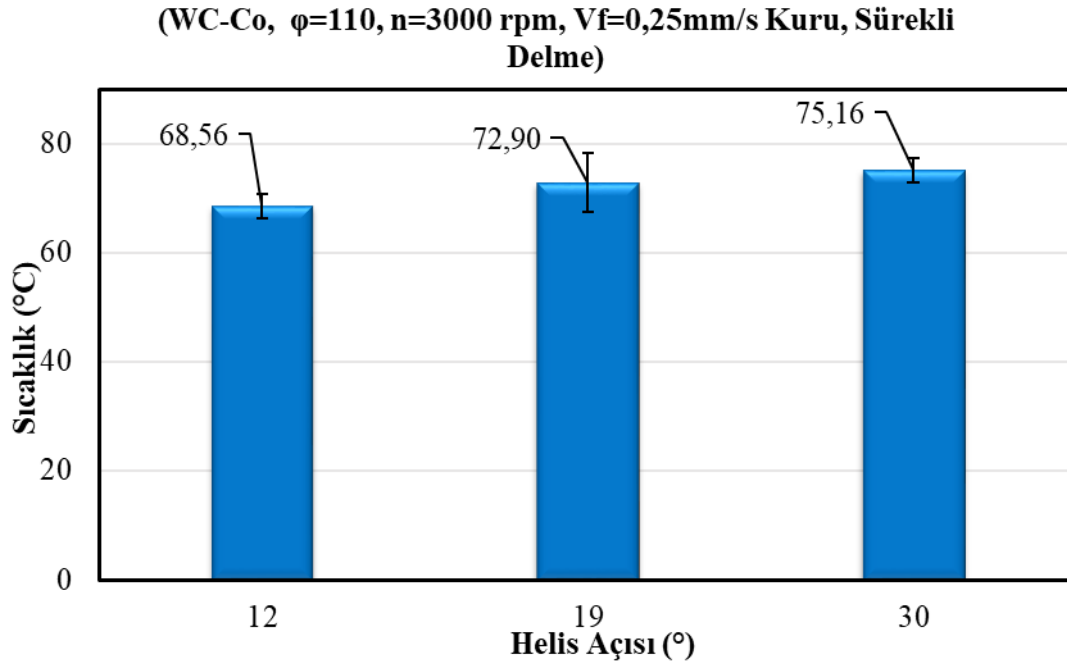


Şekil 4.3 Matkap uç açısının ilerleme kuvveti ve torku üzerindeki etkileri.

#### 4.1.2 Helis Açısının Etkileri

Helis açısının kemik delme üzerindeki etkilerini incelemek için, referans parametreler ile deneyler gerçekleştirilmiştir. Buna göre Şekil 4.4'te matkap helis açısının sıcaklık

üzerindeki etkileri gösterilmiştir. Sonuçlara göre, helis açısı arttıkça maksimum kemik sıcaklığında artış görülmektedir. En yüksek maksimum kemik sıcaklığı 30° helis açısında 75,16°C olarak ölçülmüş ve 12° helis açılı matkap ucunda ise 68,56°C ile en düşük değeri almıştır. Bu sonuçlar Lee vd. (2011)'nin çalışmalarının aksine Akhbar ve Yusoff (2018)'un çalışmalarında aldıkları sonuçlara benzerlik göstermiştir.

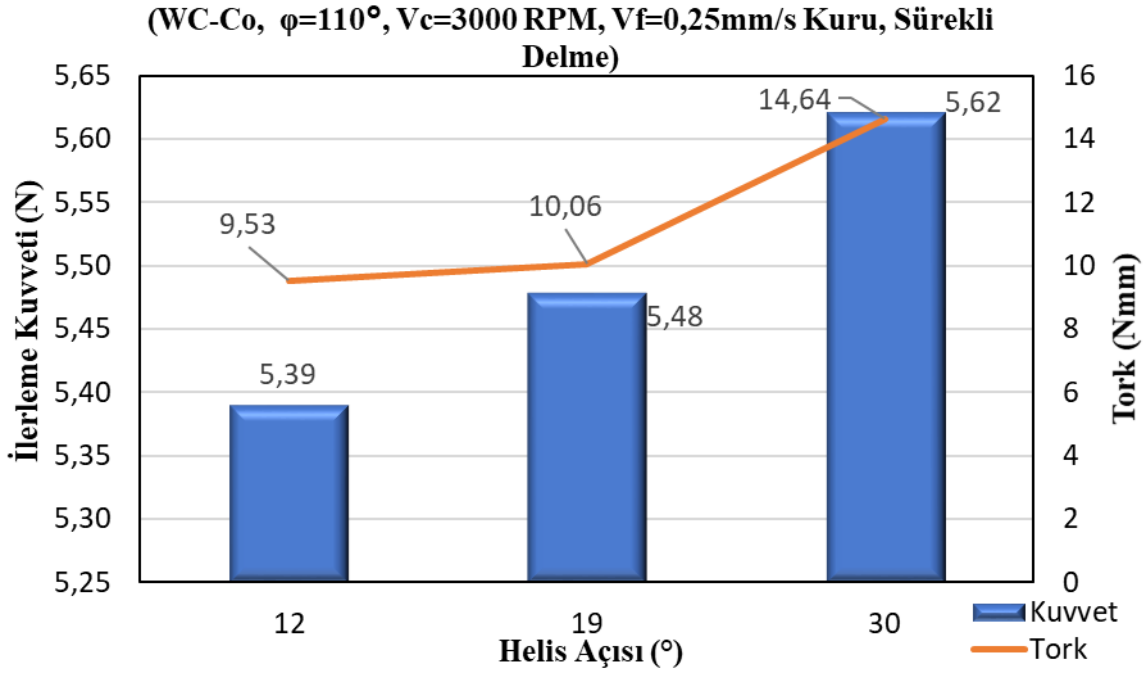


**Şekil 4.4** Matkap helis açısının sıcaklık üzerindeki etkileri

Bu durum, helis açısı arttıkça, aynı kesme hızında matkap ucu kanalları içerisindeki ısı taşıyıcısı olan talaşların kesme bölgesini tahliye etme sürelerinin uzamasına bağlanabilir. Dolayısı ile düşük helis açısına sahip matkap uçlarında kemik talaşları kesme bölgesinden daha hızlı tahliye edilirken, yüksek helis açısına sahip matkap uçlarında tahliye süresi uzayarak talaşın üzerinde barındırdığı ısı kemik dokusuna transfer olacak süreye sahip olmaktadır.

Şekil 4.5'te farklı helis açıları için hem ilerleme kuvveti hem de delme torku üzerindeki etkisi gösterilmiştir. Grafikte dikkati çeken ilk unsur artan helis açısının torkun artmasına neden olduğudur. Helis açısı ile tork arasında doğrusal bir ilişki kurulabilir. Buna göre helis açısı arttıkça tork değerleri artış göstermektedir. Buna sebep olarak,

kanal içerisinde talaş yoğunluğunun artması ve sıkışmasına bağlı olarak 30° helis açısına sahip matkap ucunda ölçülen tork diğerlerine göre daha yüksek değerde olduğu düşünülmektedir. 12° ve 19° helis açısına sahip matkap uçlarında ölçülen tork değerleri arasında ise önemli bir fark görülmemiştir. Ancak Wiggins ve Malkin (1976)'nin çalışmalarında önerdikleri 28° helis açısı, önerinin aksine deney sonuçlarına göre maksimum kemik sıcaklığı ve tork açısından verimsiz bulunmuştur. Deney sonuçlarına göre helis açısının artması ile ilerleme kuvvetinde artış gözlemlenmiştir. Ancak her bir helis açısı için ortalama ilerleme kuvveti değerlerine bakılarak değerlerin birbirine yakınlığından dolayı helis açısı ilerleme kuvveti üzerinde çokta etkili bir parametre olmadığı söylenebilir.

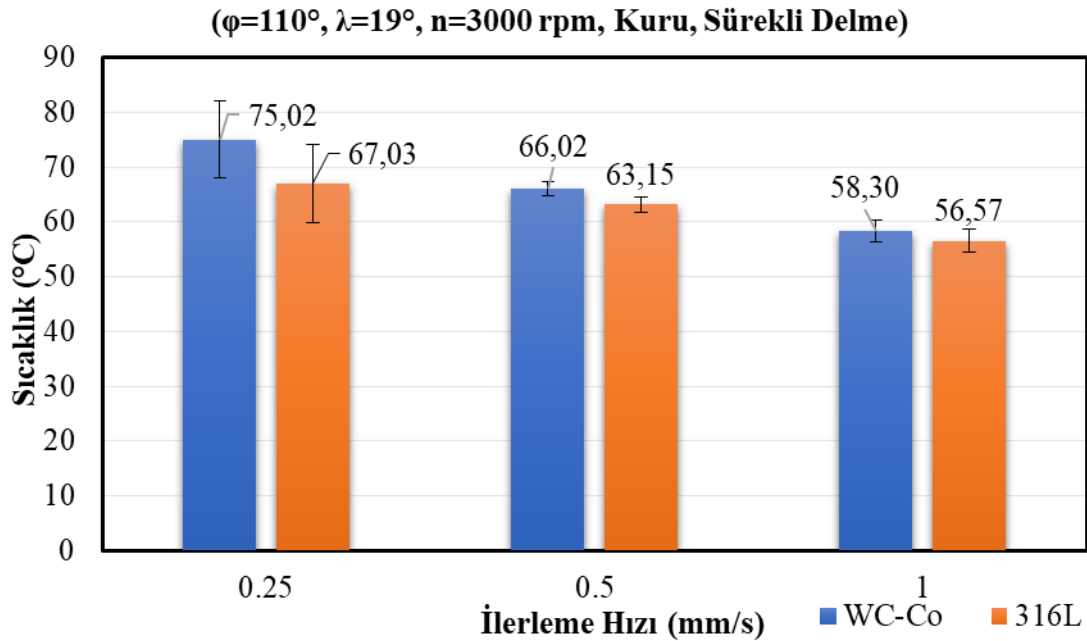


Şekil 4.5 Matkap helis açısının ilerleme kuvveti ve torku üzerindeki etkileri.

#### 4.2 Kesici Takım Malzemesinin Kemik Delme Üzerindeki Etkileri

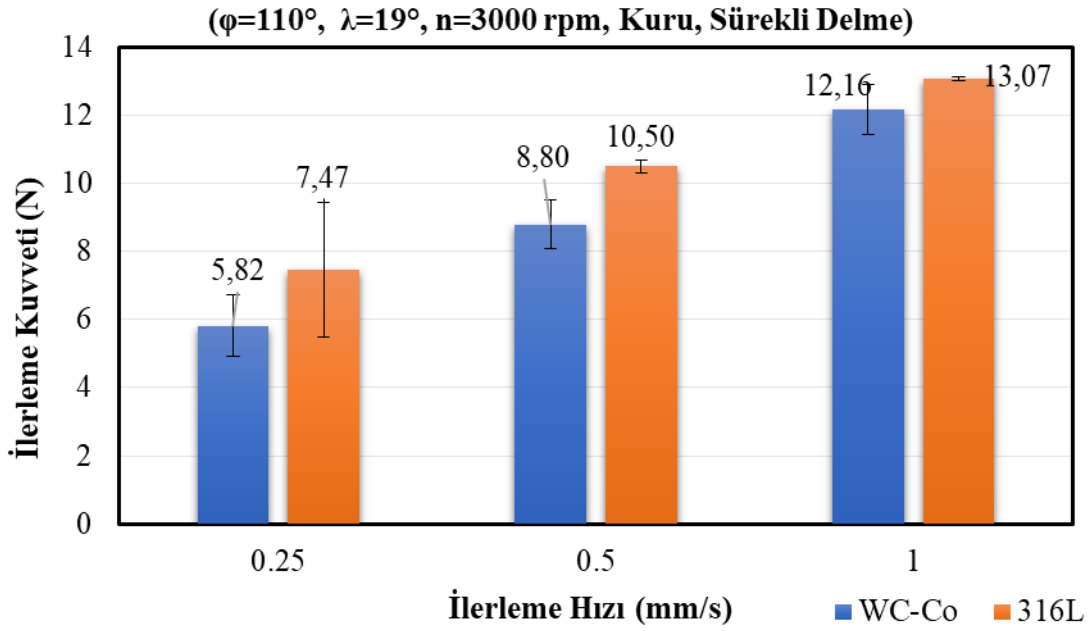
Malzeme farkının etkilerinin kemik delme üzerindeki etkilerinin gözlenmesi için gerçekleştirilen deneyler ilerleme hızına bağlı olacak şekilde gerçekleştirilmiştir. Dolayısı ile 0,25 mm/s, 0,5 mm/s ve 1 mm/s ilerleme hızlarında hem WC-Co takım ile hem de AISI 316L malzeme ile tekrarlanmıştır. Buna göre Şekil 4.6'da matkap ucu

malzemesinin sıcaklık üzerindeki etkileri gösterilmiştir. Sonuçlara göre, her bir ilerleme hızı değeri için AISI 316L malzemesinden üretilmiş matkap uçlarında WC-Co malzemeden üretilmiş matkap uçlarına göre nispeten daha düşük maksimum kemik sıcaklığına ulaşıldığı gözlemlenmiştir. 0.25 mm/s ilerleme hızı için WC-Co malzemeden üretilmiş matkap ucunda 75,02°C maksimum kemik sıcaklığına ulaşılırken AISI 316L paslanmaz çeliğinden üretilen matkap ucunda ise 67,02°C maksimum kemik sıcaklığına ulaşılmıştır. Bu fark ilerleme hızı arttırıldığında düşüş göstermiş ve 1 mm/s ilerleme hızı için malzemeler arası sebep olunan maksimum kemik sıcaklığı farkı 1,73°C ye kadar düşmüştür. İki malzemenin de termal iletkenlik katsayıları ve ısı kapasiteleri dikkate alındığında ( $K_{316L@293K} = 13,26 \text{ Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$  ve  $K_{WC-Co@273K} = 34,3 \text{ Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$  (Toparlı vd. 2007),  $C_{p316L@293K} = 452 \text{ J.kg}^{-1}\text{K}^{-1}$  ve  $C_{pWC-Co} = 234 \text{ J.kg}^{-1}\text{K}^{-1}$  (Umbrello vd. 2007)) AISI 316L paslanmaz çeliği, ısıyı iyi iletmediğinden ve ısı kapasitesi daha yüksek olduğundan daha az sıcaklık artışı ile daha fazla ısıyı üzerinde taşıyabilmektedir. Aynı zamanda 316L malzemesi düşük ısı iletkenliğine rağmen daha yüksek ısı kapasitesi sebebiyle, daha az sıcaklık artışı ile kesme bölgesinde oluşan ısının daha büyük bir miktarını üzerinde taşıyabilmektedir. Bu da kesme bölgesindeki sıcaklık artışını etkileyecektir.



**Şekil 4.6** Matkap malzemesinin sıcaklık üzerindeki etkileri.

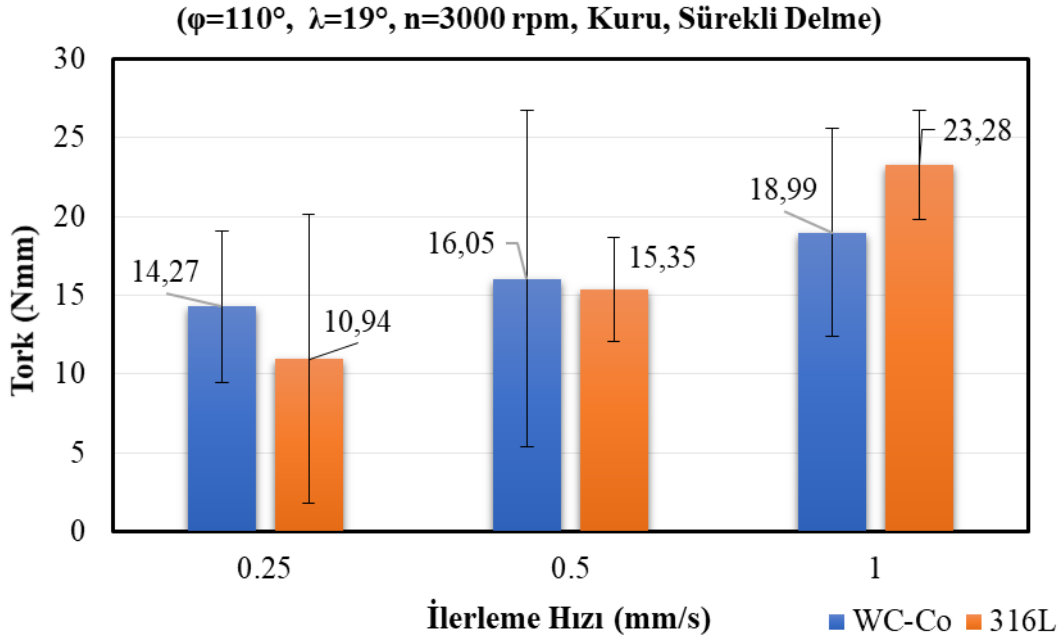
Şekil 4.7’de yapılan deneyler sonucunda matkap ucu malzemesinin ilerleme kuvveti üzerindeki etkileri verilmiştir. Deney sonuçlarına göre her bir ilerleme hızı için oluşan ilerleme kuvveti AISI-316L çeliğinden üretilmiş matkap uçlarında, WC-Co malzemeden üretilmiş matkap uçlarına göre nispeten daha yüksek olarak gözlemlenmiştir.



Şekil 4.7 Matkap malzemesinin ilerleme kuvveti üzerindeki etkileri.

Şekil 4.8’de ise yapılan deneyler sonucunda matkap ucu malzemesinin kesme sırasında oluşan tork üzerindeki etkisi verilmiştir. Deney sonuçlarına göre delme sırasında meydana gelen tork 0,25 mm/s ve 0,5 mm/s ilerleme hızlarında WC-Co malzemeden üretilmiş matkap ucunda AISI-316L çeliğine göre daha yüksek iken 1 mm/s ilerleme hızında AISI-316L çeliğinden üretilmiş matkap uçlarında daha yüksek olarak gözlemlenmiştir. İlerleme kuvvetinin paslanmaz çelik malzemede daha yüksek olmasının sebebi, WC-Co malzemenin kesiciliğinin daha yüksek olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.



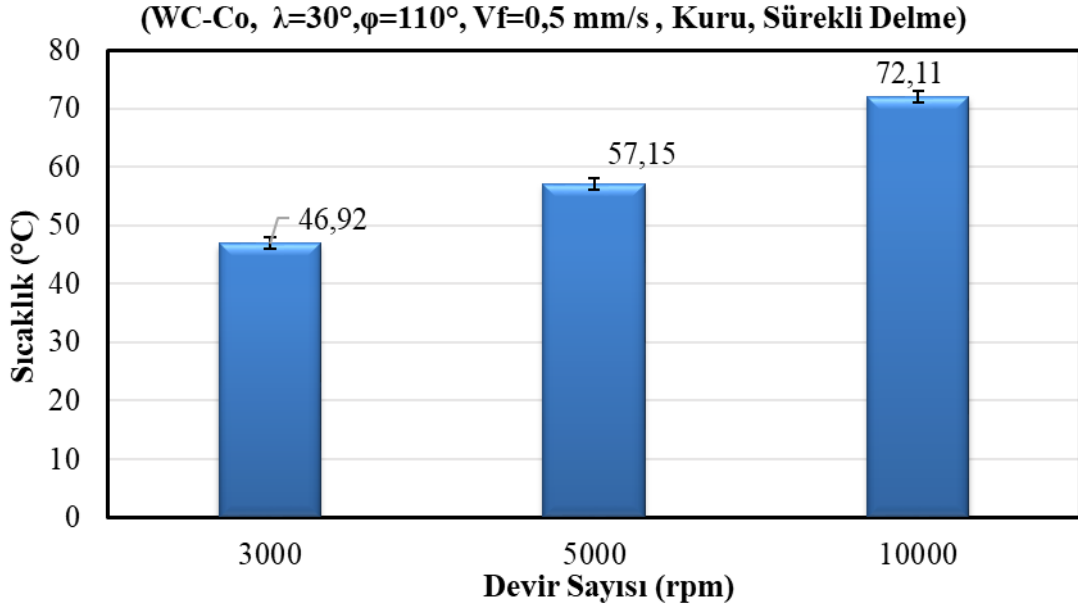


Şekil 4.8 Matkap malzemesinin tork üzerindeki etkileri.

### 4.3 Kesme Parametrelerinin Kemik Delme Üzerindeki Etkileri

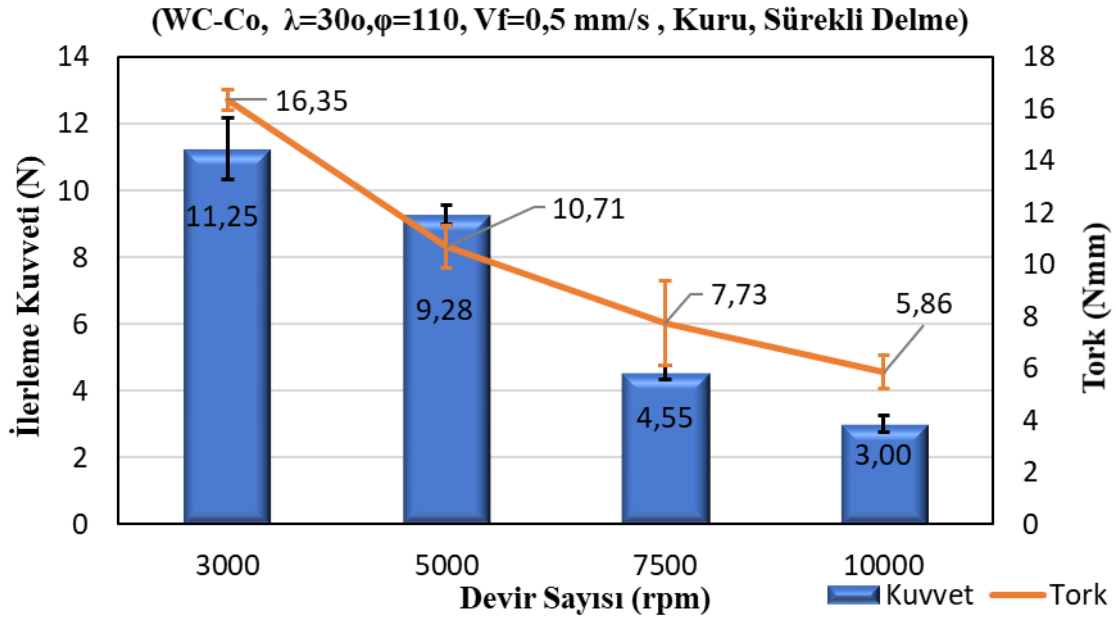
#### 4.3.1 Devir Sayısının Etkileri

Kesme parametrelerinden olan devir sayısının kemik delme üzerindeki etkilerini incelemek için, referans parametreler ile deneyler gerçekleştirilmiştir. Sıcaklık ölçümlerinde 3000 rpm, 5000 rpm ve 10000 rpm devir sayıları incelenmiştir. Buna göre Şekil 4.9'da devir sayısının maksimum kemik sıcaklığı üzerindeki etkileri gösterilmiştir. Sonuçlara göre, devir sayısı arttıkça maksimum kemik sıcaklığında artış görülmektedir. Bu durum 1. deformasyon bölgesindeki kayma gerilme oranının artmasına, matkap ucu ile kemik arasındaki sürtünmenin artmasına ve matkap ucu üzerindeki talaş yüzeyi boyunca talaş akış hızının artmasına bağlanabilir. En yüksek maksimum kemik sıcaklığı 10000 rpm kesme hızında  $72,11^\circ\text{C}$  olarak ölçülmüş ve 3000 rpm kesme hızında ise  $46,92^\circ\text{C}$  ile en düşük değeri almıştır. Deney sonuçları Wang vd. (2014)'nin çalışmalarındaki sonuçlarına benzerlik göstererek, kesme hızı arttıkça maksimum kemik sıcaklığında artış gözlemlenmektedir.



Şekil 4.9 Devir sayısının sıcaklık üzerindeki etkileri.

Şekil 4.10’da yapılan deneyler sonucunda devir sayısının hem ilerleme kuvveti hemde torku üzerindeki etkileri verilmiştir. Kuvvet ve torkun incelendiği deneylerde 3000 rpm, 5000 rpm, 7500 rpm ve 10000 rpm devir sayıları incelenmiştir. Deney sonuçlarına göre maksimum ilerleme kuvveti 3000 rpm devir sayısında 11,25 N olarak ölçülmüştür ve en düşük ilerleme kuvveti 10000 rpm devir sayısında 3 N olarak ölçülmüştür. Deney sonuçlarına göre devir sayısının artması ile ilerleme kuvvetinde düşüş gözlemlenmiştir. Kuvvet verilerindeki bu düşüş literatürde Alam vd. (2011) ve Wang vd. (2014)’nin çalışmalarında aldıkları sonuçlara benzerlik göstermektedir. Deney sonuçlarına göre maksimum tork 3000 rpm devir sayısında 16,35 Nmm olarak ölçülmüştür ve 10000 rpm devir sayısında 5,86 Nmm ile en düşük değerine ulaşmıştır. Deney sonuçlarına göre devir sayısının arttırılmasıyla kesme sırasında oluşan tork azalmaktadır.



**Şekil 4.10** Devir sayısının ilerleme kuvveti ve torku üzerindeki etkileri.

Kuvvet ve torktaki bu düşüş talaş formunun değişmesi ve tahliyesinin kolaylaşmasına bağlanmıştır. Şekil 4.11’de devir sayısına göre çıkartılan talaşların görseli verilmiştir. Şekle göre düşük devir sayılarında üretilen talaş spiral forma yakın, uzayan bir şekle sahipken, devir sayısı yükseldikçe talaş formu küçük parçacıklara ve toz haline gelmektedir. Dolayısı ile tahliyesi kolaylaşmaktadır. Ancak talaşın tahliyesinin kolaylaşması ile maksimum kemik sıcaklığında düşüş beklenirken, sıcaklık artışına sebep olarak düşünülen faktörlerin (1. Deformasyon bölgesindeki kayma gerilme oranının artması, kemik ve matkap ucu arasındaki sürtünmenin artması ve talaş yüzeyinden talaş akış hızının artması), talaş tahliyesi ile uzaklaştırılan ısıdan daha fazlasını ürettiği tahmin edilmektedir.

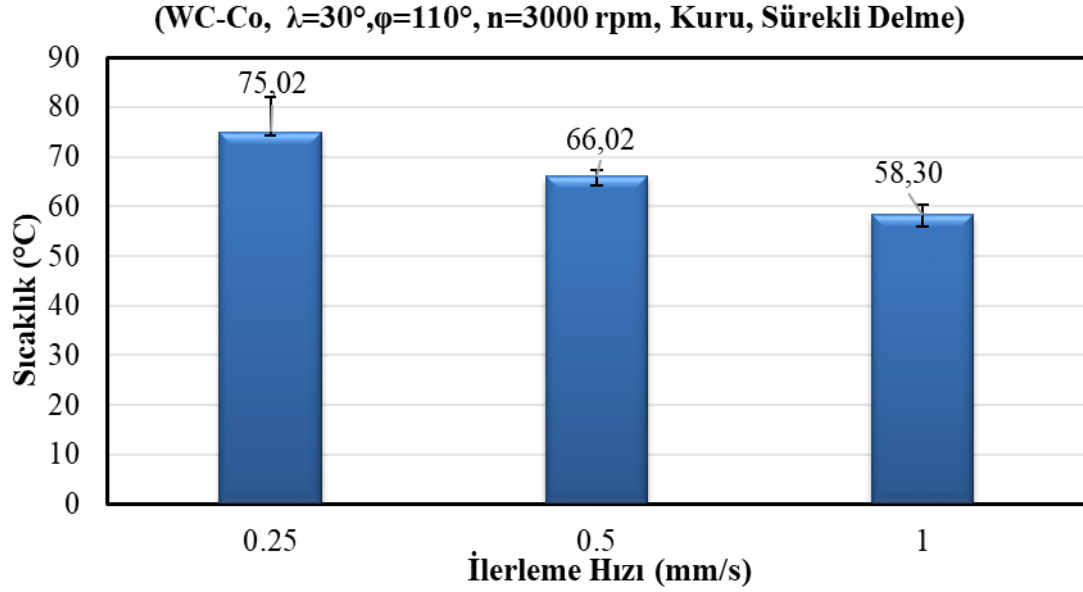


Şekil 4.11 Kemik talaşı, a) 3000 rpm, b) 5000, c) 7500 rpm, d) 10000 rpm.

#### 4.3.2 İlerleme Hızının Etkileri

Kesme parametrelerinden olan ilerleme hızının kemik delme üzerindeki etkilerini incelemek için, referans parametreler ile deneyler gerçekleştirilmişmiş. Buna göre Şekil 4.12’de ilerleme hızının maksimum kemik sıcaklığı üzerindeki etkileri gösterilmiştir. Sonuçlara göre, ilerleme hızı arttıkça maksimum kemik sıcaklığında düşüş görülmektedir. En yüksek maksimum kemik sıcaklığı 0,25 mm/s ilerleme hızında 75,02°C olarak ölçülmüş ve 1 mm/s ilerleme hızında ise 58,30°C ile en düşük değeri almıştır. Bu sonuçlar göstermektedir ki Lee vd. (2011)’nin geliştirdikleri matematiksel modelin verdiği sonuçların tam aksi gerçekleşmiştir. Deney sonuçlarına göre Sui vd. (2015)’nin geliştirdiği matematiksel model ve doğrulama deneylerinde aldıkları sonuçlara benzerlik vardır. Buna göre ilerleme hızı artışı ile kemik sıcaklığı birçok

tutarlı çalışmada olduğu gibi düşüş göstermektedir.

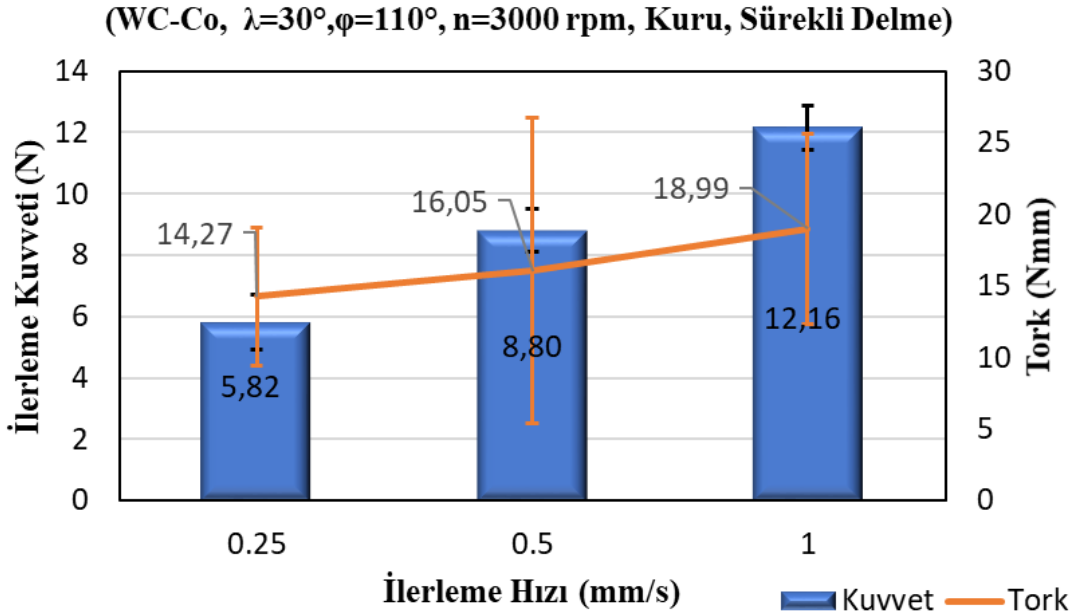


**Şekil 4.12** İlerleme hızının sıcaklık üzerindeki etkileri.

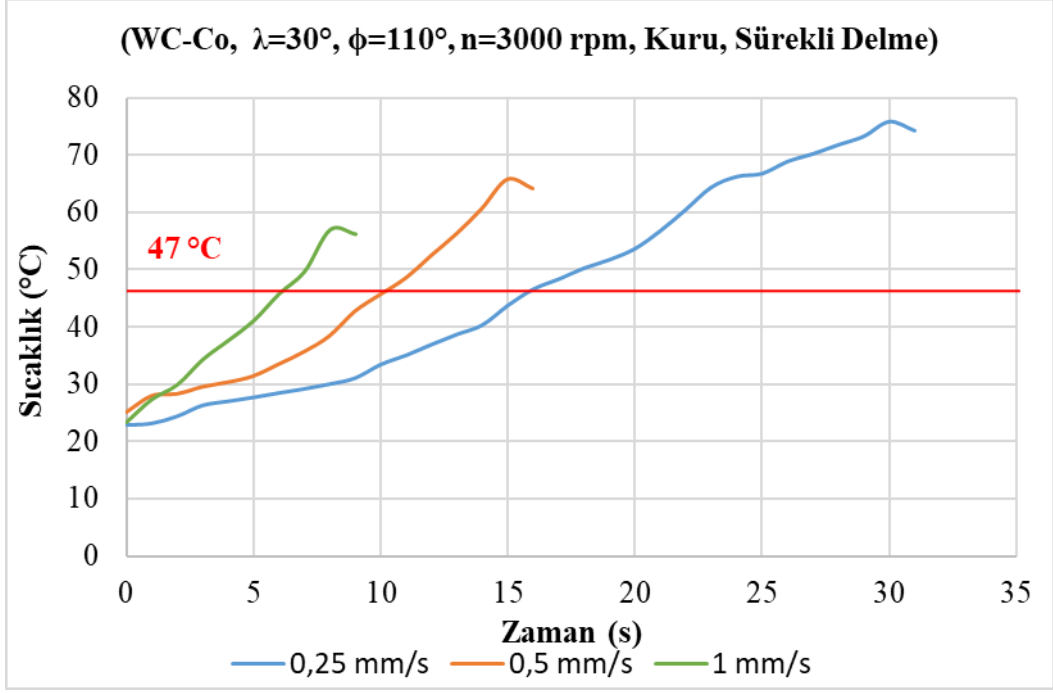
Şekil 4.13'te yapılan deneyler sonucunda ilerleme hızının hem ilerleme kuvveti hem de torku üzerindeki etkileri verilmiştir. Deney sonuçlarına göre ilerleme hızının artması ile ilerleme kuvveti ve torkunda artış gözlemlenmiştir. Kuvvet ve tork değerlerindeki artış Alam vd. (2011) ve Gupta ve Pandey (2016)'in çalışmalarında aldıkları sonuçlara benzerlik göstererek artan ilerleme hızı değeri ile artış göstermektedir. Aşağıda sıcaklık, tork ve kuvvet arasındaki ilişki yorumlanmaktadır.

İlerleme miktarının artması birim zamanda kaldırılan talaş hacminin artmasına neden olur. Bu da matkaba gelen yükü arttırmaktadır. Diğer taraftan, matkabın delik içerisinde ilerlemesi sırasında artan sıcaklık, sürtünme ve oluşan talaş sıkışması da bu artışa sebep gösterilebilir. Delik boyu arttıkça talaş sıkışmalarına bağlı olarak ısıda artmaktadır. Isı artışı ile ortaya çıkan talaşlar matkap üzerine sıvanarak matkabın rahat bir şekilde ilerlemesini engellemektedir (Yavuz vd. 2017). İlerleme hızının artışına bağlı olarak artan sürtünme ve çıkan talaş miktarının artışı göz önüne alındığında maksimum kemik sıcaklığında artış olması beklenmektedir. Ölçülen ilerleme kuvveti verilerine bakıldığında da yüksek ilerleme hızlarında yüksek ilerleme kuvvetleri gözlemlenmesi bu beklentiyi onaylamaktadır. Aynı zamanda ilerleme hızına bağlı olarak tork

değerlerinin ilerleme hızı ile artıyor olması matkap kanallarında yoğun bir talaş akışının, dolayısı ile matkap ucu talaş kenarında yoğun bir sürtünme olacağını işaretidir. Ancak ilerleme hızının artmasına bağlı olarak maksimum kemik sıcaklığındaki düşmenin sebebi, kemik talaşlarından kemik dokusuna olan ısı transferinin gerçekleştiği zamanının azalmasıdır. Delme işlemi, ısı transferi tam anlamıyla gerçekleşmeden tamamlanmaktadır. Şekil 4.14'te her bir ilerleme değeri için ham verilerden bir grafik elde edilmiştir. Grafikten de anlaşılacağı gibi, yüksek ilerleme hızları için sıcaklık değeri ani şekilde artış göstermekle birlikte, düşük ilerleme değerlerine göre daha az kemik sıcaklığına sebep olmaktadır. Bu grafik ısı transferinin tam anlamıyla gerçekleşmeden delme işleminin tamamlandığını onaylamaktadır.



Şekil 4.13 İlerleme hızının ilerleme kuvveti ve torku üzerindeki etkileri.

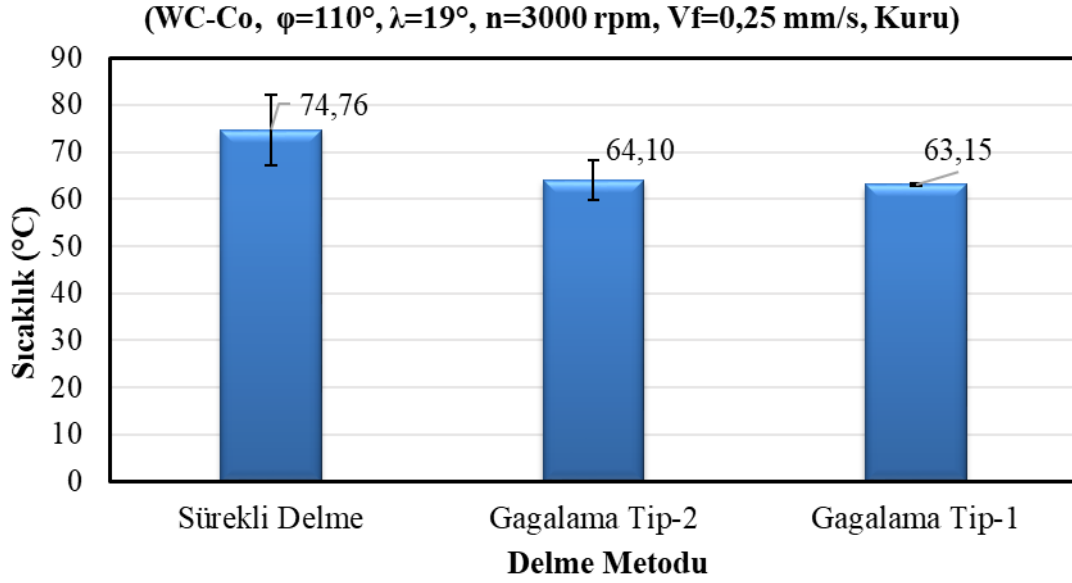


Şekil 4.14 İlerleme hızının sıcaklık üzerindeki etkilerine ait ham veri grafiği.

#### 4.4 Kesme Koşullarının Kemik Delme Üzerindeki Etkileri

##### 4.4.1 Delme Yönteminin Etkisi

Kemik delme deneylerinde, 3 farklı kesme metodu uygulanmıştır. Bu metotlar, sürekli delme, gagalama tip-1 ve gagalama tip-2 idi. Bu aşamada, soğutma kullanmaksızın yapılan uygulamanın sonuçları verilmiştir. Soğutma teknikleri ile kombine edilmiş hali ilerleyen kısımlarda mevcuttur. Buna göre, kesme metotlarının kemik delme işleminde maksimum kemik sıcaklığı üzerindeki etkileri Şekil 4.15'te gösterilmiştir.



**Şekil 4.15** Kesme metodunun sıcaklık üzerindeki etkileri.

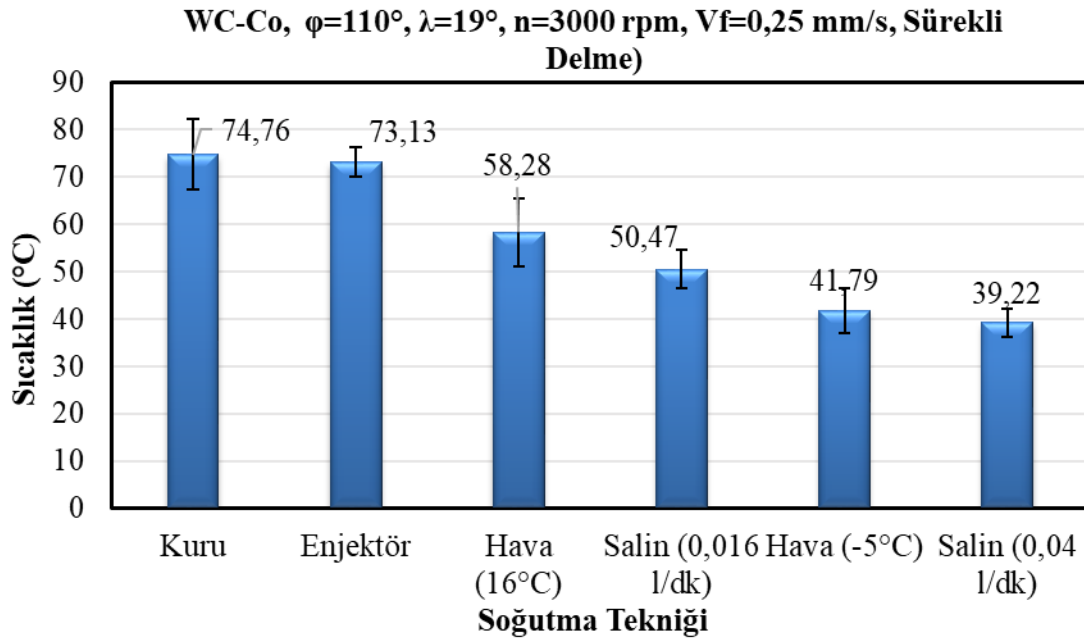
Şekle göre soğutmasız sürekli delme durumunda 74,76°C sıcaklık ölçülürken, gagalama tip-2’de 64,10°C ve gagalama tip-1’de 63,15°C sıcaklık ölçülmüştür. Buna göre sürekli delme ile 2 mm gagalama arasında önemli bir sıcaklık artışı farkı varken, kuru delme işleminin tip-1 gagalama ile tip-2 gagalama arasında ciddi bir sıcaklık farkı oluşmamıştır.

#### 4.4.2 Soğutma Yönteminin Etkisi

Kemik delme deneylerinde 2 tip soğutucu akışkan ve her bir akışkan ile ilgili 2 tip yöntem uygulanmıştır. Kullanılan soğutucular salin sıvısı ve hava idi. Salin sıvısı 16°C sıcaklıkta 0,016 l/dk debide ve 0,04 l/dk debide uygulanmıştır. Hava ise 16°C ve -5°C olmak üzere iki farklı sıcaklıkta uygulanmıştır. Aynı zamanda soğutucu akışkanların kullanıldığı esnada soğutucu ve gagalamanın birlikte olan etkisini gözlemlemek üzere gagalama metoduyla delme işlemi yapılarak sıcaklık ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Sürekli delme şartlarında soğutma durumlarının maksimum kemik sıcaklığı üzerindeki etkileri Şekil 4.16’da gösterilmiştir. Buna göre salin sıvısının enjektör yardımıyla damlatıldığı, damlatma tekniği ile soğutmasız delme arasında önemli bir fark görülmemiştir. 16°C hava ile yapılan soğutma durumunda 58,28°C maksimum kemik sıcaklığı ölçülürken, -5°C hava ile soğutma uygulandığında 39,22°C maksimum kemik

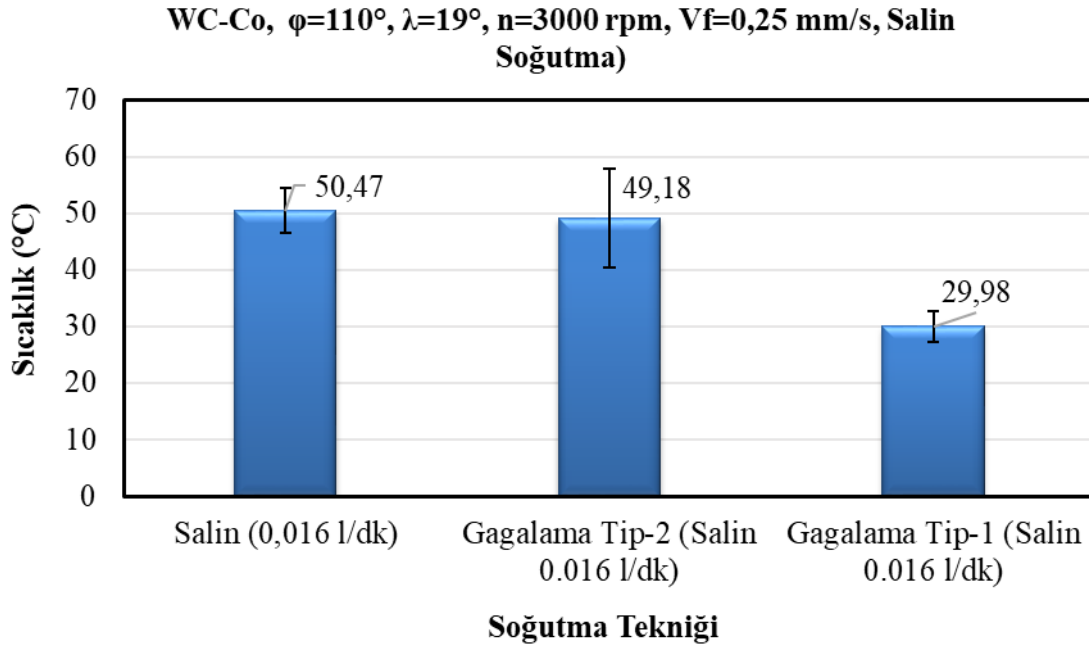


sıcaklığı ölçülmüştür. 16°C salin 0,016 l/dk debi ile uygulandığında 50,47°C maksimum kemik sıcaklığı ölçülürken 0,04 l/dk debide uygulandığında 39,22°C maksimum kemik sıcaklığı ölçülmüştür. Alam (2016b)'ın çalışmasında 0,4 l/dk debide 10°C salin sıvısı ile soğutma ile sığır femur kemikleri üzerinde deneyler gerçekleştirilmiştir. Bu deneylerde kemik sıcaklığında %70 azalma gözlemlenmiştir. Bu şartlar altında soğutucu madde olarak salin kullanıldığında kemikte termal nekrozu indüklemekten daha yüksek delme hızları ve ilerleme hızlarının kullanılabileceği sonucuna varılmıştır



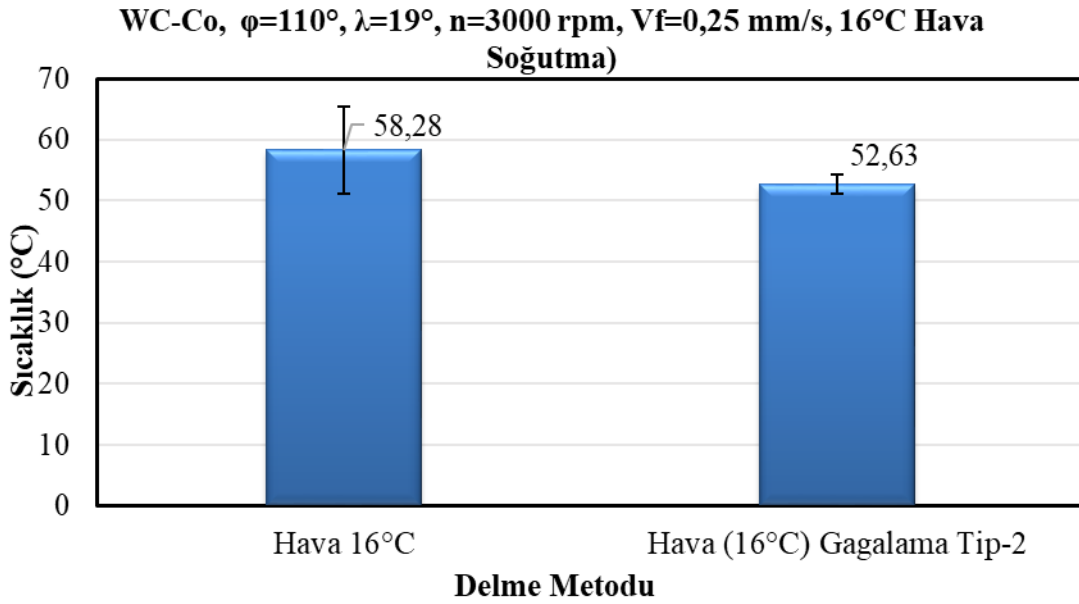
**Şekil 4.16** Soğutma metodunun sıcaklık üzerindeki etkileri.

16°C salin sıvısının 0,016 l/dk debide uygulandığı soğutma tekniğinde Tip-2 ve Tip-1 gagalama uygulanmıştır. Deney sonuçları Şekil 4.17'de verilmiştir. Buna göre sürekli delme durumunda 50,47°C maksimum kemik sıcaklığı ölçülürken Tip-2 gagalama metodu uygulandığında 49,18°C maksimum kemik sıcaklığı ölçülmüştür. Tip-1 gagalama metodu uygulandığında ise 29,98°C maksimum kemik sıcaklığı ölçülmüştür. Bu durumda 0,04 l/dk debide salin soğutma metodu için gagalama uygulamaya gerek duyulmamıştır.



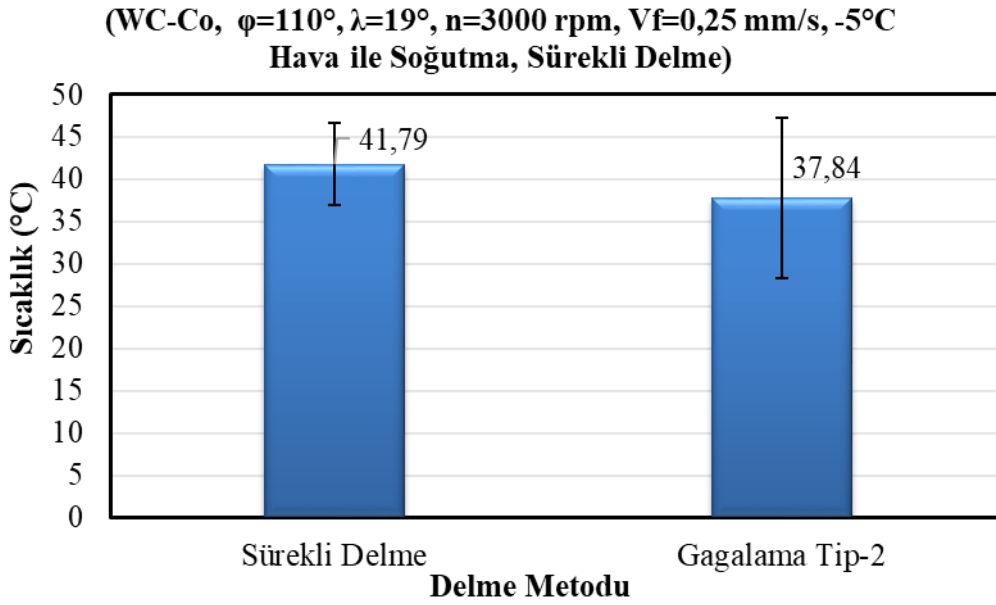
**Şekil 4.17** Salin soğutma metodunda gagalama tekniğinin sıcaklık üzerindeki etkileri.

16°C de ki havanın soğutucu akışkan olarak kullanıldığı soğutma tekniğinde, gagalama tip-2 uygulanmıştır. Buna göre sürekli delme şartlarında 58,28°C maksimum kemik sıcaklığı ölçülmüşken, tip-2 gagalama tekniğinde 52,63°C maksimum kemik sıcaklığı ölçülmüştür. Deney sonuçları Şekil 4.18’de gösterilmiştir.



**Şekil 4.18** 16°C hava soğutma metodunda gagalama tekniğinin sıcaklık üzerindeki etkileri.

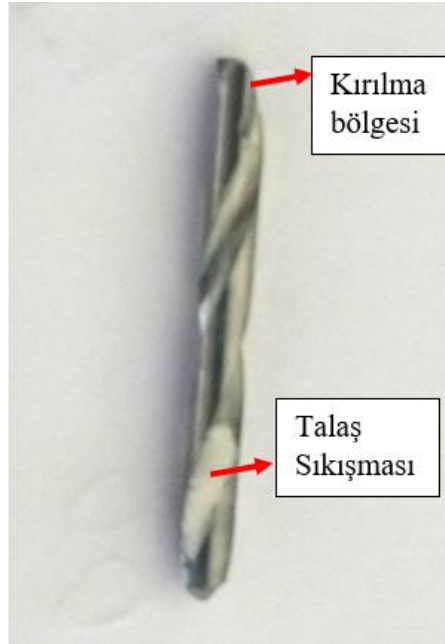
-5°C de ki havanın soğutucu akışkan olarak kullanıldığı soğutma tekniğinde, tip-2 gagalamanın etkileri araştırılmıştır. Deney sonuçları Şekil 4.19’da gösterilmiştir. Tip-2 gagalamanın sonucu uygun olduğundan Tip-1 gagalamanın deneylerinin yapılmasına gerek duyulmamıştır. Buna göre -5°C havanın soğutucu akışkan olarak kullanıldığı teknikte sürekli delme koşullarında maksimum kemik sıcaklığı 41,79°C ölçülürken, tip-2 gagalama metodunda maksimum kemik sıcaklığı 37,84°C olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.19 -5°C hava soğutma metodunda gagalama tekniğinin sıcaklık üzerindeki etkileri.

Salin sıvısı ve bir gaz olan havanın soğutma sonuçları Shakouri vd. (2017)’nin deney sonuçlarına benzerlik göstermiştir. Buna göre salin sıvısının sahip olduğu ısı kapasitenin yüksek olmasına rağmen havadan daha iyi olmayan bir soğutma sağlamıştır. Bunun nedeni, salin sıvısının kesme bölgesine nüfuziyetinin, gaz soğutuculara göre zayıf olmasıdır. Üstelik sıvının kesme bölgesine inmesi için tek yol olan matkap kanallarında kemik talaşı ile birleşerek tıkanmalara sebep olabilmektedir. 0,016 l/dk debi ile salin sıvısı uygulandığında, maksimum kemik sıcaklığının ortalama değeri 50,47°C olarak ölçülmüştür ancak ölçülen değerler arasında ciddi farklar bulunmaktadır, bu durum Şekil 4.15’de ki hata çubuğundan görülebilir. Ölçülen maksimum değerler 65°C’ye kadar çıkmıştır. Bu sıcaklık değeri 47°C nin oldukça

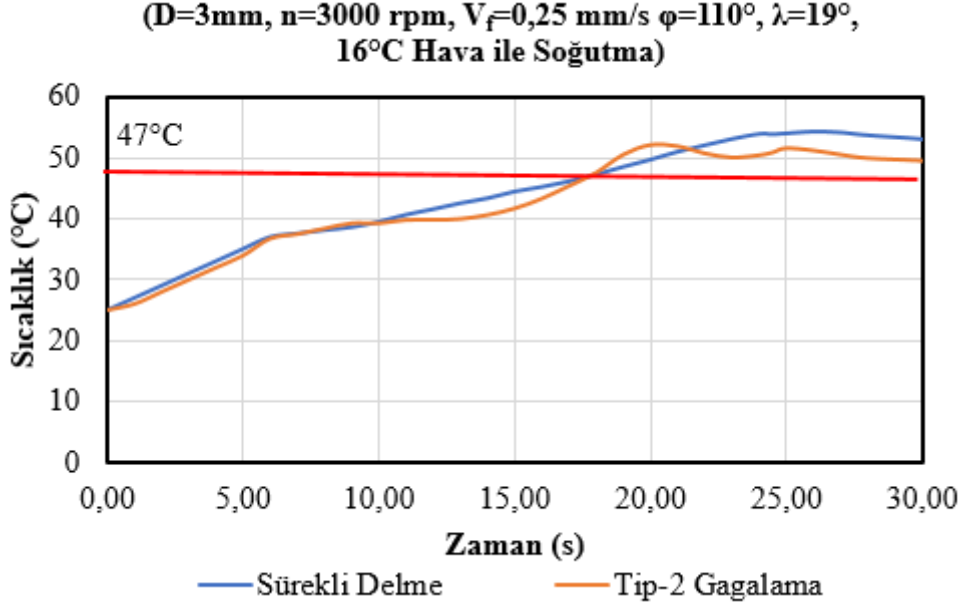
üstünde olmakla beraber literatürde bildirilen 70°C (Mortiz ve Henrique 1947) olan kemik dokusunun derhal hasar aldığı sınır sıcaklığa oldukça yakındır. Ölçülen sıcaklık verilerinin bu denli değişiklik göstermesinin sebebi kemik tozunun salin sıvısı ile birleşerek çamurlaşması ve matkap kanallarını tıkaması olarak gözlemlenmiştir. Yapılan bütün deneylerin aksine matkap ucu, tıkanmaya bağlı olarak oluşan burulma momenti sebebiyle bu deneylerde kırılmıştır. Şekil 4.20’de kırılan matkap ucu ve çamurumsu kemik talaşının kanallarda birikmesi gösterilmiştir. Bu durum cerrahi işlemlerde de gerçekleşebileceğinden 0,016 l/dk debide salin sıvısının uygulanması önerilmemektedir. Aynı sorun ile enjektör yardımıyla uygulanan salin sıvısı durumunda da karşılaşılabılır.



**Şekil 4.20** 0,016 l/dk ile salin soğutma sırasında gözlenen talaş sıkışması ve matkap ucu kırılması.

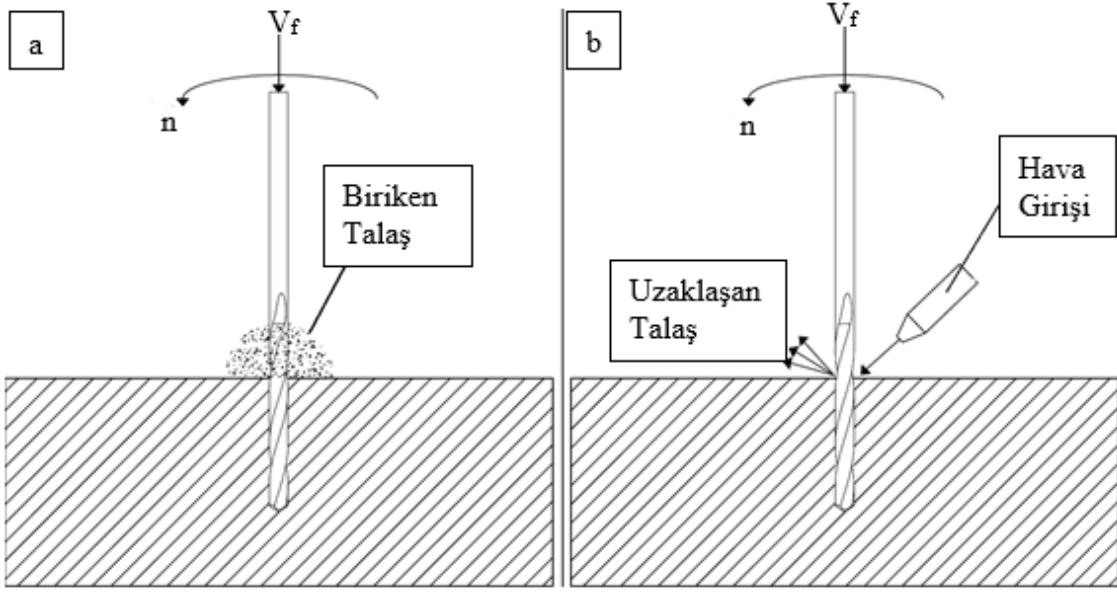
16°C Sıcaklıkta havanın soğutucu olarak kullanıldığı deneylerin sonuçlarına göre, sürekli delme koşullarında 58,28°C maksimum kemik sıcaklığı ölçülürken, tip-2 gagalama tekniği uygulandığında 52,62°C maksimum kesme sıcaklığı ölçülmüştür. Ancak bu ulaşılan yüksek sıcaklıklar delme işleminin sonlarına doğru çok kısa süreli gerçekleşmiştir. Şekil 4.21’de gösterilen sıcaklık grafiğinden anlaşılacağı gibi 16°C hava ile soğutma durumunda kesme sıcaklığı 47°C’nin üstünde yaklaşık 13 saniye kadar (0,25 mm/s ilerleme hızı ile) kalmıştır. 16°C sıcaklıktaki hava ile soğutmanın gagalama

metodu ile kombine edilmiş hali için aynı durum söz konusudur. Bu iki uygulama nekroz şartlarından biri olan 47°C ve 1 dakika şartına uygundur.



**Şekil 4.21** 16°C hava sürekli delme ve Tip-2 Gagalama koşullarında yapılan bir deneye ait sıcaklık-zaman grafiği.

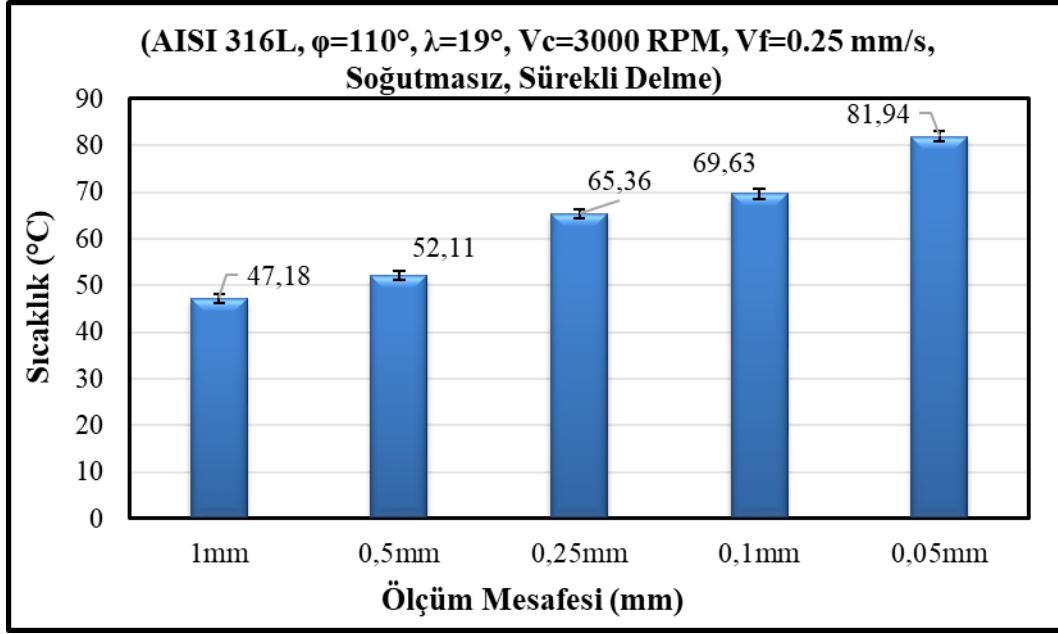
-5°C havanın soğutucu olarak uygulandığı sürekli delme ve tip-2 gagalama metotlarında, sürekli delme için maksimum kemik sıcaklığı 41,79°C ve tip-2 gagalama için 37,83°C olarak ölçülmüştür. Buna göre bu iki tipte cerrahi operasyonlar için uygundur. Hava ile soğutmanın tüm varyasyonlarında ölçülen maksimum kemik sıcaklığının, soğutmasız delme işlemlerine göre bu denli uygun sonuçlar vermesine sebep olarak, delme bölgesinin üstünde talaş birikmesinin engellenmesi düşünülmektedir. Sürekli hava tazyiki söz konusu olduğu için Şekil 4.22(b)'de gösterildiği gibi talaş birikmesi engellenmekte ve kesme bölgesinden gelen yeni talaşın çıkartılması kolaylaşmaktadır.



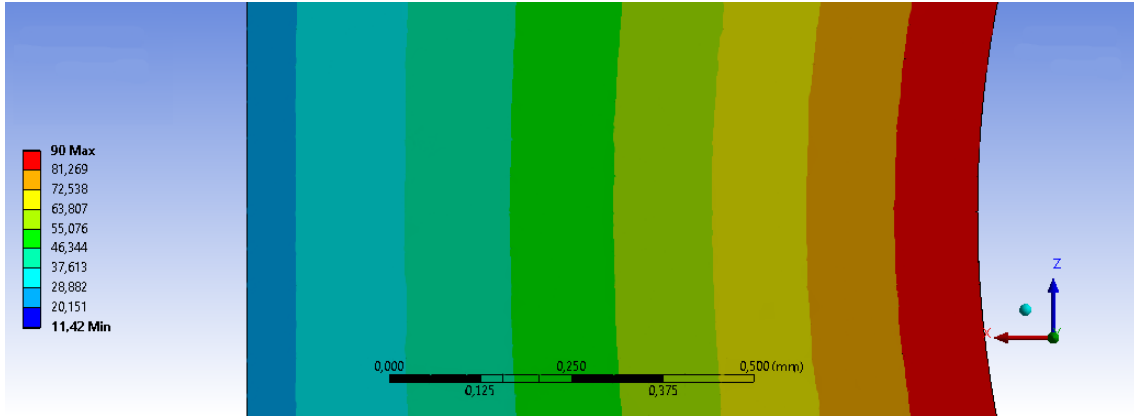
Şekil 4.22 a) Soğutmasız sürekli delme durumunda talaş birikmesi, b) hava tazyiki ile talaş birikmesinin önlenmesi.

#### 4.5 Termokupl Konumunun Ölçüm Sonuçları Üzerindeki Etkileri

Referans parametreler ile, literatürde en çok uygulanan termokupl ölçüm mesafeleri için deneyler gerçekleştirilmiştir. Literatürde uygulanmamış, 0.05mm mesafeden de ölçüm alınarak, kesme bölgesinde oluşan sıcaklığın gerçek boyutu gösterilmek istenmiştir. Ancak literatürle uyumlu olmak adına, önceki tüm deneylerde kesme bölgesine 0.1mm uzaklıktan sıcaklık ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Ölçüm mesafesinin ölçüm sonuçları üzerindeki etkilerinin araştırıldığı deneylerin sonuçları Şekil 4.23’de verilmiştir. Buna göre aynı şartlar altında gerçekleştirilen deneylerde, 1 mm uzaklıktan ölçüm yapıldığında 47,18°C maksimum kemik sıcaklığı, 0,5 mm uzaklıktan ölçüm yapıldığında 52,11°C maksimum kemik sıcaklığı, 0,25 mm uzaklıktan ölçüm yapıldığında 65,36°C maksimum kemik sıcaklığı, 0,1 mm uzaklıktan ölçüm yapıldığında 69,63°C maksimum kemik sıcaklığı ve 0,05 mm uzaklıktan ölçüm yapıldığında 81,94°C maksimum kemik sıcaklığı ölçülmüştür. Buna göre beklendiği gibi kesme bölgesine yaklaştıkça, maksimum kemik sıcaklığı artmaktadır. Şekil 4.24’te deney sonuçlarına benzer şekilde modellenmiş bir deliğin çevresindeki sıcaklık dağılımı gösterilmiştir.



Şekil 4.23 Ölçüm mesafesinin, ölçüm sonuçları üzerindeki etkileri.



Şekil 4.24 Deney sonuçlarına benzer şekilde modellenmiş bir deliğin çevresindeki sıcaklık dağılımı.

## 5. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

### 5.1 Sonuçlar

Bu çalışmada cerrahi kemik delme operasyonlarına literatürle paralel olacak şekilde benzer kemik delme işlemleri gerçekleştirilmiş, bu deneyler için piyasadan satın alınabilecek 3mm çapında AISI 316L paslanmaz çelik malzemedan üretilmiş matkap uçları ve WC-Co malzemedan üretilmiş matkap uçları kullanılmıştır. Delik delme işlemleri yerel firmalardan ticari amaçlarla öldürülen 1 yaşından küçük sığır femur kemikleri üzerinde gerçekleştirilmiştir. Çalışma da, matkap ucunun geometrisinin etkileri gözlemek amacıyla helis açısı ve uç açısının etkileri gözlemlenmiş, kesme parametrelerinden de kesme hızı ve ilerleme hızının kemik sıcaklığı üzerindeki etkileri incelenmiştir. Aynı zamanda 3 farklı soğutma tipinin etkileri denenmiştir ve gagalama delme tekniği ile kombine edilerek farklı varyasyonların kemik sıcaklığı üzerindeki etkileri araştırılmıştır. Ek olarak sıcaklığın mevcut durumunun yorumlanmasına katkıda bulunacağı düşünülerek, kemik delme işlemi sırasında ilerleme kuvveti ve tork ölçümleri yapılmıştır ve aşağıdaki sonuçlara varılmıştır:

1. Matkap uç açısı yüksek değerlerde kullanıldığında maksimum kemik sıcaklığında düşüş gözlemlenmiştir. Bu durum, uç açısı arttıkça artan kesme yüzey alanının azalmasıyla açıklanabilir, düşük uç açılı matkaplarda kesme işini yapan yüzey daha geniş olacağından kemik yüzeyi ile arasındaki sürtünme kaynaklı ısı oluşumu daha fazla olmalıdır. Yani yüksek uç açılı matkap uçlarında kesme kenarı uzunluğunun azalması kemik malzemesinde kayma deformasyonunun gerçekleşeceği 1. Deformasyon bölgesinin hacmen azalması anlamına gelmektedir. Bunun yanında 130° uç açılı matkap ucunda ilerleme kuvveti diğer uç açılı matkap uçlarına göre nispeten daha düşük ölçülmüştür, oluşan düşük kemik sıcaklığına bir sebep olarak kuvvetin düşük olması da gösterilebilirken, düşük ilerleme kuvveti operasyon sonrası oluşabilecek travmaların ve delik etrafındaki mikro çatlakların az olacağı anlamına gelmektedir (Kendoff vd. 2007, Brett vd. 2004). Literatürde de gözenekli yapıların 118° uç açısı ve üzerindeki açılarda delinmesinin önerildiği unutulmamalıdır (Şalak vd. 2005). Dolayısı ile maksimum kemik sıcaklığı açısından 130° uç açısına sahip matkap ucu önerilebilir.



2. Matkap ucu helis açısının yüksek değerlerinde maksimum kemik sıcaklığında artış gözlemlenmiştir. Bu durum, helis açısı arttıkça, aynı kesme hızında matkap ucu kanalları içerisindeki ısı taşıyıcısı olan talaşların kesme bölgesini tahliye etme sürelerinin uzamasına bağlanabilir. Helis açısının artışı ile artan tork bu durumu destekler niteliktedir. Buna göre hem maksimum kesme sıcaklığı hem de kesme sırasında oluşan ilerleme kuvvetinin düşük olması sebebiyle 12° helis açısı kemik delme işlemleri için önerilebilir.

3. Matkap malzemesinin maksimum kemik sıcaklığı üzerinde etkileri vardır. Buna göre farklı ilerleme hızları için matkap malzemesinin maksimum kemik sıcaklığı üzerindeki etkileri incelenmiş ve düşük ilerleme hızlarında AISI 316L paslanmaz çeliğinin nispeten daha büyük bir fark ile WC-Co malzemedeki üretilmiş matkap ucuna göre daha az ısınmaya sebep olduğu sonucuna varılmıştır. Deney sonuçlarına göre de minimum kemik sıcaklığının eldesinde AISI-316L paslanmaz çeliğinin cerrahi kemik delme işlemlerinde kullanılması önerilir.

4. Devir sayısının arttırılması durumunda maksimum kemik sıcaklığında çok belirgin bir artış gözlemlenmiştir. Deney sonuçlarına göre devir sayısı arttıkça, maksimum kemik sıcaklığında artış görülmüştür. Bunun sebebi, 1. deformasyon bölgesindeki kayma gerilme oranının artmasına, matkap ucu ile kemik arasındaki sürtünmenin artmasına ve matkap ucu üzerindeki talaş yüzeyi boyunca talaş akış hızının artmasına bağlanabilir. Ancak kesme hızının artışı ile ilerleme kuvveti ve torkta önemli bir düşüş gözlemlenmiştir. İlerleme kuvveti ve tork kesme hızının artışı ile düşmektedir. Kuvvet ve torktaki bu düşüş talaş formunun değişmesi ve tahliyesinin kolaylaşmasına bağlanmıştır. Çıkan talaş formuna bakıldığında, Klocke'nin talaş morfolojisi sınıflandırmasına göre kemik gevrek yapı karakteristiğindedir. Dolayısıyla talaşların boyutları da oldukça küçüktür ve kırık talaş şeklinde elde edilmiştir. Bu tip malzemelerde devir sayısının arttırılması kesme kuvvetlerini düşürecektir. Kırık talaş tiplerinin veya matkap-kemik arasına giren kırık talaşların oluşan sürtünmeyi ve sıcaklığı arttırabileceği de düşünülebilir.

Buna göre maksimum kemik sıcaklığı bakımından düşük devir sayılarının kemik delme işlemlerinde kullanılması önerilir. Ancak yüksek ilerleme kuvveti sebebiyle mikro çatlaklara sebep olabilir.

5. İlerleme hızının arttırılması durumunda maksimum kemik sıcaklığında önemli bir düşüş gözlenmiştir. Buna göre ilerleme hızı artışı ile maksimum kemik sıcaklığı düşerken, kuvvet ve tork değerlerinde artış gözlemlenmiştir. İlerleme hızının artışına bağlı olarak artan sürtünme ve çıkan talaş miktarının artışı göz önüne alındığında maksimum kemik sıcaklığında artış olması beklenmektedir. Ölçülen ilerleme kuvveti verilerine bakıldığında da yüksek ilerleme hızlarında yüksek ilerleme kuvvetlerinin gözlemlenmesi bu beklentiyi onaylamaktadır. Aynı zamanda ilerleme hızına bağlı olarak tork değerlerinin de artıyor olması matkap kanallarında yoğun bir talaş akışının, dolayısı ile matkap ucu talaş kenarında yoğun bir sürtünme olacağının işaretidir. Ancak ilerleme hızının artmasına bağlı olarak maksimum kemik sıcaklığındaki düşmenin sebebi, kemik talaşlarından kemik dokusuna olan ısı transferinin gerçekleştiği zamanının azalmasıdır. Delme işlemi, ısı transferi tam anlamıyla gerçekleşmeden tamamlanmaktadır. Bu sebep ile cerrahi kemik delme işlemlerinde yüksek ilerleme hızları önerilebilir ancak, ilerleme kuvvetinin travma ve mikro çatlaklara sebep olabileceği unutulmamalıdır.

6. Soğutma işlemi yapılmadan sadece gagalamanın kemik delme işlemi sırasında kemik maksimum sıcaklığı üzerindeki etkisi araştırılmış ve buna göre gagalama işleminin kemik maksimum sıcaklığı üzerinde önemli bir düşüşe sebep olduğu anlaşılmıştır. Buna göre sürekli delme işleminde 74,75°C maksimum kemik sıcaklığı ölçümü yapılırken, gagalama tip-2 ile 64,09°C'ye kadar düşürülmüştür. Gagalama tip-1' de ise 63,15°C maksimum kemik sıcaklığı ölçülmüştür. Buna göre soğutucu olmaksızın uygulanan tip-2 ve tip-1 gagalama metotları arasında önemli bir sıcaklık farkı gözlemlenmezken, sürekli delme metodu ile gagalama metodu karşılaştırıldığında, cerrahi kemik delme işlemlerinde gagalama metodu önerilir.

7. Soğutma tekniklerinde ise, cerrahi operasyonlarda sıklıkla uygulanan enjektör ile kesme bölgesine salın sıvısının damlatılması işlemi soğutmasız delme işlemiyle

neredeysi aynı sonuçları göstermiştir. Soğutucu kullanılmayan delme işlemlerinde ölçülen maksimum kemik sıcaklığı 74,75°C iken enjektör ile kesme bölgesine salin sıvısının damlatıldığı yöntemde, 73,12°C ölçülmüştür. Bu teknik çamurlaşma sebebiyle matkap ucu tıkanmasının sebep olduğu sıcaklık artışı nedeniyle önerilmemektedir.

0,016 l/dk debi ile salin sıvısı uygulandığında, maksimum kemik sıcaklığının ortalama değeri 50,46°C olarak ölçülmüştür, 0,04 l/dk debi ile salin sıvısı uygulandığında maksimum kemik sıcaklığı 39,22°C 'ye kadar düşmüştür. 0,016 l/dk debide uygulanan soğutmanın aksine matkap ucunda tıkanma gözlemlenmemiştir. 0,016 l/dk debi kemik delme işlemlerinde önerilmezken, 0,04 l/dk debi ile salin sıvısı kullanımı uygundur ve kullanılabilir.

0,016 l/dk debi için gagalama tekniğinin sonuçlarına göre, Tip-2 gagalama ile sürekli delme arasında 1,28°C'lik bir sıcaklık azalması olmuştur. Çok önemli bir sıcaklık farkı olmamakla birlikte, Tip-1 gagalamada, ölçülen sıcaklık 29,98°C olmuştur. Gagalamanın, 0,016 l/dk debideki salin sıvısı ile soğutma tekniğinde kemik sıcaklığındaki belirgin düşüşe etkisi oldukça fazladır. Gagalama işlemi yapılan deneylerin sonuçlarına göre bu etkinin sebebi matkap uçlarında tıkanmanın görülmemesidir. Matkap ucu delik içerisinden her çıktığında, salin tazyiki ile kanalları temizlenmektedir. Dolayısı ile kesme işlemine devam ettiği sırada kanallardan rahatlıkla talaş tahliyesini sürdürebilmektedir, buna ek olarak gagalama metodunda matkap delik içerisinden her çıktığında soğutma sıvısı delik içerisine girmekte ve kesme bölgesini soğutmaktadır. Bu nedenle 0,016 l/dk debide salin sıvısı ile soğutma Tip-1 gagalama metodu ile birlikte cerrahi işlemler için önerilebilir.

16°C havanın sürekli delme ve gagalama ile delme metotları için nekroz şartlarından biri olan 47°C ve 1 dakika şartına uygundur ve cerrahi operasyonlar için uygulanabilir. Hava soğutmanın kesme bölgesi temizliği için önerildiği durumlar vardır (Li vd. 2015).

-5°C havanın soğutucu olarak kullanılması hem sürekli delme koşullarında hem de tip-2 gagalama metodu için kemik delme işlemlerinde maksimum kemik sıcaklığı için uygundur. 16°C havaya göre iyi sonuç vermesinin tek sebebi soğutucu akışkanın

sıcaklığının düşük olmasıdır. Hava ile soğutma metotlarının tüm teknikleri, soğutmasız delmeye göre daha iyi sonuçlar verdiğiinden kullanılması önerilmektedir.

8. Ölçüm mesafesinin ölçüm sonuçlarına etkisinin incelendiği deney sonuçlarına göre, kesme bölgesinin 1 mm uzaklığa kadar osteonektroz sınır sıcaklığına ulaşılmaktadır. Ancak kemik dokusu 1 mm mesafede 47°C sınır sıcaklığının üzerinde çok kısa bir süre kalmaktadır. Buna göre osteonektroz riskinin en yüksek olduğu bölge kesme bölgesinden 0,25 mm uzaklıktaki bölgedir. Kesme şartlarına göre değişebilecek bu bölge, AISI-316L 3 mm matkap ucu ( $\phi=110^\circ$ ,  $\lambda=19^\circ$ ) ve 3000 rpm devir sayısı ile 0,25mm/s ilerleme hızı için kesme bölgesinden 0,25 mm uzaklıkta derhal gelişen kemik hasarı görülmesi ihtimal dahilindedir. Maksimum kemik sıcaklığında artışın daha az görüldüğü parametre ve geometrik özellikler ile bu risk ortadan kaldırılabilir.

## 5.2 Öneriler

1. Devir sayısının etkileri ile ilgili bahsedilen Klocke'un talaş morfolojisi sınıflandırmasına göre kemiğin gevrek malzeme statüsünde olduğundan bahsedilmişti. Bu durum, yüksek devir sayılarında toz şeklinde talaş üretilmesinden de görülmektedir. Düşük devir sayısı için kesme kuvvetlerinin yüksekliği göz önüne alındığında delik çevresinde mikro çatlaklar oluşabileceğinden bahsedilmişti. Bu iki durum göz önüne alındığında gelecek çalışmalarda delme işlemi sonrasında delik çevresinin gözlemlenerek mikro çatlakların gözlemlenmesi gerekmektedir. Aynı zamanda toz formdaki talaştan dolayı delik çevresinde talaş sıvanması olabilir. Talaş sıvanmasının gerçekleşme durumu gözlemlenmelidir.

2. İlerleme hızının etkilerine göre, yüksek ilerleme hızlarında düşük kemik sıcaklıkları gözlemlenirken, yüksek itme kuvvetleri görülmüştür. İlerleme kuvvetinin yüksek olması delik kalitesi ve mikro çatlak riskini arttırdığından, yüksek ilerleme hızları için ilerleme kuvvetinin azaltılması ile ilgili farklı geometrik özelliklere sahip matkap uçları geliştirilebilir.

3. Hava ile soğutma uygulanan yöntemde kemik sıcaklığı açısından uygun sonuçlar elde

edilmiştir. Ancak hava ile soğutma durumunda yağlayıcı işlevi görecektir bir kesme sıvısı olmaksızın bir delme işlemi gerçekleşmektedir. Bu durumda hava ile soğutma yapıldığında ilerleme kuvveti değerleri ölçülmelidir, çünkü yüksek ilerleme kuvvetleri hâlihazırda kırık olan kemik dokusunda çatlak ilerlemelerine sebep olabilir.

Tüm bunlar değerlendirildiğinde cerrahi kemik delme operasyonları için optimum matkap ucu geometrisi için, kemik sıcaklığı ve ilerleme kuvveti bakımından 130° uç açısı, kemik sıcaklığının ve ilerleme kuvvetinin düşük olması (mikro çatlak riskinin az olması) sebebiyle 12° helis açısı önerilir. Kemik maksimum sıcaklığı bakımından optimum kesme parametreleri 3000 rpm devir sayısı ve 1 mm/s ilerleme hızıdır. Soğutma metotlarından 0,04 l/dk salin sıvısı veya 16°C ile -5°C hava kullanımı önerilir. Kesme metodu olarak gagalama kullanılması çok daha iyi sonuçlar verdiği için gagalama metodu cerrahi kemik delme operasyonları için mutlaka kullanılmalıdır. Bu çalışmada sert kortikal kemik kullanılmıştır. Süngerimsi (trabeküler) kemikte de benzer delme deneylerinin yapılması önerilir.

## 6. KAYNAKLAR

- Abouzgia M B, James D F, 1995, Measurements of Shaft Speed While Drilling Through Bone, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 53, 1308-1315.
- Abouzgia MB, James DF, 1997, Temperature Rise During Drilling Through Bone, *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 12, 342–353.
- Alam K, Mitrofanov A V, Silberschmidt V V, 2011, Experimental Investigations of Forces and Torque in Conventional and Ultrasonically-Assisted Drilling of Cortical Bone, *Medical Engineering and Physics*, 33, 234-239.
- Alam K, Muhammad R, Shamsuzzoha A, Alyahmadi A, Ahmed N, 2016, Quantitative Analysis of Force and Torque in Bone Drilling, *The Journal of Engineering Research*, 14, 39-48.
- Alam K, 2016, Exploring Thermal Anisotropy of Cortical Bone Using Temperature Measurements in Drilling, *Bio-Medical Materials and Engineering*, 27, 39-48.
- Aliakhbar M F, Yusoff A R, 2018, Drilling of Bone: Effect of Drill Bit Geometries on Thermal Osteonecrosis Risk Regions, *Journal of Engineering in Medicine*, 1-12, Article number 095441191881911.
- Allan W, Williams E D, Kerawala C J, 2005, Effects of Repeated Drill Use on Temperature of Bone During Preparation for Osteosynthesis Self-Tapping Screws, *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 43, 314-319.
- Ashford R U, Pande K C, Dey A, 2001, Current Practice Regarding Re-Use of Trauma Instrumentation: Results of a Postal Questionnaire Survey, *Injury*, 32, 37-40.
- Augustin G, Davila S, Udiljak T, Vedrına D S, Bagatin D, 2009, Determination of Spatial Distribution of Increase in Bone Temperature During Drilling by Infrared Thermography: Preliminary Report, *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 129, 703-709.
- Augustin G, Davilla S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrına D S, Antabak A, 2007, Thermal Osteonecrosis and Bone Drilling Parameters Revisited, *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 128, 71-77.

- Augustin G, Zigman T, Davila S, Udilljak T, Staroveski T, Brezak D, Babic S, 2012, Cortical Bone Drilling and Thermal Osteonecrosis, *Clinical Biomechanics*, 27, 313-325.
- Bachus K N, Rondina M T, Hutchinson D T, 2000, The Effects of Drilling Force on Cortical Temperatures and Their Duration: an in Vitro Study, *Medical Engineering and Physics*, 22, 685-691.
- Bechtol C O, Ferguson A B, Laing P G, 1959, *Metals and Engineering in Bone and Joint Surgery - 1st Ed.*, Williams and Wilkins, 186p, Baltimore.
- Bertollo N, Milne H R M, Ellis L P, Stephens P C, Gillies R M, Walsh W R, 2010, A Comparison of the Thermal Properties Of 2- and 3-Fluted Drills and the Effects on Bone Cell Viability and Screw Pull-Out Strength in an Ovine Model, *Clinical Biomechanics*, 25, 613-617.
- Bertollo N, Walsh W R, 2011, Drilling of Bone: Practicality, Limitations and Complications Associated with Surgical Drill-Bits, Klika V (Ed.), *Biomechanics in Applications (53-82)*, Intech, 408p, Prague.
- Brett P, Baker D, Taylor R, Griffiths M, 2004, Controlling the Penetration of Flexible Bone Tissue Using the Stapedotomy Microdrill, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part I: Journal of Systems and Control Engineering*, 218, 343-351.
- Cordioli G, Majzoub Z, 1997, Heat Generation During Implant Site Preparation: An in Vitro Study, *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 12, 186-193.
- Costich E R, Youngblood P J, Walden J M, 1964, A Study of the Effects of High-Speed Rotary Instruments on Bone Repair in Dogs, *Oral Surgery Oral Medicine and Oral Pathology*, 17, 563-571.
- Dayan Y A, Chang C, Greenspan A, Shoenfeld Y, Gershwin M E, 2002, Pathogenesis and Natural History of Osteonecrosis, *Seminars in Arthritis and Rheumatism*, 32, 94-124.
- Dolan E B, Haugh M G, Tallon D, Casey C, Mcnamara L M, 2012, Heat-Shock-Induced Cellular Responses to Temperature Elevations Occurring During

- Orthopaedic Cutting, *Journal of The Royal Society Interface*, 9, 3503-3513.
- Donaldson C, Lecain C H, Goold V C, 1973, *Tool Design - 3rd Ed.*, Tata Mcgraw Hill, 981p, New York.
- Ercoli C, Funkenbusch P D, Han J L, 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 and Maxillofacial Implants*, 19, 335-359.
- Eriksson A R, Albrektsson T, Albrektsson B, 1984, Heat Caused By Drilling Cortical Bone: Temperature Measured in Vivo in Patients and Animals, *Acta Orthopaedica Scandinavia*, 55, 639-631.
- Farnworth G H, Burton J A, 1974, Optimization of Drill Geometry for Orthopaedic Surgery, 14th International Machine Tool Design and Research Conference, 12-14 September 1974, Manchester, England, 227-233.
- Fincham B M, Jaeblon T, 2011, The Effect of Drill Bit, Pin, and Wire Tip Design on Drilling, *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 19, 574-579.
- Fuchsberger A, 1988, Damaging Temperature During the Machining of Bone, *Unfallchirurgie*, 14, 173-183.
- Garcia O G, Mombiela F L, Fuente C D, Jimenez C, Aranguez M G, Escribano D G, Martin J V, 2004, The Influence of the Size and Condition of the Reamers on Bone Temperature During Intramedullary Reaming, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 86, 994-999.
- Gök K, 2014, Kemik Delme İşleminde Isıl Hasarın Önlenmesi İçin Matkap Tasarımı ve Prototip İmalatı, Kocaeli Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 152s, Kocaeli.
- Guo P, Zou B, Huang C Z, Gao H, 2017, Study on Microstructure, Mechanical Properties and Machinability of efficiently Additive Manufactured AISI 316L Stainless Steel Byhigh-Power Direct Laser Deposition, *Journal of Materials Processing Technology*, 240, 12-22.



- Gupta V, Pandey P M, 2016, An in Vitro Study of Cutting Force and Torque During Rotary Ultrasonic Bone Drilling, Proceedings of The Institution of Mechanical Engineers Part B, Journal of Engineering Manufacture, 232, 1549-1560.
- Hillery M T, Shuaib I, 1999, Temperature Effects in the Drilling of Human and Bovine Bone, Journal of Materials Processing Technology, 92-93, 302-308.
- Hutchinson D T, Bachus K N, Higgenbotham T, 2000, External Fixation of the Distal Radius: To Pre-drill or not to Pre-drill, The Journal of Hand Surgery, 25, 1064-1068.
- Jacobs C H, Pope M H, Berry J T, Hoaglund F T, 1974, A Study of the Bone Machining Process- Orthogonal Cutting, Journal of Biomechanics, 7, 131-136.
- Jacob C H, Berry J T, Pope M H, Hoaglund F T, 1976, A Study of the Bone Machining Process-Drilling, Journal of Biomechanics, 9, 343-349.
- Kalidindi V, 2004, Optimization of Drill Design and Coolant Systems During Dental Implant Surgery, University of Kentucky, Graduate School, Master Thesis, 67p, Kentucky.
- Karaca F, Aksakal B, Kom M, 2011, Influence of Orthopaedic Drilling Parameters on Temperature And Histopathology Of Bovine Tibia: an in Vitro Study, Medical Engineering and Physics, 33, 1221-1227.
- Karmani S, Lam F, 2004, The Design and Function of Surgical Drills And K-Wires, Current Orthopaedics, 18, 484-490.
- Kaynak Y, 2006, Matkap İle Delik Delme Esnasında Kesme Parametrelerinin Kesme Kuvveti ve Sıcaklığın Değişimine Etkisinin Deneysel Olarak İncelenmesi, Marmara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 146s, İstanbul.
- Kendoff D, Citak M, Gardner M J, Stübig T, Krettek C, Hübner T, 2007, Improved Accuracy of Navigated Drilling Using a Drill Alignment Device, Journal of Orthopaedic Research, 25, 951-957.
- Kondo S, Okada Y, Iseki H, Hori T, Takakura K, Kobayashi A, Nagata H, 2000, Thermological Study of Drilling Bone Tissue with a High-Speed Drill,

- Neurosurgery, 46, 1162-1168.
- Lee J, Rabin Y, Ozdoganlar O B, 2011, A New Thermal Model for Bone Drilling with Applications to Orthopaedic Surgery, *Medical Engineering and Physics*, 33, 1234-1244.
- Lee J, Ozdoganlar O B, Rabin Y, 2012, An Experimental Investigation on Thermal Exposure During Bone Drilling, *Medical Engineering and Physics*, 34, 1510-1520.
- Lee J, Gozen B A, Ozdoganlar O B, 2012, Modeling and Experimentation of Bone Drilling Forces, *Journal of Biomechanics*, 45, 1076-1083.
- Lee J, Chavez C L, Park J, 2018, Parameters Affecting Mechanical and Thermal Responses in Bone Drilling: A Review, *Journal of Biomechanics*, 71, 4-21.
- Li C, Zhao H, Ma H, Hou Y, Zhang Y, Yang M, vd., 2015, Simulation Study on Effect of Cutting Parameters and Cooling Mode on Bone-Drilling Temperature Field of Superhard Drill, *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 81, 2027-2038.
- Liu Y, Belmont B, Wang Y, Tai B, Holmes J, Shih A, 2017, Notched K-Wire for Low Thermal Damage Bone Drilling, *Medical Engineering and Physics*, 45, 25-33.
- Marciniak J, Paszenda Z, Kaczmarek M, Szewczenko J, Basiaga M, Gierzyńska M, Lacki P, Wear Investigations of Tools Used in Bone Surgery, *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering*, 20, 259-262.
- Matthews L S, Hirsch C, 1972, Temperatures Measured in Human Cortical Bone When Drilling, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 54:297e308.
- Matthews L S, Green C A, Goldstein S A, 1984, The Thermal Effects of Skeletal Fixation-Pin Insertion in Bone, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 66, 1077-1083.
- Mellinger J C, Ozdoganlar B O, Devor R E, Kapoor S G, 2002, Modeling Chip-Evacuation Forces and Prediction of Chip-Clogging in Drilling, *Journal of Manufacturing Science and Engineering*, 124, 605-614.
- Moritz A R, Henriques F C, 1947, Studies of Thermal Injury II. The Relative

- Importance of Time and Surface Temperature in the Causation of Cutaneous Burns, *American Journal of Pathology*, 23, 695-720.
- Nam O, Yu W, Choi M Y, Kyung H M, 2006, Monitoring of Bone Temperature During Osseous Preparation for Orthodontic Micro-Screw Implants: Effect of Motor Speed and Ressure, *Key Engineering Materials*, 321-323, 1044-1047.
- Natali C, Dowell J, Ingle P, 1996, Orthopaedic Bone Drills—Can They be Improved Temperature Changes Near the Drilling Face, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 78, 357-362.
- Oh K, Pandher D, 2010, A New Mode of Clinical Failure of Porous Tantalum Rod, *Indian Journal of Orthodaedics*, 44, 464.
- Oswald P F, Muñoz J, 1996, *Manufacturing Processes and Systems*, John Wiley and Sons, 880p, USA.
- Pallan FG, 1960, Histological Changes in Bone After Insertdon of Skeletal Fixation Pins, *Journal of Oral Surgery, Anesth. Hosp. Dent Serv*, 18, 400–408.
- Pandey R K, Panda S S, 2013, Drilling of Bone: A Comprehensive Review, *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, 4, 15-30.
- Perren S M, 2002, Evolution of The Internal Fixation of Long Bone Fractures, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 84, 1093-1110.
- Plaskos C, Hodgson A J, Cinquin P, 2003, Modelling and Optimization Of Bone-Cutting Forces in Orthopaedic Surgery, *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, November 15-18 2003, Montreal, 254-261.
- Psillakis J M, Nocchi V L, Zanini S A, 1979, Repair of Large Defect of Frontal Bone with Free Graft of Outer Table of Parietal Bones, *Plastic and Reconstructive Surgery*, 64, 827-830.
- Ratner B D, Hoffman A S, Lemons J E, Schoen F J, 2004, *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*, Elsevier Academic Press, 864p, New York
- Saha S, Pal S, Albright J A, 1982, *Surgical Drilling: Design and Performance of an*

- Improved Drill, *Journal of Biomechanical Engineering*, 104, 245-252.
- Salak A, Selecka M, Danninger H, 2005, *Machinability of Powder Metallurgy Steels*, Cambridge International Science Publishing, 551, Cambridge.
- Shakouri E, Hassanalideh H H, Gholampour S, 2017, Experimental Investigation of Temperature Rise in Bone Drilling with Cooling: A Comparison Between Modes of Without Cooling Internal Gas Cooling and External Liquid Cooling, *Journal of Engineering Medicine*, 232, 45-53.
- Sneath R S, 1964, The Determination of Optimum Twist Drill Shape for Bone, *Biomechanics and Related Bio-Engineering Topics*, September 1964, Glasgow, 41-45.
- Soriano J, Garay A, Ishii K, Sugita N, Arrazola P J, Mitsuishi M, 2013, A New Surgical Drill Bit Concept for Bone Drilling Operations, *Materials and Manufacturing Processes*, 28, 1065-1070.
- Soylu A, 2007, Bir Delme Dinamometresi Tasarım Ve İmalatı ile HSS–1040 Malzeme Çiftinde İlerleme Kuvveti ve Döndürme Momentinin Analizi, Selçuk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, 98s, Konya.
- Staroveski T, Brezak D, Udiljak T, 2015, Drill Wear Monitoring in Cortical Bone Drilling, *Medical Engineering and Physics*, 37, 560-566.
- Sui J, Sugita N, Mitsuishi M, 2015, Thermal Modeling of Temperature Rise for Bone Drilling with Experimental Validation, *Journal of Manufacturing Science and Engineering*, 137, Article number 061008.
- Tai B L, Palmisano A C, Belmont B, Irwin T A, Holmes J, Shih A J, 2015, Numerical Evaluation of Sequential Bone Drilling Strategies Based on Thermal Damage, *Medical Engineering and Physics*, 37, 855-861.
- Thompson HC, 1958, Effect of Drilling Into Bone, *Journal of Oral Surgery*, 16, 22–30.
- Toews A R, Bailey J V, Townsend H G, Barber S M, 1999, Effect of Feed Rate and Drill Speed on Temperatures in Equine Cortical Bone, *American Journal of Veterinary Research*, 60, 942-944.
- Toparli M, Sen F, Culha O, Celik E, 2007, Thermal Stress Analysis of HVOF Sprayed

- WC Co/NiAl Multilayer Coatings on Stainless Steel Substrate Using Finite Element Methods, *Journal of Materials Processing Technology*, 190, 26-32.
- Udiljak T, Ciglar D, Skoric S, 2007, Investigation into Bone Drilling and Thermal Bone Necrosis, *Journal of Advances in Production Engineering and Management*, 2, 103-112.
- Umbrello D, Saoubi R M, Outeito J C, 2007, The Influence of Johnson–Cook Material Constants on Finite Element Simulation of Machining of AISI 316L Steel, *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 47, 462-470.
- Ünver T, 2013, El-Bilek Kemikleri, Servikal Vertebra ve Dişlerin Gelişim Dönemlerine Göre Kronolojik Yaş Evrelerinin El-Bilek Grafipleri ve Dental Volumetrik Tomografi ile Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi, Marmara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 110s, İstanbul.
- Wang W, Shi Yikai, Yang N, Yuan X, 2014, Experimental Analysis of Drilling Process In Cortical Bone, *Medical Engineering and Physics*, 36, 261-266.
- Wang Y, Cao M, Zhao X, Zhu G, Mcclean C, Zhao Y, Fan Y, 2014, Experimental Investigations and Finite Element Simulation of Cutting Heat in Vibrational and Conventional Drilling of Cortical Bone, *Medical Engineering and Physics*, 36, 1408-1415.
- Wiggins K L, Malkin S, 1976, Drilling of Bone, *Journal of Biomechanics*, 9, 553-559.
- Wiggins K L, Malkin S, 1978, Orthogonal Machining of Bone, *Journal of Biomechanical Engineering*, 100, 122-130.
- Wolfson K A, Seeger L L, Kadell B M, Eckardt J J, 2000, Imaging of Surgical Paraphernalia: What Belongs in the Patient and What Does Not, *Radiographics*, 20, 1665-1673.
- Yang Y X, Wang C Y, Qin Z, Xu L L, Song Y X, Chen H Y, 2010, Drilling Force and Temperature of Bone by Surgical Drill, *Advanced Materials Research*, 126-128, 779-784.
- Yavuz M, Gökçe H, Yavaş Ç, Korkut İ, Şeker U, 2017, Matkap Geometrisinin Delik Kalitesi ve Kesme Performansına Etkisi, *Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri*

Enstitüsü Dergisi, 21, 1051-1066.

Yeager C, Nazari A, Arola D, 2008, Machining Of Cortical Bone: Surface Texture, Surface Integrity and Cutting Forces, Machining Science and Technology, 12, 100-118.

Zani L, Erani P, Grassi L, Taddei F, Cristofolini L, 2015, Strain Distribution in the Proximal Human Femur During in Vitro Simulated Sideways Fall, Journal of Biomechanics, 48, 2130-2143.

### **İnternet Kaynakları**

- 1- <https://3dprintingindustry.com/news/metal-3d-printing-enables-bone-drill-intricate-cooling-system-117340/>, 14.03.2020
- 2- <https://www.eokultv.com/destek-ve-hareket-iskelet-kemik-ve-doku-sistemi-6-sinif/24269/kemik-yapisi>, 14.03.2020
- 3- <https://www.shutterstock.com/tr/search/nekroz>, 14.03.2020
- 4- <https://tibp.blob.core.windows.net/coromant/90682b0d-5bba-47f3-8a82-905dba6154fc.pdf>, 05.02.2020
- 5- [http://www.uniontool.co.jp/english/tech\\_11.html](http://www.uniontool.co.jp/english/tech_11.html), 14.03.2020
- 6- [http://az621074.vo.msecnd.net/syk-mobile-content-cdn/global-content-system/SYKGCSDOC-2-45297/yZfdw412QB9srjgnxmTL3abtpyQupQ/AXSOS\\_ST\\_47.pdf](http://az621074.vo.msecnd.net/syk-mobile-content-cdn/global-content-system/SYKGCSDOC-2-45297/yZfdw412QB9srjgnxmTL3abtpyQupQ/AXSOS_ST_47.pdf), 14.03.2020
- 7- <https://www.giangrandi.org/mechanics/sheetmetaldrill/sheetmetaldrill.shtml>, 14.03.2020

## ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Abdurrahman Reis  
Doğum Yeri ve Tarihi : Eskişehir / 05.10.1994  
Yabancı Dili : İngilizce  
İletişim (Telefon / e-posta) : +905077981614 / areis399@gmail.com

### Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : H. Ahmet Kanatlı Anadolu Lisesi (2008 –2012)  
Lisans : Bozok Üniversitesi, Mühendislik Mimarlık Fakültesi,  
Makine Mühendisliği Böl., (2012– 2016)  
Yüksek Lisans : Afyon Kocatepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Ens., Makine  
Mühendisliği (2017– 2020)

### Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl

: Çiftçiler Elektrik Mak. İnş. Taah. San. Tic. Ltd. Şti.  
(2017 –2019)